

# Coactivação entre os Músculos Solear e Tibial Anterior na Marcha de Indivíduos Pós Acidente Vascular Encefálico Crónico

A L Tinoco<sup>1</sup>, A Sousa<sup>2</sup>, A Silva<sup>1</sup>, C Silva<sup>4</sup> & R Santos<sup>5</sup>

<sup>1,2,3,4</sup> Departamento de Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto,

Vila Nova de Gaia, Portugal

<sup>5</sup> Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal

<sup>1</sup> [analdtinoco@gmail.com](mailto:analdtinoco@gmail.com), <sup>2</sup> [asp@estps.ipp.pt](mailto:asp@estps.ipp.pt), <sup>3</sup> [smaugustaa@gmail.com](mailto:smaugustaa@gmail.com), <sup>4</sup> [ccs@estsp.ipp.pt](mailto:ccs@estsp.ipp.pt),  
<sup>5</sup> [rss@estsp.ipp.pt](mailto:rss@estsp.ipp.pt)

## RESUMO

**Objectivos:** Estudar a magnitude e duração da coactivação entre o tibial anterior e solear na marcha de indivíduos pós acidente vascular encefálico crónico. **Métodos:** Foram analisadas duas amostras - uma com seis indivíduos hemiparéticos e outra com oito sujeitos saudáveis. Foi estudada a sua actividade electromiográfica na fase de apoio, bem como as forças de reacção do solo. **Resultados:** Verificou-se uma tendência para durações de coactivação superiores nos indivíduos com patologia, bem como um aumento da actividade do solear na primeira fase do apoio. **Conclusão:** Encontraram-se diferenças na duração e magnitude da coactivação na marcha dos indivíduos com patologia.

**Palavras-Chave:** Acidente vascular encefálico, coactivação, marcha, forças de reacção do solo, actividade electromiográfica.

## ABSTRACT

**Aims:** Verify the existence of intensity and time alterations between tibialis anterior and soleus activity during gait in chronic stroke patients. **Methods:** Two samples were analyzed - one with six stroke patients and another with eight healthy controls. Electromyographic activity during stance phase and ground reaction forces were studied. **Results:** A tendency to higher coactivation times and an increase in soleus intensity, during the first part of stance, were observed. **Conclusion:** Chronic stroke patients had time and intensity differences during gait.

**Keywords:** Stroke, coactivation, gait, ground reaction forces, electromyographic activity.

## 1. INTRODUÇÃO

A coactivação muscular agonista/antagonista é fundamental para a estabilidade postural durante a marcha. No entanto, uma coactivação excessiva pode resultar numa progressiva modificação da actividade muscular, particularmente na presença de alterações neurológicas, nomeadamente no Acidente Vascular Encefálico (AVE) (Busse, Wiles, & Deursen, 2006).

Em Portugal, o AVE é um grave problema de saúde pública, representando a primeira causa de morbilidade (Oliveira et al., 2010). É elevado o número de indivíduos que apresentam alterações do padrão de marcha e que influenciam, significativamente, a participação em comunidade (Higginson, Zajac, Neptune, Kautz, & Delp, 2006). Apesar da variabilidade das repercussões subjacentes, vários indivíduos perdem o controlo selectivo da actividade muscular (Turns, Neptune, & Kautz, 2007). Tal decorre, entre outros factores, de uma coactivação excessiva (Carr and Shepherd 2008). A maioria destes sujeitos apresenta alterações do controlo motor da musculatura do tornozelo (Neckel, Nichols, Pelliccio, & Hidler, 2006), explicadas, parcialmente, por uma alteração dos mecanismos de coactivação agonista/antagonista, em termos temporais e de magnitude da actividade muscular (Higginson, Zajac, Neptune, Kautz, & Delp, 2006; Lamontagne, Malouin, Richards, & Dumas, 2001; Lamontagne, Richards, & Malouin, 2000). Frequentemente, é referido um aumento da coactivação entre os dorsiflexores e flexores plantares no membro predominantemente afectado (MPA) (Carr & Shepherd, 2008; Higginson et

al., 2006; Lamontagne et al., 2001; Lamontagne et al., 2000) que parece justificar, em parte, alterações também presentes nos padrões de actividade do membro contra-lateral (M. B. Bowden, C; Neptune, R; Kautz, S, 2005; Lamontagne et al., 2000). Consequentemente, as forças de reacção do solo (FRS) demonstram assimetrias substanciais em ambos os membros, com diferenças significativas no ataque ao solo e impulsão (M. Bowden, Balasubramanian, Neptune, & Kautz, 2005; Turnes, Neptune, & Kautz, 2007). Frequentemente, no membro predominantemente afectado, ocorre um aumento da fase de travagem e um decréscimo da impulsão, acompanhado de um provável aumento compensatório da impulsão no membro contra-lateral (Turnes, Neptune, & Kautz, 2007). Tais mecanismos contribuem uma alteração significativa da performance funcional da marcha (Carr & Shepherd, 2008; Lamontagne et al., 2001; Ricamato & Hidler, 2005).

Os vários estudos, neste âmbito, reportam-se, maioritariamente à análise da actividade electromiográfica (aEMG) do tornozelo entre o tibial anterior (TA) e gastrocnémios (GAS). Apesar de Higginson, Zajac et al (2006) afirmarem a existência de uma activação prematura do solear (SOL) no MPA, desconhece-se o estudo da coactivação entre TA e SOL durante a FA (fase de apoio) da marcha, de ambos os membros inferiores (MIs). Deste modo, os objectivos deste estudo são:

- Comparar a duração e a magnitude da coactivação entre o SOL e TA, durante a FA, entre o membro predominantemente afectado e contra-lateral dos indivíduos com hemiparésia pós-AVE crónico;
- Comparar a duração e a magnitude da coactivação do SOL e TA durante a FA, entre sujeitos com patologia e indivíduos saudáveis;

Embora não conste nos objectivos principais de trabalho, pretende-se comparar a magnitude das FRS entre ambos os membros destes sujeitos e entre ambos os grupos de estudo.

## 2. MÉTODOS

### 2.1 Amostra

Este estudo é do tipo observacional analítico transversal. A população compreendeu indivíduos com sequelas de AVE crónicas do Porto e Braga. A população alvo foi constituída por pacientes de uma clínica privada de Vila Nova de Famalicão. Fizeram parte da amostra seis indivíduos (4 homens e 2 mulheres) com patologia que sofreram, há mais de 3 meses (Eng, 2006), um AVE isquémico, no território da artéria cerebral média (Lamontagne et al., 2001; Mauritz, 1997). Oito indivíduos saudáveis (4 mulheres e 4 homens), residentes em Braga e no Porto, e de idade e características antropométricas semelhantes aos anteriormente referidos (Tabela 1) constituíram um grupo de controlo. Ambos os grupos foram organizados de forma não probabilística voluntária.

**Tabela 1: Características dos sujeitos de ambos os grupos estudados (F – feminino; M – masculino; E – esquerdo; D – direito; PA – membro predominantemente afectado; MA – membro menos afectado).**

A. Sujeitos com patologia (n=6)	Género (F;M)	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (kg)	Velocidade da marcha (m/s)	Lado PA (E;D)	Tempo de evolução (meses)	Fugl-Meyer - membro inferior (0-34)	
								PA	MA
Média		55,8	160,0	85,5	0,57		17,6	26,2	32
Desvio padrão (D.P.)	2 F	7,1	8,1	21,3	0,29	4 E	32,03	5,4	0,0
Mínimo	4 M	46	150	71,9	0,27	2 D	6	18	32
Máximo		63	168	111,5	1		91	31	32
B. Sujeitos controlo (n=8)	Género (F;M)	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (kg)	Velocidade da marcha (m/s)				
Média		53,8	164,1	66,5	1,2				
D.P.	5 F	7,4	4,8	9,9	0,3				
Mínimo	5 M	45	156	52,7	0,9				
Máximo		64	172	81,4	1,7				

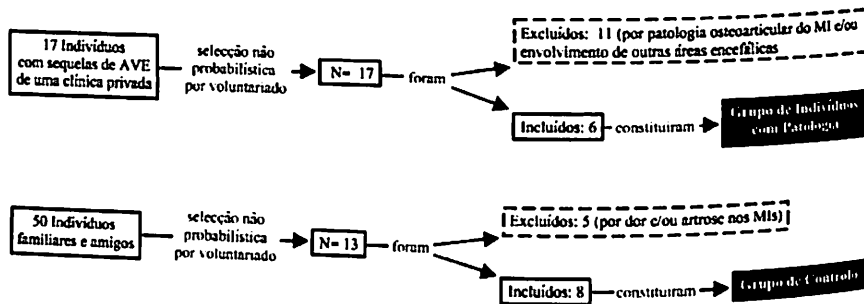


Figura 1 – Processo de selecção dos indivíduos constituintes de ambas as amostras.

Os critérios de inclusão para os indivíduos com patologia incluíram: ter sofrido um AVE único e unilateral (Lamontagne et al., 2001; Lamontagne et al., 2000), de carácter isquémico, com envolvimento da artéria cerebral média; ser capaz de realizar marcha de, pelo menos, 10 metros, sem a utilização de equipamento auxiliar (Lamontagne et al., 2000) e ter um envolvimento motor, indicado por um valor inferior a 34 (valor máximo) na secção do MI da versão portuguesa da escala *Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke* (Lamontagne et al., 2001; Neckel, Nichols, Pelliccio, & Hidler, 2006). Pacientes com envolvimento, concomitante, do tronco cerebral e cerebelo foram excluídos (Lamontagne et al., 2001; Lamontagne et al., 2000), bem como com alterações da sensibilidade (Mauritz, 1997). Critérios de exclusão adicionais para ambos os grupos incluíram problemas cognitivo e de comunicação, identificados pela *Mini Mental State Examination*, (Lamontagne et al., 2001; Lamontagne et al., 2000; Mauritz, 1997), história de tonturas e de doença neurológica anterior, condições cardiovasculares, metabólicas, reumáticas e/ou ortopédicas que poderiam influenciar a locomoção (Eng, 2006; Lamontagne et al., 2001; Lamontagne et al., 2000; Mauritz, 1997; Neckel, Nichols, Pelliccio, & Hidler, 2006). A Figura 1 ilustra o processo de selecção de ambos os grupos.

## 2.2 Instrumentos

Para a selecção e caracterização da amostra foi aplicado um questionário, com o qual foram excluídos indivíduos que preenchiam algum dos respectivos critérios. Previamente, foi realizado um estudo piloto para verificar a aplicabilidade deste instrumento, tendo sido empregue em 6 indivíduos de idade compreendida entre os 45 e os 53 anos. De forma a confirmar e caracterizar o envolvimento motor dos MIs dos indivíduos com patologia, foi aplicada a secção do MI da versão adaptada para a população portuguesa da *Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke* (validade de conteúdo, confirmada por um coeficiente de correlação médio entre scores, de 0,88 (Fugl-Meyer, Jaasko, & Leyman, 1975) e validade de construção de 0,85 ( $p < 0,01$ ) testada pelo coeficiente de correlação de Pearson (Wood-Dauphinee, Williams, & Shapiro, 1990). Problemas cognitivos foram identificados pela aplicação da versão adaptada para a população portuguesa da *Mini Mental State Examination* (MMSE).

Para a análise das FRS, foi utilizada uma plataforma de forças Bertec Corporation, modelo FP4060-10 (com sede em 6171 Huntley Rd., Suite J, Columbus, OH 43229, EUA), ligada a um amplificador Bertec AM 6300, com ganhos predefinidos e uma frequência de amostragem de 1000 Hz. O amplificador encontra-se ligado a um conversor analógico/digital de 16 bits, marca Biopac MP 150 Workstation (Biopac Systems Inc., sede em 42 Aero Camino, Goleta, California 93117, EUA) (Fiabilidade intrasujeito: Coeficiente de Variação (CV) < 12,5% (White, Agourisa, Selbie, & Kirkpatrick, 1999).

A aEMG do TA e SOL foi registada através de Electromiografia de Superfície (EMGs), com recurso a: dois eléctrodos activos de cloreto de prata, modelo TSD 150, de configuração bipolar e circular, de 20 mm entre as duas superfícies de detecção, com um diâmetro de 11,4mm, impedância de entrada de 100M $\Omega$  e CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) de 95dB; um eléctrodo de terra. O sinal electromiográfico foi recolhido e tratado pelo Sistema Biopac MP150 Workstation (Fiabilidade intrasujeito do electromiograma: CV=9%  $\pm$  7% (Carvalho et al., 2008)). Para o cálculo da velocidade média da marcha em cada ensaio, foi utilizado o sistema Brower Timing, modelo IRD-T175 (Utah, EUA). Os sinais obtidos pela plataforma de forças e pelo electromiograma foram processados pelo *software Acqknowledge*®, versão 3.9, para o sistema MP150.

Previamente, foi realizado um estudo piloto com dois indivíduos saudáveis não incluídos na amostra e seleccionados de acordo com os critérios de inclusão para o grupo de controlo.

### 2.3 Procedimentos

O estudo foi desenvolvido no Centro de Estudos de Movimento e Actividade Humana (CEMAH) da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, entre os meses de Maio e Julho de 2010.

Inicialmente, foram explicados, a cada participante, os objectivos e os procedimentos do estudo.

#### 2.3.1 Preparação

De forma a reduzir a resistência eléctrica, procedeu-se a uma preparação cuidadosa da pele de ambos os MIs dos sujeitos com patologia e de um MI, seleccionado aleatoriamente, dos sujeitos controlo. (Lamontagne et al., 2001; Lamontagne et al., 2000). Foram removidos os pêlos da área de colocação dos eléctrodos e retirada a superfície morta da pele com uma lixa apropriada (Lamontagne et al., 2001; Lamontagne et al., 2000; Turns, Neptune, & Kautz, 2007). A pele foi limpa com álcool, de modo a que a resistência eléctrica fosse menor que 5 K $\Omega$  (Criswell, 2010). Os eléctrodos de recolha foram colocados, segundo as Recomendações Europeias para a Electromiografia de Superfície (SENIAM). Para o TA, colocou-se no primeiro 1/3 da linha que une a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior do maléolo medial; para o SOL, nos primeiros 1/3 da linha que une o cóndilo medial do fémur e o maléolo medial. A colocação respeitou a orientação típica das fibras musculares. O eléctrodo terra foi colocado sobre o olecrâneo. Os eléctrodos foram testados para controlar o ruído electromiográfico e possíveis interferências. Os sensores para medição do tempo de marcha foram colocados antes e após a plataforma de forças, com uma distância entre si de 3 metros, de modo a monitorizar o tempo dispendido em pelo menos 3 ciclos de marcha (Arendt-Nielsen & Sinkjaer, 1991).

#### 2.3.2 Recolha dos Dados

Os indivíduos foram instruídos, após um comando verbal, a realizar marcha à sua velocidade habitual, nos 3 metros que mediavam os sensores. Foi solicitado que, durante a tarefa, realizassem, pelo menos, uma FA completa na plataforma, com o membro no qual se procedia ao registo EMG. Realizou-se um número de repetições tal que permitisse a obtenção de 3 ensaios satisfatórios. Nos indivíduos com patologia, ambos os membros foram avaliados separadamente. Todos os sujeitos realizaram os ensaios experimentais descalços. A ordem de recolha dos dados foi aleatória, de modo a controlar um possível efeito da ordem ou de aprendizagem. Previamente, os sujeitos tiveram a oportunidade de treinar a tarefa.

#### 2.3.3 Processamento dos Dados

O sinal bruto electromiográfico foi filtrado com um filtro de baixas frequências de 20Hz e um filtro de altas frequências de 500Hz (Lamontagne et al., 2001; Lamontagne et al., 2000). Foi adicionalmente aplicado um filtro de alta frequência de 10 Hz (Lamontagne et al., 2001; Lamontagne et al., 2000). De seguida, procedeu-se à rectificação da curva e suavização através de um filtro de baixa frequência de 20 Hz (Lamontagne et al., 2001; Lamontagne et al., 2000). Para verificar o início da aEMG, inicialmente, foi identificado o valor de actividade basal. Para tal, seleccionou-se, por conveniência, um intervalo de 500 milissegundos (ms) antes da FA registada pela plataforma e no qual se procurou um intervalo de 50 ms com a menor aEMG (Arain, Nicholas, & Latash, 1997). Deste registou-se o valor médio dessa actividade definindo-se como o valor basal de actividade para o TA e SOL. Definiu-se que a actividade muscular estaria presente quando se verificasse um valor de aEMG 2 desvios padrão acima do valor basal, durante um tempo igual ou superior a 25 ms (Ricamato & Hidler, 2005; Turns, Neptune, & Kautz, 2007). O sinal da plataforma de forças foi filtrado com um filtro de baixa frequência de 20 Hz. Foram calculados os picos de forças de ataque ao solo e de impulsão. Estes foram normalizados ao peso e velocidade dos indivíduos (Turns, Neptune, & Kautz, 2007). A FA analisada foi dividida em duas partes equitativas, de forma a avaliar a aEMG, separadamente, nos dois eventos principais da FA - ataque ao solo e impulsão (Gjelsvik, 2008). Foi contabilizado o tempo de actividade simultânea do TA e SOL e a sua magnitude em ambos os 50% da FA estudada. A duração da coactivação foi, posteriormente, normalizada à duração da subfase de apoio em questão e convertida numa percentagem (%). A aEMG foi quantificada através do indicador *root mean square* (RMS)(Billot, Simoneau, Hoecke, & Martin, 2010). Procedeu-se à normalização do sinal pelo valor máximo da aEMG, de cada músculo, obtido durante cada ensaio realizado (Lamontagne et al., 2000; Ricamato & Hidler, 2005).

Calculou-se a média aritmética dos valores obtidos para cada variável, nos 3 ensaios realizados.

## 2.4 Ética

Todos os indivíduos foram informados acerca do estudo, segundo a Declaração de Helsinquia, tendo dado o seu consentimento. O anonimato e a confidencialidade foram mantidos ao longo de toda a investigação. Foi obtida, igualmente, a autorização do Secretariado da Presidência da ESTSP para a realização do estudo no CEMAH, com recurso ao equipamento disponível no mesmo.

## 2.5 Estatística

Foi utilizado o software SPSS® (*Statistical Package for Social Sciences*), versão 17.0.

Foi testada a homogeneidade dos grupos, relativamente à idade e características antropométricas, através da aplicação do *Mann-Whitney Test* (U). Recorrendo à estatística descritiva, calcularam-se medidas de tendência central e dispersão para as FRS, duração da FA, duração da subfase de apoio total, tempo de coactivação TA/SOL e magnitude da aEMG para os indivíduos controlo e com patologia, em ambas as metades da FA analisadas. Tendo em conta o diminuto tamanho amostral de ambos os grupos ( $n < 10$ ), foi assumido que as variáveis não seguiam a distribuição normal. Deste modo, aplicou-se o *Wilcoxon Signed Rank Test* (Z) para: comparar a duração e a magnitude da coactivação TA/SOL entre o membro predominantemente afectado e o contra-lateral e comparar a magnitude das FRS entre ambos os membros destes sujeitos. Para a comparação, entre os sujeitos com patologia e os indivíduos controlo, das variáveis anteriormente citadas, procedeu-se à aplicação do *Mann-Whitney Test* (U). O intervalo de confiança utilizado foi de 95%, com um nível de significância de 0,05.

## 3. RESULTADOS

Ambos os grupos apresentaram homogeneidade relativamente à idade e altura (Tabela 2). No entanto, existiram diferenças nas distribuições dos pesos entre os mesmos ( $p = 0,029$ ). Tal facto poderia influenciar os resultados relativos à magnitude das FRS entre os grupos. No entanto, os mesmos foram normalizados ao peso, de forma a possibilitar conclusões sem a presença deste viés.

### 3.1 Magnitude da Coactivação

No grupo controlo, verificaram-se diferenças na magnitude da actividade entre o TA e SOL na primeira metade da FA ( $p = 0,039$ ;  $Z = -1,820$ ). No entanto, nos indivíduos com patologia registaram-se diferenças durante a segunda metade da FA, quer no membro predominantemente afectado (MPA) ( $p = 0,034$ ;  $Z = -1,852$ ) quer no contra-lateral ( $p = 0,001$ ;  $Z = 2,919$ ). Dados da estatística descritiva, complementaram esta informação, sugerindo uma actividade do TA e SOL inferior em ambos os membros dos sujeitos com patologia (Figura 2), comparativamente com o grupo controlo, exceptuando a actividade do SOL durante a primeira parte da FA, que é superior aos valores encontrados no outro grupo.

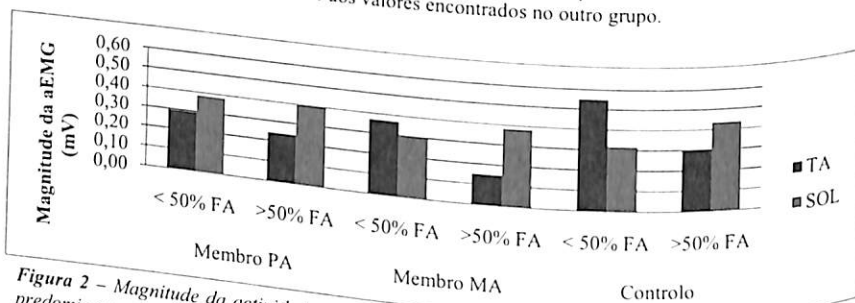


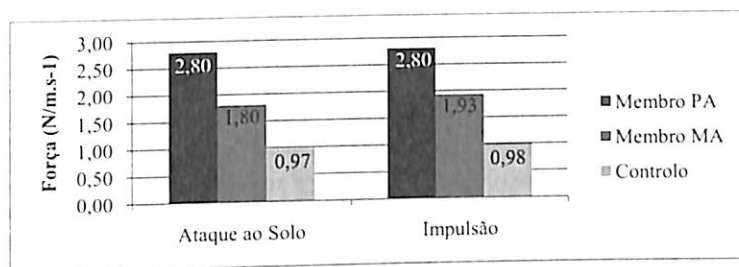
Figura 2 – Magnitude da actividade electromiográfica (aEMG) do TA e SOL mensurada nos membros predominantemente afectado (PA) e menos afectado (MA) dos indivíduos com patologia e no grupo controlo, na primeira e segunda parte da fase de apoio (< 50% Fase de Apoio; > 50% da fase de apoio, respectivamente).

### 3.2 Duração da Coactivação

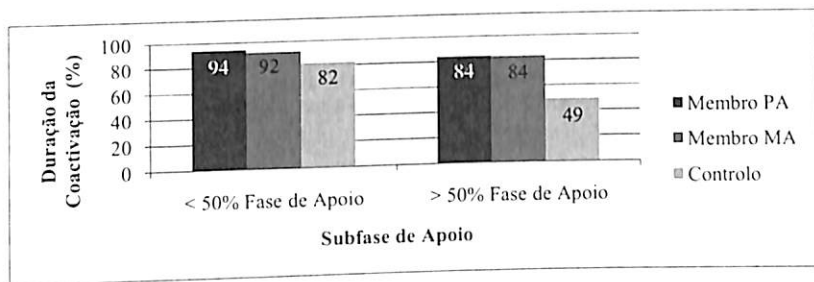
Entre o MPA e o contra-lateral não se verificaram diferenças na duração da coactivação, em toda a FA ( $p > 0,05$ ). Da mesma forma, não foram encontradas diferenças comparativamente com o grupo controlo. No entanto, a estatística descritiva apontou para a tendência de tempos de coactivação superiores nos indivíduos com patologia, em ambos os membros, especialmente na segunda parte da FA (Figura 3).

### 3.3 Forças de Reacção do Solo

Não se verificaram diferenças nas forças de ataque ao solo e de impulsão entre os MIs dos indivíduos com patologia. Da mesma forma, não se verificaram diferenças entre os dois grupos. No entanto, através da estatística descritiva, provou-se uma tendência para forças de ataque ao solo e impulsão superiores nos indivíduos com patologia, principalmente, no MPA (Figura 4).



**Figura 3** – Duração da coactivação, em percentagem, mensurada nos membros predominantemente afectado (PA) e menos afectado (MA) dos indivíduos com patologia e no grupo controlo, na primeira e segunda parte da fase de apoio (< 50% Fase de Apoio; > 50% da Fase de Apoio, respectivamente).



**Figura 4** – Forças de reacção do solo nos membros predominantemente afectado (MPA) e menos afectado (MMA) dos indivíduos com patologia e no grupo controlo.

## 4. DISCUSSÃO

Assumindo que o grupo de controlo apresentava um padrão típico de actividade muscular verificou-se, tal como vários autores provaram anteriormente, a existência de uma duração da coactivação superior na primeira parte da FA. Tal facto é compreensível, tendo em conta a necessidade de uma actividade excêntrica do SOL ajustada, de modo a controlar a actividade dorsiflexora e promover um ataque ao solo estável (Simon, Mann, Hagy, & Larsen, 1978). No entanto, nos indivíduos com patologia registou-se um aumento da duração da coactivação em ambos os membros durante a FA, facto parcialmente explicado por uma alteração da actividade neural ipsi e contra-lateral decorrente da lesão encefálica que acarreta, por isso, consequências em ambos os membros (Lamontagne et al., 2001).

Não só a duração da coactivação TA/SOL se encontrou alterada, como também a sua magnitude. Primeiro, nos indivíduos com patologia verificaram-se, em geral, níveis de actividade muscular inferiores comparativamente com o grupo controlo e que, claramente, podem ser explicados por uma diminuição do recrutamento de unidades motoras (Gjelsvik, 2008) e pela adopção de um estilo de vida mais sedentário, apontado como responsável pela diminuição da geração de força nestes indivíduos (Eng, 2006). No entanto, verificou-se uma actividade do SOL superior à do TA na primeira fase do apoio MPA, tal como

referido por vários autores (Higginson et al., 2006). Apesar de não existirem fundamentos totalmente elaborados que justifiquem este facto, crê-se que uma alteração da actividade do sistema vestibular (SV) o possa explicar. Sabe-se que este apresenta uma capacidade de resposta muito rápida, principalmente durante a marcha, influenciando a actividade da musculatura anti-gravitica, nomeadamente do SOL (Cleave & Shall, 2006). Apesar de serem raras as lesões do sistema nervoso central (SNC) que afectam directamente o SV, este é constantemente envolvido de forma indirecta (Gjelsvik, 2008). Em casos de AVE no território da artéria cerebral média (ACM), frequentemente, há o atingimento do sistema corticoespinal lateral, responsável pela actividade dorsiflexora. Tal conduz a uma resposta inadequada do SV, traduzindo-se num aumento da actividade do SOL. Este facto desencadeia, por mecanismos de inibição recíproca, uma diminuição da actividade do TA na primeira fase do apoio, explicando também padrões atípicos de coactivação agonista/antagonista (Lyubchinski, Person, & Pantseva, 1991).

Compreendem-se, assim, as alterações encontradas nas FRS. Maiores forças de ataque ao solo nos sujeitos com patologia, principalmente no MPA poderão resultar de um aumento da actividade do SOL, factor que aumenta a travagem durante o ataque ao solo (Turns, Neptune, & Kautz, 2007). Já relativamente à impulsão, verificou-se um aumento da mesma em ambos os membros dos indivíduos com patologia. Não era expectável tal ter ocorrido no MPA. Sabe-se que, decorrente de um aumento da força de ataque ao solo, a capacidade de gerar um pico de impulsão é menor, conduzindo, normalmente a uma impulsão compensatória do membro menos afectado, facto verificado muito ligeiramente nesta amostra. Embora não exista uma explicação aparente para o aumento da força de impulsão MPA, vários são os autores que referem a influência da actividade de outros grupos musculares na geração desta força, nomeadamente os da anca (Turns, Neptune, & Kautz, 2007).

Apesar de os resultados serem apenas válidos para a amostra analisada, quer devido ao reduzido tamanho amostral quer ao facto da estatística inferencial não apontar diferenças significativas, os valores obtidos pela estatística descritiva coincidiram, maioritariamente, com estudos anteriores.

Devido às dimensões do local de recolha, não foi possível analisar parâmetros espaço-temporais, como a largura e comprimento do passo, factores largamente documentados como influenciadores da aEMG e FRS durante a marcha (Stefano, Burridge, Yule, & Allen, 2004). Futuros estudos deverão contemplar a análise destes parâmetros, tendo em vista o conhecimento da sua influência na aEMG do tornozelo e nas FRS.

Tendo em consideração que a análise isolada da dinâmica do tornozelo poderá não revelar todos os factores envolvidos nos mecanismos de coactivação durante a FA, seria pertinente estudar a influência da dinâmica de outras articulações conjuntamente, nomeadamente da anca e do joelho, pois podem constituir-se potenciais vieses de resultados.

Neste trabalho foram estudados indivíduos com tempos de evolução da patologia consideravelmente diferentes. Tal facto poderá ter sido um factor influenciador, na medida em que longos tempos de evolução poderão estar associados a alterações biomecânicas, nomeadamente do SOL, que consequentemente influenciam a actividade do TA (Gjelsvik, 2008). Além disso, alterações biomecânicas estão, geralmente, associadas a uma diminuição das amplitudes articulares, factor que se sugere estar correlacionado com um aumento da coactivação, por aumento da solicitação mecânica dos receptores articulares em amplitudes no qual não seria suposto tal ocorrer, levando a um aumento da actividade agonista/antagonista (Maganaris, Baltzopoulos, & Sargeant, 1998).

Seria importante avaliar a influência de outros dorsiflexores e flexores plantares na obtenção do sinal EMG do TA e SOL, de modo a controlar o sinal cruzado e compreender a sinergia entre os mesmos.

Não obstante tais factos, este trabalho constituiu um ponto forte na compreensão dos mecanismos subjacentes à actividade do TA e SOL e suas possíveis relações com as FRS, tendo sido selectivo no estudo da coactivação apenas em AVE do território da ACM, encarando a influência significativa de diferentes estruturas e funções cerebrais na marcha. Ao abordar a actividade de ambos os membros dos sujeitos com patologia, demarcou, também, a importância da avaliação das repercussões de um AVE como um todo e numa interdependência.

## 5. CONCLUSÃO

Com este estudo, verificou-se que os indivíduos com sequelas crônicas de AVE apresentam uma tendência para um padrão atípico de coativação entre o TA e SOL em ambos os membros, quer em duração quer em magnitude, facto que poderá estar relacionado com alterações existentes nas FRS. Demarca-se, deste modo, a relevância de considerar a coativação como um elemento a controlar durante a reabilitação.

## 6. REFERÊNCIAS

- Arendt-Nielsen, L., & Sinkjaer, T. (1991). Quantification of human dynamic muscle fatigue by electromyography and kinematic profiles. *J. Electromyography and Kinesiology*, 1, 1-8.
- Aruin, A., Nicholas, J., & Latash, M. (1997). Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. *Chical Biomechanics*, 12(1), 52-59.
- Billot, M., Simoneau, E., Hoecke, J., & Martin, A. (2010). Coactivation at the ankle joint is not sufficient to estimate agonist and antagonist mechanical contribution. *Muscle & Nerve*, 511-518.
- Bowden, M., Balasubramanian, C., Neptune, R., & Kautz, S. (2005). Anterior-Posterior Ground Reaction Forces as a Measure of Paretic Leg Contribution in Hemiparetic Walking. *Stroke*, 872-877.
- Busse, M., Wiles, C., & Deursen, R. (2006). Co-activation: its association with weakness and specific neurological pathology. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.
- Carr, J., & Shepherd, R. (2008). Marcha. In *Reabilitação Neurológica - otimizando o desempenho motor* (pp. 97-129). São Paulo: Manole.
- Carvalho, L., Nunesmaia, M., Ferreira, J., Borges, L., Lopes, S., Gonçalves, J., et al. (2008). *Estudo da Variabilidade do Electromiograma (EMG) em Indivíduos Jovens Saudáveis*. Paper presented at the 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
- Cleave, S., & Shall, M. (2006). A critical period for the impact of vestibular sensation on ferret motor development. *J Vestib Res.*, 16((4-6)), 179-186.
- Criswell, E. (2010). Instrumentation. In J. a. B. Publishers (Ed.), *Cram's Introduction to Surface Electromyography* (2ª ed., pp. 35-64). Sudbury.
- Eng, C. T. J. (2006). Gait initiation is dependent on the function of the paretic trailing limb in individuals with stroke. *Gait & Posture*, 24, 424-428.
- Fugl-Meyer, A., Jaasko, L., & Leyman, I. (1975). The post-stroke hemiplegic patient, I: a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med*(7), 13-31.
- Gjelsvik, B. (2008). Applied Neurophysiology. In B. Gjelsvik (Ed.), *The Bobath Concept in Adult Neurology* (pp. 5-66). Stuttgart: Thieme.
- Higginson, J., Zajac, F., Neptune, R., Kautz, S., & Delp, S. (2006a). Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *Journal of Biomechanics*, 1769-1777.
- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., & Dumas, F. (2001). Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait and Posture*, 244-255.
- Lamontagne, A., Richards, C., & Malouin, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 407-415.
- Lyubchinskii, É., Person, R., & Pantseva, R. (1991). Recurrent inhibition in patients with a lesion of the central nervous system. *Neuroscience and Behavioral Physiology*, 21(1), 7-11.
- Maganaris, C., Baltzopoulos, V., & Sargeant, A. (1998). Differences in Human Antagonistic Ankle Dorsiflexor Coactivation Between Legs; Can they Explain the Moment Deficit in the Weaker Plantarflexor Leg? *Experimental Physiology*(83), 843-855.
- Neckel, N., Nichols, D., Pelliccio, M., & Hidler, J. (2006a). Quantification of functional weakness and abnormal synergy patterns in the lower limb of individuals with chronic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.
- Oliveira, V., Sá, A., Silva, E., Moura, I., Lopes dos Reis, J., Barbosa, M., et al. (2010). Introdução. In *Acidente Vascular Cerebral - Itinerários Clínicos* (pp. 2-9). Lisboa: Lidel.

- Ricamato, A., & Hidler, J. (2005). Quantification of the dynamic properties of EMG patterns during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*(15), 384-392.
- Simon, S., Mann, R., Hagy, J., & Larsen, L. (1978). Role of Calf Muscles in Normal Gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 60(4), 465-471.
- Stefano, A., Burridge, J., Yule, V., & Allen, R. (2004). Effect of gait selection on EMG analysis during walking in adults and children with gait pathology. *Gait and Posture*. 20, 92-101.
- Turns, L., Neptune, R., & Kautz, S. (2007a). Relationships Between Muscle Activity and Anteroposterior Ground Reaction Forces in Hemiparetic Walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 1127-1135.
- White, R., Agourisa, I., Selbie, R. D., & Kirkpatrickb, M. (1999). The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait *Clinical Biomechanics*. 14, 185-192.
- Wood-Dauphinee, S., Williams, J., & Shapiro, S. (1990). Examining outcome measures in a clinical study of stroke. *Stroke*(21), 731-739.