

Ajustes posturais antecipatórios no movimento de alcançar em indivíduos pós-acidente vascular encefálico

S Ferreira¹, C Silva², P Carvalho³, A Silva⁴ & R Santos⁵

^{1,2,3,4,5}Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana (CEMAH), ESTSP,

Porto, PORTUGAL

¹silviaffisio@gmail.com, ²ccs@estsp.pt, ³pmc@estsp.ipp.pt, ⁴smaugusta@gmail.com, ⁵rss@estsp.ipp.pt

RESUMO

Pretendeu-se verificar a existência de alterações nos *timings* de activação dos músculos estabilizadores da omoplata em indivíduos pós-acidente vascular encefálico e a sua relação com a velocidade. Metodologia: Amostra (n = 17) dividida nos Grupos 1 (n = 10 indivíduos sem patologia) e 2 (n = 7 indivíduos pós-acidente vascular encefálico). Análise electromiográfica e cinemática no alcance de um copo. Resultados: Nas fibras inferiores do trapézio esquerdo (p = 0,043) e grande dentado bilateralmente (p = 0,028), encontraram-se diferenças entre os Grupos. Não se verificou uma relação com a velocidade. Conclusões: Foram encontrados ajustes posturais antecipatórios em alguns dos músculos.

Palavras Chave: Ajustes posturais antecipatórios, Acidente vascular encefálico, Electromiografia, Estabilizadores da omoplata, Alcançar.

ABSTRACT

This study aimed to verify the existence of impairments at the activation timings of the scapular stabilizers in post-stroke subjects and their relation to the velocity. Methods: The sample (n = 17) was divided in Groups 1 (n = 10 healthy subjects) and 2 (n = 7 post-stroke subjects). Electromyographic and kinematic analysis was performed during reaching. Results: Differences between the groups were found at the inferior fibers of the left trapezius (p = 0,043) and serratus anterior bilaterally (p = 0,028). No relation was found to the velocity. Conclusions: In some muscles were found anticipatory postural adjustments.

Key Words: Anticipatory postural adjustments, Stroke, Electromyography, Scapular stabilizers, Reaching.

1. INTRODUÇÃO

Para preservar o equilíbrio na realização de um movimento voluntário, o Sistema Nervoso Central (SNC) usa modelos internos para antecipar e se adaptar às forças dinâmicas. Um dos mecanismos do controlo postural refere-se aos ajustes posturais antecipatórios (APAs) que, usando a informação sensorial, consistem na activação muscular previamente à perturbação induzida pelo movimento (ou seja, em *feedforward*), estando esta baseada na vivência do movimento (Massion, 1992; Ghez and Krakauer, 2000; Aruin, 2002; Takahashi and Reinkensmeyer, 2003). No movimento de alcançar, os APAs referem-se a qualquer actividade mioelétrica que ocorra entre os 100 ms precedentes e os 50 ms que se seguem ao instante de activação de um músculo mobilizador (Massion, 1992; Shumway-Cook and Woollacott, 2007).

Existem vários factores que afectam os APAs como a magnitude e direcção da perturbação, características da acção voluntária associadas à perturbação, ou a condição postural actual; a relação existente os APAs e a acção voluntária ou a velocidade, é ainda controversa (Aruin, 2002; Aruin and Shiratori, 2004; Tyler and Karst, 2004).

Nos indivíduos com alteração da função de um membro superior devido a lesão do SNC, os APAs estão abolidos ou os *timings* de activação muscular apresentam um período de latência superior (Aruin, 2002).

É neste contexto que surge este estudo, cujo objectivo geral era verificar a existência de alterações ao nível dos *timings* de activação muscular nos músculos estabilizadores da omoplata, nomeadamente nas fibras superiores, médias e inferiores do trapézio e grande dentado, no movimento de alcançar, em indivíduos com alteração da função do membro superior decorrente de um acidente vascular encefálico (AVE), comparando com o membro superior menos afectado e com indivíduos sem patologia. Para além disso, pretendeu-se verificar a existência de uma relação entre os *timings* de activação e a velocidade do movimento.

2. MÉTODOS

2.1. Participantes

A amostra foi composta por 17 indivíduos voluntários ($n = 17$), sendo a sua selecção realizada através de um questionário, tendo sido efectuado um questionário-piloto.

Constituíram-se dois grupos de indivíduos: Grupo 1 e Grupo 2 com um $n = 10$ e $n = 7$, respectivamente. No Grupo 1 foram seleccionados indivíduos sem dor há pelo menos três meses e / ou patologia no complexo do ombro (traumatismos, cirurgias, luxações das articulações gleno-umeral e acromioclavicular) ou cervical (traumatismo, cirurgia) (Matias et al., 2006), com um mínimo de 45 anos de idade e ausência de qualquer patologia do foro neurológico. Para além disso, cada sujeito teria de ser capaz de realizar um arco de movimento de 180° de amplitude no movimento de elevação do membro superior no plano frontal, bem como, os movimentos de rotação medial e lateral do complexo do ombro (Matias et al., 2006). Assim, o Grupo foi constituído por 10 indivíduos com uma média de idade de $52,40 (\pm 5,28)$ anos e de $26,70 (\pm 2,91)$ para o índice de massa corporal (IMC).

Os indivíduos do Grupo 2 respeitaram os seguintes critérios de inclusão: ocorrência de um primeiro AVE isquémico no percurso da artéria cerebral média com confirmação por Tomografia Axial Computorizada, com uma progressão mínima de três meses (Fridman et al., 2004); ausência de *neglect*, evidenciado por um score do *Star Cancellation Test* de 52 ± 54 (Zachowski et al., 2004); amplitude de movimento activo no membro superior predominantemente afectado de, pelo menos, 15° nos complexos do ombro e cotovelo (Zachowski et al., 2004); ausência de alterações biomecânicas nos tecidos moles confirmadas por dois Fisioterapeutas *experts* com mais de 10 anos de experiência na área da Neurologia; capacidade de manutenção no conjunto postural de sentado sem apoio (Messier et al., 2006) por um período mínimo de 5 minutos; capacidade de compreensão (Messier et al., 2006) e aceitação do consentimento informado; *Mini-mental State Examination* com um score superior a 23 (Canadian Stroke Network, 2010).

Como critérios de exclusão do Grupo 2 foram seleccionados os seguintes: elevação do membro superior apenas no plano coronal (Takahashi and Reinkensmeyer, 2003), sub-luxação ou dor no complexo do ombro (Cirstea and Levin, 2000). Foram, desta forma, seleccionados 7 indivíduos com uma média de idade de $56,57 (\pm 7,39)$ anos e de $32,86 (\pm 4,91)$ para o IMC. Na Tabela 1 referem-se as características do Grupo 2, bem como, os scores da dimensão “Membro Superior” da Escala *Rivermead Motor Assessment* (RMA).

Tabela 1: Características dos indivíduos do Grupo 2 (RMA: Rivermead Motor Assessment).

Sujeito	Hemisfério Afectado	Tempo de Evolução (meses)	Escala RMA
1	Direito	7	5
2	Esquerdo	6	12
3	Direito	92	1
4	Esquerdo	20	3
5	Direito	87	4
6	Direito	37	11
7	Esquerdo	11	2

Todos os participantes no estudo apresentavam o membro superior direito como membro dominante.

2.2. Instrumentos

O *Star Cancellation Test* apresenta uma fiabilidade teste-reteste excelente (coeficiente de correlação intraclasse, ICC = 0,89), bem como, uma validade preditiva, r , de 0,55 (Bailey et al., 2004).

Por seu lado, a *Mini-mental State Examination* apresenta uma sensibilidade entre 63,6 e 73,4%, e uma especificidade entre 90 e 96,8% (Guerreiro, 1998).

Finalmente, a secção “Membro Superior” da Escala *Rivermead Motor Assessment* possui validade de conteúdo e validade simultânea ($r = 0,89$) (Madeira, 1998).

A actividade electromiográfica (EMG) do deltóide anterior (considerado como músculo mobilizador), grande dentado, fibras superiores, médias e inferiores do trapézio, foi registada através do sistema de aquisição MP100WSW e *software* Acqknowledge versão 3.9.0., com uma taxa de aquisição de 1000 Hz (BIOPAC Systems, Inc., Goleta, USA), usando-se eléctrodos activos TSD150B com 20 mm de distância, pré-amplificação e um filtro passa-baixo de 500 Hz (BIOPAC Systems, Inc., Goleta, USA).

Por seu lado, a cinemática do movimento foi recolhida através de uma câmara Sony Handycam DCR-HC53, com uma taxa de aquisição de 50 Hz (Sony Portugal, Lisboa, Portugal), recorrendo-se ao *software* APAS, versão 12.1.0.10 (Ariel Performance Analysis System, Ariel Dynamics Inc., Canyon, USA). Foi realizado um estudo de fiabilidade intra-observador, no qual se determinou um coeficiente de correlação intraclasse, ICC, de 0,991, sendo o erro padrão (SEM) correspondente a 2,447 (cm).

2.3. Procedimentos

O estudo observacional descritivo transversal foi delineado e sujeito a um estudo-piloto.

Para determinação do membro dominante, os indivíduos foram questionados relativamente ao membro superior com o qual realizavam diferentes acções do seu quotidiano segundo Coelho (2006).

Os indivíduos realizaram o movimento de alcançar um objecto, com ambos os membros superiores separadamente, no plano da omoplata (Matias et al., 2006), no conjunto postural de sentado (Tyler and Hasan, 1995).

A altura do assento foi determinada pelo comprimento da perna de cada indivíduo, medido da interlinha articular do joelho lateralmente até à região inferior do calcâneo, estando o indivíduo descalço. Cerca de 75% do comprimento da coxa estava suportado na marquesa (Levin et al., 2002), sendo este calculado do grande trocânter até à interlinha articular do joelho lateralmente, nas condições acima referidas. Na realização da tarefa, os pés encontraram-se completamente assentes no solo ou num pequeno degrau (Tyler and Hasan, 1995; Levin et al., 2002).

Como objecto foi utilizado um copo cuja localização foi definida pelo comprimento do membro superior em extensão, desde a axila até à interlinha articular da articulação radiocárpica medialmente, isto é, no limite da distância de alcance funcional para a mão (Michaelsen et al., 2001; Levin et al., 2002), a 30° anterior ao plano frontal (Faria et al., 2008), no lado ipsilateral ao membro testado. Este foi colocado sobre uma mesa com altura de 73 cm, cujo limite se encontrava superiormente ao bordo distal da coxa do indivíduo.

Após a preparação da pele (Santos and Correia, 2004), colocaram-se os eléctrodos ao nível do centro do ventre muscular, nas fibras superiores, médias e inferiores do trapézio, grande dentado e deltóide anterior, de acordo com as referências do Projecto *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM), com excepção do músculo grande dentado colocado segundo Faria et al. (2008). Definiu-se uma distância inter-eléctrodos de 2 cm (Matias et al., 2006). Por seu lado, o eléctrodo de referência foi aplicado no olecrâneo do cotovelo contralateral. Seguidamente, procedeu-se à verificação da qualidade do sinal (Projecto SENIAM, n.d.; Reese, 1999; Matias et al., 2006; Faria et al., 2008).

Para a análise cinemática, colocaram-se marcadores reflectores no acrómio do membro superior dominante dos indivíduos do Grupo 1 e do membro predominantemente afectado dos indivíduos do Grupo 2 (Levin et al., 2002; Messier et al., 2006).

A posição de partida consistiu na manutenção do membro superior em teste em repouso na coxa ipsilateral, de forma a manter o ombro aproximadamente a 0° de flexão / extensão e rotação medial / rotação lateral, com o complexo do cotovelo próximo do tronco (Michaelsen et al., 2001).

Assim, foi pedido ao indivíduo que, após um sinal verbal, alcançasse o copo o mais rapidamente possível (Barthélémy and Boulinguez, 2002). Não foram fornecidas instruções relativamente ao comportamento do tronco (Tyler and Hasan, 1995). Foram realizados três *trials* separados por um minuto de forma a evitar a fadiga (Diederichsen et al., 2007).

O processamento do sinal electromiográfico foi realizado *off-line*, sendo filtrado com um filtro *high pass* de 50 Hz para remoção do sinal electrocardiográfico (www.biopac.com), bem como, uma banda passante de 20 a 450 Hz e, posteriormente, suavizado (Matias et al., 2006). O *timing* de activação foi determinado através do instante de tempo em que a actividade EMG excedia a actividade de base registada durante 500 ms, por 2 desvios-padrão, durante um período de 30 ms (Dickstein et al., 2004).

Assim, o *timing* de activação dos músculos estabilizadores da omoplata foi definido como o valor médio obtido pela diferença de tempo entre o início da actividade dos referidos músculos e o início da actividade EMG do deltóide anterior nos três *trials* realizados (Dickstein et al., 2004; Matias et al., 2006), considerando-

se que um APA ocorria entre os 100 ms precedentes e os 50 ms subsequentes ao início da actividade do deltoide anterior (Latash et al., 1995; Shumway-Cook and Woollacott, 2007).

Para determinação da relação existente entre a actividade EMG e a velocidade, calculou-se o tempo de duração do movimento. Definiu-se como início do movimento do membro superior, o momento em que a mão principiou o seu movimento. Por seu lado, o momento em que a mão alcançou o copo foi considerado como o fim do movimento. Assim, a velocidade foi calculada pela divisão da distância percorrida no movimento (isto é, comprimento da axila até à interlinha articular do punho), pela duração do mesmo.

Finalmente, foi determinado o deslocamento do tronco através da análise cinemática das coordenadas x e y do acrómio, recorrendo ao software APAS 12.1.0.10 (Ariel Dynamics Inc., Canyon, USA).

2.4. Ética

Obteve-se o consentimento informado dos indivíduos de acordo com a Declaração de Helsínquia (1964).

2.5. Estatística

Para o processamento estatístico recorreu-se ao programa SPSS Statistics versão 17.0 (IBM SPSS Statistics, Chicago, USA), considerando-se um intervalo de confiança de 95% ($p = 0,05$).

Devido ao reduzido tamanho amostral e tendo-se verificado que as variáveis não seguiam a distribuição normal, realizaram-se testes não paramétricos. Recorrendo ao teste de Wilcoxon compararam-se os *timings* de activação, assim como, o deslocamento do tronco (no Grupo 2, no último caso) entre os dois lados de cada indivíduo permitindo, no primeiro caso, a inferência da sua relação com a lateralidade. Por seu lado, o teste de Mann-Whitney foi efectuado para comparar os *timings* de activação, bem como, a velocidade e o deslocamento do tronco entre os indivíduos dos Grupos 1 e 2.

Finalmente, estabeleceu-se a correlação existente entre os *timings* de activação e a velocidade do movimento e deslocamento do tronco, através do coeficiente de correlação de Spearman.

3. RESULTADOS

A mediana foi seleccionada como medida de comparação dos resultados obtidos pois representa um valor real da amostra (Matias et al., 2006). O reduzido tamanho da amostra condicionou os resultados dos valores prova dos Coeficientes de Spearman, pelo que também são apresentados os valores do coeficiente de correlação (r).

Devido às características antropométricas dos indivíduos 3 e 6 do Grupo 2, não foi possível recolher dados EMG do grande dentado direito e esquerdo, sendo estes considerados *missing values*.

Nas Tabelas 2 e 3 evidenciam-se os resultados referentes aos *timings* de activação dos indivíduos dos Grupos 1 e 2, respectivamente, bem como, os valores prova do teste de Wilcoxon.

Tabela 2: Valores de medianas (*Med*) / médias (\bar{X}), respectivos desvios-interquartis / desvios-padrão e valores prova (p) do teste de Wilcoxon dos *timings* de activação, em milissegundos (*ms*), referentes ao Grupo 1 (*TS*, *TM*, *TI*: fibras superiores, médias e inferiores do trapézio respectivamente, *GD*: grande dentado, *Dir*: lado direito, *Esq*: lado esquerdo).

Músculo	Med Esq (ms)	\bar{X} Esq (ms)	Med Dir (ms)	\bar{X} Dir (ms)	Valor prova
TS	52,75 (35,15)	61,50 (69,39)	59,25 (26,38)	118,83 (244,31)	0,867
TM	17,34 (35,31)	14,05 (54,44)	8,75 (29,75)	18,80 (41,15)	0,846
TI	3,01 (36,44)	15,68 (55,77)	-3,00 (25,87)	19,67 (38,40)	0,322
GD	24,50 (40,94)	40,88 (64,93)	34,75 (51,50)	50,80 (69,23)	0,770

Tabela 3: Valores de medianas / médias, respectivos desvios-interquartis / desvios-padrão e valores prova (p) do teste de Wilcoxon dos timings de activação no Grupo 2.

Músculo	Med Esq (ms)	\bar{X} Esq (ms)	Med Dir (ms)	\bar{X} Dir (ms)	Valor prova
TS	14,00 (93,5)	-40,14 (110,86)	23,50 (127,84)	120,29 (239,83)	0,469
TM	-5,50 (33,50)	-1,71 (88,32)	-23,00 (44,00)	-25,62 (151,98)	0,688
TI	126,50 (49,25)	97,64 (72,59)	31,00 (160,50)	54,07 (182,17)	0,578
GD	216,50 (144,16)	194,11 (148,22)	153,50 (237,88)	292,60 (334,48)	0,625

Assim, não se pode afirmar que existam diferenças significativas nas distribuições dos *timings* de activação dos músculos em estudo entre os dois lados dos indivíduos dos Grupos 1 e 2, ou seja, que a distribuição da variável *timing* de activação dos músculos em estudo seja significativamente diferente de acordo com o membro dominante.

No Grupo 1 determinou-se como sequência de activação: fibras inferiores e médias do trapézio, grande dentado (em *feedforward*) e fibras superiores do trapézio (em *feedback*). Por seu lado, no Grupo 2, no lado esquerdo, verificou-se a seguinte sequência: fibras médias e superiores do trapézio (em *feedforward*), fibras inferiores do trapézio e grande dentado (em *feedback*); no lado direito, activaram-se sequencialmente as fibras médias, superiores e inferiores do trapézio (em *feedforward*) e grande dentado (em *feedback*). Pelo exposto conclui-se que, apesar da sequência de activação ser semelhante nos dois lados de cada indivíduo, diferem os *timings* de activação, embora as diferenças não sejam estatisticamente significativas.

Na Tabela 4 demonstram-se os resultados do Teste de Mann-Whitney para os *timings* de activação.

Tabela 4: Valores prova dos timings de activação do Teste de Mann-Whitney.

Timings de activação	p (TS)	p (TM)	p (TI)	p (GD)
Lado Esquerdo	0,055	0,740	0,043	0,028
Lado Direito	0,459	0,270	0,887	0,028

Através dos resultados obtidos, pode concluir-se que apenas existem evidências estatísticas para afirmar que as distribuições das variáveis *timings* de activação das fibras inferiores do trapézio esquerdo, grande dentado direito e esquerdo sejam significativamente diferentes nos Grupos 1 e 2, embora de forma variável, o que não se verificou nos restantes músculos em estudo.

Relativamente à relação entre os *timings* de activação e a velocidade, evidenciam-se, na Tabela 5, os resultados do Coeficiente de Correlação de Spearman.

Tabela 5: Valores prova correspondentes ao Coeficiente de Correlação de Spearman entre a velocidade e os timings de activação dos músculos em estudo nos Grupos 1 e 2.

Grupo a que pertence	Velocidade	r (TS)	r (TM)	r (TI)	r (GD)	p (TS)	p (TM)	p (TI)	p (GD)
Grupo 1	Lado Esquerdo	0,352	0,288	0,050	0,393	0,726	0,446	0,556	0,385
	Lado Direito	0,285	0,252	0,468	0,194	0,894	0,521	0,220	0,498
Grupo 2	Lado Esquerdo	0,380	0,224	0,274	0,585	0,432	0,535	0,645	0,188
	Lado Direito	0,680	0,013	0,113	0,285	0,337	0,432	0,939	0,624

Verificou-se que existem evidências estatísticas suficientes para afirmar que as distribuições da variável velocidade, nos movimentos dos lados esquerdo e direito em ambos os grupos, são significativamente diferentes ($p = 0,000$ e $p = 0,009$ para $\alpha = 0,05$, respectivamente), sendo superiores no Grupo 1. Porém, não existem evidências estatísticas suficientes para afirmar que as variáveis *timings* de activação e velocidade estejam significativamente correlacionadas. Realça-se apenas a correlação moderada encontrada entre a velocidade e os *timings* de activação das fibras inferiores do trapézio direito no Grupo 1, assim como, fibras superiores do trapézio direito e grande dentado esquerdo no Grupo 2.

Finalmente, na Tabela 6 demonstram-se os resultados do Coeficiente de Correlação de Spearman relativamente ao deslocamento do tronco nos Grupos 1 e 2.

Tabela 6: Valores prova (*p*) referentes ao Coeficiente de Correlação de Spearman entre os *timings* de activação e o deslocamento do tronco, em centímetros (cm), nos Grupos 1 e 2.

Grupo a que pertence	Deslocamento do tronco (cm)	r (TS)	r (TM)	r (TI)	r (GD)	p (TS)	p (TM)	p (TI)	p (GD)
Grupo 1	Lado Esquerdo	0,340	0,170	0,049	0,270	0,489	0,829	0,803	0,934
	Lado Direito	0,371	0,568	0,287	0,669	0,089	0,108	0,556	0,048
Grupo 2	Lado Esquerdo	0,667	0,230	0,587	0,004	0,036	0,645	0,294	0,624
	Lado Direito	0,174	0,186	0,399	0,287	0,939	0,383	0,294	0,285

Não foram encontradas evidências estatísticas suficientes para afirmar que existam diferenças significativas entre as distribuições da variável deslocamento do tronco em ambos os lados de cada indivíduo do Grupo 2 ($p = 0,688$ para $\alpha = 0,05$). Também não existem evidências estatísticas suficientes para afirmar que as distribuições do deslocamento do tronco nos Grupos 1 e 2 sejam significativamente diferentes ($p = 0,669$ e $p = 0,813$ para $\alpha = 0,05$, respectivamente), ou que o coeficiente de correlação de Spearman seja indicativo de uma correlação estatisticamente significativa entre os *timings* de activação e o deslocamento do tronco nos dois grupos, com excepção das fibras superiores do trapézio esquerdo nos indivíduos do Grupo 2 (com uma correlação moderada). Encontrou-se, também, uma correlação moderada entre o deslocamento do tronco e os *timings* de activação das fibras médias do trapézio e grande dentado direitos no Grupo 1, assim como, fibras inferiores do trapézio esquerdo no Grupo 2.

4. DISCUSSÃO

Neste estudo, foram verificadas diferenças significativas nos *timings* de activação do grande dentado bilateralmente e fibras inferiores do trapézio esquerdo, entre os Grupos 1 e 2. A ausência de diferenças nos outros músculos em estudo poderá estar relacionada com alterações do alinhamento das omoplatas, principalmente observadas nos indivíduos do Grupo 2. A distribuição de carga assimétrica, tipicamente observada nos indivíduos pós-AVE, pela redução da carga no membro predominantemente afectado, transferindo-a para o membro menos afectado (Slijper et al., 2002), poderá também contribuir para a referida ausência de diferenças. Esta poderá relacionar-se com as mencionadas alterações que condicionam o nível de actividade dos músculos estabilizadores da omoplata.

Por seu lado, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos *timings* de activação dos músculos estudados entre os dois lados de cada indivíduo nos Grupos 1 e 2. Teyssèdre et al. (2000) encontraram igualmente um padrão muscular de APAs semelhante nos membros dominante e não dominante de indivíduos sem patologia, no movimento de apontar, mas com menor latência no oblíquo externo do membro dominante. Tal poderá estar relacionado com os constrangimentos e objectivos da tarefa, que são distintos do movimento de alcançar (Shumway-Cook and Woollacott, 2007).

Assim, os resultados encontrados apontam para um padrão de activação muscular semelhante em ambos os lados de cada indivíduo, ou seja, a lateralidade não terá significativa influência no referido padrão, na população em estudo.

O facto de todos os indivíduos do Grupo 2 se encontrarem inseridos num programa de intervenção de Fisioterapia, no qual se enfatiza o controlo postural, poderá conjuntamente condicionar a presença de APAs em alguns dos músculos estudados. Também Garland et al. (2009), referem numa revisão de literatura que, após um programa de intervenção, ocorreu uma progressão positiva nos padrões de activação muscular aquando de uma perturbação unilateral, embora não seja descrito o citado programa.

Segundo Shiratori and Aruin (2007), em movimentos voluntários, a velocidade não modulou os *timings* de activação em músculos do membro inferior e tronco. Teyssèdre et al. (2000) obtiveram resultados semelhantes no movimento de apontar, apesar de verificarem que os movimentos realizados com o membro dominante apresentavam uma velocidade significativamente superior ao membro não dominante.

No presente estudo não foi encontrada uma correlação significativa entre os *timings* de activação e a velocidade, o que aponta para a ausência de uma relação significativa entre si, no movimento de alcançar nesta população. Porém, à semelhança do estudo de Teyssèdre et al. (2000), também se verificaram diferenças significativas entre a velocidade de ambos os lados de cada indivíduo nos dois grupos. Deve, no entanto, considerar-se o facto de ter sido pedido aos indivíduos que realizassem o movimento o mais rapidamente possível, o que apresenta limitações na recolha de informação devido a possíveis alterações nos *timings* de activação em indivíduos cuja habilidade para executar movimentos rápidos esteja diminuída (Slijper et al., 2002).

Não foram encontradas diferenças significativas no deslocamento do tronco entre ambos os lados de cada indivíduo do Grupo 2, bem como, entre os indivíduos dos Grupos 1 e 2. Não foi também encontrada uma correlação significativa entre os *timings* de activação e o deslocamento do tronco nos dois grupos, com excepção das fibras superiores do trapézio esquerdo, o que poderá dever-se às alterações de alinhamento e distribuição de carga supra-citadas, ou ao SEM de 2,447 cm na análise cinemática, que poderá ter impedido a detecção de diferenças mais significativas. Devido a este facto, infere-se que o deslocamento do tronco poderá não ter sido utilizado como estratégia compensatória nos indivíduos do Grupo 2, o que poderá estar relacionado com a presença de APAs em alguns dos músculos estudados (dependendo do lado considerado).

Segundo Slijper et al. (2002), alguns estudos têm demonstrado uma preservação dos APAs em indivíduos pós-AVE, bem como, o aumento da latência de activação muscular particularmente no membro predominantemente afectado, ou ainda, a ausência dos mesmos na realização de movimentos em que os indivíduos foram instruídos para os executarem com a sua velocidade máxima, o que demonstra a variabilidade de padrões de activação muscular.

O presente estudo apresenta como limitações o reduzido tamanho amostral e validade externa, bem como, a ausência de cegueira dos participantes e dos observadores.

5. CONCLUSÃO

Foram encontradas diferenças significativas no grande dentado bilateralmente e fibras inferiores do trapézio esquerdo entre os grupos estudados. Por seu lado, o facto de não existirem diferenças significativas entre os lados de cada indivíduo dos grupos em estudo, aponta para a ausência de uma relação entre estes e a lateralidade nesta população. Para além disso, não foi encontrada uma relação significativa entre os *timings* de activação dos músculos em estudo e a velocidade.

6. REFERÊNCIAS

- Aruin, A. (2002). The organization of anticipatory postural adjustments. *Journal of Automatic Control*, 12, 31-37.
- Aruin, A., & Shiratori, T. (2004). The effect of the amplitude of motor action on anticipatory postural adjustments. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 455-462.
- Bailey, M., Riddoch, M., & Crome, P. (2004). Test-retest stability of three tests for unilateral visual neglect in patients with stroke: Star cancellation, line bisection, and the baking tray task. *Neuropsychological Rehabilitation*, 14 (4), 403-419.
- Barthélémy, S., & Boulinguez, P. (2002). Manual asymmetries in the directional coding of reaching: Further evidence for hemispatial effects and right hemisphere dominance for movement planning. *Exp Brain Res*, 147, 305-312.
- BIOPAC Systems, Inc. (n.d.). *ECG Artifact in EMG Signal*. Recuperado Março 6, 2010 de <http://www.biopac.com/FAQ-Details.asp?ID=233>.
- Canadian Stroke Network. (2010). *In Depth Review of Star Cancellation Test*. Recuperado Março 6, 2010 de http://www.medicine.mcgill.ca/stroking-assess/module_sct_indepth-en.html.
- Cirstea, M., & Levin, M. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, 123, 940-953.
- Coelho, P. (2006). *Assimetria Manual na Antecipação – Coincidência: Efeitos da Idade e da Complexidade da Tarefa*. Tese de Mestrado. Porto: Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.
- Dickstein, R., Shefi, S., Marcovitz, E. & Villa, Y. (2004). Anticipatory postural adjustments in selected trunk muscles in poststroke hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 261-267.
- Diederichsen, L., Norregaard, J., Dyhre-Poulsen, P., Winther, A., Tufekovic, G., Bandholm, T., Rasmussen, L., & Krogsgaard, M. (2007). The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 410-419.
- 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.
- Fridman, E., Hanakawa, T., Chung, M., Hummel, F., Leiguarda, R., & Cohen, L. (2004). Reorganization of the human ipsilesional premotor cortex after stroke. *Brain*, 127, 747-758.

- Garland, S., Gray, V., & Knorr, S. (2009). Muscle activation patterns and postural control following stroke. *Motor Control, 13*, 387-411.
- Guerreiro, M. (1998). *Contributo da Neuropsicologia para o Estudo das Demências*. (Dissertação de Doutoramento). Faculdade de Medicina de Lisboa: Lisboa.
- Kandel, E., Schwartz, J., & Jessell, T. (2000). *Principles of Neural Science*. Nova Iorque: McGraw-Hill.
- Latash, M., Aruin, A., Neyman, I., & Nicholas, J. (1995). Anticipatory postural adjustments during self inflicted and predictable perturbations in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry, 58*, 326-334.
- Levin, M., Michaelsen, S., Cirstea, C., & Roby-Brami, A. (2002). Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res, 143*, 171-180.
- Madeira, M. (1998). *Contributo para a Validação de uma Escala Funcional em Doentes Hemiplégicos por Acidente Vascular Cerebral – “Rivermead Motor Assessment”*. (Monografia de Final de Curso de Licenciatura em Fisioterapia). Escola Superior de Saúde de Alcoitão: Alcoitão.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Prog Neurobio, 38*, 35-56.
- Matias, R., Batata, D., Morais, D., Miguel, J., & Estiveira, R. (2006). Estudo do comportamento motor dos músculos deltóide, trapézio, e grande dentado durante a elevação do braço em sujeitos assintomáticos. *EssFisiOnline, 2* (4), 3-23.
- Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2006). Kinematic analysis of upper limbs and trunk movement during bilateral movement after stroke. *Arch Phys Med Rehabil, 87*, 1463-1470.
- Michaelsen, S., Luta, A., Roby-Brami, A., & Levin, M. (2001). Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke, 32*, 1875-1883.
- Reese, N. (1999). *Muscle and Sensory Testing*. Filadélfia: W. B. Saunders Company.
- Santos, P., & Correia, P. (2004). *A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano*. Cruz Quebrada: Faculdade de Motricidade Humana Edições.
- SENIAM. (n.d.). *Recommendations for Sensor Locations in Shoulder or Neck Muscles*. Recuperado Março 6, 2010 de <http://www.seniam.org/>.
- Shiratori, T., & Aruin, A. (2007). Modulation of anticipatory postural adjustments associated with unloading perturbation: Effects of characteristics of a motor action. *Exp Brain Res, 178*, 206-215.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2007). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Maryland: Lippincott Williams & Wilkins.
- Slijper, H., Latash, M., Rao, N., & Aruin, A. (2002). Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clinical Neurophysiology, 113*, 642-655.
- Takahashi, C., & Reinkensmeyer, D. (2003). Hemiparetic stroke impairs anticipatory control of arm movement. *Exp Brain Res, 149*, 131-140.
- Teyssèdre, C., Lino, F., Zattara, M., & Bouisset, S. (2000). Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. *Exp Brain Res, 134*, 435-440.
- Tyler, A., & Karst, G. (2004). Timing of muscle activity during reaching while standing: Systematic changes with target distance. *Gait & Posture, 20*, 126-133.
- Tyler, A., & Hasan, Z. (1995). Qualitative discrepancies between trunk muscle activity and dynamic postural requirements at the initiation of reaching movements performed while sitting. *Exp Brain Res, 107*, 87-95.
- Zachowski, K., Dromerick, A., Sahrman, S., Thach, W., & Bastian, A. (2004). How do strenght, sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis. *Brain, 127*, 1035-1046.