

Soraia Alice Arantes Pereira

**Organização da atividade dos músculos
solear e braquiorradial em sujeitos com
AVE e aumento do *stiffness* do cotovelo**

Orientador: Augusta Silva

Co-orientador: Andreia Sousa

Unidade Curricular de Projeto em Fisioterapia

Mestrado em Fisioterapia

Opção Neurologia

Setembro de 2015

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

Soraia Alice Arantes Pereira

**Organização da atividade dos músculos solear e
braquiorradial em sujeitos com AVE e aumento do
stiffness do cotovelo**

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.

Setembro de 2015

Organização da atividade dos músculos solear e braquiorradial em sujeitos com AVE e aumento do *stiffness* do cotovelo

Soraia Pereira¹, Andreia Sousa², Augusta Silva²

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

Resumo

Introdução: Das possíveis alterações decorrentes da lesão por Acidente Vascular Encefálico (AVE) é de evidenciar as alterações de controlo postural (CP) e aumento do *stiffness*. A intervenção na reabilitação neuro-motora baseia-se na capacidade intrínseca do Sistema Nervoso Central (SNC) compensar danos estruturais através da reorganização das redes neurais. **Objectivo(s):** Descrever as modificações do comportamento e tempos de ativação dos músculos solear e braquiorradial no início da marcha e primeira subfase das sequências de movimento de sentado para de pé e de pé para sentado. Pretendeu-se apresentar também as modificações do *stiffness* do cotovelo. **Métodos:** A amostra consistiu em 5 participantes com média de idade de 44 anos, 2 do sexo feminino e 3 do masculino que sofreram um AVE. Foi implementado um programa de reabilitação para cada, por um período de 3 meses, com 2 momentos de avaliação (M0 e M1). A eletromiografia foi recolhida do solear, braquiorradial, biceps e triceps. O dinamómetro isocinético monitorizou o torque e a amplitude do cotovelo na extensão passiva. Foram calculados os tempos de ativação muscular e o valor de *stiffness*. **Resultados:** Observou-se nos 5 participantes uma modificação do comportamento dos músculos solear e braquiorradial ipsilesional e contralesional no sentido da inibição de M0 para M1 no sentar levantar. Esta também foi observada na sequência de pé para sentado e no início da marcha, sendo mais variável entre participantes. Verificou-se que o *stiffness* do membro superior contralesional apresentou uma modificação no sentido da diminuição em todas as amplitudes. O mesmo sucedeu com membro superior ipsilesional sobretudo nas amplitudes intermédias, excepto no B e D. **Conclusão:** De M0 para M1 verificou-se a modificação dos tempos e do comportamento dos músculos antigravíticos como o solear e o braquiorradial nas tarefas funcionais e uma modificação do *stiffness* passivo do cotovelo.

Palavras-chave: Acidente Vascular Encefálico, *Stiffness*, Atividade antigravítica, Conceito de Bobath.

Abstract

Background: From the possible changes resulting from stroke stands out the changes in postural control (PC) and the increased stiffness. The work on neuro-motor rehabilitation is based on the intrinsic ability of the CNS compensate structural damage through the reorganization of neural networks. **Aim(s):** Describe the changes in behavior and timing of activation of soleus and brachioradialis in the beginning of the gait and 1sts phases of the sequences from sit to stand and standing to sit. **Methods:** The sample consisted in 5 participants with a mean age of 44 years, 2 females and 3 males, who have suffered a stroke. A rehabilitation program was implemented for each one, for a period of 3 months with 2 time points (M0 and M1). Electromyography was recorded from soleus, brachioradialis, biceps and triceps. The isokinetic dynamometer monitored the torque and the amplitude of the passive elbow extension. Muscle activation times and the stiffness value were calculated. **Results:** It was found a modification in the behavior of soleus and brachioradialis muscles in ipsilesional and contralesional sides toward inhibition in the sequence of sit to stand. This was also founded in the sequence of stand to sit and the beginning of gait, being these last subphases the of greater variability among participants. It was found that decrease of stiffness in contralesional limb in all ranges. The same happened with upper limb ipsilesional especially in intermediate ranges, except in B and D. **Conclusion:** From M0 to M1, there was modification of the times and the behavior of anti-gravity muscles such as the soleus and brachioradialis in functional tasks and a modification of the passive elbow stiffness.

Key words: Stroke, Stiffness, Antigravity Activity, Bobath Concept .

1 Introdução

Das diferentes lesões do SNC, no Acidente Vascular Encefálico (AVE) tem-se verificado uma diminuição da taxa de mortalidade de 79,9 óbitos por 100 000 habitantes para os 61,9 entre os anos de 2007 e 2011 (Sousa-Uva & Dias, 2014). No entanto, estima-se que 60% dos indivíduos que sofreram um AVE apresentem alterações na função neuro-motora e 50% apresentem comprometimento da independência funcional, o que torna esta patologia um problema social e económico significativo (Mikołajewska, 2012). Isto justifica que os sistemas de organização em saúde procurem soluções que potenciem o máximo de recuperação neuro-motora nestes sujeitos. Esta necessidade impulsiona a utilização de abordagens terapêuticas que respeitem conceitos mais atuais como a interconetividade neural (Kleim, 2011). Esta perspetiva funcional e interdependente do SNC pode contribuir para otimizar os fatores que contribuem para um controlo motor mais eficiente (Graham, Eustace, Brock, Swain, & Irwin-Carruthers, 2009). Este princípio justifica que a recuperação funcional após um AVE deva estar potencialmente relacionada com a capacidade de reorganização dos circuitos neuronais e não apenas com a modificação das estruturas do SNC (Dimyan & Cohen, 2011).

A organização estrutural e funcional do SNC é modificável em resposta à informação intrínseca e extrínseca (Sue. Raine, 2009) com repercussões nos *skills* neuromotoras

(Cauraugh, Coombes, Lodha, Naik, & Summers, 2009). Esta capacidade intrínseca do SNC para compensar danos estruturais através da reorganização das redes neurais (Grefkes & Ward, 2014), justifica a intervenção no âmbito da reabilitação neuromotora (Marque, Gasq, Castel-Lacanal, De Boissezon, & Loubinoux, 2014). Esta evidência assume especial importância no âmbito de funções em que a interconetividade funcional entre estruturas encefálicas é um pré-requisito essencial, como o caso da função de controlo postural. De facto, a atividade regulada de sistemas eferentes envolvidos no controlo postural como os sistemas reticulares pontinos e medullaris, dependem das conexões corticoreticulares mas também das cerebeloreticulares (Brodal, 1981). Estes factos permitem justificar a capacidade de através da manipulação do input aferente, no âmbito das estratégias de intervenção em fisioterapia, potenciar a reorganização de circuitos neurais envolvidos no recrutamento e modulação do controlo postural.

Das possíveis alterações decorrentes da lesão por AVE é de evidenciar as alterações de controlo postural (Genthon et al., 2008). Já existe evidência de que sujeitos com AVE, no território da artéria cerebral média (ACM) apresentam um comprometimento no âmbito do CP quer no lado ipsilesional quer no lado contralesional, identificados através do tempo de ativação muscular (Silva et al., 2013; Sousa, Silva, & Santos, 2015), da magnitude de atividade eletromiográfica (Silva, Sousa, Tavares, et al., 2012) e da coordenação entre membros inferiores na marcha (Silva et al., 2015).

Dentro do âmbito da disfunção do CP importa também fazer referência ao aumento do *stiffness*, frequentemente entendido como uma condição de hipertonía decorrente de uma falta de inibição por parte do SNC (Willerslev-Olsen, Lorentzen, Sinkjaer, & Nielsen, 2013). Contudo com base nos conhecimentos atuais da neurociência, sabe-se que a génese da hipertonía pode envolver um aumento do recrutamento involuntário das unidades motoras que coexiste com a paresia (Gracies, 2005). Este aumento do *stiffness* é frequentemente identificado nos AVE's (Kobayashi, Leung, Akazawa, Tanaka, & Hutchins, 2010; Anouk Lamontagne, Malouin, & Richards, 2000) com distribuição predominante sobre os segmentos distais. Apesar do *stiffness* poder ser considerado uma propriedade mecânica já que está relacionada com a resistência que as estruturas intra e extra-articulares oferecem ao deslocamento intersegmentado (Gabriel et al., 2008), este tem na sua génese fatores neurais e fatores não neurais (S. G. Chung, Van Rey, Bai, Roth, & Zhang, 2004; Sun G. Chung et al., 2008). O componente neural está relacionado com o limiar de excitabilidade dos motoneurónios e interneurónios por parte de sistemas com origem no tronco encefálico, mais especificamente os sistemas reticuloespinal e vestibuloespinal (Miller, Klein, Suresh, & Rymer, 2014; Mukherjee & Chakravarty, 2010).

Enquanto o sistema reticular está estreitamente relacionado com a capacidade de recrutar ajustes posturais antecipatórios (APA's) (Schepens & Drew, 2004; Schepens, Stapley, & Drew, 2008), o sistema vestibular está fortemente envolvido na capacidade de recrutar neurónios motores extensores (J. Rothwell, 2009) para a função extensora. Importa salientar que esta função extensora ou antigravítica depende também do *input* visual, proprioceptivo e vestibular. Salienta-se que o *input* proprioceptivo é determinante para que o cerebelo, através das células de *purkinje*, consiga regular a atividade dos neurónios motores extensores (Brodal, 1981; Kierman, 2005; Siegel & Sapru, 2011), permitindo uma alternância do componente de extensão com a flexão. De facto, o papel inibitório da conexão cerebelo-vestibular resulta da constante integração da informação aferente oriunda dos recetores articulares e dos órgãos tendinosos de Golgi (OTG) (Kierman, 2005). Esta necessidade em regular a ativação de neurónios motores extensores é notória 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. Assim, nestas subfases importa que os músculos extensores diminuam a sua atividade resultante da ativação de interneurónios inibitórios, com conseqüente ativação de neurónios motores (NM) flexores.

Neste sentido, a diminuição do *input* proprioceptivo inerente às alterações sensoriais decorrentes da lesão vascular e das alterações biomecânicas (Mazzaro, Nielsen, Grey, & Sinkjaer, 2007), pode interferir com a capacidade de regular a atividade extensora da musculatura distal frequentemente identificada nestes sujeitos como hipertónica. No entanto, importa aqui introduzir a importância da atividade muscular para uma eficiente transmissão de informação através dos recetores periféricos (S. Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, 2009; Silva, Sousa, Pinheiro, et al., 2012). Por isso, a diminuição da atividade muscular, resultante da lesão, pode ser também apontada como um problema que interfere com a capacidade de regular a resposta extensora atípica observada nestas tarefas funcionais tanto nos membros inferiores (MI) como nos superiores (MS).

Existe evidência de que a alteração da orientação do membro superior (MS) influencia a coordenação e a sincronização entre membros na medida em 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). Isto tem repercussões negativas em tarefas funcionais onde existe uma exigência acrescida neste âmbito, como o início da marcha (Caderby, Yiou, Peyrot, Bonazzi, & Dalleau, 2013) e as sequências de movimento de sentado para de pé e pé para sentado (Sande de Souza, Curtarelli, Mukherjee, & Dionisio, 2011; Siriphorn, Chamonchant, & Boonyong, 2015).

Esta linha de raciocínio justifica a pertinência de, em indivíduos com AVE, descrever as modificações ocorridas em variáveis estreitamente relacionadas com o CP, como o tempo de ativação de músculos com aumento do *stiffness* muscular, quando submetidos a um programa de intervenção em fisioterapia. Para explorar esta perspectiva de interconetividade neural e os resultados em fisioterapia procuramos observar estes aspetos em músculos anatómica e funcionalmente distantes como os músculos solear e braquiorradial em tarefas funcionais como o início da marcha e primeira subfase das sequências de sentado para de pé e de pé para sentado.

2 Métodos

2.1 Amostra

O presente estudo consiste num estudo de séries de estudos de casos. Os participantes deste estudo apresentam um evento vascular único e unilateral no território da ACM a um nível subcortical tendo sido este o principal critério de inclusão. Foi também considerada o aumento da resistência ao alongamento passivo dos músculos do cotovelo e flexores plantares avaliado através da escala de Tardieu; a capacidade de manter o conjunto postural de sentado sem apoio (Kusoffsky, Apel, & Hirschfeld, 2001; Messier, Bourbonnais, Desrosiers, & Roy, 2006; D. Reisman & Scholz, 2006; D. S. Reisman & Scholz, 2007) e de compreender e seguir instruções (Prange et al., 2010). A diminuição do controlo postural do ombro no lado contralesional à lesão, como problema a resolver foi também critério de elegibilidade. Este ponto foi identificado face à avaliação dos componentes neuromotores realizada por uma especialista na área da Neurologia. Os critérios de exclusão contemplam a presença de Doença de Parkinson (Kusoffsky, Apel, & Hirschfeld, 2001), Esclerose Múltipla, alterações da acuidade visual (Messier et al., 2006), apraxia, héminegligência (Levin, Michaelson, Cirstea, & Roby-Brami, 2002; Michaelson, Luta, Roby-Brami, & Levin, 2001), dor na coluna cervical e/ou no ombro (Prange et al., 2010), patologia musculoesqueléticas que interferissem com a recolha de dados.

No âmbito do processo da reabilitação neuromotora os participantes foram questionados acerca dos seus objetivos funcionais/expectativas em relação ao mesmo. Todos os participantes referiram a melhoria do padrão/cadência da marcha, sendo que:

- o participante A: “realizar marcha sem ajuda”; participante B: “que o membro superior não interfira com a marcha”; participante C: “sentir-me mais seguro na marcha”; participante

D: “mais velocidade na marcha” e participante E “conseguir andar de bicicleta com mão como referência no volante”.

Além dos objetivos mencionados, referiram a vontade de retomar aos seus *hoobies* como a caminhada (participante A), de se tornar mais independente nas atividades de vida diária incluindo na higiene pessoal (participante C), entre outros.

Na tabela I encontra-se a caracterização dos participantes que integraram este estudo de séries 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 contralateral à lesão (CONTRA) e área de lesão identificada por tomografia computadorizada.

Participante	Género	Idade	Peso	Altura	Tempo de evolução	Lado CONTRA	Área de lesão
A	F	39	65	170	27	Drt	Lesão corticosubcortical
B	F	38	63	160	12	Esq	Lesão lenticocapsular
C	M	61	89	176	6	Esq	Lesão lenticulocapsular interna anterior e semioval direito
D	M	47	95	176	30	Drt	Lesão lenticulo-capsulo-radiario direita
E	M	37	76	185	30	Esq	Lesão cortico-subcortical

2.2 Instrumentos

2.2.1 Escalas

A Montreal Cognitive Assessment (MoCA) avalia a função cognitiva. Foi aplicada em detrimento do Mini Mental State Examination pois permite uma avaliação rápida do défice cognitivo ligeiro após um AVE (Nasreddine et al., 2005; Smith, Gildeh, & Holmes, 2007) conseguindo avaliar funções cognitivas complexas como a função executiva, atenção, a percepção visual/construção e a memória tardia (Dong et al., 2010).

Para a caracterização do tónus selecionou-se a escala de Tardieu na medida em que apresenta uma excelente fiabilidade inter e intra-examinador em ambos os parâmetros do ângulo e qualidade da reacção muscular (Gracies et al., 2010).

2.2.2 Dinamómetro isocinético

Para a avaliação do torque, velocidade e posição angular da articulação do cotovelo durante o movimento passivo da articulação recorreu-se ao dinamómetro isocinético Biodex System 4

Pro® (Biodex Medical Systems, Inc, Ramsay Road Shirley, New York, USA), ligado ao sistema Biopac MP100. Este é considerado um instrumento fiável (ICC=0,97) e válido (Drouin, Valovich-mcLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin, 2004),

2.2.3 *Eletromiografia de superfície*

Para o registo da atividade da eletromiografia (EMG) durante a recolha no BIODEX recorreu-se ao Biopac MP150 Workstation (Biopac Systems Inc. , Santa Barbara , CA, EUA), com software apropriado para a aquisição e análise de dados o Acqknowledge®, versão 3.9 (sampling: 1000 Hz) (Biopac Systems Inc, Goleta, CA, USA) para o sistema MP100 que também foi utilizado para análise e processamento dos sinais obtidos no dinamómetro isocinético. Utilizaram-se eléctrodos ativos, TSD 150B, de superfície circular de cloreto de prata (AgCl), com diâmetro de 11,4 mm, impedância de entrada de 100MΩ e CMRR (*Common- mode rejection ratio*) de 95 dB (Correia & Mil-Homens, 2004). A impedância cutânea foi avaliada através do medidor Noraxon® (Noraxon®, Scottsdale Arizona).

Para o registo da atividade EMG nas tarefas funcionais utilizou-se o dispositivo bioPLUX® (Lisboa, Portugal), com eléctrodos de gel Ag/AgCl, autocolantes, descartáveis e pediátricos circulares com 10 mm de diâmetro (Correia & Mil-Homens, 2004; Matias, Batata, Morais, Miguel, & Esteveira, 2006). Posteriormente os sinais da EMG foram analisados no Analysis Software version AcqKnowledge 3.8.2 (*sampling*: 1000 Hz) (BIOPAC Systems, Inc., Goleta, USA).

2.2.4 *Plataforma de forças*

Para registo das forças de reação ao solo nas sequências de movimento utilizaram-se as plataformas de força, modelo FP4060-10 de Bertec Corporation (EUA), conectado a um amplificador de 6300 Bertec AM, com ganhos padrão, conectado a um conversor analógico-digital de 16 bits Biopac e com uma *sampling rate* de 1000 Hz.

2.2.5 *Software SAPO*

Software de Avaliação Postural (SAPO) foi utilizado para registo da posição inicial dos membros superiores no conjunto postural de sentado e de pé. Este software permite a realização de uma avaliação postural, sendo um instrumento válido para a medição de ângulos e distâncias. O erro para medidas angulares é de 0,11° e para medidas de distância de 1,8 mm (Ferreira, Duarte, Maldonado, Burke, & Marques, 2010). Para a realização do registo utilizaram-se três câmaras de vídeo.

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 nestes dois momentos decorreu em contexto clínico e em contexto de laboratório que por sua vez decorreu no Centro de Estudos de Movimento e Atividades Humana (CEMAH) na Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto. 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 em contexto clínico

A avaliação contemplou a análise dos componentes do movimento e através do *handling* cujo o objetivo é influenciar a capacidade e a resposta do indivíduo ao *input* (Gjelsvik, 2008). Para a análise dos componentes do movimento recorreu-se ao registo de vídeo. Esta análise centrou-se nas sequências e qualidade da ativação muscular, padrões de movimento, nos factores biomecânicos como os alinhamentos ósseos, interação e inter-relação entre as diferentes áreas-chave e na seletividade do controlo do movimento. Esta permitiu inferir acerca da percepção dos participantes acerca do seu corpo no espaço através da sua relação com o meio envolvente bem como das capacidades de resolução de novos problemas face ao reportório motor (Gjelsvik, 2008). A avaliação e discussão, com base no registo de vídeo foi feita por duas fisioterapeutas com experiência na área da reabilitação neurológica e conhecimento do Conceito de Bobath, sob a supervisão de uma especialista na área.

2.3.1.2 Avaliação em contexto laboratorial

2.3.1.2.1 Tempo de ativação do BR e SOL nas tarefas funcionais

A colocação dos elétrodos nos músculo BR, no ventre muscular 4 cm abaixo do epicôndilo lateral do úmero, na face ântero-lateral do antebraço (Criswell, 2014; Tang & Rymer, 1981), e no músculo SOL, de acordo com as orientações europeias de EMG do SENIAM, foi seguida de um intervalo mínimo de 5 min entre a colocação e a recolha do sinal EMG.

Todas as tarefas funcionais foram iniciadas com os membros superiores ao longo do corpo mantendo o olhar orientado para sinal específico colocado a 2 m de distância (Genthon,

Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007), durante 60 segundos (Perlmutter, Lin, & Makhsous, 2010). Previamente ao comando verbal, os indivíduos foram instruídos a realizar as tarefas sem recurso aos membros superiores e sem modificar os pés entre repetições (Dubost, Beauchet, Manckoundia, Herrmann, & Mourey, 2005). Cada uma das tarefas foi realizada após um comando verbal dado pelo mesmo investigador em ambos os momentos com os participantes calçados (Kim, Yi, Yoo, & Choi, 2011). As tarefas foram realizadas a uma velocidade auto-selecionada. Realizaram-se três repetições válidas com 1 minuto de repouso entre cada. O sinal 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:

a) Sequências 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 (Arui & Shiratori, 2003; Levin et al., 2002). A altura do assento foi equivalente à distância entre a linha lateral do joelho e o solo.

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.

Entre estas sequências os participantes foram instruídos a permanecer na posição de pé durante 60 seg.

b) Início da marcha:

Esta tarefa foi precedida da permanência na posição de pé sobre uma plataforma de forças durante 60 seg (Caderby et al., 2013). Foram igualmente instruídos para deixarem os membros superiores ao longo do corpo.

2.3.1.3 Cinemática do membro superior

Para a análise cinemática coloram-se três câmaras de vídeo (posterior, ipsilesional e contralesional) a 2 m do participante e a ½ da altura do mesmo. As câmaras foram alinhadas com T11. Para a calibração, colocou-se um cubo (área 7,5cm), visível nas três câmaras perto de cada participante, que permitiu o ajuste da direção vertical da imagem e a transformação de distâncias na imagem, em *pixels*, para distâncias reais, em centímetros (Ferreira, Duarte, Maldonado, Burke, & Marques, 2010). Utilizaram-se marcadores refletivos de 1,5 cm de diâmetro que foram colocados no epicôndilo lateral e na apófise estilóide do rádio.

2.3.1.4 *Stiffness*

Para a recolha do *stiffness* cada participante foi posicionado com o ombro a 15° de flexão e abdução, o cotovelo a 45° de flexão, o antebraço e punho em posição neutra com os dedos em ligeira flexão (Brinkworth, Tuncer, Tucker, Jaberzadeh, & Türker, 2007) e os dedos em contato leve sobre a borda do *manipulandum* (Starsky, Sangani, McGuire, Logan, & Schmit, 2005). Alinhou-se o eixo de cotovelo de rotação com o centro da célula de carga e o eixo de rotação do motor Biodex (Mirbagheri, Niu, & Varoqui, 2012; Starsky et al., 2005) (figura 1).



Figura 1 - Posicionamento para a recolha do *stiffness* durante o teste

Para cada participante foram registados os dados da mobilização manual através de uma gama completa de movimento do cotovelo, evitando, no entanto, a translação e rotação excessiva do ombro. Definiu-se como posição inicial 90° de flexão do cotovelo e a posição final a extensão completa que corresponde a 0° (Condliffe, Clark, & Patten, 2005). O movimento de extensão para flexão foi realizado durante 5 segundos em declive a uma velocidade constante (Starsky et al., 2005). Posto isto realizou-se o movimento passivo de extensão do cotovelo a uma velocidade constantes de 1°/s.

Durante a recolha do *stiffness* registou-se a atividade EMG, dos músculos bíceps, tríceps (cabeça lateral), e braquiorradial (Starsky et al., 2005).

2.3.2 *Analise de dados*

2.3.2.1 Tempo de ativação do BR e SOL nas tarefas funcionais

Para o processamento dos sinais EMG aplicaram-se *band-pass filter* de 20 a 500 Hz tendo-se calculado o *root mean square* (RMS) e *algorithm* (Billot, Simoneau, Van Hoecke, & Martin, 2010; A. Lamontagne, Malouin, & Richards, 2001; A. Lamontagne, Richards, & Malouin, 2000).

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 3 desvios padrão (M+ 3DP).

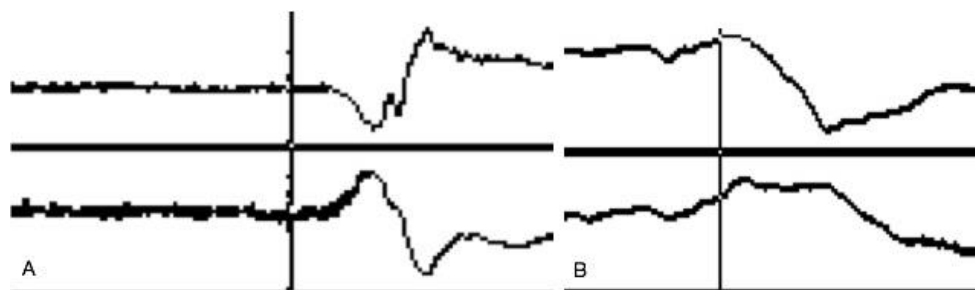


Figura 2- Imagem A corresponde ao início da primeira subfase do sentado para de pé e a imagem B corresponde ao início da primeira subfase da sequência de pé para sentado com base na variação do componente antero-posterior da força da reação ao solo.

Relativamente ao início da marcha, os dados da primeira plataforma de forças foram processados com um filtro *band-pass* de 10 Hz, tendo-se normalizado os valores de acordo com o peso do participante (Turns, Neptune, & Kautz, 2007). A força vertical e o momento de força de cada ensaio foram utilizados para calcular a variação do centro de pressão na direção ântero-posterior ($CoPx = My/Fz$) cujo deslocamento foi utilizado para detectar o início da marcha. O início da marcha (T0) foi definido como o início de um intervalo de tempo com duração de pelo menos 50 ms em que o valor do CoPx foi superior ao valor da média mais 3 DP (Sousa et al., 2015).

O tempo de ativação do BR e SOL 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 foi calculado através do intervalo de tempo em que a actividade EMG excedia a actividade basal por 2DP durante um período igual ou superior a 50 ms. Assim, o tempo de ativação consistiu no valor médio obtido pela diferença de tempo entre o início da actividade destes músculos e o T0 dos três ensaios das diferentes tarefas funcionais (Dickstein, Shefi, Marcovitz, & Villa, 2004; Wagner, Dromerick, Sahrman, & Lang, 2007). Os dados da EMG e da plataforma de força foram coletados a 1000 Hz .

2.3.2.2 Cinemática do membro superior

Para a medição do ângulo utilizaram-se as referências do epicôndilo lateral do úmero, da apófise estilóide do rádio e o acrômio (figura 3). Para o valor total do ângulo do cotovelo calculou-se a média das três repetições dos três registos de vídeo de sentado e de pé.

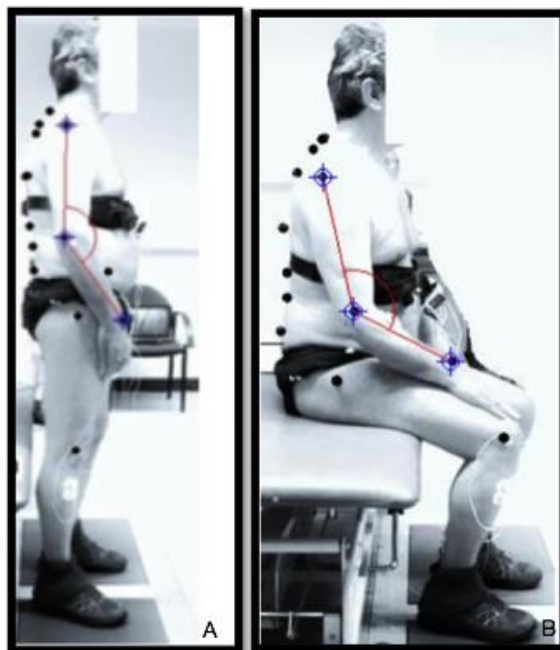


Figura 3 – Medição do ângulo do cotovelo no conjunto postural de pé (A) e em sentado (B)

2.3.2.3 *Stiffness*

Os sinais da EMG e do dinamómetro isocinético BIODEX foram analisados no software Acqknowledge®, versão 3.9. No processamento os sinais da EMG foram filtrados a uma *bandpass* de 20 a 450 Hz (Matias et al., 2006), tendo sido, quando necessário, aplicados filtros para remoção do sinal cardíaco (*high pass* de 50 Hz) e remoção de sinal de rede (*band stop*). Posteriormente foi calculado o valor do *Root Mean Square* (Lorentzen et al., 2010).

No software Acqknowledge®, 3.9 intercalou-se os dados do dinamómetro isocinético com a atividade EMG com a intuito de se obter a posição angular e o torque nos momentos nos quais não se verificou um incremento do sinal EMG dos músculos bíceps, tríceps e braquiorradial em relação ao sinal obtido na posição inicial. Assim, definiu-se que não ocorreu variação do sinal EMG quando este não apresentou um aumento de mais do que 5% do máximo obtido durante o movimento passivo, durante no mínimo 50 ms. Foi calculado o *stiffness* nos intervalos em que não se verificou esta condição (Hodges & Bui, 1996). Este cálculo teve por base o declive da função relativa ao torque e posição angular do cotovelo durante o movimento passivo. Assim, numa primeira fase, para cada ensaio calculou-se através de um gráfico de dispersão no software Microsoft Office Excel, a função polinomial de quarto grau ($F(x) = ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e$) que relacionou a posição angular do cotovelo (x) com o torque ($F(x)$). Como o *stiffness* corresponde à derivada da função referida anteriormente calculou-se $F'(x) = 4ax^3 + 3bx^2 + 2cx + d$ para se obter o seu valor para cada posição angular. Posteriormente, foram gerados gráficos de tendência, com os valores de *stiffness* sem aumento da atividade da EMG, nos quais se podem observar o comportamento

do *stiffness* da amplitude máxima à mínima, tendo-se utilizado a amplitude individual de cada participante e não amplitudes *standard*.

2.3.3 Intervenção

A intervenção baseou-se no processo do raciocínio clínico e assente conceito de Bobath com frequência de 3 vezes por semanas com a duração média de 1 hora. Com base na análise dos componentes neuro-motores definiu-se um principal problema que foi geral a todos os participantes assim como a hipótese clínica (figura 4).



Figura 4- Definição do principal problema dos participantes A,B,D, C e E com respetiva hipótese clínica.

Na figura 5 encontra-se descrito o processo de raciocínio clínico e um plano de intervenção neuromotora que contempla de forma sumária estratégias e procedimentos que foram utilizados nos diferentes participantes. Este plano foi também complementado com indicações para casa, programa de exercícios aeróbios e de fortalecimento muscular com respetiva integração nas tarefas de vida diária.

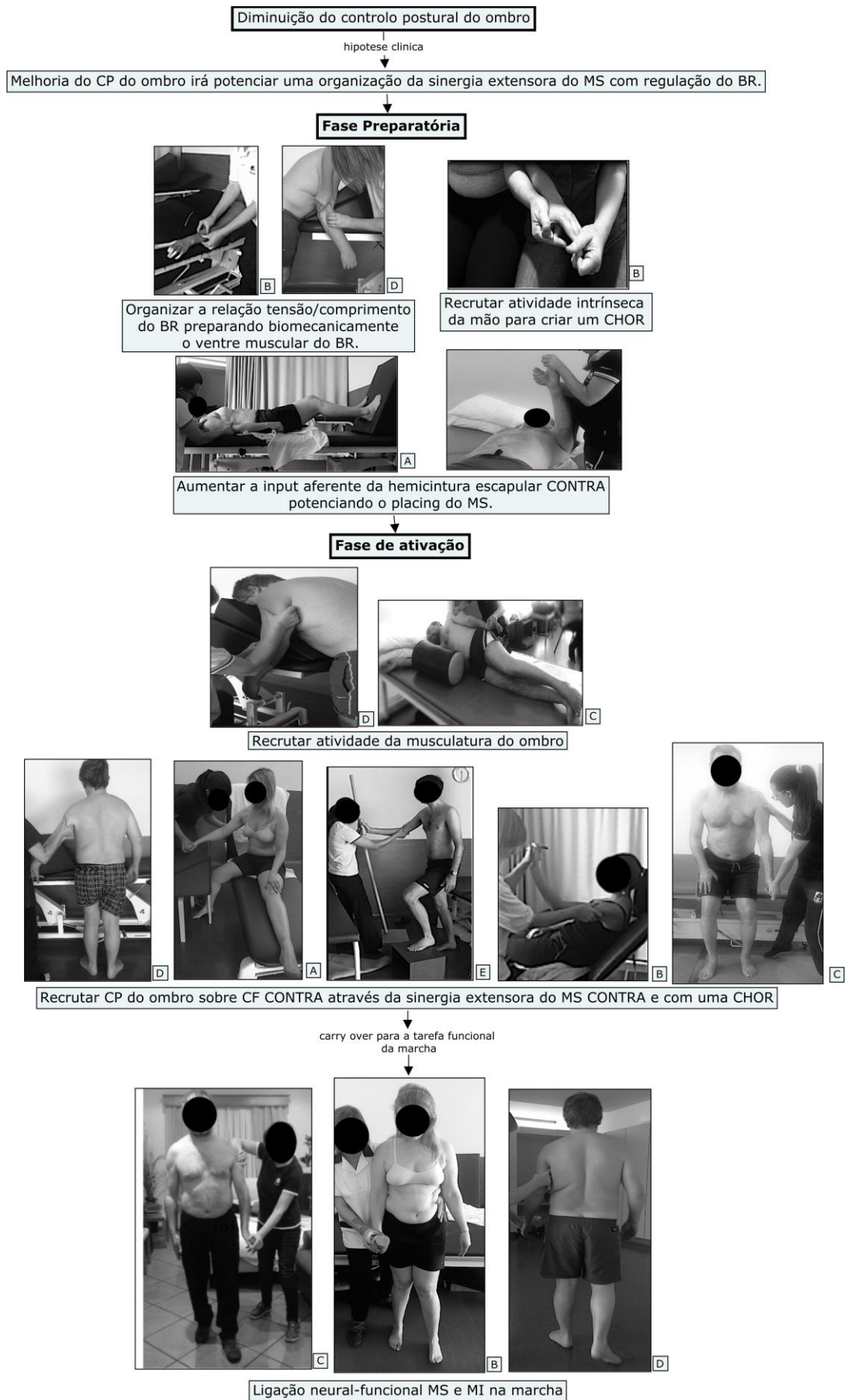


Figura 5 - Raciocínio clínico e um plano de intervenção neuromotora com estratégias e procedimentos aplicados diversos participantes. CHOR *contact hand orientating response*. MS- membro superior; MI- membro inferior; BR- braquiorradial; CONTRA- contralesional-

2.4 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 director 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.

3 Resultados

3.1 Avaliação em contexto clínico

Entre M0 e M1 os participantes A, B e C apresentam uma melhor organização da função anti-gravítica do MS contralesional (CONTRA) repercutindo-se numa melhor relação do MS com o tronco e grade costal. Ainda no participante C podemos salientar que a organização da sinergia antigravítica do MS refletiu-se numa melhor função extensora do hemitronco ipsilesional (IPSI). No participante D salienta-se o melhor controlo postural da hemicintura escapular CONTRA que permitiu uma função antigravítica do hemitronco CONTRA. Enquanto no participante E, a melhoria do controlo postural do ombro CONTRA repercutiu-se numa melhor relação linear deste segmento com a CF CONTRA na primeira subfase do sentado para de pé.

3.2 Avaliação em contexto laboratorial

Nas tarefas funcionais observou-se uma modificação do comportamento e do tempo de ativação dos músculos BR e SOL do lado contralesional e ipsilesional, caracterizando-se por uma inibição como ajuste antecipatório e não a ativação como observado M0. Este comportamento foi consistente entre participantes variando na linha temporal.

Verificou-se que, de forma geral o *stiffness* do MS CONTRA apresentou uma modificação no sentido da diminuição em todas as amplitudes nos cinco participantes. Relativamente ao MS IPSI, em 3 dos 5 participantes verificou-se uma modificação no sentido da diminuição do *stiffness* deste membro em M1, nas amplitudes iniciais e intermédias, (figura 6).

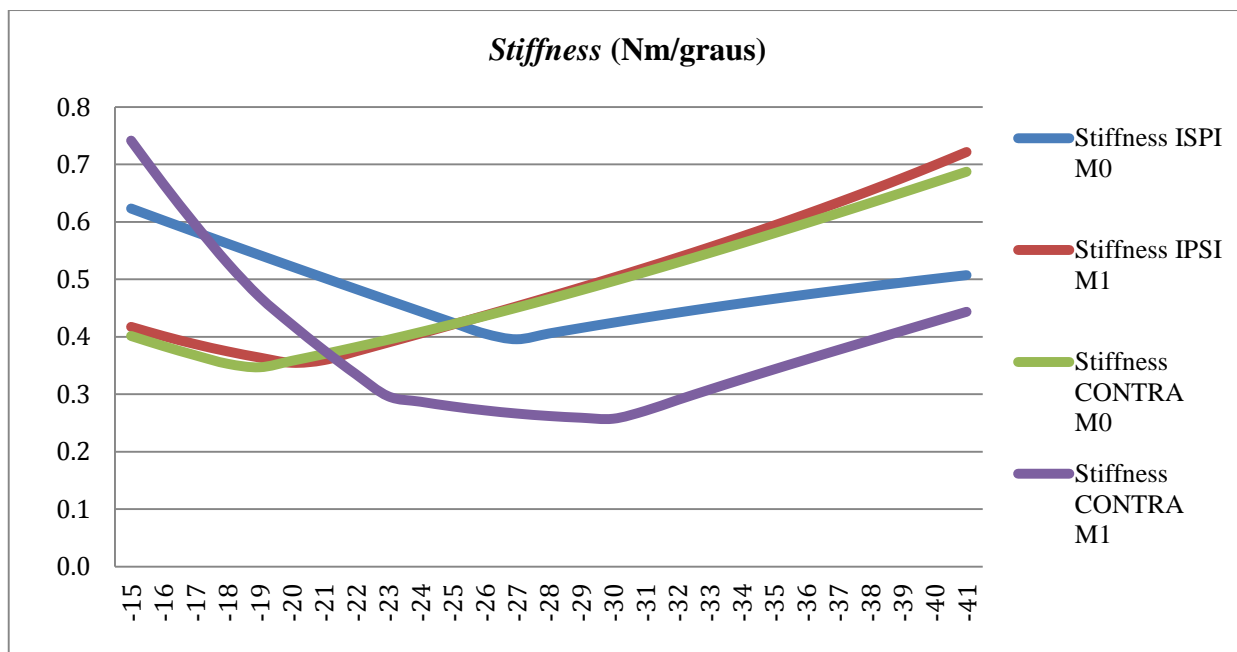


Figura 6 – Gráfico tipo demonstrativo da variação do *stiffness* .

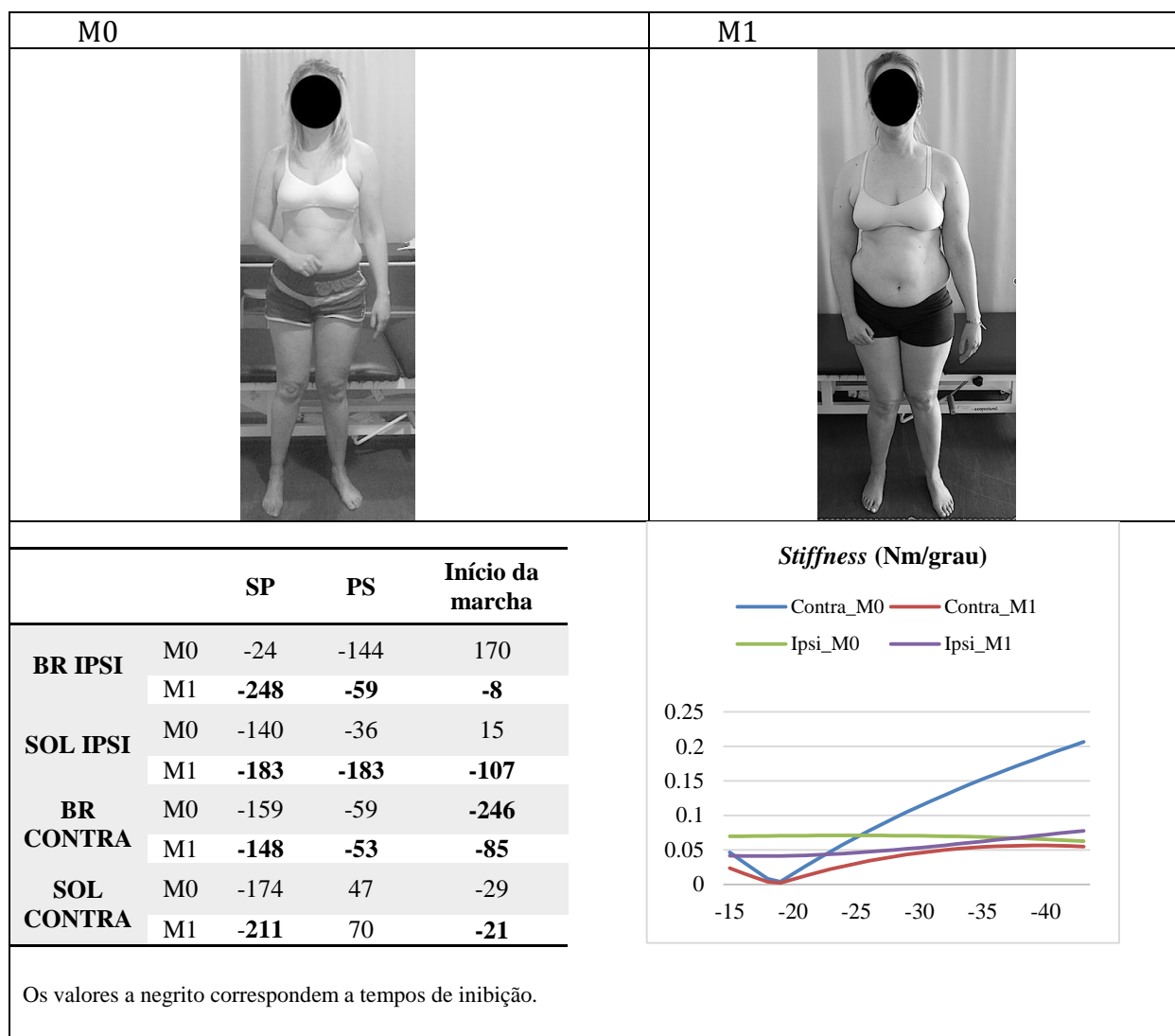
Resultados por participante:

- **Participante A**

O participante A no conjunto postural de sentado apresentava um ângulo do cotovelo de 133° (IPSI) e 105° (CONTRA) em M0 e 132° (IPSI) e 107° (CONTRA) em M1. Em pé apresentava 152° (IPSI) e 102° (CONTRA) em M0 e 154° (IPSI) e 105° (CONTRA) em M1 de extensão do cotovelo.

Verificou-se uma modificação do comportamento no sentido da inibição dos músculos BR e SOL do lado ipsilesional e contralesional e em todas as tarefas funcionais, enquadrando-se estes valores no período considerado ajustes posturais antecipatórios (tabela II).

Tabela II – Resultados dos tempos de ativação e do *stiffness* em M0 e M1 do participante A.

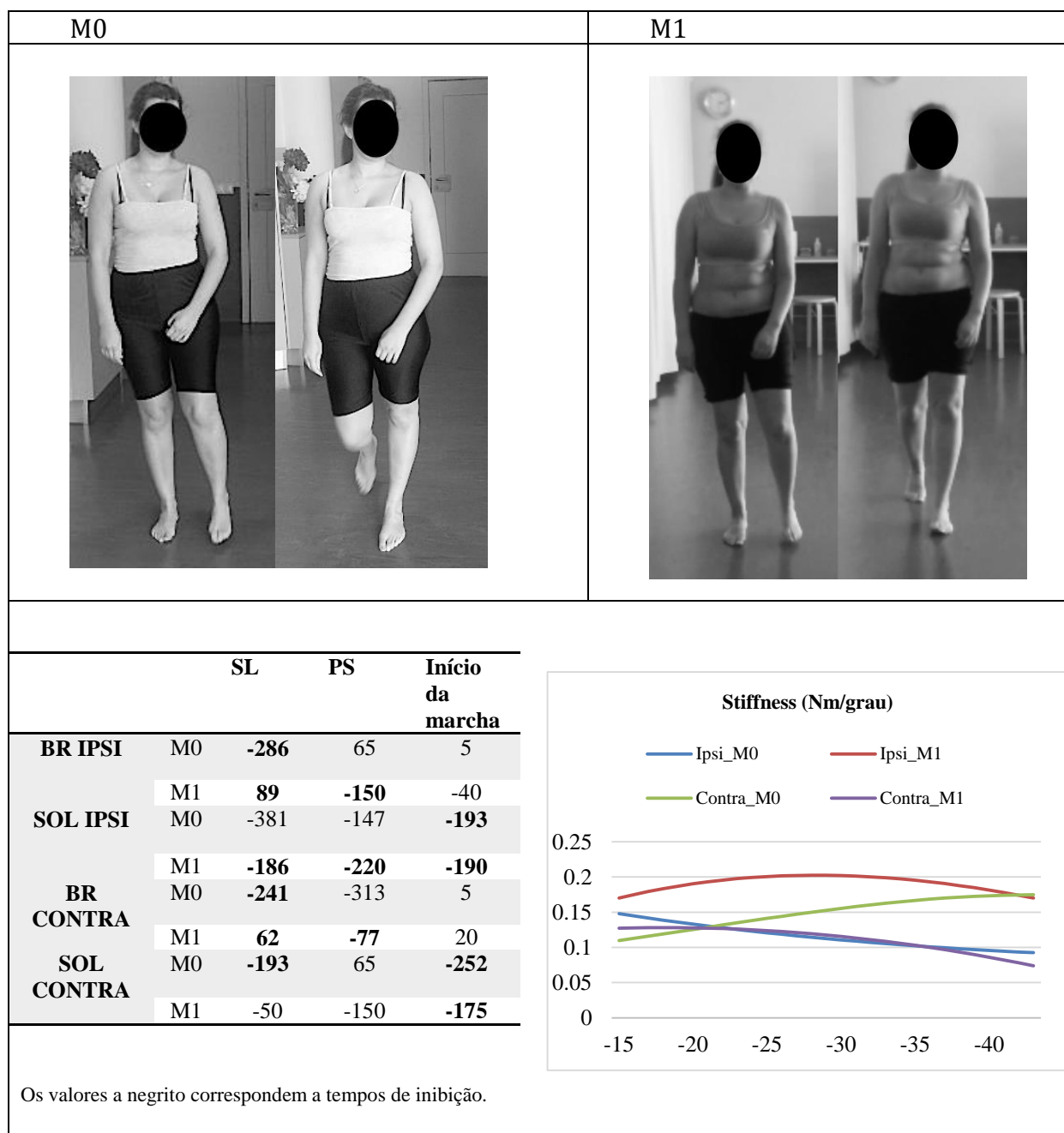


• Participante B

O participante B no conjunto postural de sentado apresentava um ângulo do cotovelo de 133° (IPSI) e 127° (CONTRA) em M0 e 138° (IPSI) e 110° (CONTRA) em M1. Em pé apresentava 163° (IPSI) e 159° (CONTRA) em M0 e 158° (IPSI) e 137° (CONTRA) em M1.

No participante B verificou-se modificação do comportamento no sentido da inibição dos músculos BR de ambos os lados e SOL IPSI nas sequências de movimento sentar levantar e de pé para sentado. Esta modificação não foi tão notória na sequência do início da marcha no que se refere ao músculo BR bilateralmente (tabela III).

Tabela III- Resultados dos tempos de ativação e do *stiffness* em M0 e M1 do participante B.



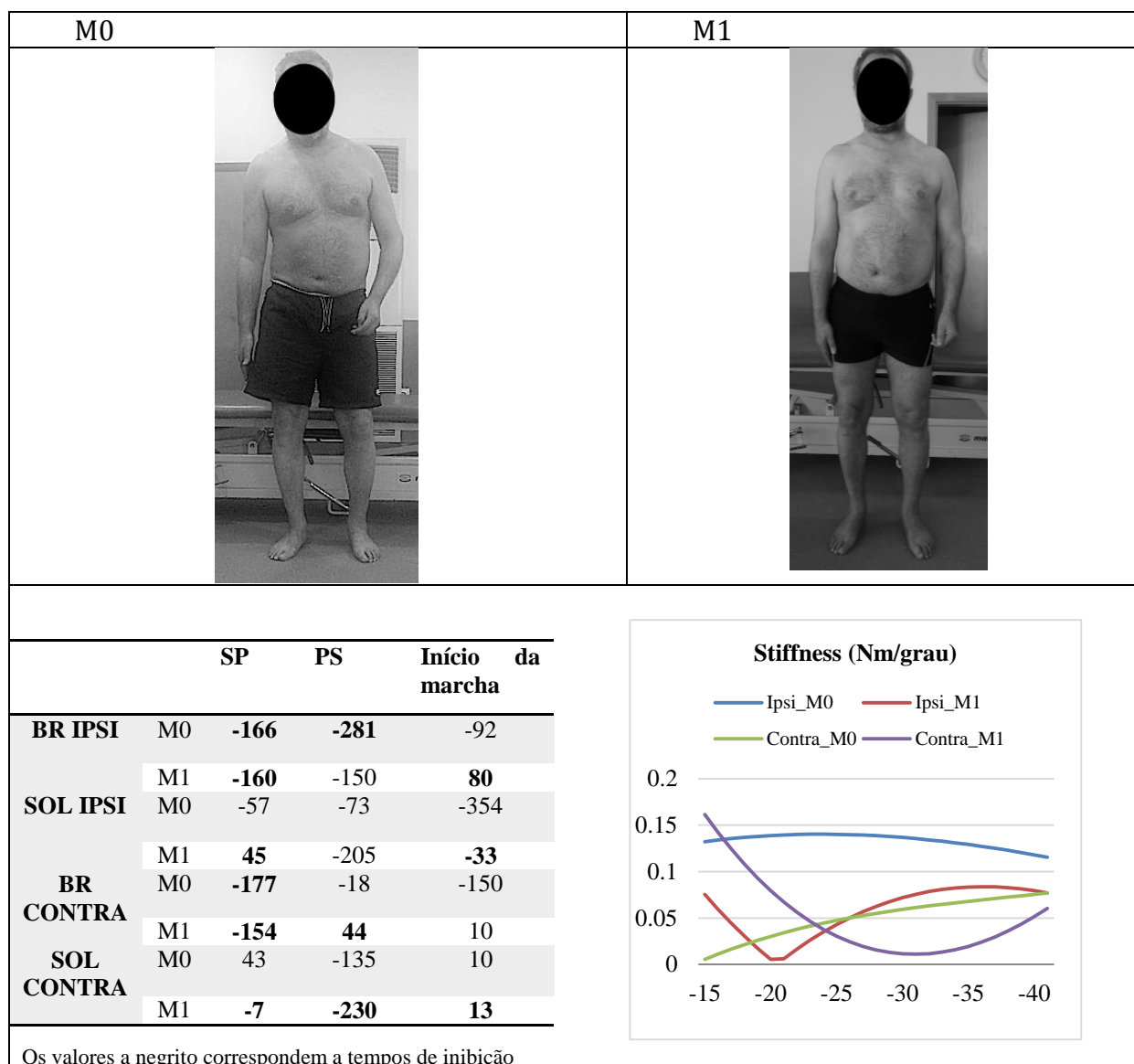
• Participante C

O participante C no conjunto postural de sentado apresentava um ângulo do cotovelo de 144° (IPSI) e 130° (CONTRA) em M0 e 141° (IPSI) e 135° (CONTRA) em M1. Em pé apresentava 175° (IPSI) e 149° (CONTRA) em M0 e 172° (IPSI) e 160° (CONTRA) em M1.

No participante C observou-se uma modificação no sentido da inibição dos músculos BR e SOL do lado contralesional e ipsilesional na sequência de movimento do sentar levantar. O início da marcha caracterizou-se por uma inibição dos músculos ipsilesionais e do SOL CONTRA em M1 comparativamente a M0 enquanto a sequência do sentar levantar se

caracterizou pela modificação no sentido da inibição dos músculos contralesionais (tabela IV).

Tabela IV- Resultados dos tempos de ativação e do *stiffness* em M0 e M1 do participante C.

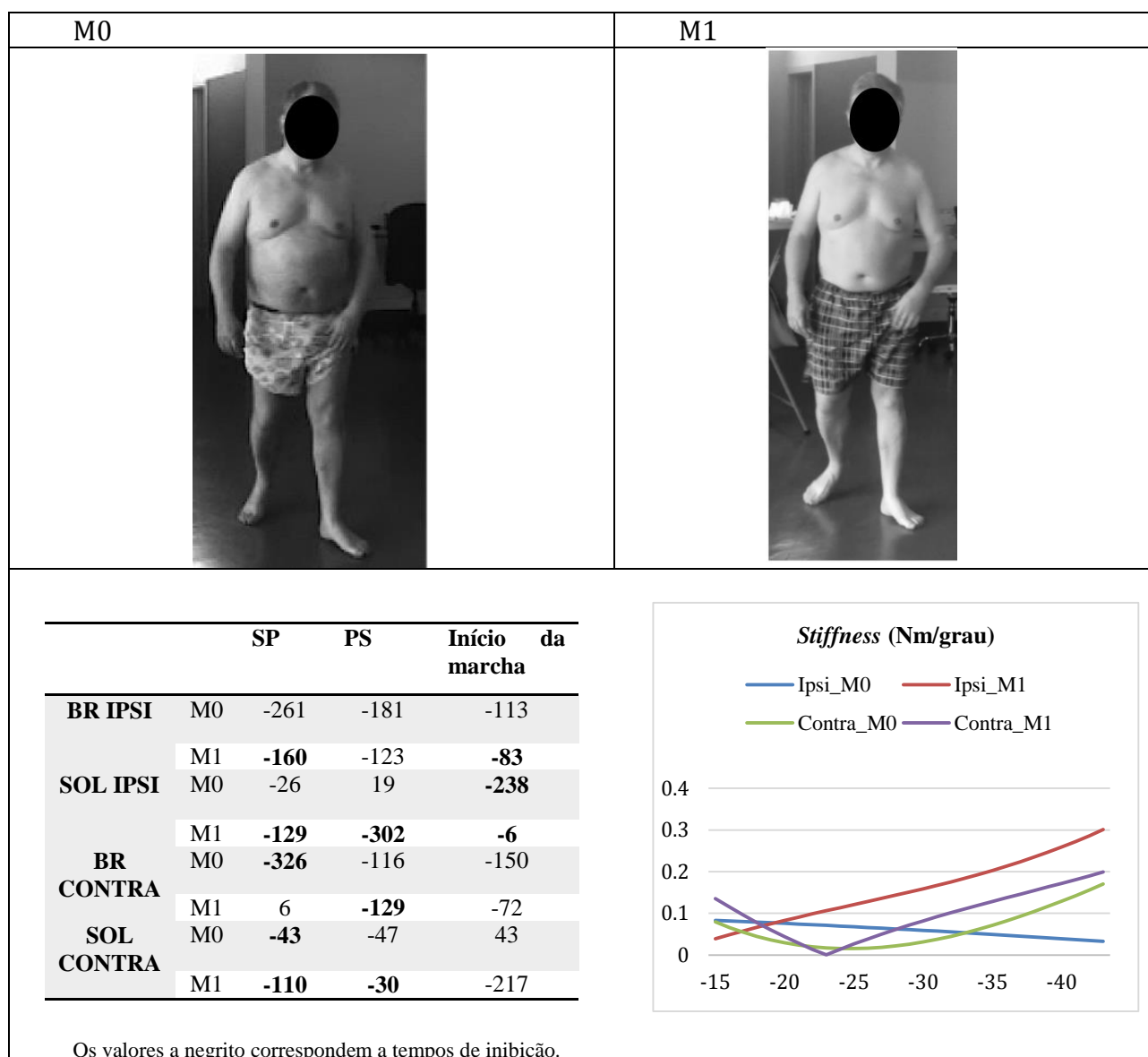


• Participante D

O participante D no conjunto postural de sentado apresentava um ângulo do cotovelo de 138° (IPSI) e 130° (CONTRA) em M0 e 148° (IPSI) e 144° (CONTRA) em M1. Em pé apresentava 163° (IPSI) e 125° (CONTRA) em M0 e 172° (IPSI) e 163° (CONTRA) em M1.

O participante D apresentou uma modificação de M0 para M1 no sentido na inibição dos músculos BR e SOL lado contralesional e ipsilesional na sequência do sentar levantar; uma inibição dos músculos contralesionais na sequência de pé para sentado e uma modificação no sentido da inibição dos músculos ipsilesionais no início da marcha (tabela V).

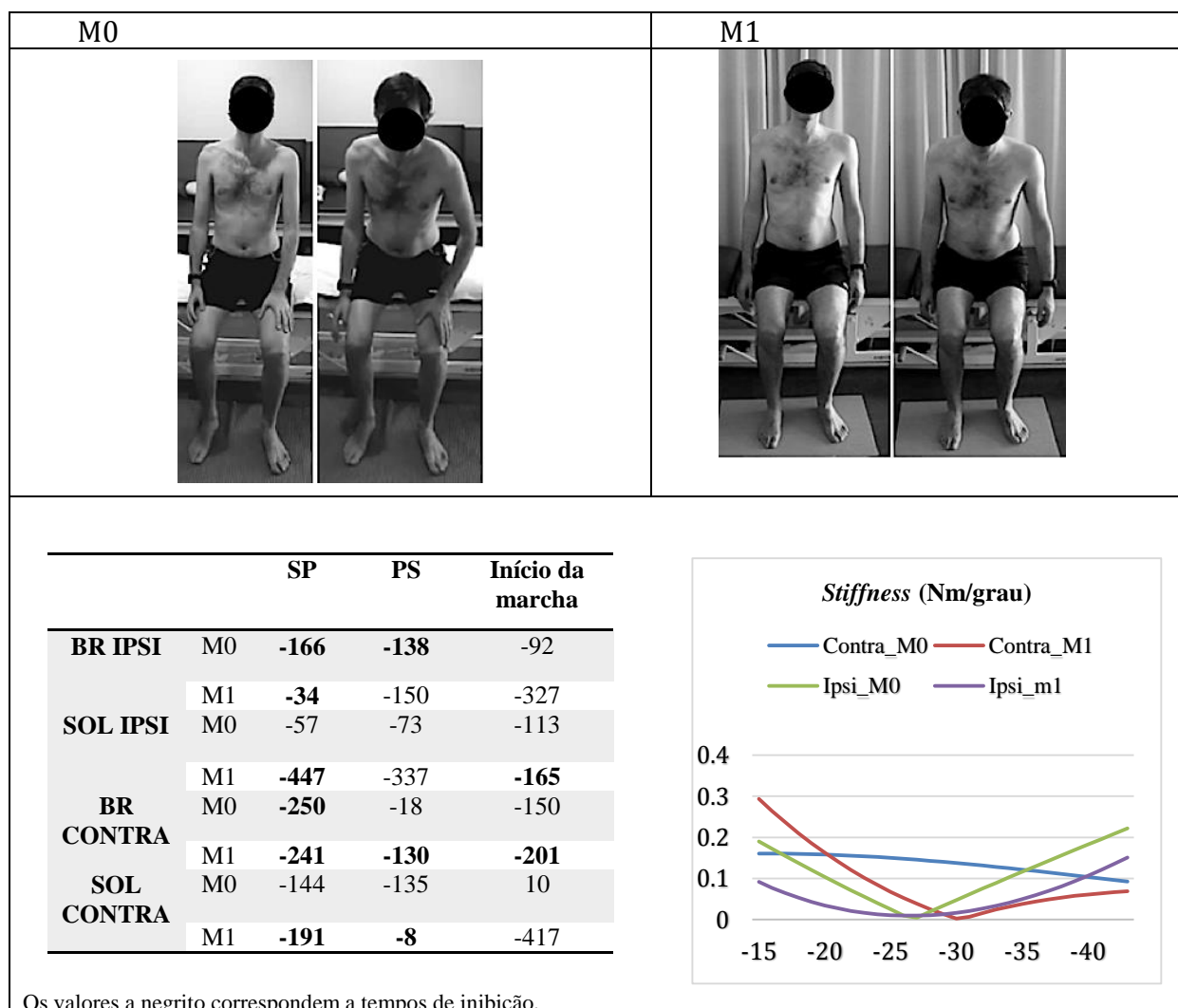
Tabela V - Resultados dos tempos de ativação e do *stiffness* em M0 e M1 do participante D.



• **Participante E**

O participante D no conjunto postural de sentado apresentava um ângulo do cotovelo de 133° (IPSI) e 130° (CONTRA) em M0 e 130° (IPSI) e 127° (CONTRA) em M1. Em pé apresentava 158° (IPSI) e 155° (contra) em M0 e 157 ° (IPSI) e 150° (CONTRA) em M1. No participante E verificou-se uma modificação de M0 para M1 no sentido da inibição dos músculos BR e SOL bilateralmente na sequência de sentar levantar, tendo se verificado o mesmo nos músculos contralesionais na sequência de pé para sentado. O início da marcha caracterizou-se da inibição do BR CONTRA e SOL IPSI em M1 em detrimento da pré ativação em M0 (tabela VI).

Tabela VI - Resultados dos tempos de ativação e do *stiffness* em M0 e M1 do participante E.



4 Discussão

Neste estudo foi possível observar modificações no tempo de ativação em músculos com alterações da regulação da atividade em participantes com AVE na ACM, face à intervenção em fisioterapia bem como modificações no *stiffness* do cotovelo.

O facto de terem sido selecionados participantes com lesão subcortical no território da ACM justificou as alterações observadas nas variáveis relacionadas com CP pelo possível comprometimento da transmissão de informação do córtex motor para a formação reticular (J. C. Rothwell, 2012). A disfunção da reorganização neural entre estruturas encefálicas face às condições periféricas refletiram-se nestes participantes, no momento M0, através de comportamentos de ativação atípicos nas tarefas funcionais de grande exigência de CP. Este critério de inclusão, também justificou que os participantes em estudo apresentassem um

problema ao nível do CP do ombro na medida em que o contingente lateral dos sistemas reticulares tem como função promover um CP das grandes articulações como ombro e coxas.

A análise dos componentes neuromotores permitiu identificar a diminuição do CP do complexo do ombro como um dos principais problemas a resolver tendo-se integrado para tal a orientação do segmento ombro na facilitação de tarefas funcionais. Isto integrado no contexto é fundamental para a organização da função antigravítica do tronco e dos APAs, devendo ser incorporada nas atividades de vida diária, fundamental para o *carry-over* (Champion, Barber, & Lynch-Ellerington, 2009).

Independentemente da variabilidade de estratégias e procedimentos aplicados entre participantes importa salientar que a base do programa de intervenção foi a adequação do tipo e intensidade do *input* aferente para organizar o controlo postural e o esquema corporal, na medida em que este é considerado a base da ação e da perceção (Medina & Coslett, 2010). Como os OTG são mais sensíveis a alterações na tensão muscular produzido pela contração muscular (Moore, 1984; S. Raine et al., 2009) procurou-se um envolvimento da musculatura tónica através de *handling* específico de forma a potenciar o *input* aferente das fibras tipo II para a formação reticular (Brodal, 1981). Esta opção foi também baseada no conhecimento de que os OTG se encontram em maior número nos músculos antigravíticos onde se podem incluir os músculos analisados. Nesta perspetiva na aplicação das estratégias de intervenção e respetivo *handling*, procurou-se uma resposta ativa por parte do participante importando para isso, quer a tomada de decisão para o movimento quer o nível de atividade muscular em especial da musculatura tónica. Por isto, na resposta ativa por parte dos participantes foram privilegiados estados de comprimento muscular em detrimento de grandes variações do estado de alongamento muscular para potenciar o *input* aferente pelas fibras tipo II e Ib em detrimento das fibras Ia. Baseado no facto de que as sinergias posturais são mais tenso-dependentes em detrimento das comprimento-dependentes, as opções terapêuticas privilegiaram um *input* específico para este efeito. Potenciando esta transmissão, através das vias espinocerebelares para o cerebelo, exploramos a potencialidade do cerebelo em regular a atividade dos NM extensores. De facto, esta estrutura, através da sua influência sobre os núcleos vestibulares e em conjunto com o sistema reticular pode influenciar vários segmentos corporais no âmbito do CP e mais especificamente nos APAs (Bengtsson & Hesselow, 2006; Gjelsvik, 2008; Haines, 2008).

Importa também considerar que as estratégias de intervenção que potenciam o *input* proprioceptivo registado pelos OTG e dos fusos neuromusculares, podem também contribuir para a regulação da atividade dos NM extensores com recurso a mecanismos neurofisiológicos ao nível da medula espinal (Haines, 2008; Kistemaker, Van Soest, Wong,

Kurtzer, & Gribble, 2013). Com base nisto, nas estratégias de intervenção destes participantes foi também importante considerar o *input* neural dos membros inferiores (Kline, Schmit, & Kamper, 2007) para regular a atividade dos membros superiores. Esta opção foi baseada na possibilidade de uma relação neurofuncional entre músculos com funções específicas como no caso dos músculos BR (Holmes & Keir, 2014) e o SOL (Silva, Sousa, Pinheiro, et al., 2012), considerados músculos antigravíticos.

Importa salientar que, a preparação dos componentes biomecânicos foi parte integrante da intervenção como preparação para a ativação muscular (Gjelsvik, 2008; Silva & Oliveira, 2011). Tal preparação teve por base o facto de as alterações biomecânicas poderem interferir com a representação do esquema corporal e consequentemente com a organização do controlo postural.

Os resultados deste estudo mostraram uma modificação na regulação da atividade dos músculos BR e SOL entre M0 e M1. De salientar que em M0 estes músculos evidenciaram, através do registo electromiográfico, uma desorganização do recrutamento muscular, referido como “*muscle overactivity*”. Como já referido, a possível origem desta desorganização pode estar relacionado com a diminuição do *output* inibitório do córtex cerebelar para modular a atividade dos NM extensores (Haines, 2008; Miller et al., 2014). Em M1 foi possível observar, no geral, uma modificação do comportamento dos músculos BR e SOL no sentido da inibição tendo-se enquadrado os valores dos tempos de ativação no período de tempo denominado de APAs e *early postural adjustments* (Krishnan, Latash, & Aruin, 2012; Shiratori & Latash, 2001). Esta modificação parece reflectir uma reorganização da atividade dos músculos antigravíticos obtida através modulação dos NM extensores nas subfases de tarefas funcionais que exigem a transição de padrões de extensão para ativação seletiva de NM flexores. A possível reorganização do “*muscle overactivity*” do músculo BR poderá também ter influenciado as modificações observadas no *stiffness* passivo do cotovelo principalmente no membro superior.

Sendo parte integrante do CP, o *stiffness* deve ser percebido como resultante da complexa interação de múltiplos elementos neurais e biomecânicos. No presente estudo foi importante considerar participantes com aumento do *stiffness* como forma de permitir compreender as modificações neste âmbito com intervenções predominantemente direcionadas para a potenciação do CP em detrimento de procedimentos passivos.

De reforçar que nos participantes em análise, o *stiffness* do cotovelo dos MS CONTRA apresentou uma modificação no sentido da diminuição de M0 para M1. Estes achados são concordantes com estudos anteriores que referem que os sujeitos podem modular o *stiffness* do cotovelo com a aprendizagem (Kuxhaus, Zeng, & Robinson, 2014). Mas, será que a

modificação do *stiffness* de M0 para M1 resultou da reorganização do SNC através da regulação da atividade muscular ou será resultado da modificação biomecânica dos tecidos? Não é possível responder esta questão de forma objetiva. Importa reforçar que, estando as estratégias predominantemente direcionadas para o recrutar de atividade muscular em detrimento de procedimentos específicos para a modificação dos componentes passivos, as modificações observadas podem em parte ser atribuídas a modificações neurais. No entanto, apesar de se monitorizar a resposta dos componentes ativos, a atividade basal não foi registado, sendo esta uma das limitações do estudo.

No membro IPSI, o *stiffness* dos sujeitos A, C e B entre M0 e M1 apresentou uma modificação no sentido da diminuição sugerindo uma reorganização do CP do lado IPSI. Por outro lado, os sujeitos B e D apresentaram uma tendência no sentido do aumento. Este aumento pode estar relacionado com a elevada variabilidade do teste, com o nível de atenção dos participantes, com o conhecimento prévio do procedimento e o grau de relaxamento (Starsky et al., 2005).

Na reabilitação neuromotora, através da experiência sensório-motora e preceptiva que é o movimento, consegue-se potenciar a reorganização do SNC. A constante adaptação do controlo postural à informação aferente periférica dita a organização do movimento. Deste facto resulta a necessidade da contínua investigação na área do controlo postural através de estudos randomizados que permitam inferir acerca do papel da fisioterapia nos diferentes componentes do controlo postural. Posto isto com o objetivo de perceber melhor os mecanismos neurais envolvidos no controlo postural que estão correlacionados com a modulação dos *inputs* do grupo de aferentes Ia (Chen & Zhou, 2011), sugere-se também em adição aos instrumentos utilizados neste estudo, o investigação do reflexo de Hoffman no músculo BR para melhor compreensão das interações neurais funcionais (Misiaszek, 2003).

5 Conclusão

Nos 5 participantes em estudo, no âmbito da intervenção em fisioterapia verificou-se a modificação dos tempos de ativação dos músculos solear e o braquiorradial nas subfases de tarefas funcionais de grande exigência de controlo postural e uma modificação no sentido da diminuição do *stiffness* passivo do cotovelo.

6 Agradecimentos

Aos participantes no estudo, que permitiram a realização, aplicação e a publicação do seu processo de reabilitação assim como ao Gabinete Neuroreabilitar e a Clínica ADC.

7 Referências bibliográfica

- 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
- Bengtsson, F., & Hesslow, G. (2006). Cerebellar control of the inferior olive. *Cerebellum*, 5(1), 7-14. doi:10.1080/14734220500462757
- 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
- Brinkworth, R. S. A., Tuncer, M., Tucker, K. J., Jaberzadeh, S., & Türker, K. S. (2007). Standardization of H-reflex analyses. *Journal of Neuroscience Methods*, 162(1-2), 1-7. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2006.11.020>
- Brodal, A. (1981). *Neurological Anatomy in relation to clinical Medicine*. New York: Oxford.
- Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Bonazzi, B., & Dalleau, G. (2013). Detection of swing heel-off event in gait initiation using force-plate data. *Gait & Posture*, 37(3), 463-466. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.011>
- Cauraugh, J. H., Coombes, S. A., Lodha, N., Naik, S. K., & Summers, J. J. (2009). Upper extremity improvements in chronic stroke: coupled bilateral load training. *Restor Neurol Neurosci*, 27(1), 17-25. doi:10.3233/RNN-2009-0455
- Champion, J., Barber, C., & Lynch-Ellerington, M. (2009). Recovery of Upper Limb Function. In L. M. Sue Raine, Mary Lynch-Ellerington (Ed.), *The Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation*: Blackwell Publishing Ltd.
- Chen, Y. S., & Zhou, S. (2011). Soleus H-reflex and its relation to static postural control. *Gait Posture*, 33(2), 169-178. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.12.008
- Chung, S. G., Van Rey, E., Bai, Z., Roth, E. J., & Zhang, L. Q. (2004). Biomechanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(10), 1638-1646.

- Chung, S. G., van Rey, E., Bai, Z., Rymer, W. Z., Roth, E. J., & Zhang, L.-Q. (2008). Separate Quantification of Reflex and Nonreflex Components of Spastic Hypertonia in Chronic Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(4), 700-710. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2007.09.051>
- Condliffe, E. G., Clark, D. J., & Patten, C. (2005). Reliability of elbow stretch reflex assessment in chronic post-stroke hemiparesis. *Clin Neurophysiol*, 116(8), 1870-1878. doi:10.1016/j.clinph.2005.02.030
- Correia, P. P., & Mil-Homens, P. (2004). *A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano* (F. d. M. Humana. Ed.). Lisboa.
- Criswell, E. (2014). *Cram's Introduction to Surface Electromyography* (Second Edition ed.). United States of America: Jones & Bartlett Learning.
- 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. doi:10.1016/j.apmr.2003.05.011
- Dimyan, M. A., & Cohen, L. G. (2011). Neuroplasticity in the context of motor rehabilitation after stroke. *Nat Rev Neurol*, 7(2), 76-85. doi:10.1038/nrneurol.2010.200
- Dong, Y., Sharma, V. K., Chan, B. P.-L., Venketasubramanian, N., Teoh, H. L., Seet, R. C. S., . . . 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 Sciences*, 299(1-2), 15-18. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jns.2010.08.051>
- Drouin, J., Valovich-mcLeod, T., Shultz, S., Gansneder, B., & Perrin, D. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1), 22-29. doi:10.1007/s00421-003-0933-0
- Dubost, V., Beauchet, O., Manckoundia, P., Herrmann, F., & Mourey, F. (2005). Decreased trunk angular displacement during sitting down: an early feature of aging. *Phys Ther*, 85(5), 404-412.
- Ferreira, E. A., Duarte, M., Maldonado, E. P., Burke, T. N., & Marques, A. P. (2010). Postural assessment software (PAS/SAPO): Validation and reliability. *Clinics (Sao Paulo)*, 65(7), 675-681. doi:10.1590/S1807-59322010000700005
- Gabriel, R. C., Abrantes, J., Granata, K., Bulas-Cruz, J., Melo-Pinto, P., & Filipe, V. (2008). Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Phys Ther Sport*, 9(1), 16-24. doi:10.1016/j.ptsp.2007.08.002

- Genthon, N., Rougier, P., Gissot, A. S., Froger, J., Péliissier, J., & Pérennou, D. (2008). Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke*, 39(6), 1793-1799. doi:10.1161/STROKEAHA.107.497701
- Genthon, N., Vuillerme, N., Monnet, J. P., Petit, C., & Rougier, P. (2007). Biomechanical assessment of the sitting posture maintenance in patients with stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(9), 1024-1029. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.07.011
- Gjelsvik, B. E. B. (2008). *The Bobath Concept in Adult Neurology*. New York: Thieme.
- Gracies, J. M. (2005). Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle Nerve*, 31(5), 552-571. doi:10.1002/mus.20285
- Gracies, J. M., Burke, K., Clegg, N. J., Browne, R., Rushing, C., Fehlings, D., . . . Delgado, M. R. (2010). Reliability of the Tardieu Scale for assessing spasticity in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*, 91(3), 421-428. doi:10.1016/j.apmr.2009.11.017
- Graham, J. V., Eustace, C., Brock, K., Swain, E., & Irwin-Carruthers, S. (2009). The Bobath concept in contemporary clinical practice. *Top Stroke Rehabil*, 16(1), 57-68. doi:10.1310/tsr1601-57
- Grefkes, C., & Ward, N. S. (2014). Cortical Reorganization After Stroke: How Much and How Functional? *The Neuroscientist*, 20(1), 56-70.
- Haines, D. (2008). *Neurociência Fundamental para aplicações básicas e clínicas* (Lusodidacta Ed. 3ª Edição ed.).
- Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 101(6), 511-519. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0921-884X\(96\)95190-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0921-884X(96)95190-5)
- Holmes, M. W., & Keir, P. J. (2014). Muscle contributions to elbow joint rotational stiffness in preparation for sudden external arm perturbations. *J Appl Biomech*, 30(2), 282-289. doi:10.1123/jab.2013-0135
- Johnson, P. (2009). Assessment and Clinical Reasoning in the Bobath Concept. In Sue & L. M. Raine, Mary Lynch-Ellerington. (Eds.), *The Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation* (pp. 43-61): Blackwell Publishing Ltd.
- Kierman, J. (2005). *The Human Nervous System an anatomical view point* (W. Wilkins Ed.). USA.
- Kim, M. H., Yi, C. H., Yoo, W. G., & Choi, B. R. (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. doi:10.1016/j.humov.2010.09.003
- Kistemaker, D. A., Van Soest, A. J., Wong, J. D., Kurtzer, I., & Gribble, P. L. (2013). Control of position and movement is simplified by combined muscle spindle and Golgi tendon organ feedback. *J Neurophysiol*, 109(4), 1126-1139. doi:10.1152/jn.00751.2012
- Kleim, J. A. (2011). Neural plasticity and neurorehabilitation: teaching the new brain old tricks. *J Commun Disord*, 44(5), 521-528. doi:10.1016/j.jcomdis.2011.04.006
- Kline, T. L., Schmit, B. D., & Kamper, D. G. (2007). Exaggerated interlimb neural coupling following stroke. *Brain*, 130(Pt 1), 159-169. doi:10.1093/brain/awl278
- Kobayashi, T., Leung, A. K., Akazawa, Y., Tanaka, M., & Hutchins, S. W. (2010). Quantitative measurement of spastic ankle joint stiffness using a manual device: a preliminary study. *J Biomech*, 43(9), 1831-1834. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.02.024
- Krishnan, V., Latash, M. L., & Aruin, A. S. (2012). Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clin Neurophysiol*, 123(5), 1016-1026. doi:10.1016/j.clinph.2011.09.014
- 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.
- Kuxhaus, L., Zeng, S., & Robinson, C. J. (2014). Dependence of elbow joint stiffness measurements on speed, angle, and muscle contraction level. *J Biomech*, 47(5), 1234-1237. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.12.008
- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. L. (2000). Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(3), 351-358. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(00\)90083-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(00)90083-2)
- 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.
- Levin, M., Michaelsen, S., Cirstea, C., & Roby-Brami, A. (2002). Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Experimental Brain Research*, 143(2), 171-180. doi:10.1007/s00221-001-0976-6
- Lorentzen, J., Grey, M. J., Crone, C., Mazevet, D., Biering-Sørensen, F., & Nielsen, J. B. (2010). Distinguishing active from passive components of ankle plantar flexor

- stiffness in stroke, spinal cord injury and multiple sclerosis. *Clin Neurophysiol*, 121(11), 1939-1951. doi:10.1016/j.clinph.2010.02.167
- Marque, P., Gasq, D., Castel-Lacanal, E., De Boissezon, X., & Loubinoux, I. (2014). Post-stroke hemiplegia rehabilitation: Evolution of the concepts. *Ann Phys Rehabil Med*, 57(8), 520-529. doi:10.1016/j.rehab.2014.08.004
- 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*, Vol.2 N°4, 3-23.
- Mazzaro, N., Nielsen, J. F., Grey, M. J., & Sinkjaer, T. (2007). Decreased contribution from afferent feedback to the soleus muscle during walking in patients with spastic stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 16(4), 135-144. doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2007.01.003
- Medina, J., & Coslett, H. B. (2010). From maps to form to space: touch and the body schema. *Neuropsychologia*, 48(3), 645-654. doi:10.1016/j.neuropsychologia.2009.08.017
- 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. doi:10.1016/j.apmr.2006.07.273
- Meyns, P., Bruijn, S. M., & Duysens, J. (2013). The how and why of arm swing during human walking. *Gait Posture*, 38(4), 555-562. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.02.006
- Michaelsen, S. M., Luta, A., Roby-Brami, A., & Levin, M. F. (2001). Effect of Trunk Restraint on the Recovery of Reaching Movements in Hemiparetic Patients. *Stroke*, 32(8), 1875-1883.
- Mikołajewska, E. (2012). NDT-Bobath method in normalization of muscle tone in post-stroke patients. *Adv Clin Exp Med*, 21(4), 513-517.
- Miller, D. M., Klein, C. S., Suresh, N. L., & Rymer, W. Z. (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. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2014.01.035>
- Mirbagheri, M. M., Niu, X., & Varoqui, D. (2012). Prediction of stroke motor recovery using reflex stiffness measures at one month. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 20(6), 762-770. doi:10.1109/TNSRE.2012.2205943
- Misiaszek, J. E. (2003). The H-reflex as a tool in neurophysiology: its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle Nerve*, 28(2), 144-160. doi:10.1002/mus.10372

- Moore, J. C. (1984). The Golgi tendon organ: a review and update. *Am J Occup Ther*, 38(4), 227-236.
- Mukherjee, A., & Chakravarty, A. (2010). Spasticity mechanisms - for the clinician. *Front Neurol*, 1, 149. doi:10.3389/fneur.2010.00149
- Nasreddine, Z. S., Phillips, N. A., Bédirian, V., Charbonneau, S., Whitehead, V., Collin, I., . . . Chertkow, H. (2005). The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. *J Am Geriatr Soc*, 53(4), 695-699. doi:10.1111/j.1532-5415.2005.53221.x
- Perlmutter, S., Lin, F., & Makhsous, M. (2010). Quantitative analysis of static sitting posture in chronic stroke. *Gait Posture*, 32(1), 53-56. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.03.005
- 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), 14.
- Raine, S. (2009). *The Bobath Concept: Developments and Current Theoretical Underpinning*. Blackwell Publishing Ltd.
- Raine, S., Meadows, L., & Lynch-Ellerington, M. (2009). *Bobath Concept - Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation*. United Kingdom: Wiley-Blackwell Publishing Ltd.
- Reisman, D., & Scholz, J. (2006). Workspace location influences joint coordination during reaching in post-stroke hemiparesis. *Experimental Brain Research*, 170(2), 265-276. doi:10.1007/s00221-005-0209-5
- Reisman, D. S., & Scholz, J. P. (2007). Deficits in Surface Force Production During Seated Reaching in People After Stroke. *Physical Therapy*, 87(3), 326-336.
- Rothwell, J. (2009). Meet the brain neurophysiology. *Int Rev Neurobiol*, 86, 51-65. doi:10.1016/S0074-7742(09)86004-2
- Rothwell, J. C. (2012). Overview of neurophysiology of movement control. *Clin Neurol Neurosurg*, 114(5), 432-435. doi:10.1016/j.clineuro.2011.12.053
- Sande de Souza, L. A. P., Curtarelli, M. d. B., Mukherjee, M., & Dionisio, V. C. (2011). The effect of the partially restricted sit-to-stand task on biomechanical variables in subjects with and without Parkinson's disease. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(5), 719-726. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.04.007>
- Schepens, B., & Drew, T. (2004). Independent and convergent signals from the pontomedullary reticular formation contribute to the control of posture and movement

- during reaching in the cat. *J Neurophysiol*, 92(4), 2217-2238. doi:10.1152/jn.01189.2003
- Schepens, B., Stapley, P., & Drew, T. (2008). Neurons in the pontomedullary reticular formation signal posture and movement both as an integrated behavior and independently. *J Neurophysiol*, 100(4), 2235-2253. doi:10.1152/jn.01381.2007
- Shiratori, T., & Latash, M. L. (2001). Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clinical Neurophysiology*, 112(7), 1250-1265. doi:10.1016/s1388-2457(01)00553-3
- 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. S., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M., 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. doi:10.3109/08990220.2012.754755
- Silva, A., Sousa, A. S., Pinheiro, R., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Soleus activity in post-stroke subjects: movement sequence from standing to sitting. *Somatosens Mot Res*, 29(3), 71-76. doi:10.3109/08990220.2012.686935
- Silva, A., Sousa, A. S., Silva, C., Tavares, J. M., 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. doi:10.3109/08990220.2015.1012492
- Silva, A., Sousa, A. S., Tavares, J. M., Tinoco, A., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Ankle dynamic in stroke patients: agonist vs. antagonist muscle relations. *Somatosens Mot Res*, 29(4), 111-116. doi:10.3109/08990220.2012.715099
- Siriphorn, A., Chamonchant, D., & Boonyong, S. (2015). The effects of vision on sit-to-stand movement. *J Phys Ther Sci*, 27(1), 83-86. doi:10.1589/jpts.27.83
- Smith, T., Gildeh, N., & Holmes, C. (2007). The Montreal Cognitive Assessment: validity and utility in a memory clinic setting. *Can J Psychiatry*, 52(5), 329-332.
- Sousa, A. S., 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-Uva, M., & Dias, M. (2014). Prevalência de Acidente Vascular Cerebral na população portuguesa: dados da amostra ECOS 2013. *Observações_Boletim Epidemiológico*, 12-14.

- Starsky, A. J., Sangani, S. G., McGuire, J. R., Logan, B., & Schmit, B. D. (2005). Reliability of biomechanical spasticity measurements at the elbow of people poststroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(8), 1648-1654. doi:10.1016/j.apmr.2005.03.015
- Tang, A., & Rymer, W. Z. (1981). Abnormal force--EMG relations in paretic limbs of hemiparetic human subjects. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 44(8), 690-698.
- Turns, L. J., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (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>
- Wagner, J. M., Dromerick, A. W., Sahrman, S. A., & Lang, C. E. (2007). Upper extremity muscle activation during recovery of reaching in subjects with post-stroke hemiparesis. *Clinical neurophysiology*, 118(1), 164-176.
- Willerslev-Olsen, M., Lorentzen, J., Sinkjaer, T., & Nielsen, J. B. (2013). Passive muscle properties are altered in children with cerebral palsy before the age of 3 years and are difficult to distinguish clinically from spasticity. *Dev Med Child Neurol*, 55(7), 617-623. doi:10.1111/dmcn.12124

8 Anexos

8.1 Consentimento informado

TERMO 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"

Eu, abaixo-assinado _____

_____ (NOME COMPLETO DO INDIVÍDUO PARTICIPANTE DO ESTUDO) 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 facto.

Compreendi a informação que me foi dada, tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas.

Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado.

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

Nome do investigador e Contacto: Sorala Alice Arantes Pereira (soralarantes@gmail.com 938 872 533)

Data

Assinatura

____/____/____

8.2 Intervenção:

Participante A

Sujeito do sexo feminino de 39 anos sofreu um AVE isquêmico na ACM esquerda e oclusão da artéria central da retina posterior a 26/05/2013.

Avaliação a M0 (02/2015)



Diminuição do CP do ombro CONTRA

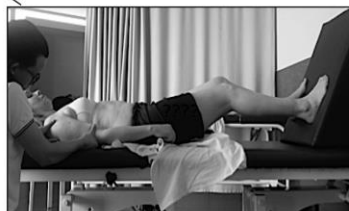
Raciocínio clínico permitiu a hipótese clínica

Um melhor CP do ombro permitirá uma melhor organização do GD e do braquiorradial com melhor orientação do MS.

Intervenção



Mobilidade seletiva do úmero



Mobilidade seletiva da CE em relação à GU

permitiu

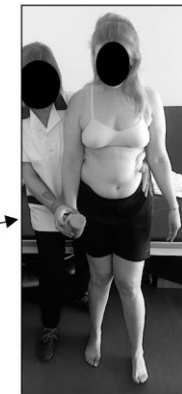


Recrutar atividade ombro sobre CF com uma CHOR



Recrutar atividade dos músculos do ombro potenciando a relação linear ombro e CF no STS

Carry over para a marcha

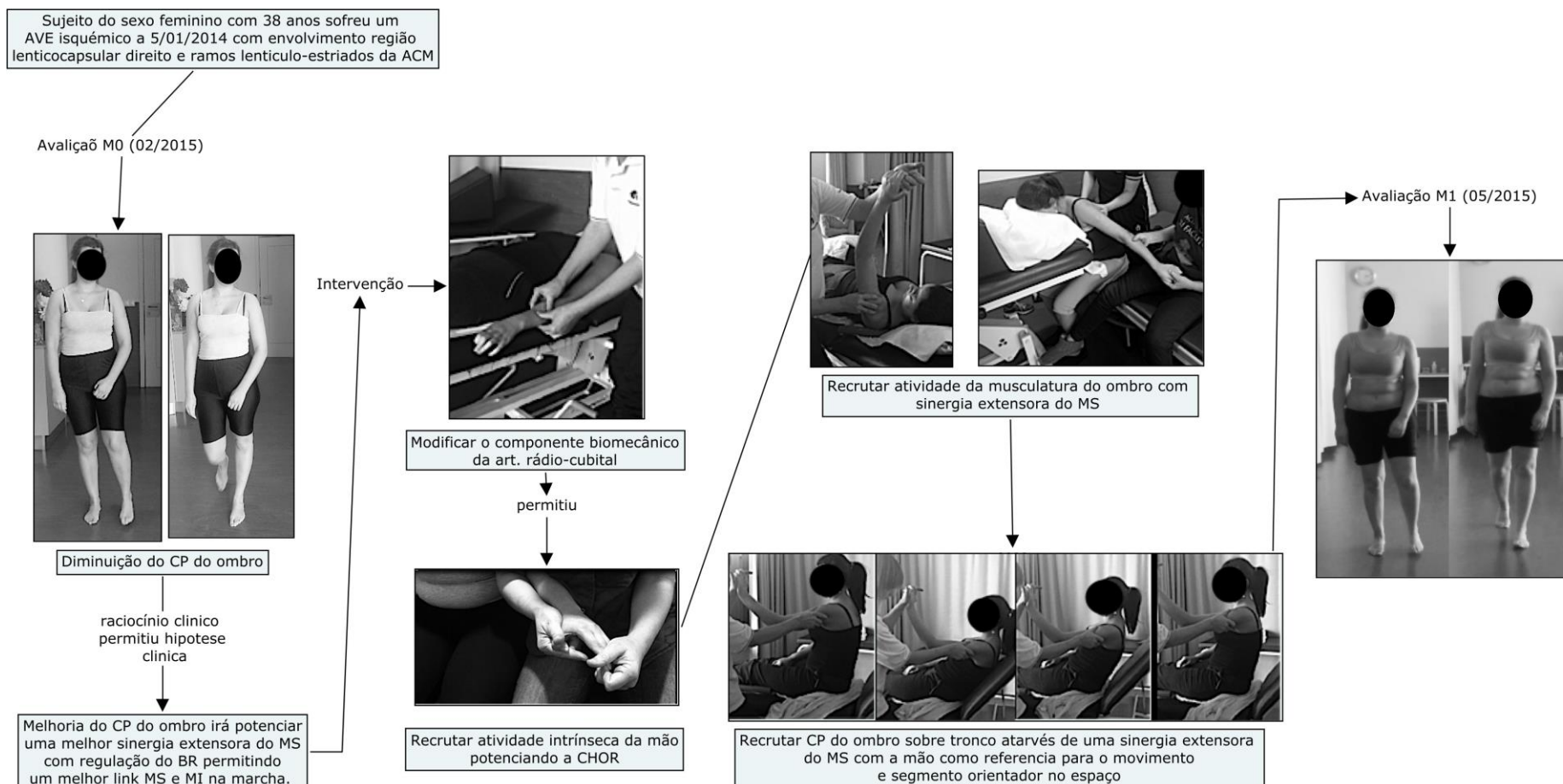


Link neural MS e MI na marcha com informação proprioceptiva na mão

Avaliação M1 (5/2015)



Participante B



Participante C

Sujeito do sexo masculino com 61 anos. AVE isquêmico frontotemporo/parietal insular cortico-subcortical direito e enfartes lenticulocapsular interna anterior e semioval direito a 19/08/2014.

Avaliação M0 (02/2015)



Diminuição do CP do ombro CONTRA

Hipótese clínica

A melhoria do CP do ombro irá permitir uma organização da sinergia extensora do MS com regulação do BR

Intervenção



Recrutar sinergia extensora do MS CONTRA com informação proprioceptiva na mão.



Aumentar o input aferente da hemicintura escapular CONTRA



Recrutar o plating do MS contra com a mão como segmento orientador

permite



Recrutar atividade da musculatura do ombro CONTRA mantendo extensão linear do hemitronco IPSI

possibilita



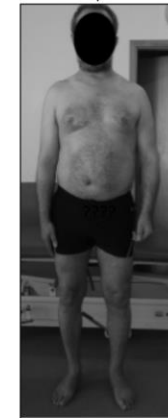
Organizar a relação entre segmentos MS e MI na sequência de STS

carry over para a marcha



Link funcional MS e MI na marcha

Avaliação M1 (5/2015)



Participante D

Indivíduo do sexo masculino, 48 anos AVE hemorrágico
comprometimento lenticulo-capsulo-radiario direito a 29/06/2012

Avaliação M0 (02/2015)



Diminuição do CP do ombro

raciocínio clínico
permitiu a hipótese clínica

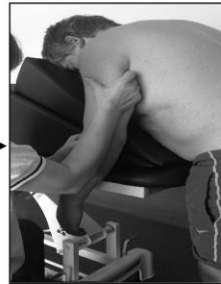
A melhoria do CP do ombro irá
potenciar uma relação mais adequada
deste segmento com a CF CONTRA,
facilitando a regulação do BR.

Intervenção



Preparar biomecanicamente o ventre
muscular do BR organizando a relação
tensão vs comprimento.

permitiu



Recrutar atividade da
musculatura do ombro



Organizar a relação do segmento
mão/antebraço para recrutar
atividade da musculatura
posterior do ombro

esta organização
permite



Organizar sinergia extensora
do MS

permitiu



Carry over para a tarefa
funcional, a marcha

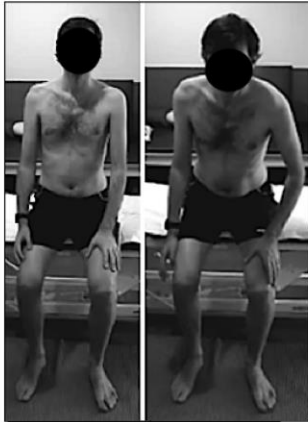
Avaliação M1 (5/2015)



Participante E

Indivíduo sexo masculino, 35 anos de idade. AVE Isquêmico (ACM) a 20/07/2012. Lesão fronto-parieto-insular esquerda, com extensão à substância branca peri-trigonal e cápsula externa.

Análise dos componentes neuromotores a 14/11/2014



raciocínio clínico permitiu hipótese clínica

Uma melhoria do CP do ombro sobre CF CONTRA irá potencializar uma função extensora do hemitronco CONTRA e uma melhor orientação da mão com uma adequada regulação do BR.

permitiu



Recrutar CP do ombro sobre CF CONTRA com uma CHOR e com fracionamento do GD

esta organização permitiu



Recrutar a relação linear do ombro com CF CONTRA com MSs numa sinergia extensora com regulação do BR



Recrutar CP de ombro sobre CF CONTRA com uma CHOR

preparou



Link funcional MS e MI

Intervenção



Recrutar atividade intrínseca da mão para criar uma CHOR



Recrutar sinergia extensora do MS com regulação do BR com uma CHOR no STS

