

Comportamento dos *Early Postural Adjustments*
no gesto de alcance em indivíduos após
Acidente Vascular Cerebral

Marisa Massano Correia

02/2018

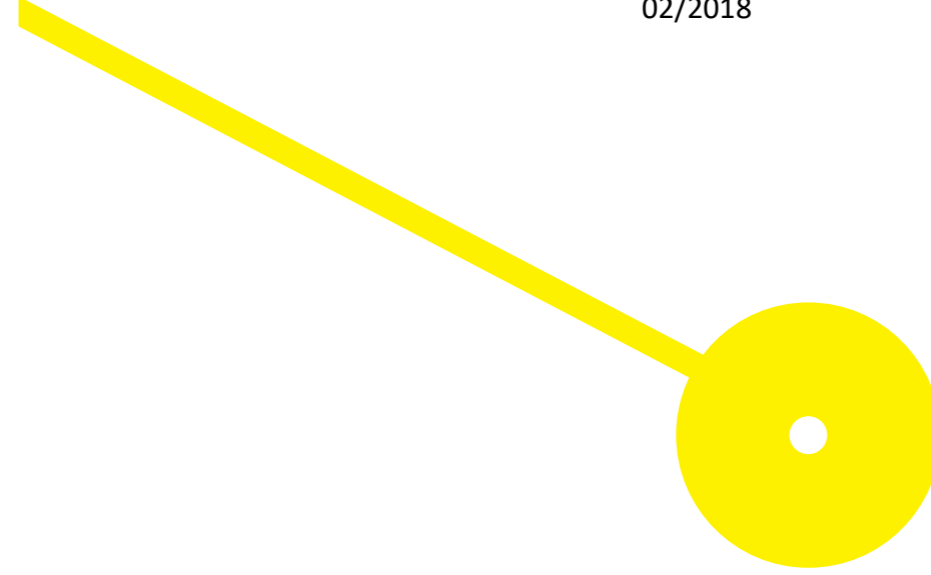
Marisa Massano Correia

Comportamento dos *Early Postural Adjustments* no gesto de alcance em indivíduos
após Acidente Vascular Cerebral

Comportamento dos *Early Postural Adjustments* no gesto de alcance em indivíduos após Acidente Vascular Cerebral

Marisa Massano Correia

02/2018



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

Marisa Massano Correia

**Comportamento dos *Early Postural Adjustments* no
gesto de alcance em indivíduos após Acidente
Vascular Cerebral**

Dissertação submetida à Escola Superior de Saúde para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Neurologia, realizada sob a orientação científica da Mestre Maria Rosália da Silva Crespo e Ferreira, Assistente Convidada da Área Técnico-Científica da Fisioterapia e sob coorientação da Professora Doutora Cláudia Silva, da Área Técnico-Científica da Fisioterapia e do Professor Doutor Rubim Santos da Área Técnico-Científico da Física.

Fevereiro de 2018

Comportamento dos *Early Postural Adjustments* no gesto de alcance em indivíduos após Acidente Vascular Cerebral

Marisa Correia¹, Cláudia Silva², Rubim Santos³, Rosália Ferreira²

ftmarisa.correia@gmail.com

¹ESS-P. Porto – Escola Superior de Saúde, Politécnico do Porto

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

³ATCF – Área Técnico-Científica da Física

Resumo

Introdução: O membro superior (MS) permite realizar uma multiplicidade de tarefas, sendo necessário um adequado controlo postural (CP). Este está dependente de ajustes posturais, como os *early postural adjustments* (EPAs), cujos *timings* de ativação estão entre os -400 a -500ms. Nos indivíduos após acidente vascular cerebral (AVC), o CP encontra-se comprometido e a caracterização desses ajustes ainda carece de investigação.

Objetivo(s): Analisar o comportamento dos EPAs no gesto de alcance, em indivíduos após AVC.

Métodos: Amostra constituída por 16 indivíduos divididos em 2 grupos: sem condição neurológica (8) e após AVC (8). Foi solicitado que realizassem a tarefa de alcance nos planos sagital e da omoplata, na postura de pé. Foi recolhida a atividade eletromiográfica bilateral dos músculos trapézio superior (TS) e inferior (TI), grande dentado (GD), serrátil anterior (SA) e grande peitoral (GP). Para análise estatística, recorreu-se aos testes *t-student* para amostras emparelhadas, na comparação intragrupo. Na comparação intergrupo, recorreu-se ao teste *t-student* para amostras independentes, quando se verificou os pressupostos da normalidade, e o teste de *Mann-Whitney*, quando tal não se verificou, com nível de significância de 0,05.

Resultados: Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos nos músculos TS ($p=0,030$), TI ($p=0,021$) e GD ($p=0,001$) ipsilaterais e GP contralateral ($p=0,010$) no movimento realizado com MS contralesional/NDOM, e no SA contralateral ($p=0,007$) e o GP ipsilateral ($p=0,016$) no movimento executado com o MS ipsilesional/DOM, no plano da omoplata. No plano sagital, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas em TS ($p=0,008$), SA ($p=0,000$) e GP ($p=0,001$) ipsilaterais e TI contralateral ($p=0,016$) ao movimento realizado com MS contralesional/NDOM e no TS ipsilateral ($p=0,034$) ao movimento executado com o MS ipsilesional/DOM.

Conclusão: Observa-se a tendência para um atraso nos *timings* de ativação dos EPAs nos indivíduos após AVC comparativamente aos indivíduos sem condição neurológica.

Palavras-chave: *Early Postural Adjustments*, Alcance, Postura de pé, Acidente Vascular Cerebral; Eletromiografia de superfície.

Abstract

Background: The upper limb (UL) allows to perform a multiplicity of tasks that requires adequate postural control (PC). PC is dependent on postural adjustments, such as the early postural adjustments (EPAs), whose times are between -400 to -500ms. In subjects after stroke, PC is compromised and research about these adjustments still needs to be investigated.

Aim(s): To analyze the behavior of EPAs in reach movement in individuals after stroke.

Methods: Study with a sample of 16 individuals divided into 2 groups: no neurological condition (8) and after stroke (8). They were asked to perform a reaching task, in sagittal and scapular planes, in standing posture. Bilateral activity of upper (UT) and lower trapezius (LT), latissimus dorsi (LD), serratus anterior (SA) and pectoralis major (PM) was collected through surface electromyography. For statistical analysis, we used the t-student tests for paired samples, in the intragroup comparison. In the intergroup comparison, we used t-student for independent samples, when the assumptions of normality were verified, and the Mann-Whitney test, in the variables where this was not verified, with a significance level of 0,05.

Results: Statistically significant differences were found between the groups in ipsilateral UT ($p=0,030$), LT ($p=0,021$) and LD ($p=0,001$) and contralateral PM ($p=0,010$) to the movement performed with contralesional/non-dominant UL and in contralateral SA ($p=0,007$) and ipsilateral PM ($p=0,016$) to the movement performed with ipsilesional/dominant UL, in scapular plane. In sagittal plane, there were statistically significant differences in the ipsilateral UT ($p=0,008$), SA ($p=0,000$) and PM ($p=0,001$) and contralateral LT ($p=0,016$) to the movement performed with contralesional/non-dominant UL and in ipsilateral UT ($p=0,034$) to the movement performed with ipsilesional/dominant UL.

Conclusion: There was a tendency for a delay in the activation of EPAs in individuals after stroke compared to individuals without neurological condition.

Key words: *Early Postural Adjustments*, Reach, Standing, Stroke, Surface electromyography

1. Introdução

A relevância do movimento do membro superior (MS), face às atividades do quotidiano, é inegável, quer seja num simples gesto de interação, quer seja num ato básico à sobrevivência como a alimentação. A comunicação e a manipulação de objetos, realçando nesta tarefa o reconhecimento da forma e o contorno dos mesmos (estereognosia) através da mão, são também exemplo de funções levadas a cabo pelo MS (Champion et al., 2009). Inerente a todas estas funções observa-se a necessidade de organização do MS no espaço por forma a transportar o segmento para o alvo pretendido, podendo este ser definido como o referencial de controlo (Conferência Latash, 2017). Ao falar-se em movimento do MS, o gesto mais frequentemente descrito e alvo de investigação é o gesto de alcance, constituindo assim o movimento mais comumente realizado por este segmento corporal.

O desempenho motor do MS vai depender da sua capacidade de movimento em relação ao tronco, mas também da sua capacidade para se mover independentemente do seu homólogo (Champion et al., 2009). Estas capacidades requerem um adequado controlo postural (CP), ou seja, capacidade para controlar a posição do corpo no espaço, com o propósito de dar estabilidade e orientação, influenciando as funções levadas a cabo pelo mesmo. Essa capacidade é essencial para movimentar quer seja um ou os dois MSs, sem causar perturbação ao resto do corpo (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). O CP varia consoante a postura na qual uma tarefa é realizada. Sendo assim, a exigência postural na posição de pé é mais desafiante, pelo que quando se associa à realização de um movimento do MS, o CP deverá ser mais efetivo (Sandy et al., 2016).

Os ajustes posturais antecipatórios (APAs) têm sido descritos e explorados em diversas tarefas e atividades, nos últimos anos. Contudo, estudos recentes têm vindo a sugerir a existência de ajustes posturais que antecedem os APAs e que têm um papel diferente dos mesmos no CP (Krishnan et al., 2011; Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2012). Segundo estes estudos, os ajustes em questão são denominados “*early postural adjustments*” (EPAs) e, eletromiograficamente, começam a ser perceptíveis a 400-500ms antes da ativação do principal músculo mobilizador da tarefa. O objetivo dos EPAs será assegurar as condições mecânicas adequadas para a realização de uma ação planeada, minimizando desta forma a ocorrência de perturbações (Klous et al., 2012).

Na literatura, os problemas relacionados com os mecanismos de *feedforward* no CP têm sido bem documentados em indivíduos que sofrem de diversas lesões do sistema nervoso

central (SNC), entre elas a doença de Parkinson, as lesões cerebelares e o acidente vascular cerebral (AVC) (Latash & Huang, 2015).

Após AVC, as alterações do comportamento neuromotor no hemicorpo contralesional poderão ser uma das consequências mais comuns e, quando esse comprometimento condiciona a função dos MSs, poderá acarretar uma diminuição ao nível da participação, dada a importância que esse membro tem nas atividades diárias e na vida social (Page et al., 2012). Segundo Honeycutt & Perreault (2012), 80% dos indivíduos após AVC têm dificuldade na execução do gesto de alcance, consequência de uma ativação muscular comprometida, o que poderá estar relacionado com uma menor eficiência ao nível dos mecanismos responsáveis pelo CP. De facto, Pereira et al. (2014) num estudo realizado em indivíduos após AVC verificaram uma alteração dos APAs, tanto no MS contralesional como ipsilesional, no gesto de alcance na posição de sentado, comparativamente com indivíduos sem patologia. A postura de sentado é uma das estratégias mais comumente usadas nas intervenções no MS para melhorar o CP após AVC (Luft et al., 2004; McComber Waller et al., 2008). São menos os estudos sobre tónus postural que utilizam as tarefas funcionais de alcance ou manipulação na postura de pé.

O alcance de um objeto na postura de pé inclui componentes como a existência de ajustes posturais, mudanças na distribuição da transferência de carga para mover o centro de massa em direção ao objeto, fixação visual do mesmo, assim como movimento voluntário do alcance e da manipulação (Lin et al., 2007). Em 2012, McComber Waller et al. realizaram um estudo cujos resultados apontaram para uma melhoria do CP após tarefas orientadas para o MS na postura de pé. Também mais recentemente, Sandy et al. (2016) sugeriram que as estratégias de intervenção para o MS na postura de pé devem ser direcionadas para facilitar a função dos APAs na sequência do gesto do alcance. Contudo, muitas vezes a evidência científica ao referenciar os ajustes posturais, não estabelece uma clara distinção entre os EPAs e os APAs, englobando ambos na mesma designação (Krishnan et al., 2012). Torna-se, assim, importante perceber o comportamento dos EPAs em indivíduos após AVC, para uma melhor adequação das estratégias de intervenção nestes casos. Essa adequação das estratégias de intervenção não dispensa o uso de instrumentos de avaliação fiáveis, que consigam quantificar as modificações resultantes do plano de intervenção. A escala *Fugl-Meyer Assessment Sensorimotor Recovery after Stroke* (FMS) é umas das escalas de avaliação, mais reconhecida e clinicamente relevante, das alterações sensoriomotoras após AVC.

Até ao momento, os estudos que abordam o tema dos EPAs têm focado a sua atenção na musculatura do tronco e dos membros inferiores dado a postura de pé exigir maior recrutamento desses músculos, devido à sua ação antigravítica (Masani et al., 2013). Contudo, também é interessante perceber o comportamento dos EPAs na musculatura proximal do tronco e MS, importante no CP. Desta forma, o principal objetivo deste estudo foi analisar o comportamento dos EPAs dos músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI), grande peitoral (GP), grande dorsal (GD) e serrátil anterior (SA), no gesto de alcance, em indivíduos após AVC. Secundariamente, também se pretendeu analisar a relação entre os *scores* da FMS e o comportamento dos EPAs nos diferentes indivíduos do grupo após AVC.

2. Métodos

2.1 Tipo de estudo

Estudo observacional, analítico e transversal.

2.2 Amostra

A amostra foi constituída por 16 indivíduos, divididos em dois grupos: o grupo 1 (G1), constituído por 8 indivíduos após AVC e o grupo 2 (G2) constituído por 8 indivíduos sem condição neurológica. A amostra foi selecionada de modo não probabilístico e voluntário.

O G1 incluiu 6 homens e 2 mulheres, com idades compreendidas entre os 19 e os 62 anos de idade. Os critérios de inclusão compreenderam: episódio único de AVC, confirmado através de meios complementares de diagnóstico ou através de informações do processo clínico; tempo de evolução após AVC superior a 6 meses (Kwakkel et al., 2004); capacidade para manter a postura de pé (avaliada através da pontuação total no item 2 da Escala de Equilíbrio de Berg) e capacidade para perceber e cumprir ordens simples (MoCA \geq 22). Os indivíduos foram excluídos se apresentassem outras patologias de foro neurológico; amplitude de movimento ativo inferior a 15° no ombro e cotovelo contralesional (Zackowaski et al., 2004; Pereira et al., 2014) e apresentassem dor nos MSs. Os elementos deste grupo foram utentes que realizam intervenção em fisioterapia em clínicas privadas da zona de Vila Nova de Famalicão e do Porto.

O G2 incluiu igual proporção de homens e mulheres que o G1, com idades compreendidas entre os 20 e os 64 anos de idade. Constituíram critérios de exclusão a

existência de patologias neurológicas ou musculoesqueléticas e/ou existência de dor nos MSs.

2.3 Instrumentos

2.2.1. Seleção e caracterização da amostra

A seleção e a caracterização da amostra realizaram-se através de um questionário (Anexo I), com o intuito de averiguar os critérios de participação no estudo e recolher informações relativamente aos dados sociodemográficos dos indivíduos.

As medidas antropométricas massa corporal (kg) e altura (m) foram avaliadas através de uma balança seca 760 (seca® – *Medical Scales and Measuring Systems, Birmingham, United Kingdom*), com uma precisão de 1kg e a um estadiómetro seca 222 (seca® – *Medical Scales and Measuring Systems, Birmingham, United Kingdom*), com uma precisão de 1mm, respetivamente.

2.2.2. Eletromiografia de superfície

A eletromiografia de superfície (EMGs) é um método seguro, fácil e não-invasivo de registar a atividade elétrica do músculo e quantificá-la objetivamente. Este método permite observar essa atividade em repouso e ao longo do movimento, registando todas as variações de atividade do músculo em análise (Cram & Kasman, 1998).

A EMGs foi utilizada para o registo de atividade muscular, bilateral, dos músculos trapézio superior (TS) e inferior (TI), grande dorsal (GD), serrátil anterior (SA) e grande peitoral (GP). Neste estudo, foram utilizados 2 aparelhos bioPLUX® (Plux, Portugal) com frequência de amostragem de 1000Hz, *Common Mode Rejection Ratio* de 110dB, impedância de entrada superior a 100 Ω e canais analógicos com 12bits. Para recolher a EMGs foi selecionado a configuração de sensores bipolares e utilizados elétrodos pediátricos de Ag/AgCl, circulares, com 10mm de diâmetro e auto-adesivos. O sinal eletromiográfico foi processado através do *software AcqKnowledge Analysis* versão 3.9 (Biopac Systems, Inc., Goleta, USA). A impedância da pele foi medida através do Noraxon® Impedance Checker System (Noraxon, Scottsdale, Arizona).

2.2.3. *Acelerómetro*

O acelerómetro, quando colocado no corpo, fornece informação cinemática baseada em medições de aceleração e da posição, tendo em consideração a gravidade (Roy et al., 2009). Noorkõiv et al. (2014) concluíram que os dados obtidos através do acelerómetro têm uma correlação significativa com algumas escalas que avaliam a incapacidade no MS, como por exemplo a FMS, na componente do MS. Nessa revisão sistemática, o local de aplicação deste aparelho mais referenciado foi o punho (localização adotada neste estudo)

2.2.4. *Fugl-Meyer Assessment Sensorimotor Recovery after Stroke (FMS)*

A FMS (Anexo II) é um dos principais instrumentos de avaliação das alterações sensoriomotoras após AVC. Esta escala avalia vários domínios como a função motora, a sensibilidade, o equilíbrio, a amplitude articular e a dor num total de 226 pontos. Para este estudo, apenas foi utilizada a componente do MS, constituída por 33 itens (total de 66 pontos) divididos em 4 subsecções: ombro/braço, punho, mão e coordenação do MS (Sullivan et al., 2011). Este instrumento foi validado para a população portuguesa por Costa (2003), com fiabilidade e validade bastante satisfatórias, apresentando uma fiabilidade interobservador entre os 0,74 e 1,00, e um α de *Cronbach* de 0,99 (RIMAS) (Anexo III).

Esta escala fornece uma pontuação hierárquica sobre a incapacidade motora, ou seja, uma pontuação mais baixa indica maior incapacidade motora e maior gravidade do quadro (Sullivan et al., 2011). De forma a simplificar a interpretação das pontuações finais, Hoonhorst et al. (2015), realizou um estudo direcionado à componente do MS da FMS e sugeriu as seguintes categorias: ≤ 31 corresponde a “sem capacidade funcional”, de 32 a 47 representa “capacidade funcional limitada”, de 48 a 52 significa “boa capacidade funcional” e de 53 a 66 corresponde a “total capacidade funcional”. Esta escala foi aplicada aos indivíduos de G1.

2.2.5. *Montreal Cognitive Assessment (MoCA)*

A escala *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA) foi utilizada como critério de inclusão no G1. Este teste constitui um instrumento de rastreio cognitivo, sendo um método rápido, prático e eficaz na distinção entre um desempenho cognitivo normal e um desempenho com défice no adulto. A MoCA (Anexo IV) tem uma pontuação máxima de 30 pontos, e avalia diversos domínios cognitivos: a função executiva, capacidade visuo-espacial, memória,

atenção, concentração, memória de trabalho, linguagem e orientação temporal e espacial. (Nasreddine et al., 2005). Foi validada para a população portuguesa com boas qualidades psicométricas, incluindo indicadores de validade e utilidade diagnóstica (Freitas et al., 2010) (Anexo V). Noutro estudo, Freitas e colaboradores (2013), definiram que a pontuação acima dos 22 seria considerada normal em casos de défice cognitivo moderado, sendo um limite inferior ao teste original, cujo limite é de 26 pontos.

Comparativamente com o *Mini Mental State Examination* (MMSE), a MoCA avalia mais funções cognitivas e apresenta itens com maior nível de complexidade, sendo um instrumento mais sensível aos estádios de défice mais ligeiros e mais adequado ao rastreio cognitivo da população com escolaridade mais elevada (Nasreddine et al., 2005; Freitas et al., 2010).

2.4 Procedimentos

2.3.1. Estudo Piloto

Inicialmente procedeu-se à realização de um estudo piloto, recorrendo a um indivíduo sem patologia neurológica e que não foi integrado no G2. Este teve como finalidade testar a metodologia, o que permitiu a otimização dos procedimentos para posterior recolha dos dados. Da sua realização, percebeu-se que a plataforma elevatória seria insuficiente para colocar o objeto a alcançar na altura pretendida (ponto médio do esterno dos indivíduos).

2.3.2. Recolha de Dados

Os indivíduos que cumpriram os critérios de participação estabelecidos foram posteriormente contactados com vista a agendar a recolha de dados, que decorreu no Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH) da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto, entre julho e novembro de 2017.

Numa fase inicial, após a assinatura do consentimento informado, foram recolhidos os dados antropométricos de cada indivíduo.

De seguida e antes da aplicação dos elétrodos, a pele foi preparada convenientemente (depilação da pele, quando necessário, aplicação de um produto abrasivo e limpeza com álcool) e a impedância medida, de forma a interferir o menos possível com o sinal da EMGs. Para cada músculo foi necessário a utilização de 2 elétrodos, num total de 20 elétrodos por indivíduo, com aplicação também de 2 elétrodos terra ao nível das rótulas. A distância entre

elétrodos foi de 20mm e foram colocados paralelamente a orientação das fibras musculares, de acordo com as referências do SENIAM (*Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), como se pode observar na tabela 1 (Hermes et al., 2000).

Tabela 1 – Referências anatômicas para a colocação dos elétrodos.

Músculo	Localização dos elétrodos
Trapézio superior	Ponto médio da distância entre o acrómio e a apófise espinhosa de C7
Trapézio inferior	2/3 da distância entre a espinha da escápula e a apófise espinhosa de D8
Grande dorsal	1cm lateralmente ao bordo externo da escápula
Grande peitoral	Dois dedos abaixo da clavícula e dois dedos afastado do esterno
Serrátil Anterior*	Horizontalmente sobre as fibras anteriores ao GD, debaixo da região axilar, a nível do ângulo inferior da escápula (Faria et al., 2008)

*A localização dos elétrodos neste músculo não seguiu as normas do SENIAM.

Previamente à recolha dos dados da EMGs, foi verificada a qualidade do sinal eletromiográfico para controlo do sinal cruzado entre os diferentes músculos, do ruído elétrico e de possíveis interferências.

Após uma breve explicação dos aspetos a ter em conta para a realização do gesto de alcance, os indivíduos tiveram oportunidade de repetir estas tarefas, no sentido de se familiarizarem com o que era pretendido. No momento da recolha, os indivíduos assumiram a postura de pé, com os pés descalços (à largura dos ombros), com os MSs ao longo do corpo. Foi colocada uma garrafa de plástico com 0,50 cl de água, numa plataforma hidráulica, de forma que o objeto permanecesse à altura do ponto médio do esterno de cada indivíduo, tanto no plano da escápula como no plano sagital (Michaelsen et al., 2001; Pereira et al., 2014) e a uma distância referente ao comprimento funcional do MS, ou seja, distância medida desde o acrómio até à articulação metacarpofalângica do 2º dedo (Reisman et al., 2006; Vandenberghe et al., 2010).

Foi explicado o gesto que o indivíduo deveria realizar, isto é alcançar e agarrar a garrafa de água, elevando-a e voltando à posição inicial sem o objeto (caso o indivíduo tivesse essa capacidade). O início do movimento foi marcado por uma instrução verbal (“Pode!”), dada pelo investigador, que se posicionou de frente para o indivíduo. A tarefa foi realizada por cada MS separadamente, com 3 repetições válidas cada para cada membro, tanto no plano sagital como no plano da escápula.

2.3.3. *Processamento de dados*

O sinal de EMGs foi processado pelo *software AcqKnowledge Analysis*, tendo sido aplicado um filtro *band pass* Butherworth de segunda ordem entre os 50 e os 500Hz. Quando identificada a presença de sinal cardíaco foi utilizado um filtro *band stop* 50Hz.

O momento inicial (T0) foi identificado pela primeira variação detetada pelo acelerómetro. A *baseline* foi calculada num período de tempo entre -1000ms e -850ms antes de T0 (Krishnan et al., 2012) e os *timings* de variação de atividade dos EPAs em cada músculo (T1) foram definidos como o momento em que foi obtido um valor superior ou inferior à média da *baseline* mais ou menos 3 desvios padrões, durante 50ms. O *timing* de ativação dos EPAs para cada músculo foi calculado pela diferença entre T1 e T0.

2.5 **Ética**

Este estudo foi aprovado pela Comissão de ética da ESS-IPP. Aos indivíduos que integraram a amostra foi explicado o objetivo, os procedimentos necessários bem como a importância do estudo, tendo estes manifestado por escrito o seu consentimento de participação voluntária, através da Declaração de Consentimento de Helsínquia (Anexo VI). Também foi informado aos mesmos que o seu anonimato seria respeitado, assim como a confidencialidade dos dados, tendo a possibilidade de pôr termo à sua participação em qualquer momento.

2.6 **Estatística**

A análise estatística descritiva e inferencial foi realizada através do *software* Stastical Package for Social Sciences (SPSS, IBM, *Armonk, New York, United States of America*) versão 24.0, com um intervalo de confiança de 95% ($\alpha=0,05$).

Para efetuar a caracterização da amostra, recorreu-se à estatística descritiva. Os pressupostos para aplicação das técnicas de inferência estatística paramétricas foram realizados previamente (teste de *Shapiro-Wilk* para averiguar a normalidade), o que permitiu a utilização do teste *t-student* para amostras emparelhadas, para a comparação intragrupo. Relativamente à comparação intergrupo (G1 com G2), foi aplicado o teste *t-student* para amostras independentes quando se verificou o pressuposto da normalidade. Esta situação apenas não se verificou nas seguintes variáveis: no plano da omoplata, TS e TI contralaterais e TI ipsilateral ao movimento quando o gesto foi realizado com o MS contralesional/não

dominante, TS e GP contralaterais ao movimento quando o gesto foi realizado com o MS ipsilesional; no plano sagital, TI e GP contralaterais e GD ipsilateral ao movimento quando o gesto foi realizado com o MS ipsilesional. Para estas variáveis foi aplicado o teste de *Mann-Whitney*.

3. Resultados

Na Tabela 2, podemos perceber que os dois grupos em estudo têm características antropométricas semelhantes (idade, altura e peso). Realça-se que todos indivíduos de G2 têm como MS dominante o MS direito, enquanto que no G1 um indivíduo demonstra a sua dominância à esquerda. No que concerne ao G1, verifica-se que metade dos elementos do grupo ($n=4$) apresenta o MS contralesional à direita e a outra metade à esquerda.

Tabela 2 – Caracterização da amostra no que se refere à idade (anos), à altura (metros) e peso (Kilogramas) nos grupos 1 e 2.

	Idade (anos)	Altura (m)	Peso (kg)
G1 ($n=8$)	46,50±14,00	1,68±0,11	68,00±13,62
G2 ($n=8$)	49,25±14,76	1,69±0,09	69,50±12,71
<i>p</i>	0,708	0,844	0,823

* $p<0,05$

Nesta secção, também são apresentados os resultados obtidos nos músculos em estudo, nomeadamente, a comparação dos *timings* de ativação dos EPAs no G1 e no G2, a comparação entre os *timings* de ativação dos EPAs entre o G1 e o G2 bem como a análise dos *timings* de ativação dos EPAs em cada uma das categorias da escala FMS, no G1.

3.1 *Timings* de ativação dos EPAs no G1

Através da análise da tabela 3, verificou-se que, em ambos os planos, quando o alcance foi realizado com o MS contralesional, ocorreu uma ativação prévia dos músculos contralaterais ao membro que realizou o movimento. De salientar que, apenas o músculo GP, aquando do gesto realizado no plano da omoplata, evidenciou diferenças estatisticamente significativas no *timing* de ativação entre os lados ($t=2,556$; $p=0,038$).

Quando o gesto foi realizado pelo MS ipsilesional importa referir que não se verificou o mesmo que quando o movimento foi realizado pelo seu homólogo, pois apenas nos

músculos GP (no plano da omoplata) e GD e SA (no plano sagital) a ativação foi identificada primeiro no lado contralateral ao gesto. Nos restantes músculos a ativação foi sempre primeiro identificada no lado ipsilateral ao gesto (Tabela 3).

Tabela 3 – Timings de ativação dos músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI), grande dorsal (GD), serrátil anterior (SA) e grande peitoral (GP), ipsilaterais e contralaterais ao movimento no período dos EPAs, no gesto de alcance realizado com os MSs contralesionais e ipsilesionais, no plano sagital e da omoplata, dos indivíduos do G1, com as respetivas médias, desvios-padrões e valores prova (*p*).

			MS Contralesional				MS Ipsilesional			
			<i>M</i>	<i>DP</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>M</i>	<i>DP</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
Plano da Omoplata	TS	Ipsilat	-0,576	0,217	0,830	0,434	-0,767	0,042	0,087	0,933
		Contralat	-0,659	0,159			-0,765	0,047		
	TI	Ipsilat	-0,648	0,119	0,662	0,529	-0,703	0,116	0,864	0,416
		Contralat	-0,682	0,122			-0,658	0,119		
	GD	Ipsilat	-0,565	0,136	0,941	0,378	-0,692	0,187	0,786	0,458
		Contralat	-0,637	0,142			-0,622	0,134		
	SA	Ipsilat	-0,580	0,212	0,055	0,957	-0,627	0,171	1,145	0,290
		Contralat	-0,585	0,204			-0,539	0,151		
	GP	Ipsilat	-0,524	0,117	2,556	0,038*	-0,554	0,191	-0,249	0,810
		Contralat	-0,605	0,140			-0,578	0,175		
			MS Contralesional				MS Ipsilesional			
			<i>M</i>	<i>DP</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>M</i>	<i>DP</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
Plano Sagital	TS	Ipsilat	-0,560	0,172	2,203	0,063	-0,683	0,137	0,542	0,605
		Contralat	-0,718	0,115			-0,650	0,129		
	TI	Ipsilat	-0,597	0,167	0,846	0,425	-0,686	0,109	0,297	0,775
		Contralat	-0,647	0,133			-0,667	0,145		
	GD	Ipsilat	-0,565	0,227	2,069	0,077	-0,667	0,076	-2,099	0,074
		Contralat	-0,743	0,085			-0,738	0,084		
	SA	Ipsilat	-0,502	0,117	0,437	0,675	-0,621	0,144	-0,216	0,835
		Contralat	-0,523	0,152			-0,640	0,194		
	GP	Ipsilat	-0,497	0,170	1,931	0,095	-0,663	0,205	0,978	0,360
		Contralat	-0,617	0,188			-0,533	0,272		

Legenda: *M* – média; *DP* – desvio padrão; Ipsilat – ipsilateral ao movimento; Contralat – contralateral ao movimento

* $p < 0,05$

3.2 Timings de ativação dos EPAs no G2

Ao analisar a Tabela 4, verificou-se que não houve diferenças estatisticamente significativas no G2, em qualquer dos planos, independentemente do MS que realizou o movimento. Observa-se ainda que os *timings* de ativação dos EPAs entre os músculos análogos são mais próximos entre si.

Tabela 4 - Timings de ativação dos músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI), grande dorsal (GD), serrátil anterior (SA) e grande peitoral (GP), ipsilaterais e contralaterais ao movimento no período dos EPAs, no gesto de alcance realizado com os MSs dominante e não dominante, no plano sagital e da omoplata, dos indivíduos do 2, com as respectivas médias, desvios-padrões e valores prova (*p*).

			MS Dominante				MS Não Dominante			
			<i>M</i>	<i>DP</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>M</i>	<i>DP</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
Plano da Omoplata	TS	Ipsilat	-0,690	0,193	0,983	0,358	-0,786	0,114	1,028	0,338
		Contralat	-0,760	0,087			-0,721	0,092		
	TI	Ipsilat	-0,746	0,097	-0,248	0,811	-0,756	0,097	0,047	0,964
		Contralat	-0,738	0,090			-0,754	0,072		
	GD	Ipsilat	-0,733	0,143	-0,008	0,994	-0,779	0,049	1,588	0,156
		Contralat	-0,733	0,059			-0,708	0,092		
	SA	Ipsilat	-0,706	0,124	1,044	0,331	-0,690	0,184	1,122	0,299
		Contralat	-0,758	0,122			-0,652	0,155		
	GP	Ipsilat	-0,774	0,107	-0,596	0,570	-0,643	0,104	-2,462	0,051
		Contralat	-0,737	0,124			-0,770	0,070		
			MS Dominante				MS Não Dominante			
			<i>M</i>	<i>DP</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>M</i>	<i>DP</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
Plano Sagital	TS	Ipsilat	-0,740	0,093	0,840	0,429	-0,783	0,072	0,946	0,376
		Contralat	-0,766	0,053			-0,723	0,150		
	TI	Ipsilat	-0,748	0,063	-0,807	0,446	-0,732	0,087	-1,725	0,128
		Contralat	-0,708	0,105			-0,795	0,048		
	GD	Ipsilat	-0,754	0,103	0,260	0,803	-0,753	0,109	0,249	0,811
		Contralat	-0,769	0,089			-0,739	0,094		
	SA	Ipsilat	-0,711	0,088	-2,073	0,077	-0,798	0,080	2,448	0,050
		Contralat	-0,559	0,155			-0,674	0,143		
	GP	Ipsilat	-0,804	0,095	-2,920	0,052	-0,760	0,079	2,050	0,079
		Contralat	-0,739	0,148			-0,699	0,130		

Legenda: *M* – média; *DP* – desvio padrão; Ipsilat – ipsilateral ao movimento; Contralat – contralateral ao movimento

**p*<0,05

3.3 Comparação entre os *timings* de ativação entre G1 e G2

Nesta análise, os *timings* de ativação médios do MS contralesional no G1 foram comparados com os *timings* de ativação médios do MS não dominante (NDOM) do G2 e os *timings* de ativação médios do MS ipsilesional de G1 com os do MS dominante (DOM) do G2.

De um modo geral, verifica-se um atraso nos *timings* médios de ativação nos músculos no G1 comparativamente aos homólogos no G2 (Figura 1). Através da aplicação do teste *t student* e do teste alternativo não paramétrico de *Mann-Whitney* (aplicado apenas no: plano da omoplata – TS e TI contralaterais e TI ipsilateral ao movimento com o MS contralesional, TS e GP contralaterais ao movimento com o MS ipsilesional; plano sagital – TI e GP contralaterais e GD ipsilateral ao movimento com o MS ipsilesional), verificou-se a existência de algumas diferenças estatisticamente significativas na comparação dos tempos de ativação entre os dois grupos.

Assim, no plano da omoplata, quando o gesto do alcance foi realizado com o MS contralesional/NDOM, os músculos que apresentaram diferenças estatisticamente significativas foram o TS ($t=2,414$; $p=0,030$), o TI ($U=10$; $p=0,021$) e o GD ($t=4,181$; $p=0,001$) ipsilaterais ao movimento e o GP contralateral ($t=2,979$; $p=0,010$) ao movimento, que evidenciaram um atraso no *timing* de ativação, relativamente ao G2. No mesmo plano, quando o gesto do alcance foi realizado pelo MS ipsilesional/DOM, os músculos que mostraram diferenças estatisticamente significativas foram o SA contralateral ($t=3,180$; $p=0,007$) e o GP ipsilateral ($t=2,840$; $p=0,016$) ao movimento, que mostraram de igual forma um atraso nos *timings* de ativação, relativamente ao G2.

No plano sagital, quando o gesto do alcance foi efetuado com o MS contralesional/NDOM, os músculos que apresentaram diferenças estatisticamente significativas foram o TS ($t=3,383$; $p=0,008$), o SA ($t=5,925$; $p=0,000$) e o GP ($t=3,957$; $p=0,001$) ipsilaterais e o TI contralateral ($t=2,969$; $p=0,016$) ao movimento. No mesmo plano, quando o gesto do alcance foi realizado pelo MS ipsilesional/DOM, apenas o músculo TS ipsilateral ($t=2,354$; $p=0,034$) ao movimento apresentou diferenças estatisticamente significativas. Estes músculos evidenciaram também um atraso no *timing* de ativação, relativamente ao G2.

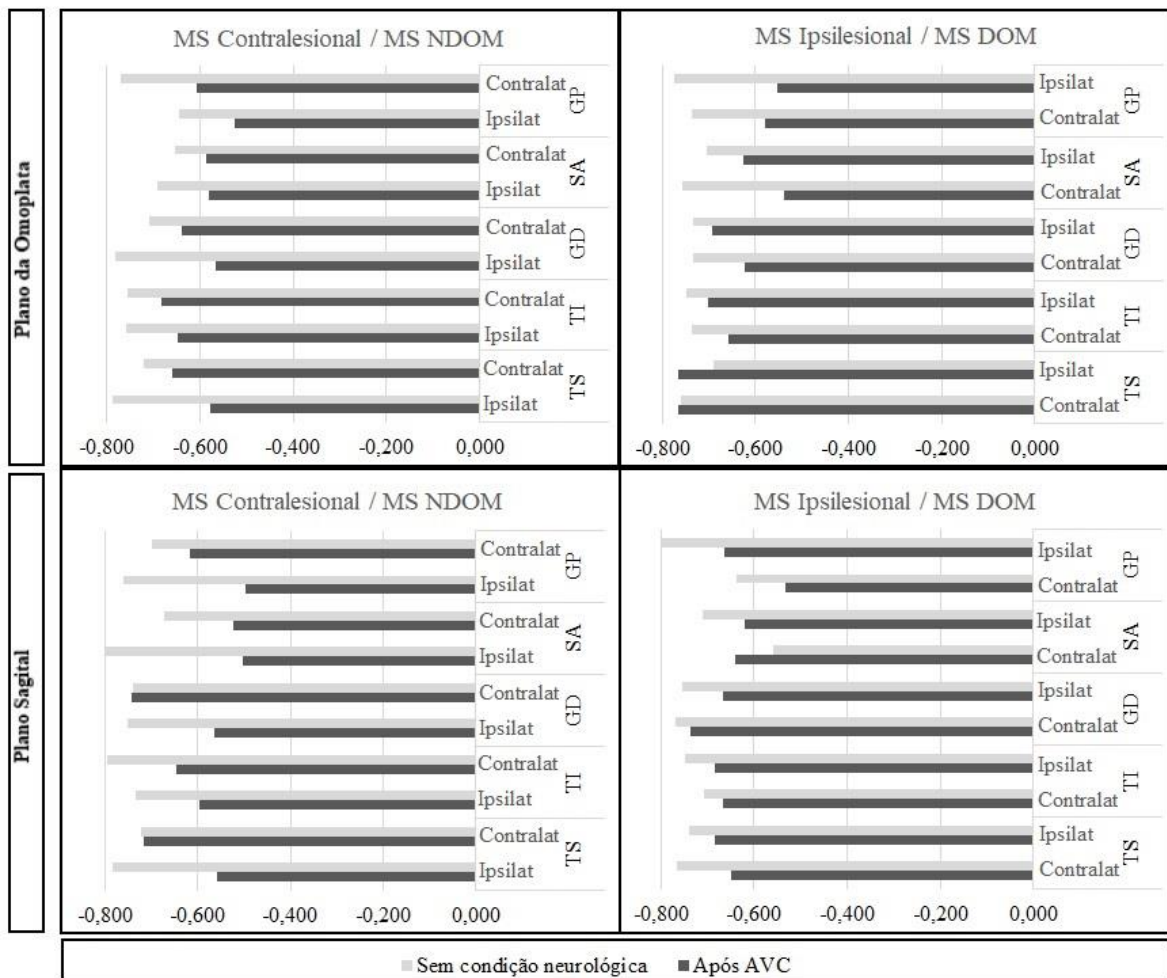


Figura 1 - *Timings* médios de ativação (em segundos) dos músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI), grande dorsal (GD), serrátil anterior (SA) e grande peitoral (GP), ipsilaterais (ipsilat) e contralaterais (contralat) ao movimento no período dos EPAs, no gesto de alcance realizado com os MSs contralesionais/NDOM e ipsilesionais/DOM, no plano sagital e da omoaplata, dos indivíduos do G1 e do G2.

3.4 Scores da FMS e os *timings* de ativação dos EPAs no G1

Como referido anteriormente, a escala FMS foi apenas aplicada aos indivíduos do G1. Na tabela 4, apresentam-se a designação das diferentes categorias da escala FMS em função do score final obtido e na tabela 5, encontram-se os *scores* finais em cada um dos indivíduos.

Tabela 5 - Categorias da escala FMS segundo Hoonhorst et al. (2015)

Score (FMS)	Designação
≤ 31	Sem capacidade funcional
32 a 47	Capacidade funcional limitada
48 a 52	Boa capacidade funcional
53 a 66	Total capacidade funcional

Tabela 6 – Classificação dos indivíduos do G1 nas categorias da escala FMS em função dos *scores* finais obtidos na escala FMS.

Indivíduo	Score FMS	Categorias segundo Hoonhorst et al. (2015)
A	52	Boa capacidade funcional
B	42	Capacidade funcional limitada
C	58	Total capacidade funcional
D	19	Sem capacidade funcional
E	15	Sem capacidade funcional
F	55	Total capacidade funcional
G	48	Boa capacidade funcional
H	33	Capacidade funcional limitada

Dado o pequeno tamanho amostral no G1 e à heterogeneidade dos resultados, tornou-se pertinente analisar a relação entre o comportamento dos EPAs e os *scores* finais da escala FMS. Assim, em função da categoria atribuída aos diferentes indivíduos de G1, estes foram agrupados de acordo com a categoria funcional atribuída. É ainda importante mencionar que apenas foram analisados os *timings* de ativação dos EPAs no gesto de alcance quando realizado com o MS contralesional, uma vez que a escala FMS apenas contempla a avaliação da função neuromotora desse segmento.

Através de uma análise observacional foi possível verificar que, os indivíduos incluídos na categoria “Sem capacidade funcional” da escala FMS, apresentam um comportamento diferente nos *timings* de ativação dos EPAs em todos os músculos, não sendo possível identificar a existência de uma relação entre as duas variáveis nos dois indivíduos (Figura 2).

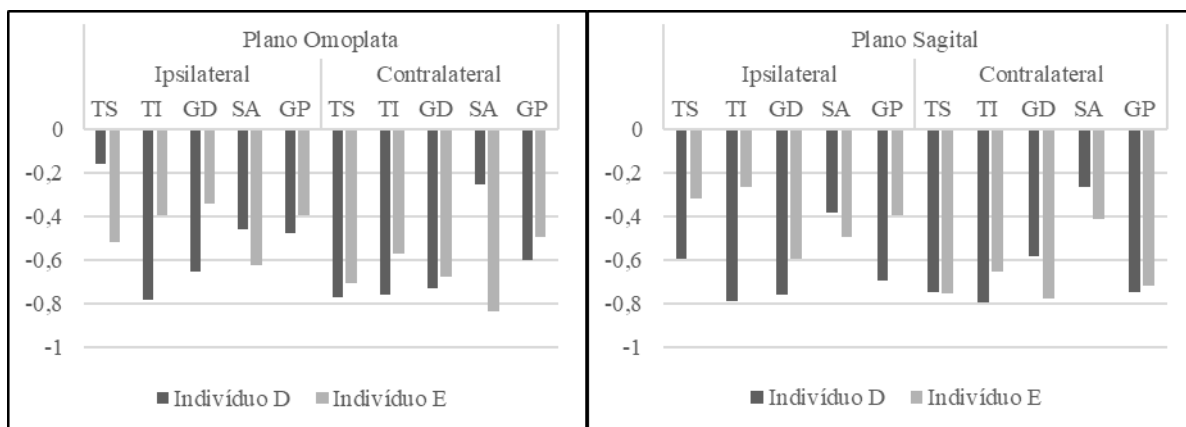


Figura 2 - Timings médios de ativação (em segundos) dos músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI), grande dorsal (GD), serrátil anterior (SA) e grande peitoral (GP), ipsilaterais e contralaterais ao movimento no período dos EPAs, no gesto de alcance realizado com o MS contralesional, no plano sagital e da omoplata, nos indivíduos D e E na categoria funcional da escala FMS “Sem capacidade funcional”.

Já na categoria “Capacidade funcional limitada” da escala FMS, foi possível observar que, os dois indivíduos incluídos, tiveram o mesmo comportamento no que diz respeito à ativação do TS no MS ipsilateral ao movimento, sendo esse músculo aquele que apresenta os primeiros *timings* de ativação no plano da omoplata (Figura 3). Também é de referir que o indivíduo B, que obteve maior *score* final da escala FMS em comparação ao indivíduo H, apresenta um *timing* de ativação dos EPAs mais precoce no TS.

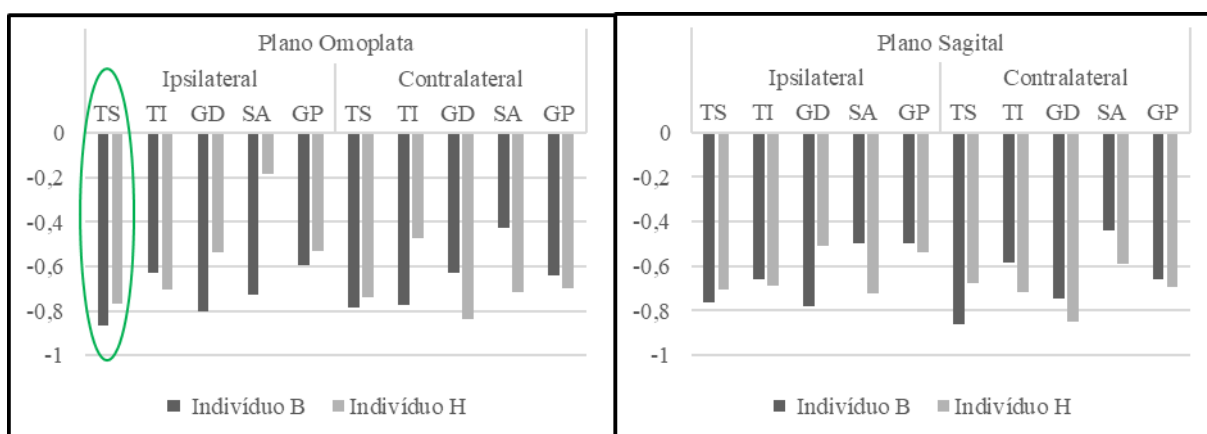


Figura 3 - Timings médios de ativação (em segundos) dos músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI), grande dorsal (GD), serrátil anterior (SA) e grande peitoral (GP), ipsilaterais e contralaterais ao movimento no período dos EPAs, no gesto de alcance realizado com o MS contralesional, no plano sagital e da omoplata, nos indivíduos B e H na categoria funcional da escala FMS “Capacidade funcional limitada”.

Na categoria da escala FMS “Boa capacidade funcional”, foi observado o mesmo comportamento nos *timings* de ativação dos EPAs no TI ipsilateral e contralateral ao movimento (primeira ativação muscular), em ambos os indivíduos englobados nesta categoria, no plano da omoplata (Figura 4). Neste caso, o indivíduo A apresenta maior *score* final na escala FMS, mas apresenta uma ativação prévia no TI ipsilateral face ao outro indivíduo. No que diz respeito ao TI contralateral, verifica-se um atraso no *timing* de ativação dos EPAs face ao indivíduo G.

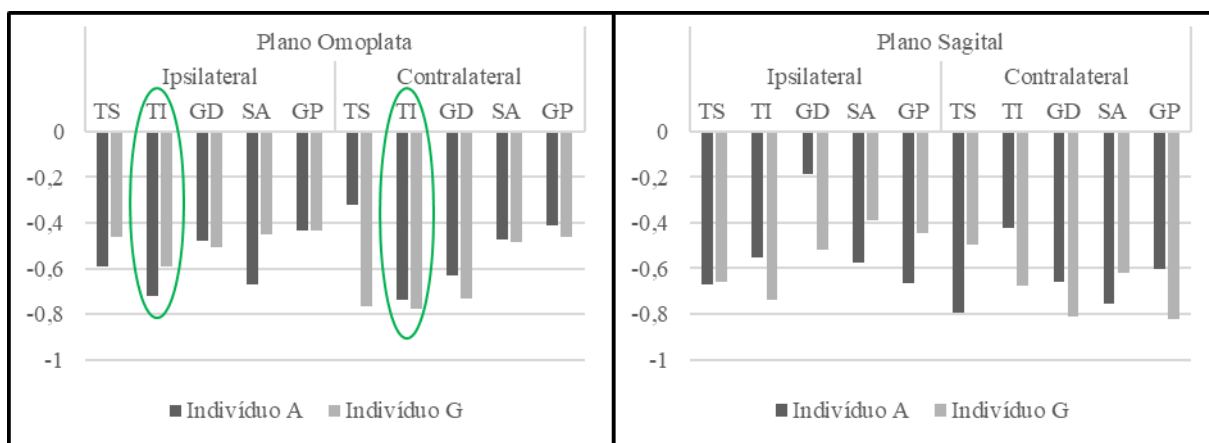


Figura 4 – *Timings* médios de ativação (em segundos) dos músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI), grande dorsal (GD), serrátil anterior (SA) e grande peitoral (GP), ipsilaterais e contralaterais ao movimento no período dos EPAs, no gesto de alcance realizado com o MS contralateral, no plano sagital e da omoplata, nos indivíduos A e G, na categoria funcional da escala FMS “Boa capacidade funcional”.

Na última categoria funcional da escala FMS, foi possível notar que ambos os indivíduos apresentaram o mesmo comportamento no *timing* de ativação dos EPAs do GP no MS contralateral ao movimento, sendo o músculo que apresenta os primeiros *timings* de ativação no plano da omoplata (Figura 5). Verifica-se ainda que, o indivíduo C, tem o maior *score* final na escala FMS e também apresenta um *timing* de ativação dos EPAs mais cedo no GP, face ao indivíduo F.

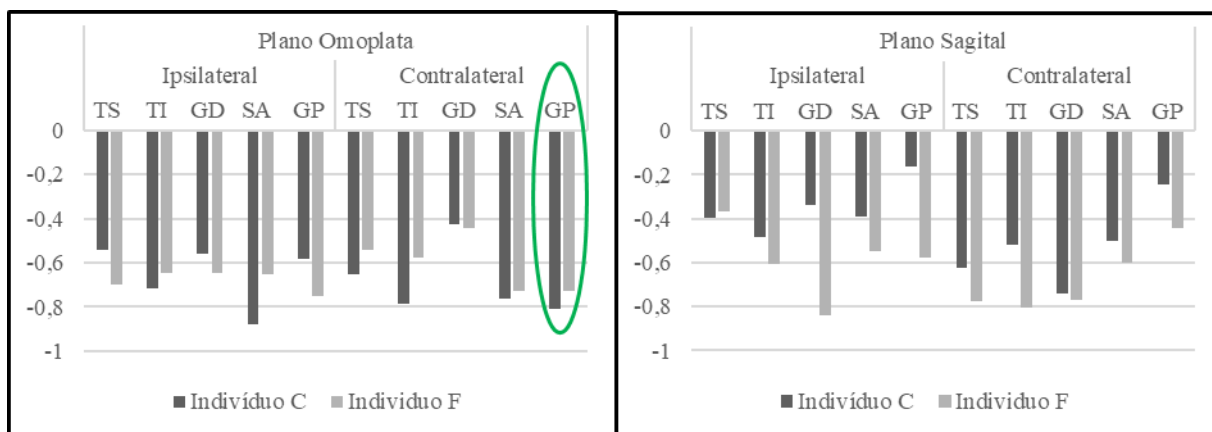


Figura 4 - Timings médios de ativação (em segundos) dos músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI), grande dorsal (GD), serrátil anterior (SA) e grande peitoral (GP), ipsilaterais e contralaterais ao movimento no período dos EPAs, no gesto de alcance realizado com o MS contralesional, no plano sagital e da omoplata, nos indivíduos C e F, na categoria funcional da escala FMS "Total capacidade funcional".

4. Discussão

Os valores dos *timings* de ativação dos EPAs obtidos neste estudo não se encontram dentro do intervalo de valores mais frequentemente descritos na literatura, tendo sido encontrados valores de *timings* de ativação entre os -600 e -800ms, antes de T0, em alguns dos indivíduos neste estudo. Estes achados não vão ao encontro da evidência científica encontrada, que defende que os EPAs têm início entre os -400 e -500 ms. Apesar dessa evidência, Krishnan et al (2012), num estudo sobre ajustes posturais, com nove indivíduos saudáveis, que consistia em largar inesperadamente um pêndulo instalado no teto contra os indivíduos, verificaram que alguns desses indivíduos iniciaram, lentamente, os ajustes posturais anteriormente aos -600ms antes de T0. Mais recentemente, Latash (Conferência, 2017) também sugeriu que os EPAs poderiam ocorrer entre os -400 até aos -1000ms. Além disso, existe uma grande variabilidade na seleção das janelas temporais para a identificação dos EPAs, o que pode limitar a detecção dos tempos de atividade muscular. Exemplo disso é um estudo de Krishnan et al. (2011) em que as janelas temporais para a ocorrência dos EPAs se situaram entre os -600 a -200ms, antes de T0.

Note-se que a evidência científica sobre os EPAs ainda é escassa e pouco homogênea, sendo o seu maior enfoque em indivíduos saudáveis. Dos estudos mais recentes realizados sobre este tema, sobressai o artigo de Wang et al. (2017) que compara o comportamento dos ajustes posturais de um grupo de indivíduos jovens com um grupo de indivíduos idosos,

ambos saudáveis, na preparação para o passo em superfícies estáveis versus instáveis. Relativamente aos EPAs, estes concluíram que os seus *timings* de ativação não variavam com a alteração das superfícies, todavia verificaram que nos jovens os EPAs ocorriam mais cedo, face a T0, comparativamente aos indivíduos idosos.

Os principais resultados do presente estudo apontam para um atraso nos *timings* de ativação dos EPAs no gesto de alcance, tanto no lado contralateral como ipsilateral ao movimento, nos indivíduos após AVC (G1) comparativamente aos indivíduos sem condição neurológica (G2). Porém, em grande parte destes dados não foram encontradas diferenças consideradas estatisticamente significativas, com exceção às que se referem aos *timings* de ativação dos EPAs no TS, no TI e no GD ipsilaterais e no GP contralateral ao movimento quando este gesto é realizado com MS contralesional/NDOM e no SA contralateral e GP ipsilateral, no plano da omoplata, quando o gesto é realizado pelo MS ipsilesional/DOM. Também no plano sagital, se encontraram poucas diferenças consideradas estatisticamente significativas, entre eles, os *timings* de ativação dos EPAs no TS, no SA e no GP ipsilaterais e no TI contralateral ao movimento, quando o gesto foi realizado pelo MS contralesional/NDOM e nos *timings* de ativação dos EPAs no TS ipsilateral ao movimento, quando o gesto foi realizado pelo MS ipsilesional/DOM.

No que concerne aos ajustes posturais em indivíduos após AVC, a evidência científica está bem fundamentada e defende que além do MS contralesional, também o MS ipsilesional apresenta uma ativação muscular mais demorada, no que respeita aos APAs. São exemplos os artigos de Dickstein et al. (2004), que verificaram um atraso dos APAs no GD bilateralmente no alcance e Pereira et al. (2014), que concluíram o mesmo não só no GD mas também no TI. Não só os APAs se encontram alterados, também a coativação agonista/antagonista é disfuncional no MS ipsilesional (Silva et al., 2014). Dada a falta de literatura, especificamente, dos EPAs em casos após AVC torna-se difícil estabelecer um paralelismo com os resultados do presente estudo. Desta forma, se for ponderada a hipótese de que o comportamento dos EPAs poderá ser similar ao comportamento dos APAs, os nossos resultados vão de encontro com a evidência científica já conhecida.

Quanto à análise observacional do comportamento dos EPAs, nesta amostra específica, em cada categoria funcional da escala FMS, os *timings* de ativação dos EPAs entre indivíduos são muito variados para ser possível estabelecer uma relação com o *score* final da escala FMS. Contudo, e após decisão de agrupar indivíduos pertencentes à mesma categoria funcional foram identificados alguns comportamentos semelhantes nos *timings* de ativação dos EPAs entre os indivíduos, mais evidentes no plano da omoplata. Isto pode ser

explicado pela grande importância que o *postural setting* da omoplata tem neste plano, o que vai influenciar, a um nível proximal, a eficiência mecânica do CP no movimento do MS (Silva et al., 2014). Um *postural setting* adequado da omoplata deve, não só, mas também depender da ativação sincronizada dos músculos estabilizadores TS, TI e SA (Ebaugh et al., 2005; De Baets et al., 2014). Na amostra deste estudo, observou-se que nas categorias “Capacidade funcional limitada” e “Boa capacidade funcional”, os primeiros *timings* de ativação dos EPAs registados em ambos os indivíduos foram o TS e o TI, respetivamente. Uma explicação para a ocorrência destes comportamentos poderá ser que com um maior grau de funcionalidade, os indivíduos vão tentar ativar previamente os músculos intervenientes no CP da escápula, de forma a adequá-lo para a preparação do movimento. Contudo, se compararmos as categorias anteriores com a categoria “Total capacidade funcional”, o mesmo não acontece, sendo o *timing* de ativação dos EPAs no GP o primeiro a ser registado. Mas também este músculo poderá ter grande influência nas sinergias de estabilização e suporte postural do MS (Coscia et al., 2014).

Com base no supracitado, sabe-se que a escala FMS é uma escala fiável na avaliação da funcionalidade, mas quanto ao *timing* de recrutamento dos EPAs é difícil estabelecer uma relação entre estes e o *score* final da escala. Observou-se ainda que os *timings* de ativação não apresentam um perfil semelhante entre indivíduos e categorias o que torna tarefa de identificação de uma possível relação entre as variáveis *timing* de ativação dos EPAs e *score* final da escala FMS difícil, principalmente nos *scores* finais mais baixos.

4.1 Limitações

Uma das limitações deste estudo é o tamanho reduzido da amostra e a sua heterogeneidade intragrupo, como por exemplo a idade. Também é de referir que a recolha do sinal eletromiográfico do GD, SA e GP, obteve algumas vezes ruído de sinal cardíaco, e mesmo que alguns dados tenham sido abolidos, poderá ter influenciado os resultados obtidos.

Algumas sugestões para próximos estudos poderiam passar pela utilização de uma plataforma de forças ao invés do acelerómetro ou utilizar a escala *Rivermead Motor Assessment* (RMA) ao invés da FMS. Também seria pertinente ponderar a utilização da escala *Reach Performance Scale* (RPS), que avalia as estratégias compensatórias usadas pelos indivíduos após AVC no gesto de alcance, pois poderia permitir o estabelecimento de uma relação entre a função do MS de cada indivíduo, o uso de estratégias compensatórias e os valores dos *timings* de ativação dos EPAs.

5. Conclusão

Na realização do gesto do alcance parece existir uma tendência para um atraso nos *timings* de ativação dos EPAs nos indivíduos após AVC comparativamente aos indivíduos sem condição neurológica, tendo sido encontradas algumas diferenças consideradas estatisticamente significativas preferencialmente no MS contralesional comparativamente ao MS ipsilesional. No entanto é importante salientar a necessidade de mais estudos sobre esta temática, com amostras maiores para se conseguir fundamentar melhor resultados encontrados.

Para esta amostra específica, quanto à escala FMS, foi difícil estabelecer uma relação entre os *timings* de ativação dos EPAs e os *scores* finais da FMS, principalmente nos *scores* mais baixos. Mesmo tendo sido encontrados alguns comportamentos semelhantes entre os indivíduos agrupados nas categorias com maior funcionalidade, não considerámos ter sido suficiente para que se possa perceber a existência de uma possível relação.

6. Agradecimentos

Agradeço à Mestre Rosália Ferreira, minha orientadora, à Professora Doutora Cláudia Silva e ao Professor Doutor Rubim Santos, meus coorientadores, pelo apoio e orientação científica durante a execução de toda a dissertação. Aos participantes deste estudo pela sua disponibilidade no processo da recolha de dados.

Agradeço também à Professora Doutora Eulália Santos pelo apoio e esclarecimentos estatísticos, aos meus colegas de Mestrado pelo encorajamento e pela partilha de experiências profissionais e todos quantos, direta ou indiretamente, me apoiaram e tornaram possível este trabalho.

7. Referências bibliográfica

- Champion, J., Barber, C., & Lynch-Ellerington, M. (2009), Recovery of upper limb function. In S. Raine, L. Meadows, M. Lynch-Ellerington, (Ed.), *Bobath Concept – Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation* (pp. 154-181): Wiley-Blackwell.
- Coscia, M., Cheung, V., Tropea, P., Koenig, A., Monaco, V., Bennis, C., Micera, S. & Bonato, P. (2014) The effect of the arm weight support on upper limb muscle synergies during reaching movements. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11(22), 1-15. doi: 10.1186/1743-0003-11-22

- Cram, J. & Kasman, G. (1998), The basics of surface electromyography. In Criswell, Eleanor (2011); *Cram's Introduction to surface electromyography*, (2^o Ed.), Estados Unidos da América: Jones and Bartlett Publishers
- De Baets, L., Jaspers, E., Janssens, L. & Van Deu, S. (2014) Characteristics of neuromuscular control of the scapula after stroke: a first exploration. *frontiers in Human Neuroscience*, 8 (933), 1-8. doi: 10.3389/fnhum.2014.00933
- Dickstein, R., Shefi, S., Marcovitz, E. & Villa, Y. (2004) Anticipatory postural adjustments in selected trunk muscles in poststroke hemiparetic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(2), 261-267. doi: 10.1016/j.apmr.2003.05.011
- Ebaugh, D., McClure, P. & Karduna, A. (2005) Three dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics*, 20 (1), 700-709. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.03.008
- Faria, C., Teixeira-Salmela, L., Goulart, F., & Gomes, P. (2008), Comparisons of electromyographic activity of scapular muscles between elevation and lowering of the arms. *Physiotherapy Theory and Practice*, 24 (5), 360-371. doi: 10.1080/09593980802278314
- Freitas, S., Simões, M., Alves, L. & Santana, I. (2013). Montreal Cognitive Assessment: Validation Study for Mild Cognitive Impairment and Alzheimer Disease. *Alzheimer Disease & Associated Disorders*, 27 (1), 37-43. doi: 10.1097/WAD.0b013e3182420bfe
- Freitas, S., Simões, M., Martins, C., Vilar, M. & Santana, I. (2010). Estudos de adaptação do Montreal Cognitive Assessment (MoCA) para a população portuguesa. *Avaliação Psicológica*, 9 (3), 345-357
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 (5), 361-374. doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4
- Honeycutt, C. & Perreault E. (2012), Planning of ballistic movement following stroke: insights from a startled reflex. *PLoS One*, 7 (8), e43097. doi: 10.1371/journal.pone.0043097
- Hoonhorst, M., Nijland, R., van den Berg, J., Emmelot, C., Kollen, B. & Kwakkel, G. (2015) How do Fugl-Meyer Arm motor scores relate to dexterity according to the Action Research Arm Test at 6 months poststroke? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96 (10), 1845-1849. doi: 10.1016/j.apmr.2015.06.009
- Klous M., Mikulic P. & Latash M. (2012), Early postural adjustments in preparation to whole-body voluntary sway. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22 (1), 110-116. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.11.005
- Krishnan V., Aruin A. & Latash M. (2011), Two stages and three components of the postural preparation to action. *Experimental Brain Research*, 212 (1), 47-63. doi: 10.1007/s00221-011-2694-z
- Krishnan V., Latash M. & Aruin A. (2012), Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clinical Neurophysiology*, 123 (5), 1016-2026. doi: 10.1016/j.clinph.2011.09.014
- Kwakkel, G., Kollen, B. & Lindemann, E. (2004), Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories. *Restorative Neurology and Neuroscience* 22 (3-5), 281-299.
- Latash, M. & Huang, X (2015), Neural control of movement stability: lessons from studies of neurological patients. *Neuroscience*, 301, 39-48. doi: 10.1016/j.neuroscience.2015.05.075
- Latash, M. (2017, Outubro). *The Neural Control of Posture and Movement*. Curso integrado no 2^o Congresso do Conceito de Bobath em Portugal, Porto, Portugal

- Lin K., Wu C., Chen C., Chern J., Hong W. (2007) Effects of object use on reaching and postural balance: a comparison of patients with unilateral stroke and healthy controls. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(10), 791–799. doi: 10.1097/PHM.0b013e318151fb81
- Luft, A.R., McCombe-Waller S., Whittall J., Forrester, L., Macko, R., Sorkin, J., Schulz, J., Goldberg, A., Hanley, D. (2004) Repetitive bilateral arm training and motor cortex activation in chronic stroke: a randomized controlled trial. *JAMA*, 292(15), 1853–1861. doi: 10.1001/jama.292.15.1853
- Masani, K., Sayenko, D. & Vette, A. (2013) What triggers the continuous muscle activity during upright standing? *Gait & Posture*, 37 (1), 72-77. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.06.006
- McCombe Waller S., Liu W., Whittall J. (2008) Temporal and spatial control following bilateral versus unilateral training. *Human Movement Science*, 27(5), 749–758. doi: 10.1016/j.humov.2008.03.006
- McCombe Waller, S. & Prettyman, M. (2012) Arm training in standing also improves postural control in participants with chronic stroke. *Gait & Posture*, 36(3), 419-424. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.03.025
- Michaelsen, S., Luta, A., Roby-Brami, A. & Levin M. (2001), Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke – Journal of American Heart Association*, 32 (8), 1875–83. doi: 10.1161/01.STR.32.8.1875
- Nasreddine, Z., Phillips, N., Bédirian, V., Charbonneau, S., Whitehead, V., Collin, I., Cummings, J., & Chertkow, H. (2005). The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: A brief screening tool for Mild Cognitive Impairment. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53 (4), 695-699. doi: 10.1111/j.1532-5415.2005.53221.x
- Noorkõiv, M., Rodgers, H. & Price, C. (2014), Accelerometer measurement of upper extremity movement after stroke: a systematic review of clinical studies. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11 (1), 144. doi: 10.1186/1743-0003-11-144
- Page, S.; Fulk, G. & Boyne, P. (2012) Clinically Important Differences for the Upper-Extremity Fugl-Meyer Scale in People With Minimal to Moderate Impairment Due to Chronic Stroke. *Physical Therapy* 92 (6), 791-798. doi: 10.2522/ptj20110009
- Pallant, J. (2013). SPSS survival manual: A step by step guide to data analysis using SPSS for Windows (5th ed.). Maidenhead: Open University Press.
- Pereira, S., Silva, C., Ferreira, S., Silva C., Oliveira, N., Santos, R., Vilas-Boas, J. & Correia, M. (2012), Anticipatory portural adjustments during sitting reach movement in post-stroke subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24 (1), 165-171. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.10.001
- Reisman, D. & Scholz, J. (2006) Workspace location influences joint coordination during reaching in post-stroke hemiparesis. *Experimental Brain Research*, 170 (2), 265-276. doi: 10.1007/s00221-005-0209-5
- RIMAS (2015), Repositório de Instrumentos de Medição e Avaliação em Saúde. Retirado de <http://rimas.uc.pt/instrumentos/26/>
- Roy, S., Cheng, M., Chang, S., Moore, J., De Luca, J., Nawab, S. & De Luca, C. (2009), A Combined sEMG and Accelerometer System for Monitoring Functional Activity in Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 17 (6), 585-594. doi: 10.1109/TNSRE.2009.2036615
- Sandy, M.; Chieh-ling, Y.; Magder, L.; Yungher, D.; Gray, V. & W. R. (2016), Impaired motor preparation and execution during standing reach in people with stroke. *Neuroscience Letters*, 630, 38-44. doi: 10.1016/j.neulet.2016.07.010
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. (2007), *Motor Control – Translating Research into Clinical Practice* (3° Ed.). Estados Unidos da América: Lippincott Williams & Wilkins

- Silva, C., Silva, A., Sousa, A., Pinheiro, A. Bourlinova, C., Silva, A., Salazar, A., Borges, C., Crasto, C., Correia, M., Vilas-Boas, J. & Santos, R. (2014) Co-activation of upper limb muscles during reaching in post-stroke subjects: An analysis of the contralesional and ipsilesional limbs. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 731-738. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.04.011
- Sullivan, K., Tilson, J., Cen, S., Rose, D., Hershberg, J., Correa, A., Gallichio, J., McLeod, M., Moore, C.; Wu, S. & Duncan, P. (2011). Fugl-Meyer assessment of sensorimotor function after stroke - standardized training procedure for clinical practice and clinical trials. *Stroke – Journal of American Heart Association*, 42 (2), 427-432. doi: 10.1161/STROKEAHA.110.592766
- Vandenberghe, A., Levin, O., De Schutter, J., Swinnen, S., & Jonkers, I. (2010) Three-dimensional reaching task: Effect of reaching height and width on upper limb kinematics and muscle activity. *Gait & Posture*, 32 (4), 500-507. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.07.009
- Wang, Y., Watanabe, K. & Asaka, T. (2017) Aging effect on muscle synergies in stepping forth during a forward perturbation. *European Journal of Applied Physiology*, 117(1), 201-211. doi: 10.1007/s00421-016-3514-8
- Zackowski, K., Dromerick, A., Sahrman, S., Thach, W., & Bastian, A. (2004) How do strength, sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis? *Brain*, 127(5), 1035-1046. doi: 10.1093/brain/awh116

Anexo I – Questionário Socio-demográfico

ESCOLA
SUPERIOR
DE SAÚDE
POLITÉCNICO
DO PORTO

P.PORTO

QUESTIONÁRIO

Participante _____

Nome: _____

Idade: _____ anos

Género: Masculino Feminino

Altura: _____ Peso: _____

Profissão: _____

Membro superior dominante: Direito Esquerdo

Data em que sofreu o AVC (mês/ano): _____

Membro superior contralateral: Direito Esquerdo

Medicação: _____

Anexo II - Escala *Fugl-Meyer Assessment Sensorimotor Recovery after Stroke* (FMS), componente do membro superior

**FUGL-MEYER ASSESSMENT SENSORY-MOTOR RECOVERY
AFTER STROKE**

[Avaliação de Fugl-Meyer sobre a recuperação sensório-motora após AVC]

MEMBRO SUPERIOR

A OMBRO / COTOVELO / ANTEBRAÇO					
I	actividade reflexa	flexores	<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₂	
		extensores	<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₂	
II	a.	ombro	retracção	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂	
		elevação	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂		
		abdução	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂		
		rotação externa	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂		
		cotovelo	flexão	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂	
		antebraço	supinação	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂	
		b.	ombro	adução/rotação interna	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂
			cotovelo	extensão	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂
			antebraço	pronação	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂
	III	mão à coluna lombar		<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂	
ombro		flexão 0°-90°	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂		
cotovelo 90°		pronação/supinação	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂		
IV	ombro	abdução 0°-90°	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂		
		flexão 90°-180°	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂		
	cotovelo 0°	pronação/supinação	<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂		
V	actividade reflexa normal		<input type="checkbox"/> ₀ <input type="checkbox"/> ₁ <input type="checkbox"/> ₂		

B PUNHO

cotovelo 90°	estabilidade do punho	<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
cotovelo 90°	flexão/extensão do punho	<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
cotovelo 0°	estabilidade do punho	<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
cotovelo 0°	flexão/extensão do punho	<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
circundução		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂

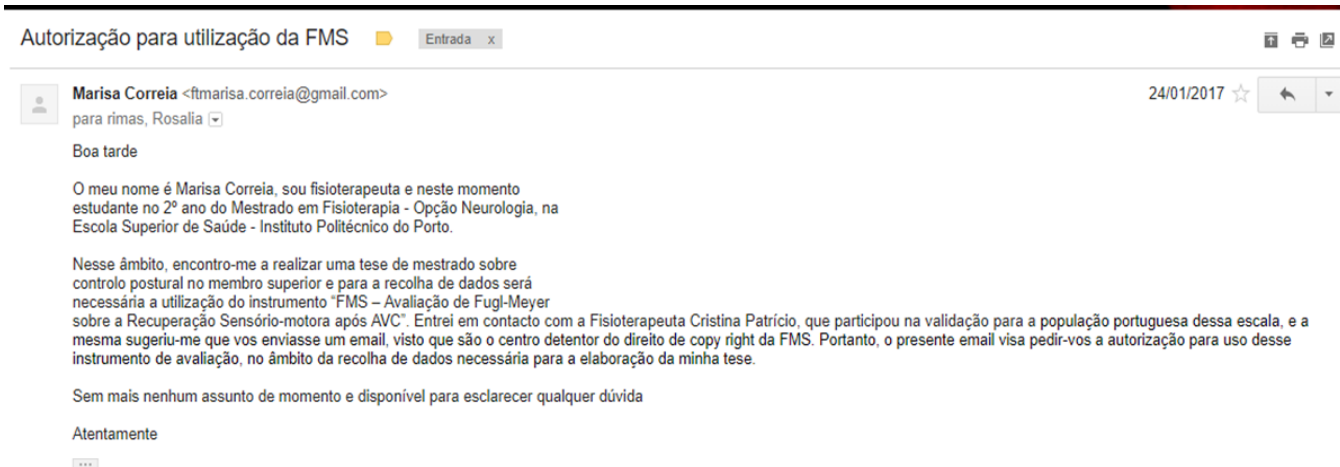
C MÃO

flexão dos dedos		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
extensão dos dedos		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
pinça a		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
pinça b		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
pinça c		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
pinça d		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
pinça e		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂

D COORDENAÇÃO / VELOCIDADE

tremor		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
dismetria		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂
tempo		<input type="checkbox"/> ₀	<input type="checkbox"/> ₁	<input type="checkbox"/> ₂

Anexo III – Pedido de autorização para a utilização da FMS e respetiva resposta



Coimbra, 25 de fevereiro de 20187

Ex.ma Senhora Fisioterapeuta,

Em resposta ao pedido que me formalizou é com todo o prazer que envio a versão portuguesa do instrumento FMS (Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery after Stroke) para aplicar no âmbito do trabalho de investigação que pretende realizar. Este instrumento permite avaliar as alterações na capacidade motora após AVC.

Mais informação pode encontrar em

<http://rimas.uc.pt/instrumentos/26/>


Desejo-lhe o melhor êxito para o seu trabalho.

Com os meus melhores cumprimentos.

Prof. Doutor Pedro Lopes Ferreira

Carta enviada por correio electrónico

Anexo V – Pedido de autorização para a utilização da MoCA e respetiva resposta

Autorização para utilização da MoCA  Entrada x

Marisa Correia <ftmarisa.correia@gmail.com>
para sandrafreitas0., Rosalia ▾

20/12/2016 ☆ ↶

Boa noite Exma Dra Sandra Freitas

O meu nome é Marisa Correia, sou fisioterapeuta e neste momento estudante no 2º ano do Mestrado em Fisioterapia - Opção Neurologia, na Escola Superior de Saúde - Instituto Politécnico do Porto.

Nesse âmbito, encontro-me a realizar uma tese de mestrado sobre controlo postural no membro superior e para um dos critérios de inclusão do meu estudo será necessária a utilização do instrumento "Montreal Cognitive Assessment (MoCA)". Sei que participou no seu processo de validação para a população portuguesa e, desta forma, o presente email visa pedir-lhe a autorização para uso desse instrumento de avaliação, no âmbito da recolha de dados necessária para a elaboração da minha tese.

Sem mais nenhum assunto de momento e disponível para esclarecer qualquer dúvida

Atentamente

Marisa Correia

Sandra Freitas <sandrafreitas0209@gmail.com>
para mim, Rosalia ▾

📧 12/01/2017

Cara Marisa,

Desculpe o atraso na resposta.

Junto envio a versão portuguesa da prova, bem como o estudo normativo para a nossa população que lhe poderá ser útil.

Votos de uma excelente investigação.

Sandra Freitas

Neuropsychology, PhD
Centre for Neuroscience and Cell Biology (CNC)
Centro de Investigação do Núcleo de Estudos e Intervenção Cognitivo Comportamental (CINEICC)
Psychological Assessment Lab., Faculty of Psychology and Educational Sciences
University of Coimbra, Portugal
E-mail: sandrafreitas0209@gmail.com

Anexo VI – Declaração de consentimento informado

ESCOLA
SUPERIOR
DE SAÚDE
POLITÉCNICO
DO PORTO



TERMO DE
CONSENTIMENTO INFORMADO

O termo de consentimento informado deve ser específico do Estudo de Investigação (o modelo deve ser adaptado ao estudo em causa, acrescentando outros dados considerados pertinentes ou eliminando partes não aplicáveis).
Compete ao Investigador Principal, prestar aos Participantes do estudo as informações necessárias ao consentimento livre e esclarecido.

Declaração de Consentimento Informado

Conforme a Lei 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

Comportamento dos early postural adjustments associados à realização do gesto do alcance em indivíduos após AVC

DESIGNAÇÃO DO ESTUDO

Eu, abaixo-assinado _____ ou Eu, abaixo-assinado _____, na qualidade de representante legal de _____ [conforme o caso]:

Fui informado de que o Estudo de Investigação acima mencionado se destina a analisar o comportamento dos ajustes posturais da musculatura proximal do tronco e membro superior durante o gesto do alcance.

Sei que neste estudo está prevista o preenchimento de uma escala de avaliação da função do membro superior bem como a realização de eletromiografia de superfície para registo da atividade muscular tendo-me sido explicado em que consistem.

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 autorizar a participação 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 ou Autorizo de livre vontade a participação daquele que legalmente represento no estudo acima mencionado. [conforme o caso]

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

Nome do Investigador e Contacto: Rosália Ferreira (919241310)

_____/_____/_____
DATA

ASSINATURA