Escola Superior Saúde

Instituto Politécnico do Porto

Tiago Miguel Cardoso Valente

Efeito da musculatura estabilizadora lombar no *tilt* pélvico: flexão ativa do joelho em decúbito ventral

Orientador: Doutor Rui Macedo

Co-orientador: Doutora Andreia Sousa

Unidade Curricular de Projeto em Fisioterapia

Mestrado em Fisioterapia

Opção Terapia Manual Ortopédica

Setembro 2016

Escola Superior de Saúde

Instituto Politécnico do Porto

Tiago Miguel Cardoso Valente

Efeito da musculatura estabilizadora lombar no *tilt* pélvico: flexão ativa do joelho em decúbito ventral

Dissertação submetida à Escola Superior de Saúde, do Instituto Politécnico 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 Doutor Rui Manuel Urbano Veiga de Macedo, professor adjunto, da Área Técnico-Científica de Fisioterapia.

Setembro 2016

Efeito da musculatura estabilizadora lombar no *tilt* pélvico: flexão ativa do joelho em decúbito ventral

Tiago Valente[1], Rui Macedo[2], Andreia Sousa[3]

[1]ESS – Escola Superior Saúde, Porto, Portugal

Tiago_valente@hotmail.com

[2]CEMAH - Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana, Porto, Portugal

rmacedo@estsp.ipp.pt

[3]ATCF – Área Técnico-Científica da Fisioterapia, Porto, Portugal

asps@estsp.ipp.pt

Resumo

Introdução: As lombalgias inespecíficas estão associadas disfunções de controlo motor, como por exemplo alterações do padrão de recrutamento, que comprometem a estabilidade. Esta pode ser avaliada pelo teste flexão ativa do joelho em decúbito ventral (FAJDV). A amplitude de movimento da coluna lombar, até aos 90º de flexão do joelho é um indicador de estabilidade. Será que em populações assintomáticas, alterações do padrão de recrutamento correlacionam-se com alterações da estabilidade?

Objetivo(s): avaliar a estabilidade lombar, em função dos onsets e em função de diferentes sequências de ativação, no teste FAJDV.

Métodos: realizou-se um estudo observacional, analítico e transversal com uma amostra de 30 participantes sem história de dor lombar nos últimos 12 meses. Avaliou-se os *onsets* do transverso do abdómen, eretor da coluna, grande glúteo e do semi-tendinoso, durante FAJDV. Recorreu-se à regressão linear simples e ρ *Spearman* para verificar correlações entre os *onsets* do transverso do abdómen, eretor da coluna, grande glúteo e o arco lombar total (ALT) e o arco lombar aos 90º de flexão do joelho (AL90FJ). Identificaram-se as duas principais sequências que levaram à criação do grupo 1, em que o transverso do abdómen ativa antes do eretor da coluna (TrA-EC), e o grupo 2, em que o transverso ativa depois do eretor da coluna (EC-TrA). Para comparar as amplitudes do movimento entre grupos, recorreu-se ao teste de *Mann-Whitney*, com nível de significância de 5% e intervalo de confiança de 95%.

Resultados: no grupo 1 (TrA-EC) registou-se que o ALT e o AL90FJ, foram estatisticamente menores que o grupo no 2 (EC-TrA), ($p<0.05$).

Conclusão: A sequência de ativação correlacionam-se com as amplitudes de movimento da coluna lombar

Palavras-chave: teste de controlo motor; lombalgia inespecífica; eletromiografia; músculos estabilizadores lombares.

Abstract

Background: The non-specific low back pain is associated with motor control dysfunction, such as changes in the pattern of recruitment, which undermine stability. This can be assessed by active knee flexion test in the prone position (FAJDV). The range of motion of the lumbar spine, up to 90 ° of knee flexion is an indicator of stability. Will in asymptomatic populations, the pattern changes recruitment correlate with changes in stability?

Aim(s): evaluating lumbar stability, depending on the onsets and different activation sequence, in FAJDV test.

Methods: We held an observational, analytical and cross-sectional study with a sample of 30 participants with no history of low back pain in the last 12 months. We evaluated the transverse abdominal onsets, erector spine, gluteus maximus and semitendinosus during FAJDV. Resorted to the simple linear regression and ρ Spearman to verify correlations between the transverse abdominal onset, spinal erector, gluteus maximus and the total ROM (ALT) and low back ROM to 90 ° of knee flexion (AL90FJ). Identified to the two major sequences that led to the creation of Group 1, in which the transverse abdominal active before the spine erector (TrA-EC), and group 2, in which the active shear after column erector (EC-TrA). To compare the amplitudes of movement between groups, we used the Mann -Whitney test, with significance level of 5 % and 95% confidence interval.

Results: in group 1 (TrA-EC) was recorded for ALT and AL90FJ ware statistically lower than group 2 (EC-TrA), ($p<0.05$).

Conclusion: The activation sequence correlates with the amplitudes of motion of lumbar spine.

Key words: motor control test; unspecific low back pain; electromyography; lumbar stabilizers.

1 Introdução

Estima-se que 84% das pessoas experiencie pelo menos um episódio de dor lombar ao longo da vida e que após o primeiro episódio entre 44% a 78% tenha uma recidiva (Airaksinen et al., 2006). Ainda assim um diagnóstico definitivo apenas é possível em 15% dos casos (patologia específica na coluna e dor radicular), sendo os restantes 85% designados de dor lombar inespecífica (DLI)(Gordon Waddell, 2004). A inespecifidade desta classificação (Leboeuf-Yde, Lauritsen, & Lauritzen, 1997) torna necessário uma subclassificação (G. Waddell, 2005), havendo a ideia que a maioria casos de DLI sejam de origem mecânicas enquanto os restantes 30% sejam de origem não mecânica, nomeadamente de sensitização central, (Gutknecht, Mannig, Waldvogel, Wand, & Luomajoki, 2015) .

A DLI de origem mecânica, têm sido consideradas como resultado de disfunções de controlo motor (DCM), (O'Sullivan, 2005). De fato, as DCM estão associadas ao aparecimento de patologia articular (Roussel et al., 2009), desencadeadas por microtraumas repetidos (McGill, 1997), fora da zona neutra de movimentos, (M. M. Panjabi, 1992). A hipótese de instabilidade articular estar associada a esta condição, explica a evolução patológica para quadros como a sinovite, laxidez capsular e osteófitos (Barz et al., 2014).

Para identificar as disfunções de controlo de motor, têm sido utilizados na área clínica, testes de controlo motor, que avaliam a estabilidade lombar e pélvica (M. Comerford & Mottram, 2012; Sahrmann, 2001). Sendo estabilidade entendida como um processo dinâmico que inclui posições estáticas e movimento controlado (Barr, Griggs, & Cadby, 2005). Nesse sentido teste de Flexão Ativa do Joelho em Decúbito Ventral (FAJDV), que poderá considerar-se como movimento controlado, foi proposto como uma ferramenta de diagnóstico para disfunções de controlo motor lombo-pélvico (Luomajoki, Kool, de Bruin, & Airaksinen, 2007; Sahrmann, 2001). Este teste procura avaliar a estabilidade gerada pela musculatura lombar e abdominal a quando de um movimento auto provocativo de desequilíbrio sendo disfunção mais comum, a extensão excessiva da coluna lombar que ocorre antes do joelho completar 90 graus de flexão, podendo estar ou não estar associada ao movimento de rotação lombar/cintura pélvica (Luomajoki et al., 2007; Sahrmann, 2001), A sua ocorrência revela alterações de padrão de recrutamento dos músculos estabilizadores, tais como atraso no *onset*, deficiente recrutamento e perda do controlo da posição neutra da articulação (M. J. Comerford & Mottram, 2001b). Padrões alterados de recrutamento estão associados, quer à dor lombar mecânica aguda quer à dor crónica (Hodges & Moseley, 2003)

As caraterísticas fundamentais dos músculos estabilizadores residem na sua co-contração simultânea, nomeadamente de agonistas e antagonistas, no sentido de manter uma posição

estável em volta da articulação, com *onset* prévio à perturbação, por meio de feed-forward ou feedback, ter uma ação de controlo da zona neutra (Sangwan, Green, & Taylor, 2014).

A relação entre o movimento produzido na coluna lombar e o FAJDV, reside na geração de ajustes posturais antecipatórios (APA) e ajustes posturais compensatórios (APC) na coluna lombar. Os APAs e APCs caracterizam-se por forças reativas de magnitude e direção opostas ao movimento desestabilizador (Bouisset S, 1981). Os APA são vistos como uma linha de defesa contra um efeito desestabilizador aquando da aplicação de um movimento perturbador sendo específicos, em termos de duração, amplitude, direção e em função da tarefa motora (Yiou, Caderby, & Hussein, 2012) ocorrendo entre os -150 ms e 50 ms depois do evento perturbador (Aruin, Forrest, & Latash, 1998). No caso do FAJDV, o evento perturbador será considerado a flexão do joelho, levada a cabo pelos músculos bíceps femural, semi-membranoso e semi-tendinoso. Este último será teoricamente o primeiro a ser ativado (Lewis & Sahrmann, 2009) e daí ser designado de *prime mover* (Keane, 2016).

Em condições de instabilidade postural, em indivíduos saudáveis, os APA podem ser diminuídos. (Aruin et al., 1998), aumentados (Shiratori & Latash, 2000) ou não sofrerem modificações (Horak & Nashner, 1986), dependendo também da tarefa, configuração corporal (Aruin, 2003; van der Fits, Klip, van Eykern, & Hadders-Algra, 1998) e magnitude da perturbação (Aruin, 2002).

O padrão de movimento envolvido nestes ajustes posturais deve assegurar a estabilidade segmentar (Lavender, Tsuang, Andersson, Hafezi, & Shin, 1992; McGill, Grenier, Kavcic, & Cholewicki, 2003) traduzindo-se pela co-contracção dos músculos estabilizadores da coluna lombar. De destacar, no sistema muscular local, a co-contracção do transverso abdominal (TrA) e multifidus (MU) (Richardson & W.Hodges, 2016). O TrA confere estabilidade à coluna Lombar (CL) por meio do tensionamento da fáscia toraco-lombar e pela geração de pressão intra-abdominal (Barker et al., 2006; Cresswell & Thorstensson, 1994; P. Hodges et al., 2003). Por meio de contração isométrica, este músculo parece ter um papel estabilizador, quer na flexão, quer na extensão (McCook, Vicenzino, & Hodges, 2009). Associado ao TrA estão a fibras inferiores do oblíquo interno, que funcionam de forma sinérgica (Hodges P, 1999). Por seu lado o MU é responsável pela geração de 2/3 da estabilidade segmentar (M. Panjabi, Abumi, Duranceau, & Oxland, 1989; Wilke, Wolf, Claes, Arand, & Wiesend, 1995) e também lhe é atribuída a função de manter a zona neutra (M. Panjabi et al., 1989). O grande glúteo (GG) classificado como um estabilizador (M. J. Comerford & Mottram, 2001a) é outro músculo comumente incluído no estudo de testes de controlo motor da região lombo-pélvica (Tateuchi, Taniguchi, Mori, & Ichihashi, 2012; Vogt & Banzer, 1997).

Disfunções nos músculos acima referidos, estão associadas às lombalgias aguda e crónica (Wong, Parent, Funabashi, & Kawchuk, 2014). De facto, nas lombalgias, constatou-se atraso da ativação do TrA (Hodges & Richardson, 1997), o mesmo se verificando no músculo GG que se encontra atrasado na sua ativação face aos assintomáticos, tratando-se de uma alteração na sequência de recrutamento (M. J. Comerford & Mottram, 2001b) e frequentemente encontra-se mais fraco face aos saudáveis (Cooper et al., 2016). Na mesma linha, disfunções no MU, como por exemplo inibição, atrofia (Freeman, Woodham, & Woodham, 2010) e infiltrações por tecido adiposo (Parkkola, Rytokoski, & Kormano, 1993) , são comuns na lombalgia crónica. Por outro lado, indivíduos com lombalgia crónica tendem a ter movimento prematuro da coluna lombar e pélvis assim como movimento excessivo aquando de testes de controlo motor (Scholtes, Gombatto, & Van Dillen, 2009). No entanto não se conhece, se mesmo, em indivíduos assintomáticos, alterações do padrão de recrutamento estão associados ao movimento prematuro da lombar, prefigurando teoricamente uma disfunção sem sintomas (Barz et al., 2014).

Assim o objetivo geral do presente estudo é conhecer, recorrendo aos *onsets,* o papel dos músculos estabilizadores lombo-pélvicos no movimento pélvico, que ocorre associado à flexão do joelho no FAJDV.

Colocamos a hipótese de que o atraso no *onset* do TrA, face ao EC, esteja associado a um maior arco de movimento lombar total e também a um maior arco lombar medido aos 90º de flexão do joelho.

2 Métodos

2.1 Amostra

Para atingir os objetivos do estudo efetuou-se um estudo observacional, transversal, analítico. A amostra foi recrutada de entre a população de estudantes da Escola Superior de Saúde (ESS) do Instituto Politécnico do Porto. Aos elementos do sexo feminino, de todas as turmas do 1º ao 4º ano e mestrados da ESS foi enviado para o e-mail um questionário eletrónico - Google forms (Anexo D).

Para o estudo foram selecionados, indivíduos do sexo feminino com idades compreendidas entre os 18 e os 26. Foram excluídos os participantes que apresentassem um ou mais dos seguintes critérios: 1) presença de dor na região lombar durante o último ano (Kasahara, Miyamoto, Takahashi, Yamanaka, & Takeda, 2008); 2) obesidade (W.H.O, 2016), pela sua influência na limitação da flexão do joelho e na qualidade do EMG; 3) gravidez ou história de

gravidez (Hodges P, 1999) pela influência no alinhamento lombar (Been & Kalichman, 2014) e pelas alterações hormonais (Meo & Hassain, 2016); 4) prática de exercício físico superior a 3 vezes por semana com duração superior a 45 minutos, pela sua possível influência no ângulo lombar (Been & Kalichman, 2014); 5) a presença de dor aguda, pela sua influência nos mecanismos de feedforward (Hodges, Moseley, Gabrielsson, & Gandevia, 2003); 6) doenças do tecido conjuntivo (artrite reumatoide, lúpus, síndromes de hipermobilidade, osteogénese imperfeita) (Soucie et al., 2011); 7) doenças neurológicas que possam afetar a amplitude de movimento (Soucie et al., 2011); 8) doenças do foro respiratório (Bradley & Dr. Esformes, 2014; Hodges, Gandevia, & Richardson, 1997); 9) história de trauma ou cirurgia ao nível do joelho, anca, coluna lombar e pélvis (Soucie et al., 2011); 10) escoliose e desvios da coluna (Hodges P, 1999); 11) ter recebido qualquer tipo de tratamento de fisioterapia, à coluna, nos últimos 12 meses com o propósito de resolver algum problema nesta, porque, por exemplo, tratamentos podem alterar padrões de ativação (Tsao, Druitt, Schollum, & Hodges, 2010). Embora não seja um critério de exclusão, foi realizado o controlo do ciclo menstrual, no sentido de a avaliação ser realizada fora da menorreia.

Dor lombar foi definida como "uma dor situada abaixo da última costela até à nádega (inclusive), com ou sem dor referida ao longo do membro inferior, com duração igual ou superior a 24 horas, excluindo dores de doenças febris ou dores menstruais" (de Vet et al., 2002; Dionne et al., 2008; Maurits van Tulder, 2016).

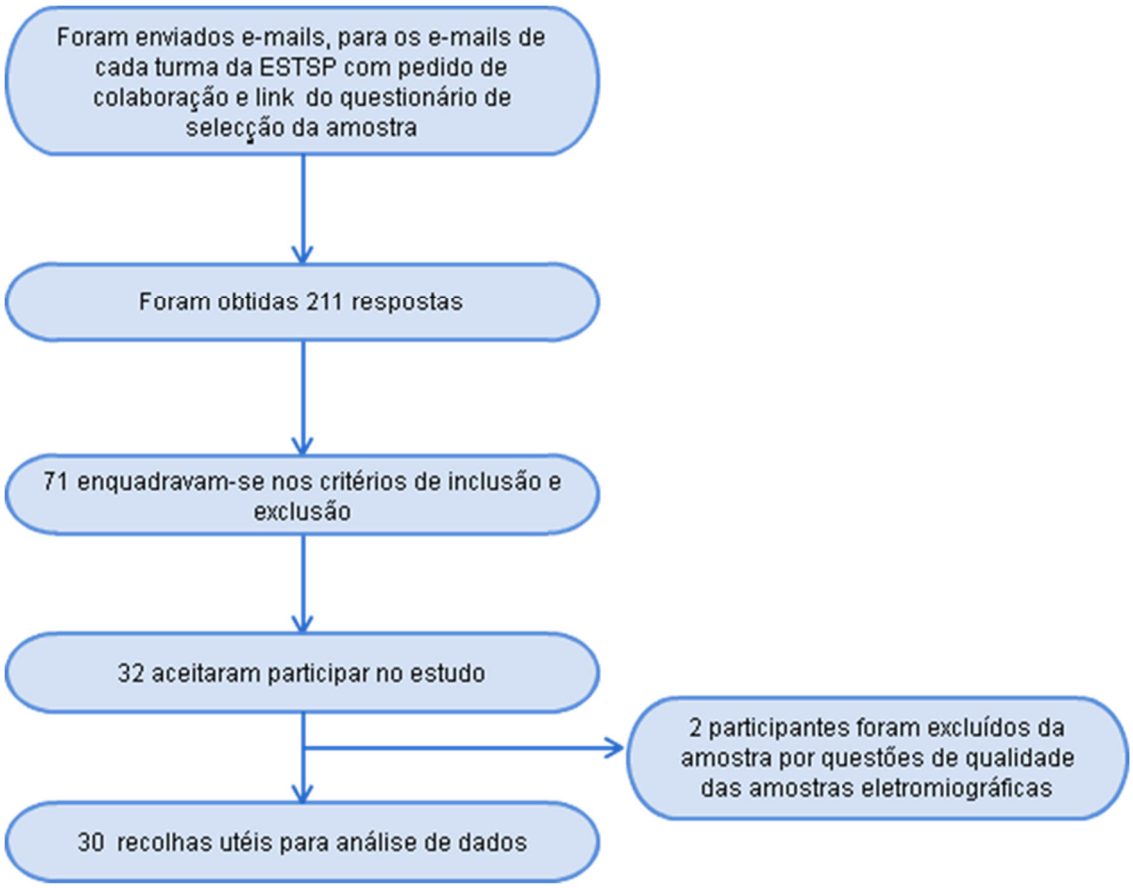


Figura 1. Processo de seleção de participantes para o estudo

A amostra foi constituída por 30 elementos voluntários, do sexo feminino, assintomáticos, sem história de episódios de dor lombar nos últimos 12 meses.

As características antropométricas da amostra estão sumarizadas na tabela 2, no qual se pode constatar desvios padrão relativamente baixos face às médias amostrais. A amostra foi constituída por 3 participantes de baixo peso, 25 normais e 2 pré-obesos.

Tabela 1: Valores da média, desvio-padrão, limites mínimo e máximo da idade, peso, altura e Índice Massa Corporal

Amostra n=30	*Média±DP*	*Min*	*Máx*
Idade (anos)	20,47±2.2	18	26
Peso (Kg)	57,73±7.7	44	75
Altura (m)	1.64±0.06	1,50	1,75
IMC (Kg/m²)	21,5 ±2,5	17,19	27,89

Constituíram-se dois grupos a partir da amostra inicial. O grupo 1 com a sequência de ativação TrA/OI-EC e grupo 2 EC-TrA/OI. Na tabela 2, constam as características antropomórficas onde verificamos que em ambos os grupos, as distribuições seguem a normalidade, exceto na idade do grupo 1. Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas nas variáveis idade, peso, altura e IMC entre os grupos (p>0.05).

Tabela 2. Valores da média, desvio-padrão da idade, peso, altura e índice de massa corporal nos grupos 1 e o grupo 2

	Grupo 1: TrA/OI-EC (n=15)		Grupo 2: EC-TrA/OI (n=15)		Teste de *Mann-Whitney* (Sig)
	Média ±DP	Normalidade -Teste *Shapiro-Wilk* (Sig.)	Média ±DP	Normalidade -Teste *Shapiro-Wilk* (Sig.)	
Idade *(anos)*	19.93±2.01	0.010*	21.00±2.20	0.231	0.202
Peso *(Kg)*	58.67±6.84	0.823	56.80±8.62	0.547	0.367
Altura *(m)*	1.63±0.06	0.969	1.65±0.06	0.547	0.305
IMC *(Kg/m²)*	22.09±2.05	0.139	20.81±2.81	0.183	0.074

**Diferenças estatisticamente significativas para α=0,05*

2.2 Instrumentos

Para recrutamento e seleção dos participantes foi usado um questionário eletrónico (anexo D). Este foi desenvolvido em função dos critérios de inclusão e exclusão, de acordo com as definições de episódio de dor lombar (de Vet et al., 2002; Dionne et al., 2008; Maurits van Tulder, 2016), e para recolha dos dados antropométricos. A versão final foi precedida de dois testes piloto, inicialmente com 20 indivíduos da comunidade de ESS e feitas alterações em função do feedback e posteriormente com 40 sujeitos com características da amostra, do qual resultou a versão final. Os elementos que apresentaram critérios de elegibilidade foram convidados a participar no estudo através de contacto telefónico ou e-mail.

Foi usada uma marquesa de contacto macio com orifício para colocação da face, da marca Enraf Nonius, modelo Manumed Optimal 3-secções (SN07-02-1311).

2.2.1 Eletromiografia

Para aquisição do sinal eletromiográfico e sinal dos goniómetros eletrónicos, foi utilizado Hardware BIOPAC MP 100 (42 Aero Camino, Goleta, CA 93117, USA) composto pela unidade de aquisição MP 100, na qual é conectado ao módulo de receção do sinal analógico de eletromiografia HLT100C, que se liga ao módulo de interface universal (Universal interface

module UIM100C), este último, para receção do cabo terra. O UIM100C liga-se a dois módulos DA100C para recolha do sinal dos goniómetros eletrónico (BIOPAC, 2015)

Usaram-se 5 elétrodos TSD150B, bipolares circulares, de aço inoxidável, com distância inter-elétrodo de 20 mm e um diâmetro de 11.4 mm., reutilizáveis. Estes foram fixados com fita adesiva (BIOPAC, 2015). Foram usados elétrodos adesivos descartáveis, circulares Ag/AgCl, marca Lessa, diâmetro 30mm, como elétrodo terra.

2.2.2 Goniómetros eletrónicos

Foram usados dois goniómetros eletrónicos, um para medir a flexão/extensão do joelho e outro para medir a flexão/extensão da CL. Para o joelho foi usado um goniómetro eletrónico SG150, conectado transdutor de interface TSH 130B e a um módulo DA100C. Para medir a flexão/extensão lombar usou-se o sensor SG150/B, ligado a um transdutor de interface TSH 130 A e a um módulo DA100C (BIOPAC, 2015).

Os goniómetros eletrónicos usados apresentam uma amplitude de medição de ±150° (Biometrics, 2002) e um ICC de 0.983 (Bronner, Agraharasamakulam, & Ojofeitimi, 2010).

2.3 Procedimentos

A recolha de dados teve lugar no Centro de Estudos de Movimento e Atividades Humana da Escola Superior de Saúde do Porto em ambiente controlado.

2.3.1 Preparação dos Participantes

A preparação dos participantes obedeceu à seguinte sequência: 1) preparação da pele nos 6 locais de recolha de sinal; 2) colocação do goniómetro eletrónico do joelho em pé; 3) em decúbito dorsal, colocação do elétrodo no RA e do TrA/OI; 4) em decúbito ventral, colocação dos elétrodos no EC, GG, ST e elétrodo terra no maléolo lateral contra-lateral; 6) a finalizar a colocação do goniómetro eletrónico a nível da coluna lombar.

2.3.2 Colocação dos goniómetros eletrónicos

Os goniómetros eletrónicos foram posicionados no joelho e pélvis de acordo com as instruções do fabricante (Biometrics, 2002). O goniómetro eletrónico do joelho foi posicionado com a extremidade distal alinhada com o eixo de rotação do joelho e em direção ao maléolo lateral com o joelho posicionado a 0º de flexão, a extremidade proximal foi posicionada na face medial do fémur com 90º de flexão da anca e joelho de forma a que não houvesse folga no mecanismo de deslize. O goniómetro eletrónico da pélvis, foi posicionado com a extremidade distal posicionada a nível de T12-L1 e a extremidade distal a nível de S1 com o individuo

posicionado em decúbito ventral. As extremidades dos sensores foram preparados com fita adesiva de dupla face, de forma a permitir a adesão à pele e ao sensor (Biometrics, 2002).

2.3.3 Colocação dos elétrodos

Previamente à colocação dos elétrodos, a pele foi preparada no sentido de diminuir a impedância para valores inferiores a 5KΩ. Iniciou-se pela remoção dos pelos cutâneos, com lâmina de barbear descartável, seguida de abrasão com gele esfoliante adequado, terminando com a limpeza com álcool Isopropílico (70%) para remover óleos e células mortas (Konrad, 2006)

Os elétrodos foram fixados com fita adesiva, nos músculos Reto abdominal (RA), Transverso Abdominal/Oblíquo interno (TrA/OI), eretor da coluna (EC), semi-tendinoso (ST), Grande glúteo (GG) do lado dominante (Arab, Talimkhani, Karimi, & Ehsani, 2015), paralelamente às fibras musculares e segundo as referências anatómicas que constam na tabela 3. A localização dos elétrodos foi confirmada por palpação tendo estes sido posicionados na porção mais proeminente do ventre muscular. A eletromiografia de superfície não consegue distinguir a atividade do oblíquo interno da do transverso abdominal, devido ao facto de que as fibras se misturam, por isso usamos o acrónimo TrA/OI (Marshall & Murphy, 2003) .

Esperou-se no mínimo 5 minutos após colocação dos elétrodos para estabilizar o sinal elétrico (Konrad, 2006).

Tabela 3. Referências anatómicas para posicionamento dos elétrodos nos músculos TrA/OI, RA, EC, GG e ST, e método para verificação da qualidade do sinal

Músculo	*Referências anatómicas para colocação dos elétrodos*
Transverso Abdominal/ Oblíquo Interno	2 cm medial e 2 cm abaixo da espinha ilíaca ântero-superior (Marshall & Murphy, 2003). Para verificar a qualidade do sinal deu-se a pista de contrair em urgência urinária.
Reto Abdominal	2 cm para o lado do umbigo e 3 cm acima do umbigo (Criswell, 2010). Teste de qualidade de sinal por meio da flexão do tronco (Hislop, Avers, & Brown, 2016)
Eretor da coluna (leitura do longuíssimos, multifidus e rotadores)	2 cm lateralmente a L3 (Criswell, 2010; SENIAM, 2016), Teste de qualidade do sinal por meio da extensão da CL. (Hislop et al., 2016)

Grande Glúteo	A meio da distância da linha que une as vértebras do sacro e o grande trocânter. (SENIAM, 2016). Teste de qualidade do sinal por meio da extensão da anca (Hislop et al., 2016).
Semi tendinoso	A meio da distância da linha que une a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia. Testa-se por meio da resistência da flexão do joelho (SENIAM, 2016).
Elétrodo terra	Maléolo lateral do membro contra-lateral (Marshall & Murphy, 2003).

2.3.4 Recolha de dados

Antes da primeira recolha, foi mostrado o movimento pretendido, (Anexo C) (Sahrmann, 2001) O participante que deveria posicionar-se em decúbito ventral, cabeça alinhada e no orifício na marquesa para o efeito, membros superiores ao longo do tronco, articulação coxo-femural em posição neura em termos de adução/abdução e rotação (Scholtes et al., 2009). Foi dito ao participante que estivesse, descontraído. Pediu-se ao participante, que executasse o movimento de flexão do joelho até ao final da amplitude.

A velocidade do teste foi selecionada pelo participante (Scholtes et al., 2009). Foram realizadas 3 repetições, com 30 segundo de intervalo entre cada uma, cada repetição demoraria até 10 segundos (Scholtes et al., 2009).

Os dados foram recolhidos com uma frequência de 1000Hz através do software AcqKnowledge (V.3.9.0) que permite, entre outras coisas, a recolha de dados sincronizada (BIOPAC, 2016)

Para assegurar boa qualidade dos sinais efetuou-se uma recolha teste, onde foi efetuada a análise do sinal em termos de *base line* e espetro de frequências (Kamen & Gabriel, 2009).

2.3.5 Procedimentos para a análise de dados

O sinal dos goniómetros eletrónicos, foram filtrados, por meio de filtros digitais (IIR), de baixas frequências de 10 Hz (BIOPAC, 2016). Foram recolhidas o valor de extensão lombar aos 90º de flexão do joelho e o valor de extensão total lombar no final da flexão do joelho. Para criar as variáveis Arco Lombar aos 90º de flexão e Arco Lombar Total, subtraiu-se os valores recolhidos ao valor do ângulo da posição inicial da coluna lombar

Com o software calculou-se os *onset* muscular para os músculos ST, GG, EC, RA e TrA/OI. Quando presente removeu-se o ruído do eletrocardiograma, por meio de um filtro FIR

(*finite impulse response*), de altas frequências de 50 HZ. A filtragem digital realizou-se por meio de um filtro de baixas frequências de 10Hz e um de altas frequências de 450 HZ, tendo sido posteriormente calculado o valor do *Root Mean Square* numa janela deslizante de 100 amostras (BIOPAC, 2016).

O momento zero (M0), usado como referência para os restantes *onsets*, foi o *onset* do "*prime mover*", ST, baseado no trabalho de Hodges e Richardson (1997). O *onset* de cada músculo foi definido como o instante temporal em que foi obtido um valor igual ou superior à media da sua *base line* mais 3 desvios padrão durante um intervalo de 50ms (Kamen & Gabriel, 2009). Após identificação dos *onsets* calculou-se a média das 3 repetições.

Criou-se a variável, com a diferença entre o *onset* do TrA/OI e EC. Para avaliar o comportamento do Arco Lombar Total e Arco Lombar aos 90º de Flexão do Joelho em função do *onset* do TrA/OI e EC criaram-se dois grupos. O grupo com a sequência TrA/OI-EC e o grupo com a sequência EC-TrA/OI.

2.4 Ética

Este estudo, incluído o questionário, teve a aprovação da comissão de ética interna da Escola Superior de Saúde do Porto, Instituto Politécnico do Porto parecer nr. 1163/2016; (Data:15/04/2016), Anexo A.

Foi explicado aos candidatos todos os procedimentos, possíveis riscos e desconforto. Foi dada a oportunidade de fazerem perguntas e assim como a possibilidade de desistência a qualquer momento. Respeitando a declaração de Helsínquia, foi obtido o consentimento informado, expresso por escrito – anexo B (WMA, 2013) sendo assegurados o anonimato e confidencialidade dos dados.

2.5 Estatística

A estatística descritiva e inferencial deste estudo foi realizada pelo software SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 23.0 (*IBM, New York, United States*) para win 10 (64 bit).

A Caracterização da amostra foi efetuada por análise descritiva usando a média, desvio padrão, máximos e mínimos. A normalidade dos dados, foi avaliada através do teste de *Shapiro-Wilk*.

Foram determinadas a frequências absolutas dos os *onsets* em que a sua ativação dava-se até 50 ms depois do *onset* do *prime mover* e também dos *onsets* realizados depois dos 50 ms face ao *prime mover.*

Recorreu-se ainda a estudo de correlações por meio de regressão linear simples (RLS), com equação da reta estimada e respetiva região de validade do modelo (RVM). Foram ainda calculados o coeficiente de correlação ρ (rhô) *Spearman,* devido ao baixo n amostral, e o coeficiente de determinação (R^2). Efetuou-se o teste ao coeficiente de ρ *Spearman,* com nível de significância 0.05 e intervalo de confiança de 95% (Maroco, 2007).

Para comparação intergrupos foi usada análise inferencial com Intervalo de Confiança de 95%, e um nível de significância de 0,05. Devido ao reduzido n amostral, recorreu-se ao teste de *Mann Whitney* para comparar as variáveis entre grupos (Maroco, 2007).

3 Resultados

3.1 Cinemática da coluna lombar e Joelho

Na tabela 4 encontram-se os resultados referentes à totalidade dos participantes. Pode-se constatar que as variáveis, flexão do joelho e arco de movimento da CL seguem a normalidade (p>0,05), o mesmo não acontecendo na variável, arco de movimento da CL aos 90º de flexão do joelho (p<0,05).

Tabela 4: Valores da média, desvio-padrão e teste de normalidade da flexão do joelho, Arco de movimento da CL, Arco de movimento da CL percorrido aos 90º de flexão do joelho.

Amostra n=30	*Média ±DP*	*Normalidade -Teste Shapiro-Wilk (Sig.)*
Flexão do joelho (graus)	112,3±7,60	0,069
Arco de movimento da CL (graus)	5,2±1,87	0,111
Arco de movimento da CL percorrido aos 90º de flexão do joelho (graus)	2,8±1,33	0,004*

**Diferenças estatisticamente significativas para α=0,05*

3.2 *Onsets* musculares

A tabela 5 e Figura 2 mostram as ativações musculares em função do *prime mover* semi-tendinoso (momento zero). Nas três variáveis os valores obtidos são dispersos, não seguindo a normalidade (p<0,05). Pela análise dos tempos médios de ativação a sequência geral do grupo é EC-TrA/OI-GG, no entanto constata-se que os desvios padrão são grandes quando comparados com a respetiva média, indicando dispersão. Esta dispersão é confirmada pela inexistência de normalidade, nas três variáveis, (p<0.05).

Tabela 5. Valores da média, desvio-padrão e teste de normalidade do *onset* dos músculos TrA/OI, EC e GG no grupo total.

Amostra n=30	*Média ±DP*	*Normalidade -Teste Shapiro-Wilk (Sig.)*
TrA/OI (ms)	132±251	0,041*
EC (ms)	90±124	0,008*
GG (ms)	582±525	0,001*

**Diferenças estatisticamente significativas para α=0,05*

Na figura 2, pelo gráfico pode-se constar a existência de *outliers* nas três variáveis, contribuindo desta forma para a inexistência de normalidade.

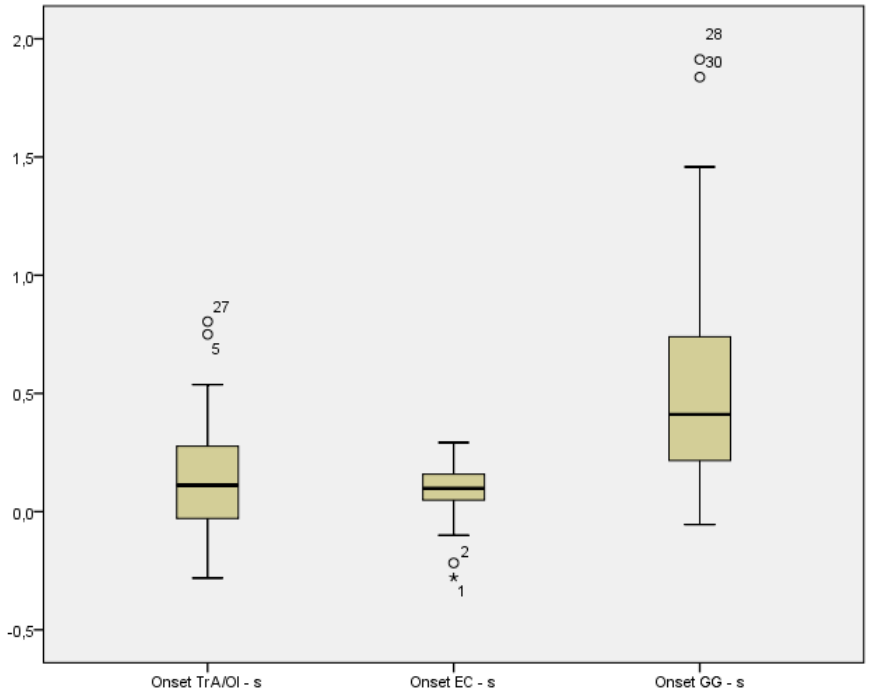


Figura nº 2. Gráfico de dispersão com os *onsets* dos músculos TrA/OI, EC e GG

Na tabela 6 constam as frequências de ativações por feedforward e ativações por *feedback.* Verifica-se uma maior quantidade de ativações por feedback nos três músculos avaliados. De destacar que o GG tem apenas duas ativações por *Feedforward*.

Tabela 6. Frequência do número Ativação feedforward / Ativação feedback de cada um dos músculos TrA/OI, EC, GG

	Ativação feedforward *(n)*	***Ativação feedback*** *(n)*
TrA/OI	11	19
EC	8	22
GG	2	28

3.3 Papel do *onset* do TrA/OI, EC e GG no arco de movimento lombar total e no arco de movimento aos 90º de flexão do joelho.

Na figura 3 representa o cálculo de regressão linear simples (RLS) e respetiva reta para a correlação entre o onset TrA/OI e ALT. Pela análise do ρ *Spearman,* 0.358, verifica-se a existência de uma correlação baixa, estatisticamente não significativa (p=0.052). À medida que aumenta o tempo de ativação do TrA/OI maior é o arco total de movimento da CL (Figura 3). O valor do R^2 indica que cerca 20% da variação do arco lombar é explicado pelo *onset* do TrA/OI.

A figura 4 mostra a correlação entre o *onset* do TrA/OI e o arco lombar aos 90º de flexão do joelho. Tendo em conta apenas a análise do *onset* do TrA/OI constatamos que este por si só não explica o arco de movimento da CL percorrido aos 90º de flexão do joelho. O valor *ρ Spearman*, é menor que o anterior, 0.265, sendo a probabilidade de a associação ser significativa é menor (p=0.157). O valor de R^2 indica que o *onset* é responsável por apenas 14.9% da variação do arco lombar em questão.

Y=4.72+3.36x

ρ *Spearman*=0.358; p =0.052 (sig. bil.)

R^2=0.203

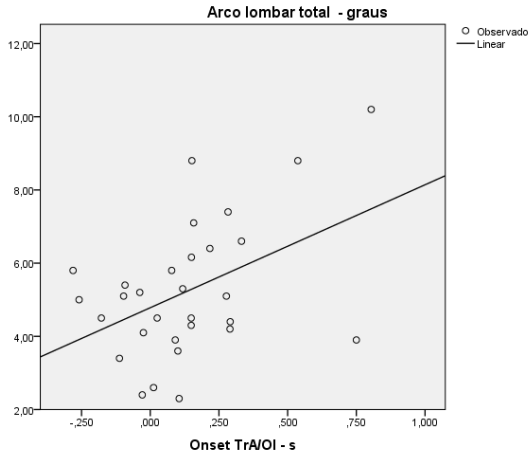


Figura nº 3. Gráfico ilustrativo da relação entre o *onset* do TrA/OI e o arco lombar com respetiva estimação da reta de regressão linear. RVM -0.281 segundos a 0.804 segundos

Y=2.54+2.04x

ρ *Spearman*=0.265; p=0.157 (sig. bil.)

R^2=0.149

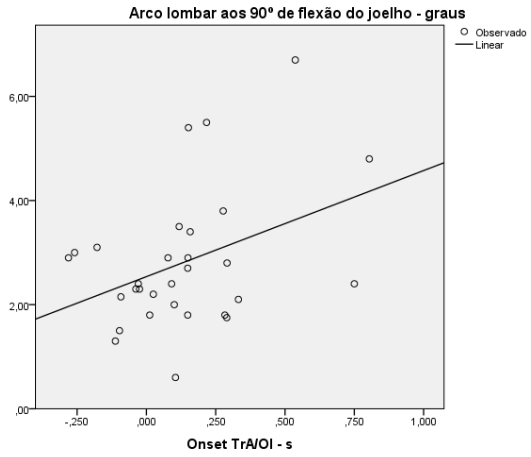


Figura nº 4. Gráfico ilustrativo da relação entre o *onset* do TrA/OI e o arco lombar aos 90º de flexão do joelho com respetiva reta de regressão linear estimada. RVM -0.281 segundos a 0.804 segundos.

Na figura 5, na análise da reta estimada da regressão linear simples constata-se que o *onset* do EC não está associado ao arco total de movimento da CL. A comprovar o ρ *Spearman*, que é extremamente baixo (0.060). Do mesmo modo o R^2 é muito baixo, apontando os dois, para o facto de o *onset* do EC não influenciar o arco de movimento total da CL.

Da análise da reta da RLS da figura 6, contata-se que existe uma relação inversa entre o *onset* do EC e o arco de movimento da CL medido aos 90º de flexão. Na mesma direção apontam os dados valor de *ρ Spearman,* de -0.406, correlação moderada negativa, associado a um valor estatisticamente significativo e um R^2 de 0.165. O valor de variância indica que o arco lombar aos 90º de flexão é explicado em 16.5% pelo *onset* do EC.

Y=5.31-0.90x

ρ *Spearman*=0.060; p =0.698 (sig. bil.)

R^2=0.004

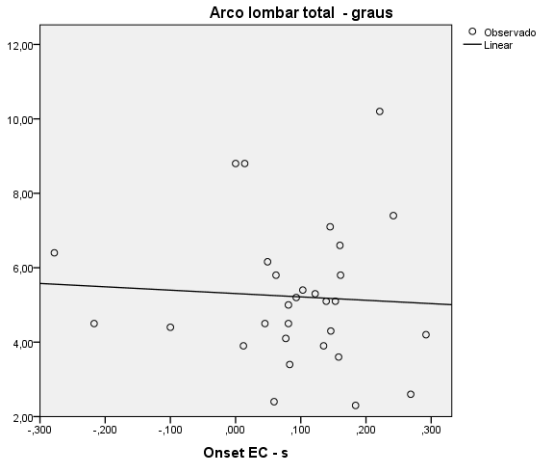


Figura 5. Gráfico ilustrativo da relação entre o *onset* do EC e o arco lombar total com respetiva reta de regressão linear estimada. RVM compreendido entre -0.278 segundos e 0.292 segundos.

Y=3.20-4.35x

ρ *Spearman*=0.461; p =0.010* (sig. bil.)

R^2=0.165

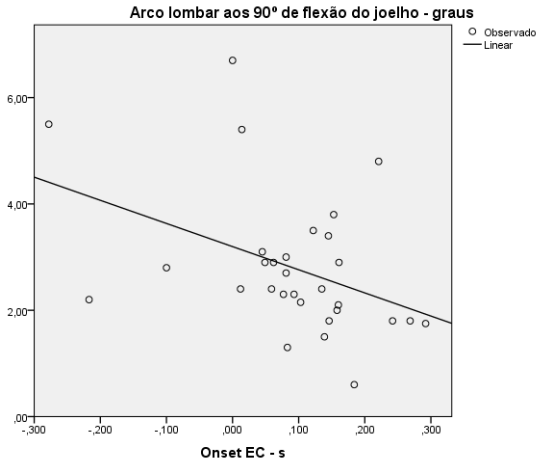


Figura 6. Gráfico ilustrativo da relação entre o *onset* (s) do EC e o arco lombar aos 90º de flexão do joelho (graus) com respetiva reta de regressão estimada. RVM que varia entre -0.278 segundos e 0.292 segundos. *Diferenças estatisticamente significativas para α=0,05

Analisando a figura 7 pode-se constatar uma dispersão significativa acompanhado por uma reta de pouco declive mostrando a tendência para a inexistência de relação entre o onset do GG e o arco lombar total. No mesmo sentido aponta o ρ *Spearman*, 0.249, sem relação estatisticamente significativa. O R^2, baixo, onde se espera que apenas 6% do arco lombar total seja determinado pelo onset.

Na figura 8 pode-se constatar uma reta de regressão com declive quase nulo, indicativo de inexistência de correlação entre o onset do GG e o arco da CL aos 90º de flexão do joelho. Vê-se também uma dispersão considerável dos dados apresentados. No mesmo sentido apontam os valores, de ρ *Spearman*, este muito baixo, sendo estatisticamente não significativo (p>0.05). O valor de R^2 quase nulo.

Y=4.70+0.89x

ρ *Spearman*=0.249; p =0.138 (sig. bil.)

R^2=0.062

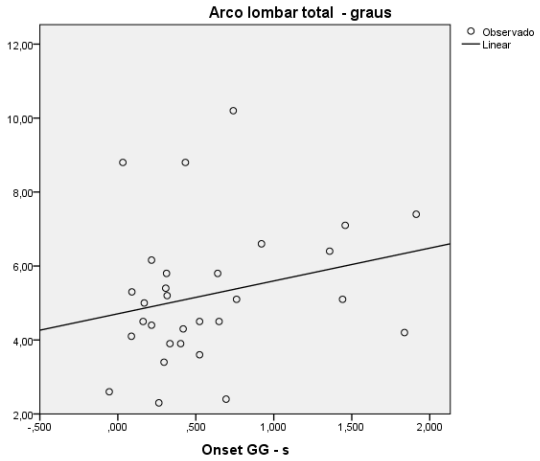


Figura 7. Gráfico ilustrativo da relação entre o *onset* do GG e o arco lombar com respetiva reta de regressão estimada. RVM vai de -0.055 segundos a 1.913 segundos.

Y=2.86-0.078x

ρ *Spearman*=0.031; p =0.841 (sig. bil.)

R^2=0.001

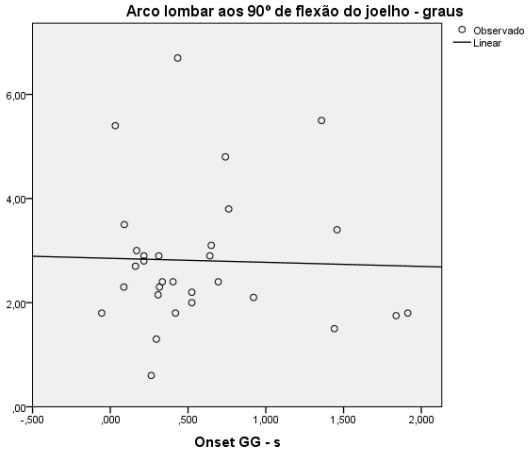


Figura 8. Gráfico ilustrativo da relação entre o *onset* do GG e o arco lombar aos 90º de flexão do joelho com respetiva reta de regressão estimada. RVM -0.055 segundos e 1.913 segundos.

3.4 Efeito da diferença entre os *onsets* do TrA/OI e EC no arco lombar total e arco lombar percorrido aos 90º de flexão do joelho

A figura 9, mostra a diferença entre o tempo de ativação do TrA/OI e o EC e sua a relação com o arco da CL total. Os valores que estão abaixo de zero, referem-se a casos em que TrA/OI ativa-se primeiro que o EC e os que estão acima de zero, casos que o a ativação do TrA é depois do EC. O ρ *Spearman*, aponta para correlação moderada, com um valor de 0.432, sendo que cerca de 19% do arco total de movimento da CL é explicado pela diferença entre os tempos de ativação destes dois grupos musculares.

A figura 10 mostra a diferença entre o tempo de ativação do TrA/OI e o EC e a relação com o arco da CL aos 90º de flexão do joelho. Obteve-se *ρ Spearman* de 0.409, correlação

moderada. O R^2 indica que 28% do arco lombar produzido aos 90º de flexão do joelho são explicados pela diferença entre onsets dos dois grupos musculares estudados.

Y=5.10+2.90x

ρ *Spearman*=0.432; p =0.026* (sig. bil.)

R^2=0.187

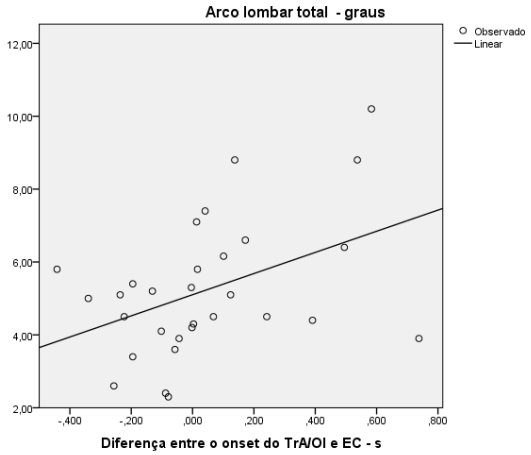


Figura 9. O gráfico mostra a diferença absoluta entre o tempo de ativação do TrA/OI e o EC e sua relação com o arco lombar total. RVM para a diferença entre o *onset* do TrA/OI e EC varia entre -0.442 segundos e 0.738 segundos. *Diferenças estatisticamente significativas para α=0,05

Y=2.70+2.50x

ρ *Spearman*=0.409; p =0.025* (sig. bil.)

R^2=0.278

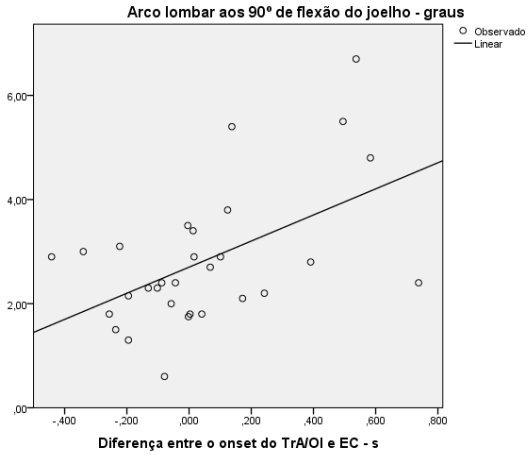


Figura 10. O gráfico mostra a diferença absoluta entre o tempo de ativação do TrA/OI e o EC e sua relação com arco lombar percorrido aos 90º de flexão do joelho. RVM para a diferença entre o *onset* do TrA/OI e EC varia entre -0.442 segundos e 0.738 segundos. *Diferenças estatisticamente significativas para α=0,05

3.5 Comportamento dos participantes de acordo com a sequência de ativação TrA/OI-EC (grupo 1) e EC-TrA/OI (grupo 2)

Tendo tido por base a análise dos gráficos anteriores (figura 9 e 10), foi possível verificar que quando o TrA/OI se ativava antes o EC, isto é, valores baixo de zero, estavam associados menores arcos de movimento, assim como, quando se observavam valores acima de zero, correspondiam amplitudes maiores. Assim em consequência desta constatação formaram-se dois grupos, de acordo com as duas sequências possíveis (TrA/OI-EC e EC-TrA/OI), e assim, procuramos averiguar por meio de testes não paramétrico, se as amplitudes registadas, nos grupos, diferiam entre elas.

Na análise efetuada aos *onsets* em cada um dos grupos (tabela 7), verificamos que as distribuições do TrA/OI no grupo 2 e a distribuição do GG no grupo 1 não seguem a normalidade. A comparação dos dois grupos por meio de teste não paramétrico revelou que apenas existem diferenças entre o grupo 1 e 2 na variável de *onset* do TrA/OI

Tabela 7. Caracterização dos grupos 1 e 2 quanto aos *onsets*

	Grupo 1: TrA/OI-EC (n=15)		Grupo 2: EC-TrA/OI (n=15)		Teste de *Mann-Whitney* (Sig)
Onset	Média ±DP	Normalidade -*Teste Shapiro-Wilk* (Sig.)	Média ±DP	Normalidade -*Teste Shapiro-Wilk* (Sig.)	
TrA/OI. (ms)	-0.026±0.153	0.864	0.290±0.232	0.008*	0.001*
EC (ms)	0.133±0.071	0.093	0.046±0.150	0.178	0.106
GG (ms)	0.489±0.514	0.003*	0.675±0.538	0.098	0.202

**Diferenças estatisticamente significativas para α=0,05*

Na análise dos parâmetros cinemáticos (tabela 8), o teste de normalidade revelou que as distribuições do ângulo lombar inicial e ângulo lombar final não seguiam a normalidade ($p<0.05$). Apesar disso, após análise não paramétrica, para comparação entre o grupo 1 e 2, constatou-se não haver diferenças, para as 3 variáveis comparadas entre grupos ($p>0.05$).

Tabela 8. Caracterização dos grupos 1 e 2 quanto ao ângulo de flexão do joelho, quanto ao ângulo lombar inicial e ângulo lombar final

	Grupo 1: TrA/OI-EC (n=15)		Grupo 2: EC-TrA/OI (n=15)		Teste *de Mann-Whitney* (Sig)
	Média ±DP	Normalidade -Teste *Shapiro-Wilk* (Sig.)	Média ±DP	Normalidade -Teste *Shapiro-Wilk* (Sig.)	
***Ângulo de Flexão do Joelho** (graus)*	110.12±8.31	0.179	114.4±6.36	0.726	0.250
***Ângulo lombar inicial** (graus)*	15.73±11.58	0.009*	15.25±7.36	0.835	0.775
***Ângulo lombar Final** (graus)*	19.92±11.95	0.021*	21.52±8.10	1,0	0.367

**Diferenças estatisticamente significativas para α=0,05*

Na tabela 9 encontram-se os testes de normalidade das variáveis arco lombar total e arco lombar aos 90º de flexão do joelho para os dois grupos. Em ambos os grupos e para as 2 variáveis em análise, seguem a normalidade. A comparação não paramétrica entre o grupo 1 e

grupo 2 revelou que o arco lombar total é estatisticamente diferente entre grupos ($p<0.05$), com menor amplitude no grupo 1, grupo em que TrA/OI se ativa primeiro que o EC, 4.19º±1.14º. O mesmo sucede com o arco lombar aos 90º de flexão do joelho, em que o grupo 1, apresenta menor arco da CL, 2.20º±0.76º, face ao grupo 2, com maior arco lombar ($p<0.05$).

Tabela 9. Diferenças entre os dois grupos nas variáveis de arco lombar total e arco lombar aos 90º de flexão do joelho.

	Grupo 1: TrA/OI-EC (n=15)		Grupo 2: EC-TrA/OI (n=15)		Teste de *Mann-Whitney* (Sig)
	Média±DP	Normalidade -*Teste Shapiro-Wilk* (Sig.)	Média±DP	Normalidade -*Teste Shapiro-Wilk* (Sig.)	
Arco Lombar Total *(graus)*	4.19±1.14	0.284	6.26±1.91	0.235	0.002*
Arco lombar aos 90º de flexão do joelho *(graus)*	2.20±0.76	0.980	3.4±1.51	0.051	0.026*

**Diferenças estatisticamente significativas para α=0,05*

4 Discussão

O propósito deste estudo exploratório foi o de averiguar, a relação entre os achados da cinemática lombar e a atividade eletromiográfica, associada a uma perturbação induzida pela flexão ativa do joelho, no teste FAJDV proposto por Sahrmann (2001).

Do ponto de vista metodológico, a escolha de género restrita ao feminino, deveu-se à existência de evidência das diferenças no ângulo da lordose entre homens e mulheres, sendo maior nestas últimas (Been & Kalichman, 2014) e também porque o movimento lombo-pélvico é diferente entre géneros (Gombatto, Collins, Sahrmann, Engsberg, & Van Dillen, 2006). A escolha do músculos semi-tendinoso, como *prime-mover,* deveu-se aos fato de este ser um mobilizador durante a flexão do joelho (Hislop et al., 2016), e por outro lado, por ser o primeiro músculo a ativar no teste de extensão ativa da anca (Lewis & Sahrmann, 2009).

Durante o desenrolar do estudo verificou-se, que o músculo reto abdominal não apresentava valores de EMG que permitissem a determinação do seu *onset,* daí ter sido excluído da análise. A escolha deste músculo baseou-se em outros estudos que estudaram padrões de ativação (Hodges & Richardson, 1997), no entanto, para este teste de controlo, parece que o reto abdominal não está envolvido significativamente, talvez por se tratar de um músculo superficial (Hodges & Moseley, 2003), ser um mobilizador global (M. J. Comerford & Mottram, 2001b) e ser ativado de forma independente dos músculos profundos estabilizadores (Hodges & Richardson, 1999).

Um dos aspetos centrais do presente estudo consistiu na medição da amplitude de movimento da coluna lombar uma vez que ela é indicativa do grau de estabilidade quando associada à flexão do joelho (Luomajoki et al., 2007). No caso do movimento passivo do joelho uma maior amplitude pode significar falta de distensibilidade muscular em particular do reto anterior (M. Comerford & Mottram, 2012). Quando o movimento aparece associada a movimento ativo, Sahrmann (2001) defende que os abdominais geram menor *Stifness*, permitido movimento descontrolado ou extensão da CL anormal contribuindo assim para a dor lombar mecânica (M. J. Comerford & Mottram, 2001b).

Podemos afirmar que neste teste, para a nossa amostra, em indivíduos saudáveis do sexo feminino, o movimento de extensão na CL situa-se nos 5,2 graus (tabela 4), indo de encontro aos resultados encontrados por Arab (2015), que usando o "*flexible ruler*", encontrou um valor de 5,65 graus. Ambos os estudos indicam assim, para a existência de movimento de extensão lombar, associado à flexão do joelho.

Contudo esta extensão pode estar concentrada em diferentes fases da flexão do joelho, o que pode configurar diferentes padrões de recrutamento e estabilização. Assim à semelhança de Luomajoki et al, (2007), torna-se pertinente avaliar essa amplitude aos 90º do joelho mas quantificando-a distintamente do autor referido, que apenas fez uma avaliação visual do movimento.

Para a amplitude obtida aos 90º de flexão do joelho obteve-se a média de 2.8º de extensão lombar. Uma vez que não há estudos, a referência para termo de comparação, são descrições baseadas em análise visual. No seu artigo de Luomajoki et al. (2007), que estudou a fiabilidade deste teste, por meio de avaliação visual, afirma que a execução correta pressupõe a inexistência de movimento de extensão da lombar e pélvicas até aos 90 graus de flexão do joelho, o que é contrariado pelos resultados do nosso estudo, em que se mediu uma amplitude média de 2.8 graus. Porém, a nível clínico, esta amplitude poderá não ser relevante dada a dificuldade em medir rigorosamente de forma manual ou visual movimentos desta magnitude. No entanto em sujeitos com dor, agrupadas segundo as categorias propostas por Sahrmann (2001) para o teste FAJDV, teoricamente será de esperar que a maioria do arco na extensão da CL seja percorrido até ao momento dos 90º de Flexão do joelho.

No que diz respeito à atividade da musculatura lombar, os estudos têm-se focado no *onset* aquando dos movimentos rápidos dos membros (Hodges & Richardson, 1997). No nosso estudo, o movimento que poderá ser classificado como espontâneo, foi realizado a uma velocidade escolhida pelo participante, sendo invariavelmente moderada ou baixa. Esta opção resultou do propósito de se manter fiel ao teste clínico (Luomajoki et al., 2007; Sahrmann, 2001)

Considerando apenas as médias do tempo de ativação (tabela 5, Figura 2), emerge a sequência EC_TrA/OI_GG, no entanto, desta parece não se extrair informação relevante quanto ao papel de cada uns dos músculos. Apesar disso, os dados evidenciam que o GG será aquele que tendencialmente entra em ação em último lugar, indo de encontro aos resultados de Lewis (2009) e Hiroshige (2012), que no movimento de extensão da anca, o GG também se ativa mais tarde, face aos restantes músculos avaliados.

Na análise dos tempos de *onset* neste teste, há tendência para que os ajustes posturais sejam realizados por *feedback* (tabela 6), pois a maioria dá-se após 50 ms face ao *prime mover*. O TrA/OI usou o mecanismo de *feedforward* em 11 casos. Uma explicação teórica para a diversidade de *onsets*, concretamente do TrA/OI pode residir na baixa magnitude da perturbação (Aruin, 2002). Há a considerar também o facto de o teste ser realizado em decúbito

ventral, enquanto a maioria dos estudos, nesta área, são efetuados na posição ortostática (Aruin, Ota, & Latash, 2001). O EC usou o mecanismo de feedforward em 8 casos enquanto que o GG apenas 2 casos. O GG ativa-se preferencialmente por *feedback*, talvez em função da necessidade de estabilidade e tratar-se de um estabilizador global (M. J. Comerford & Mottram, 2001b).

O estudo da relação entre os *onsets* e as amplitudes de movimento produzidos na Cl, por meio de RLS e medidas de associação, ρ de *Spearman*, encontraram-se resultados interessantes. Este método de estudo, por meio de correlações e *ρ* de *Spearman,* foi usado em outros estudos similares, como Tateuchi et al, (2012). Assim mostrou-se uma tendência para a associação entre o *onset* do TrA/OI e o arco total de movimento da CL. A demonstrar esta relação, está o valor de *ρ de Spearman* 0.358, apesar de correlação fraca (Owen, 2016). A este valor acrescenta-se o R^2 de 0.203, estatisticamente explicando, que cerca de 20% da amplitude articular produzida pode se atribuída ao fator *onset*. Esta associação pode ser explicada recorrendo-se à função estabilizadora TrA/OI (Barker et al., 2006; Cresswell & Thorstensson, 1994; P. Hodges et al., 2003). O estudo de McCook (2009) reforça esta ideia, para quem o TrA apesar de não gerar grande quantidade de torque, desempenha um papel essencial na estabilização lombo-pélvica por meio de contração isométrica, tanto em movimentos de flexão como extensão (McCook et al., 2009).

No músculo EC, o *onset* está apenas relacionado com o arco produzido os 90º de flexão do joelho, ρ de *Spearman* -0.461, correlação moderada negativa (Owen, 2016). Assim, quanto mais precoce a ativação do EC, a maior o arco aos 90º. Uma análise à função do EC explica em parte os resultados, isto porque há um aumento da atividade deste músculo aquando do aumento da lordose (Levangie & Norkin, 2000).

Por outro lado, no GG, analisado pelo mesmo método, o tempo de ativação não se correlaciona nem com o arco de movimento total nem com o arco aos 90º de flexão do joelho, como se pode verificar pela figura 7 e 8, parecendo não participar na estabilização, ainda que a magnitude de ativação, possa compensar a inexistência de correlação do *onset*.

Para melhor entendermos a relação de *onsets* entre o TrA/OI e EC procedemos ao cálculo da diferença absoluta entre os *onsets* destes dois grupos musculares, e assim clarificar se a distância entre tempos de ativação teria influência na amplitude de movimento na CL. Esta decisão, baseou-se por um lado, na necessidade de isolar e focar a análise nos músculos estabilizadores locais e reduzir ao mínimo, as sequências possíveis. Por outro lado, como ambos participam na estabilização, procurou-se saber se haveria ou não sincronismo na ativação e qual a relação com movimento produzido na CL.

Os resultados apontam para que a ativação do TrA/OI antes do EC, pareça ter um efeito estabilizador na CL (figura 9 e 10), com valor de ρ de *Spearman de* 0.432, correlação moderada (Owen, 2016) para o arco total, e 0.409, correlação moderada (Owen, 2016) para o arco lombar aos 90º de flexão do joelho. Do mesmo modo, à medida que o EC precede o TrA/OI é de esperar maior amplitude tanto do arco total como no arco aos 90º de flexão. Teoricamente pode explicar-se biomecanicamente que a ação estabilizante do TrA contraria a ação lordosante do EC. (Barker et al., 2006; Cresswell & Thorstensson, 1994; P. Hodges et al., 2003).

As relações anteriores são confirmadas pelas amplitudes articulares, quando comparadas entre o grupo 1, em que o TrA/OI ativa primeiro que o EC e o grupo2 em que o TrA/OI ativa depois do EC. Verificou-se que no grupo 1, produz-se menor amplitude de movimento na CL aos 90º de flexão do joelho assim como no movimento total quando comparado com o grupo 2. Desta forma, do nosso trabalho emerge uma ideia fundamental, que se baseia no facto de que quando a ativação do TrA/OI precede a ativação do EC, parecer ter um, efeito estabilizador na coluna lombar no teste FAJDV

As nossas conclusões vão de encontro às do estudo de Tateuchi et al. (2012), que adotou metodologia e objetivos semelhantes, mas aplicado ao teste de extensão ativa da anca. Os dados encontrados, também sugerem que o atraso nos *onsets* nos músculos lombo-pélvicos poderão ser uma fonte de alterações do movimento lombar e pélvico.

Para McGill et al. (2003) *"*A musculatura estabilizadora deve operar de forma harmoniosa, para garantir a estabilidade e a geração da força adequada na articulação desejada*"*. No nosso estudo os dados suportam esta ideia, pois deverá existir uma harmonia na ativação do TrA/OI e EC. Esta poderá ser traduzida numa ação do TrA/OI que precede o EC (tabela 9), sendo nesta sequência em que ocorre uma menor amplitude articular da coluna lombar, tanto nos 90º de flexão, quer na flexão total do joelho.

Na mesma linha de pensamento Cholewicki et al (1996;1997) afirma que "…a estabilidade suficiente da CL é atingida, na maioria das pessoas, na coluna sem desvios (postura neutra), com níveis modestos de co-ativação dos músculos paravertebrais e os músculos da parede abdominal.". O nosso estudo acrescenta e completará a afirmação anterior, com a premissa de que a ativação precoce do TrA/OI face ao EC parece ser a mais efetiva na geração de estabilidade suficiente, pois neste grupo verificam-se menores arcos de movimento lombares (tabela 9).

Apesar dos critérios de diagnóstico de instabilidade lombar funcional serem controversos (Demoulin, Distree, Tomasella, Crielaard, & Vanderthommen, 2007), os resultados do presente

estudo vão no sentido de que a estabilidade está relacionada com sequências de ativação mais funcionais, pois a sequência TrA/OI_EC parece ser aquela que gera mais estabilidade na CL.

Este resultado vai de encontro à ideia, de que, alterações da ativação dos músculos profundos, sistema local, poderá estar associado ao teste positivo do FAJDV, pois como característica do teste positivo, temos movimento lombar-pélvico prematuro (Scholtes & Van Dillen, 2007). No nosso estudo, os indícios de prematuridade de movimento lombo-pélvico, apresentam-se como maior amplitude de movimento lombar, quando medido aos 90º de flexão do joelho, na sequência EC_TrA/OI. Para além deste achado, também se encontraram maiores arcos de movimento lombar total para esta sequência, sendo que maiores arcos articulares estão associados à dor lombar (Scholtes et al., 2009) assim como, em estados mais avançados, a degenerações dos tecidos articulares (Leone, Guglielmi, Cassar-Pullicino, & Bonomo, 2007).

A inexistência de padrões de ativação adequados, poderá, de acordo com o modelo proposto por Barz (2014), sugerir a presença de uma disfunção sem sintomas. No entanto esta pode, teoricamente, preceder a instabilidade e sintomatologia dolorosa (Barz et al., 2014). No mesmo sentido aponta a investigação de Cholewicki (2005), que sugere, que atrasos na ativação muscular pode predispor para o aparecimento de dor lombar.

Uma das implicações para a prática clínica, reside na inclusão de estratégias de planeamento motor na reeducação do TrA (Tsao & Hodges, 2007). De facto um estudo, mostrou que, a intervenção baseada em exercícios de ativação consciente dos músculos abdominais profundos, pode influenciar os padrões automáticos de ativação (O'Sullivan, Twomey, & Allison, 1998). A reabilitação do par TrA/OI - EC poderá ser benéfica, pois os nossos dados apontam também para que a prematuridade de ação do EC induza maiores arcos articulares aos 90º de flexão do joelho (figura 6).

Como limitações deste estudo, entendemos que para além dos *onsets*, há que considerar a implicação que as magnitudes de ativação (não medidas), poderiam ter, em cada uma das fases de movimento. Por outro lado, não foi avaliado o músculo Reto-femural que exerce tração no sentido do *tilt* anterior por meio da geração de *stifness* basal. Outro fator que pode condicionar os resultados está no facto de a velocidade de execução variar, ainda que controlada visualmente pelo terapeuta e devidamente justificada pela manutenção da fidelidade ao teste original, mas não é de excluir que a velocidade possa influenciar os APAs.

Limitações metodológicas residem no facto, de termos recolhido o sinal num local onde as fibras do TrA/OI se misturam, não sendo um sinal puro do TrA, no entanto há evidência, que apontam para que as fibras inferiores do OI, sejam sinergistas na estabilização lombar

(Demoulin, Distree, Tomasella, Crielaard, & Vanderthommen, 2007). Há que fazer um cometário ao facto de se terem mantido *outliers* na amostra total (n=30), pois verificou-se que a retirada destes conduzia ao aparecimento de outros. Este facto revela uma certa dispersão dos valores obtidos nos *onsets,* principalmente do TrA/OI e GG, sendo que o EC apresentou valores com menores dispersões.

Em estudos futuros sugerimos o uso de amostras com dor lombar e devidamente agrupadas de acordo com as síndromes propostas pela autora Sahrmann (2001). Nestas, comparar amplitudes articulares, *onsets* e magnitudes de ativação muscular assim como incluir um leque mais alargado de músculos, como por exemplo reto femural e quadrado lombar. A comparação entre géneros é também aconselhada.

5 Conclusão

A realização do teste FAJDV induz um movimento da CL. A quantidade de movimento produzido está relacionada com os *onsets* dos músculos estabilizadores. A ativação prévia do TrA/OI, face ao EC, está associada a uma menor amplitude de movimento da CL, tanto aos 90º. como na amplitude total de flexão do joelho.

6 Agradecimentos

Quero agradecer a todas as participantes, pela sua boa vontade, para a participação neste estudo.

7 Referências bibliográfica

Airaksinen, O., Brox, J. I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klaber-Moffett, J., Kovacs, F., . . . Zanoli, G. (2006). Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur Spine J, 15 Suppl 2*, S192-300. doi:10.1007/s00586-006-1072-1

Aruin, A. S. (2002). The organization of antecipatory postural adjustments (Vol. 12, pp. 31-37). University of Belgrade: Journal of automatic control.

Aruin, A. S. (2003). The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments. *Motor Control, 7*(3), 264-277.

Aruin, A. S., Forrest, W. R., & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 109*(4), 350-359.

Aruin, A. S., Ota, T., & Latash, M. L. (2001). Anticipatory postural adjustments associated with lateral and rotational perturbations during standing. *J Electromyogr Kinesiol, 11*(1), 39-51.

Barker, P. J., Guggenheimer, K. T., Grkovic, I., Briggs, C. A., Jones, D. C., Thomas, C. D., & Hodges, P. W. (2006). Effects of tensioning the lumbar fasciae on segmental stiffness during flexion and extension: Young Investigator Award winner. *Spine (Phila Pa 1976), 31*(4), 397-405. doi:10.1097/01.brs.0000195869.18844.56

Barr, K. P., Griggs, M., & Cadby, T. (2005). Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. *Am J Phys Med Rehabil, 84*(6), 473-480.

Barz, T., Melloh, M., Lord, S. J., Kasch, R., Merk, H. R., & Staub, L. P. (2014). A conceptual model of compensation/decompensation in lumbar segmental instability. *Med Hypotheses, 83*(3), 312-316. doi:10.1016/j.mehy.2014.06.003

Been, E., & Kalichman, L. (2014). Lumbar lordosis. *Spine J, 14*(1), 87-97. doi:10.1016/j.spinee.2013.07.464

Biometrics. (2002). Goniometer and torsiometer, operating manual. Gwent, UK: Biometrics, Ltd.

BIOPAC. (2015). MP System Hardware Guide. 42 Aero Camino, Goleta, CA 93117.

BIOPAC. (2016). AcqKnowledge 4 Software Guide. 42 Aero Camino, Goleta, CA 93117.

Bouisset S, Z. M. (1981). A sequence of postural adjustments precedes voluntary movement. (pp. 22:263–270): Neurosci Lett.

Bradley, H., & Dr. Esformes, J. (2014). BREATHING PATTERN DISORDERS AND FUNCTIONAL MOVEMENT. *Int J Sports Phys Ther, 9*(1), 28-39.

Bronner, S., Agraharasamakulam, S., & Ojofeitimi, S. (2010). Reliability and validity of electrogoniometry measurement of lower extremity movement. *J Med Eng Technol, 34*(3), 232-242. doi:10.3109/03091900903580512

Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics, 11*(1), 1-15. doi:10.1016/0268-0033(95)00035-6

Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine (Phila Pa 1976), 22*(19), 2207-2212.

Comerford, M., & Mottram, S. (2012). *Kinetic Control: The Management of Uncontrolled Movement, 1e*: Churchill Livingstone.

Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001a). Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Man Ther, 6*(1), 3-14. doi:10.1054/math.2000.0389

Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001b). Movement and stability dysfunction – contemporary developments. *Manual Therapy, 6*(1), 15-26. doi:10.1054/math.2000.0388

Cooper, N. A., Scavo, K. M., Strickland, K. J., Tipayamongkol, N., Nicholson, J. D., Bewyer, D. C., & Sluka, K. A. (2016). Prevalence of gluteus medius weakness in people with chronic low back pain compared to healthy controls. *Eur Spine J, 25*(4), 1258-1265. doi:10.1007/s00586-015-4027-6

Cresswell, A. G., & Thorstensson, A. (1994). Changes in intra-abdominal pressure, trunk muscle activation and force during isokinetic lifting and lowering. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 68*(4), 315-321.

Criswell, E. (2010). *Cram's Introduction To Surface Electromyography*: Jones & Bartlett Learning.

de Vet, H. C., Heymans, M. W., Dunn, K. M., Pope, D. P., van der Beek, A. J., Macfarlane, G. J., . . . Croft, P. R. (2002). Episodes of low back pain: a proposal for uniform definitions to be used in research. *Spine (Phila Pa 1976), 27*(21), 2409-2416. doi:10.1097/01.brs.0000030307.34002.be

Demoulin, C., Distree, V., Tomasella, M., Crielaard, J. M., & Vanderthommen, M. (2007). Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature. *Ann Readapt Med Phys, 50*(8), 677-684, 669-676. doi:10.1016/j.annrmp.2007.05.007

Dionne, C. E., Dunn, K. M., Croft, P. R., Nachemson, A. L., Buchbinder, R., Walker, B. F., . . . Von Korff, M. (2008). A consensus approach toward the standardization of back pain definitions for use in prevalence studies. *Spine (Phila Pa 1976), 33*(1), 95-103. doi:10.1097/BRS.0b013e31815e7f94

Freeman, M. D., Woodham, M. A., & Woodham, A. W. (2010). The role of the lumbar multifidus in chronic low back pain: a review. *Pm r, 2*(2), 142-146; quiz 141 p following 167. doi:10.1016/j.pmrj.2009.11.006

Gutknecht, M., Mannig, A., Waldvogel, A., Wand, B. M., & Luomajoki, H. (2015). The effect of motor control and tactile acuity training on patients with non-specific low back pain and movement control impairment. *J Bodyw Mov Ther, 19*(4), 722-731. doi:10.1016/j.jbmt.2014.12.003

Hislop, H., Avers, D., & Brown, M. (2016). *Daniels y Worthingham. Técnicas de balance muscular*: Elsevier Spain

Hodges, P., Kaigle Holm, A., Holm, S., Ekstrom, L., Cresswell, A., Hansson, T., & Thorstensson, A. (2003). Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and the diaphragm: in vivo porcine studies. *Spine (Phila Pa 1976), 28*(23), 2594-2601. doi:10.1097/01.brs.0000096676.14323.25

Hodges P, R. A. (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at differential speeds. (Vol. 80, pp. 1005-1012): Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.

Hodges, P. W., Gandevia, S. C., & Richardson, C. A. (1997). Contractions of specific abdominal muscles in postural tasks are affected by respiratory maneuvers. *J Appl Physiol (1985), 83*(3), 753-760.

Hodges, P. W., & Moseley, G. L. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol, 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. *Exp Brain Res, 151*(2), 262-271. doi:10.1007/s00221-003-1457-x

Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther, 77*(2), 132-142; discussion 142-134.

Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1999). Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. *Neurosci Lett, 265*(2), 91-94.

Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol, 55*(6), 1369-1381.

Kamen, G., & Gabriel, D. (2009). *Essentials of Electromyography*: Human Kinetics.

Kasahara, S., Miyamoto, K., Takahashi, M., Yamanaka, M., & Takeda, N. (2008). Lumbar-pelvic coordination in the sitting position. *Gait Posture, 28*(2), 251-257. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.12.004

Keane, M. (2016). Prime mover *Miller-Keane Encyclopedia and Dictionary of Medicine, Nursing, and Allied Health.* (7ª ed.).

Lavender, S. A., Tsuang, Y. H., Andersson, G. B., Hafezi, A., & Shin, C. C. (1992). Trunk muscle cocontraction: the effects of moment direction and moment magnitude. *J Orthop Res, 10*(5), 691-700. doi:10.1002/jor.1100100511

Leboeuf-Yde, C., Lauritsen, J. M., & Lauritzen, T. (1997). Why has the search for causes of low back pain largely been nonconclusive? *Spine, 22*(8), 877.

Leone, A., Guglielmi, G., Cassar-Pullicino, V. N., & Bonomo, L. (2007). Lumbar intervertebral instability: a review. *Radiology, 245*(1), 62-77. doi:10.1148/radiol.2451051359

Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2000). *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*: F a Davis Co.

Lewis, C. L., & Sahrmann, S. A. (2009). Muscle Activation and Movement Patterns During Prone Hip Extension Exercise in Women. *J Athl Train, 44*(3), 238-248.

Luomajoki, H., Kool, J., de Bruin, E. D., & Airaksinen, O. (2007). Reliability of movement control tests in the lumbar spine. *BMC Musculoskelet Disord, 8*, 90. doi:10.1186/1471-2474-8-90

Maroco, J. (2007). *ANÁLISE ESTATÍSTICA com a utilização do spss* (3ª edição ed.): Edições sílabo.

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, 13*(5), 477-489. doi:10.1016/S1050-6411(03)00027-0

Maurits van Tulder, A. B., Trudy Bekkering, Alan Breen, Maria Teresa Gil del Real, Allen Hutchinson, Bart Koes, Even Laerum, Antti Malmivaara and 1 more. (2016). Chapter 3 European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care - Springer. doi:10.1007/s00586-006-1071-2

McCook, D. T., Vicenzino, B., & Hodges, P. W. (2009). Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. *J Electromyogr Kinesiol, 19*(5), 754-762. doi:10.1016/j.jelekin.2007.11.002

McGill, S. M. (1997). The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic *J Biomech* (Vol. 30, pp. 465-475). United states.

McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol, 13*(4), 353-359.

Meo, S. A., & Hassain, A. (2016). Metabolic Physiology in Pregnancy. *J Pak Med Assoc, 66*(9 Suppl 1), S8-s10.

O'Sullivan, P. B., Twomey, L., & Allison, G. T. (1998). Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J Orthop Sports Phys Ther, 27*(2), 114-124. doi:10.2519/jospt.1998.27.2.114

Owen, A. (2016). Simple Linear Regression resources. Retrieved from http://www.statstutor.ac.uk/resources/uploaded/spearmans.pdf

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), 242-255. doi:10.1016/j.math.2005.07.001

Panjabi, M., Abumi, K., Duranceau, J., & Oxland, T. (1989). Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model. *Spine (Phila Pa 1976), 14*(2), 194-200.

Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord, 5*(4), 390-396; discussion 397.

Parkkola, R., Rytokoski, U., & Kormano, M. (1993). Magnetic resonance imaging of the discs and trunk muscles in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine (Phila Pa 1976), 18*(7), 830-836.

Richardson, C., & W.Hodges, P. (2016). *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization* (Second Edition ed.): Churchill Livingstone.

Roussel, N. A., Nijs, J., Mottram, S., Van Moorsel, A., Truijen, S., & Stassijns, G. (2009). Altered lumbopelvic movement control but not generalized joint hypermobility is associated with increased injury in dancers. A prospective study. *Man Ther, 14*(6), 630-635. doi:10.1016/j.math.2008.12.004

Sahrmann, S. (2001). *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*: Mosby.

Sangwan, S., Green, R. A., & Taylor, N. F. (2014). Characteristics of stabilizer muscles: a systematic review. *Physiother Can, 66*(4), 348-358. doi:10.3138/ptc.2013-51

Scholtes, S. A., Gombatto, S. P., & Van Dillen, L. R. (2009). Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 24*(1), 7-12. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.09.008

Scholtes, S. A., & Van Dillen, L. R. (2007). Gender-related differences in prevalence of lumbopelvic region movement impairments in people with low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther, 37*(12), 744-753. doi:10.2519/jospt.2007.2610

SENIAM. (2016). Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. http://www.seniam.org/

Shiratori, T., & Latash, M. (2000). The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. *Clin Neurophysiol, 111*(4), 613-623.

Soucie, J. M., Wang, C., Forsyth, A., Funk, S., Denny, M., Roach, K. E., & Boone, D. (2011). Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia, 17*(3), 500-507. doi:10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x

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. *J Electromyogr Kinesiol, 22*(3), 391-397. doi:10.1016/j.jelekin.2012.03.003

Tsao, H., Druitt, T. R., Schollum, T. M., & Hodges, P. W. (2010). Motor training of the lumbar paraspinal muscles induces immediate changes in motor coordination in patients with recurrent low back pain. *J Pain, 11*(11), 1120-1128. doi:10.1016/j.jpain.2010.02.004

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

van der Fits, I. B., Klip, A. W., van Eykern, L. A., & Hadders-Algra, M. (1998). Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. *Exp Brain Res, 120*(2), 202-216.

Vogt, L., & Banzer, W. (1997). Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 12*(2), 122-127.

W.H.O. (2016). WHO :: Global Database on Body Mass Index. Retrieved from http://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html

Waddell, G. (2004). *The Back Pain Revolution, 2e*: Churchill Livingstone.

Waddell, G. (2005). Subgroups within "nonspecific" low back pain *J Rheumatol* (Vol. 32, pp. 395-396). Canada.

Wilke, H. J., Wolf, S., Claes, L. E., Arand, M., & Wiesend, A. (1995). Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine (Phila Pa 1976), 20*(2), 192-198.

Wong, A. Y., Parent, E. C., Funabashi, M., & Kawchuk, G. N. (2014). Do changes in transversus abdominis and lumbar multifidus during conservative treatment explain changes in clinical outcomes related to nonspecific low back pain? A systematic review. *J Pain, 15*(4), 377.e371-335. doi:10.1016/j.jpain.2013.10.008

Yiou, E., Caderby, T., & Hussein, T. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World J Orthop, 3*(6), 75-86. doi:10.5312/wjo.v3.i6.75

Anexo A - Parecer favorável da comissão de ética da ESTSP

ESTSP | POLITÉCNICO DO PORTO

PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA

Número de Registo da Comissão de Ética: _____ **1163/2016** _____
Data de recepção do Documento: _____ **12/04/2016 (Resposta)** _____
Existência de entradas anteriores: Sim

Título do Trabalho: Padrões de recrutamento da musculatura lombopelvica na flexão ativa do joelho
Investigador Principal: Tiago Miguel Cardoso Valente
Investigador Responsável: Tiago Miguel Cardoso Valente

Data prevista para a realização do trabalho: Início – 1 de setembro de 2015 ; **Fim** – 1 de setembro de 2016

RESUMO DO ESTUDO
Tipo de estudo: Estudo transversal.
Objetivos: Apresentados.
Amostra: Estudantes da ESTSP do sexo feminino, com idades entre 17-23 anos.
Formulário de dados a recolher: Apresentado o questionário de seleção e caracterização amostra. No questionário on-line para seleção da amostra é solicitada informação sobre endereço de e-mail e contacto telefónico, para posterior contacto e colaboração no estudo.
Material: Descrição presente.
Métodos: Descrição presente. Foi corrigida a calendarização do estudo justificada pelo exercício de atividade profissional até 18 de março de 2106, estando as recolhas calendarizadas para o mês de junho de 2016.
Riscos: Sim e acautelados.
Consentimento informado: Sim.
Autorização pelos responsáveis locais: Sim (Coordenadora ATC Fisioterapia e Responsável do CEMAH).

Apreciação da Comissão de Ética:
Reune as condições para parecer favorável, após a assinatura do Presidente da ESTSP e da Comissão de Ética.

Parecer final da Comissão de Ética:
De acordo com os dados analisados, o parecer é favorável desde que cumpridas todas as diretrizes submetidas a esta Comissão, com prejuízo de a decisão ser suspensa caso haja algum incumprimento grave.

Data: 15/abril/2016

Assinaturas:

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DO PORTO
DATA 22 ABR 2016
N.º
ENTRADA

ESTSP.011.CE.08.01

Anexo B - Modelo de consentimento informado

ESTSP | POLITÉCNICO DO PORTO

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Declaração de consentimento informado

Conforme alei 67/98 de 26 de Outubro e a "Declaração de Helsínquia" da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996, Edimburgo 2000; Washington 2002, Tóquio 2004, Seul 2008, Fortaleza 2013) – quando se aplicar

Designação do Estudo: Padrões de recrutamento de musculatura lombopelvica na flexão activa do joelho

Eu, abaixo-assinado _____

Fui informado de que o Estudo de Investigação acima mencionado se destina a identificar padrões de ativação muscular da musculatura lombar e pélvica a quando da realização do movimento de flexão ativa do joelho na posição de decúbito ventral.

Sei que neste estudo está previsto o preenchimento de um questionário sobre saúde músculo esquelética e a realização de eletromiografia de superfície, tendo-me sido explicado em que consistem e quais os seus possíveis efeitos.
Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos Participantes neste estudo são confidenciais e que será mantido o anonimato.
Sei que posso recusar-me a participar ou interromper a qualquer momento a participação no estudo, sem nenhum tipo de penalização por este
Compreendi a informação que me foi dada, tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas.
Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado.
Concordo que sejam efectuados a recolha da informação por meio do questionário e recolha eletromiográfica.
Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Nome do Investigador e Contacto: Tiago Miguel Cardoso Valente;

Telemóvel: 914 023 954

E-mail: Tiago_valente@hotmail.com

Data Assinatura

___/___/_____ _____

ESTSP.011.CE.07.02

Anexo C – Demostração do teste

Teste Normal

Posição inicial do teste

Posição final do teste

Teste Positivo

Aumento da lordose e anteversão pélvica excessiva antes dos 90º de flexão do joelho **- instabilidade dinâmica de coluna lombar**

Posição final com acentuada lordose e anteversão pélvica

Anexo D Questionário seleção da Amostra

Estudo sobre saúde da coluna lombar

A propósito da primeira fase de um estudo, dirigido à comunidade da ESTSP do sexo Feminino, sobre dor lombar, para o Mestrado do Aluno Tiago Valente desta escola, pede-se a todas aquelas que voluntariamente assim o entendam, o preenchimento do seguinte questionário.

*Obrigatório

1. **Curso**

2. **Ano**

3. **Idade** *

4. **Peso (quilos)**

5. **Altura (metros)**

6. **E-mail (Recomenda-se o preenchimento deste campo.)**
   Este estudo terá uma segunda fase, caso esteja dentro do critérios o investigador poderá contacta-la para participar na fase seguinte.

7. **Telemóvel**
   Este estudo terá uma segunda fase, caso esteja dentro do critérios o investigador poderá contacta-la para participar na fase seguinte.

Dados gerais

8. **Possui algum desvio da coluna vertebral para a esquerda ou direita? (escoliose?)** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim *Após a última pergunta desta secção, passe para "Fim. Obrigado pela participação."*
- Não

9. **Está gravida neste momento?** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim *Após a última pergunta desta secção, passe para "Fim. Obrigado pela participação."*
- Não

10. **Fez algum parto?** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim *Após a última pergunta desta secção, passe para "Fim. Obrigado pela participação."*
- Não

11. **Recebeu tratamento de fisioterapia para a dor lombar nos últimos 12 meses** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim *Após a última pergunta desta secção, passe para "Fim. Obrigado pela participação."*
- Não

12. **Teve algum trauma na anca ou na coluna lombar?** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim *Após a última pergunta desta secção, passe para "Fim. Obrigado pela participação."*
- Não

13. **Fez alguma cirurgia na lombar, região pélvica ou anca?** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim *Após a última pergunta desta secção, passe para "Fim. Obrigado pela participação."*
- Não

14. **Tem espondilite anquilosante?** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim *Após a última pergunta desta secção, passe para "Fim. Obrigado pela participação."*
- Não

15. **Foi vítima de traumatismo Crânio Encefálico (TCE)?** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim *Após a última pergunta desta secção, passe para "Fim. Obrigado pela participação."*
- Não

16. **É portadora de alguma doença neuromuscular?** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim *Após a última pergunta desta secção, passe para "Fim. Obrigado pela participação."*
- Não

17. **Pratica desporto com regularidade?** *
Pratica regularmente algum tipo de actividade física?
Marcar apenas uma oval.

- Sim
- Não

18. **Tem alguma patologia do foro respiratório?** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim
- Não

19. **Teve algum trauma ou patologia na articulação do Joelho, como por exemplo, reconstrução do ligamento cruzado anterior?** *
Marcar apenas uma oval.

- Sim
- Não

História de dor lombar

20. **Nos últimos 12 meses teve algum episódio de dor na região lombar?** *
Por episódio de dor lombar entende-se como uma dor situada abaixo da última costela até à nádega (inclusive), com ou sem dor referida ao longo do membro inferior, com duração igual ou superior a 24 horas. Por favor excluir dores de doenças febris ou dores menstruais.
Marcar apenas uma oval.

- Não *Passe para "Fim. Obrigado pela participação."*
- Sim

História de dor lombar

21. **Nos últimos 6 meses teve algum episódio de dor na região lombar?**
Por episódio de dor lombar entende-se como uma dor situada abaixo da última costela até à nádega (inclusive), com ou sem dor referida ao longo do membro inferior, com duração igual ou superior a 24 horas. Por favor excluir dores de doenças febris ou dores menstruais.
Marcar apenas uma oval.

- Sim
- Não *Passe para "Fim. Obrigado pela participação."*

Duração e intensidade da dor

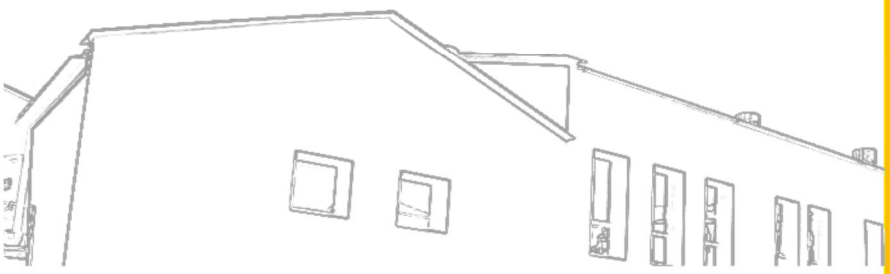
22. **Nos episódios dos últimos 6 meses, qual a duração do episódio mais longo?**
Diga em dias qual a duração do episódio mais longo.

.....

23. **Nos episódios dos últimos 6 meses, qual a Intensidade da dor no episódio mais doloroso?**
Numa escala de 0 (zero) a 10 (dez), onde 0 é a ausência de dor e 10 é a dor máxima alguma vez sentida por si, classifique a intensidade do episódio mais doloroso.

.....

Fim. Obrigado pela participação

Contactos do investigador:
Tiago Valente (aluno nr 10010112)
Telm: 914 023 954
E-mail: Tiago_valente@hotmail.com

Com tecnologia
Google Forms