

Joana Cristina Rodrigues Gomes

Intervenção em fisioterapia, baseada no conceito de *Bobath*, consegue influenciar a relação neural entre o membro superior e o membro inferior, na linha temporal dos APA's?

**Sujeitos com acidente vascular encefálico:
Série de estudos de caso**

Orientador: Augusta Silva

Co-orientador: Andreia Sousa e Rubim Santos

Unidade Curricular de Projeto em Fisioterapia

Mestrado em Fisioterapia

Opção Neurologia

Setembro de 2016

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

Joana Cristina Rodrigues Gomes

**Intervenção em fisioterapia, baseada no
conceito de *Bobath*, consegue influenciar a
relação neural entre o membro superior e o
membro inferior, na linha temporal dos APA's?**

Sujeitos com acidente vascular encefálico:

Série de estudos de caso

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia a Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Neurologia, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Maria Augusta Ferreira Silva, Professora Adjunta, da Área Técnico-Científica da Fisioterapia 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 a relação neural entre o membro superior e o
membro inferior, na linha temporal dos APA's?**

Sujeitos com acidente vascular encefálico:

Série de estudos de caso

Joana Gomes¹, Andreia Sousa², Rubim Santos³, Augusta Silva²

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

³ATCF – Área Técnico-Científica da Física

joanargomes1987@gmail.com¹

Resumo

Introdução: A atividade de músculos e /ou grupos musculares que se ativam de forma estereotipada no decorrer de tarefas funcionais continua pouco compreendida nos indivíduos pós acidente vascular encefálico (AVE). A relação neural atípica entre o membro inferior (MI) e o membro superior (MS) expressa-se frequentemente através de um predomínio da atividade extensora no MI associada a componentes flexores no MS. **Objectivo(s):** Face ao exposto, importa perceber se em sujeitos com componente flexor do MS, é possível caracterizar a relação neural entre a atividade do músculo solear (SOL) e músculo braquiorradial (BRA) durante a sequência de ativação dos APA's da tibiotársica, bem como qual a capacidade para a sua modificação face à intervenção em fisioterapia. **Métodos:** Participaram neste estudo seis indivíduos com história de AVE, no território da artéria cerebral média. Foram submetidos a dois momentos de avaliação, um momento inicial (M0) e um momento final (M1), após 3 meses de intervenção em fisioterapia segundo o conceito de *Bobath*. Em ambos os momentos foi recolhida, com recurso à eletromiografia de superfície, a atividade muscular do músculo SOL e BRA do lado contralesional e do lado ipsilesional. A identificação das subfases das sequências em análise foi feita com recurso às plataformas de força. **Resultados:** Em cinco dos seis participantes observou-se uma modificação de M0 para M1 nos tempos de variação de atividade, no sentido da inibição, nos músculos SOL e BRA, do lado contralesional, no intervalo dos APA's. A tarefa funcional onde este comportamento foi mais consistente foi no início da marcha e no sentar. **Conclusão:** A intervenção em fisioterapia segundo o conceito de *Bobath* conseguiu influenciar a relação neural entre o MS (BRA) e o MI (SOL).

Palavras-chave: Acidente Vascular Encefálico, relação neural, intervenção em Fisioterapia conceito de *Bobath*

Abstract

Background: The activity of muscles and / or muscle groups that are activated stereotypically during functional tasks remains poorly understood in post stroke individuals. Atypical neural coupling between the lower limb and the upper limb is expressed often by a predominance of extensor activity in lower limb associated with flexors components in upper limb. **Aim(s):** Therefore, it's important to understand if in subjects with flexor component of upper limb, there is an relationship between neural activity of the soleus muscle (SOL) and brachioradialis muscle (BRA) during activation sequence of anticipatory postural adjustments of ankle, as well as the capacity for modification due to the intervention in physical therapy. **Methods:** Participated in this study six subjects with stroke history, in the middle cerebral artery territory. There were two moments of assessment, an initial moment (M0) and final moment (M1), after 3 months of intervention in physical therapy according to the Bobath concept. In M0 and M1 was collected, using surface electromyography, activity of SOL muscle and BRA muscle in contralesional side and ipsilesional side. The identification of the sub-phases of the sequences analysis was performed with use of force platforms. **Results:** In five of six participants was observed a modification from M0 to M1 in activity times, in the direction of inhibition, at SOL muscle and BRA muscle, of the contralesional side, in the range of APA's. The functional task where this behavior was more consistent was the beginning of the walk and in the sequence of sit to stand. **Conclusion:** The intervention in physical therapy, according to the Bobath concept, influenced the neural coupling between upper limb and lower limb.

Key words: Stoke, neural interlimb coupling, Physical Therapy, Bobath concept

1. Introdução

São inúmeras as alterações documentadas em sujeitos com lesão do sistema nervoso central (SNC) e em particular por acidente vascular encefálico (AVE), no âmbito neuro-motor, perceptivo, cognitivo e comunicacional (Mercier, Audet, Héber, Rochette, & Dubois, 2001). Dentro das alterações neuro-motoras um aspeto, que apesar de explorado ainda é pouco compreendido, diz respeito à atividade de músculos e /ou grupos musculares que se ativam de forma estereotipada no decorrer de tarefas funcionais (Dietz & Schrafl-Altarmatt, 2016). Este comportamento designado por *coupling* neural atípico tem sido descrito para a relação neural atípica entre membro superior (MS) e membro inferior (MI) em sujeitos com AVE, durante tarefas funcionais (Kline, Schmit, & Kamper, 2007). Esta relação neural, nos sujeitos sem patologia do sistema nervoso central, engloba mais do que a simples atividade reflexa ou a coordenação entre membros durante a marcha (Dietz V. , 2002; Haridas & Zehr, 2003), abrange também tarefas bimanuais (Dietz, et al., 2015).

Nos sujeitos com AVE, esta relação neural atípica expressa-se frequentemente através de um predomínio da atividade extensora no MI associada a componentes flexores no MS (Kline, Schmit, & Kamper, 2007). O componente flexor do MS observado em indivíduos pós AVE pode expressar a excitabilidade do sistema vestibulo-espinal (Kline, Schmit, & Kamper, 2007). Ao sistema vestibular é atribuída a função de recrutar neurónios motores extensores para a função extensora ou anti gravítica (Rothwell J. , 2009). Contudo, existe a necessidade de uma constante modulação, desta resposta extensora face à variação do *input* proprioceptivo aferente que chega ao cerebelo (Brodal, 1981; Kierman, 2005; Siegel & Sapru, 2011). Assim, a resposta extensora é modulada também face à variação do nível de atividade muscular com recurso à conexão neural reticulo-cerebelo-vestibular.

A capacidade em regular a ativação de neurónios motores extensores é evidente em tarefas funcionais onde existe variação da transferência de carga como o início da marcha e as primeiras fases das sequências de movimento de sentado para de pé e de pé para sentado. Na transição entre sequências de movimento como “deixar” de estar de pé (para sentar), e “deixar” de estar parado (para iniciar marcha), é fundamental esta capacidade de modulação da resposta extensora. No MI, esta modulação é expressa através da sequência de ativação dos ajustes posturais antecipatórios (APA's) em que a ativação do músculo tibial anterior é precedida de uma diminuição da atividade do músculo solear (SOL) (Silva, et al., 2013). No MS, sendo o músculo braquiorradial

(BRA) um músculo anti gravítico (Holmes & Keir, 2014) e potencialmente sob a influência do sistema vestibular, pode justificar a orientação do MS caracterizada por flexão do cotovelo e pronação do antebraço. Este comportamento consistente e frequentemente observado no decorrer de tarefas funcionais, permite questionar se as alterações relativas à diminuição da capacidade de regular a atividade do músculo solear (Silva, et al., 2013; Silva, et al., 2015), também são observáveis no músculo braquiorradial.

Estas possíveis alterações nos sujeitos com AVE, enquadradas no âmbito das alterações do controlo postural (CP) são das principais alterações a destacar nesta população específica (Genthon, Gissot, Froger, Rougier, & Pérennou, 2008). O destaque dado para as alterações de CP nestes sujeitos é justificado pela enorme probabilidade de existir lesão estrutural da conexão cortico-reticular cujo percurso ocorre no território da artéria cerebral média (ACM). É do conhecimento científico que o número de axónios na cápsula interna que influenciam a atividade da formação reticular é largamente superior aos que viajam dentro do sistema cortico-espinal (Lemon, 2008; Rothwell J. , 2009), justificando também que estas ocorram em ambos os lados do corpo (Silva, et al., 2013; Silva, et al., 2015), a par das alterações de movimento no lado contralesional.

Sabendo que o *input* de um membro não só é capaz de influenciar o seu circuito segmentar adjacente, como também tem acesso aos componentes distantes da rede espinal (Meyns, Bruijn, & Duysens, 2013), justifica-se explorar a capacidade de regular a atividade de músculos anatomicamente distantes mas funcionalmente “acoplados” no âmbito da regulação da resposta extensora para posterior ativação de componentes flexores em tarefas funcionais.

A intervenção em fisioterapia estando nestes sujeitos primariamente direcionada para potenciar a capacidade de recrutar atividade muscular e respetiva modulação exige um *handling* seletivo capaz de induzir um *input* específico de forma a influenciar e otimizar o controlo motor (Levin & Panturin, 2011).

Face ao exposto, importa perceber se em sujeitos com componente flexor do MS, é possível caracterizar a relação neural entre a atividade do músculo solear e músculo braquiorradial durante a sequência de ativação dos APA's da tibiotársica, bem como qual a capacidade para a sua modificação face à intervenção em fisioterapia.

2. Métodos

O presente estudo consiste numa série de estudos de caso.

2.1 Participantes

Participaram neste estudo seis indivíduos com história de AVE único e unilateral de etiologia isquémica, a um nível subcortical e no território da ACM, nomeadamente na cápsula interna (confirmado por tomografia axial cerebral computadorizada) (Kim, et al., 2008; Ropper, Samuels, & Klein, 2014). A amostra foi selecionada de um gabinete privado de fisioterapia. Foram também critérios de inclusão: a capacidade de manter o conjunto postural de sentado e de pé de forma independente; tempo de evolução superior a 6 meses e capacidade de compreender e seguir instruções, confirmado pela *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA) (*score* > 26) (Freitas, Simões, Martins, Vilar, & Santana, 2010; Prange, et al., 2010) (anexo A).

Foram excluídos do estudo os participantes que apresentassem história de lesão músculo-esquelética e toma de medicação que interferisse a execução do estudo bem como a presença de outras condições neurológicas (doença de Parkinson, esclerose múltipla, entre outras) (Kusoffsky, Apel, & Hirschfeld, 2001; Prange, et al., 2010).

Na tabela I encontra-se a caracterização dos participantes que integraram este estudo de série de casos, relativamente às medidas antropométricas e dados clínicos.

Tabela I- Caracterização dos participantes quanto ao género (M- masculino; F-feminino), idade (anos), peso (Kg), altura (cm), tempo de evolução (meses), membro contralesional (CONTRA) (ESQ – esquerdo; DRT – direito) e área de lesão identificada por tomografia computadorizada.

Participante	Género	Idade	Peso	Altura	Tempo de evolução	Membro CONTRA	Área de lesão
A	M	49	95	176	48	ESQ	Lenticulo-capsulo-radiario
B	F	38	68	163	24	ESQ	Lenticocapsular
C	F	54	75	158	90	ESQ	Fronto-parieto-insular
D	F	32	60	173	30	ESQ	Corticosudcortical frontotemporoinssular (com degenerescia <i>walleriana</i>)
E	M	34	86	185	18	ESQ	Lenticocapsular
F	F	57	65	160	12	DRT	Estriatocapsular

2.2 Instrumentos

2.2.1 Escalas

Para avaliar o estado cognitivo dos participantes, foi utilizado o instrumento *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA) (Anexo A). Este instrumento 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 (Freitas, Simões, Martins, Vilar, & Santana, 2010).

Possui elevada consistência interna (α Cronbach = 0,92), excelente estabilidade temporal dos resultados, com teste-reteste $r=0,85$ [$p<.01$; 33.47 (± 14.65) dias] (Freitas, Simões, Martins, Vilar, & Santana, 2010).

Provou ser uma medida válida, confiável, sensível e com precisão na avaliação do comprometimento cognitivo de indivíduos com sequelas de AVE (Dong, et al., 2010).

2.2.2 Eletromiografia de superfície

Para o registo de eletromiografia (EMG) de superfície, utilizou-se o dispositivo *wireless* BioPlux Research (Plux® Lda., Portugal). 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 (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).

2.2.3 Plataforma de forças

Para registo das forças de reação ao solo foram utilizadas duas plataformas de forças (PF's) 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*). A fiabilidade das Plataformas de Forças na patologia apresenta um ICC>0,90 (Campanini & Merlo, 2009). Os valores de força foram normalizados de acordo com o peso de cada sujeito (Turns, Neptune, & Kautz, 2007). Os dados das plataformas de Força 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 Avaliação

A avaliação focou-se na exploração do potencial de cada participante para a melhoria do controlo motor como base para a função (Johnson, 2009) tendo ocorrido em 2 momentos: num momento inicial (M0) e 3 meses após a avaliação inicial (M1).

A avaliação destes dois momentos foi realizada em contexto clínico e em contexto de laboratório. Em ambos os momentos foram mantidas as mesmas condições ambientais relativamente à luz e temperatura e o mesmo investigador. Foram fornecidas aos participantes explicações acerca dos procedimentos assim como instruções durante a avaliação.

2.3.1.1 Avaliação clínica e intervenção

A avaliação e intervenção clínica dos participantes em estudo teve lugar num gabinete privado de fisioterapia na cidade de Braga. Procedeu-se à elaboração, para todos os participantes, de processos de raciocínio clínico individualizados e específicos considerando o potencial máximo de cada indivíduo.

A avaliação objetiva centrou-se nas sequências e qualidade da ativação muscular, padrões de movimento, nos fatores biomecânicos como os alinhamentos ósseos, interação e inter-relação entre os diferentes segmentos corporais assim como na seletividade do controlo do movimento (Johnson, 2009; Gjelsvik & Syre, 2016;). Para registo dos componentes do movimento recorreu-se ao registo de vídeo e imagem (máquina fotográfica digital *Nikon D3200 com uma lente 18-55mm*). A discussão dos processos de raciocínio clínicos foi feita por uma fisioterapeuta especialista, com experiência na área da reabilitação neurológica, e com formação em cursos avançados do Conceito de *Bobath*. A intervenção em fisioterapia, utilizou a facilitação do movimento, através do *input* sensorial e proprioceptivo, com o objetivo de promover o controlo motor e a aprendizagem motora (Shumway-Cook & H. Woollacott, 2012). As estratégias tiveram por base os pressupostos do controlo postural da seletividade do movimento, abordando componentes específicos de tarefas para a 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.

O registo sistemático das decisões terapêuticas tendo como ponto de partida a análise do movimento humano e o potencial de cada indivíduo, contribuem para a validação da prática em fisioterapia.

2.3.1.2 Avaliação em contexto laboratorial

A avaliação em laboratório foi realizada 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 com calçado habitual (garantindo que entre recolhas foi utilizado o mesmo calçado). Adotaram uma posição confortável para os pés sem que a largura escolhida não ultrapassasse a largura dos ombros (Duarte & Freitas, 2010).

2.3.1.2.1 EMG

Na recolha de EMG foram realizados todos os procedimentos relativos a preparação da pele (preferencialmente impedância menor ou igual a $5K\Omega$), de modo a minimizar a resistência à passagem do sinal. Procedeu-se à remoção da superfície morta da pele e de todos os elementos não condutores, com um gel exfoliante, seguindo-se a limpeza da mesma com álcool e algodão (Fimland, et al., 2011). As referências anatómicas para colocação dos elétrodos referentes aos músculos SOL, gastrocnémio medial (GM) e BR encontram-se na tabela I e a sua localização foi confirmada através da palpação do ventre muscular (Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009; Criswell, Cram's Introduction to Surface Electromyography, 2014).

Tabela II – Referencias anatómicas utilizadas para a colocação dos elétrodos na EMG.

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 (SENIAM, 2016).
GM	Protuberância mais proeminente do músculo (SENIAM, 2016).
BR	Ventre muscular 4 cm abaixo do epicôndilo lateral do úmero, na face ântero-lateral do antebraço (Criswell, 2014).
Eléctrodo Terra	Rótula (SENIAM, 2016).

Legenda: SOL: Solear; GM: gémeo medial; BR: braquiorradial;

A execução das tarefas funcionais foram precedidas de um registo da posição de partida durante 60 segundos (Perlmutter, Lin, & Makhsous, 2010), com os membros superiores ao longo do corpo e o olhar orientado para um sinal específico colocado a 2 metros de distância (Genthlon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007). Previamente ao comando verbal para iniciar a tarefa, dado pelo mesmo investigador, os indivíduos foram instruídos a realizar cada tarefa sem recurso aos membros superiores e sem modificar os pés entre repetições. Foram registadas três repetições válidas de cada tarefa, a uma velocidade auto-selecionada, com um intervalo de 1 minuto de repouso entre elas. O sinal EMG foi recolhido simultaneamente em ambos os membros tendo sido verificada a qualidade do sinal (Correia & Mil-Homens, 2004).

Para cada uma das tarefas foram tidas considerações específicas:

a) Sequência de movimento de sentado para de pé e de pé para sentado:

Na sequência de movimento de sentado para de pé (SP) os participantes assumiram a posição de sentado, sem apoio do tronco e com 75% do comprimento do fémur em contato com a superfície de apoio. A altura do assento foi ajustada a 100 % da altura da perna e mantiverem um pé em cada plataforma de forças (Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009).

Na sequência de pé para sentado (PS) os participantes foram instruídos a deixarem os membros superiores ao longo do corpo e um pé em cada plataforma de forças.

b) Início da marcha:

Foram instruídos para após o comando verbal “pode” caminharem. A escolha do pé que avança foi deixado ao critério do participante para não condicionar a espontaneidade da tarefa. No entanto, foi garantido que entre repetições e entre momentos fosse sempre o mesmo pé a avançar primeiro (Dessery, Barbier, Giller, & Corbeil, 2011).



Figura 1 – Posicionamento para a recolha do início da marcha de um participante em estudo.

2.3.2 *Análise de dados*

2.3.2.1 *EMG*

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 valor do *root mean square* numa janela deslizante de 100 amostras. Foi aplicado um filtro *low pass Butherworth* de segunda ordem de 20Hz ao sinal do centro de pressão (Lamontagne, Malouin, & Richards, 2001; Billot, Simoneau, Hoecke, & Martin, 2010).

A identificação das subfases das sequências em análise foi feita com recurso às plataformas de força e baseada no componente ântero-posterior da força de reação ao solo. Utilizou-se o vector 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 ou menos 3 desvios padrão ($M \pm 3DP$) (Sousa, Silva, & Santos, 2015).

O tempo da variação da atividade do SOL e BRA foi identificado através do sinal EMG, tendo sido selecionado o intervalo entre -500 a -450 ms antes de T0 para a análise da média e do desvio padrão da atividade basal (Silva, et al., 2013). O tempo de ativação muscular foi calculado através do intervalo de tempo em que a atividade EMG foi igual ou superior à $M+2DP$ durante um período igual ou superior a 50 ms e o tempo de inibição muscular quando o sinal atingiu um valor menor ou igual à $M-2DP$ com duração de pelo menos 50 ms (Dickstein, Shefi, Marcovitz, & Villa, 2004; Krishan, Latash, & Aruin, 2012; Silva, et al., 2013). Assim, o tempo de ativação ou inibição consistiu no valor médio obtido pela diferença de tempo entre o início da atividade destes músculos e o T0 dos três ensaios das diferentes tarefas funcionais (Dickstein, Shefi, Marcovitz, & Villa, 2004). 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.

2.4 Avaliação e intervenção clínica dos participantes

Participante A

O participante A, com 49 anos, apresenta 42 meses de evolução clínica decorrente de um AVE, no território da ACM, com envolvimento lenticulo-capsulo-radiário direito. Atualmente continua a exercer a sua atividade profissional, jornalista de rádio, é independente nas deslocações (conduz) e nas tarefas da vida diária, como cuidados de higiene, preparar refeições, necessitando apenas de alguma ajuda no vestir. Pratica regularmente caminhadas. O objetivo deste participante é “conseguir algum movimento do braço”.

Na avaliação em M0, identificou-se uma orientação atípica do MS caracterizada por um componente flexor do cotovelo e pronação do antebraço. Na marcha, na fase média de apoio, as articulações da coxa e ombro não assumem uma orientação compatível com o CP adequado para a capacidade de recrutar a extensão linear (Fig.2). Foram identificadas alterações no âmbito do CP da coxa e ombro contralesional a par de alterações mecânicas em músculos do MS, o braquiorradial e o tricípite. Foi também identificado uma alteração na co-ativação bicípite/tricípite.

Numa fase preparatória da sessão foi necessário trabalhar mecanicamente os tecidos do braquiorradial e expansões do tricípite (Fig. 4). Após a conquista da atividade do tricípite fracionada da atividade do músculo grande dorsal (fig. 6), foi necessário regular a atividade bicípite/tricípite (Fig. 5). A atividade do bicípite foi regulada através da variação da tensão (Fibras Ib e II), uma vez que estas aferências, através da via espinoreticular, projetam-se para a formação reticular, com possibilidade de organizar o controle postural (Brodal, 1981).

O *input* aferente da mão foi fundamental para aumentar a percepção do MS em relação ao tronco e ao espaço circundante (Maravita, Spence, & Driver, 2003; Serino & Haggard, 2010) para posterior integração do MS em tarefas funcionais (Fig. 8 e 9).

A estabilidade pélvica com extensão seletiva da coxa (Fig.7) foi potenciada integrando a atividade do membro inferior contralesional através de *input* proprioceptivo no pé (Holland & Lynch-Ellerington, 2009). Neste caso clínico, tal como acontece na mão, a informação aferente oriunda do pé é essencial para organizar os segmentos mais proximais (Holland & Lynch-Ellerington, 2009). Na facilitação da sequência de movimento de sentado para de pé (Fig.8), é exigido um alto nível de CP, em que a ativação da musculatura extensora em co-ativação com a musculatura flexora são responsáveis pela capacidade anti gravítica (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009;

Shumway-Cook & H. Woollacott, 2012). Na facilitação da marcha (Fig. 9) foi potenciada a capacidade do MI contralesional recrutar uma sinergia extensora compatível com a sub-fase de propulsão (Sousa & Tavares, 2015). Nesta sequência foi introduzida uma variação da tensão sobre os flexores plantares para que, através da ativação dos OTG e fibras aferentes Ib, (Faista, et al., 2006; Knikou, 2008) ocorra essa modulação da resposta extensora, preparando o MI para a sub-fase de pré-pendular. Nestas duas sequências a integração do MS através de *input* proprioceptivo procurou que o sistema nervoso central o integrasse para a modulação dos ajustes posturais (Hall, Brauer, Horak, & Hodges, 2010).

Na avaliação em M1 podemos observar uma organização da orientação do MS contralesional em relação ao tronco na posição de pé, assim como, uma orientação dos segmentos ombro e coxofemoral contralesional que sugerem uma modificação do controlo postural, na marcha e no movimento de sentado para de pé (fig.3).



Figura 2 – Avaliação em M0.

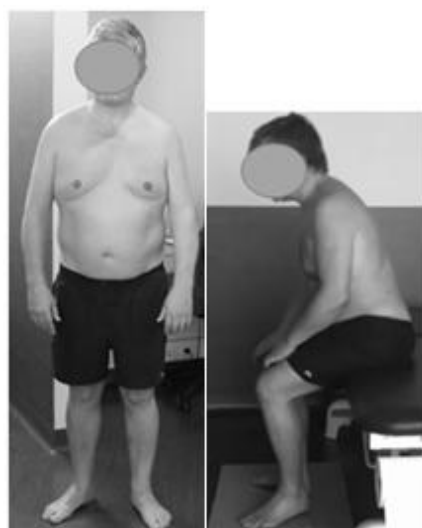


Figura 3 – Avaliação em M1.



Figura 4 - Preparar componentes mecânicos do músculo braquiorradial e expansões do tríceps.



Figura 5 – Recrutar co-ativação bíceps/tríceps.



Figura 6 – Recrutar atividade do tríceps fracionada do grande dorsal.



Figura 7 – Recrutar extensão seletiva da coxofemoral com estabilidade pélvica.



Figura 8 – Integrar componentes de movimento na tarefa sentar levantar.



Figura 9 – Integrar componentes de movimento na marcha.

Participante B

A participante B com 38 anos tem história de AVE com 24 meses de evolução clínica. A lesão ocorreu no território da ACM, com envolvimento lenticulo-capsular direita. É divorciada e vive com os pais. É independente nas tarefas da vida diária, nomeadamente vestir/despir, cuidados de higiene, cozinhar e ir às compras. O objetivo desta participante é “conseguir conduzir”.

Na avaliação em M0, observou-se uma orientação do MS contralesional característico da alteração da regulação do músculo braquiorradial (flexão do cotovelo com pronação do antebraço) (Fig.10). Foi também visível uma assimetria na orientação entre as hemigrades costais. Foram identificadas alterações neuromotoras como sejam: diminuição da mobilidade e atividade da hemigrade costal contralesional; e incapacidade para recrutar atividade fracionada do músculo grande dorsal contralesional.

A intervenção específica para a mobilidade e atividade da hemigrade costal (Fig. 12), foi fundamental como pré-requisito para a estabilidade da omoplata sobre a grade costal. Esta estabilidade necessária para a atividade motora mais precisa e seletiva nos segmentos mais distais (Champion, Barber, & Lynche-Ellerington, 2009), repercute-se na orientação segmentar. A insuficiente atividade dos músculos estabilizadores da omoplata e músculos da cintura escapular e tronco interferem com a integração do membro superior em tarefas funcionais (Silva & Oliveira, 2011), como o sentar, levantar e a marcha. Ao aumentar o *input* aferente da mão procurou-se aumentar a percepção do membro superior em relação ao tronco e ao espaço circundante (Fig. 14) (Maravita, Spence, & Driver, 2003; Serino & Haggard, 2010) facilitando a organização da orientação segmentar. Esta organização foi também importante para a facilitação do movimento do MS de forma fracionada (Fig. 13 e 15) procurando estimular a colaboração entre o sistema reticular e o sistema cortico-espinal (Soteropoulos, Williams, & Baker, 2012). De facto o contributo do sistema reticular para a capacidade de recrutar atividade da porção superior do músculo grande dorsal com estabilidade da porção inferior é fundamental para a organização das sinergias do MS.

Como a hemigrade costal é um ponto intermédio de ligação entre a cintura escapular e a cintura pélvica (Champion, Barber, & Lynche-Ellerington, 2009; Gjelsvik & Syre, 2016), paralelamente às alterações da hemigrade costal na cintura escapular, também foram observadas alterações na cintura pélvica.

Por isto, estabilidade pélvica com extensão seletiva da coxa foi potenciada integrando a atividade do membro inferior contralesional através de *input* sensorial no

pé (Fig.16) (Holland & Lynch-Ellerington, 2009). Esta preparação foi importante para a facilitação da sequência de movimento de sentado para de pé (Fig.17), onde é exigido um alto nível de controlo postural, em que a ativação da musculatura extensora em co-ativação com a musculatura flexora são responsáveis pela capacidade anti gravítica (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009; Shumway-Cook & H. Woollacott, 2012). Na facilitação da marcha (Fig. 18) foi potenciada a capacidade do membro inferior contralesional recrutar uma sinergia extensora compatível com a sub-fase de propulsão (Sousa & Tavares, 2015). Nesta sequência foi introduzida uma variação da tensão sobre os flexores plantares para que, através da ativação dos OTG e fibras aferentes Ib, (Faista, et al., 2006; Knikou, 2008) ocorresse uma modulação da resposta extensora, preparando o MI para a sub-fase de pré-pendular. Nestas duas sequências a integração do MS através de *input* proprioceptivo foi importante para que o sistema nervoso central o integrasse para a modulação dos ajustes posturais (Hall, Brauer, Horak, & Hodges, 2010).

No momento M1 é foi possível identificar uma relação entre hemigrades costais que sugerem uma diferente organização intersegmentar para o controlo postural. A diminuição da resposta atípica do MS nas tarefas funcionais foi também observada neste 2º momento de avaliação assim como um aumento da capacidade de recrutar uma resposta anti gravítica no lado contralesional (Fig.11).



Figura 10 – Avaliação em M0



Figura 11 – Avaliação em M1.



Figura 12 – Modificar alinhamento/mobilidade grade costal.

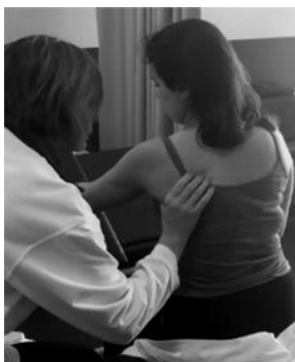


Figura 13 – Fracionar a atividade do grande dorsal.



Figura 14 – *Placing* do MS com *input* proprioceptivo na mão.



Figura 15 – Fracionar atividade do MS.



Figura 16- Regular a resposta extensora do MI com CP da coxa e pélvis.



Figura 17 – Integrar componentes de movimento na tarefa sentar levantar.



Figura 18 - Integrar componentes de movimento na marcha.

Participante C

A participante C com 54 anos e história de AVE com 48 meses de evolução apresenta uma lesão no território da ACM, com envolvimento estriato-capsular direita. Reformada da profissão de costureira está divorciada e vive com as três filhas. É independente nas tarefas da vida diária, nomeadamente cuidados de higiene, vestir/despir, cozinhar, ir às compras e cuidar da casa. Desloca-se de autocarro e integra várias atividades de lazer, como hidroginástica e participação num grupo onde realiza atividades culturais e artísticas. O objetivo desta participante é “sentir o braço mais livre quando ando”.

Nesta participante, foi observado em M0 uma orientação atípica, no sentido da flexão do cotovelo com uma aproximação excessiva ao tronco (Fig.19). Foram identificadas alterações neuromotoras como sejam: alteração do controlo postural no hemitronco ipsilesional, com diminuição da atividade muscular paravertebral e incapacidade para recrutar atividade fracionada do músculo grande dorsal contralesional repercutindo-se numa atividade global deste músculo referido como frequente nestes sujeitos (Gjelsvik & Syre, 2016). A intervenção específica para o controlo postural do hemitronco ipsilesional, recrutando atividade muscular dos paravertebrais (Fig.21), foi fundamental para a organização da função extensora do tronco, servindo de pré-requisito para a atividade do MS e a capacidade de iniciar a marcha com o membro contralesional (Schepens, Stapley, & Drew, 2008; Champion, Barber, & Lynche- Ellerington, 2009; Iyengar, et al., 2014). Estas alterações de controlo postural no hemitronco ipsilesional têm sido documentadas em estudos (Iyengar, et al., 2014; Sousa & Tavares, 2015) e justificadas pelo fato de os neurónios da formação reticular apresentarem projeções predominantemente ipsilaterais (Schepens, Stapley, & Drew, 2008; Rothwell J. C., 2012). As alterações identificadas no hemitronco ipsilesional também interferem com a capacidade de fracionar a atividade do grande dorsal contralesional. Esta alteração já documentada nos sujeitos com AVE (Gjelsvik & Syre, 2016) interfere com a orientação do MS no espaço, em relação ao tronco e no decorrer das diferentes tarefas funcionais.

Nesse sentido foram selecionadas estratégias com o objetivo de recrutar atividade da musculatura extensora do cotovelo (Fig. 22) bem como regular a atividade do músculo braquiorradial (Fig. 23), com referência proprioceptiva para a estabilidade do grande dorsal, inerente ao decúbito dorsal, após organização dos componentes mecânicos nestes músculos. Esta capacidade de atividade fracionada foi integrada nas tarefas funcionais de sentado para de pé (Fig. 25) e marcha (Fig. 26). Foi necessário recrutar a estabilidade pélvica com extensão seletiva da coxa na estratégia de *crook-*

lying (Fig.24) (Holland & Lynch-Ellerington, 2009). Nas sequências sentado para de pé e de pé para sentado e na marcha procurou-se a integração do membro superior através de *input* proprioceptivo de forma a que o sistema nervoso central o integrasse para a modulação dos ajustes posturais (Hall, Brauer, Horak, & Hodges, 2010) e influenciasse a estabilidade da cintura escapular em relação à cintura pélvica.

No momento M1, observou-se uma organização do hemitronco ipsilesional refletindo-se numa diferente relação da cintura escapular com a cintura pélvica. Esta modificação resultou numa diferente orientação do MS em relação ao tronco, nas tarefas funcionais (fig. 20).



Figura 19 – Avaliação em M0.



Figura 20 – Avaliação em M1.



Figura 21 – Organizar a atividade dos paravertebrais IPSI.



Figura 22 – Recrutar os últimos graus de extensão do cotovelo.



Figura 23 – Regular atividade do músculo braquiorradial com estabilidade do ombro e referencia proprioceptiva da mão.



Figura 24 – Recrutar extensão do coxofemoral com estabilidade pélvica.



Figura 25 – Facilitação da sequência de movimento de sentado para de pé.



Figura 26 – Facilitação da marcha.

Participante D

A participante D com 33 anos tem história de AVE com 30 meses de evolução clínica. A lesão ocorreu no território da ACM, com envolvimento frontotemporoinsular direita com degenerescência *walleriana* do cortico-espinal lateral. Exerce a sua atividade profissional de bancária sendo independente nas tarefas da vida diária, nomeadamente vestir/despir, higiene pessoal e conduzir um carro adaptado. O seu objetivo é “conseguir realizar desporto como marcha em tapete e bicicleta”.

Na avaliação em M0, foi visível uma orientação atípica do MS contralesional associado a uma orientação da pélvis no sentido da anteversão. Foi também observada uma diminuição da capacidade de se organizar contra gravidade evidenciada através de uma excessiva extensão do tronco superior e adução dos fémures (fig.27). Foram identificadas alterações neuromotoras como sejam: diminuição da mobilidade e atividade do tronco inferior; incapacidade para recrutar atividade dos extensores da coxofemoral; e alterações na mobilidade da articulação sacroilíaca.

A intervenção específica para a mobilidade da sacroilíaca foi fundamental para conseguir recrutar atividade da musculatura profunda abdominal necessária para a estabilidade pélvica. Por conseguinte, foi possível conquistar a extensão seletiva da coxa em *crook-lying* (Fig.31) (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009).

Uma vez que a diminuição da estabilidade pélvica perturbava a orientação do MS, optou-se por estratégias maioritariamente em decúbito dorsal ou sentado para integrar o MS, garantindo um adequado controlo do tronco inferior. Assim, foi possível recrutar atividade do ombro com estabilidade da grade costal (fig. 29), assim como atividade do tricípíte com estabilidade do grande dorsal (fig. 30).

Nestas estratégias teve-se em consideração o *input* aferente da mão como “porta de entrada” para o sistema nervoso central, de forma a aumentar a perceção do MS em relação ao tronco e ao espaço circundante (Maravita, Spence, & Driver, 2003; Serino & Haggard, 2010) para posterior integração, no sentido de influenciar o CP do tronco superior de forma a regular o predomínio de extensão.

A integração de todos os segmentos em tarefas funcionais, na sequência de movimento de sentado para de pé (Fig.32), e marcha (Fig. 33) foi facilitada de forma a potenciar a capacidade de orientação intersegmentar com regulação da resposta extensora.

Em M1, foi possível observar uma modificação da mobilidade e orientação do tronco inferior e pélvis, refletindo-se numa relação linear da cintura escapular com a cintura pélvica, na fase média de apoio da marcha. A diminuição da resposta atípica do

MS foi também observada neste 2º momento de avaliação assim como um aumento da capacidade de recrutar uma função anti gravítica em ambos os hemitroncos (Fig.28).



Figura 27 – Avaliação em M0.



Figura 28 – Avaliação em M1.



Figura 29 – Recrutar atividade do ombro com estabilidade da grade costal.



Figura 30 – Recrutar atividade do tríceps.



Figura 32 – Integrar componentes de movimento no *sit-off*.



Figura 31 – Recrutar extensão seletiva da coxa.



Figura 33 – Integrar componentes de movimento na marcha.

Participante E

O participante E tem 35 anos e história de AVE com 18 meses de evolução, no território da ACM com envolvimento lenticocapsular. É autónomo nos cuidados de higiene, na alimentação e nas deslocações. O seu objetivo funcional é “ conseguir movimento do braço e melhorar a marcha”.

Em M0, observou-se uma orientação atípica do MS contralesional característica da alteração da regulação do músculo braquiorradial (flexão do cotovelo) durante a marcha (Fig.34). Foram identificadas alterações neuromotoras como sejam: alteração do CP da coxa e ombro contralesional.

Para conquistar o CP da coxa recorreu-se à estratégias de *crook-lying* (fig.36) (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009), assim como à posição de decúbito lateral, onde através do *input* proprioceptivo no pé conseguiu-se estabelecer uma ligação funcional à coxa de forma a preparar para a marcha (fig.37) (Holland & Lynch-Ellerington, 2009)

Para aumentar o CP do ombro foi necessário conquistar a atividade do tricápito fracionada da atividade do músculo grande dorsal (fig. 38), assim como foi necessário regular a atividade bicápito/tricápito (Fig. 40). A atividade do bicápito foi regulada através da variação da tensão (Fibras Ib e II), uma vez que estas aferências, através da via espinoreticular, projetam-se para a formação reticular, com possibilidade de organizar o controlo postural (Brodal, 1981). O *input* aferente da mão também foi privilegiado de forma a aumentar a perceção do MS em relação ao tronco e ao espaço circundante (Fig. 39) (Maravita, Spence, & Driver, 2003; Serino & Haggard, 2010) para posterior integração do MS em tarefas funcionais.

Na posição de pé foi fundamental estabelecer, através de um *handling* específico, uma relação neural da atividade do ombro com a coxa contralesional, de forma a potenciar a integração global de todos os segmentos em tarefas funcionais (fig. 41). Na facilitação da marcha (Fig. 42) foi potenciada a integração do membro superior através de *input* proprioceptivo para que o sistema nervoso central o integrasse para a modulação dos ajustes posturais (Hall, Brauer, Horak, & Hodges, 2010).

Em M1 foi possível identificar uma relação entre o ombro e a coxa contralesional que sugere uma diferente organização intersegmentar para o controlo postural. Foi também observada diminuição da resposta atípica do MS nas tarefas (Fig.35).



Figura 34 – Avaliação em M0.



Figura 35 – Avaliação em M1.



Figura 36 – Recrutar extensão seletiva da coxa, em *Crook-Lying*.



Figura 37 – Recrutar estabilidade da coxa em lateral.



Figura 38 – Organizar a atividade fracionada do MS, mantendo CP do ombro.



Figura 39 – Organizar a atividade do MS através do *input* da mão.



Figura 40 – Organizar a atividade bicipite/tricípite.



Figura 41 – Facilitar a relação ombro/coxa.



Figura 42 – Integrar os componentes neuromotores na marcha.

Participante F

A participante F com 58 anos, apresenta 12 meses de evolução clínica decorrente de um AVE no território da ACM com incidência estriato-capsular à esquerda. Professora, neste momento de baixa médica, vive com o marido e no âmbito das tarefas funcionais ainda necessita de muita ajuda, nomeadamente na higiene diária, no despir/vestir, na preparação de refeições, entre outras. Consegue levantar-se e sentar-se de forma independente mas desloca-se com a ajuda de outra pessoa. O seu objetivo funcional é “conseguir deslocar – me de forma independente”.

Em M0, foi visível uma orientação atípica do MS caracterizada por uma aproximação da hemi-cintura escapular da pélvica na transferência de carga (Fig.43 A), assim como uma insuficiente extensão linear no hemitronco IPSI durante a marcha (Fig. 43B). Foram identificadas alterações neuromotores como a diminuição da estabilidade pélvica assim como a diminuição do controlo postural do ombro e coxofemoral contralesional. A diminuição da atividade da musculatura do hemitronco ipsilesional também foi identificada e fundamentada pelo fato de os neurónios da formação reticular apresentarem projeções ipsilateral (Schepens, Stapley, & Drew, 2008; Rothwell J. C., 2012), tendo sido necessário recrutar atividade dos músculos axiais do hemitronco ipsilesional (Fig. 3) (Schepens, Stapley, & Drew, 2008; Iyengar, et al., 2014). Assim a ativação da musculatura para a estabilidade pélvica (Fig.5) (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009) foi também complementada com a organização da resposta extensora do membro inferior ipsilesional em relação ao tronco (Fig. 6). A potenciação do CP do ombro contralesional foi precedida da facilitação do *placing* do MS (Fig.4) de forma a permitir uma organização do tónus postural proximal através da mão.

Foi também importante integrar na marcha (Fig. 9) e na sequência de sentado para de pé (Fig. 8) a ligação neuronal entre o membro superior e o membro inferior.

Nestas sequências a opção por “privilegiar” o *input* aferente a partir da mão justifica-se pelo fato de querer aumentar a percepção do MS em relação ao tronco e ao espaço circundante para que o sistema nervoso central o integrasse para a modulação dos ajustes posturais (Maravita, Spence, & Driver, 2003; Hall, Brauer, Horak, & Hodges, 2010).

Em M1, observou-se uma organização da relação entre a hemi-cintura escapular e pélvica compatível com a diferente orientação do MS (fig. 44A), assim como uma organização da função anti gravítica no hemitronco IPSI (Fig. 44B).

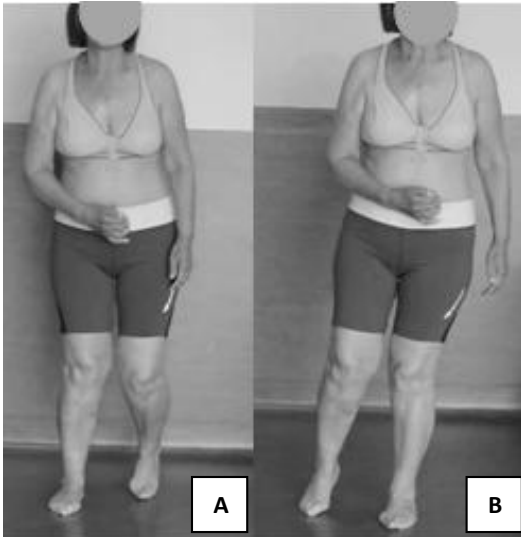


Figura 43 – Avaliação em M0.

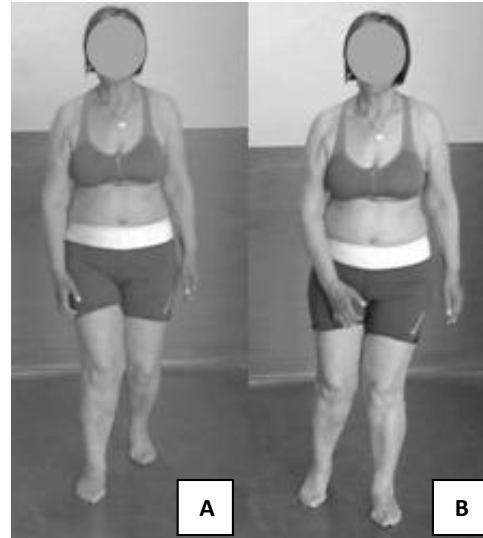


Figura 44 – Avaliação em M1.



Figura 45 – Recrutar atividade da musculatura axial do hemitronco IPSI.



Figura 46 - *Placing* do MS com *input* na mão.



Figura 47- *Crook-lying*.



Figura 48 – *Crook-lying* com extensão do MI IPSI.



Figura 49 – Integrar componentes de movimento na tarefa de pé para sentado.



Figura 50 – Integrar componentes na marcha.

2.5 Ética

O presente estudo está inserido no projeto “Reorganização do Controlo Postural”, sendo que todas as questões éticas foram previamente avaliadas e aprovadas pela Comissão de Ética da ESTSP, pelo Presidente da ESTSP e pelo diretor do CEMAH. Após informados dos objetivos e procedimentos, os participantes assinaram um consentimento informado baseado na Declaração de Helsínquia, onde estava patente a possibilidade de recusar a sua participação no estudo e a garantia da confidencialidade dos dados (Anexo B)

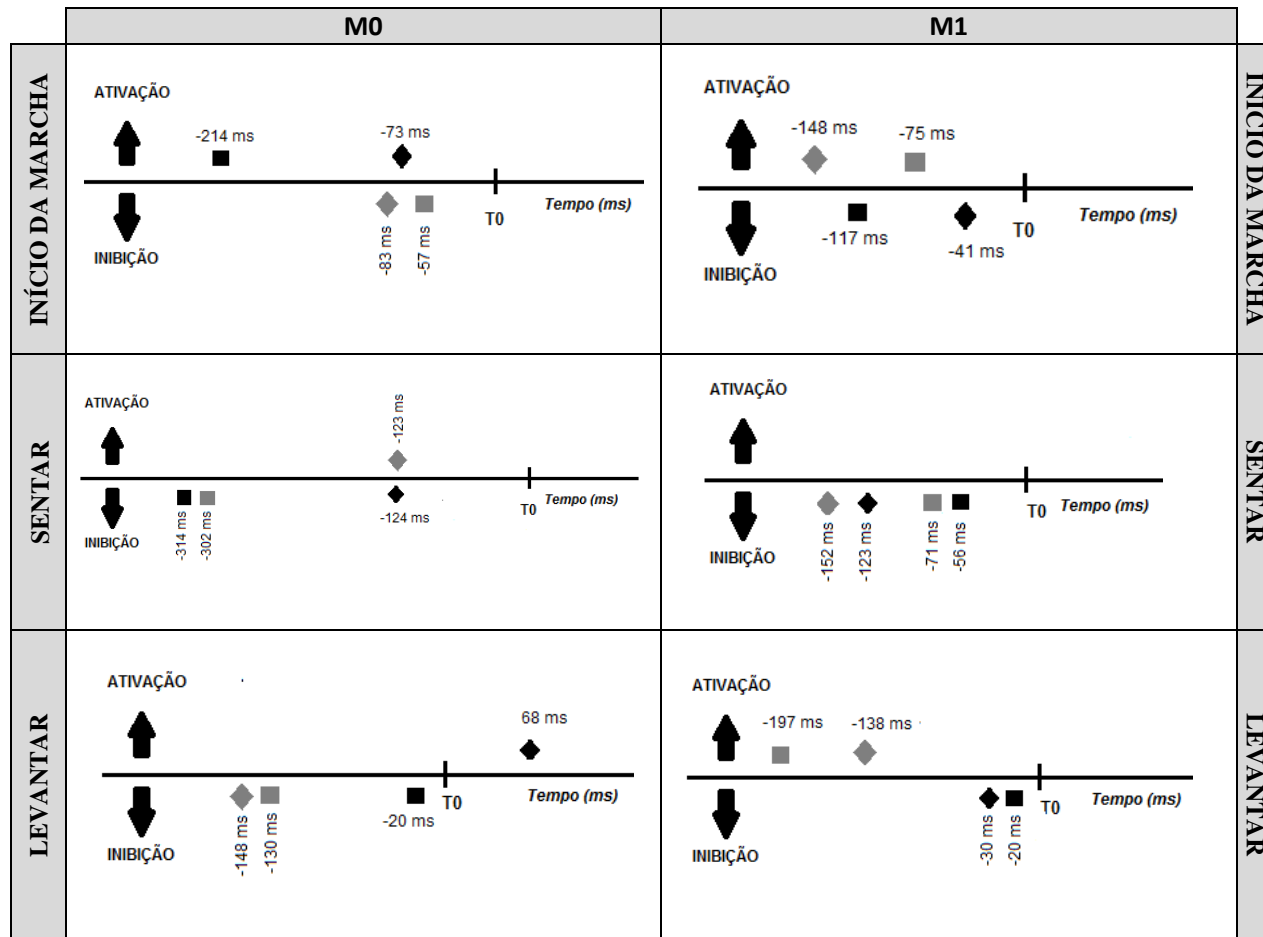
3. Resultados

A caracterização da atividade muscular, face ao registo eletromiográfico, referente ao músculo SOL e BRA, evidenciou um recrutamento muscular tendencialmente no sentido da ativação, em M0.

Em cinco dos seis participantes observou-se uma modificação nos tempos de variação de atividade, no intervalo dos APA's, no lado contralesional. A modificação dos músculos SOL CONTRA e BRA CONTRA ocorreu no sentido da inibição. A tarefa funcional onde este comportamento foi mais consistente foi no início da marcha e no sentar.

Os resultados para cada participante serão apresentados da tabela III à VIII.

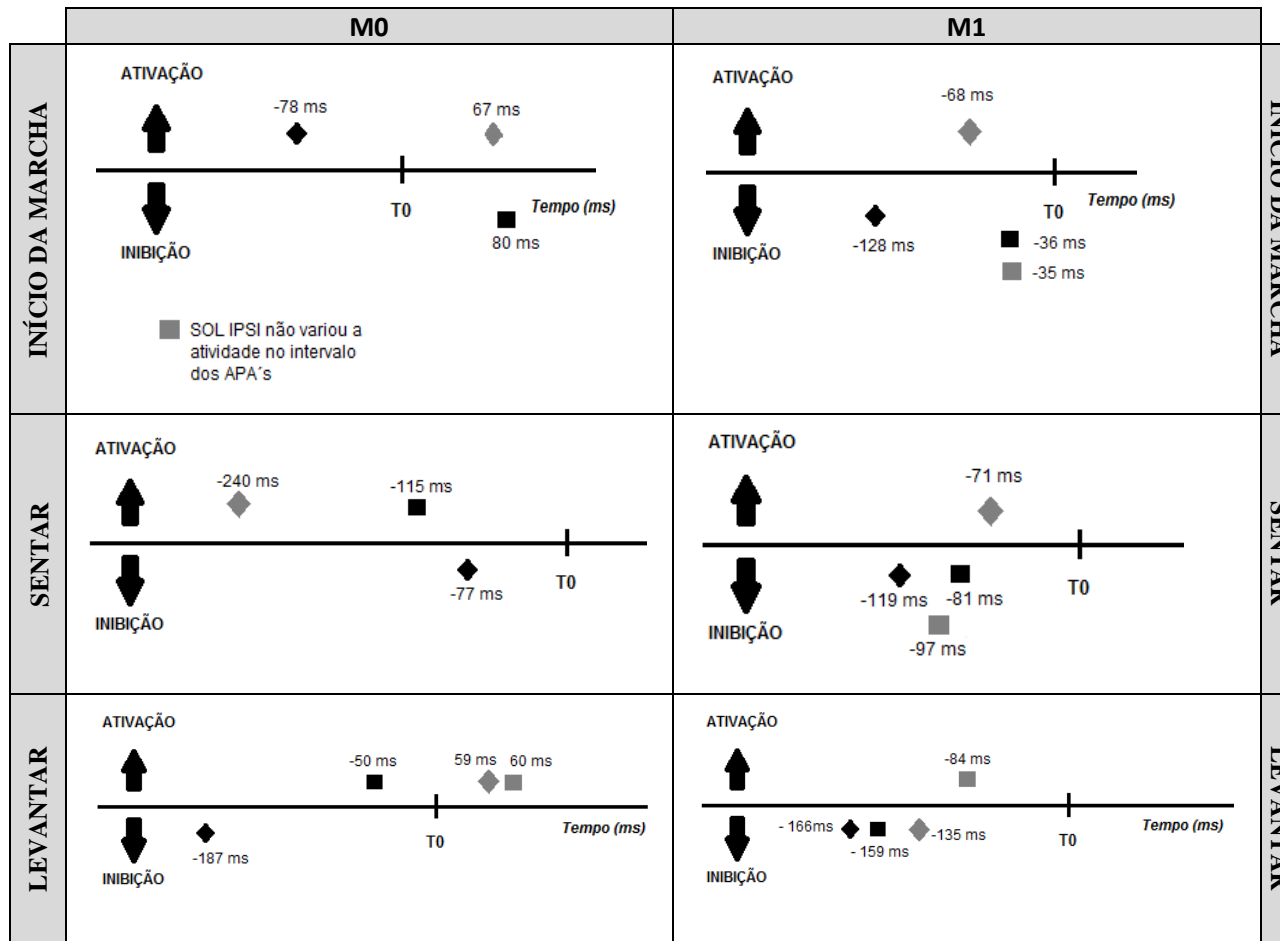
Tabela III - Resultados eletromiográficos dos tempos (em *ms*) de ativação ou inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e do BRA (CONTRA e IPSI) nas respectivas seqüências de movimento, do participante A entre M0 e M1.



- LEGENDA:**
- SOL CONTRA
 - ◆ BRA CONTRA
 - SOL IPSI
 - ◆ BRA IPSI

No participante A, a tarefa de sentar foi aquela onde ocorreu uma organização da atividade entre M0 e M1 no sentido da inibição, em todos os músculos estudados.

Tabela IV - Resultados eletromiográficos dos tempos (em ms) de ativação ou inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e do BRA (CONTRA e IPSI) nas respectivas seqüências de movimento, do participante B entre M0 e M1.

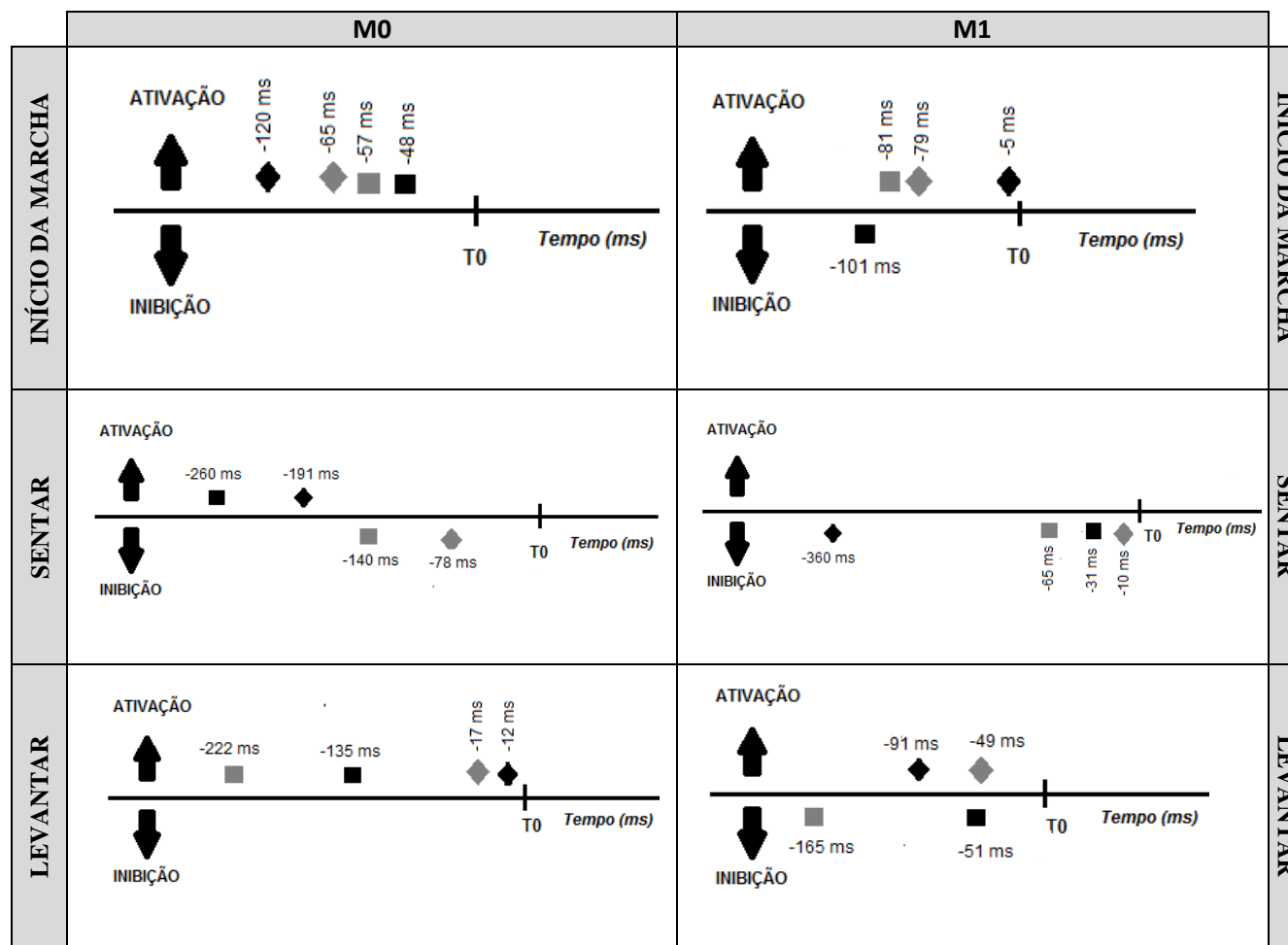


LEGENDA:

- SOL CONTRA
- ◆ BRA CONTRA
- SOL IPSI
- ◆ BRA IPSI

Na participante B, a tarefa de sentar e o início da marcha, apresentam uma organização da atividade muito semelhante, com uma tendência em M1 para a inibição de todos os músculos estudados à exceção de BRA IPSI.

Tabela V - Resultados eletromiográficos dos tempos (em *ms*) de ativação ou inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e do BRA (CONTRA e IPSI) nas respectivas seqüências de movimento, do participante C entre M0 e M1.

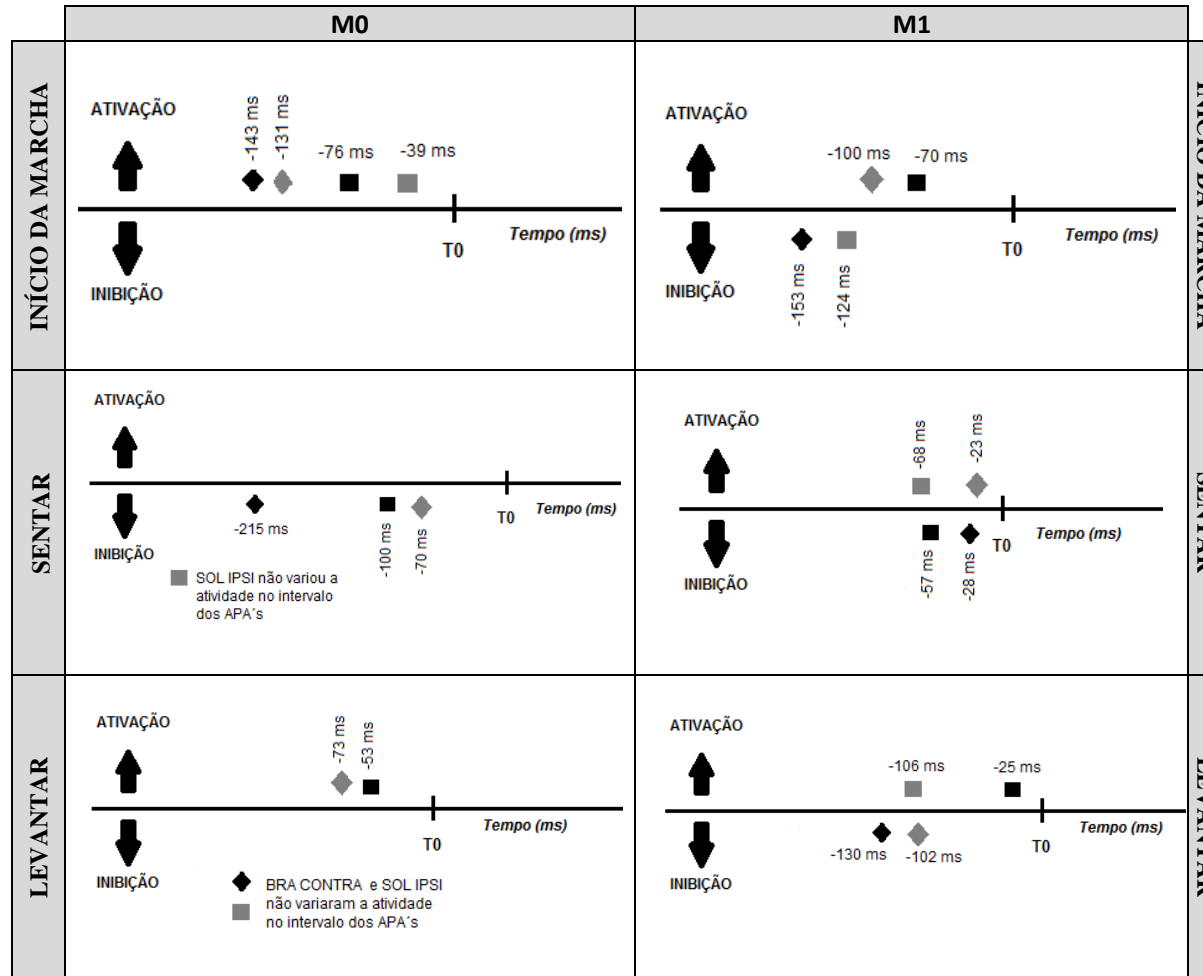


LEGENDA:

- SOL CONTRA
- ◆ BRA CONTRA
- SOL IPSI
- ◆ BRA IPSI

Na participante C, verificou-se uma tendência para a organização do SOL CONTRA no sentido da inibição em todas as seqüências. A tarefa de sentar foi aquela onde ocorreu uma organização da atividade entre M0 e M1, em todos os músculos estudados.

Tabela VI - Resultados eletromiográficos dos tempos (em ms) de ativação ou inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e do BRA (CONTRA e IPSI) nas respectivas sequências de movimento, do participante D entre M0 e M1.

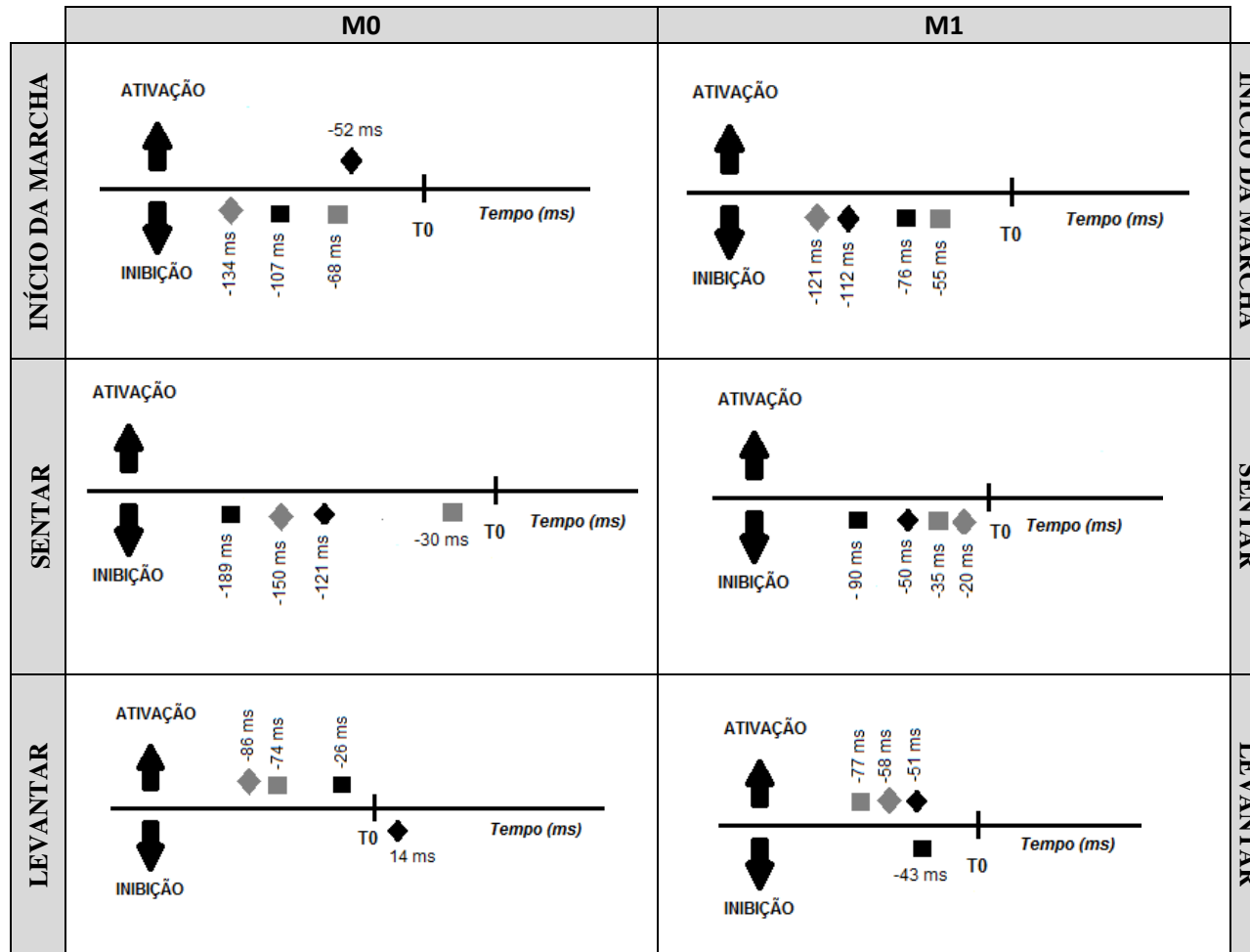


LEGENDA:

- SOL CONTRA
- ◆ BRA CONTRA
- SOL IPSI
- ◆ BRA IPSI

Na participante D foi encontrada enorme variabilidade não se tendo verificado nenhuma tendência entre as sequências em estudo.

Tabela VII - Resultados eletromiográficos dos tempos (em *ms*) de ativação ou inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e do BRA (CONTRA e IPSI) nas respectivas seqüências de movimento, do participante E entre M0 e M1.

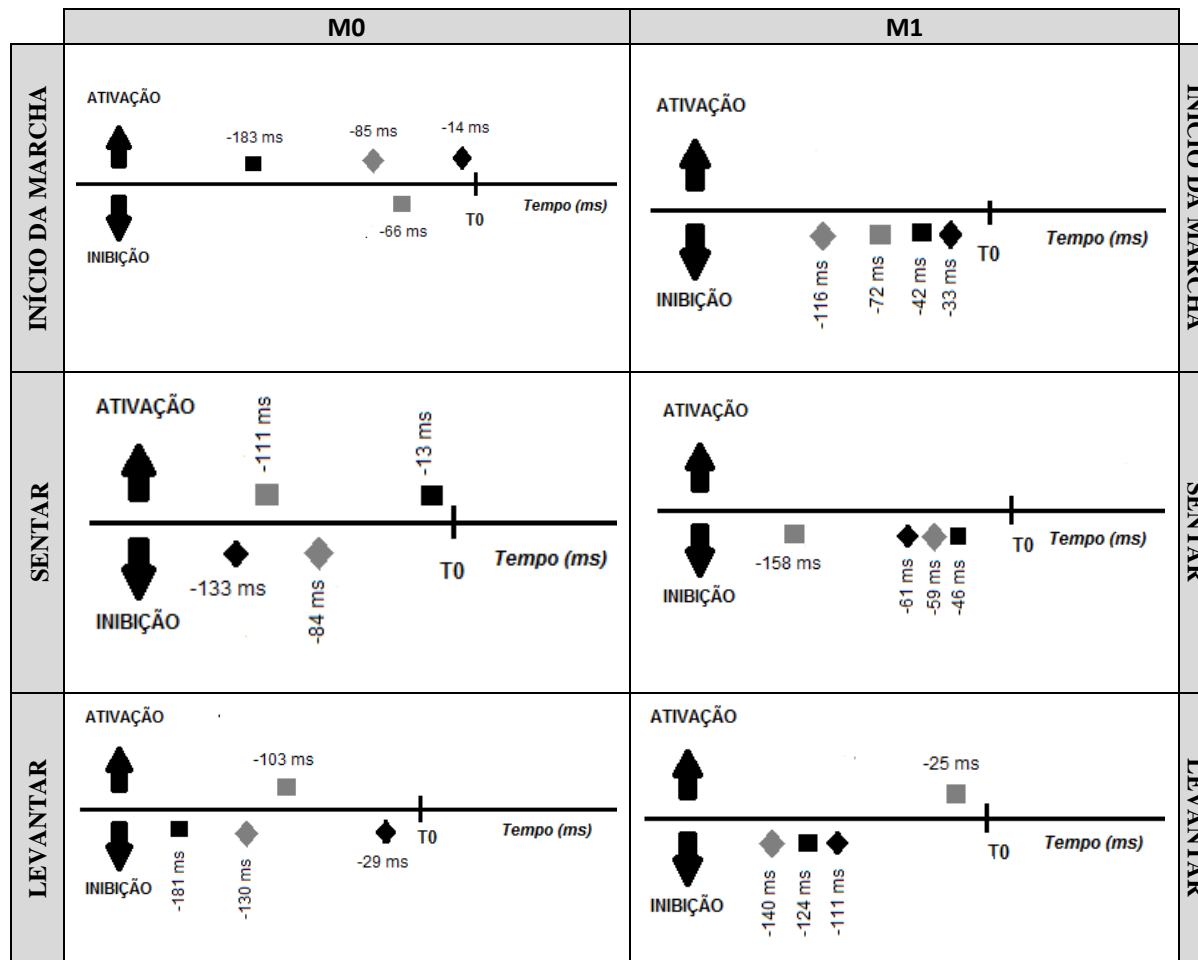


LEGENDA:

- SOL CONTRA
- ◆ BRA CONTRA
- SOL IPSI
- ◆ BRA IPSI

O participante E, em M0 já evidenciava capacidade para inibição dos músculos estudados principalmente nas tarefas de sentar e no início da marcha. Em M1 a modificação ocorreu no sentido de se aproximar de T0.

Tabela VIII - Resultados eletromiográficos dos tempos (em *ms*) de ativação ou inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e do BRA (CONTRA e IPSI) nas respectivas seqüências de movimento, do participante F entre M0 e M1.



LEGENDA:

- SOL CONTRA
- ◆ BRA CONTRA
- SOL IPSI
- ◆ BRA IPSI

A participante F obteve uma organização de todos os músculos estudados entre M0 e M1, no sentido da inibição, principalmente nas tarefas de sentar e início da marcha.

4. Discussão

Com a realização deste estudo foi possível verificar que em M0, os músculos SOL e BRA evidenciaram, um recrutamento muscular tendencialmente no sentido da ativação. Estes resultados podem ser explicados com base nos problemas identificados no âmbito do controlo postural. De facto, a diminuição da atividade muscular, decorrente de uma lesão do SNC, condiciona a capacidade dos recetores periféricos, nomeadamente os fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de *Golgi*, recolherem informação e consequente aferências para o cerebelo (Giulio, Maganaris, Baltzopoulos, & Loram, 2009; Gjelsvik & Syre, 2016). Este défice de *input* aferente justifica a possível diminuição do *output* inibitório do cerebelo para modular a atividade dos neurónios motores extensores (Miller, Klein, Suresh, & Rymer, 2014; Gjelsvik & Syre, 2016). Existe já evidência que aponta para as alterações na capacidade de regular a atividade do músculo solear nestes sujeitos (Silva, et al., 2012; Silva, et al., 2013; Sousa, Silva, & Santos, 2015), compatíveis com o observado neste estudo. No entanto, a pesquisa não tem contemplado o comportamento do músculo braquiorradial nos sujeitos com AVE. De facto, o estudo dos APA's no MS tem incidido sobre as alterações do movimento voluntário através do gesto de alcance colocando este segmento num segundo plano relativo ao seu papel na organização do CP (Champion, Barber, & Lynche-Ellerington, 2009). No entanto, à semelhança do que ocorre no MI, e atendendo à dinâmica neural do sistema nervoso, é questionável se o aumento da atividade de músculos envolvidos nos APA's não será antecedido da inibição de músculos predominantemente anti gravíticos como o braquiorradial. Esta temática, já previamente explorada num estudo da mesma natureza (dados não publicados), aponta para a pertinência desta análise.

Em resposta ao segundo objetivo deste estudo, foi possível observar modificações em cinco dos seis participantes relativamente à organização da atividade dos músculos SOL e BRA face à intervenção em fisioterapia. Assim, verificou-se uma tendência para a organização da atividade destes músculos no sentido da inibição, predominantemente no lado contralesional. Estes resultados evidenciam que é possível ocorrer uma modificação da atividade muscular relativa aos APA's, já demonstrada em sujeitos sem patologia do sistema nervoso (Aruin, Kanekar, Lee, & Ganesan, 2015; Kanekar & Aruin, 2015). Relativamente à possibilidade desta modificação em indivíduos com AVE, sujeitos a intervenção em fisioterapia, os estudos são inexistentes.

No entanto, estas modificações eram espectáveis na medida em que os programas de intervenção foram direcionados para a potenciação da atividade muscular e respetiva modulação. No *handling*, direcionado para recrutar atividade muscular, privilegiou-se o *input* aferente das fibras tipo Ib e tipo II, através da variação da tensão muscular e estados de comprimento muscular respetivamente, em detrimento das grandes variações de estados de comprimento muscular (fibras tipo Ia). Através deste *input* específico procurou-se influenciar a formação reticular e o cerebelo (Brodal, 1981; Lundy-Ekman, 2008). É predominantemente o estímulo proprioceptivo que é responsável pela constante atualização da representação espacial dos segmentos face à deslocação do corpo no espaço (Serino & Haggard, 2010).

Esta mudança foi também mais evidente no lado contralesional do que no lado ipsilesional. Este facto prende-se possivelmente com a organização do lado ipsilesional em M0 ser superior ao lado contralesional, uma vez que os participantes em estudo já realizavam intervenção prévia. Aquando a realização deste estudo, os principais problemas a resolver nestes participantes estavam direcionados para o lado contralesional, logo, seria expectável encontrar mais mudanças no SOL e BRA CONTRA.

O início da marcha e o sentar foram as tarefas onde tendencialmente a modificação dos tempos de variação de atividade, no sentido da inibição, foram mais consistentes para ambos os músculos, apesar de mais evidente no músculo solear. Estes resultados podem ser justificados pelo facto de ser nestas duas tarefas funcionais onde existe uma convergência de *input's* com intensidade e significado motor para a regulação da extensão. Para isto também pode ter contribuído a utilização de estratégias para exploração do meio envolvente através da interação de diferentes modalidades sensoriais, como a visão, o tato e a propriocepção (Champion, Barber, & Lynche-Ellerington, 2009). Nestas estratégias, a opção por privilegiar e integrar o MI a partir do *input* aferente da mão justifica-se pelo seu importante papel na atualização do esquema corporal e no controlo postural (Maravita, Spence, & Driver, 2003; Champion, Barber, & Lynche-Ellerington, 2009). A mão, para além da sua complexidade de movimentos finos e habilidades de manipulação tem como função primordial informar o SNC, através da informação sensorial, acerca do meio envolvente (Champion, Barber, & Lynche-Ellerington, 2009; Brozzoli, Gentile, & Ehrsson, 2012). Deste modo, após AVE, o *input* oriundo da mão é fundamental para integrar o MS no esquema corporal (Baker, 2011; Brozzoli, Gentile, & Ehrsson, 2012), influenciando possivelmente a

relação neural entre MS e MI com possíveis repercussões na modulação do tónus postural e função extensora.

Apesar destas decisões terapêuticas, o músculo BRA em alguns participantes manteve a tendência para a ativação, mais visível no participante C, possivelmente explicado pelo facto de em termos neuronais ser mais difícil conseguir organizar a atividade do BRA do que do músculo SOL, assim como pelo facto de ser o participante com mais anos de evolução clínica pós AVE neste estudo. O participante D foi o único em que não se verificou uma organização da atividade do SOL e BRA CONTRA tão pronunciada como nos restantes participantes. Possivelmente devido a alteração marcada da orientação pélvica, que aquando a realização da avaliação em M1, ainda não estava completamente resolvida, com consequente dificuldade em ativar o *tilt* pélvico posterior fundamental para a regulação da extensão para iniciar as sequências de movimento estudadas.

Por este facto, podemos apontar como limitação do estudo o facto de os participantes não serem homogéneos relativamente aos problemas neuro-motores identificados. No entanto e apesar destas limitações importa referir que de forma geral foi observado uma tendência para uma relação neural entre o músculo solear e músculo braquiorradial, no sentido da inibição da atividade muscular, face à intervenção em fisioterapia, mais pronunciado nos participantes A,B, E e F.

Vários estudos sobre APA's relativos a atividade muscular do MS ou à atividade muscular do MI estão documentados (Slijper, Latash, Rao, & Aruin, 2002; Maeda & Fujiwara, 2007; Chang, et al., 2010). No entanto, existe uma lacuna no estudo dos APA's que englobe a relação neuronal entre o MS e o MI e, para além disso, que estude a modificação nos APA's após um período de intervenção clínica. Por estes motivos, o tema desta série de estudos de caso torna-se inovador.

5. Conclusão

Com este estudo foi possível observar nos participantes em estudo, nos músculos solear e braquiorradial, uma tendência para variarem a atividade muscular no sentido da ativação, na linha temporal APA's, no momento M0. Nos mesmos músculos foi possível registrar uma modificação da tendência de ativação muscular para uma inibição, em cinco dos seis participantes, após intervenção em fisioterapia, segundo o conceito de *Bobath*. Em quatro participantes foi possível observar um *coupling* neural entre os músculos braquiorradial e solear, no sentido da inibição, dentro dos APA's nas tarefas de pé para sentado e início da marcha.

6. Agradecimentos

Aos participantes no estudo, que permitiram a realização e publicação do processo de raciocínio clínico.

Bibliografia

- Aruin, A. (2002). The organization of anticipatory postural adjustments. *Journal of Automatic Control*, *12*, 31-37.
- Aruin, A., Kanekar, N., Lee, Y., & Ganesan, M. (2015). Enhancement of anticipatory postural adjustments in older adults as a result of a single session of ball throwing exercise. *Exp Brain Res*, *233*, 649–655.
- Baker, S. (2011). The primate reticulospinal tract, hand function and functional recovery. *The Journal of Physiology*, 5603-5612.
- Billot, M., Simoneau, E., Hoecke, V., & Martin, A. (2010). Coactivation at the ankle joint is not sufficient to estimate agonist and antagonist mechanical contribution. *Muscle & Nerve*, *41*(4), 511-518.
- 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*, *20*, 112-117.
- Brodal, A. (1981). *Neurological Anatomy in relation to clinical Medicine*. New York: Oxford.
- Brozzoli, C., Gentile, G., & Ehrsson, H. (2012). That's Near My Hand! Parietal and Premotor Coding of Hand-Centered Space Contributes to Localization and Self-Attribution of the Hand. *The Journal of Neuroscience*, 14573–14582.
- 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.
- Campanini, I., & Merlo, A. (2009). Reliability, smallest real difference and concurrent validity of indices computed from GRF components in gait of stroke patients. *Gait and Posture*, *30*, 127-131.
- Champion, J., Barber, C., & Lynche-Ellerington, M. (2009). Recovery of Upper Limb Function. In 2009, *Bobath Concept: theory and clinical practice in neurological rehabilitation*. UK: Wiley-Blackwell.
- Chang, W.-H., Tang, P.-F., Wang, Y.-H., Lin, K.-H., Chiu, M.-J., & Chen, S.-H. (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.
- Cheng, P., Chen, C., Wang, C., & Hong, W. (2004). Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, *83*, 10-16.

- Correia, P., & Mil-Homens, P. (2004). *A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano*. Lisboa: F.d.M. Humana. Ed.
- Criswell, E. (2014). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. USA: Jones & Bartlett Learning.
- 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. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*(2), 261-267.
- Dietz, V. (2002). Do human bipeds use quadrupedal coordination? *Trends Neurosci*, *25*, 462-467.
- Dietz, V., & Schrafl-Altermatt, M. (2016). Control of functional movements in healthy and post-stroke subjects: Role of neural interlimb coupling. *Clinical Neurophysiology*, 2286-2293.
- Dietz, V., Macaуда, G., Schrafl-Altermatt, M., Wirz, M., Kloter, E., & Michels, L. (2015). Neural coupling of cooperative hand movements: a reflex and fMRI study. *Cereb cortex*, *25*, 948-958.
- Dong, Y., Shama, V. K., 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*, 15-18.
- Duarte, M., & Freitas, S. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revisão Brasileira de Fisioterapia*, *14*(3), 186-92.
- Faista, M., Hoefera, C., Hodappa, M., Dietz, V., Bergera, W., & Duysens, J. (2006). In humans Ib facilitation depends on locomotion while suppression of Ib inhibition requires loading. *Brain Research*, *1076*, 87-92.
- 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*, 3041-3049.
- 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.

- 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*, 345-347.
- Genthlon, N., Vuillerme, N., Monnet, J., Petit, C., & Rougier, P. (2007). Biomechanical assessment of the sitting posture maintenance in patients with stroke. *Clin Biomech*, *22*(9), 1024-1029.
- Genthlon, N., Gissot, A.-S., Froger, J., Rougier, P., & Pérennou, D. (2008). Posturography in patients with stroke: estimating the percentage of body weight on each foot from a single force platform. *Stroke*, *39*, 489-491.
- Giulio, I., Maganaris, C., Baltzopoulos, V., & Loram, I. (2009). The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *J Physio*, *587*(10), 2399–2416.
- Gjelsvik, B., & Syre, L. (2016). *The Bobath Concept in Adult Neurology* (2^a Ed ed.). New York: Georg Thieme Verlag.
- Hall, L. M., Brauer, S., Horak, F., & Hodges, P. W. (2010). Adaptive Changes in Anticipatory Postural Adjustments With Novel and Familiar Postural Supports. *J Neurophysiol*, 968–976.
- Haridas, C., & Zehr, E. (2003). Coordinated Interlimb Compensatory Responses to Electrical Stimulation of Cutaneous Nerves in the Hand and Foot During Walking. *J Neurophysiol*, *90*, 2850-2861.
- 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.
- Holmes, M., & Keir, P. (2014). Muscle contributions to elbow joint rotational stiffness in preparation for sudden external arm perturbations. *J Appl Biomech*, *30*(2), 282-289.
- Iyengar, R., Vijayakumar, K., Abraham, M., Misri, J., 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.
- 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.

- Kanekar, N., & Aruin, A. (2015). Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: Effect of a single training session. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25, 400-405.
- Kierman, J. (2005). *The Human Nervous System an anatomical view point*. USA: W. Wilkins Ed.
- Kim, M., Yi, C., Yoo, W., & Choi, B. (2011).). EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women. *Hum Mov Sci*, 30(3), 596-605.
- Kim, S., kim, I., kim, Y., Lee, T., Lee, J., Jun, S., . . . Lee, D. (2008). Probabilistic Anatomic Mapping of Cerebral Blood Flow Distribution of the Middle Cerebral artery. *The journal of nuclear medicine*, 49.
- Kline, T., Schmit, B., & Kamper, D. (2007). Exaggerated interlimb neural coupling following stroke. *Brain*, 159-169.
- Knikou, M. (2008). The H-reflex as a probe: Pathways and pitfalls. *Journal of Neuroscience Methods*, 1-12.
- Krishan, V., Latash, M., & Aruin, A. (2012). Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *135*(5).
- 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, 650-660.
- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. (2001). Locomotor-specific measure of spasticity of plantarflexor muscles after stroke. *Ach Phys Med Rehabil*, 82(12), 1696-170.
- Lemon, R. (2008). Descending pathways in motor control. Annual review of neuroscience. *Annu Rev Neurosci.*, 31, 195-218.
- Levin, M. F., & Panturin, E. (2011). Sensorimotor integration for functional recovery and the Bobath approach. *Motor Control*, 15(2), 285-301.
- Luke, C., Dodd, K., & Brock, K. (2004). Outcomes of the Bobath concept on upper limb recovery following stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18, 888-898.
- Lundy-Ekman, L. (2008). *Neurociência: fundamentos para a reabilitação*. Brasil: Elsevier.
- Maeda, K., & Fujiwara, K. (2007). Effects of preparatory period on anticipatory postural control and contingent negative variation associated with rapid arm movement in standing. *Gait & Posture*, 25(1), 78-85.

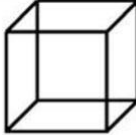
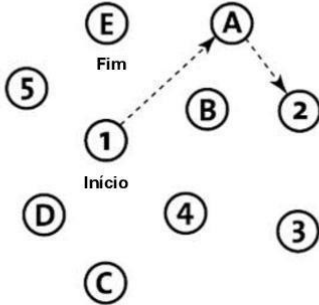
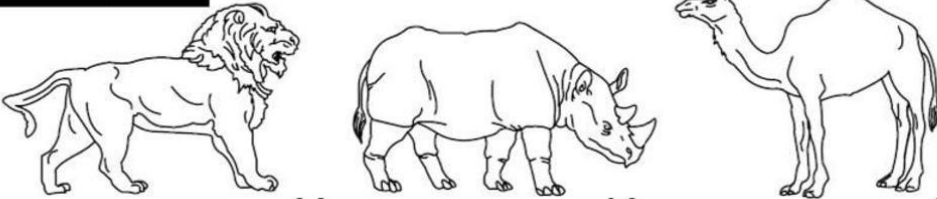
- Maravita, A., Spence, C., & Driver, J. (2003). Multisensory Integration and the Body Schema: Close to hand and within reach. *Current Biology*.
- Matias, R., Batata, D., Morais, D., Miguel, J., & Estiveira, R. (2006). Estudo do Comportamento Motor dos Músculos Deltóide, Trapézio, e Grande Dentado Durante a Elevação do Braço em Sujeitos Assintomáticos. *EssFisioOnline*, 2, 3-23.
- Mercier, L., Audet, T., Héber, R., Rochette, A., & Dubois, M. (2001). Impact of Motor, Cognitive, and Perceptual Disorders on Ability to Perform Activities of Daily Living After Stroke. *stroke*, 32, 2602-2608.
- Meyns, P., Bruijn, S., & Duysens, J. (2013). The how and why of arm swing during human walking. *Gait Posture*, 38(4), 555-562.
- Miller, D., Klein, C., Suresh, N., & Rymer, W. (2014). Asymmetries in vestibular evoked myogenic potentials in chronic stroke survivors with spastic hypertonia: Evidence for a vestibulospinal role. *Clinical Neurophysiology*, 125(10), 2070-2078.
- Pereira, S., Silva, C., Ferreira, S., Silva, C., Oliveira, N., Santos, R., . . . Correia, M. (2014). Anticipatory postural adjustments during sitting reach movement in post-stroke subjects. *Journal of electromyography and kinesiology*, 24(1), 165-171.
- Perlmutter, S., Lin, F., & Makhsous, M. (2010). Quantitative analysis of static sitting posture in chronic stroke. *Gait Posture*, 32(1), 53-56.
- 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, 7-14.
- Ropper, A., Samuels, M., & Klein, J. (2014). *Principles of Neurology* (10^a ed.). MacGraw- Hill education.
- Rothwell, J. (2009). Meet the brain neurophysiology. *Int Rev Neurobiol*, 86, 51-65.
- Rothwell, J. C. (2012). Overview of neurophysiology of movement control. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 432-435.
- Schepens, B., Stapley, P., & Drew, T. (2008). Neurons in the pontomedullary reticular formation signal posture and movement both as an integrated behavior and independently. *Journal of neurophysiology*, 2235-2253.
- SENIAM. (2016, Setembro 17). *SENIAM*. Retrieved from SENIAM.org: <http://www.seniam.org/>

- Serino, A., & Haggard, P. (2010). Touch and the body. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 224-236.
- Shiratori, T., & Latash, M. (2001). Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clinical Neurophysiology*, 112(7), 1250-1265.
- Shumway-Cook, A., & H. Woollacott, M. (2012). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- Siegel, A., & Sapru, H. (2011). *Essential Neuroscience*. L. W. Wilkins Ed.
- Silva, A., & Oliveira, H. (2011). Reabilitação Neuro- Motora do Membro Superior no AVC. *Rev Port Med Int*, 18(3), 11-16.
- 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*, 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.
- 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.
- Slijper, H., Latash, M., Rao, N., & Aruin, A. (2002). Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*, 113(5), 642-655.
- Soteropoulos, D., Williams, E., & Baker, S. (2012). Cells in the monkey pontomedullary reticular formation modulate their activity with slow finger movements. *The Journal of Physiology*, 4011-4027.
- Sousa, A., & Tavares, J. (2015). Interlimb coordination during step-to-step transition and gait performance. *Journal of motor behavior*.
- Sousa, A., Silva, A., & Santos, R. (2015). Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clin Biomech*, 30, 960-965.
- 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, 1127-1135.

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: _____

VISUO-ESPACIAL / EXECUTIVA			Copiar o cubo	Desenhar um Relógio (onze e dez) (3 pontos)	Pontos		
		[]	[]	[] [] []	___/5		
NOMEAÇÃO					___/3		
MEMÓRIA	Leia a lista de palavras. O sujeito deve repeti-las. Realize dois ensaios. Solicite a evocação da lista 5 minutos mais tarde.	Boca	Linho	Igreja	Cravo	Azul	Sem Pontuação
	1º ensaio						
	2º ensaio						
ATENÇÃO	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		[] FBACMNAAJKLBAFAKDEAAAJAMOF AAB			___/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							
LINGUAGEM	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		
ABSTRAÇÃO	Semelhança p.ex. entre banana e laranja = fruta [] comboio - bicicleta [] relógio - régua					___/2	
EVOCAÇÃO DIFERIDA	Deve recordar as palavras SEM PISTAS	Boca	Linho	Igreja	Cravo	Azul	Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS
		[]	[]	[]	[]	[]	
Opcional	Pista de categoria						
	Pista de escolha múltipla						
ORIENTAÇÃO	[] Dia do mês [] Mês [] Ano [] Dia da semana [] Lugar [] Localidade				___/6		
© Z.Nasreddine MD		Examinador: _____			TOTAL	___/30	

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)

