

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

André Augusto Martins Vieira

Ajustes posturais e a orientação da escápula no gesto de alcance

Orientador: Andreia Sousa

Co-orientador: Augusta Silva

Unidade Curricular de Projeto em Fisioterapia

Mestrado em Fisioterapia

Opção Neurologia

Setembro de 2016

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

André Augusto Martins Vieira

**Ajustes posturais e a orientação da escápula no
gesto de alcance**

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 Neurologia, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Andreia Sofia Pinheiro de Sousa, Equiparada a Assistente da Área Técnico-Científica de Fisioterapia.

Setembro de 2016

Ajustes posturais e a orientação da escápula no gesto de alcance

André Vieira¹, Andreia Sousa², Augusta Silva³,

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal

andrevieira@ipcb.pt

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal

asps@estsp.ipp.pt

³ATCF – Área Técnico-Científica da Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal

smaugusta@gmail.com

Resumo

Introdução: Os Ajustes Posturais (APs), estratégias integrantes do Controlo Postural, podem ser influenciados pela informação aferente proveniente de várias estruturas corporais, sendo o alinhamento dos segmentos um possível condicionante da qualidade e quantidade dos mesmos. Não se encontraram estudos até à data que relacionassem o posicionamento inicial da omoplata e a geração de APs. **Objetivo:** Identificar músculos que modularam atividade e respetivos *timings* nos *Early Postural Adjustments* (EPAs) e *Anticipatory Postural Adjustments* (APAs) durante o gesto de alcance em indivíduos com e sem alteração do alinhamento da omoplata. **Métodos:** Estudo observacional analítico transversal, com uma amostra de 49 indivíduos divididos nos grupos A (com alinhamento da escápula dentro dos valores de referência) e B (com alinhamento da escápula fora dos valores de referência em pelo menos um dos planos de movimento avaliados). Foi recolhida atividade eletromiográfica bilateral dos músculos Trapézio Superior (TS) e Inferior (TI), Grande Dentado (GD), Tibial Anterior (TA) e Solear (SOL) e de forma unilateral dos músculos Reto Abdominal (RA) e Ereter da Espinha (ES) durante o gesto de alcance. Estes dados foram recolhidos simultaneamente com uma plataforma de forças para deteção do início da tarefa. Os APs foram avaliados pela quantidade de ocorrências verificadas e pelo registo temporal do início da ativação ou inibição muscular relativos ao início da atividade muscular dos EPAs e dos APAs. **Resultados:** Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre grupos na quantidade de ocorrências de ativação/inibição nos EPAs do TS ($p < 0,016$) e nos tempos de inibição nos EPAs do GD ipsilateral ($p < 0,016$) e de ativação nos APAs do TA contralateral ($p < 0,011$). Não foram encontradas outras diferenças significativas. **Conclusão:** Observaram-se tendências para APs mais precoces e em menor quantidade no grupo com alinhamento dentro dos valores de referência da escápula. São necessários mais estudos para encontrar alinhamentos escapulares potenciadores do melhor controlo postural.

Palavras-chave: Ajustes Posturais, Alinhamento da Escápula, Alcance

Abstract

Background: The Postural Adjustments (PAs), strategies of Postural Control, can be influenced by afferent information coming from various structures of the body, being the alignment of the segments a possible determinant of quality and quantity thereof. No studies were found to date to relate the initial positioning of the scapula and the generation of APs. **Aim:** To identify muscles that modulate activity and respective timings in Early Postural Adjustments (EPAs) and Anticipatory Postural Adjustments (APAs) in reaching in individuals with and without changes in alignment of the scapula. **Methods:** Cross-sectional analytical observational study with a sample of 49 subjects divided in group A (with alignment of the scapula following the reference values) and group B (with alignment of the scapula out of the reference values in at least one of the evaluated movement plans). Electromyographic activity was collected bilateral of the muscles Upper (UT) and Lower Trapezius (LT), Serratus Anterior (SA), Tibial Anterior (TA) and Soleus (SOL) and unilaterally the muscle Rectus Abdominis (RA) and Erector Spinae (ES) during reaching task. These data were simultaneously collected with a force platform for detecting the beginning of the movement. APs were evaluated by the amount of verified occurrences and by the timing of muscle activation or inhibition start, relative to the beginning of muscle activity of the EPAs and APAs. **Results:** Statistically significant differences were found between groups in the number of activation/inhibition events in EPAs in TS ($p < 0.016$) and on onset timings of inhibition in EPAs in ipsilateral SA ($p < 0.016$) and of inhibition in APAs in contralateral TA ($p < 0.011$). No more differences were found. **Conclusion:** We observed trends to fewer and earlier APs in the group with scapula alignment inside the references values. Further studies are needed to find the best scapular alignments enhancers of best postural control.

Key words: Postural Adjustments, Scapular Alignment, Reach

1 Introdução

O movimento, base da interação do corpo humano com o meio exterior, resulta de processos cognitivos, perceptuais, emotivos e motores (Carey, 2005; Damásio, 2011). Neste processo, o corpo sob influência da gravidade necessita de se ajustar a inúmeras perturbações internas e externas através de um adequado Controlo Postural (CP) (Alexander S. Aruin, 2002; Yiou et al., 2012).

O CP resulta de uma complexa integração de informação vestibular, propriocetiva e visual (Horak FB, 1996; Manchester et al., 1989), com o objetivo funcional de garantir a orientação e estabilidade postural (Graham et al., 2009; Horak, 2006). A orientação postural envolve o controlo ativo da orientação segmentar relativamente à gravidade, base de suporte e informação visual com base nas referências internas (Horak, 2006). Já a estabilidade postural refere-se à capacidade de regular a posição do centro de massa na base de suporte face a perturbações internas e/ou externas (Horak, 2006). Estas subfunções dependem de mecanismos de *feedback* e de *feedforward*, que por sua vez são influenciados pela aprendizagem, experiências e aferências sensoriais (Cowley, 2003). Dentro dos mecanismos de *feedforward* existem os *Early Postural Adjustments* (EPAs) e os *Anticipatory Postural Adjustments* (APAs) (Krishnan et al., 2011).

Apesar de sumariamente exploradas pela literatura, possivelmente os EPAs atuam no sentido de proporcionar as condições necessárias para a ação planeada e/ou perturbação esperada numa janela temporal de -600 a -200ms relativamente ao evento mecânico (Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2011; Krishnan et al., 2012). Este mecanismo pode ser a primeira estratégia de CP para controlar as perturbações induzidas pelo próprio sujeito no movimento desejado (Krishnan et al., 2011). Os APAs pretendem minimizar a perturbação induzida pela ação motora, reagindo contra os efeitos esperados dessa ação no período temporal entre os -250ms e os +50ms relativamente ao evento mecânico (A. S. Aruin & Latash, 1995a, 1995b, 1996; Kanekar & Aruin, 2014; Krishnan et al., 2012; Y. J. Lee & Aruin, 2013; Yiou et al., 2012). A diferença temporal destes dois ajustes parece sugerir que são recrutados por diferentes áreas neurais (Klous et al., 2012). Venilla Khrishnan sugere que os APAs e os EPAs são resultado de dois componentes de preparação postural ao invés de um único componente de ativação variável (Krishnan et al., 2012). Existe ainda um desconhecimento relativo à área neural envolvida nos EPAs em oposição ao já amplamente conhecido papel da área motora 6 no recrutamento dos APAs. De facto, à área motora suplementar e córtex pré-motor, responsáveis pelo planeamento e conceção do programa motor (Krause et al., 2014; Nachev et al., 2008), é atribuído o papel de, através da conexão cortico-reticular, ativar e modular os APAs

(Haines, 2006; Schepens et al., 2008; Soteropoulos et al., 2012) em colaboração com o cerebelo (Lalonde & Strazielle, 2007; Marsden et al., 2000).

O papel do cerebelo e respetivo *input* aferente na modulação da atividade muscular envolvida nos Ajustes Posturais (APs) está evidenciado também no modelo de Lambda (Feldman, 2011), que salienta que as representações corticais de ações motoras e de estados atuais de comprimento e tensão dos músculos são importantes para a estabilidade postural durante o movimento (A. Aruin & Shiratori, 2003; Bennis et al., 1996; Bonnefoy et al., 2009; Le Bozec & Bouisset, 2009; Pilon & Feldman, 2006; Teyssedre et al., 2000). De facto, tem sido demonstrado que alterações de informação propriocetiva relacionadas com variações do posicionamento das articulações proximais ao segmento (A. S. Aruin, 2003; Camargos et al., 2009; Mohapatra et al., 2014; M. J. Santos et al., 2010), base de suporte (A. S. Aruin, 2003; Mohapatra et al., 2014) e conjunto postural adotado (A. Aruin & Shiratori, 2003; Bennis et al., 1996; Bonnefoy et al., 2009; Le Bozec & Bouisset, 2009; Teyssedre et al., 2000) têm influência nos processos de ativação dos APAs, expressos pelos *timings* de ativação e magnitude do recrutamento de músculos importantes para a tarefa.

No gesto de alcance, a orientação da escápula é essencial na relação comprimento-tensão dos músculos estabilizadores locais (Lin, Hung, & Yang, 2011), como os Trapézios e Grande Dentado (C. Santos, Matias, R., 2007). Existe interesse em aprofundar o conhecimento sobre os mecanismos envolvidos no gesto de alcance pela necessidade de refinamento da sua performance no desporto e na reabilitação, após lesão músculo-esquelética (Larsen et al., 2013; C. Santos, Matias, R., 2007) ou do sistema nervoso central, como a recuperação após acidente vascular encefálico (Lang et al., 2006; Pereira et al., 2014). Assim, a exigência do controlo motor envolvido dependerá da complexidade da ação a realizar (Kaminski et al., 1995).

Como as aferências propriocetivas podem influenciar modelos internos no sistema nervoso central, com base nas memórias de movimentos provenientes da interação do corpo com o meio ambiente (Flanagan & Wing, 1997; Harbourne & Kamm, 2015; Ruget et al., 2008; Timmann & Horak, 2001) é importante obter uma caracterização objetiva do comportamento dos APAs em músculos estabilizadores locais (EL) e globais (EG), face às diferentes orientações possíveis da escápula. Relativamente aos APAs durante o gesto de alcance é esperado que os músculos Grande Dentado (GD) e Trapézios Superior (TS) e Inferior (TI) ipsilaterais ao movimento sejam ativados e que ocorra modulação nos mesmos músculos contralaterais, não estando claro quais serão ativados ou inibidos, mas sabe-se que apresentam uma atividade tónica (Pereira et al., 2014; Zattara & Bouisset, 1988). Espera-se também que o músculo Ereter da Espinha (EE) seja inibido, o Reto Abdominal (RA) e Tibial Anterior (TA) sejam ativados bilateralmente, enquanto que existem dúvidas quanto à modulação inibitória ou excitatória dos músculos Solear

(SOL), principalmente ipsilateral (Chen et al., 2015; Stapley et al., 1998; Zattara & Bouisset, 1988). A escassa investigação no âmbito dos EPAs justifica a sua inclusão neste estudo. Esta caracterização pode contribuir para uma maior especificidade na seleção de estratégias terapêuticas direcionadas para a *performance* do gesto de alcance.

Na literatura atual é possível encontrar estudos com as referências para o alinhamento normal da escápula em repouso (Alt Murphy et al., 2006; Borstad, 2006; Ludewig et al., 1996; Pamela K. Levangie, 2005; Struyf et al., 2011), contudo informação sobre os APs relativamente a essas referências é francamente escassa.

Tendo em consideração o exposto é possível colocar a hipótese de que a alteração do alinhamento da omoplata interfira não só com os APs dos músculos EL como também dos EG. O objetivo deste estudo é caracterizar os APs em função do posicionamento inicial da escápula durante o gesto de alcance. Foram estabelecidos como objetivos específicos a identificação dos músculos que modularam e dos *timings* de ativação dos mesmos na janela temporal dos EPAs e APAs em músculos EL e EG em indivíduos com e sem alteração do alinhamento normal da omoplata.

2 Métodos

Este é um estudo observacional, analítico transversal.

2.1 Amostra

A amostra foi selecionada de modo não probabilístico e voluntário. Foram incluídos indivíduos saudáveis, com idade compreendida entre os 18 e 30 anos e sedentários, de acordo com o *Centre for Disease Control for the American College of Sports Medicine* (Thompson, 2001). Foram excluídos os participantes com os seguintes critérios: défices visuais não corrigidos, patologia neuromusculo-esquelética atual ou passada que interferisse no movimento de alcance, deformidades e história de cirurgia prévia no tronco e/ou membros superiores e ou dor nas regiões do tronco inferior, superior e/ou ombros e $IMC > 28$ (de forma a obter menores pregas cutâneas, para registar amplitudes mioelétricas mais elevadas (Nordander et al., 2003; Phadke & Ludewig, 2013)). Os participantes foram divididos em dois grupos consoante o alinhamento da omoplata. Apenas a escápula ipsilateral ao membro dominante foi analisada. Foram considerados como sujeitos sem alteração de alinhamento da escápula (grupo A) todos aqueles que cumprissem os seguintes requisitos: rotação interna entre 30-45° (Pamela K. Levangie, 2005; Struyf et al., 2011); rotação superior/inferior entre -5-10° (Alt Murphy et al., 2006; Borstad, 2006; Ludewig et al., 1996; Pamela K. Levangie, 2005; Struyf et al., 2011); e rotação anterior/posterior entre 0-10° (Pamela K. Levangie, 2005; Struyf et al., 2011). Para os

valores identificados no plano frontal, uma revisão da literatura (Struyf et al., 2011) sugeriu que a normalidade se estabelecia entre -5 e 5°, contudo, dado o grande volume de estudos encontrados em sujeitos saudáveis com médias próximas dos 10°, optou-se por alargar o limite superior do intervalo. Todos os sujeitos que não possuísem pelo menos um destes requisitos foram incluídos no grupo B. Na Figura 1 encontra-se representado o diagrama de seleção da amostra.

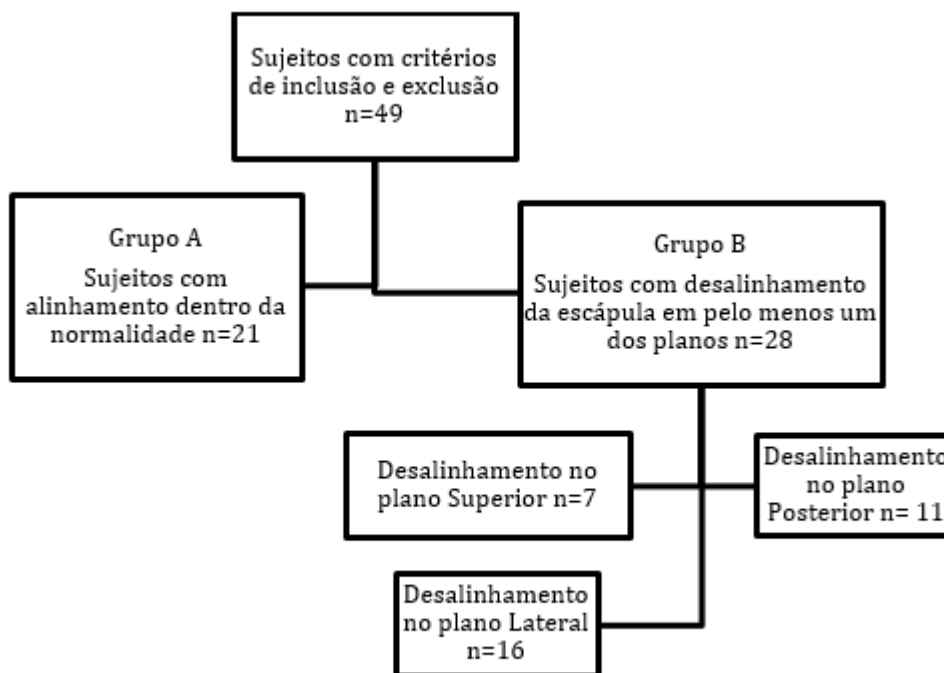


Figura 1. Diagrama do recrutamento da amostra

Na tabela 1 encontram-se os dados de caracterização da amostra. Existiam 2 sujeitos esquerdinos no grupo A e 1 no grupo B.

Tabela 1. Dados de caracterização da Amostra

Variáveis	Grupo A (n=21)	Grupo B (n=28)	p
Altura	1,69±0,08	1,73±0,09	0,094
Peso	66,27±9,57	66,41±9,22	0,959
IMC	23,17±1,66	22,13±2,37	0,094
Idade	21,57±1,88	21,43±2,12	0,433*
°T	40,64±11,26	49,36±8,30	1,000
°L	21,92±8,94	21,84±8,78	0,976
IPAQ	1418,24±773,71	1127,38±749,81	0,191

Legenda: IMC – Índice de Massa Corporal; °T – Ângulo Torácico; °L – Ângulo Lombar; IPAQ – *International Physical Activity Questionnaire*. *Utilizado o teste de Mann-Whitney.

2.2 Instrumentos

A amostra foi selecionada através de 2 questionários, um de recolha de dados antropométricos (Apêndice 1) e outro de identificação da elegibilidade para integrar o estudo como sujeito sedentário (Apêndice 2). O *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ – Versão curta)(Anexo 1) foi utilizado para obter uma melhor representação dos dispêndios energéticos semanais médios dos participantes. O IPAQ apresenta níveis de correlação de 0,77 de fiabilidade e de concordância de 0,3 na validade de critério para a população portuguesa (Craig et al., 2003).

O alinhamento da omoplata foi avaliado através do instrumento de medição Software para Avaliação Postural (SAPo)(Souza, 2011). Este programa serve-se da digitalização de fotografias para o cálculo de medidas antropométricas. O SAPo é um instrumento de medida postural válido e fiável e tem como erro para medidas angulares 0,11° e para medidas de distância 1,8 mm (Ferreira EAG, 2010).

Foram utilizadas 3 câmaras (*Fujifilm JV200* 14 Megapixéis; *Fujifilm JV500* 14 Megapixéis e *Rollei Compactline 130* 10 Megapixéis) e os seguintes materiais: 3 tripés reguláveis em altura com nível; fita-métrica; 16 marcadores refletores (\varnothing 3,0 cm); fita-cola de dupla face para fixar os marcadores nos participantes e um fio-de-prumo com marca de 1 metro para calibração da imagem e transformação de distâncias na imagem, em pixéis, para distâncias reais, em centímetros. Todas as câmaras encontravam-se a 3 metros de uma marca colocada em forma de “+” no solo, onde foi pedido a cada sujeito que se colocasse sobre o centro da intersecção das linhas, com os pés à mesma distância. As câmaras das vistas lateral e posterior encontravam-se a 0,8 m de altura. Antes de serem recolhidos os dados fotográficos, os sujeitos mantiveram-se estáticos, olhando em frente e descontraídos, pelo menos 30 segundos.

Foram utilizados como instrumentos de avaliação do *outcome* principal, a eletromiografia de superfície (EMGs) bilateralmente nos músculos TS, TI e GD do grupo de músculos EL e nos músculos TA e SOL, do grupo de músculos EG e de forma unilateral nos músculos EE e RA. A EMGs foi registada através do aparelho bioPLUX (Plux, Portugal) com frequência de amostragem de 1000Hz, *Common Mode Rejection Ratio* de 110dB, impedância de entrada superior a 100M Ω e canais analógicos com 12bits, juntamente com *software* de recolha Bioplux Signals®. Para recolher a EMGs foram utilizados elétrodos Ag/AgCl da marca FIAB®, circular, com 10mm de diâmetro e de auto – adesivo de sensor bipolar com a configuração circular. Posteriormente foi confirmado através da ferramenta de medição de impedância *Chacon 91010* se esta era < 5000 Ω .

Para monitorizar a variação do centro de pressão (COP) durante o gesto de alcance foi utilizado como instrumento de medição, uma Plataforma de Forças (PF)

(modelo9286AA,Kistler Instruments Corp,Winterthur,Switz;FP4060-08,Bertec Corporation,Columbus,OH,USA) conectada a um amplificador Bertec AM6514 com frequência de aquisição de 1000Hz. Os dados da PF foram diretamente recolhidos no *software* de aquisição Acqknowledge Analysis® versão3.8.1 (Biopac Systems,Inc.,Goleta,USA) para o sistema MP100. Foi também utilizado um acelerómetro da Plux® com frequência de amostragem de 100Hz para auxiliar na verificação da deteção do início do movimento na PF. A sincronização dos dados da EMGs e da PF foi garantida através de um sinal analógico conectado ao *software* de aquisição Acqknowledge Analysis® e a um dos canais da Bioplux Signals®.

2.3 Procedimentos

O protocolo experimental foi aplicado na Escola Superior de Saúde Dr. Lopes Dias (ESALD), em Castelo Branco entre 2 de Fevereiro e 24 de Julho de 2016.

2.3.1 Preparação dos Indivíduos

Foi solicitado aos sujeitos que utilizassem apenas calções e biquíni, no caso dos elementos do sexo feminino, de modo a facilitar a visualização dos marcadores. Os marcadores foram colocados em T1; T3; Ângulo do Acrómio (AA), Ângulo Inferior da Escápula (AIE), Base da superfície triangular na raiz da Espinha da Escápula (EE), T11; L1; Espinha Ilíaca Pósterio-Superior (EIPS) e Espinha Ilíaca Ântero-Superior (EIAS), como se poderá verificar na figura 2.

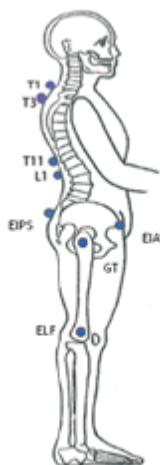


Figura 2. Localização anatômica dos pontos de referências utilizados para o estudo

Para os músculos analisados via EMGs os elétrodos foram colocados após preparação da pele (depilação, remoção da pele morta com uma superfície abrasiva e limpeza da pele com álcool)(Correia, 2000). Os elétrodos foram colocados a pares paralelamente às fibras de cada músculo, com uma inter-distância de 22 mm e segundo as referências apresentadas na tabela 2. A localização dos elétrodos foi confirmada por palpação, tendo sido colocados na porção mais

proeminente do ventre muscular (Correia, 2000). O eletrodo de referência foi colocado sobre C7.

Tabela 2. Localização dos eletrodos nos músculos em estudo.

Músculos	Localização dos eletrodos
Trapézio Superior	A metade da distância entre o acrômio e C7*
Trapézio Inferior	A 2/3 de distância entre o triângulo da espinha e T8*
Grande Dentado	Sobre o 7º espaço intercostal, anteriormente às fibras do Longo Dorsal (Phadke & Ludewig, 2013)
Eretor da Espinha	A dois dedos lateralmente a L1*
Reto Abdominal	5 cm acima e 3 cm lateralmente ao umbigo (Vera-Garcia, Grenier, & McGill, 2000)
Tibial	A 1/3 da distância entre a cabeça do perônio e o maléolo interno*
Solear	A 2/3 de distância entre o côndilo femoral interno e o maléolo interno*

*Localizações segundo as normas da SENIAM.

2.3.2 Recolha dos dados

Inicialmente foi pedido a cada sujeito que se colocasse descalço na PF, com os pés alinhados com os ombros e braços descontraídos ao longo do corpo, olhando em frente para uma marca numa parede a 1,75 m de altura. De seguida, foi colocada uma garrafa de 0,5 ml de água nivelada em altura pelo ponto médio do esterno e a 30° no plano frontal, através de uma marquesa hidráulica regulável. A distância da garrafa foi selecionada através do comprimento total do membro superior, medido desde o acrômio até à articulação metacarpofalângica do dedo indicador (Pereira et al., 2014). A garrafa de água foi selecionada devido à grande familiaridade dos sujeitos com o alcançar este objeto. De facto, considerando que os APAs estão relacionados com a área pré-motora e motora suplementar, o reconhecimento das características do objeto na tarefa torna-se relevante para a sua análise (Jacobs et al., 2009). Previamente ao início da tarefa os participantes foram informados que deveriam permanecer na posição de pé sobre a PF durante pelo menos 30 segundos. Após este período foi pedido que alcançassem e agarrassem a garrafa e posteriormente regressassem à posição inicial sem o objeto. A velocidade do gesto foi controlada por um metrónomo a 50 bpm, para que este não fosse um factor influenciador dos APs (Shiratori & Aruin, 2007). Este processo foi supervisionado pelo investigador e repetido duas vezes para familiarizar os participantes com o procedimento. Os dados recolhidos durante estes ensaios foram utilizados para verificar a qualidade do sinal de EMGs, tendo o sinal sido analisado no domínio temporal (*baseline*) em repouso e em espectro de frequências. Após estes processos, foi pedido ao sujeito para aguardar 1 minuto e de seguida realizar novamente uma repetição da tarefa, tendo esta sido alvo de análise de dados.

2.3.3 Análise dos Dados

Considerando a forte interdependência entre alinhamento da coluna torácica e lombar e o alinhamento da cintura escapular (Jaraczewska & Long, 2006), foi avaliado o *postural setting* inicial da escápula e o alinhamento do tronco superior e inferior. Foram utilizadas para análise os marcadores posicionados em T1, T3, T11, L1, EIPS e EIAS. Foi calculado o alinhamento estático da omoplata nos planos sagital (inclinação anterior/posterior), frontal (rotação superior/inferior) e transversal (rotação interna/externa) de acordo com os procedimentos indicados na Tabela 3 (S. K. Lee et al., 2013).

Tabela 3. Cálculo dos ângulos em estudo

<i>Medidas Angulares</i>	<i>Descrição</i>
Vista Lateral	
Ângulo Torácico	Ângulo calculado a partir da intersecção de duas linhas retas definidas por T1-T3 e T11-L1.
Ângulo Lombar	Ângulo calculado a partir da intersecção de duas linhas retas definidas por T11-L1 e EIPS-EIAS.
Inclinação Anterior/Posterior da Escápula	Ângulo calculado a partir da intersecção de duas linhas retas que passam entre T1-T11 e AIE-EE.
Vista Posterior	
Rotação Superior/Inferior da Escápula	Ângulo calculado a partir de uma intersecção de duas linhas retas que passam entre T1-T11 e AIE-EE.
Vista Superior	
Rotação Interna/Externa da Escápula	Ângulo calculado a partir de uma intersecção de duas linhas retas que passam entre AA (ipsilateral e contralateral) e AA-EE.

Legenda – T1 – Vértebra Torácica 1 ; T3 - Vértebra Torácica 3 ; T11 - Vértebra Torácica 11; L1 - Vértebra Lombar 1; EIPS – Espinha Iliaca Pósterio-Superior ; EIAS – Espinha Iliaca Antero-Superior ; AIE – Ângulo Inferior da Escápula ; EE - Base da superfície triangular na raiz da Espinha da Escápula; AA – Ângulo do Acrômio.

Os sinais de EMGs e da PF foram processados através do *software* de análise Acqknowledge Analysis®. Para o sinal da PF foi utilizando um filtro *low-pass* Butherworth de segunda ordem de 10Hz. O momento inicial (t0) foi identificado através das componentes ântero-posterior (CoP_{AP}) e médio-lateral (CoP_{ML}) do deslocamento do centro de pressão calculados através das seguintes equações:

$$COP_{AP} = \frac{M_y}{F_z}$$

$$COP_{ML} = \frac{M_x}{F_z}$$

T0 foi identificado pela primeira variação detetada, fosse no CoP_{AP} ou CoP_{ML} , tendo esta sido definida como o início do intervalo temporal em que o sinal excedeu a média da *baseline* em mais de 3 vezes o desvio padrão durante pelo menos 50ms, Figura 3 (Sousa et al., 2015). A *baseline* foi calculada no intervalo entre os -500 aos -450ms em relação ao início da variação do sinal identificado por estimativa visual, Figura 3 (Sousa et al., 2015).

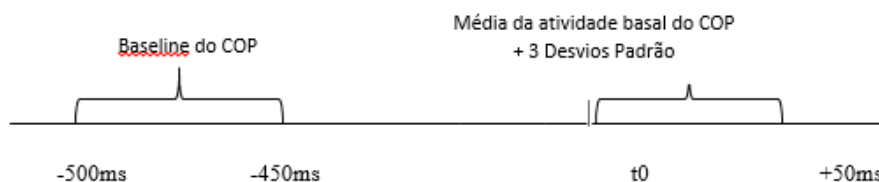


Figura 3. Janelas temporais utilizadas para a detecção do início do movimento

Também foi realizada uma análise pico-a-pico do deslocamento do CoP_{AP} e CoP_{ML} durante a execução da tarefa, entre a primeira variação detetada e o primeiro pico máximo.

Ao sinal EMGs foi aplicado um filtro *band pass* Butherworth de segunda ordem entre os 20 e os 450Hz. Sempre que foi identificada a presença de sinal cardíaco foi utilizado um filtro *band stop* de 50Hz. Posteriormente foi calculado o valor do *root mean square* numa janela deslizando de 100 amostras.

Os momentos de variação de atividade de cada um dos músculos foram calculados nos intervalos temporais definidos para os EPAs (-600 a -250ms em relação a T0) e APAs (-250 a +50ms em relação a t0) (A. S. Aruin & Latash, 1995b; Kanekar & Aruin, 2015; Krishnan et al., 2011). Os *timings* de variação de atividade dos EPAs foram identificados como o início do instante temporal em que foi obtido um valor igual ou superior à média da *baseline*, calculada entre os -1000 e os -850ms, mais 3 desvios padrão (ativação) ou um valor igual ou inferior à *baseline*, menos 3 desvios padrão (inibição) durante pelo menos 50ms (Krishnan et al., 2012). Os *timings* de variação de atividade dos APAs foram identificados como o instante temporal em que foi obtido um valor igual ou superior à média da *baseline*, calculada entre os -500 e os -450ms, mais 3 desvios padrão (ativação) ou um valor igual ou inferior à *baseline*, menos 3 desvios padrão (inibição) durante pelo menos 50ms (Sousa et al., 2013).

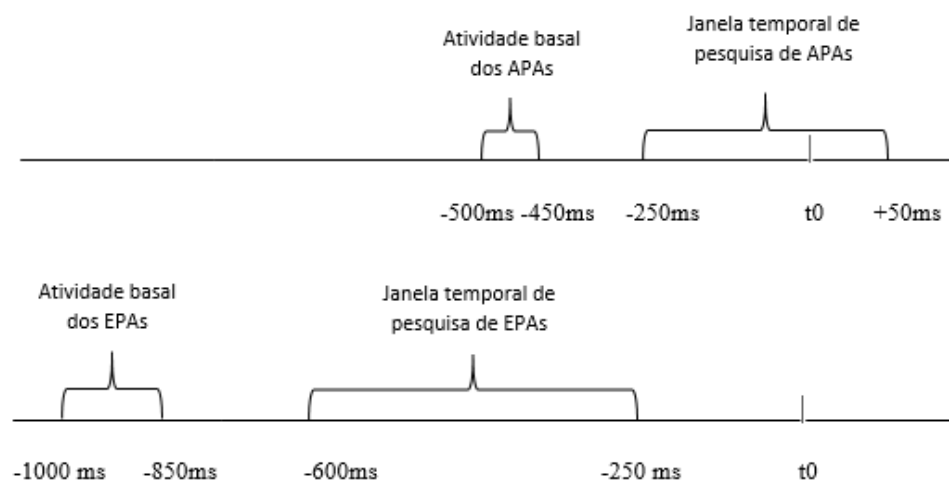


Figura 4. Janelas temporais de pesquisa de APAs (em cima) e de EPAs (em baixo)

2.4 Ética

O estudo foi aprovado pela comissão de ética da ESALD. Todos os indivíduos que integraram a amostra deste estudo foram informados acerca dos objetivos, métodos, procedimentos e importância da investigação, manifestando por escrito o seu consentimento de participação voluntária e informada na mesma, de acordo com a Declaração de Consentimento de Helsínquia (1964)(Apêndice 3).

Os participantes foram também informados acerca dos seus direitos, nomeadamente, o direito à confidencialidade, ao anonimato, à privacidade e ainda, à possibilidade de pôr termo à sua participação a qualquer momento.

2.5 Estatística

Para caracterizar a amostra foi utilizada estatística descritiva e dado as variáveis utilizadas no estudo, recorreu-se à análise da média e mediana como medidas de tendência central e respetivos desvio padrão e desvio interquartil, como medidas de dispersão. Foi testada a normalidade dos vários parâmetros de EMGs a serem avaliados através do teste de Shapiro-wilk. Utilizou-se, posteriormente o teste paramétrico teste *t student* para amostras independentes nos casos que seguiam a normalidade para verificar se existiam diferenças significativas entre os dois grupos nas médias dos diferentes parâmetros avaliados. Nas variáveis que não se pôde assumir a normalidade, efetuou-se o teste não paramétrico de MannWhitney. Foi também aplicado o teste do qui quadrado para avaliar a existência de diferenças estatísticas na proporção de sujeitos que ativaram/inibiram o mesmo músculo nos dois grupos. Para todos os resultados considerou-se um nível de significância de 0,05 e intervalo de confiança de 95%.

3 Resultados

Os resultados estão divididos primeiramente na análise da frequência da ocorrência de APAs e EPAs e posteriormente na análise dos *timings* dos APAs e EPAs nos dois grupos.

3.1 Ocorrência de EPAs e APAs

Os dados relativos à ocorrência de EPAs durante o gesto de alcance encontram-se descritos na tabela 4.

Tabela 4. Tabela de frequências relativa da ocorrência de EPAs durante o gesto de alcance

Músculos	EPA's		p
	Grupo A (n=21)	Grupo B (n=28)	
<i>Estabilizadores Locais</i>			
Trapézio Superior (I)	33,33%	21,43%	0,797
<i>Ativaram</i>	42,86%	50,00%	
<i>Inibiram</i>	57,14%	50,00%	
Trapézio Superior (C)	33,33%	46,43%	0,016*
<i>Ativaram</i>	100,00%	46,15%	
<i>Inibiram</i>	0,00%	53,85%	
Trapézio Inferior (I)	52,38%	35,71%	0,801
<i>Ativaram</i>	45,45%	40,00%	
<i>Inibiram</i>	54,55%	60,00%	
Trapézio Inferior (C)	47,62%	46,43%	0,855
<i>Ativaram</i>	50,00%	53,85%	
<i>Inibiram</i>	50,00%	46,15%	
Grande Dentado (I)	47,62%	46,43%	0,940
<i>Ativaram</i>	60,00%	61,54%	
<i>Inibiram</i>	40,00%	38,46%	
Grande Dentado (C)	14,29%	35,71%	0,569
<i>Ativaram</i>	100,00%	90,00%	
<i>Inibiram</i>	0,00%	10,00%	
<i>Estabilizadores Globais</i>			
E retor da Espinha (I)	38,10%	53,57%	0,645
<i>Ativaram</i>	50,00%	60,00%	
<i>Inibiram</i>	50,00%	40,00%	
Reto Abdominal (I)	38,10%	60,71%	0,278
<i>Ativaram</i>	62,50%	82,35%	
<i>Inibiram</i>	37,50%	17,65%	
Tibial Anterior (I)	33,33%	42,86%	0,568
<i>Ativaram</i>	71,43%	58,33%	
<i>Inibiram</i>	28,57%	41,67%	
Tibial Anterior (C)	38,10%	39,29%	0,960
<i>Ativaram</i>	62,50%	63,64%	
<i>Inibiram</i>	37,50%	36,36%	
Solear (I)	47,62%	46,43%	0,431
<i>Ativaram</i>	70,00%	53,85%	
<i>Inibiram</i>	30,00%	46,15%	
Solear (C)	38,10%	71,43%	0,403
<i>Ativaram</i>	62,50%	45,00%	
<i>Inibiram</i>	37,50%	55,00%	

Nota: Utilizado o teste estatístico do qui quadrado.

Em primeira análise, é importante referir a baixa frequência de EPAs nos dois grupos. Averiguou-se uma diferença estatisticamente significativa entre grupos ($p = 0,016$) relativa à ativação/inibição do músculo TSc (Tabela 4). No grupo A todos ativaram este músculo, enquanto no grupo B existiu uma clara divisão de ativação/inibição e menores ocorrências. Não foram verificados outros dados estatisticamente significativos, embora tendencialmente se entenda que no grupo de EL dois dos músculos contralaterais (TSc e GDc) foram modulados com maior frequência no grupo B, enquanto que os restantes (TSi, Tli, Tlc, GDi) foram requisitados mais vezes no grupo A. No grupo de músculos EG tendencialmente é possível observar que apenas um músculo (SOLi) foi recrutado com maior frequência no grupo A comparativamente ao grupo B, tendo sido os restantes músculos modulados mais frequentemente no grupo B. Foi no campo dos EG que maior desequilíbrio de ocorrências de EPAs entre grupos foi verificado, principalmente nos músculos SOLc (33,33% a mais no grupo B), RA (22,61% a mais no grupo B) e ES (15,47% a mais no grupo B).

Os dados relativos à ocorrência de APAs durante o gesto de alcance encontram-se descritos na tabela 5.

Tabela 5. Tabela de frequências relativa da ocorrência de APAs durante o gesto de alcance

Músculos	APA's		
	Grupo A (n=21)	Grupo B (n=28)	p
<i>Estabilizadores Locais</i>			
Trapézio Superior (I)	100,00%	92,86%	0,058
<i>Ativarão</i>	71,43%	92,31%	
<i>Inibirão</i>	28,57%	7,69%	
Trapézio Superior (C)	76,19%	78,57%	0,290
<i>Ativarão</i>	56,25%	72,73%	
<i>Inibirão</i>	43,75%	27,27%	
Trapézio Inferior (I)	95,24%	92,86%	0,415
<i>Ativarão</i>	75,00%	84,62%	
<i>Inibirão</i>	25,00%	15,38%	
Trapézio Inferior (C)	76,19%	89,29%	0,236
<i>Ativarão</i>	81,25%	64,00%	
<i>Inibirão</i>	18,75%	36,00%	
Grande Dentado (I)	80,95%	96,43%	0,557
<i>Ativarão</i>	94,12%	88,89%	
<i>Inibirão</i>	5,88%	11,11%	
Grande Dentado (C)	33,33%	60,71%	0,303
<i>Ativarão</i>	85,71%	64,71%	
<i>Inibirão</i>	14,29%	35,29%	
<i>Estabilizadores Globais</i>			
Eretor da Espinha (I)	85,71%	85,71%	0,083
<i>Ativarão</i>	83,33%	58,33%	
<i>Inibirão</i>	16,67%	41,67%	
Grande Reto (I)	71,43%	78,57%	0,093
<i>Ativarão</i>	73,33%	45,45%	
<i>Inibirão</i>	26,67%	54,55%	
Tibial Anterior (I)	71,43%	78,57%	0,641
<i>Ativarão</i>	66,67%	59,09%	
<i>Inibirão</i>	33,33%	40,91%	
Tibial Anterior (C)	71,43%	78,57%	0,373
<i>Ativarão</i>	73,33%	59,09%	
<i>Inibirão</i>	26,67%	40,91%	
Solear (I)	61,90%	75,00%	0,800
<i>Ativarão</i>	61,54%	57,14%	
<i>Inibirão</i>	38,46%	42,86%	
Solear (C)	66,67%	71,43%	0,919
<i>Ativarão</i>	78,57%	80,00%	
<i>Inibirão</i>	21,43%	20,00%	

Nota: Utilizado o teste estatístico do qui quadrado.

Não se encontrou qualquer achado com significância estatística em nenhum dos músculos analisados entre grupos. Contudo, no grupo dos EL, parece existir uma tendência para a ocorrência de mais APAs no grupo B comparativamente ao grupo A, onde em 6 músculos do grupo EL, 5 foram modulados com maior frequência pelo grupo B. Apenas o músculo TSi foi o que obteve maior percentagem de recrutamento pelo grupo A quando comparado com o grupo B, onde foi recrutado por todos os sujeitos desse grupo. Nos Músculos EG é possível observar uma tendência para uma maior percentagem de APAs no Grupo B, contudo sem alcançar diferenças estatisticamente significativas.

3.2 Análise temporal do início da atividade muscular dos EPAs e APAs

Para análise e interpretação dos *timings* de modulação dos APAs e dos EPAs optou-se por subdividir a análise em músculos EL e EG, de forma a poder ter uma visão mais clara das modulações musculares verificadas em cada grupo. Uma vez que não foram encontradas quaisquer diferenças estatísticas entre os *timings* do início de modulação muscular nos APAs e nos EPAs optou-se por comparar apenas os *timings* de início de modulação de um mesmo músculo, que inibiu ou que ativou entre grupos.

3.2.1 *Timings* nos EPAs

Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no músculo GD_i ($p < 0,016$), inibindo precocemente no grupo A (mediana de -600ms com intervalo interquartil de -31,5) comparativamente ao grupo B (mediana de -527ms com intervalo interquartil de 102,5). Estes dados podem ser verificados nas figuras 5 e 6. Não foram encontrados diferenças estatisticamente significativas nas restantes variáveis.

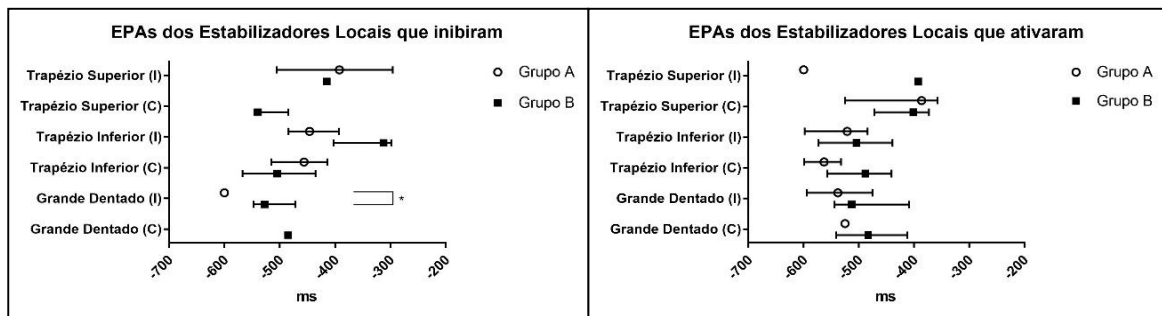


Figura 5. *Timings* e Sequências dos EPAs encontrados nos Estabilizadores Locais (EL). Nas figuras estão apresentadas as medianas e intervalos interquartis dos inícios de modulação do músculo em cada grupo. *Encontrada diferença estatística significativa para um valor de $p < 0,05$.

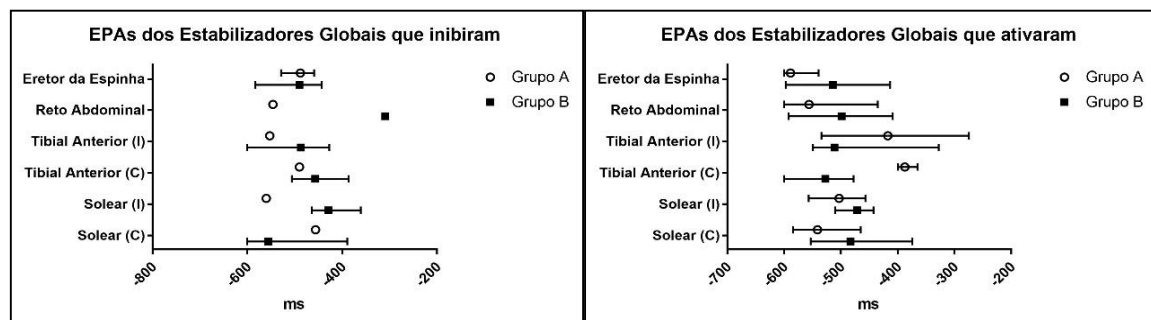


Figura 6. *Timings* e Sequências dos EPAs encontrados nos Estabilizadores Globais (EG). Nas figuras estão apresentadas as medianas e intervalos interquartis dos inícios de modulação do músculo em cada grupo. *Encontrada diferença estatística significativa para um valor de $p < 0,05$.

3.2.2 *Timings* nos APAs

Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no músculo TAc ($p < 0,011$), ativando mais precocemente no grupo A (mediana de -190ms com intervalo interquartil de -

176) comparativamente ao grupo B (mediana de -169ms com intervalo interquartil de 84,5). Não foram encontrados outras diferenças estatisticamente significativas. Estes dados podem ser consultados nas Figuras 7 e 8.

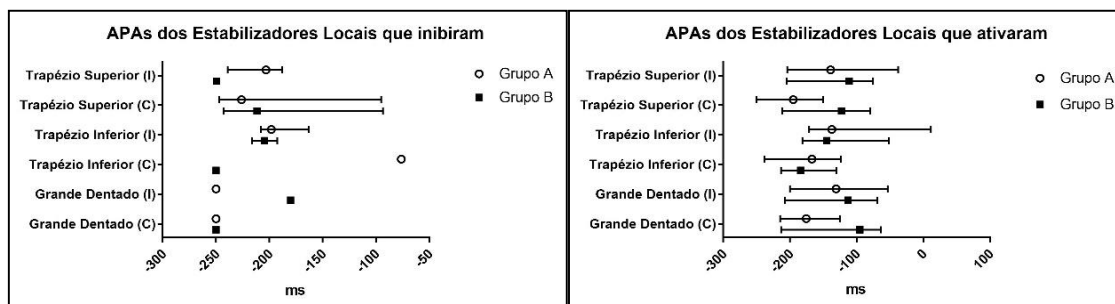


Figura 7. Timings e Sequências dos APAs encontrados nos Estabilizadores Locais (EL). Nas figuras estão apresentadas as medianas e intervalos interquartis dos inícios de modulação do músculo em cada grupo. *Encontrada diferença estatística significativa para um valor de $p < 0,05$.

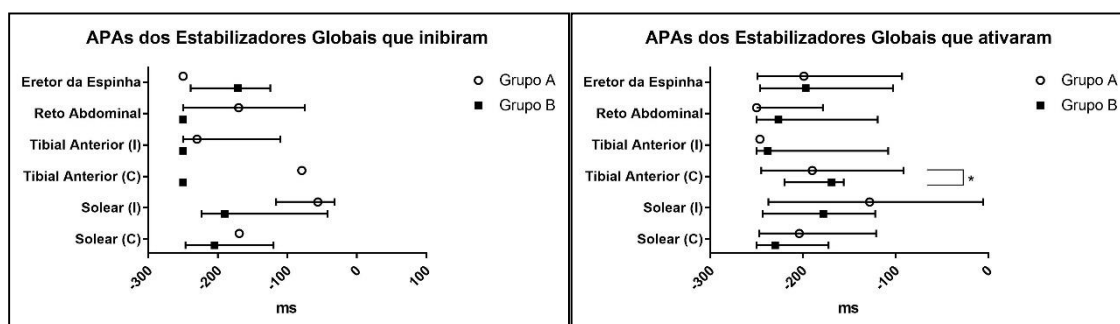


Figura 8. Timings e Sequências de dos APAs encontrados nos Estabilizadores Globais (EG). Nas figuras estão apresentadas as medianas e intervalos interquartis dos inícios de modulação do músculo em cada grupo. *Encontrada diferença estatística significativa para um valor de $p < 0,05$.

3.3 Variação do deslocamento do COP

Sem alcançar diferenças estatisticamente significativas, encontraram-se menores excursões do COP_{AP} e COP_{ML} no grupo A comparativamente ao grupo B durante a execução da tarefa, como assinalado na figura 9. Em todas as recolhas se verificou primeiramente uma projeção posterior do COP_{AP} e uma projeção ipsilateral ao movimento COP_{ML} .

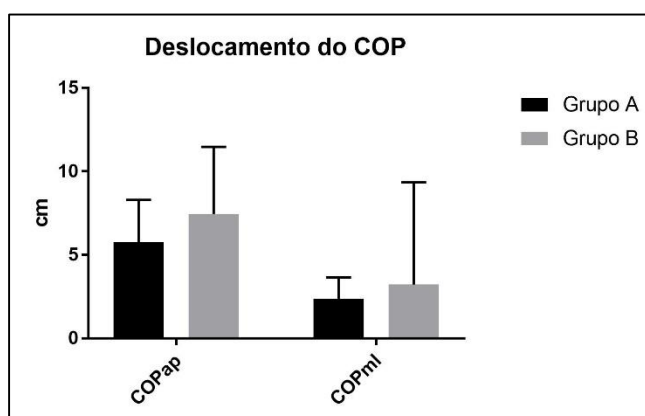


Figura 9. Deslocamento do COP nas direções antero-posterior (COP_{AP}) e médio-lateral (COP_{ML}) nos Grupos A e B, obtido através da análise pico-a-pico

4 Discussão

O presente estudo teve como principal objetivo caracterizar a ocorrência e os *timings* de ativação dos APs regulados por mecanismos de *feedforward* em indivíduos com alinhamento da escápula dentro dos limites de referência e indivíduos com alinhamento da escápula fora dos limites de referência em pelo menos um dos planos de movimento. A compreensão destes resultados requer uma análise prévia dos critérios utilizados para a definição dos valores de referência de alinhamento da omoplata.

4.1 Alinhamento Postural Inicial da Escápula

Não foi encontrado na literatura a caracterização dos APs em função do alinhamento da escápula. Os valores normativos estabelecidos por estudos prévios basearam-se em valores médios obtidos em sujeitos saudáveis. Apesar de vários estudos recentes utilizarem estes valores como normativos (Alt Murphy et al., 2006; Borstad, 2006; Ludewig et al., 1996; Pamela K. Levangie, 2005; Struyf et al., 2011), estes valores foram obtidos num *n* amostral reduzido e com grande dispersão de idades (Borstad, 2006; Ludewig et al., 1996; Pamela K. Levangie, 2005; Pontin et al., 2013; Struyf et al., 2011). Adicionalmente, a maioria destes estudos prévios recorreu a instrumentos de medição como a análise por observação, fotografia, o inclinómetro, o raio-x ou a sistemas avançados de vídeo em 3D, sendo difícil homogeneizar os resultados obtidos. Paralelamente às limitações apontadas, é ainda importante referir que a definição dos valores normativos se baseou na comparação entre sujeitos com ou sem disfunção aparente da escápula, associada a quadros álgicos e/ou patológicos do sistema nervoso central. Num estudo de 2013 (Pontin et al., 2013) realizado em sujeitos saudáveis com características semelhantes ao presente estudo, foram encontrados 26,7% indivíduos com discinesia da escápula revelando que a ausência de sintomatologia pode implicar já alterações do controlo motor. O facto de neste estudo mais de metade (55%) dos indivíduos sedentários não obterem um alinhamento da escápula dentro dos limites de referência justifica-se pela adição de mais dois planos da escápula avaliados, onde a probabilidade de encontrar indivíduos fora dos três intervalos de referência é superior. De referir também que, por norma, apenas um plano da escápula é avaliado por cada estudo mencionado.

Uma vez que também o alinhamento do tronco poderá influenciar o alinhamento da omoplata (Jaraczewska & Long, 2006) e a própria geração dos APs, neste estudo assegurou-se a homogeneidade dos ângulos torácicos e lombares entre grupos, optando-se por não excluir aqueles que não se enquadravam nos intervalos descritos como normais, onde estes próprios intervalos possuem grande falta de consenso (Krawczyk et al., 2014).

4.2 Alinhamento Postural Inicial da Escápula e os APs

Tem sido demonstrado que o alinhamento das estruturas articulares influencia a qualidade do movimento durante o gesto de alcance (Graham et al., 2009; Jaraczewska & Long, 2006). Segundo o modelo de Lambda, um alinhamento dos segmentos corporais menos favorável ao nível musculoesquelético poderá influenciar o CP gerado pelo sistema nervoso central. Músculos em condições biomecânicas desvantajosas (encurtados ou alongados) levam a alterações do seu limiar de ativação, interferindo com as representações mentais dos programas motores da ação a executar (A. S. Aruin, 2003; Pilon & Feldman, 2006). De facto, e corroborando esta hipótese, parecem existir evidências que comprovam as relações entre o alinhamento postural e a disfunção de movimento (Borstad, 2006). Por exemplo, a diminuição da rotação superior escapular, pouca inclinação posterior e rotação interna escapular excessiva foram identificados como padrões de posicionamento escapular alterados em pacientes com distúrbios no ombro. (Ludewig & Cook, 2000; Lukasiewicz et al., 1999; Struyf et al., 2011).

Os resultados obtidos no presente estudo, no que diz respeito à ocorrência de APs, sugerem que sujeitos com alinhamento escapular dentro dos valores de referência apresentam menor quantidade de APs desencadeados por mecanismos de *feedforward* nos EL e EG. Contudo, este dado por si só pode ser pouco esclarecedor, uma vez que as taxas de ativação/inibição de um mesmo músculo para a mesma tarefa variaram muito entre grupos. Este resultado não vai de encontro com o estudo semelhante de (Stapley et al., 1998), que encontrou um padrão sustentado de ativações e inibições musculares de músculos do grupo EG, contudo nesse estudo apenas 8 sujeitos foram analisados e não foram diferenciados os *timings* do início da atividade muscular dos EPAs e dos APAs, o que poderá condicionar a comparação com as janelas temporais deste estudo. No entanto, neste estudo ambos os grupos obtiveram nos EPAs um maior rácio de ativação dos EG, à exceção do EE que obteve valores muito equilibrados e do músculo SOLc, no grupo B, que obteve maior taxa de inibições. Apesar do movimento de alcance ser acompanhado de um deslocamento inicial do COP no sentido posterior, o registo de uma maior taxa de ativação do SOLi nos APAs conjugada com a ativação do TAI verificada neste estudo, também se registou no estudo de Stapley, onde não foi detetada uma inibição evidente do SOLi. Este dado não vai de acordo com outro estudo (Zattara & Bouisset, 1988) que mostra uma clara tendência de inibição deste músculo. O facto de existir demasiada variabilidade na seleção de janelas temporais para a identificação de EPAs e APAs noutros estudos de carácter semelhante limita as comparações, como por exemplo no estudo de (Y. J. Lee & Aruin, 2013), em que as janelas utilizadas para detetar os *timings* de modulação da atividade muscular foram entre -550 e +650ms após t0.

Estudos anteriores verificaram que em sujeitos com patologia no sistema nervoso central, os APAs parecem encontrar-se alterados em termos de sequências de recrutamento muscular, quantidade de músculos recrutados e magnitude de ativação muscular recrutada (Latash et al., 1995; Massion et al., 1999; McCombe Waller et al., 2016; Pereira et al., 2014). Ainda assim, a diversidade de resultados nesses estudos tem sido muito elevado, tendo sido demonstrado desde a abolição de APs até diferenças *minor* na magnitude da atividade muscular com sequências de recrutamento preservadas. Apesar disso, é consensual que uma maior quantidade de APAs detetados sugere melhor qualidade de controlo motor para a realização da ação voluntária, o que não se parece verificar no grupo em estudo com as referências escapulares dentro dos parâmetros normativos. Contudo, estes são dados difíceis de debater com outros estudos semelhantes numa tarefa similar, principalmente para os EPAs, onde não existem estudos que façam o paralelismo com a posição da escápula e a sua ocorrência. Uma vez que este foi um estudo realizado em sujeitos saudáveis, poderá colocar-se a questão de outra forma, em que a diminuição da estabilidade da escápula possa exigir mais APs para a eficiência da realização do movimento.

4.2.1 Timings de ativação/inibição muscular nos APs

4.2.1.1 EPAs

A literatura existente sobre os EPAs é bastante escassa e heterogênea, uma vez que é frequentemente interpretada como APAs (Krishnan et al., 2012), o que torna algo difícil a sua análise e confrontação. As baixas frequências de EPAs registados nos indivíduos dos dois grupos (quer nos EL quer nos EG) não permitiu a obtenção de dados suficientes para uma comparação entre grupos mais robusta, ainda que o GD_i tenha alcançado diferenças estatisticamente significativas entre grupos, tendo ativado precocemente no grupo A e essa tendência tenha sido verificado na maioria dos músculos analisados entre grupos. Apesar da suspeita de que os EPAs são gerados por estruturas neuronais diferentes dos APAs (Klous et al., 2012), a falta de um conhecimento mais aprofundado sobre esta matéria impede a implementação de um protocolo seguro para a sua deteção, e assim poder justificar as poucas ocorrências registadas. Os poucos registos verificados na fase dos EPAs é por si só um resultado que pode ser justificado pela baixa exigência e complexidade da tarefa que foi solicitada aos sujeitos, uma vez que condições de maior estabilidade são descritas como menos potenciadoras em quantidade e magnitude da necessidade de recrutar APs (A. S. Aruin et al., 1998). Contudo, e à imagem do que é sugerido em estudos anteriores com os APAs, as ativações tardias esperam-se encontrar em sujeitos com condições bioneuromecânicas desfavoráveis para realizar a tarefa

proposta (Dickstein et al., 2004; Pereira et al., 2014; Slijper et al., 2002) e as precoces em ações com desempenho motor mais elevado (Saito et al., 2014).

4.2.1.2 APAs

Também nos APAs parece que a maioria dos músculos EL e EG são recrutados mais precocemente no grupo A. Contudo, a ativação precoce dos músculos TIc e TIi no grupo B não parece ir de encontro aos pressupostos da fundamentação do estudo, uma vez que em sujeitos com patologia (em que se infere maior probabilidade de desalinhamento da omoplata) estes parecem ativarem-se mais tardiamente, contudo é importante vincar que os dois grupos em estudo são de indivíduos saudáveis, em que as diferenças encontradas nos *timings* de ativação/inibição para um mesmo músculo por vezes são de poucos milissegundos.

Curiosamente, os resultados do presente estudo parecem demonstrar que nos APAs de ação inibitória existe maior tendência para que no grupo A a atividade destes músculos diminua mais tardiamente, quer nos EL quer nos EG. Estudos anteriores suportam uma inibição do EE em movimentos de flexão do membro superior iniciados pelo sujeito (Stapley et al., 1998; Yiou et al., 2012). Este estudo encontrou resultados contraditórios, uma vez que no grupo A mais de 80% dos sujeitos ativaram-no e no grupo B encontrou-se um equilíbrio entre os que ativaram e os que inibiram. Contudo, os sujeitos que inibiram este músculo no grupo A parece terem-no feito mais cedo que no grupo B, e esse padrão sugere pertencer a um ajuste mais próximo do ideal desse músculo (Hedman et al., 1997).

4.2.2 Excursão do COP durante a tarefa

O facto dos dados recolhidos na plataforma de forças apresentarem uma tendência para menores excursões do COP no grupo A parece ser um dado contra as diferenças encontradas na quantidade de EPAs e APAs registados nos dois grupos mas a favor dos *timings* precoces no grupo A, uma vez que menores excursões do COP fazem prever um melhor CP, contudo esta informação é amplamente contraditória na literatura (Bleuse et al., 2006; Huang & Brown, 2013; Woollacott & Manchester, 1993).

4.3 Limitações

Na análise de dados, foi possível constatar que a recolha do sinal eletromiográfico do músculo Grande Dentado esquerdo obteve muitas vezes ruído do sinal cardíaco, que não permitiu aferir a uma correta leitura da atividade mioelétrica desse músculo, pelo que muitos

dos dados deste músculo foram abolidos, influenciando os resultados descritos para este músculo.

Também a heterogeneidade assumida em cada grupo é uma limitação deste estudo, devido à quantidade de amostra obtida. Primeiramente porque não foi possível realizar análises separadas dos sujeitos que excediam positivamente os intervalos definidos como de referência com aqueles que os excediam negativamente, para cada plano. Este dado poderá levar a conclusões diferentes em estudos futuros. Em segundo lugar, porque se optou por englobar todos os sujeitos que tivessem pelo menos um valor angular fora dos limites de referência de pelo menos um dos três planos avaliados num grupo só pois as tendências gerais destes subdivididos em grupos (três grupos diferentes com desalinhamentos da escápula ou no plano transversal ou frontal ou sagital) eram semelhantes, aumentando assim o n da amostra para comparar com o grupo A.

5 Conclusão

Assim, conclui-se que não foram encontradas diferenças estatísticas nas estratégias motoras utilizadas para a execução do movimento entre sujeitos que possuem referências anatómicas da escápula de acordo com os dados sugeridos para normalidade *versus* os que não o possuem, sendo que se verificou uma tendência para APs mais precoces e em menor quantidade no grupo com as referências escapulares dentro da normalidade. Desta forma, é importante realizar novos estudos com maiores amostras que permitam encontrar correlações entre o posicionamento da escápula e a qualidade dos APs relacionados com os EPAs e APAs, de forma a encontrar intervalos de referência do alinhamento da escápula que se baseiem nesses dados de efetividade motora e não nos dados de posicionamento da escápula tidos como mais comuns na população.

6 Referências bibliográficas

- Alt Murphy, M., Sunnerhagen, K. S., Johnels, B., & Willen, C. (2006). Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study. *J Neuroeng Rehabil*, 3, 18. doi: 10.1186/1743-0003-3-18
- Aruin, A., & Shiratori, T. (2003). Anticipatory postural adjustments while sitting: the effects of different leg supports. *Exp Brain Res*, 151(1), 46-53. doi: 10.1007/s00221-003-1456-y
- Aruin, A. S. (2002). The Organization of Anticipatory Postural Adjustments. *Journal of Automatic Control, University of Belgrade*, 12, 31-37.
- 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., & Latash, M. L. (1995a). Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res*, 103(2), 323-332.
- Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1995b). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Exp Brain Res*, 106(2), 291-300.
- Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1996). Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 101(6), 497-503.
- Bennis, N., Roby-Brami, A., Dufosse, M., & Bussel, B. (1996). Anticipatory responses to a self-applied load in normal subjects and hemiparetic patients. *J Physiol Paris*, 90(1), 27-42.
- Bleuse, S., Cassim, F., Blatt, J. L., Labyt, E., Derambure, P., Guieu, J. D., & Defebvre, L. (2006). Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. *Gait Posture*, 24(2), 203-210. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.09.001
- Bonnefoy, A., Louis, N., & Gorce, P. (2009). Muscle activation during a reach-to-grasp movement in sitting position: influence of the distance. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(2), 269-275. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.04.010
- Borstad, J. D. (2006). Resting position variables at the shoulder: evidence to support a posture-impairment association. *Phys Ther*, 86(4), 549-557.
- Camargos, A. C., Rodrigues-de-Paula-Goulart, F., & Teixeira-Salmela, L. F. (2009). The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(2), 314-319. doi: 10.1016/j.apmr.2008.06.023
- CAREY, J. R., E. BHATT, A. NAGPAL. (2005). Neuroplasticity Promoted by Task Complexity. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, 33(1), 22-31.
- Chen, B., Lee, Y. J., & Aruin, A. S. (2015). Anticipatory and compensatory postural adjustments in conditions of body asymmetry induced by holding an object. *Exp Brain Res*. doi: 10.1007/s00221-015-4377-7
- Correia, P. P., & Mil-Homens, P. (2000). A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano. *Faculdade de Motricidade Humana*.
- Cowley, A. K., K. (2003). A review of clinical balance tools for use with elderly population. *Physical and Rehabilitation. Medicine*, 15(3-4), 167-204.
- Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjostrom, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., . . . Oja, P. (2003). International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc*, 35(8), 1381-1395. doi: 10.1249/01.MSS.0000078924.61453.FB

- Damásio, A. (2011). *O erro de Descartes: emoção, razão e o cérebro humano*. Lisboa.
- Dickstein, R., Shefi, S., Marcovitz, E., & Villa, Y. (2004). Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in post stroke hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(2), 261-267.
- Feldman, A. G. (2011). Space and time in the context of equilibrium-point theory. *Wiley Interdiscip Rev Cogn Sci*, 2(3), 287-304. doi: 10.1002/wcs.108
- Ferreira EAG, D. M., Maldonado EP, Burke TN, Marques AP. (2010). POSTURAL ASSESSMENT SOFTWARE (PAS/SAPO): VALIDATION AND RELIABILITY. *Clinics*, 65(7), 675-681.
- Flanagan, J. R., & Wing, A. M. (1997). The role of internal models in motion planning and control: evidence from grip force adjustments during movements of hand-held loads. *J Neurosci*, 17(4), 1519-1528.
- Graham, J. V., Eustace, C., Brock, K., Swain, E., & Irwin-Carruthers, S. (2009). The Bobath concept in contemporary clinical practice. *Top Stroke Rehabil*, 16(1), 57-68. doi: 10.1310/tsr1601-57
- Haines, E. D. (2006). *Neurociência Fundamental: para aplicações básicas e clínicas* (3ª ed.). Rio de Janeiro, Brasil: Elsevier.
- Harbourne, R., & Kamm, K. (2015). Upper extremity function: What's posture got to do with it? *J Hand Ther*, 28(2), 106-112; quiz 113. doi: 10.1016/j.jht.2015.01.008
- Hedman, L. D., Rogers, M. W., Pai, Y. C., & Hanke, T. A. (1997). Electromyographic analysis of postural responses during standing leg flexion in adults with hemiparesis. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 105(2), 149-155.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11. doi: 10.1093/ageing/afl077
- Horak FB, M. J. (1996). Postural orientation and equilibrium. In S. J. Rowell LB, eds. *Handbook of Physiology: Section 12, Exercise Regulation and Integration of Multiple Systems*. New York: Oxford University Press & 255-92 (Eds.).
- Huang, M. H., & Brown, S. H. (2013). Age differences in the control of postural stability during reaching tasks. *Gait Posture*, 38(4), 837-842. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.04.004
- Jacobs, J. V., Lou, J. S., Kraakevik, J. A., & Horak, F. B. (2009). The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience*, 164(2), 877-885. doi: 10.1016/j.neuroscience.2009.08.002
- Jaraczewska, E., & Long, C. (2006). Kinesio taping in stroke: improving functional use of the upper extremity in hemiplegia. *Top Stroke Rehabil*, 13(3), 31-42. doi: 10.1310/33KA-XYE3-QWJB-WGT6
- Kaminski, T. R., Bock, C., & Gentile, A. M. (1995). The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Exp Brain Res*, 106(3), 457-466.
- Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2014). The effect of aging on anticipatory postural control. *Exp Brain Res*, 232(4), 1127-1136. doi: 10.1007/s00221-014-3822-3
- Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2015). Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session. *J Electromyogr Kinesiol*, 25(2), 400-405. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.11.002
- Klous, M., Mikulic, P., & Latash, M. L. (2012). Early postural adjustments in preparation to whole-body voluntary sway. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(1), 110-116. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.11.005
- Krause, V., Weber, J., & Pollok, B. (2014). The posterior parietal cortex (PPC) mediates anticipatory motor control. *Brain Stimul*, 7(6), 800-806. doi: 10.1016/j.brs.2014.08.003

- Krawczyk, B., Pacheco, A. G., & Mainenti, M. R. (2014). A systematic review of the angular values obtained by computerized photogrammetry in sagittal plane: a proposal for reference values. *J Manipulative Physiol Ther*, *37*(4), 269-275. doi: 10.1016/j.jmpt.2014.01.002
- Krishnan, V., Aruin, A. S., & Latash, M. L. (2011). Two stages and three components of the postural preparation to action. *Exp Brain Res*, *212*(1), 47-63. doi: 10.1007/s00221-011-2694-z
- Krishnan, V., Latash, M. L., & Aruin, A. S. (2012). Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clin Neurophysiol*, *123*(5), 1016-1026. doi: 10.1016/j.clinph.2011.09.014
- Lalonde, R., & Strazielle, C. (2007). Brain regions and genes affecting postural control. *Prog Neurobiol*, *81*(1), 45-60. doi: 10.1016/j.pneurobio.2006.11.005
- Lang, C. E., Wagner, J. M., Edwards, D. F., Sahrman, S. A., & Dromerick, A. W. (2006). Recovery of grasp versus reach in people with hemiparesis poststroke. *Neurorehabil Neural Repair*, *20*(4), 444-454. doi: 10.1177/1545968306289299
- Larsen, C. M., Sogaard, K., Chreiteh, S. S., Holtermann, A., & Juul-Kristensen, B. (2013). Neuromuscular control of scapula muscles during a voluntary task in subjects with Subacromial Impingement Syndrome. A case-control study. *J Electromyogr Kinesiol*, *23*(5), 1158-1165. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.04.017
- Latash, M. L., Aruin, A. S., Neyman, I., & Nicholas, J. J. (1995). Anticipatory postural adjustments during self inflicted and predictable perturbations in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, *58*(3), 326-334.
- Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2009). Contribution of seat and foot reaction forces to anticipatory postural adjustments (APAs) in sitting isometric ramp pushes. *Gait Posture*, *30*(3), 282-287. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.008
- Lee, S. K., Yang, D. S., Kim, H. Y., & Choy, W. S. (2013). A comparison of 3D scapular kinematics between dominant and nondominant shoulders during multiplanar arm motion. *Indian J Orthop*, *47*(2), 135-142. doi: 10.4103/0019-5413.108882
- Lee, Y. J., & Aruin, A. S. (2013). Three components of postural control associated with pushing in symmetrical and asymmetrical stance. *Exp Brain Res*, *228*(3), 341-351. doi: 10.1007/s00221-013-3567-4
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther*, *80*(3), 276-291.
- Ludewig, P. M., Cook, T. M., & Nawoczenski, D. A. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *J Orthop Sports Phys Ther*, *24*(2), 57-65. doi: 10.2519/jospt.1996.24.2.57
- Lukasiewicz, A. C., McClure, P., Michener, L., Pratt, N., & Sennett, B. (1999). Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther*, *29*(10), 574-583; discussion 584-576. doi: 10.2519/jospt.1999.29.10.574
- Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N., & Marin, O. (1989). Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J Gerontol*, *44*(4), M118-127.
- Marsden, J. F., Ashby, P., Limousin-Dowsey, P., Rothwell, J. C., & Brown, P. (2000). Coherence between cerebellar thalamus, cortex and muscle in man: cerebellar thalamus interactions. *Brain*, *123* (Pt 7), 1459-1470.
- Massion, J., Ioffe, M., Schmitz, C., Viallet, F., & Gantcheva, R. (1999). Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. *Exp Brain Res*, *128*(1-2), 229-235.

- McCombe Waller, S., Yang, C. L., Magder, L., Yungher, D., Gray, V., & Rogers, M. W. (2016). Impaired motor preparation and execution during standing reach in people with chronic stroke. *Neurosci Lett*, *630*, 38-44. doi: 10.1016/j.neulet.2016.07.010
- Mohapatra, S., Kukkar, K. K., & Aruin, A. S. (2014). Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. *J Electromyogr Kinesiol*, *24*(1), 144-152. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.10.015
- Nachev, P., Kennard, C., & Husain, M. (2008). Functional role of the supplementary and pre-supplementary motor areas. *Nat Rev Neurosci*, *9*(11), 856-869. doi: 10.1038/nrn2478
- Nordander, C., Willner, J., Hansson, G. A., Larsson, B., Unge, J., Granquist, L., & Skerfving, S. (2003). Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *Eur J Appl Physiol*, *89*(6), 514-519. doi: 10.1007/s00421-003-0819-1
- Pamela K. Levangie, C. C. N. (2005). *Joint Structure And Function: A Comprehensive Analysis* (4th Edition ed.).
- Pereira, S., Silva, C. C., Ferreira, S., Silva, C., Oliveira, N., Santos, R., . . . Correia, M. V. (2014). Anticipatory postural adjustments during sitting reach movement in post-stroke subjects. *J Electromyogr Kinesiol*, *24*(1), 165-171. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.10.001
- Phadke, V., & Ludewig, P. M. (2013). Study of the scapular muscle latency and deactivation time in people with and without shoulder impingement. *J Electromyogr Kinesiol*, *23*(2), 469-475. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.10.004
- Pilon, J. F., & Feldman, A. G. (2006). Threshold control of motor actions prevents destabilizing effects of proprioceptive delays. *Exp Brain Res*, *174*(2), 229-239. doi: 10.1007/s00221-006-0445-3
- Pontin, J. C., Stadniky, S. P., Suehara, P. T., Costa, T. R., & Chamlian, T. R. (2013). Static evaluation of scapular positioning in healthy individuals. *Acta Ortop Bras*, *21*(4), 208-212. doi: 10.1590/S1413-78522013000400005
- Ruget, H., Blouin, J., Teasdale, N., & Mouchnino, L. (2008). Can prepared anticipatory postural adjustments be updated by proprioception? *Neuroscience*, *155*(3), 640-648. doi: 10.1016/j.neuroscience.2008.06.021
- Saito, H., Yamanaka, M., Kasahara, S., & Fukushima, J. (2014). Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. *Hum Mov Sci*, *37*, 69-86. doi: 10.1016/j.humov.2014.07.001
- Santos, C., Matias, R. (2007). A intervenção da Fisioterapia em utentes com Síndrome de Conflito Sub-Acromial e Instabilidade da Gleno-Umeral: efectividade e pressupostos. *EssFisionline*, *3*(4), 14-30.
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol*, *20*(3), 388-397. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.06.006
- Schepens, B., Stapley, P., & Drew, T. (2008). Neurons in the pontomedullary reticular formation signal posture and movement both as an integrated behavior and independently. *J Neurophysiol*, *100*(4), 2235-2253. doi: 10.1152/jn.01381.2007
- Shiratori, T., & Aruin, A. (2007). Modulation of anticipatory postural adjustments associated with unloading perturbation: effect of characteristics of a motor action. *Exp Brain Res*, *178*(2), 206-215. doi: 10.1007/s00221-006-0725-y
- Slijper, H., Latash, M. L., Rao, N., & Aruin, A. S. (2002). Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clin Neurophysiol*, *113*(5), 642-655.

- Soteropoulos, D. S., Williams, E. R., & Baker, S. N. (2012). Cells in the monkey ponto-medullary reticular formation modulate their activity with slow finger movements. *J Physiol*, *590*(Pt 16), 4011-4027. doi: 10.1113/jphysiol.2011.225169
- Sousa, A. S., Macedo, R., Santos, R., & Tavares, J. M. (2013). Influence of wearing an unstable shoe construction on compensatory control of posture. *Hum Mov Sci*, *32*(6), 1353-1364. doi: 10.1016/j.humov.2013.07.004
- Sousa, A. S., Silva, A., & Santos, R. (2015). Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *30*(9), 960-965. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.07.002
- Souza, J. A., Pasinato, F., Basso, D., Corrêa, E. C. R., da Silva, A. M. T. (2011). Biophotogrammetry: Reliability of measurements obtained with a posture assessment software (SAPO). *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*, *13*(4), 299-305. doi: 10.5007/1980-0037
- Stapley, P., Pozzo, T., & Grishin, A. (1998). The role of anticipatory postural adjustments during whole body forward reaching movements. *Neuroreport*, *9*(3), 395-401.
- Struyf, F., Nijs, J., Baeyens, J. P., Mottram, S., & Meeusen, R. (2011). Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scand J Med Sci Sports*, *21*(3), 352-358. doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01274.x
- Teyssedre, C., Lino, F., Zattara, M., & Bouisset, S. (2000). Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. *Exp Brain Res*, *134*(4), 435-440.
- Thompson, W. (2001). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. (8 ed.: ed.).
- Timmann, D., & Horak, F. B. (2001). Perturbed step initiation in cerebellar subjects: 2. Modification of anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res*, *141*(1), 110-120. doi: 10.1007/s002210100858
- Vera-Garcia, F. J., Grenier, S. G., & McGill, S. M. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Phys Ther*, *80*(6), 564-569.
- Woollacott, M. H., & Manchester, D. L. (1993). Anticipatory postural adjustments in older adults: are changes in response characteristics due to changes in strategy? *J Gerontol*, *48*(2), M64-70.
- 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
- Zattara, M., & Bouisset, S. (1988). Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, *51*(7), 956-965.

Apêndice 1

Questionário Sócio-Demográfico

Nome: _____

Contacto telefónico: _____

Data de nascimento: ___/___/___

Peso: ___ kg

Altura: ___ m

Lateralidade: _____

- Por favor, marque com uma cruz a sua resposta na tabela abaixo. Marque “Sim” caso se identifique com algum dos casos.

	Sim	Não
- Possuir dor há menos de 3 meses em algum dos ombros e/ou coluna vertebral		
- Possuir algum tipo de lesão ou patologia musculo-esquelética ou neurológica que possa comprometer os movimentos dos membros superiores		
- Possuir défices visuais não corrigidos		

Muito obrigado pela sua atenção!

Apêndice 2

Nível de Atividade Física

Pelo menos 30 minutos de atividade aeróbica de intensidade moderada (como andar rápido ou de bicicleta), pelo menos, 5 dias por semana para um total de 150 minutos

OU

Pelo menos 25 minutos de atividade aeróbica vigorosa (como jogar tênis ou correr), pelo menos 3 dias por semana, durante um total de 75 minutos; ou uma combinação da atividade aeróbica moderada e de intensidade vigorosa.

Sim

Não

Apêndice 3

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)

Designação do Estudo: “Influência do *Postural Set* da escapulo-torácica nos Ajustes Posturais Antecipatórios no gesto de alcance”

Eu, _____ abaixo-assinado

_____ :

Fui informado de que o Estudo de Investigação acima mencionado se destina a recolher dados fotográficos, biomecânicos e de eletromiografia de superfície com fins académicos, em um ou dois momentos de avaliação, com o objetivo de avaliar o posicionamento da escápula no tronco e sua relação com os Ajustes Posturais Antecipatórios.

Sei que neste estudo está prevista a realização de questionários, recolha de dados fotográficos, biomecânicos e de eletromiografia de superfície, tendo-me sido explicado em que consistem.

Também sei que as recolhas de dados serão realizadas na instituição Escola Superior de Saúde Dr. Lopes Dias, em Castelo Branco.

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 facto.

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 efetuados os testes e procedimentos que fazem parte deste estudo.

Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Nome do Investigador: André Augusto Martins Vieira.

Data

Assinatura

___/___/___

Do investigador: _____

Do participante: _____



Anexo 1

IPAQ – Versão curta (International Physical Activity Questionnaire)

Nome: _____

Data de nascimento: ___/___/___ Contacto telefónico: _____

Peso: ___ kg Altura: ___ m

Ao responder às seguintes questões, considere o seguinte:

- **Atividades físicas vigorosas** referem-se a atividades que requerem um esforço físico intenso e que fazem ficar com a respiração ofegante.

- **Atividades físicas moderadas** referem-se a atividades que requerem esforço físico moderado e tornam a respiração um pouco mais forte que o normal.

Ao responder às questões, considere apenas as atividades físicas que realize **pelo menos 10 minutos seguidos**.

Q1. Diga-me, nos últimos 7 dias, em quantos dias fez atividades físicas vigorosas, como por exemplo, levantar objetos pesados, cavar, ginástica aeróbica, nadar, jogar futebol, andar de bicicleta a um ritmo rápido?

___ Dias

Q2. Nos dias em que pratica atividades físicas vigorosas, quanto tempo em média dedica normalmente a essas atividades?

___ Horas ___ Minutos

Q3. Diga-me, nos últimos 7 dias, em quantos fez atividades físicas moderadas, como por exemplo, carregar objetos leves, caçar, trabalhos de carpintaria, andar de bicicleta a um ritmo normal ou ténis de pares? Por favor não inclua o “andar”.

___ Dias

Q4. Nos dias em que pratica atividades físicas moderadas, quanto tempo em média dedica normalmente a essas atividades?

___ Horas ___ Minutos

Q5. Diga-me, nos últimos 7 dias, em quantos dias andou pelo menos 10 minutos seguidos?

___ Dias

Q6. Quanto tempo no total, despendeu num desses dias, a andar/caminhar?

___ Horas ___ Minutos

Q7. Diga-me, num dia normal, quanto tempo passa sentado?

___ Horas ___ Minutos

Q8. Num dia normal, quanto tempo dedica a ver televisão?

___ Horas ___ Minutos

Muito obrigado pela sua atenção!

doi: 10.5312/wjo.v3.i6.75

