

Sara Isabel Souto Farias

---

**Intervenção em fisioterapia, baseada no conceito de  
*Bobath*, consegue influenciar os APA's da tibio-  
társica?**

Sujeitos com acidente vascular encefálico e com alteração do  
controlo postural do Complexo Lombo Pélvico Coxas.

**Série de estudos de casos**

**Orientador: Professora Doutora Augusta Silva**

Co-orientador: Andreia Sousa e Rubim Santos

Unidade Curricular de Projeto em Fisioterapia

Mestrado em Fisioterapia

Opção Neurologia

Setembro 2016



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

**Sara Isabel Souto Farias**

**Intervenção em fisioterapia, baseada no conceito de *Bobath*,  
consegue influenciar os APA's da tibio-társica?**

Sujeitos com acidente vascular encefálico e com alteração do controlo postural  
do Complexo Lombo Pélvico Coxas.

**Série de estudos de casos**

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto para o cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Neurologia, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Maria Augusta Ferreira da Silva e sob coorientação da Professora Doutora Andreia Sousa e do Professor Doutor Rubim Santos.

**Setembro de 2016**

# **Intervenção em fisioterapia, baseada no conceito de *Bobath*, consegue influenciar os APA's da tibio-társica?**

Sujeitos com acidente vascular encefálico e com alteração do controlo postural do Complexo Lombo Pélvico Coxas.

## **Série de estudos de casos**

**Sara Farias<sup>1</sup>, Andreia Sousa<sup>2</sup>, Rubin Santos<sup>3</sup>, Augusta Silva<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

<sup>2</sup>ATCFT – Área Técnico-Científica de Fisioterapia

<sup>3</sup>ATCF – Área Técnico-Científica da Física

**sara.soutofarias@gmail.com<sup>1</sup>**

### **Resumo**

**Introdução:** Sujeitos pós-AVE apresentam frequentemente alterações do controlo postural do Complexo Lombo Pélvico Coxas (CLPC), que podem influenciar os ajustes posturais antecipatórios (APA's). Este controlo postural é fundamental para assegurar a independência funcional e a participação social. **Objetivo:** Verificar, num grupo de participantes com AVE e com alterações do controlo postural do CLPC, se face à intervenção em fisioterapia, ocorreram alterações no comportamento e nos tempos de variação da atividade muscular do tibial anterior (TA) e do solear (SOL) em ambos os membros inferiores, no intervalo atribuído aos APA's, nas sequências de movimento: sentado para posição de pé, posição de pé para sentado e início da marcha. **Métodos:** 6 participantes com história de AVE, no território da artéria cerebral média (ACM), realizaram uma intervenção em fisioterapia segundo o conceito de *Bobath*, tendo ocorrido dois momentos de avaliação, um momento inicial (M0) e outro momento (M1), após 3 meses. Em ambos os momentos foi recolhida, através da eletromiografia de superfície, a atividade muscular do músculo TA e SOL do lado contralesional e do lado ipsilesional. **Resultados:** O início da marcha e a sequência da posição de pé para sentado, foram as que demonstraram maiores modificações de variação da atividade dos músculos TA e SOL entre M0 e M1, tendo surgindo de forma aparentemente mais consistente no lado contralesional. **Conclusão:** Face à intervenção em fisioterapia com base no conceito de *Bobath*, foi possível observar alterações no comportamento e nos tempos de variação da atividade dos músculos TA e SOL (ipsilesional e contralesional), em diferentes sequências de movimento.

**Palavras-chave:** Acidente Vascular Encefálico; Complexo Lombo Pélvico Coxas; Ajustes posturais antecipatórios; Eletromiografia; Fisioterapia.

## **Abstract.**

**Introduction:** Post-stroke subjects often present a postural control impairment of the Lumbo Pelvic Hip Complex (LPHC) that can influence the anticipatory postural adjustments (APA's). Postural control is important both to ensure the independence and social participation of this subjects, and also the accomplishment of several functional activities. **Objectives:** Verify, in a group of post-stroke participants with postural control impairment of the LPHC if after a physiotherapy intervention there are differences in the behavior and variation times of the muscular activity in the Tibialis Anterior (TA) and Soleous (SOL) (contralesional and ipsilesional) during the time window where APA's occur, in movement sequences as: Sit to Stand, Stand to Sit and Gait Initiation. **Methods:** 6 subjects with stroke in the middle cerebral artery territory (MCA), were subjected to a physiotherapy intervention based on the *Bobath* concept, and were evaluated in two different moments: an initial moment (M0) and another moment (M1) 3 months after the initial evaluation. In these two moments the muscular activity of TA and SOL muscles was collected using surface electromyography, either in the contralesional side and lesional side. **Results:** Gait initiation and Stand to Sit have shown up as the sequences with more changes in the variation times of the muscular activity of the TA and SOL muscles between M0 and M1, looking more consistent on the contralesional side. **Conclusion:** Following a physiotherapy intervention, based on the *Bobath* concept, changes in the behavior and variation times of the activity in the TA and SOL muscles were observed in different movement sequences.

**Key Words:** Stroke; Lumbo pelvic hip complex; Anticipatory postural adjustments; Electromyography; Physiotherapy.

## 1 Introdução

O controlo postural é um conceito complexo, considerado um pré-requisito fundamental para a mobilidade exigida em programas motores como a marcha, sequência de sentado para de pé, e de pé para sentado (Kim, Lee, Yu, & Hong, 2015), estando frequentemente comprometido após lesão do sistema nervoso central (SNC) (Verheyden, *et al.*, 2006; Kerr, Clark, Cooke, Rowe, & Pomeroy, 2016). No âmbito do controlo postural, definido como a capacidade de controlar a posição do corpo no espaço no que respeita à sua orientação e estabilidade, o controlo postural do Complexo Lombo Pélvico Coxas (CLPC) é fundamental para a realização de diversas atividades funcionais (Karthikbabu, *et al.*, 2011). Alterações ao nível da orientação e estabilidade da pélvis (Iyengar, *et al.*, 2014; Pathak, Kumar, Nayak & Kedambadi, 2014; Kong, Jeong, & Kim, 2015; Karthikbabu, Chakrapani, Ganesan, & Ellajosyla, 2016), da coxofemoral (Hyngstrom, Kuhnen, Kirking, & Hunter, 2014; Lubkowska, Zdeb, & Mroczek, 2015) bem como da região lombar (Verheyden, *et al.*, 2006; Chung, Kim, & Lee, 2013; Yu & Park, 2013; Mückel & Mehrholz, 2014) são frequentemente identificadas em sujeitos com Acidente Vascular Encefálico (AVE). A pélvis e inerentes grupos musculares são considerados a interface para a relação entre o tronco e os membros inferiores (Pathak, Kumar, Nayak, & Kedambadi, 2014; Kong, Jeong, & Kim, 2015), onde a coxa permite uma ligação mais específica entre o tronco inferior, a pélvis e os restantes segmentos dos membros inferiores (Borghuis, Hof, & Lemmink, 2008). Isto justifica que alterações nestes segmentos comprometam capacidades motoras com repercussões negativas na participação destes sujeitos (Tasseel-Ponche, Yelnik, & Bonan, 2015).

No entanto, é importante salientar que estas alterações de carácter neuro-mecânico resultam de uma lesão neural que interfere também com a capacidade de recrutar neurónios motores e não menos importantes interneurónios. Este facto explica que a intervenção em fisioterapia deve visar para além da organização dos componentes mecânicos, a capacidade de recrutar atividade muscular com consequente modulação da mesma (Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, 2009).

Esta especificidade na modulação da atividade muscular, a par da capacidade de a recrutar, é fundamental na transição entre sequências de movimento (Crenna & Frigo, 1991). De facto, na transição da posição de pé para a posição de sentado, a modulação da resposta extensora, evidenciada através da diminuição da atividade do músculo solear, é fundamental para que possam ser recrutados componentes flexores nos membros inferiores (Roy, *et al.*, 2006). Semelhante comportamento neuro-motor é observado no início da marcha e na sequência de pé para sentado, onde o sistema nervoso com base no *input* proprioceptivo garante um output específico do córtex motor (área 6) (Yoshida, Nakazawa, Shimizu, & Shimoyama, 2008;

Jacobs, Lou, Kraakevik, & Horak, 2009; Chang, *et al.*, 2010) e cerebelo (Rothwell, 2009), para a formação reticular (Drew, Prentice, & Schepens, 2004; Takakusaki, 2013). Esta regulação da atividade muscular, pode ser identificada nos ajustes posturais antecipatórios (APA's) (Aruin & Shiratori, 2003), sendo estes caracterizados por uma variação da atividade muscular no período temporal que compreende os -250ms (Shiratori & Latash, 2001) ou -200ms (Aruin, 2002) antes do início do movimento e os 50 ms após este. No entanto, o *input* que serve de base para a ativação dos APA's depende também da capacidade de recolha de informação dos recetores periféricos, como os fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de *Golgi*, que dependem do nível de atividade muscular (Aruin & Shiratori, 2003; Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, 2009; Gjelsvik & Syre, 2016). Este facto pode explicar que sujeitos com AVE possam apresentar alterações dos APA's.

Assim, na intervenção em sujeitos com AVE e com o objetivo de aumentar o controlo postural, no âmbito da estabilidade do CLPC, importa explorar as modificações da organização da atividade muscular no âmbito dos APA's, para a musculatura da tibio-társica, bem como potenciar a capacidade de recrutar atividade muscular, que é considerada um pré-requisito para a capacidade de modulação da mesma.

Desta forma procurou-se verificar, num grupo de participantes com AVE e com alterações do controlo postural do CLPC, se face à intervenção em fisioterapia, ocorreram alterações no comportamento e nos tempos de variação da atividade muscular dos músculos tibial anterior (TA) e solear (SOL) (contralesional e ipsilesional) no intervalo atribuído aos APA's nas sequências de movimento: sentado para posição de pé, posição de pé para sentado e início da marcha.

## **2 Métodos**

Este estudo define-se como um estudo série de estudos de casos.

### **2.1 Participantes**

Seis participantes de um gabinete privado de fisioterapia, com AVE único e unilateral, de etiologia isquémica, com envolvimento da artéria cerebral média (ACM) num nível sub-cortical, confirmado por tomografia axial cerebral computadorizada (Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009) participaram neste estudo. Foram também considerados critérios de inclusão a capacidade de assumir e manter o conjunto postural de sentado e de pé de forma independente (Kusoffsky, Apel, & Hirschfeld, 2001; Messier, Bourbonnais, Desrosiers, & Roy, 2006), bem como a capacidade de seguir e compreender instruções (Messier, Bourbonnais, Desrosiers, & Roy, 2006; Prange, Jannink, Stienen, van der

Kooij, Ijzerman, & Hermens, 2010), confirmado pela escala *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA) (score > 26) (Freitas, Simões, Martins, Vilar, & Santana, 2010) (anexo A).

Também se assegurou que os participantes não apresentavam histórico de lesões músculo-esqueléticas nos últimos seis meses e/ou intervenção cirúrgica aos membros inferiores (Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; Dehail, *et al.*, 2007), presença de lesões neurológicas anteriores, efeito de medicação que interferisse com o estudo (Sousa, Macedo, Santos, & Tavares, 2010; Silva, *et al.*, 2012; Silva, *et al.*, 2013), e o uso de ortóteses (Yanohara, *et al.*, 2014).

A caracterização dos participantes quanto ao género, à idade, ao peso, à altura, ao membro contralesional e ao tempo de evolução são apresentadas na Tabela I.

**Tabela I** – Caracterização dos participantes relativamente ao: género, idade, peso, altura, Membro CONTRA - membro contralesional, tempo de evolução em M0, e área de lesão.

Participante	Género	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (metros)	Membro CONTRA	Tempo de evolução (meses)	Área de lesão
A	Feminino	57	65	160	Direito	12	Estriatocapsular esquerda
B	Feminino	38	68	163	Esquerdo	24	Lenticulocapsular direita
C	Feminino	54	75	158	Esquerdo	90	Estriatocapsular direita
D	Feminino	33	60	173	Esquerdo	30	Cortico-subcortical fronto-temporo-insular direita
E	Masculino	34	86	185	Esquerdo	18	Lenticulocapsular direito
F	Masculino	49	95	176	Esquerdo	48	Lenticulo-capsulo-radiario direito

## 2.2 Instrumentos

### 2.2.1.1 Escala - *Montreal Cognitive Assessment* (MOCA) (Anexo A)

Para a avaliação cognitiva foi utilizada a escala MoCA. Este instrumento foi desenvolvido para a avaliação das formas mais ligeiras de declínio cognitivo (Freitas, Simões, Martins, Vilar, & Santana, 2010), e avalia oito domínios cognitivos (Função Executiva; Capacidade Visuo-espacial; Memória; Atenção, Concentração e Memória de Trabalho; Linguagem e Orientação) contemplando diversas tarefas em cada domínio (Dong *et al.*, 2010).

Esta escala possui elevada consistência interna ( $\alpha$  Cronbach = 0,92), excelente estabilidade temporal dos resultados, com teste-reteste  $r=0,85$  [ $p<.01$ ; 33.47 ( $\pm 14.65$ ) dias] (Freitas, Simões, Martins, Vilar, & Santana, 2010), e é uma medida sensível na avaliação do comprometimento cognitivo em indivíduos com sequelas de AVE (Aggarwal & Kean, 2010; Dong *et al.*, 2010).



### 2.2.1.2 *Eletromiografia de Superfície*

Para recolha de eletromiografia (EMG) de superfície nas tarefas funcionais, recorreu-se ao sistema wireless BioPlux Research (Plux® Lda., Portugal) com impedância de entrada de 100MΩ e 110 dB. Utilizaram-se elétrodos adesivos Dahlausen 505 de cloreto de prata (AgCl), de tamanho de 10 mm e forma circular, com uma configuração bipolar e distância de 20 mm entre as duas superfícies de deteção (Loram & Lakie, 2002; Correia & Mil-Homens, 2004; Matias, Batata, Morais, Miguel, & Estiveira, 2006). A impedância cutânea foi sempre avaliada com recurso ao medidor Noraxon® (Noraxon, Scottsdale Arizona) (Correia & Mil-Homens, 2004) e os sinais da EMG foram analisados no Analysis Software Acqknowledge® versão 3.9 (sampling: 1000 Hz) (BIOPAC Systems, Inc., Goleta, USA).

### 2.2.1.3 *Plataformas de Forças*

Para registo das forças de reação ao solo foram utilizadas duas plataformas de forças Bertec® de 600 mm de comprimento e 400 mm de largura, embutidas no solo (Bertec Corporation, modelo FP4060-10 e FP4060- 08, com sede em 6185 Huntley Road, Suite B, Columbus, OH 43229, EUA), conectadas a um amplificador Bertec AM 6300 com uma frequência de amostragem de 1000Hz. O amplificador encontrava-se ligado a um conversor analógico/digital de 16 bits (*Biopac*). No AVE, as plataformas de forças apresentam uma boa fiabilidade com um ICC>0,90 (Campanini & Merlo, 2009). Os valores de força foram normalizados de acordo com o peso de cada participante (Turns, Neptune, & Kautz, 2007), os dados das plataformas foram adquiridos através do sistema Qualisys Track Manager (Qualisys AB, com sede em Packhusgatan 6, Gothenburg – Sweden) (Sousa, Silva, & Santos, 2015), e os sinais obtidos foram processados através do *Software Acqknowledge*, versão 3.9.0.

## 2.3 **Procedimentos**

### 2.3.1.1 *Avaliação*

O processo de avaliação decorreu em dois momentos, um momento inicial (M0) e um posterior a este (M1), com o intervalo de três meses entre eles. Todos os procedimentos foram realizados num ambiente calmo, com temperatura agradável, boa iluminação e com o mínimo de agentes perturbadores (Abolhasani, *et al.*, 2012). Previamente foi dada uma breve explicação a cada participante quanto aos objetivos do estudo e procedimentos que seriam realizados, permitindo também que expusessem as suas dúvidas.

### 2.3.1.2 *Avaliação em laboratório*

Os procedimentos de avaliação em laboratório foram realizados no Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana (CEMAH) na Escola Superior de Tecnologia da Saúde do

Porto (ESTSP). Todos os participantes realizaram as recolhas com calções, e top no caso dos elementos do género feminino, e deveriam adotar uma posição confortável para os pés sem que a largura escolhida ultrapassasse a largura dos ombros (Duarte & Freitas, 2010). Os participantes utilizaram o seu calçado habitual com o tamanho adequado (Sousa, Silva, & Santos, 2015; Yanohara, *et al.*, 2014).

## **EMG**

Na recolha do sinal de EMG, foram realizados todos os procedimentos necessários de modo a minimizar a resistência à passagem do sinal (Criswell, 2010; Fimland *et al.*, 2011), confirmando com a avaliação da impedância da pele de forma a obter valores inferiores a  $5K\Omega$ . As referências anatómicas para colocação dos elétrodos referentes aos músculos solear (SOL), gastrocnémio medial (GM) e tibial anterior (TA) encontram-se na tabela II e a sua localização foi confirmada através da palpação do ventre muscular (Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009; Sousa, Silva, & Santos, 2015).

Previamente ao início das recolhas foi referido qual o comando verbal para a realização das tarefas e foi também solicitado que os participantes as realizassem à sua velocidade habitual sem utilizar os membros superiores ou mover os pés entre as repetições (Dubost, Beauchet, Manckoundia, Herrmann, & Mourey, 2005) enquanto mantinham uma referência visual a cerca de 2 metros de distância (Silva, *et al.*, 2012). Foram realizadas as repetições necessárias de modo a obter três ensaios válidos tendo sido garantido um intervalo de pelo menos um minuto entre as repetições (Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009; Silva *et al.*, 2012; Sousa, Silva, & Santos, 2015). O sinal de EMG foi recolhido de ambos os membros e em simultâneo, tendo sido verificada a qualidade do sinal (Correia & Mil-Homens, 2004). Foram tidas considerações específicas para cada uma das tarefas:

Na **sequência de movimento de sentado para a posição de pé** foi tido em consideração a posição de partida com os seguintes pressupostos: 1) posição de sentado sem apoio do tronco e com os membros superiores ao longo do corpo; 2) 2/3 do fémur em contato com a superfície de apoio; 3) altura do assento ajustada a 100% do comprimento da perna; 4) um pé em cada plataforma de forças (Chou *et al.*, 2003; Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009).

Na **sequência de movimento da posição de pé para sentado** cada participante assumiu a posição de pé, com os membros superiores ao longo do corpo e com um pé em cada plataforma, sendo solicitado que mantivesse esta posição durante 60 segundos (Dubost, Beauchet, Manckoundia, Herrmann, & Mourey, 2005; Duarte & Freitas, 2010).

A recolha do **início da marcha** foi precedida de uma recolha na posição de pé, com os membros superiores ao longo do corpo e um pé em cada plataforma pelo período de 60 segundos (Burnett, Campbell-Kyureghyan, Cerrito, & Quesada, 2011; Sousa, Silva, & Santos, 2015). O membro com o qual cada participante iniciou a marcha foi auto-selecionado, não tendo sido dadas instruções específicas de forma a não condicionar a tarefa (Dessery, Barbier, Giller, & Corbeil, 2011; Sousa, Silva, & Santos, 2015).

Previamente às recolhas, todos os participantes puderam ambientar-se com os respetivos materiais de recolha (Krishnan, Latash, & Aruin, 2012).

**Tabela II:** Referências anatómicas utilizadas para a colocação dos eléctrodos na EMG, nos músculos solear (Sol), gêmeo medial (GM) e tibial anterior (TA)

Músculo	Local de colocação do eléctrodo
SOL	2 cm distalmente ao bordo inferior do ventre muscular do GM e 2 cm medialmente à linha média posterior da perna.
GM	Protuberância mais proeminente do músculo.
TA	1/3 da linha entre a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior do maléolo medial.
Eléctrodo Terra	Rótula.

### 2.3.1.3 Avaliação clínica e intervenção

Para além de um exame subjetivo, também um exame objetivo foi efetuado, com base na observação e análise de componentes (como distribuição da carga na base de suporte, alinhamento dos segmentos ósseos e musculares, bem como o nível de atividade muscular, para o controlo postural e movimento) (Meadows & Williams, 2009), recorrendo a registo em vídeo, para posterior discussão. Competências na análise do movimento permitem identificar limitações específicas tanto nas tarefas direcionadas para o movimento como no controlo postural subjacente (IBITA, 2008). Assim, para cada participante foi desenvolvido um processo de raciocínio clínico, com inerente identificação dos problemas a resolver, objetivos e plano de intervenção (Johnson, 2009; Gjelsvik & Syre, 2016).

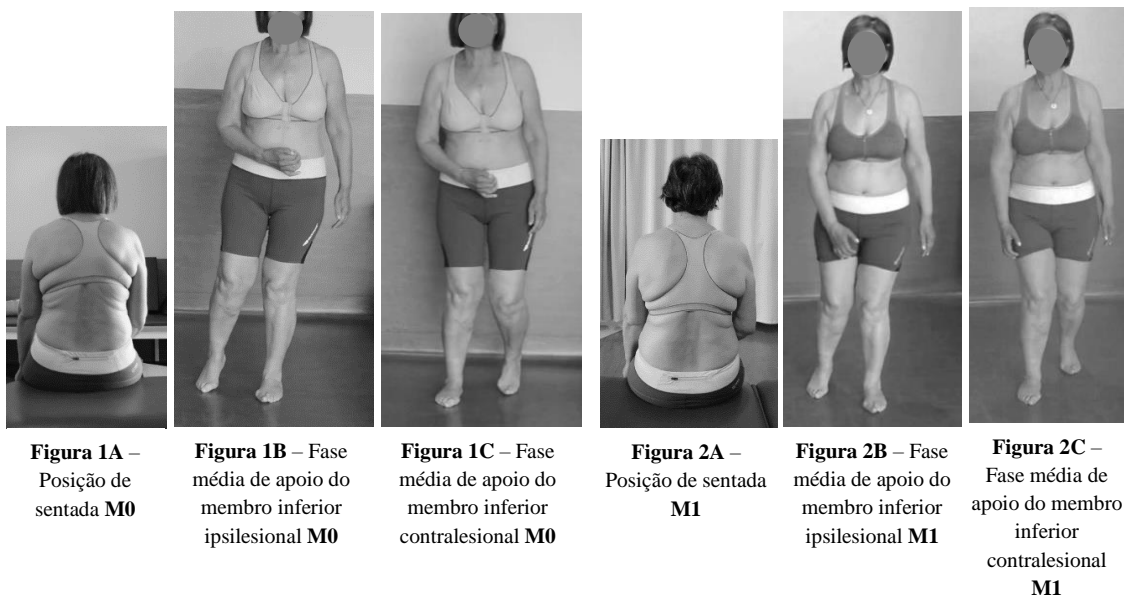
O plano de intervenção incorporou a facilitação do movimento, através do *input* sensorial e proprioceptivo, com objetivo de promover o controlo motor e a aprendizagem motora (Shumway-Cook & Woollocott, 2012). As estratégias seleccionadas tiveram por base o conhecimento dos pré-requisitos do controlo postural para a seletividade do movimento, procurando também a sua integração na função e participação nas atividades da vida diária, de

acordo com os objetivos individuais de cada participante (Luke, Dodd, & Brock, 2004; Gjelsvik & Syre, 2016). Cada sessão teve aproximadamente a duração de uma hora em regime diário.

A avaliação e discussão foram realizadas por duas fisioterapeutas com experiência na área de neurologia, com a supervisão de uma fisioterapeuta especialista na área da reabilitação neurológica e com formação no curso avançado de *Bobath*.

A **Participante A** de 57 anos, professora de informática, atualmente de baixa médica, com 12 meses de evolução pós AVE (área da lesão - estriatocapsular esquerda), consegue sentar e levantar-se de forma independente, mas necessita de apoio para tomar banho, vestir algumas peças de roupa (calçar meias e sapatos, apertar soutien), e deambular. Nesse sentido, os seus objetivos passam por melhorar a marcha e obter independência nas tarefas de casa.

Nesta participante foi identificada uma diminuição do controlo postural do hemitronco ipsilesional, observada na posição de sentado através da diminuição da extensão linear nesse hemitronco (Figura 1A), assim como na fase média de apoio do membro ipsilesional (Figura 1B). Verificou-se ainda uma diminuição da estabilidade pélvica (Figura 1C).



Foram por isso definidos dois grandes objetivos de intervenção: 1) promover uma melhor organização do controlo postural do hemitronco ipsilesional e 2) melhorar a estabilidade pélvica.

Alterações do controlo postural do hemicorpo ipsilesional podem ser explicadas pela disfunção de sistemas ventro-mediais (Haines, 2006; Silva, *et al.*, 2012; Gjelsvik & Syre, 2016), justificando assim a necessidade de recrutar atividade da musculatura do hemitronco inferior ipsilesional (Figura 3).

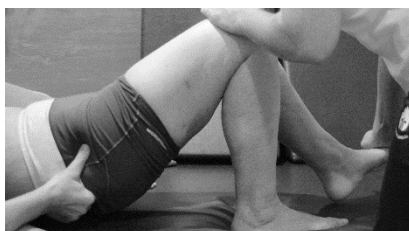
As alterações da estabilidade da pélvis, comumente observadas em sujeitos pós AVE, podem ser responsáveis por influenciar a atividade do tronco inferior e do próprio membro inferior contralesional (Holland & Lynch-Ellerington, 2009; Pathak, Kumar, Nayak, & Kedambadi, 2014; Kong, Jeong, & Kim, 2015; Karthikbabu, Chakrapani, Ganesan, & Ellajosyla, 2016). Assim, procurou-se melhorar a estabilidade da pélvis através da facilitação com movimentos específicos, com estabilidade do tronco e atividade dos estabilizadores da coxa (Figura 4). Como progressão o membro inferior ipsilesional foi facilitado seletivamente para flexão/extensão, de forma a exigir um nível mais elevado de controlo postural do CLPC (Figura 4) (Johnson, 2009). Esta estratégia também procurou melhorar a capacidade de extensão do membro inferior ipsilesional (Figura 5), integrando posteriormente este componente na marcha (Figura 6).

Para que a facilitação possa levar ao aumento da independência funcional nas atividades da vida diária e participação (Verheyden, *et al.*, 2014; Tasseel-Ponche, Yelnik, & Bonan, 2015), selecionaram-se tarefas funcionais como o sentar-levantar (sub-fase *forward translation/ seat off*) e marcha (Figura 6 e 7).

De M0 para M1 verificou-se uma organização anti-gravítica do hemitronco ipsilesional, acompanhado por um diferente alinhamento da pélvis, que se refletiu numa modificação do controlo postural da coxa contralesional na fase média de apoio (Figura 2A, 2B e 2C).



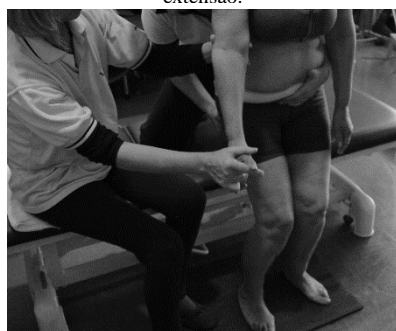
**Figura 3** – Recrutar atividade dos paravertebrais do tronco ipsilesional.



**Figura 4** – Controlo postural da coxa contralesional, facilitando seletivamente o membro inferior ipsilesional para flexão e extensão.



**Figura 5** – Controlo postural da coxa contralesional, facilitando a extensão total do membro inferior ipsilesional.



**Figura 7** – Integração na tarefa funcional “sentar-levantar”.



**Figura 6** – Integração na tarefa funcional marcha.

A **Participante B** de 38 anos, assistente administrativa, atualmente de baixa médica e com 24 meses de evolução pós AVE (área de lesão – lenticulocapsular direita), é autónoma em diversas atividades do dia-a-dia, tais como, cuidados de higiene, cozinhar e ir às compras. Tem como *hobbies* assistir a espetáculos musicais ao vivo, sendo os seus objetivos melhorar a marcha de forma a ter mais confiança para poder retomar a atividade laboral, e voltar a conduzir.

Na fase média de apoio do membro inferior contralesional foi identificada uma elevação da hemipélvis contralesional, que evidencia uma alteração do controlo postural do complexo lombo pélvico coxa (Figura 8A). Tendo sido igualmente identificada uma diminuição da coativação da musculatura da coxofemoral contralesional (abdutores e extensores) (Figura 8B), que também se repercute negativamente na estabilidade pélvica, resultando numa orientação lateral da pélvis no plano frontal.



**Figura 8A** – Fase média de apoio do membro inferior contralesional em **M0**



**Figura 8B** – Posição de crook-lying em **M0**



**Figura 9A** – Fase média de apoio do membro inferior contralesional em **M1**



**Figura 9B** – Posição de crook-lying em **M1**

Assim, foram definidos dois grandes objetivos de intervenção: 1) melhorar a estabilidade da hemipélvis contralesional e 2) melhorar a coativação da musculatura estabilizadora da coxofemoral contralesional. Estas alterações, no âmbito do controlo postural, dificultam a estabilidade dinâmica com o tronco inferior e são frequentemente observadas em sujeitos que sofreram um AVE (Pathak, Kumar, Nayak, & Kedambadi, 2014; Verheydem, *et al.*, 2014; Karthikbabu, Chakrapani, Ganesan, & Ellajosyla, 2016). Neste sentido, recorreu-se à posição de *crook-lying* para facilitar um *tilt* pélvico posterior (Figura 10), e à posição em decúbito lateral, para recrutar atividade dos estabilizadores da coxofemoral contralesional (Figura 11) (Holland & Lynch-Ellerington, 2009). Estes componentes foram integrados na sub fase de extensão da tarefa funcional “sentar-levantar”, onde é exigida uma forte coativação da musculatura da coxofemoral com estabilidade pélvica (Figura 12), permitindo desta forma a integração dos componentes neuromotores previamente trabalhados.

Na integração destes componentes na marcha (Figura 16) foi observada uma dificuldade em regular a atividade da musculatura extensora, levando a uma diminuição do controlo postural da tibiotársica (Figura 13). Como o *input* proprioceptivo do pé é fundamental para o controlo da atividade muscular do membro inferior essencialmente na fase de apoio, e na preparação para a fase pendular (Holland & Lynch-Ellerington, 2009), procurou-se, através da variação da tensão, a ativação dos órgãos tendinosos de *Golgi* e das fibras tipo Ib e tipo II, no membro inferior contralesional (Figura 14) (Mazzaro, Nielsen, Grey, & Sinkjaer, 2007; Di Giulio, Maganaris, Baltzopoulos, & Loran, 2009).

De M0 para M1 verificou-se uma modificação do alinhamento da pélvis, acompanhada por uma diferente organização da atividade da musculatura estabilizadora da coxa contralesional, e da organização da função anti gravítica do hemitronco ipsilesional (Figura 9A e 9B).



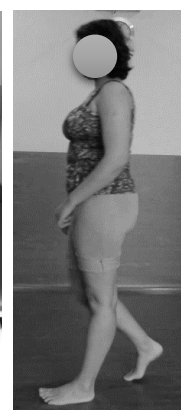
**Figura 10** – Recrutar atividade dos estabilizadores da pélvis com *tilt* pélvico e estabilidade do tronco inferior.



**Figura 11** – Recrutar atividade dos estabilizadores da coxofemoral contralesional.



**Figura 12** – Facilitar a sequência sentar-levantar.



**Figura 13** – Fase média de apoio do membro inferior contralesional (vista lateral).



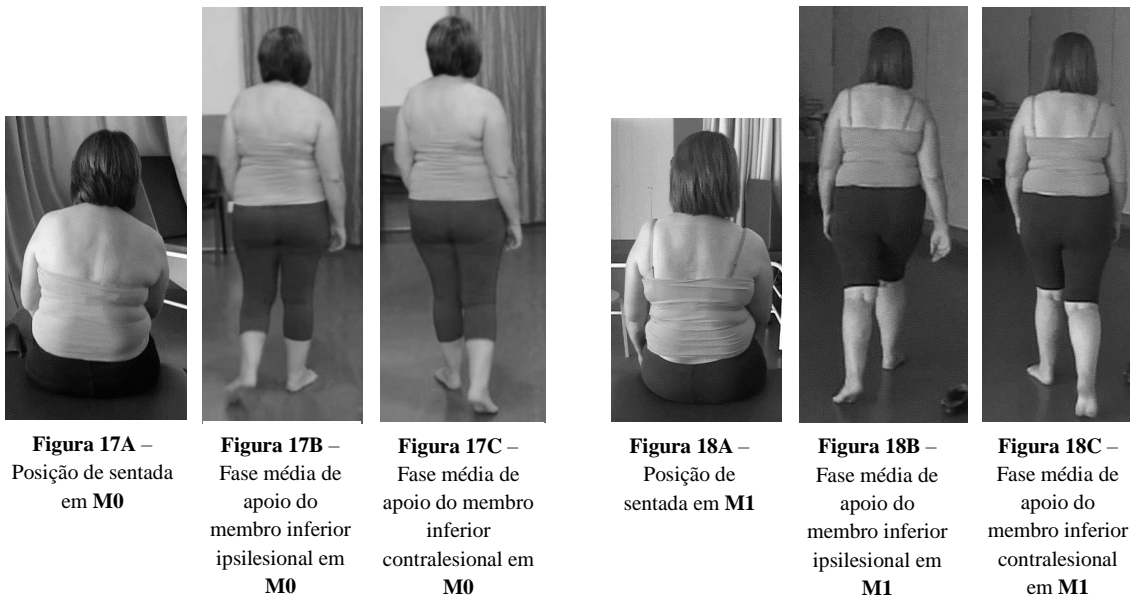
**Figura 14** – Variação da tensão dos flexores plantares.



**Figura 16** – Integração dos componentes na tarefa funcional marcha.

A **Participante C** de 54 anos, costureira reformada e com 90 meses de evolução pós AVE (área de lesão – estriato-capsular direita), é autónoma nas atividades de vida diária, nomeadamente nos cuidados de higiene, vestir/despir, cozinhar, ir às compras e cuidar da casa. Tem como *hobbies* a prática de hidroginástica e atividades culturais, e tem como objetivo aumentar a velocidade da marcha.

Na posição de sentada foi identificada uma diminuição do controlo postural do hemitronco ipsilesional (Figura 17A), alteração essa que também se evidencia na fase média de apoio (Figura 17 B), sendo ainda possível identificar uma diminuição da estabilidade da pélvis e do controlo postural da coxa contralesional (Figura 17C).



Neste sentido, foram definidos três objetivos de intervenção: 1) aumentar a atividade do hemitronco ipsilesional, 2) melhorar a estabilidade da hemipélvis contralesional e 3) melhorar a coativação da musculatura estabilizadora da coxofemoral contralesional.

Vários estudos identificam défices na atividade da musculatura do tronco ipsilesional após um AVE (Karatas, Çetin, Bayramoglu, & Dilek, 2004; Pandian, Arya, & Kumar, 2014; Gjlesvik & Syre, 2016), e consideram que um controlo postural do tronco adequado é um pré-requisito para a realização de tarefas funcionais, tal como a marcha e atividades de participação (Pandian, Arya, & Kumar, 2014; Gjlesvik & Syre, 2016). Assim, nesta intervenção, selecionou-se a posição de sentado, com o objetivo de aumentar o nível de atividade dos paravertebrais (Figura 19).

Uma vez que uma alteração do alinhamento pélvico poderá ter um impacto negativo no controlo postural, foi utilizada uma estratégia na posição de *crook-lying* (Figura 20) para melhorar esta componente neuro-motora (Verheyden, *et al.*, 2014). De forma a preparar para a locomoção, usou-se a posição da estratégia anterior com uma maior extensão do joelho e dorsiflexão do pé (Figura 21), procurando assim melhorar o nível de atividade da musculatura estabilizadora da coxa, e potenciar a atividade do quadríceps e isquiotibiais (Holland & Lynch-Ellerington, 2009; Gjlesvik & Syre, 2016), para posteriormente integrar nas tarefas “sentar-levantar” e marcha.

De M0 para M1 verificou-se uma diferente organização tanto da musculatura anti-gravítica do hemitronco ipsilesional, como da musculatura da coxa contralesional, verificando-se também uma modificação na orientação da pélvis (Figura 18A, 18B e 18C).





**Figura 19** – Recrutar atividade dos paravertebrais do tronco ipsilesional.



**Figura 20** – Recrutar atividade dos estabilizadores da pélvis com *tilt* pélvico e estabilidade do tronco inferior.



**Figura 21** – Recrutar atividade dos estabilizadores da coxofemoral contralateral, com *input* proprioceptivo sobre os pés.



**Figura 22** – Integração na tarefa funcional "sentar-levantar".



**Figura 23** – Integração na tarefa funcional marcha.

A **Participante D** de 33 anos, com 30 meses de evolução pós AVE (área de lesão – a região corticossubcortical frontotemporoinssular direita com degenerescência *walleriana*), é autónoma em atividades da vida diária como vestir/despir, higiene pessoal, conduzir um automóvel, e desenvolve a sua atividade profissional de bancária. O seu objetivo é conseguir melhorar a marcha, de forma a diminuir o constrangimento social.

Na fase média de apoio, durante a marcha, observou-se uma orientação atípica da cintura pélvica, caracterizada por um aumento acentuado do *tilt* pélvico anterior, quer na fase de apoio do membro ipsilesional, quer do membro inferior contralateral (Figura 24A e 24B). Esta orientação da pélvis é acompanhada por componentes flexores e adutores dos membros inferiores (Figura 24C).



**Figura 24A** – Fase média de apoio do membro inferior ipsilesional em **M0**



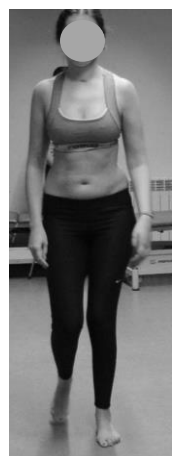
**Figura 24B** – Fase média de apoio do membro inferior contralateral em **M0**



**Figura 24C** – Fase média de apoio do membro inferior contralateral em **M0**



**Figura 25A** – Fase média de apoio do membro inferior ipsilesional em **M1**



**Figura 25B** – Fase média de apoio do membro inferior contralateral em **M1**



**Figura 25C** – Fase média de apoio do membro inferior contralateral em **M1**

Assim, foram definidos dois objetivos de intervenção: 1) melhorar o nível de atividade da musculatura estabilizadora da hemipélvis e da coxofemoral contralesional, e 2) promover a organização na musculatura do tronco inferior.

A diminuição da atividade dos estabilizadores da coxa pode interferir com a estabilidade pélvica e resultar num maior deslocamento lateral e anterior da pélvis no plano frontal e sagital (Rockey, 2008). Assim, optando pela posição de *crook-lying*, foi possível recrutar atividade da musculatura estabilizadora da coxa (Figura 26). No mesmo sentido, recorreu-se a uma estratégia em decúbito lateral, privilegiando a atividade dos abdutores da coxa (Figura 27) (Holland & Lynch-Ellerington, 2009).

Em sujeitos pós AVE, um *tilt* anterior da pélvis, na posição de pé, poderá causar uma diminuição do controlo postural do tronco (Verheyden, *et al.*, 2014), uma vez que pode ocorrer um aumento da tensão dos músculos posteriores do tronco inferior, e/ou uma diminuição da atividade da musculatura abdominal (Kendall, McCreary, & Provance, 2005). Por este motivo sentiu-se a necessidade de organizar a tensão/comprimento dos músculos paravertebrais (Figura 28).

Na integração dos componentes neuromotores supracitados, ao longo da sequência de sentado para de pé, potenciou-se a co-ativação da musculatura extensora e abdominal do tronco de forma a influenciar uma extensão linear e posterior ativação dos membros inferiores, para entrar na fase de extensão com um adequado alinhamento dos membros (Fletcher, Cornell, & Armstrong, 2009). Por outro lado, na facilitação da marcha (Figura 30), foi privilegiada a fase média de apoio, uma vez que é exigido um elevado nível de atividade dos extensores da coxa e comprimento da musculatura flexora (Holland & Lynch-Ellerington, 2009).

De M0 para M1 verificou-se uma organização da musculatura anti-gravítica de ambos os membros inferiores e tronco, refletindo-se numa diferente relação linear entre hemicinturas, pélvica e escapular. Foi também observado uma modificação na orientação da pélvis na fase média de apoio (Figura 25A, 25B e 25C).



**Figura 26** – Recrutar atividade dos estabilizadores da coxa com *tilt* pélvico e estabilidade do tronco inferior.



**Figura 27** – Recrutar atividade dos estabilizadores da coxa (abdutores) com estabilidade da pélvis e tronco inferior.



**Figura 28** – Organizar relação tensão/comprimento dos paravertebrais.



**Figura 29** – Integração na tarefa funcional “sentar-levantar”.



**Figura 30** – Integração na marcha.

O **Participante E** de 35 anos, comissário da PSP, atualmente de baixa médica, com 18 meses de evolução pós AVE (área de lesão – lenticulocapsular direita), no território da ACM, é autónomo nos cuidados de higiene, vestir/despir, alimentação e deslocações, sendo um dos seus objetivos melhorar a velocidade da marcha.



**Figura 31** – Fase média de apoio do membro inferior contralateral em **M0**



**Figura 32** – Fase média de apoio do membro inferior contralateral em **M1**

Na fase média de apoio do membro inferior contralesional, foi identificada uma diminuição do controlo postural da coxa contralesional (Figura 31), nesse sentido o objetivo da intervenção consistiu em promover um controlo postural mais adequado deste segmento.

Para melhorar o controlo postural da coxa, utilizaram-se várias estratégias: a posição de *crook-lying* (Figura 33) (Holland & Lynch-Ellerington, 2009), a facilitação do membro inferior ipsilesional selectivamente para flexão/extensão (Figura 34) (Johnson, 2009), e a posição de decúbito lateral com facilitação pela área chave do pé, permitindo trabalhar a relação entre membros inferiores, de forma a preparar para a marcha (Figura 35) (Sousa, Silva, Santos, Sousa, & Tavares, 2013; Gjelsvik & Syre, 2016).

O conjunto postural sentado pode ser utilizado para adaptar e otimizar a atividade neuromuscular de acordo com os objetivos definidos, neste sentido utilizou-se a posição de sentado elevado para recrutar mais seletivamente os últimos graus de extensão da coxa, e preparar para a posição de pé (Figura 36 e 37) (Gjelsvik & Syre, 2016).

Na posição de pé a atividade dos estabilizadores da coxa, a informação proveniente dos mecanorreceptores plantares e a atividade dos músculos da tibiotársica são fundamentais para manter o centro de massa dentro da base de suporte (Gjelsvik & Syre, 2016), e desta forma potenciar o controlo postural da coxa contralesional (Figura 37).

De M0 para M1 verificou-se uma modificação no sentido da organização da atividade da coxa contralesional, que se refletiu num diferente controlo postural na fase média de apoio (Figura 32).



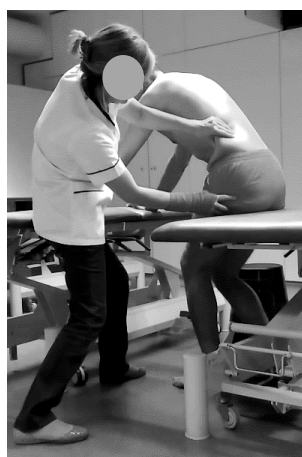
**Figura 33** – Recrutar atividade dos estabilizadores da coxa com *tilt* pélvico e estabilidade do tronco inferior.



**Figura 34** – Controlo postural da coxa contralesional, facilitando seletivamente o membro inferior ipsilesional para flexão e extensão.



**Figura 35** – Recrutar atividade dos estabilizadores da coxa (abdutores) com estabilidade da pélvis e tronco inferior.



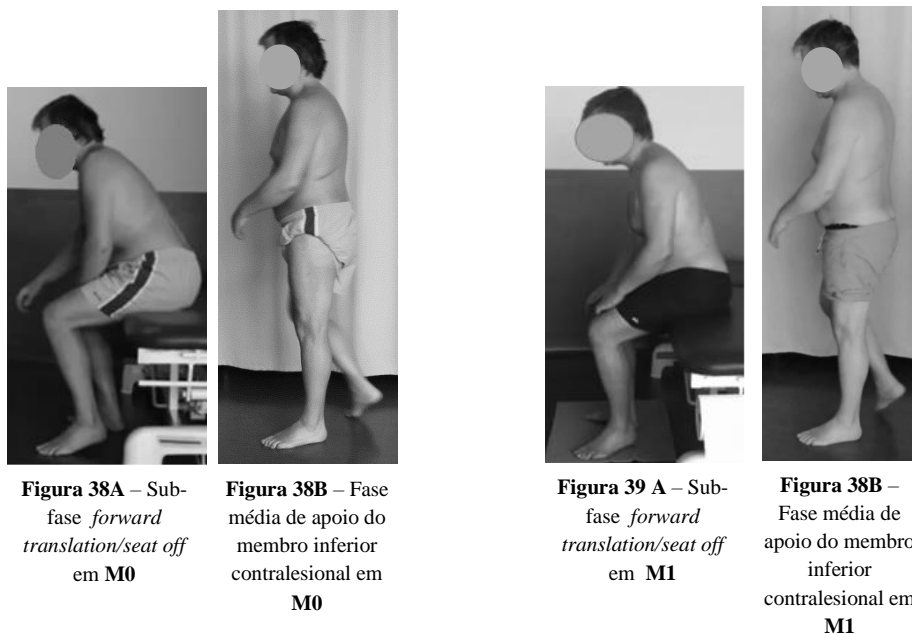
**Figura 36** – Integração na tarefa funcional “sentar-levantar”.



**Figura 37** – Integração na posição de pé.

O **Participante F** de 49 anos, com 42 meses de evolução pós AVE (área de lesão – lenticulo-capsulo-radiario direito), é autónomo em quase todas as atividades de vida diária, exceto em vestir algumas peças de roupa, conduz um automóvel, e desenvolve a sua atividade profissional de jornalista de rádio, praticando caminhada frequentemente. Um dos seus objetivos é melhorar a confiança na sua marcha.

Na sub-fase *forward translation/seat off*, na sequência do movimento de sentado para de pé verificou-se uma diminuição da referência proprioceptiva do retro pé, que interfere com a translação anterior do tronco (Figura 38A). Já na fase média de apoio do membro inferior contralesional, esta diminuição do controlo proprioceptivo do pé repercutiu-se numa alteração da relação deste com a coxa, identificando-se assim uma diminuição da atividade dos estabilizadores da coxa (Figura 38B).



O pé é uma fonte-chave de informação aferente que controla e ajusta o padrão de recrutamento motor do membro inferior, sendo a sua musculatura intrínseca fundamental para um adequado desempenho das forças de reação do solo e para o desenvolvimento de uma cadeia cinética de ativação muscular que permita um adequado controlo postural (Holland & Lynch-Ellerington, 2009; Gjelsvik & Syre, 2016). Pacientes com lesão do sistema nervoso central podem apresentar diminuição do controlo e mobilidade da tibio-társica e pé (Dean, & Kautz, 2015; Gjelsvik & Syre, 2016; Kitatani, *et al.*, 2016), daí que um dos objetivos da intervenção consistiu em melhorar o controlo postural do pé, através do aumento de informação proprioceptiva sobre os seus músculos intrínsecos e consequente ativação (Figura 40).

Uma diminuição da capacidade de adaptação do pé pode também contribuir para uma hiperextensão do joelho e flexão da coxa na posição de pé (Figura 38B), componentes atípicos, que poderão condicionar o nível de atividade da musculatura estabilizadora da coxofemoral

(Gjelsvik & Syre, 2016). Assim, outro objetivo de intervenção focou-se em melhorar o nível de atividade dos estabilizadores da coxa, com diferentes estratégias, mas sempre com o princípio de privilegiar a informação propriocetiva sobre pé (Figura 41, 42 e 43). Sendo de salientar que na estratégia da figura 42, utilizou-se informação sobre o abdutor do dedo mínimo, que é um componente chave do movimento do pé, e na figura 43 foi utilizada a posição de pé, onde o nível de complexidade da tarefa aumenta, pela diminuição da base de suporte e pela exigência do nível de atividade dos músculos anti-gravíticos (Holland & Lynch-Ellerington, 2009).

A facilitação da co-ativação da musculatura extensora e abdominal do tronco de forma a influenciar uma extensão linear, foi potenciada durante a integração na sequência de sentado para a posição de pé (Figura 44) (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009). Por outro lado, na facilitação da marcha (Figura 45) procurou-se integrar um adequado contacto do retro-pé no solo no início da fase de apoio (Gjelsvik & Syre, 2016), e um elevado nível de atividade dos estabilizadores da coxa na fase média de apoio (Holland & Lynch-Ellerington, 2009).

De M0 para M1 verificou-se uma diferente organização da musculatura anti-gravítica do tronco, acompanhada por uma modificação na atividade da coxa contralesional, com uma maior referência propriocetiva do pé (Figura 39A e 39B).



**Figura 40** – Aumentar a informação propriocetiva sobre o retro-pé.



**Figura 41** – Recrutar atividade dos estabilizadores da coxa com informação propriocetiva sobre os pés.



**Figura 42** – Recrutar atividade dos estabilizadores da coxa (abdutores) com estabilidade da pélvis e tronco inferior e informação no pé.



**Figura 43** – Recrutar atividade do membro inferior contralesional na posição de pé.



**Figura 44** – Integração na tarefa funcional “sentar-levantar”.



**Figura 45** – Integração na marcha.

## 2.4 Análise de Dados

*EMG – Tempos de ativação/inibição do TA e do SOL nas tarefas funcionais.*

Os dados da eletromiografia foram sincronizados com os dados da plataforma de forças, com recurso a uma rotina desenvolvida para o *software* Matlab (MathWorks®, Madrid, Spain), sendo posteriormente processados através do software de análise Acqknowledge® (versão 3.9). Foi aplicado um filtro *Butherworth* de segunda ordem ao sinal EMG com um *band-pass filter* entre 20 e 450Hz tendo sido calculado o *root mean square* (RMS) numa janela deslizante de 100 amostras. Também se aplicou um filtro *low pass Buttherworth* de segunda ordem de 20Hz ao sinal do centro de pressão (Lamontagne, Richards, & Malouin, 2000; Lamontagne, Malouin, & Richards, 2001; Billot, Simoneau, Van Hoecke, & Martin, 2010).

O início das sequências de movimento, com recurso às plataformas de força, foi identificado através do componente ântero-posterior da força de reação ao solo. Utilizou-se o vetor deste componente para determinar o início do movimento das sequências (T0). Este foi definido como o intervalo de tempo com duração mínima de 50 ms durante o qual o valor do componente ântero-posterior era superior ou inferior (Bishop, Brunt, Pathare, Ko, & Marjama-Lyons, 2005) à média do seu valor basal mais 3 desvios padrão (M+3DP) (Sousa, Silva, & Santos, 2015).

No cálculo do tempo de variação (ativação/inibição) do TA e do SOL foi considerado o intervalo de -450 a -500 ms antes do início do movimento para análise da atividade muscular basal, através do cálculo da média e desvio padrão. O início da ativação muscular foi definido como o intervalo de tempo, de pelo menos 50 ms, em que o valor do sinal se manteve acima da soma da atividade basal em três desvios padrão. Por outro lado, o início da inibição muscular quando o sinal atingiu um valor menor ou igual à média menos três vezes o desvio padrão, com uma duração de pelo menos 50 ms (Sousa, Silva, & Santos, 2015). Posteriormente foi calculada a média dos valores obtidos em três ensaios válidos (Fotoohabadi, Tully, & Galea, 2010; Iyengar, *et al.*, 2014; Kong, Jeong, & Kim, 2015).

A janela temporal definida para os APA's neste estudo teve por base o estudo (Shiratoni & Latash, 2001) onde o período denominado para os APA's compreende os 250 ms antes do início do movimento até 50 ms depois de T0. No entanto, como nos indivíduos pós AVE, os APA's podem estar alterados (Arui, 2002; Pereira *et al.*, 2014; Sousa, Silva & Santos, 2015), foram explorados valores até aos 350 ms.

Os dados da EMG e da plataforma de força foram coletados a 1000 Hz.

## **2.5 Ética**

O presente estudo foi integrado no projeto “Reorganização do Controlo Postural”, pelo que todas as questões éticas foram previamente avaliadas e aprovadas pela Comissão de Ética da ESTSP, bem como o pedido de autorização à Presidência da ESTSP e ao diretor do Centro de Estudos de Movimento e Atividades Humana (CEMAH) para a utilização das instalações e dos materiais. De acordo com a Declaração de Helsínquia, todos os participantes consentiram voluntariamente a sua participação neste estudo (Anexo B). Foram informados e esclarecidos acerca dos objetivos e garantida a privacidade e confidencialidade dos dados assim como a possibilidade de desistência em qualquer momento do estudo.

## **3 Resultados**

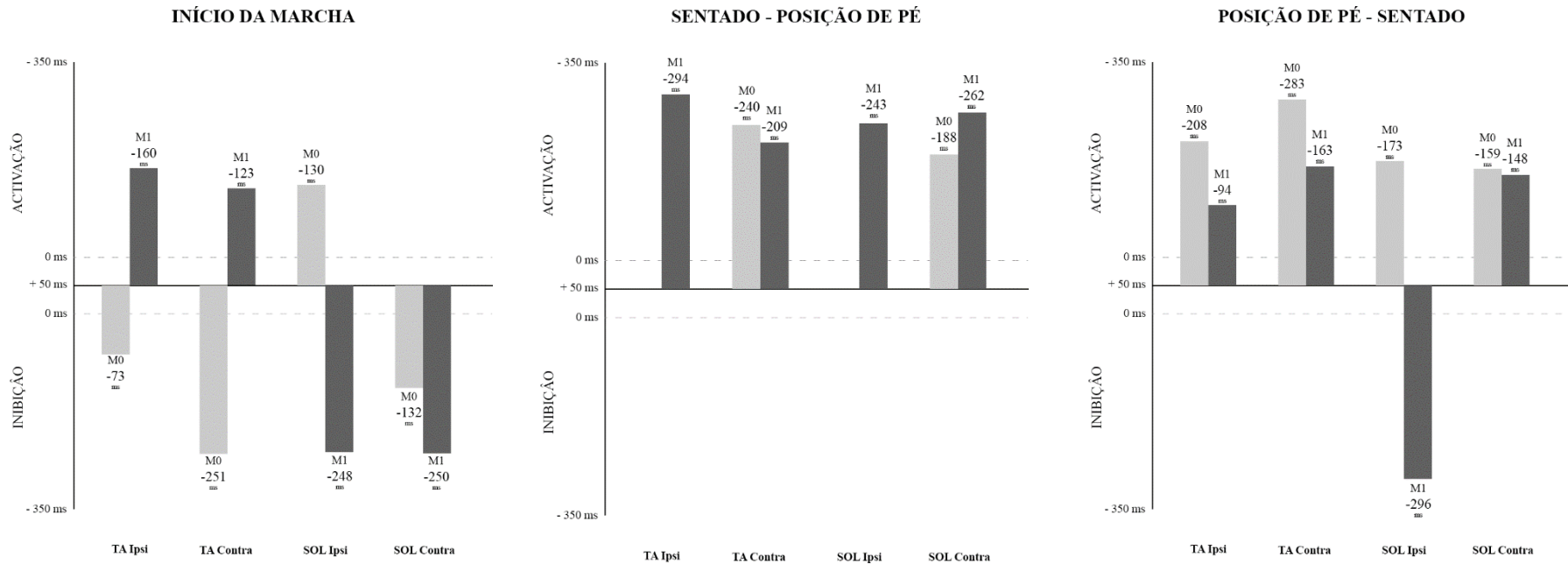
Nas tarefas funcionais observou-se uma modificação do comportamento e dos tempos de variação da atividade dos músculos TA e SOL do lado contralesional e ipsilesional, caracterizando-se tendencialmente por uma ativação como ajuste antecipatório do TA e por uma inibição do SOL.

Relativamente às tarefas funcionais, o início da marcha e a sequência da posição de pé para sentado, foram as que demonstraram maiores modificações entre M0 e M1. De igual modo, apesar de no lado ipsilesional também se terem verificado modificações nos tempos de variação da atividade, estas surgiram de forma aparentemente mais consistente no lado contralesional.

As restantes modificações do comportamento e dos tempos de variação da atividade dos músculos TA e SOL podem ser analisados mais detalhadamente, por cada participante para cada uma das diferentes sequências de movimento nas figuras 46 a 51.



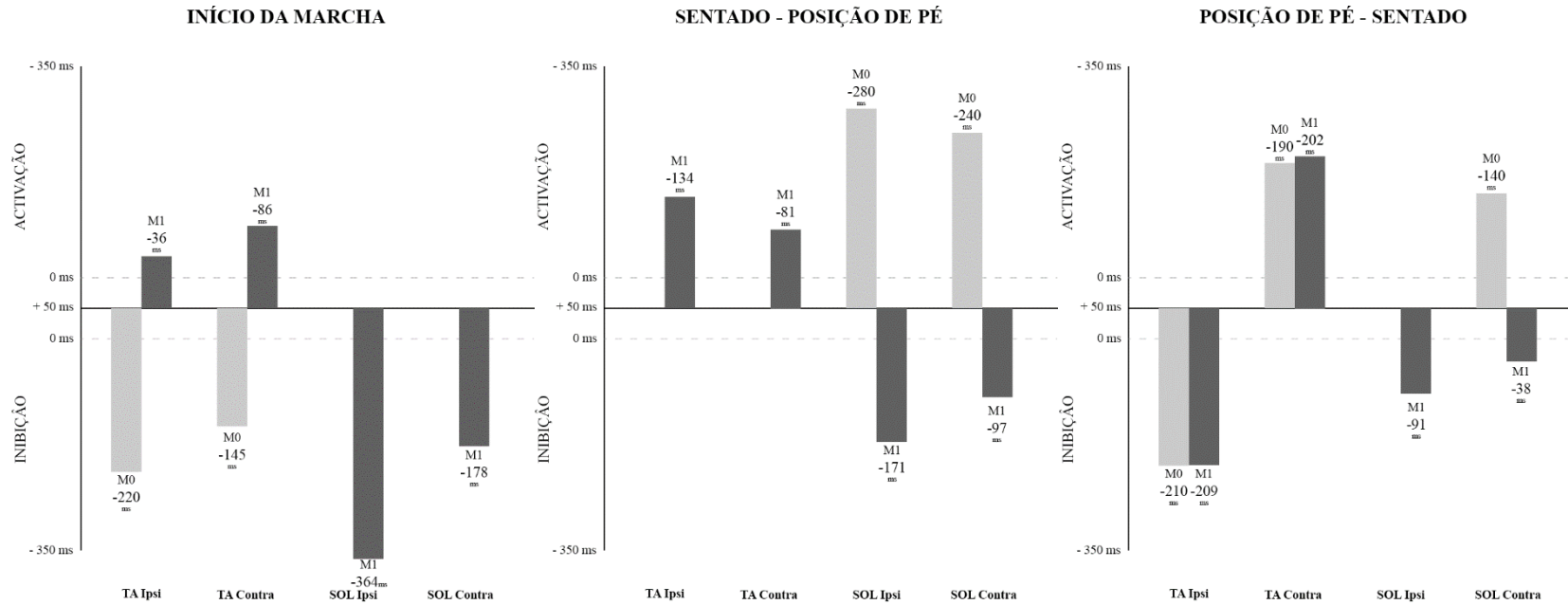
## Participante A



**Figura 46** – Resultados dos tempos de ativação/inibição do TA e SOL (ipsilesional e contralesional) em **M0** e **M1**.

No participante **A** observou-se uma modificação no sentido da ativação dos músculos TA (ipsilesional e contralesional) em todas as sequências de movimento, evidenciando uma mudança do comportamento, do sentido da inibição em **M0** para a ativação em **M1**. Ocorreu também uma modificação no sentido da inibição dos músculos SOL ipsilesional no início da marcha e na sequência de pé para sentado (Figura 46).

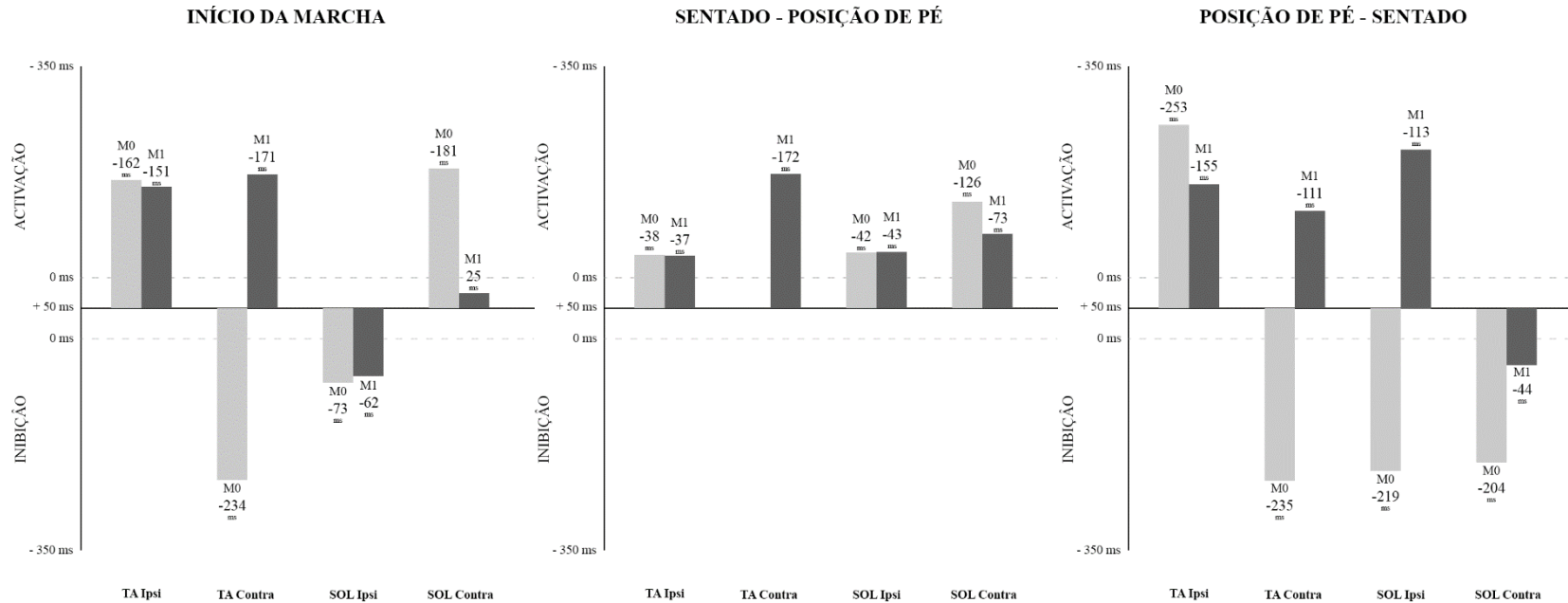
## Participante B



**Figura 47** – Resultados dos tempos de ativação/inibição do TA e SOL (ipsilesional e Contralesional) em **M0** e **M1**.

No participante **B** observou-se uma modificação no sentido da ativação dos músculos TA contralesional em todas as sequências de movimento entre **M0** e **M1**. Ocorreu também uma modificação no sentido da inibição dos músculos SOL (ipsilesional e contralesional) em todas as sequências de movimento, invertendo o comportamento observado em **M0** (Figura 47).

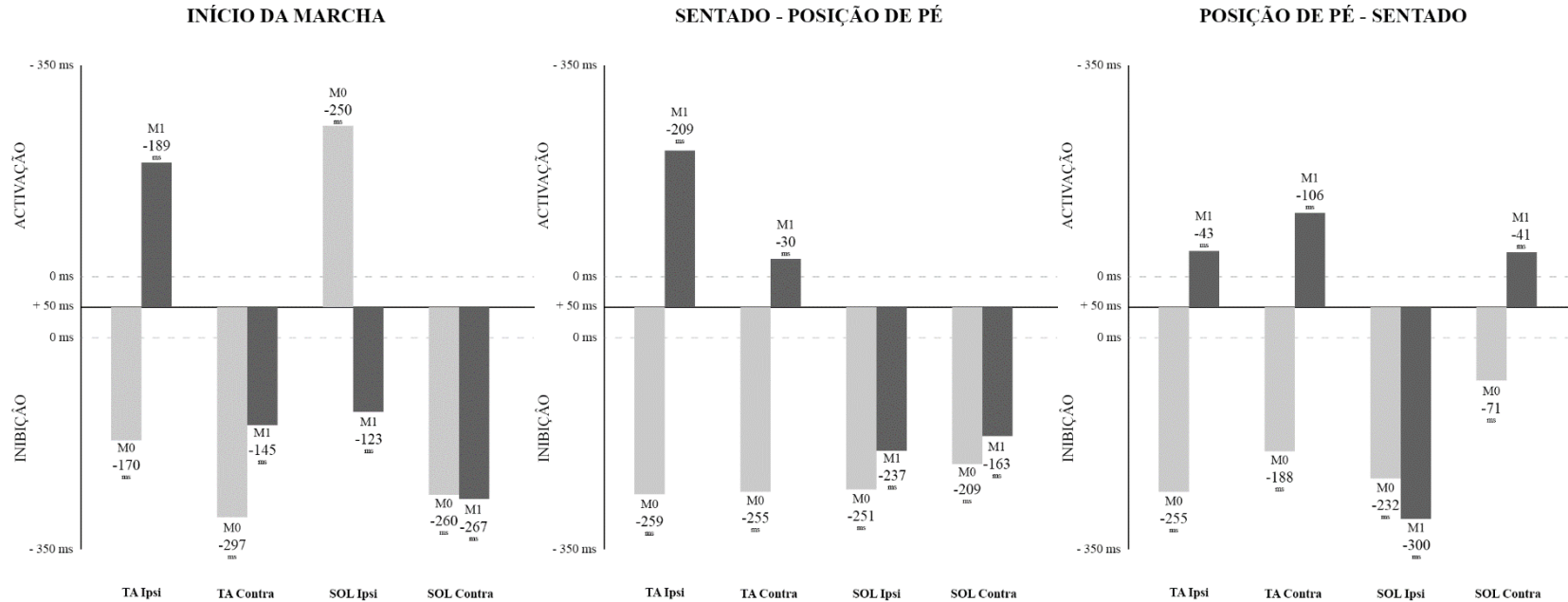
## Participante C



**Figura 48** – Resultados dos tempos de ativação/inibição do TA e SOL (ipsilesional e contralesional) em **M0** e **M1**.

No participante **C** observou-se uma modificação no sentido da ativação dos músculos TA contralesional em todas as sequências de movimento em **M1**, enquanto em **M0** não ocorreram ajustes na tarefa funcional sentado para a posição de pé, e nas restantes tarefas apresentava um comportamento no sentido da inibição (Figura 48).

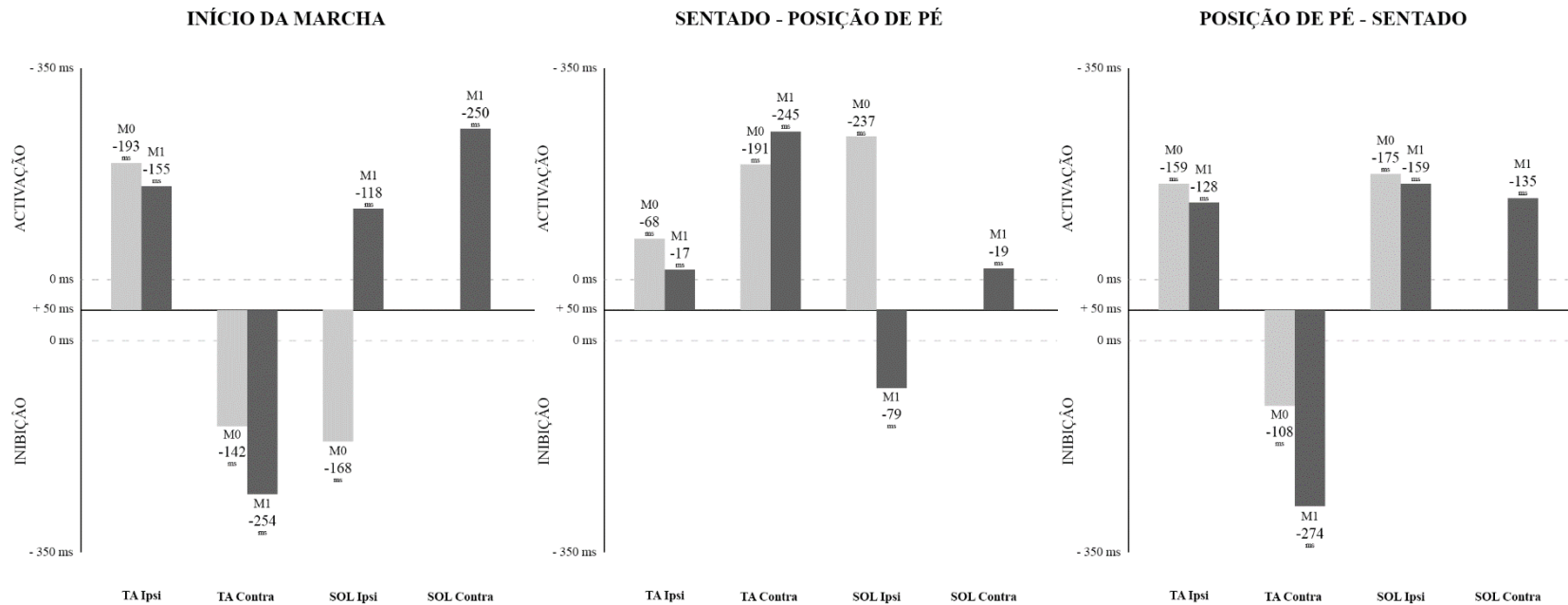
## Participante D



**Figura 49** – Resultados dos tempos de ativação/inibição do TA e SOL (ipsilesional e contralesional) em **M0** e **M1**.

No participante **D** em **M0** o TA (ipsilesional e contralesional) apresentava um comportamento no sentido da inibição em todas as seqüências de movimento, em **M1** observou-se uma modificação no sentido da ativação dos músculos TA (ipsilesional e contralesional) nas seqüências de movimento de sentado para posição de pé, e de pé para sentado (Figura 49).

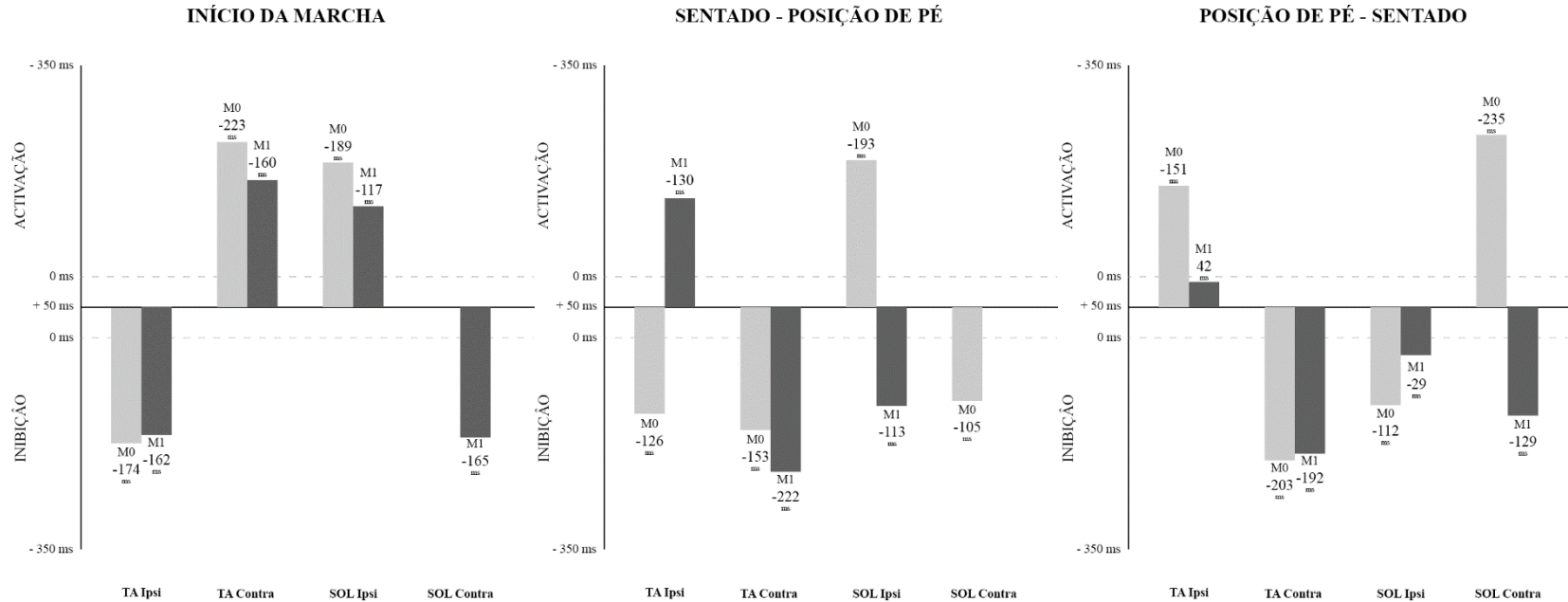
## Participante E



**Figura 50** – Resultados dos tempos de ativação/inibição do TA e SOL (ipsilesional e contralesional) em **M0** e **M1**.

No participante **E**, em **M0** o SOL contralesional não apresentava ajustes em nenhuma sequência de movimento, já em **M1** foram possíveis de observar em todas as sequências (Figura 50).

## Participante F



**Figura 51** – Resultados dos tempos de ativação/inibição do TA e SOL (ipsilesional e contralesional) em **M0** e **M1**.

No participante **F**, a sequência de pé para sentado foi aquela onde ocorreu uma organização no sentido da inibição de ambos os músculos SOL (ipsilesional e contralesional) entre **M0** e **M1**, sendo de destacar que em **M1** o comportamento do SOL (ipsilesional e contralesional) parece mais consistente no sentido da inibição (Figura 51).

## 4 Discussão

O objetivo deste estudo foi verificar se ocorreram alterações no comportamento e nos tempos de variação da atividade muscular dos músculos TA e SOL (ipsilesional e contralesional) em participantes com AVE e com alterações do controlo postural do CLPC, face à intervenção em fisioterapia. Os resultados obtidos confirmam que foi possível observar tanto alterações no comportamento como nos tempos de variação da atividade de ambos os músculos estudados.

Apesar de muita literatura enfatizar os défices no lado contralesional decorrentes de uma lesão vascular encefálica, alterações do controlo postural do lado ipsilesional podem também ser observadas em indivíduos pós AVE, existindo assim um envolvimento bilateral (Silva, *et al.*, 2012; Silva, *et al.*, 2015; Sousa, Silva, & Santos, 2015). Indivíduos pós AVE podem apresentar uma diminuição da intensidade e da duração da atividade muscular do SOL e do TA (Mulroy, Gronley, Weiss, Newsam, & Jacquelin, 2002), e se por um lado a atividade do TA depende maioritariamente do controlo de sistemas dorsolaterais, o SOL, como músculo tónico (Neptune, Kautz, & Zajac, 2001, Anderson & Pandy, 2003, Hall, Peterson, Kautz, & Neptune, 2011), depende da inervação de sistemas ventromediais, e está relacionado portanto com níveis elevados de exigência do controlo postural (Silva *et al.*, 2015). Assim, uma lesão a nível subcortical, no território da ACM, localizada ao nível da capsula interna, pode comprometer a transmissão de informação do córtex motor, e do cerebelo, para a formação reticular (Rothwell, 2012), e desta forma justificar as alterações observadas relacionadas com o controlo postural (Shumway-cook & Woolcott, 2012). De acordo com Brodal, (2010), a formação reticular recebe *input* do córtex via corticoreticular, e envia projeções para neurónios motores que inervam a musculatura axial e extensora dos membros inferiores, logo, a análise dos componentes neuromotores nos participantes do estudo permitiu identificar a diminuição do controlo postural do CLPC como um dos principais problemas a resolver. Contudo, as modificações ocorridas na variação dos tempos da atividade muscular pareceram mais evidentes do lado contralesional, o que vai ao encontro a estudos anteriores (Garland, Stevenson, & Ivanova, 1997; Mulroy, Gronley, Weiss, Newsam, & Jacquelin, 2002; Dickstein, Shefi, Marcovitz, & Villa, 2004), sendo importante referir que, a identificação dos principais problemas e sucessivas estratégias de intervenção se centraram no lado contralesional, facto este que poderá justificar estes resultados.

O SNC usa modelos internos para se adaptar e ajustar a perturbações externas, sendo um dos mecanismos de controlo postural os APA's, que ocorrem entre os 150 ms antes do movimento, até aos 50 ms pós movimento em indivíduos saudáveis (Aruin, 2002; Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Alguns investigadores alargaram a janela temporal até aos 250 ms antes do início do movimento até 50 ms depois de T0 (Shiratori & Latash, 2001), assim, sabendo que em indivíduos pós AVE, os APA's podem estar abolidos ou com elevados períodos de latência (Aruin, 2002; Dickstein, Shefi, Marcovitz, & Villa, 2004; Pereira, *et al.*, 2014; Sousa, Silva, & Santos, 2015), observamos modificações nos tempos de variação da atividade muscular na janela temporal dos -350 ms até aos 50ms. À semelhança de Aruin (2002), Pereira, *et al.*, (2014) e Sousa, Silva, & Santos, (2015) encontramos em alguns participantes tempos de variação da atividade muscular antes dos -250 ms, assim como a sua ausência em algumas tarefas funcionais. De facto parece ainda não existir consenso sobre a janela de tempo onde ocorrem os APA's em sujeitos pós AVE, uma vez que estes ajustes têm sido estudados em diferentes intervalos de tempo (Shiratori & Latash 2001; Aruin 2002; Mezaour, Yiou, & Bozec, 2010), tornando-se por isso difícil estabelecer uma comparação entre os vários estudos.

Nesta investigação as maiores modificações nos tempos de variação da atividade muscular, ocorreram tendencialmente no início da marcha e na sequência de pé para sentado, sendo estes ajustes a base para a realização de múltiplas tarefas que requerem a capacidade de recrutar tónus postural e para independência nas atividades da vida diária (Santos & Aruin, 2009; Silva, *et al.*, 2012). A informação aferente periférica exige uma constante adaptação do controlo postural, assim através do *handling*, um dos objetivos da intervenção foi potenciar a reorganização do SNC, privilegiando o *input* aferente pelas fibras tipo II e Ib, permitindo o ajuste da relação tensão/comprimento, garantindo a capacidade de manter o controlo postural anti gravítico. O início da marcha e sequência de pé para sentado dependem de uma adequada modulação da atividade muscular, ocorrendo uma inibição tónica da atividade do SOL, seguida de uma ativação do TA (Crenna & Frigo, 1991; Roy, *et al.*, 2006). Estes conjuntos posturais têm em comum a mesma base de suporte, os pés, que são uma importante fonte de *input* sensorial (Holland & Lynch-Ellerington, 2009), privilegiada em muitas das estratégias utilizadas nas nossas estratégias de intervenção. Aruin, (2003) também já tinha identificado que diferentes conjuntos posturais (sentado e em pé) podem levar a alterações na modulação dos APA's, o que poderá também ter contribuído para a tendência encontrada ser entre tarefas que têm em comum o mesmo conjunto postural (posição de pé).



Outra tendência observada caracterizou-se pela alteração do comportamento do TA e do SOL (ipsilesional e contralesional), sendo importante salientar que em M0, o TA apresentava um comportamento predominante no sentido da inibição, enquanto em M1 passa a ser no sentido da ativação. Já o Sol, contrariamente passou a ter em M1 um predomínio do comportamento no sentido da inibição, podendo essa organização da atividade ter sido influenciada pela experiência de movimento e pela informação somatossensorial (Takakusaki, 2013). É ainda importante salientar que a desorganização observada em M0, poderá ser explicada pela diminuição do *output* inibitório do cerebelo para modulação da atividade dos neurónios motores extensores (Haines, 2008), pois face a uma lesão do SNC, a capacidade dos fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de *Golgi*, recolherem informação pode estar comprometida (Gjelsvik & Syre, 2016). Cheng, Chen, Wang, & Hong, (2004) já tinham descrito que o comportamento do SOL pode, pelos mecanismos de inervação recíproca, influenciar a atividade do TA, que por sua vez, pelo seu papel na estabilidade do pé, pode alterar os APA's necessários para o início da marcha, não ocorrendo uma ativação do tibial anterior antecedida de uma inibição bilateral dos músculos soleares, justificando assim a importância da musculatura distal nos APA's (Aruin, 2006).

Encontramos também uma grande diversidade de padrões de variação da atividade muscular, facto este que realça a necessidade da especificidade quer para a avaliação quer para a intervenção em fisioterapia de um indivíduo pós AVE. Esta variabilidade de padrões de ativação neuronal depende também da localização, extensão e duração da lesão (Ferreira, Silva, Carvalho, Silva, & Santos, 2011). Ainda assim, face aos resultados obtidos, as decisões terapêuticas devem ter em consideração a necessidade de promover um melhor controlo postural no lado ipsilesional e não se focarem apenas no lado contralesional (Silva *et al.*, 2012; Pandian, Narayan, & Kumar, 2014).

Uma provável limitação desta investigação prende-se com o facto de os participantes apresentarem diferentes componentes neuromotoras, pela especificidade da própria lesão. No entanto, futuramente, seria importante a realização de estudos randomizados, que avaliassem as modificações nos APA's, em indivíduos pós AVE sujeitos a intervenção em fisioterapia.

## 5 Conclusão

Face à intervenção em fisioterapia com base no conceito de *Bobath*, em participantes pós AVE foi possível observar alterações no comportamento e nos tempos de variação da atividade dos músculos TA e SOL (ipsilesional e contralesional), nas sequências de movimento de sentado para posição de pé, de pé para sentado e início da marcha.

## 6 Agradecimentos

Aos participantes, que colaboraram voluntariamente, ao Gabinete Neuroreabilitar e à Unidade de Fisioterapia do Hospital Particular de Viana do Castelo que permitiram a realização deste estudo.

## 7 Referências bibliográficas

- Abolhasani, H., Ansari, N., Naghdi, S., Mansouri, K., Ghotbi, N., & Hasson, S. (2012) Comparing the validity of the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) and the Modified Tardieu Scale (MTS) in the assessment of wrist flexor spasticity in patients with stroke: protocol for a neurophysiological study. *BMJ Open*. doi:10.1136/bmjopen-2012-001394
- Aggarwal, A., & Kean, E. (2010) Comparison of the Folstein Mini Mental State Examination (MMSE) to the Montreal Cognitive Assessment (MoCA) as a Cognitive Screening Tool in an Inpatient Rehabilitation Setting. *Neuroscience & Medicine*, 1, 39-42. doi:10.4236/nm.2010.12006
- Anderson, F., & Pandy, M. 2003. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture*, 17(2), 159-169.
- Aruin, A. (2002). The organization of anticipatory postural adjustments. *Journal of Automatic Control*, 12, 31-37.
- Aruin, A. (2003). The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments. *Motor Control*, 7, 264-277.
- Aruin, A. (2006). The effect of asymmetry of posture on anticipatory postural adjustments. *Neuroscience Letters*, 401(1), 2150-153.
- Aruin, A. & Shiratori, T. (2003). Anticipatory postural adjustments while sitting: The effects of different leg supports. *Experimental Brain Research*, 151(1), 46-53. doi:10.1007/s00221-003-1456-y

- Billot, M., Simoneau, E., Van Hoecke, J., & Martin, A. (2010). Coactivation at the ankle joint is not sufficient to estimate agonist and antagonist mechanical contribution. *Muscle & Nerve*, 41(4), 511-518. doi:10.1002/mus.21530
- Bishop, M., Brunt, D., Pathare, N., Ko, M., & Marjama-Lyons, J. (2005). Changes in distal muscle timing may contribute to slowness during sit to stand in Parkinsons disease. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(1), 112-117. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.08.002
- Borghuis, J., Hof, A. & Lemmink, K. (2008). The Importance of Sensory-Motor Control in Providing Core Stability. Implications for Measurement and Training. *Sports Med.*, 38 (11).
- Brodal, P. (2010). *The central Nervous System*. Fifth edition, Oxford.
- Burnett, D., Campbell-Kyureghyan, N., Cerrito, P., & Quesada, P. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand- to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 610-615.
- Camargos, A., Rodrigues-de-Paula-Goulart, F., & Teixeira-Salmela, L. (2009). The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(2), 314-319. Doi: S0003-9993(08)01500-1 [pii]10.1016/j.apmr.2008.06.023.
- Campanini, I., & Merlo, A. (2009). Reliability, smallest real difference and concurrent validity of indices computed from GRF components in gait of stroke patients. *Gait & Posture*, 30, 127-131.
- Chang, W., Tang, P., Wang, Y., Lin, K., Chiu, M. & Chen, S. (2010). Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke. *Gait & Posture*, 32(4), 487- 493. doi: 0.1016/j.gaitpost.2010.07.007
- Cheng, P., Chen, C., Wang, M., & Hong, W. (2004). Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.*, 83(1), 10-16. doi: 10.1097/01.PHM.0000104665.34557.56
- Chou, S. W., Wong, A. M., Leong, C. P., Hong, W. S., Tang, F. T., & Lin, T. H. (2003). Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(1), 42-47. doi: 10.1097/01.PHM.0000043769.93584.4D
- Chung, E., Kim, J. & Lee, B. (2013). The effects of core stabilization exercise on dynamic balance and gait function in stroke patients. *J. Phys. Ther. Sci.* 25, 803-806.

- Correia, P., & Mil-Homens, P. (2004). *A eletromiografia, no estudo do movimento humano*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.
- Crenna, P., & Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented 6 movements in humans. *Journal of Physiology*, 437, 635-53.
- Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*: Jones & Bartlett Publishers.
- Dean, J., & Kautz, S. (2015). Foot placement control and gait instability among people with stroke. *J Rehabil Res Dev.*, 52(5), 577-590. doi:10.1682/JRRD.2014.09.0207.
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(10), 1096-1103. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.015
- Dessery, Y., Barbier, F., Giller, C., Corbeil, P. (2011). Does lower limb preference influence gait initiation? *Gait & Posture*, 33, 550–555.
- Dickstein, R., Shefi, S., Marcovitz, E., & Villa, Y. (2004). Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in poststroke hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 261-267.
- Di Giulio, I., Maganaris, C., Baltzopoulos, V., & Loran, I. (2009). The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *J. Physiol.*, 587(10), 2399-2416).
- Dong, Y., Sharma, V., Chan, B., Venketasubramanian, N., Teoh, H., Seet, R., Chen, C. (2010). The Montreal Cognitive Assessment (MoCA) is superior to the Mini-Mental State Examination (MMSE) for the detection of vascular cognitive impairment after acute stroke. *Journal of the Neurological Science*, 299(1-2), 15-18. doi:10.1016/j.jns.2010.08.051
- Drew, T., Prentice, S. & Schepens, B. (2004). Cortical and brainstem control of locomotion. In: Shigemori DGS, Mario W, editors. *Progress in Brain Research*. 143(17), 251-61.
- Duarte, M., & Freitas, S. (2010); Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14 (3), 186-92.
- Dubost, V., Beauchet, O., Manckoundia, P., Herrmann, F., Mourey, F. (2005). Decreased Trunk Angular Displacement During Sitting Down: An Early Feature of Aging. *Physical Therapy*, 85:5 404-412.

- Ferreira, S., Silva, C., Carvalho, P., Silva, A., & Santos, R. (2011). Anticipatory postural adjustments in post-stroke subjects during reaching. *Technology and Medical Sciences* – em Natal, R. et al. Taylor & Francis Group, London. 43- 49.
- Fimland, M., Moen, P., Hill, T., Gjellesvik, T., Tørhaug, T., Helgerud, J., & Hoff, J. (2011). Neuromuscular performance of paretic versus non-paretic plantar flexors after stroke. *Eur J Appl Physiol*, 111 (12), 3041-3049. doi: 10.1007/s00421-011-1934-z.
- Fletcher, L., Cornall, C., & Armstrong, S. (2009). Moving between sitting and standing. In S. Raine, L. Meadows, & M. Lynch-Ellerington, *Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation* (pp. 83-113). UK: wiley-blackwell.
- Fotoohabadi, M., Tully, E., & Galea, M. (2010). Kinematics of Rising from a Chair: Image-Based Analysis of the Sagittal Hip-Spine Movement Pattern in Elderly People Who Are Healthy. *Physical Therapy*, 90, 561-571.
- Freitas, S., Simões M. R., Martins, C., Vilar, M. & Santana, I. (2010). Estudos de adaptação do Montreal Cognitive Assessment (MoCA) para a população portuguesa. *Avaliação Psicológica*, 9(3), 345-347.
- Garland, S., Stevenson, T., & Ivanova, T. (1997). Postural Responses to Unilateral Arm Perturbation in Young, Elderly, and Hemiplegic Subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 78.
- Gjellesvik, B., & Syre, L. (2016). *The Bobath concept in adult neurology*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York.
- Haines, D. (2006). *Neurociência Fundamental para aplicações básicas e clínicas*. Tradução da 3ª Edição. Rio de Janeiro: Elsevier Editora.
- Hall, A., Peterson, C., Kautz, S., & Neptune, R. (2011). Relationships between muscle contributions to walking subtasks and functional walking status in persons with post-stroke hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 26(5), 509-515. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.12.010
- Holland, A., & Lynch-Ellerington, M. (2009). The control of locomotion. In S. Raine, L. Meadows, & M. Lynch-Ellerington, *Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation* (pp. 117-149). UK: Wiley-Blackwell.
- Hynstrom, A., Kuhnen, H., Kirking, K. & Hunter, S. (2014). Functional implications of impaired control of submaximal hip flexion following stroke. *Muscle Nerve*, 49: 225-232. doi:10.1002/mus.23886
- IBITA (2008). *Theoretical Assumptions and Clinical Practice*. Disponível em: <http://www.ibita.org/>

- Iyengar, Y., Vijayakumar, K., Abraham, J., Misri, Z., Suresh, B., & Unnikrishnan, B. (2014). Relationship between postural alignment in sitting by photogrammetry and seated postural control in post-stroke subjects. *NeuroRehabilitation*, 35, 181-190. Doi:10.3233/NRE-141118
- Jacobs, J., Lou, J., Kraakevik, J. & Horak, F. (2009). The supplementary motor area 10 contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in 11 participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience*, 164(2), 877-85. doi:10.1016/j.neuroscience.2009.08.002
- Johnson, P. (2009). Assessment and Clinical Reasoning in the Bobath Concept. In S. Raine, L. Meadows, & M. Lynch-Ellerington, *Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation* (pp.43-63). UK: Wiley-Blackwell.
- Karatas, M., Çetin, N., Bayramoglu, M., & Dilek, A. (2004). Trunk muscle strength in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 83:81-87.
- Karthikbabu, S., Chakrapani, M., Ganesan, S., & Ellajosyla, R. (2016). Pelvic alignment in standing and its relationship with trunk control and motor recovery of lower limb after stroke. *Neurology and Clinical Neuroscience*, doi: 10.1111/ncn3.12092
- Karthikbabu, S., Nayak A., Vijayakumar, K., Misri, Z., Suresh, B., Ganesan, S. et al (2011). Comparison of physio ball and plinth trunk exercises regimens on trunk control and functional balance in patients with acute stroke: a pilot randomized controlled trial. *Clin Rehabil.*, 25(8): 709-719. doi: 10.1177/0269215510397393
- Kendall, F., McCreary, E., & Provance, P. (2005). *Muscles, Testing and Function: With Posture and Pain*. 5th ed. Baltimore, Md: Williams & Wilkins.
- Kerr, A; Clark, A; Cooke, E., Rowe, P. & Pomeroy, V. (2016) Functional strength training and movement performance therapy produce analogous improvement in sit-to-stand early after stroke: early-phase randomized controlled trial. Physiotherapy Chartered Society of Physiotherapy. *Published by Elsevier Ltd*.
- Kim, j., Lee, D., Yu, J., Kim, J., & Hong, J. (2015). The influence of abdominal muscles on shoulder isometric muscular strength. *Indian Journal of science and technology*, 8(25). doi:10.17485/ijst/2015/v8i25/80435
- Kitatani, R., Ohata, K., Sakuma, K., Aga, Y., Yamakami, N., Hashiguchi, Y., & Yamada, S. (2016). Ankle muscle coactivation during gait is decreased immediately after anterior weight shift practice in adults after stroke, *Gait & Posture*, 45, 35-40.

- Kong, S., Jeong, Y. & Kim, J. (2015). Correlation between balance and gait according to pelvic displacement in stroke patients. *J. Phys. Ther. Sci.*, 27(7).
- Krishnan, V., Latash, M., & Aruin, A. (2012). Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clinical Neurophysiology*, 123(5), 1016-1026.
- Kusoffsky, A., Apel, I., & Hirschfeld, H. (2001). Reaching-lifting-placing task during standing after stroke: Coordination among ground forces, ankle muscle activity, and hand movement. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(5), 650-660.
- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. L. (2001). Locomotor-specific measure of spasticity of plantarflexor muscles after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.*, 82(12), 1696-1704. doi:10.1053/apmr.2001.26810
- Lamontagne, A., Richards, C. L., & Malouin, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *J Electromyogr Kinesiol.*, 10(6), 407-415.
- Loram, I., & Lakie, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol.*, 545(3), 1041-1053.
- Lubkowska, V., Zdeb, T. & Mroczek, B. (2015). Assessment of impact of early stroke rehabilitation on hip joint mobility of affected leg in patients after cerebrovascular accidents. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine*, 12(4). doi: 10.18276/cej.2015.4-02
- Luke, C., Dodd K., & Brock K. (2004). Outcomes of the *Bobath* concept on upper limb recovery following stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18, 888-898.
- Mao, Y., Chen, P., Li, L., Li, L., & Huang, D. (2015). Changes of pelvis control with subacute stroke: a comparison of body-weight-support treadmill training coupled virtual reality system and over-ground training. *Technology and health care*. 23, 355-364. Doi: 10.3233/THC-150972
- Matias, R., Batata, D., Morais, D., Miguel, J., & Estiveira, R. (2006). Estudo do comportamento motor dos músculos deltoide, trapézio, e grande dentado durante a elevação do braço em sujeitos assintomáticos. *EssFisiOnline*, 2(4): 3-23.
- Mazzaro, N., Nielsen, J., Grey, M., & Sinkjaer, T. (2007). Decreased contribution from afferent feedback to the soleus during Walking in patients with spastic stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 16(4), 135-144.

- Meadows, L., & Williams, J. (2009). An understanding of functional movement as a basis for clinical reasoning. In S. Raine, L. Meadows, & M. Lynch-Ellerington, *Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation* (pp 23-42). wiley- blackwell.
- Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2006). Kinematic Analysis of Upper Limbs and Trunk Movement during Bilateral Movement After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(11), 1463-1470.
- Mezaour, M., Yiou, E., & Bozec, S. (2010). Effect of limb muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with bilateral-forward reach in the unipedal dominant and non-dominant stance. *Eur J. Appl Physiol*, 110, 1187-1197. doi: 10.1007/s00421-010-1595-3
- Mücketl, S. & Mehrholz, J. (2014). Immediate effects of two attention strategies on trunk control on patients after stroke. A randomized controlled pilot trial. *Clinical Rehabilitation*, 28(7), 632-636. doi: 10.1177/0269215513513963
- Mulroy, S., Gronley, J., Weiss, W., Newsam, C., & Perry, J. (2002). Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait & Posture*, 18, 114-125.
- Neptune, R., Kautz, A., & Zajac, E. (2001). Contributions of the individual ankle flexors to support, forward progression and swing initiation during normal walking. *Journal of Biomechanics*, 34 (11), 1387-1398.
- Pandian. S., Arya, K., & Kumar, D. (2014). Does motor training of the nonparetic side influences balance and function in chronic stroke? A pilot RST. *The Scientific World Journal*.
- Pathak, S., Kumar, V., Nayak, A. & Kedambadi, R. (2014). The relationship between pelvic alignment and trunk control in stroke subjects: a cross-sectional study. *Int. J Res Med Sci.*, 2(4), 1483-1487. doi:10.5455/2320-6012.ijrms20141144
- Pereira, S., Silva, C., Ferreira, S., Silva, C., Oliveira, N., Santos, R., Vilas-Boas, J., Correia, M. (2014). Anticipatory postural adjustments during sitting reach movement in post-stroke subjects. *Journal of electromyography and kinesiology*, 24(1), 165-171.
- Prange, G., Jannink, M., Stienen, A., van der Kooij, H., Ijzerman, M., & Hermens, H. (2010). An explorative, cross-sectional study into abnormal muscular coupling during reach in chronic stroke patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1), 7-14.
- Rockey, M. (2008). The Relationship between Anterior Pelvic Tilt, Hamstring Extensibility and Hamstring Strength. *Proquest*.



- Rothwell, J. (2009) Meet the brain: Neurophysiology. *International Review of Neurobiology*, 86. doi: 10.1016/S0074-7742(09)86004-2
- Rothwell, J. (2012). Overview of neurophysiology of movement control. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 432-435.
- Roy, G., Nadeau, S., Grave, D., Malouin, F., McFadyen, B. & Pottie, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 21(6), 585-593. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.01.007
- Santos, M., & Aruin, A. (2009). Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 532-541. doi:10.1016/j.jelekin.2007.12.002
- Shiratori, T., & Latash, M. (2001). Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clinical Neurophysiology*, 112(7), 1250-1265.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor Control: Theory and Practical Applications* (3 ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Silva, A., Sousa, A., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J., Santos, R., & Sousa, F. (2013). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosens Mot Res*, 30 (1), 48-55.
- Silva, A., Sousa, A., Pinheiro, R., Tavares, J., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Soleus activity in post-stroke subjects: movement sequence from standing to sitting. *Somatosensory and Motor Research*, 29(3), 71-76. doi:10.3109/08990220.2012.686935
- Silva, A., Sousa, A., Silva, C., Tavares, J., Santos, R., & Sousa, F. (2015). Ankle antagonist coactivation in the double-support phase of walking: Stroke vs. healthy subjects. *Somatosens Mot Res*, 32(3), 153-157.
- Sousa, A., Macedo, R., Santos, R. & Tavares, R. (2010). Influence of an unstable shoe on compensatory postural adjustments: An experimental evaluation. *Repositório Aberto da Universidade do Porto*.
- Sousa, A., Silva, A., & Santos, R. (2015). Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.07.002

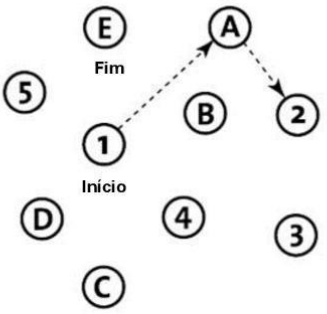
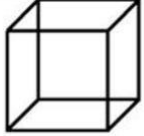
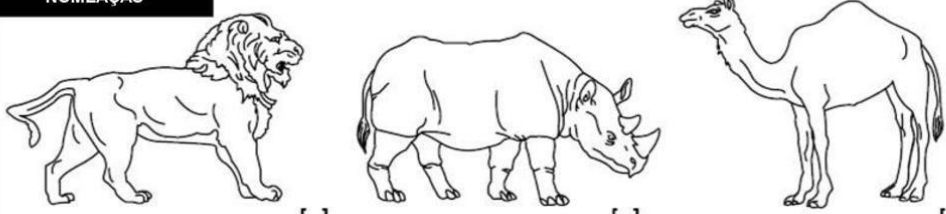
- Sousa, A., Silva, A., Santos, R., Sousa, F., & Tavares, J. (2013). Interlimb coordination during the stance phase of gait in subjects with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94, 2515-22.
- Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. Review. *Movement Disorders*, 28 (11). doi: 10.1002/mds.25669
- Tasseel-Ponche, S., Yelnik, A. & Bonan, I. (2015). Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. Review Neurophysiologie Clinique. *Clinical Neurophysiology*, 45, 327-333.
- Turns, L., Neptune, R., & Kautz, S. (2007). Relationships between Muscle Activity and Anteroposterior Ground Reaction Forces in Hemiparetic Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(9), 1127-1135. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2007.05.027
- Verheyden, G., Ruesen, C., Grissen, M., Brumby, V., Moran, R., Burnett, M., & Ashburn, A. (2014). Postural alignment is altered in people with chronic stroke and related to motor and functional performance. *JNPT*, 38, 239-245.
- Verheyden, G., Vereeck, L., Troch, M., Herregodts, I., Lafosse, C., Niewbouer, A. et al (2006). Trunk Performance after stroke and relationship with balance, gait and functional activity. *Clin Rehabil*. 20:451-8.
- Yanohara, R., Teranishi, T., Tomita, Y., Tanino, G., Ueno, Y. , & Sonoda, S. (2014) Recovery process of standing postural control in hemiplegia after stroke. *Journal of Physical Therapy*, 26, 1761-1765.
- Yoshida, S., Nakazawa, K., Shimizu, E. & Shimoyama, I. (2008). Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement. *Gait & Posture*, 27(1), 97-102. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.02.006
- Yu, S. & Park, S. (2013). The effects of core stability strength exercise on muscle activity and trunk impairment scale in stroke patients. *J Exerc Rehabil.*, 9(3), 362-67.

# Anexo A – MOCA (Montreal Cognitive Assessment)

## MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA)

VERSÃO PORTUGUESA – 7.1 VERSÃO ORIGINAL

Nome: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_  
 Género: \_\_\_\_\_ Data de Nascimento: \_\_\_\_\_  
 Escolaridade: \_\_\_\_\_ Data de Avaliação: \_\_\_\_\_

<b>VISUO-ESPACIAL / EXECUTIVA</b>				Copiar o cubo Desenhar um Relógio (onze e dez) (3 pontos)	<b>Pontos</b>		
		[ ]	[ ]	[ ] [ ] [ ]	___/5		
<b>NOMEAÇÃO</b>					___/3		
<b>MEMÓRIA</b>	Leia a lista de palavras. O sujeito deve repeti-la. Realize dois ensaios. Solicite a evocação da lista 5 minutos mais tarde.	Boca	Linho	Igreja	Cravo	Azul	Sem Pontuação
		1º ensaio					
		2º ensaio					
<b>ATENÇÃO</b>	Leia a sequência de números. (1 número/segundo)	O sujeito deve repetir a sequência. [ ] 2 1 8 5 4 O sujeito deve repetir a sequência na ordem inversa. [ ] 7 4 2				___/2	
Leia a série de letras (1 letra/segundo). O sujeito deve bater com a mão cada vez que for dita a letra A. Não se atribuem pontos se ≥ 2 erros.		[ ] FBACMNAAJKLBFAFAKDEAAAJAMOFAB				___/1	
Subtrair de 7 em 7 começando em 100.		[ ] 93	[ ] 86	[ ] 79	[ ] 72	[ ] 65	___/3
4 ou 5 subtrações correctas: 3 pontos; 2 ou 3 correctas: 2 pontos; 1 correcta: 1 ponto; 0 correctas: 0 pontos							
<b>LINGUAGEM</b>	Repetir: Eu só sei que hoje devemos ajudar o João.	O gato esconde-se sempre que os cães entram na sala.				___/2	
Fluência verbal: Dizer o maior número possível de palavras que comecem pela letra "P" (1 minuto).		[ ] _____ (N ≥ 11 Palavras)				___/1	
<b>ABSTRACÇÃO</b>	Semelhança p.ex. entre banana e laranja = fruta [ ] comboio - bicicleta [ ] relógio - régua					___/2	
<b>EVOCAÇÃO DIFERIDA</b>	Deve recordar as palavras SEM PISTAS	Boca	Linho	Igreja	Cravo	Azul	___/5
		[ ]	[ ]	[ ]	[ ]	[ ]	Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS
<b>Opcional</b>	Pista de categoria Pista de escolha múltipla						
<b>ORIENTAÇÃO</b>	[ ] Dia do mês [ ] Mês [ ] Ano [ ] Dia da semana [ ] Lugar [ ] Localidade					___/6	
© Z.Nasreddine MD		Examinador: _____			TOTAL <span style="float: right;">___/30</span>		

Versão Portuguesa: Freitas, S., Simões, M. R., Santana, I., Martins, C. & Nasreddine, Z. (2013). *Montreal Cognitive Assessment (MoCA): Versão 1*. Coimbra: Faculdade de Psicologia e de Ciências da Educação da Universidade de Coimbra.

## Anexo B – Declaração de Consentimento Informado



### 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)

**Designação do Estudo:** “Organização do controlo postural em indivíduos após AVE – Acidente Vascular Encefálico”.

Eu, abaixo-assinado \_\_\_\_\_ compreendi a explicação que me foi prestada que versou os objetivos, os métodos e o eventual desconforto do estudo em que serei incluído. Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos participantes neste estudo são confidenciais e que será mantido o anonimato. Sei que posso recusar-me a participar ou interromper a qualquer momento a participação no estudo, sem nenhum tipo de penalização por este fato. 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.

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

Data

\_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Assinatura:

\_\_\_\_\_

O investigador responsável: \_\_\_\_\_

(Assinatura)



