



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

Leandra Filipa de Barros Cardoso

---

# **Reorganização do Controlo Postural do Tronco Ipsilesional em Indivíduos com Acidente Vascular Encefálico**

Orientador: Professora Doutora Augusta Silva  
Co-orientador: Professora Doutora 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**

**Leandra Filipa de Barros Cardoso**

**Reorganização do Controlo Postural do Tronco  
Ipsilesional em Indivíduos com Acidente Vascular  
Encefálico**

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, da Área Técnico-Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto e co-orientação da Professora Doutora Andreia Sousa, da Área Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

**setembro de 2015**

# Reorganização do Controlo Postural do Tronco Ipsilesional em Indivíduos com Acidente Vascular Encefálico

Leandra Cardoso<sup>1</sup>, Augusta Silva<sup>2</sup>, Andreia Sousa<sup>2</sup>

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

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

## Resumo

**Introdução:** O controlo postural (CP) tem sido apontado como indicador de prognóstico funcional e constitui um dos requisitos para a execução de tarefas funcionais. Tem sido demonstrado que após um acidente vascular encefálico (AVE) este esteja severamente alterado. Os mecanismos de neuroplasticidade evidenciam capacidade de mudança no CP através de uma intervenção em Fisioterapia. **Objetivos:** Descrever as modificações em participantes com AVE face à intervenção em fisioterapia no: 1) componente flexor/extensor do tronco superior/inferior; 2) alinhamento das escápulas; 3) variação do Centro de Pressão (Cop) nos seus componentes medio-lateral e antero-posterior. Pretendeu-se também perceber as mudanças na de distribuição da carga entre membros através do comportamento da força vertical (Fz). **Métodos:** Estudo de série de casos de participantes com alterações neuromotoras decorrentes de AVE. A avaliação privilegiou a análise do potencial do participante com um objetivo de funcionalidade, tendo ocorrido em 2 momentos: M0 (inicial) e M1 (após 3 meses). Foi avaliado o alinhamento do tronco e da escápula, através do *Software* de Avaliação Postural (SAPO). Foi também avaliado o deslocamento antero-posterior e medio-lateral do CoP e comportamento da força vertical do solo em Plataforma de Forças. **Resultados:** Nos participantes A, B, C e D ocorreram modificações nas variáveis cinemáticas, observando-se uma diminuição do componente flexor do tronco e uma tendência para simetria entre as escápulas. O participante E contrariou esta tendência. Nas variáveis em Plataforma de Forças, não é possível encontrar uma tendência homogénea a todos os participantes. **Conclusão:** Conseguiu-se demonstrar que é possível influenciar positivamente o componente flexor/extensor do tronco superior/inferior, assim como o alinhamento das escápulas. As modificações nas variáveis enunciadas parecem indicar um melhor controlo postural do tronco.

**Palavras-chave:** Acidente Vascular Encefálico; Controlo Postural do Tronco; Alinhamento das Escápulas; Centro de Pressão; Força Vertical.

## Abstract

**Background:** Postural control (CP) has been appointed as functional prognostic indicator, and is one of the requirement for the execution of functional tasks. Has been shown that after a stroke this is severely altered. The mechanisms of neuroplasticity demonstrate ability to change PC through an intervention in Physiotherapy. **Aims:** Describe changes in participants with stroke, due to the physical therapy intervention, on the component flexor/extensor of the upper/lower trunk; scapular postural setting; variation of the Center of Pressure (Cop) in their medio-lateral and antero-posterior components. It was also intended to notice the changes in terms of load distribution between members by describing the behavior of the vertical ground force (Fz). **Methods:** Study of

case series of individuals with neuromotor changes resulting from stroke. The evaluation focused on the analysis of the potential participant with the goal to functionality, and occurred in two stages: M0 (initial) and M1 (after 3 months). The alignment of the trunk and scapula was evaluated through the Postural Assessment Software (SAPO). We were also evaluated antero-posterior and medio-lateral displacement of Center of Pressure (CoP), and behavior of the vertical ground force. We used Trunk Impairment Scale (TIS) to determine the quantitative aspects of trunk impairment. **Results:** It was observed in participants A, B, C and D changes in kinematic variables, observed in a reduction of the flexor component of the trunk, and the tendency to symmetry between the scapulae. Participant E bucked this trend. The variables in force platform, cannot find a homogeneous tendency to all participants. **Conclusion:** It was possible to demonstrate that it is possible to influence the flexor/extensor component of the upper/lower trunk, as well as the alignment of the scapula. The changes in these variables seem to indicate a better postural control of the trunk.

**Key words:** Stroke; Trunk Postural Control; Scapular Postural Setting; Center of Pressure; Vertical Ground Force.

## 1 Introdução

As alterações primárias resultantes dos acidentes vasculares encefálicos (AVE) são as relacionadas com o controlo postural (Genthon et al., 2008). Este traduz a capacidade para manter a projeção do centro de massa dentro dos limites da base de suporte, através do recurso a diferentes subsistemas neurais (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Nos AVE com lesão vascular no território da artéria cerebral média, que supre parte da cápsula interna, globo pálido, putamen, núcleo caudado e grande parte do hemisfério lateral, apresentam alterações do controlo postural (Regattieri, Haetinge, Piske, & Liberti, 2010). Esta premissa é baseada no conhecimento de que as conexões neurais entre o córtex, principalmente da área 6, e a formação reticular têm um percurso anatómico pela cápsula interna e coroa radiada (Haines, D. E., 2006; Lundy-Ekman, 2008).

O sistema resultante desta conexão cortico-reticular é o sistema reticulo-espinal com projeções predominantemente ipsilaterais para os neurónios motores gama e interneurónios na medula espinal (Haines, 2006; Gjelsvic, 2008). Por isto, nos sujeitos com AVE num nível sub-cortical é esperada uma diminuição da atividade seletiva nos músculos posturais do tronco, dentre os quais se podem salientar os músculos grande dorsal, o oblíquo externo, o reto abdominal e os paravertebrais (Dickstein et al, 2004). Isto pode evidenciar-se através da tendência nestes sujeitos para uma assimetria postural com repercussões na transferência de carga sobre cada membro inferior (Duclos, Nadeau, & Lecours, 2008).

O controlo postural do tronco também tem sido apontado como indicador do prognóstico funcional (Tsuji et al, 2003), sendo a funcionalidade caracterizada, como uma habilidade motora básica e uma componente crucial para execução de muitas atividades (Wade, 1987). De facto, é considerado que os indivíduos com maior dificuldade a este nível permanecem em reabilitação durante um período de tempo mais alargado (Tsuji et al, 2003; Verheyden et al, 2006) apresentando também uma maior dependência na realização das atividades da vida diária (Dickstein et al, 1999; Mohr, 2005; Wang et al., 2005).

Se atendermos a que posições de pé e sentado dependem duma ativação bilateral dos núcleos pontinos, dando origem ao sistema reticulo-espinal medial, é expectável que estes AVE's apresentem um comprometimento do controlo postural do tronco predominantemente ipsilateral à lesão. No entanto, o contingente contralateral do sistema reticulo espinal, passível de apresentar também um comprometimento funcional, pode interferir com o controlo postural das grandes articulações do lado contralesional, como ombro e coxa (Haines, D. E., 2006; Lundy-Ekman, 2008).

Como consequência destas alterações do nível de atividade muscular, surgem alterações biomecânicas, que se instalam ao longo do tempo (Deward, 2001; Cristea & Levin, 2000; Montgomery & Connolly, 2003; Mirbagheri et al., 2008). Além disso, associam-se sinergias musculares em padrões atípicos comprometendo a mudança na dinâmica e coordenação entre as diferentes componentes do padrão de movimento (Tyson et al, 2006).

Face ao exposto, a melhoria do controlo postural do tronco em especial do lado ipsilesional nos AVE's assume especial importância para a independência funcional, sendo necessário para a construção de tarefas mais complexas (Iyengar, et al., 2014). Por sua vez desempenha também um papel importante na estabilidade da cintura escapular (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009). De facto, existe referência a que a diminuição da atividade seletiva da musculatura do tronco e a redução da estabilidade da grade costal, podem resultar numa alteração da estabilidade da cintura escapular (Jaraczewska & Long, 2006). Neste sentido a organização do tronco superior, onde se incluem as escápulas, constitui um componente chave para o controlo postural (Iyengar, et al., 2014), com uma eficiente função extensora do tronco (Champion, Barber, & Lynch-Ellerington, 2009).

Apesar desta evidência relativa às possíveis alterações do controlo postural do tronco com atenção também ao alinhamento das escápulas, existe uma escassez de estudos em contexto clínico que demonstrem as modificações conseguidas neste âmbito face à intervenção em fisioterapia. Para abordar a problemática do controlo postural do tronco em sujeitos com AVE

são utilizados instrumentos de medida que não permitem de forma específica perceber as alterações e modificações conseguidas no hemitronco ipsilesional como o instrumento Trunk Impairment Scale (TIS), que avalia isoladamente a função do tronco superior e do tronco inferior (Fujiwara, 2004), sendo no entanto, apesar desta limitação, considerado um guia para a avaliação da eficácia da intervenção (Verheyden G., et al, 2004; Aguiar, P.T., Rocha, T.N. & Oliveira, E.S., 2008).

Deste modo, com o presente estudo de séries de casos pretendeu-se descrever as modificações em participantes com AVE face à intervenção em fisioterapia no: 1) componente flexor/extensor do tronco superior/inferior; 2) alinhamento das escápulas; 3) variação do Centro de Pressão (Cop) nos seus componentes medio-lateral e antero-posterior. Pretendeu-se também perceber as mudanças em termos de distribuição da carga entre membros através da descrição do comportamento da força vertical do solo (Fz).

## **2 Métodos**

O presente estudo consiste num estudo de séries de estudos de casos.

### **2.1 Participantes**

Os participantes deste estudo apresentam uma lesão cortical ou subcortical resultante de um episódio único e unilateral de AVE afetando o território predominantemente irrigado pela artéria cerebral média (confirmado por meios complementares de diagnóstico / avaliação médica) (Dickstein, Shefi, Marcovitz & Villa, 2004)). Foram também considerados critérios de inclusão a capacidade de assumir e manter o conjunto postural de sentado e de pé de forma independente (Kusoffsky, Apel, & Hirschfeld, 2001; Messier, Bourbonnais, Desrosiers, & Roy, 2006), bem como a capacidade de seguir e compreender instruções (Prange et al., 2010).

Foram excluídos os participantes que apresentavam história de lesão músculo-esquelética recente nos membros inferiores (Lord, 1994; Sousa, A.S.P., Macedo, R., Santos, R. & Tavares, R.S., 2010); participantes sobre influência de medicação (Silva, A., et al., 2013); doenças crónicas e presença de lesões neurológicas prévias que interferissem com o estudo (Lord, 1994; Ramstrand, 2010; Silva, A. et al., 2012; Silva, A. et al., 2013; Sousa, A.S.P., Macedo, R., Santos, R. & Tavares, R.S., 2010).

Na tabela I encontra-se a caracterização dos participantes quanto ao local específico da lesão.

**Tabela I – Área de lesão**

<b>Participantes</b>	<b>Área de Lesão</b>
<b>A</b>	Lesão corticosubcortical fronto-operculo-insular e frontal lateral esquerda
<b>B</b>	Lesão lenticulo-capsulo-radiario direita
<b>C</b>	Lesão lenticocapsular direita
<b>D</b>	Lesão frontotemporo/parietal insular cortico-subcortical direito e lenticulocapsular interna anterior e semioval direito
<b>E</b>	Lesão cortico-subcortical fronto-temporo-parieto-insular esquerda, com extensão à substancia branca peri-trigonal e cápsula externa.

A caracterização dos participantes relativa à idade, género, peso, altura, índice de massa corporal, tipo de AVE, tempo de evolução, hemisfério ipsilesional, profissão e score MOCA (*Montreal Cognitive Assessment*) são apresentadas na Tabela II.

A cada participante foi atribuída aleatoriamente a denominação A, B, C, D e E, com o objetivo de respeitar a confidencialidade da sua identidade, de acordo com os procedimentos éticos descritos.

**Tabela II – Caracterização dos participantes relativamente a: idade (anos), género (F – Feminino; M – Masculino), peso (Kg), altura (cm), índice de massa corporal (IMC), tipo de AVE, tempo de evolução em M0, hemisfério ipsilesional, profissão e score da MOCA (Montreal Cognitive Assessment).**

	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>	<b>E</b>
<b>Idade</b>	39	47	38	61	37
<b>Género</b>	F	M	F	M	M
<b>Peso</b>	64.5	95.5	62.5	87	77
<b>Altura</b>	170	176	163	176	185
<b>IMC</b>	22.23	30.83	23.52	28.9	22.5
<b>Tipo de AVE</b>	Isquémico	Hemorrágico	Isquémico	Isquémico	Isquémico
<b>Tempo de Evolução</b>	27	30	15	6	30
<b>Hemisfério ipsilesional</b>	ESQ	DTO	DTO	DTO	ESQ
<b>Profissão</b>	Gerente comercial	Jornalista de Rádio	Professora	Projetista de modelos para estofos automóveis	Engenheiro Eletrotécnico
<b>MOCA</b>	25	29	27	25	18

**Legenda:** AVE – Acidente Vascular Encefálico; DTO – Direito; ESQ – Esquerdo; IMC= peso(Kg) /altura(m<sup>2</sup>)

## 2.2 Instrumentos

### 2.2.1 *Montreal Cognitive Assessment (MOCA)*

Para avaliar o estado cognitivo dos participantes, foi utilizado o instrumento *Montreal Cognitive Assessment (MoCA)*. 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.

Possui elevada consistência interna ( $\alpha$  Cronbach = 0,825), sensibilidade de 77% e excelente especificidade, tendo identificado corretamente 97% dos controlos (Freitas, Simões, Alves, Vicente, & Santana, 2012). Provou ser uma medida válida, confiável, sensível e com precisão na avaliação do comprometimento cognitivo de indivíduos com sequelas de AVE (Freitas, Prieto, Simões, & Santana, 2014).

### 2.2.2 *Trunk Impairment Scale (TIS)*

Para determinar os aspetos quantitativos do comprometimento do tronco em indivíduos pós-AVE foi utilizado o instrumento *Trunk Impairment Scale (TIS)*, desenvolvido por Fujiwara e colaboradores em 2004.

Em 2014, este instrumento foi traduzido e validado para a população portuguesa, apresentando consistência interna moderada a elevada de fiabilidade (alfa Cronbach = 0,909) (Teixeira, S., 2014). Quanto à fiabilidade inter-observadores, verificou-se que os itens 1 e 4 apresentam um valor de Kappa mais baixo, o que indica que há menor concordância inter-observadores (Teixeira, S., 2014). Os itens 6, e 7 são os itens com valores mais altos de Kappa, o que indica que têm uma melhor concordância inter-observadores. Estes valores sugerem que a versão portuguesa da *TIS* apresenta bons níveis de fiabilidade, consistência interna e também apresenta bons resultados no que refere à concordância inter-observadores (Teixeira, S., 2014).

### 2.2.3 *Plataforma de Forças*

O registo das forças de reação ao solo foi obtido através de duas Plataformas de Forças de 600 mm de comprimento e 400 mm de largura, embutidas no solo, Bertec® - Bertec Corporation, modelo FP4060-10, ligadas a um amplificador Bertec AM 6300, com ganhos predefinidos e uma frequência de amostragem de 1000 Hz. O amplificador encontrava-se ligado a um conversor analógico/digital de 16 bits (*Biopac*). Este estava ligado a um computador, onde foi registado, o comportamento da força vertical ( $F_z$ ) e as oscilações antero-posteriores e médio-laterais em dois conjuntos posturais: sentado sem apoio e de pé. A fiabilidade da Plataformas



de Forças na patologia foi identificada por apresentar um ICC>0,90 (Campanini & Merlo 2009). O sinal a partir da Plataformas de Forças foi processado utilizando um filtro passa baixo de 10 Hz, e os valores de força foram normalizados de acordo com o peso de cada sujeito (Turns *et al.* 2007). Os sinais obtidos pela PF foram processados através do *Software Acqknowledge*, versão 3.9.0.

#### 2.2.4 *Software de Avaliação Postural (SAPO)*

Para avaliar o alinhamento do tronco e da escápula no conjunto postural de pé e sentado, utilizou-se o instrumento *Software de Avaliação Postural (SAPO)*. Permite marcação livre de pontos, medição de distâncias e ângulos corporais (Braz et al., 2008). É, por isto, considerado um instrumento válido para a medição de ângulos e distâncias, com uma boa fiabilidade inter e intra-observadores, em que respetivamente 75% e 64, 8% das variáveis foi considerada excelente ou muito boa. O erro para medidas angulares é de 0,11° e para medidas de distância de 1,8 mm (Ferreira et al., 2010).

### 2.3 Materiais

Nos procedimentos de avaliação em contexto clínico para avaliação cinemática do movimento recorreu-se ao uso de uma máquina fotográfica digital *Sony Cybershot 16.1 megapixéis* e nos procedimentos de intervenção recorreu-se a todo o material necessário e disponível (almofadas, cunhas, rolos, equipamento de eletroterapia, etc.).

Para avaliação cinemática do movimento em contexto de laboratório, foram utilizadas 3 câmaras para registo fotográfico e de vídeo (2 *Sony Cibershot 16.1 mega pixels* e 1 *Sony Handycam DCR-HC53* [*Sony Portugal, Edifício Rock One, Lote 4.62.01, Alameda dos Oceanos, Parque das Nações, 1990-392 Moscavide, Lisboa, Portugal*]), sendo que todas as imagens expostas foram tratadas de forma a garantir o anonimato do participante.

Foram ainda usados 3 tripés reguláveis em altura e com nível; 1 fita-métrica; 13 marcadores; 1 rolo de fita-cola de dupla face para fixar os marcadores nos participantes; 1 marquesa hidráulica com altura ajustável e 1 cubo com aresta conhecida de 7.5 cm, 1 computador com o *software SAPO* instalado. Para facilitar a visualização das referências anatómicas da vista lateral, os marcadores T1, T3, T11, L1 e EIPS foram reforçados com material de relevo (Ferreira, Duarte, Maldonado, Burke, & Marques, 2010).

## **2.4 Procedimentos**

### **2.4.1 Procedimentos de Avaliação**

As recolhas de dados para utilização do SAPO e Plataformas de Forças foram realizadas no CEMAH – Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana, localizado na ESTSP (Escola Superior de Tecnologias e Saúde do Porto).

A avaliação privilegiou a análise do potencial do participante para a melhoria do controlo motor com um objetivo de funcionalidade (Raine et al., 2009), tendo ocorrido em 2 momentos: M0 (inicial) e M1 (após 3 meses).

Na aplicação dos instrumentos foram seguidas as instruções dos autores das respetivas escalas.

Com o objetivo de evitar possíveis enviesamentos, tanto em contexto clínico como em laboratório, a recolha de dados foi realizada num ambiente calmo, com temperatura agradável, boa iluminação e com o mínimo de agentes perturbadores.

Na aplicação de todos os instrumentos de avaliação foi explicado aos participantes os procedimentos, bem como efetuada uma demonstração, seguida de um período de adaptação ao equipamento, minimizando, desta forma, alterações devido à não habituação ao meio (Campos O. et al, 2002).

Antes da recolha dos dados, o protocolo foi testado num indivíduo não incluído na amostra, mas selecionado de acordo com os pressupostos da mesma, no sentido de testar a praticabilidade dos procedimentos.

Em contexto de laboratório foi realizada a análise cinemática e da variação do Cop (antero-posterior e medio-lateral) e distribuição de carga em simultâneo, avaliando dois conjuntos posturais: sentado sem apoio e de pé.

Para garantir a reprodutibilidade da técnica e reduzir o erro do operador, a aquisição de dados foi realizada sempre pelo mesmo investigador (Silva, A., et al., 2012; Silva, A., et al., 2013).

Os participantes do género masculino usaram calções e os participantes do género feminino usaram calções e top. A tarefa foi concretizada com os participantes calçados (Yanohara, R., 2014) em ambos os conjuntos posturais, sendo permitido adotarem uma posição confortável dos pés sem que a largura escolhida ultrapasse a largura dos ombros (Duarte, M. e Freitas, S., 2010).

A fim de permitir a avaliação da consistência dos ensaios, cada participante realizou 3 repetições da tarefa (Fotoohabadi, Tully, & Galea, 2010) em cada conjunto postural.

O tempo de recolha de cada condição de avaliação foi de 60 segundos (Perlmutter, Lin., & Makhsous, 2010; Duarte, 2000)., intercalados, por um período de descanso de 60 segundos (Rose, J. et al, 2002; Duarte, M. & Freitas S., 2010; Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007). A avaliação foi considerada quando se registaram 3 recolhas válidas (Perlmutter, Lin, & Makhsous, 2010; Duarte, 2000). Por cada conjunto postural foram selecionados 3 frames, sendo a média o valor absoluto a considerar.

#### ***a) Variação do Cop e distribuição de carga em Plataforma de Forças***

Foi registado o comportamento da força vertical ( $F_z$ ) em Newtons (N) e as oscilações antero-posteriores (Cop\_X) e médio-laterais (Cop\_Y) em centímetros (cm).

Na recolha de dados, em ambos os conjuntos posturais, as plataformas de forças encontravam-se embutidas no solo sobre uma superfície rígida e plana para minimizar quaisquer vibrações. A parte superior das plataformas de forças estavam no nível do chão, e para evitar erros de medição, uma diferença de 1-2 mm foi deixado entre estas e o piso circundante (Sousa, A. et al., 2012).

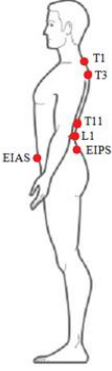
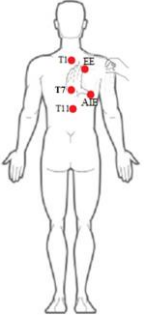
#### ***b) Análise Cinemática – SAPO***

Na análise cinemática foram colocadas três câmaras de vídeo, na vista posterior e lateral (ipsilesional e contralesional).

Para a calibração das imagens, foi colocado um cubo, com uma aresta conhecida de 7.5cm, num ponto visível pelas três câmaras juntamente com o participante, permitindo o ajuste da direção vertical da imagem e a conversão de distâncias na imagem (pixels), para distâncias reais, em centímetros (Ferreira, Duarte, Maldonado, Burke, & Marques, 2010).

Numa vista posterior utilizaram-se as referências anatómicas descritas na Tabela III para obter o alinhamento da escápula (Lee, Yang, Kim, & Choy, 2013). As referências anatómicas eleitas numa vista lateral são as que se encontram na tabela III. Estas referências anatómicas aplicam-se ao conjunto postural de pé e sentado. Janes, Brown, Essenberg, & Engsberg, (2012), referem que a capacidade de medir simultaneamente vários segmentos da cadeia cinemática, incluindo a escápula, tem um importante contributo na avaliação da intervenção.

**Tabela III** - Referências Anatômicas utilizadas no SAPO – (Vistas Laterais - adaptadas de Tully, Fotoohabadi, & Galea, 2005; Vista Posterior – adaptadas de Janes, Brown, Essenberg, & Engsborg, 2012 e Jaraczewska & Long, 2006)

<b>VISTA LATERAL</b>	
<i>T1 – Apófise espinhosa da 1ª vértebra torácica</i>	
<i>T3 – Apófise espinhosa da 7ª vértebra torácica</i>	
<i>T11 – Apófise espinhosa da 11ª vértebra torácica</i>	
<i>L1 – Apófise espinhosa da 1ª vértebra lombar</i>	
<i>EIPS – Espinha Ilíaca Pósterio-Superior (bilateral)</i>	
<i>EIAS – Espinha Ilíaca Ântero-superior (bilateral)</i>	
<b>VISTA POSTERIOR</b>	
<i>T1 – Apófise espinhosa da 1ª vértebra torácica</i>	
<i>T7 – Apófise espinhosa da 7ª vértebra torácica</i>	
<i>T11 – Apófise espinhosa da 11ª vértebra torácica</i>	
<i>EE – Espinha da Escápula (bilateral)</i>	
<i>AIE – Ângulo Inferior da Escápula (bilateral)</i>	

Através do processamento no *software* SAPO, em cada conjunto postural, foram medidos os ângulos/distâncias apresentados na Tabela IV.

As distâncias foram medidas em centímetros (cm) e os ângulos em graus (°), sendo estes positivos na direção anti-horária e negativos na direção horária (Ferreira, E., 2005).

**Tabela IV** – Medidas angulares calculados no SAPO em ambos os conjuntos posturais – (Vistas Laterais - adaptadas de Tully, Fotoohabadi, & Galea, 2005; Vista Posterior – adaptadas de Janes, Brown, Essenberg, & Engsborg, 2012 e Jaraczewska & Long, 2006)

<b>VISTA LATERAL</b>	
<b>Ângulo Sagital Torácico (AST)</b>	Calculado a partir do ângulo entre as linhas retas definidas por T1 –T3 e T11–L1. Considera-se que a posição ideal será quando as linhas retas T1–T3 e T11–L1 são colineares (segmentos de retas que pertencem a uma mesma reta). Valores abaixo de 180° (anteriores) significam uma postura em flexão .
<b>Ângulo Sagital Lombar (ASL)</b>	Calculado a partir de ângulo entre as linhas retas definidas por T11–L1 e EIPS–EIAS. Valores abaixo de 90° (anteriores) significam uma postura em flexão.
<b>VISTA POSTERIOR</b>	
<b>Tilt Anterior / Posterior da escápula (IPSI/CONTRA)</b>	Corresponde à lateralização do AIE em relação à coluna vertebral. Ângulo calculado a partir da interseção de uma reta que passa sobre os marcadores de T1 – T11 e uma reta que passa no bordo medial da omoplata sobre os marcadores EE e AIE. Valores positivos indicam tilt anterior da escápula.
<b>Distância entre AIE e T7 (IPSI/CONTRA)</b>	Descreve o posicionamento da escápula em relação à adução e abdução e contribui para analisar a simetria entre o hemitronco.
<b>Legenda:</b> EIAS – Espinha Iliaca Antero Superior; EIPS – Espinha ilíaca Postero Superior; AIE – Ângulo Inferior da Escápula; EE – Espinha da Escápula; CONTRA - Contralesional; IPSI- Ipsilesional.	

Em ambos os conjuntos posturais foi instruído aos participantes que mantivessem no conjunto postural, assumindo uma posição natural. Foi pedido que colocassem um pé em cada plataforma de forças (Cheng et al. 2004), sem que houvesse movimento dos mesmos durante e entre repetições (Sousa, A.S.P., Macedo, R., Santos, R. & Tavares, R. S., 2010).

Adicionalmente foi pedido para olhar em frente e focar um sinal específico na parede, a 2 metros de distância (Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007, Silva, A., et al., 2013; Yanohara, R., 2014), mantendo a posição durante 60 segundos (Perlmutter, Lin, & Makhsous, 2010; Duarte, 2000) de acordo com o comando verbal do investigador.

Especificamente no conjunto postural de sentado, os participantes foram instruídos a permanecer sentados numa marquesa hidráulica, sem encosto nem apoios laterais com uma altura ajustada (distância entre o chão e a interlinha articular do joelho) (Fotoohabadi, Tully, & Galea, 2010), numa base de suporte com cerca de 2/3 do comprimento do fêmur apoiados

na marquesa (Michaelson, Luta, Roby-Brami, & Levin, 2001; Fotoohabadi, Tully, & Galea, 2010).

### ***c) Avaliação dos Componentes do Movimento***

A avaliação, para além de um exame subjetivo, compreendeu um exame objetivo baseado na observação e análise dos componentes biomecânicos (distribuição da carga na base de suporte, alinhamento dos segmentos ósseos e musculares) e neuronais (nível de atividade muscular, controlo postural, estratégias compensatórias e seletividade) do movimento (Raine, S., 2009).

Para cada participante foi desenvolvido um processo de raciocínio clínico identificando o principal problema e definindo a hipótese clínica (Tabela X).

Esta análise foi realizada com a supervisão de uma fisioterapeuta especialista na área da reabilitação neurológica e conhecimento do Conceito de *Bobath*.

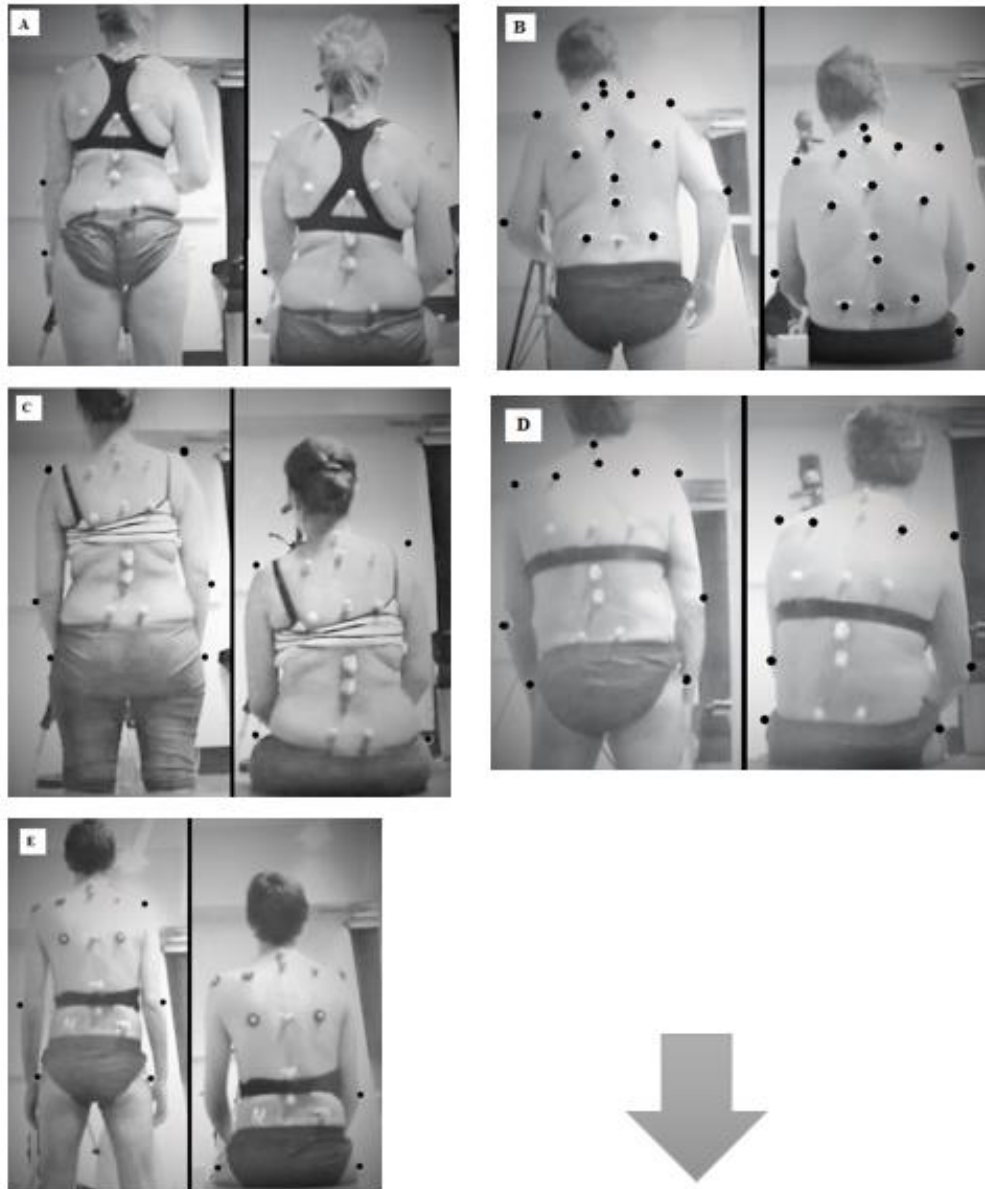
### ***2.4.2 Procedimentos de Intervenção***

A intervenção como processo dinâmico foi sendo adaptada tendo em conta as necessidades e evolução dos participantes. O processo de raciocínio clínico foi baseado na observação clínica, que teve em conta a distribuição de carga na base de suporte, alinhamento dos segmentos ósseos e musculares e o nível de atividade do tronco (Raine, S., 2009).

As intervenções tiveram uma frequência média de 3 sessões semanais com uma duração média de 60 minutos de trabalho ativo. Uma fisioterapeuta com experiência na área da reabilitação neurológica foi responsável pelas intervenções. Eventualmente surgiu necessidade de colaboração de outro(s) fisioterapeuta(s).

Com base na análise dos componentes neuromotores definiu-se um principal problema que foi geral a todos os participantes assim como a hipótese clínica (Figura 1).

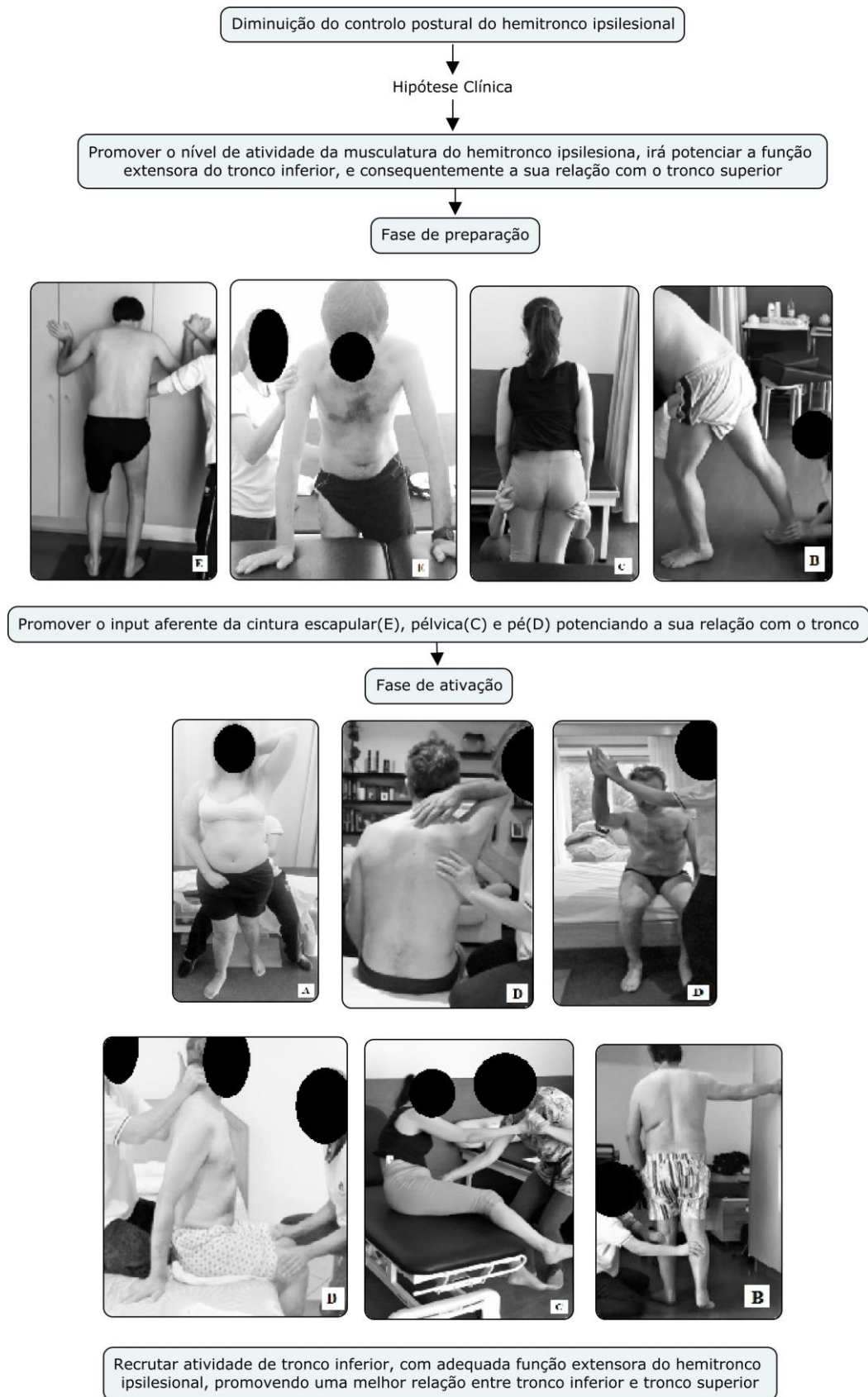
## Diminuição do controlo postural do hemitronco ipsilesional



Promover o nível de atividade da musculatura do hemitronco IPSI, irá potenciar a função extensora do tronco inferior, e consequentemente a sua relação com o tronco superior

**Figura 1** – Definição do principal problema e hipótese clínica

Posto isto, foi 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 (Figura 2).



**Figura 2** - Descrição do processo de raciocínio clínico e estratégias/procedimentos utilizados



## 2.5 Ética

Todos os participantes envolvidos neste estudo, incluído no projeto “Reorganização do Controlo Postural”, participaram de forma voluntária e informada. Assinaram um consentimento informado baseado na declaração de Helsínquia, onde estavam descritos os objetivos do estudo, bem como a garantia de confidencialidade dos dados e do caráter voluntário da participação assim como a possibilidade de desistência em qualquer momento do estudo.

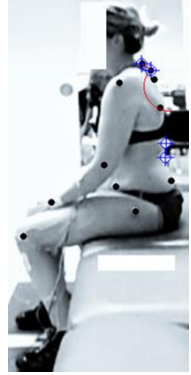
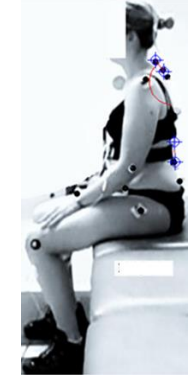


## 3 Resultados


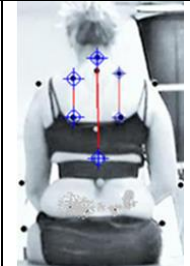
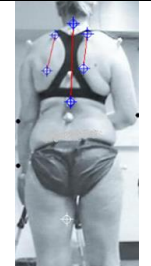

**Tabela V** – Apresentação dos resultados da TIS (Trunk Impairment Scale)

<i>Participante</i>	<b>Pontuação</b>	
	<b>M0</b>	<b>M1</b>
<i>A</i>	17	18
<i>B</i>	13	18
<i>C</i>	19	20
<i>D</i>	6	7
<i>E</i>	20	20

Em M1 foi observado nos participantes A, B, C e D um aumento da pontuação da TIS, sugerindo uma alteração nos aspetos quantitativos do comprometimento do tronco. O participante E, manteve a mesma pontuação em M1.

**Tabela VI** – Comparação cinemática entre M0 e M1 no conjunto postural de sentado e de pé, em vista lateral IPSI e posterior.

	Conjunto postural de sentado		Conjunto postural de pé	
	M0	M1	M0	M1
<i>VISTA LATERAL IPSI</i>				
Ângulo sagital torácico (AST)	134.07	142.37	129.83	145.43
Ângulo sagital lombar (ASL)	102.6	95.83	122.3	103.1

	Conjunto postural de sentado		Conjunto postural de pé					
	M0	M1	M0	M1				
<i>VISTA POSTERIOR</i>								
Tilt A/P da escápula	10.77	-2.67	1.67	0.9	10.63	-3.57	0.67	-0.73
Distância entre AIE e T7	9.83	5.7	7.43	7.2	7.8	4.67	6.97	5.57
AST < 180° - componente flexor; ASL > 90° - componente extensor. Valores positivos indicam tilt anterior da escápula. Legenda: A/P – Anterior/Posterior; AIE – Ângulo Inferior da Escápula								

**Tabela VII** – Deslocamento máximo do CoP AP/ML e força média do membro inferior IPSI e CONTRA, obtidas no conjunto postural de pé e sentado em M0 e M1

Conjunto postural		M0		M1	
		IPSI	CONTRA	IPSI	CONTRA
Sentado	Fz	65.19	53.12	47.51	47.34
		<b>D = ± 12.07</b>		<b>D = ± 0.17</b>	
	AP	2.81	2.19	3.95	3.58
		<b>D = ± 0.62</b>		<b>D = ± 0.37</b>	
	ML	3.1	5.55	3.04	4.92
		<b>D = ± 2.45</b>		<b>D = ± 1.88</b>	
De Pé	Fz	362.1	271.8	310.29	340.56
		<b>D = ± 90.3</b>		<b>D = ± 30.27</b>	
	AP	7.63	2.66	5.42	1.80
		<b>D = ± 4.97</b>		<b>D = ± 3.62</b>	
	ML	2.03	1.39	1.05	0.83
		<b>D = ± 0.64</b>		<b>D = ± 0.22</b>	
<b>Legenda:</b> IPSI – Ipsilesional; CONTRA – Contralesional; Fz – Força vertical média (Newtons); AP – deslocamento máximo do Cop antero-posterior (cm); ML – deslocamento máximo do Cop medio-lateral (cm)					

Em M1 foi observado uma diminuição do componente flexor do tronco superior, na posição de sentado e na posição de pé, acompanhado de uma tendência para maior simetria entre as escápulas principalmente observado na modificação da distância entre o ângulo inferior da escápula e T7, entre a escápula IPSI e CONTRA. É de salientar que em M1 a distribuição da carga tendeu para uma maior simetria entre membros, observável em ambos os conjuntos posturais, acompanhada de uma diminuição do deslocamento AP e ML, tanto do lado IPSI como do CONTRA.

**Tabela VIII** – Comparação cinemática entre M0 e M1 no conjunto postural de sentado e de pé, em vista lateral IPSI e posterior.

	Conjunto postural de sentado				Conjunto postural de pé			
	M0		M1		M0		M1	
	<i>VISTA LATERAL IPSI</i>							
Ângulo sagital torácico (AST)	132.4	148.6	123.4	165.5				
Ângulo sagital lombar (ASL)	101.57	101.07	112	106.83				
	Conjunto postural de sentado				Conjunto postural de pé			
	M0		M1		M0		M1	
Tilt A/P da escápula	17.83	20.4	8.13	14.3	16.73	2.87	5.37	12.57
Distância entre AIE e T7	11.57	14.53	10.1	13.2	9.83	11.2	8.1	9.93
AST < 180° - componente flexor; ASL > 90° - componente extensor. Valores positivos indicam tilt anterior da escápula. Legenda: A/P – Anterior/Posterior; AIE – Ângulo Inferior da Escápula								

**Tabela IX** – Deslocamento máximo do CoP AP/ML e força média do membro inferior IPSI e CONTRA, obtidas no conjunto postural de pé e sentado em M0 e M1

Conjunto postural		M0		M1	
		IPSI	CONTRA	IPSI	CONTRA
Sentado	Fz	63.42	67.02	63.37	67.01
		<b>D = ± 3.6</b>		<b>D = ± 3.64</b>	
	AP	3.43	4.49	2.67	3.99
		<b>D = ± 1.06</b>		<b>D = ± 1.32</b>	
	ML	1.39	1.80	1.34	1.66
		<b>D = ± 0.41</b>		<b>D = ± 0.32</b>	
De Pé	Fz	508.98	433.91	509.88	432.92
		<b>D = ± 75.07</b>		<b>D = ± 76.96</b>	
	AP	7.09	4.16	6.18	3.41
		<b>D = ± 2.93</b>		<b>D = ± 2.77</b>	
	ML	1.80	1.62	1.23	1.78
		<b>D = ± 0.18</b>		<b>D = ± 0.55</b>	

**Legenda:** IPSI – Ipsilesional; CONTRA – Contralesional; Fz – Força vertical média (Newtons); AP – deslocamento máximo do Cop antero-posterior (cm); ML – deslocamento máximo do Cop medio-lateral (cm)

Em M1 foi observado uma diminuição do componente flexor do tronco superior, na posição de sentado e na posição de pé, acompanhado de uma tendência para maior simetria entre as escápulas principalmente observado na modificação da distância entre o ângulo inferior da escápula e T7, entre a escápula IPSI e CONTRA.

De referir que em M1 a distribuição de carga tendeu ligeiramente para a assimetria, em sentado e de pé. Isto foi acompanhado de uma diminuição do deslocamento ML sentado e AP de pé, assim como um aumento do deslocamento AP sentado e ML de pé.

**Tabela X** – Comparação cinemática entre M0 e M1 no conjunto postural de sentado e de pé, em vista lateral IPSI e posterior.

	Conjunto postural de sentado				Conjunto postural de pé			
	M0		M1		M0		M1	
	<i>VISTA LATERAL IPSI</i>							
Ângulo sagital torácico (AST)	148.5		158.23		146.87		162.23	
Ângulo sagital lombar (ASL)	110.53		102.5		110.87		106.83	
	Conjunto postural de sentado				Conjunto postural de pé			
	M0		M1		M0		M1	
	<i>VISTA POSTERIOR</i>							
Tilt A/P da escápula	3.7	3	-5.77	1.4	3.77	3.27	2.27	0.9
Distância entre AIE e T7	8.47	7.13	6.97	6.27	7	6.13	5.77	5.23

AST < 180° - componente flexor; ASL > 90° - componente extensor. Valores positivos indicam tilt anterior da escápula.  
 Legenda: A/P – Anterior/Posterior; AIE – Ângulo Inferior da Escápula

**Tabela XI** – Deslocamento máximo do CoP AP/ML e força média do membro inferior IPSI e CONTRA, obtidas no conjunto postural de pé e sentado em M0 e M1





Conjunto postural		M0		M1	
		IPSI	CONTRA	IPSI	CONTRA
Sentado	Fz	54.89	53.73	41.21	34.54
		<b>D = ± 1.16</b>		<b>D = ± 6.67</b>	
	AP	2.79	4.96	3.59	6.69
		<b>D = ± 2.17</b>		<b>D = ± 3.1</b>	
De Pé	ML	1.29	2.61	3.32	5.63
		<b>D = ± 1.32</b>		<b>D = ± 2.31</b>	
	Fz	291.84	323.66	284.58	335.97
		<b>D = ± 31.82</b>		<b>D = ± 51.39</b>	
De Pé	AP	4.84	1.72	4.86	1.64
		<b>D = ± 3.12</b>		<b>D = ± 3.22</b>	
	ML	1.12	0.47	0.97	0.60
		<b>D = ± 0.65</b>		<b>D = ± 0.37</b>	

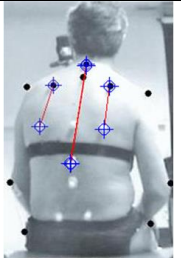
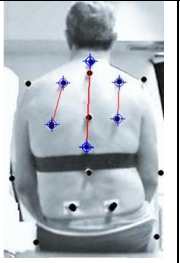
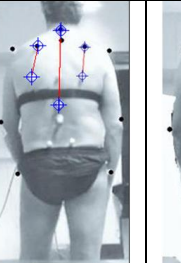
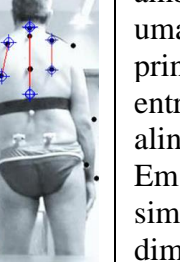
**Legenda:** IPSI – Ipsilesional; CONTRA – Contralesional; Fz – Força vertical média (Newtons); AP – deslocamento máximo do Cop antero-posterior (cm); ML – deslocamento máximo do Cop medio-lateral (cm)

Em M1 foi observado uma diminuição do componente flexor do tronco superior, na posição de sentado e na posição de pé, acompanhado de uma tendência para maior simetria entre as escápulas, mais considerável do lado IPSI, observado na modificação da distância entre o ângulo inferior da escápula e T7.

Quanto à distribuição da carga em M1, observou-se que esta tendeu para uma assimetria em sentado e de pé, acompanhado de um aumento do deslocamento AP e ML em sentado. No conjunto postural de pé, o deslocamento AP aumentou e o deslocamento ML diminuiu.

**Tabela XII** – Comparação cinemática entre M0 e M1 no conjunto postural de sentado e de pé, em vista lateral IPSI e posterior.

	Conjunto postural de sentado		Conjunto postural de pé	
	M0	M1	M0	M1
<i>VISTA LATERAL IPSI</i>				
Ângulo sagital torácico (AST)	143.1	144.93	135.6	137.87
Ângulo sagital lombar (ASL)	101.73	93.8	101.3	101.4

	Conjunto postural de sentado		Conjunto postural de pé					
	M0	M1	M0	M1				
<i>VISTA POSTERIOR</i>								
Tilt A/P da escápula	9.1	-3.63	12.63	-1.53	6.53	-3.97	9.17	-2.7
Distância entre AIE e T7	10.93	8.5	11.97	8.83	9.67	8.17	10.17	8.03

AST < 180° - componente flexor; ASL > 90° - componente extensor. Valores positivos indicam tilt anterior da escápula.  
 Legenda: A/P – Anterior/Posterior; AIE – Ângulo Inferior da Escápula

**Tabela XIII** – Deslocamento máximo do CoP AP/ML e força média do membro inferior IPSI e CONTRA, obtidas no conjunto postural de pé e sentado em M0 e M1

Conjunto postural		M0		M1	
		IPSI	CONTRA	IPSI	CONTRA
Sentado	Fz	71.11	91.83	82.60	98.39
		<b>D = ± 20.72</b>		<b>D = ± 15.79</b>	
	AP	9.12	5.72	3.76	3.77
		<b>D = ± 3.4</b>		<b>D = ± 0.01</b>	
De Pé	ML	1.02	1.77	1.10	2.20
		<b>D = ± 0.75</b>		<b>D = ± 1.1</b>	
	Fz	542.02	301.12	582.28	283.57
	<b>D = ± 240.9</b>		<b>D = ± 298.71</b>		
De Pé	AP	5.67	2.46	5.16	1.23
		<b>D = ± 3.21</b>		<b>D = ± 3.93</b>	
	ML	3.43	1.93	4.64	1.14
	<b>D = ± 1.5</b>		<b>D = ± 3.5</b>		

**Legenda:** IPSI – Ipsilesional; CONTRA – Contralesional; Fz – Força vertical média (Newtons); AP – deslocamento máximo do Cop antero-posterior (cm); ML – deslocamento máximo do Cop medio-lateral (cm)

Em M1 foi observado uma diminuição do componente flexor do tronco superior, embora não muito expressivo em ambos os conjuntos posturais. Isto foi acompanhado de uma tendência para melhor alinhamento da escápula IPSI principalmente observado na modificação da distância entre o ângulo inferior da escápula e T7. Esta tendência de alinhamento é contrariada na escápula CONTRA. Em M1 a distribuição de carga tendeu para uma maior simetria entre membros em sentado, acompanhada de uma diminuição do deslocamento AP e de um aumento do deslocamento ML. No conjunto postural de pé, a distribuição de carga tendeu para uma assimetria entre membros, acompanhado de um aumento do deslocamento AP e ML.

**Tabela XIV** – Comparação cinemática entre M0 e M1 no conjunto postural de sentado e de pé, em vista lateral IPSI e posterior.

	Conjunto postural de sentado				Conjunto postural de pé			
	M0		M1		M0		M1	
	<i>VISTA LATERAL IPSI</i>							
Ângulo sagital torácico (AST)	129.87	133.4	131.8	129.57				
Ângulo sagital lombar (ASL)	113.97	110.1	110.93	106.6				

	Conjunto postural de sentado				Conjunto postural de pé			
	M0		M1		M0		M1	
	<i>VISTA POSTERIOR</i>							
Tilt A/P da escápula	-3.37	2.93	4.33	7.27	-1.03	1.73	4.63	8.3
Distância entre AIE e T7	9.7	9.43	11.07	11.03	8.73	7.43	9.13	9.13

AST < 180° - componente flexor; ASL > 90° - componente extensor. Valores positivos indicam tilt anterior da escápula.  
 Legenda: A/P – Anterior/Posterior; AIE – Ângulo Inferior da Escápula

**Tabela XV** – Deslocamento máximo do CoP AP/ML e força média do membro inferior IPSI e CONTRA, obtidas no conjunto postural de pé e sentado em M0 e M1

Conjunto postural		M0		M1	
		IPSI	CONTRA	IPSI	CONTRA
Sentado	Fz	59.71	61.60	64.29	68.94
		<b>D = ± 1.89</b>		<b>D = ± 4.65</b>	
	AP	5.91	3.85	1.90	2.44
		<b>D = ± 2.06</b>		<b>D = ± 0.54</b>	
	ML	2.52	3.85	2.13	4.05
		<b>D = ± 1.33</b>		<b>D = ± 1.92</b>	
De Pé	Fz	363.99	363.79	335.64	427.45
		<b>D = ± 0.2</b>		<b>D = ± 91.81</b>	
	AP	5.19	2.13	4.36	0.94
		<b>D = ± 3.06</b>		<b>D = ± 3.42</b>	
	ML	3.30	1.20	1.85	0.83
		<b>D = ± 2.1</b>		<b>D = ± 1.02</b>	

**Legenda:** IPSI – Ipsilesional; CONTRA – Contralesional; Fz – Força vertical média (Newtons); AP – deslocamento máximo do Cop antero-posterior (cm); ML – deslocamento máximo do Cop medio-lateral (cm)

Em M1 foi observado um aumento do componente flexor do tronco superior, na posição de sentado e na posição de pé, acompanhado de uma tendência para maior simetria entre as escápulas principalmente observado na modificação da distância entre o ângulo inferior da escápula e T7, entre a escápula IPSI e CONTRA. É de salientar que em M1 a distribuição de carga tendeu para uma assimetria entre membros, observável em sentado, acompanhado de uma diminuição da oscilação AP e de um aumento da oscilação ML. No conjunto postural de pé, manteve-se a mesma tendência de assimetria, acompanhado de um aumento do deslocamento AP e diminuição do deslocamento ML.

## 4 Discussão

O presente estudo teve como objetivo descrever as modificações em participantes com AVE, face à intervenção em fisioterapia em variáveis relacionadas com o controlo postural. A seleção neste estudo de variáveis cinemáticas inerentes ao alinhamento da escápula (tilt anterior/posterior e abdução/adução) para contribuir para a discussão acerca do controlo postural do tronco é justificada pela estreita relação do alinhamento deste segmento na eficácia do controlo postural (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009, Iyengar, et al., 2014). Esta importância de um alinhamento segmentar estável para um tronco com componente de extensão estável é enfatizada por Raine, S. (2009) e Iyengar (2014).

Em todos os conjuntos posturais e sequências de movimento, a variação do CoP nos seus componentes medio-lateral e antero-posterior também têm permitido compreender de forma indireta esta temática. A análise da variação do CoP em sujeitos com AVE já tem sido amplamente abordada (Genthon & Rougier, 2005; Geurts et al, 2005; Laufer et al, 2003; Mansfield et al, 2011; Haart et al, 2004; Yanohara, 2014; Rougier & Genthon, 2009). A compreensão de que esta variável pode contribuir para identificar uma alteração na capacidade de orientação e estabilidade segmentar justificou a opção pela sua inclusão. De facto, conforme expectável devido à área de lesão, todos os participantes deste estudo apresentaram uma alteração do controlo postural no hemitronco IPSI. Em M0, todos os participantes deste estudo, embora em diferentes graus, apresentavam uma tendência para um componente flexor de tronco. Este achado permite supor o comprometimento estrutural da conexão cortico-reticular (Chang et al, 2010) com percurso anatómico pela cápsula interna, e com repercussões na função dos sistemas reticulares (Haines, D., 2006), sendo o seu papel importante na reorganização do controlo postural (Takakusaki, Saitoh, Harada, & Kashiwayanagi, 2004). Estas alterações do controlo postural revelam-se na dificuldade destes sujeitos em se organizarem em função de um contexto ou de uma tarefa, num processo dinâmico de autorregulação em função do *input* (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Apesar da crescente evidência de que estes sujeitos apresentam comprometimento em variáveis relacionadas com o controlo postural, tanto no lado ipsilesional como no lado contralesional (Silva, A. et al., 2012; Silva, A. et al., 2013; Sousa, A.S.P., Macedo, R., Santos, R. & Tavares, R.S., 2010), temos uma escassez de estudos que evidenciem problemas identificados neste lado bem como a sua consequente monitorização na intervenção em fisioterapia. A necessidade de transpor esta prática para o contexto clínico justificou a opção

por instrumentos de medida de fácil aplicação e análise de dados como o caso do *Software de Avaliação Postural (SAPO)*.

As estratégias e procedimentos predominantemente aplicados nestes participantes tiveram enfoque na variabilidade do *input* aferente em diferentes relações com a gravidade (Figura 2), na medida em que estes componentes apresentam a capacidade para influenciar a atividade da formação reticular (Haines, D., 2006; Graham et al, 2009).

Entre o momento M0 e M1, de um modo geral, estas modificações registadas nas variáveis cinemáticas parecem indicar um diferente alinhamento do tronco, indicador de uma modificação do componente flexor visualizada através do aumento do ângulo sagital torácico e da diminuição do ângulo sagital lombar, em todos os participantes, para o conjunto postural de sentado. No conjunto postural de pé manteve-se a mesma tendência em todos os participantes, com exceção do participante E, em que se verificou uma ligeira diminuição do ângulo sagital torácico. De facto a aproximação destes valores de 180° pode ser sugestivo de uma melhor função extensora do tronco (Graham et al, 2009). A medição do ângulo sagital lombar dá-nos informação acerca do componente encontrado ao nível do tronco inferior. A aproximação deste valores de 90° pode ser sugestivo de uma melhor função extensora do tronco (Tully et al, 2005). Importa reforçar positivamente estes resultados pois o alinhamento do tronco é considerado como tendo implicações importantes para a execução de tarefas (Tully et al, 2005).

Os resultados observados nos componentes do tronco superior e inferior também foram acompanhados de uma forma geral, em todos os participantes, de uma modificação nas variáveis referentes ao alinhamento da escápula. Isto está em conformidade com Champion, Barber, & Lynch-Ellerington (2009), que referem que a função extensora do tronco influencia o alinhamento da escápula.

A avaliação do alinhamento da escápula através do tilt anterior/posterior e da distância do ângulo inferior da escápula a T7, mostrou uma tendência para a simetria nos participantes A, B e C em ambos os conjuntos posturais. A importância da simetria nestes conjuntos posturais está relacionado mais uma vez com o papel do sistema reticular já que a este sistema também é atribuído o papel de organização de segmentos em tarefas bilaterais (Drew, T., Prentice, S. & Schepens, B., 2004). Importa neste ponto salientar o caráter bilateral, em termos de envolvimento encefálico e estruturas anatómicas, para a aquisição e manutenção das posições de sentado e de pé.



O comprometimento do tronco foi também avaliado pela *Trunk Impairment Scale*, que determina os aspetos quantitativos em indivíduos após AVE, podendo ser utilizada como orientação para o tratamento pois tem em consideração a qualidade do movimento do tronco. (Verheyden, G., Nieuwboer, A., Mertin, J., Preger, R., Kiekens, C. & De Weerd, W., 2004). Em M1 foi observado nos participantes A, B, C e D um aumento da pontuação, sugerindo uma alteração nos aspetos quantitativos do comprometimento do tronco. O participante E, manteve a mesma pontuação em M1.

Estes resultados são reforçados com os achados obtidos no âmbito da migração do CoP em que se observou entre M0 e M1 uma tendência para a simetria, para o conjunto postural de sentado, nos participantes A e D, e para o conjunto postural de pé no participante A, observado pela aproximação dos valores do membro ipsilesional ao contralesional. De referir a exceção nos participantes B, C e E, que em ambos os conjuntos se observou uma tendência de maior assimetria. De facto nos participantes D e E, o ângulo sagital torácico não foi tão evidente, o que pode ter comprometido a capacidade de função extensora do tronco, sendo este um componente importante na eficácia do controlo postural (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009, Iyengar, et al., 2014).

Por outro lado a oscilação corporal está intimamente ligada à simetria da distribuição de carga na base de suporte (Yanohara, 2014; Mansfield, 2011). Nos achados deste estudo, relativamente à oscilação corporal antero-posterior e médio-lateral, não é possível encontrar uma tendência homogénea a todos os participantes.

Estudos demonstram que a oscilação medio-lateral é fortemente influenciada pela assimetria da carga (Yanohara, 2014; Mansfield, 2011), pois uma diminuição de sincronização entre os dois membros inferiores influencia o aumento oscilação médio-lateral, mas não antero-posterior (Rougier, Vuillerme, Monnet, Petit & Rougier, 2007). Portanto, a melhoria da oscilação ML reflete melhor simetria na distribuição de carga (Yanohara, 2014). Este resultado é observado no participante A em ambos os conjuntos posturais. Por outro lado, Rougier, Vuillerme, Monnet, Petit & Rougier (2007) observaram no seu estudo uma melhoria mais significativa na oscilação antero-posterior em comparação com a médio-lateral, e interpreta esses resultados com um maior comprometimento da musculatura com ação no plano sagital (flexão e extensão do tronco) refletindo uma maior oscilação antero-posterior. Estes achados estão de acordo com um trabalho anterior de Bohannon et al. (1995).

Isto sugere que a oscilação médio-lateral está mais relacionada com a assimetria na distribuição de carga, ao passo que a oscilação antero-posterior estará mais relacionada com a atividade da musculatura do tronco. Biomecanicamente, a oscilação médio-lateral sobre cada pé depende da inversão/eversão da tibio-társica, enquanto a oscilação antero-posterior depende em grande parte de dorsiflexão/flexão da tibio-társica (Winter et al., 1993).

Estudos sugerem que a melhoria na oscilação antero-posterior e médio-lateral é mais significativa em estadios agudos após AVE (Yanohara, 2014), sendo que neste estudo o menor tempo de evolução corresponde a 6 meses. Em estadios crônicos, a amplitude de variação do Cop após AVE requer um tempo prolongado de intervenção para mostrar significativa melhoria na oscilação corporal e na assimetria da distribuição de carga (Yanohara, 2014).

De salientar que as medidas do Cop antero-posterior e médio-lateral não são completamente independentes e são influenciadas em parte pela orientação de pé (Rougier, 2008). Neste estudo ficou ao critério do participante a colocação dos pés, desde que não ultrapassasse a largura dos ombros. Rougier (2008) no seu estudo optou por definir a posição dos pés dos participantes.

Após a realização do estudo, apresentam-se como limitações o fato de o índice de massa corporal elevado de alguns participantes ter condicionado a colocação de alguns marcadores, com vista a medidas angulares, pela dificuldade de localização correta das referências anatómicas. Uma alternativa seria definir um valor máximo de IMC como critério de inclusão, no sentido de homogeneizar as características físicas dos participantes.

## **5 Conclusão**

Entre M0 e M1, a cinemática relativa ao alinhamento do tronco e da escápula, para o conjunto postural sentado e de pé sofreram alterações. As modificações nas variáveis enunciadas parecem indicar um melhor controlo postural do tronco sugerindo que a intervenção baseada no conceito de *Bobath* teve efeitos positivos nos participantes em estudo.

Não foi possível encontrar uma tendência homogênea a todos os participantes, relativamente às variações do CoP no seu componente medio-lateral e antero-posterior, bem como a distribuição de carga na base de suporte, sendo os resultados muito variáveis de participante para participante.

## 6 Agradecimentos

Os meus agradecimentos a todos os participantes que colaboraram com generosidade neste estudo, sem os quais nada seria possível.

Um agradecimento especial à Professora Doutora Maria Augusta Silva, orientadora desta dissertação, pela sua sabedoria e partilha de conhecimentos.

## 7 Referências Bibliográficas

- Aguiar, P.T., Rocha, T.N. & Oliveira, E.S. (2008). Trunk Control Scales as a functional predictors for stroke patients. *Acta Fisiátrica* .15 (3). 160-164
- Araújo, F., Ribeiro, J. L. P., Oliveira, A., & Pinto, C. (2007). Validação do Índice de Barthel numa amostra de idosos não institucionalizados. *Revista Portuguesa de Saúde Pública*. 25(2), 59-66
- Bohannon, R.W. (1995). Recovery and correlates of trunk muscle strength after stroke. *Int. J. Rehabil.* Vol. 18, 162–167
- Braz, R. & Carvalho A. (2008). Confiabilidade e validade de medidas angulares por meio do software para avaliação postural. *Fisioterapia Movimento*, vol. 21 (3), 117-126
- 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*. Vol. 30, 127-131
- Campos, O., Hutten, P., Freitas, H. & Mochizuki, L. (2002). Análise das alterações biomecânicas da força de reacção ao solo durante a adaptação da caminhada em esteira. *Revista Brasileira de Biomecânica*. Vol.5, 13-17
- Champion, J., Barber, C., & Lynch-Ellerington, M. (2009). Recovery of Upper Limb Function. In S. Raine, L. Meadows, & M. Lynch-Ellerington, *Bobath Concept: Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation* (pp. 154-181). United Kingdom: Blackwell Publishing Ltd.
- Chang, W.H., Tang, P.F, Wang, Y.H, Lin, K.H, Chiu, M.J. & Chen, S.H.A. (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*. Elsevier. Vol. 32, 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*. Vol. 83, 10-16
- Cristea, M. C. & Levin, M. F. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*. Vol.123, 940-953
- Dewald, J.P. & Beer, R.F. (2001). Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. *Muscle Nerve*. Vol. 24(2), 273-83
- Dickstein R., Shefi S., Marcovitz E. & Villa Y. (2004). Anticipatory Postural Adjustment in Selected Trunk Muscles in Poststroke Hemiparetic Patients. *Arch Phys Rehabil*. Vol. 85(2), 261-267
- Dickstein, R., Heffees, Y., Laufer, Y. & Haim, Z.B. (1999). Activation of selected trunk muscles during symmetric functional activities in poststroke hemiparetic and hemiplegic patients. *Journal Neurol Neurosurg Psychiatry*. Vol. 66(2), 218-221
- Drew, T., Prentice, S. & Schepens, B. (2004) Cortical and brainstem control of locomotion. *Progress in Brain Research*. Vol. 143, 251–261
- Duarte, M. & Freitas, S. (2010); Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio; *Revista Brasileira de Fisioterapia*. Vol. 14 (3), 186-92

- Duarte, M. (2000). Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática. Tese Doutorado – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade São Paulo. Vol. 86
- Duclos, C., Nadeau, S. & Lecours, J. (2008). Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*. Vol. 22, 715-72
- Ferreira, E. (2005). Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural. Portal da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da Universidade de São Paulo. Acedido a 08/05/2015 em <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/5/5160/tde-20092006-142252/pt-br.php>
- Ferreira, E., Duarte, M., Maldonado, E., Burke, T., & Marques, A. (2010). Postural Assessment Software (PAS/SAPO): Validation and Reliability. *Clinical Science*; Vol. 65(7), 675-681
- 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*. UK: Blackwell Publishing
- Fotoohabadi, M. R., Tully, E. A., & Galea, M. P. (2010). Kinematics of Rising From a Chair: Image-Based Analysis of the Sagittal Hip-Spine Movement Pattern in Elderly People Who Are Healthy. *Physical Therapy*. Vol.90, 561-571
- Freitas, S., Alves, V., & Santana (2012). Montreal Cognitive Assessment (MoCA): Validation Study for Vascular Dementia. *Journal of the International Neuropsychological Society*. Vol. 18 (6), 1031-1040
- Freitas, S., Prieto, G., Simões, M. R., & Santana, I., (2014). Psychometric Properties of the Montreal Cognitive Assessment (MoCA): An Analysis Using the Rasch Model. *The Clinical Neuropsychologist*. Vol. 28, 65-83
- Fujiwara, T., Liu, M., Tsuji, T., Sonoda, S., Mizuno, K. & Akaboshi. K. (2004). Development of a new measure to assess trunk impairment after stroke (Trunk Impairment Scale): its psychometric properties. *Am J Phys Med Rehabil*. Vol. 83, 681-8
- Genthon, N. & Rougier, P. (2005). Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *J. Biomech*. Vol. 38, 2037–2049
- Genthon, N., et al. (2008). Contribution of Each Lower Limb to Upright Standing in Stroke Patients. *Stroke*. Vol. 39, 1793-1799
- Genthon, N., Vuillerme, N., Monnet, J., Petit, C., & Rougier, P. (2007). Biomechanical assessment of the sitting posture maintenance in patients with stroke. *Clinical Biomechanics*. Vol. 22 (9), 1024–1029
- Geurts, A., de Haart, M., Van Nes, I., & Duysens, J. (2005) A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & Posture*, Vol. 22 (3), 267-281
- Gjelsvik, B. (2008). *The Bobath Concept in Adult Neurology*. Thieme: Germany
- Graham, J. V., Eustace, C., Brock, K., Swain, E., & Irwin-Carruthers, S. (2009). The Bobath concept in contemporary clinical practice. *Top Stroke Rehabil*. Vol. 16(1), 57-68
- Haart, M., Geurts, A.C., Huidekoper, S.C., Fasotti, L. & Van Limbeek, J. (2004). Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. Vol. 85, 886–895
- Haines, D. E. (2006). *Neurociência Fundamental, para aplicações básicas e clínicas*. Tradução da 3ª Edição. Rio de Janeiro: Elsevier Editora
- Hsueh, I. P., Lee, M. M., & Hsieh, C. L. (2001). Psychometric characteristics of the Barthel activities of daily living index in stroke patients. *Journal Formos Med Assoc*. Vol. 100(8), 526-32
- Iyengar, R., Vijayakumar, K., Abraham, M. J., Misri, J. Z., Suresh, B., & Unnikrishnan, B. (2014). Relationship between postural alignment in sitting by photogrammetry and seated postural control in post-stroke subjects. *NeuroRehabilitation*. Vol. 35,181-190
- Janes, W. E., Brown, J. M., Essenberg, J. M., & Engsberg, J. R. (2012). Development of a method for analyzing three-dimensional scapula kinematics. *Hand*. Vol. 7, 400-406
- Jaraczewska, E., & Long, C. (2006). Kinesio® Taping in Stroke: Improving Functional Use of the Upper Extremity in Hemiplegia. *Top Stroke Rehabil*. Vol. 13, 31-42

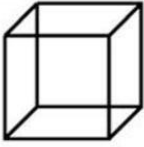
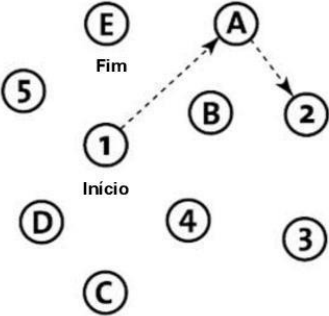
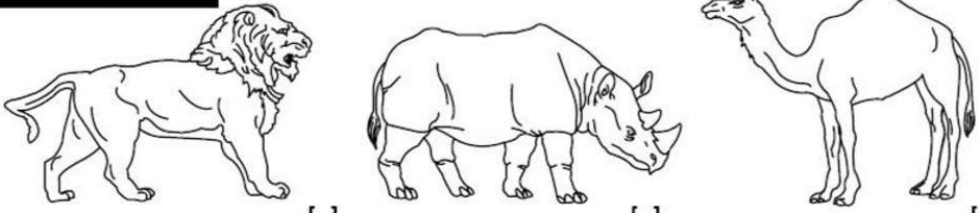
- Kusoffsky, A., Apel, I., & Hirschfeld, H. (2001). Reaching-lifting-placing task during standing after stroke: Coordination among ground forces, ankle muscle activity, and hand movement. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vol. 82(5), 650-660
- Laufer, Y., Sivan, D., Schwarzmann, R. & Sprecher, E. (2003). Standing balance and functional recovery of patients with right and left hemiparesis in the early stages of rehabilitation. *Neurorehabil. Neural Repair*. Vol. 17, 207–213
- Lee, S. K., Yang, D. S., Kim, H. Y., & Choy, W. S. (2013). A comparison of 3D scapular kinematics between dominant and nondominant shoulders during multiplanar arm motion. *Indian J Orthop*. Vol. 47, 135-142
- Lord, S.R., Ward, J.A., Williams, P. & Anstey, J. (1994). Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *Journal of American Geriatric Association*. Vol. 42, 1110-1117
- Lundy-Ekman, L. (2008). *Neurociência: Fundamentos Para a Reabilitação*. 3ª edição, Elsevier Editora Ltda
- Mansfield, A., Danells, C.J., Innes, E., Mochizuki, G. & Mcllory, W.E. (2011). Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. *Clinical Biomechanics*. Vol. 26, 312–317
- 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*. Vol. 87(11), 1463-1470
- 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*. Vol. 32, 1875-1883
- Mirbagheri, M. M., Alibiglou, L., Thajchayapong, M. & Rymer, W. Z. (2008). Muscle and reflex changes with varying joint angle in hemiparetic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. Vol. 5 (6), 1-15
- Mohr, J. (2005). *A abordagem do tronco no adulto hemiplégico: o conceito Bobath*. Curso Hemiplegia no adulto pelo Conceito Neuro-evolutivo Bobath, Porto Alegre Editora
- Montgomery, P. C. & Connolly, B. H. (2003). *Clinical Applications for Motor Control*. Slack Incorporated
- Perlmutter, S., Lin, F., & Makhous, M. (2010). Quantitative analysis of static sitting posture in chronic stroke. *Gait & Posture*. Vol. 32, 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*. Vol. 7(1), 7-14
- Raine, Meadows e Lynch-Ellerington. (2009). *Bobath Concept – Theory and clinical practice in neurological rehabilitation*. Wiley-Blackwell. United Kingdom
- Ramstrand, N.; Thuesen, A.H.; Nielsen, D.B. & Rusaw, D. (2010). Effects of an unstable shoe construction on balance in women aged over 50 years. *Clinical Biomechanics*. Vol. 25 (5), 455-460
- Regattieri, N., Haetinger, R., Piske, R., & Liberti, E. (2010). Anatomia arterial intracraniana: avaliação por angiotomografia computadorizada. *Rev Imagem (Online)*. Vol. 32, 31-37
- Rose, J., Wolff, R., Jones, K., Block, A., Oehlert, H. & Gamble, G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Med & Child Neurology*. Vol. 44, 58-63
- Rougier, P.R. & Genthon, N. (2009). Dynamical assessment of weight-bearing asymmetry during upright quiet stance in humans. *Gait & Posture*. Vol. 29, 437–443
- Rougier, P.R. (2008). How spreading the forefeet apart influences upright standing control. *Mot. Control*. Vol. 12, 362–374
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. (2003). *Controle Motor Teoria e Aplicações Práticas*. 2ª edição, Manole
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. (2007). *Motor Control – Translating Research into Clinical Practice*. 3ª Edição. USA: Williams & Wilkins
- Silva, A., et al. (2012). Soleus activity in post-stroke subjects: movement sequence from standing to sitting. *Somatosensory and Motor Research*. Vol. 29(3), 71–76

- Silva, A., et al. (2013). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand to sit in post-stroke vs healthy subjects. *Somatosensory and Motor Research*. Vol. 30 (1), 48–55
- Sousa, A. S. P.; Santos, R., Oliveira, F. P. M., Carvalho, P. & Tavares, J. M. R. S. (2012). Analysis of ground reaction force and electromyographic activity of the gastrocnemius muscle during double support. *Journal of Engineering in Medicine*. Vol. 226 (5), 397–405
- Sousa, A. S. P.; Macedo, R.; Santos, R. & Tavares, R. S. (2010). Influence of an unstable shoe on compensatory postural adjustments: An experimental evaluation. *Repositório Aberto da Universidade do Porto*. Acedido a 16/09/20145 em <http://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/39351/2/48602.pdf>
- Takakusaki, K., Saitoh, K., Harada, H., & Kashiwayanagi, M. (2004) Role of basal ganglia–brainstem pathways in the control of motor behaviors. *Neuroscience Research*. Vol. 50 (2), 137–151
- Teixeira, S., (2014). Adaptação para a População Portuguesa da Escala de Avaliação Trunk Impairment Scale (TIS). *Repositório Aberto da Universidade do Porto*. Acedido a 10/12/2014 em [http://recipp.ipp.pt/bitstream/10400.22/4725/1/DM\\_SofiaTeixeira\\_2014.pdf](http://recipp.ipp.pt/bitstream/10400.22/4725/1/DM_SofiaTeixeira_2014.pdf)
- Tsuji, T., Liu, M., Hase, K., Masakado, Y. & Chino, N. (2003). Trunk Muscles in Persons with Hemiparetic Stroke Evaluated with Computed Tomography. *J Rehabil Med*. Vol. 35, 184–188
- Tully, E. A., Fotoohabadi, M. R. & Galea, M. P. (2005). Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. *Gait & Posture*. Vol. 22 (4), 338–345
- Tyson, S.F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A. & Tallis, R.C. (2006). Balance Disability After Stroke. *Physical Therapy*. Vol. 86(1), 30-38
- Verheyden, G., Nieuwber, A. & Weedrt, N. (2006). Trunk Performance after stroke: an eye predictor of functional outcome. *Journal Neurology Neurosurgery Psychiatry*. Vol. 78(7), 694-698
- Verheyden, G., Nieuwboer, A., Mertin, J., Preger, R., Kiekens, C. & De Weerd, W. (2004). The Trunk Impairment Scale: a new tool to measure motor impairment of the trunk after stroke. *Clinical Rehabilitation*. Vol. 18, 326-334
- Wade, D.T. & Hower, R.L. (1987). Motor loss and swallowing difficulty after stroke: frequency, recovery, and prognosis. *Acta Neurol Scand*. Vol. 76, 50-54
- Wang, C.H., Hsueh, I.P., Sheu, C.F. & Hsieh, C.L. (2005). Discriminative, Predictive, and Evaluative Properties of a Trunk Control Measure in Patients With Stroke. *Physical Therapy*. Vol. 85(9), 887-894
- Winter, D.A., Prince, F., Stergiou, P. & Powell, C. (1993). Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet stance. *Neurosci. Res. Commun*. Vol. 12, 141–148
- Yanohara, R. et al. (2014) Recovery process of standing postural control in hemiplegia after stroke. *Journal of Physical Therapy*. Vol 26, 1761-1765

# ANEXO I – MOCA (Montreal Cognitive Assessment)

**MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA)**  
VERSÃO PORTUGUESA – 7.1 VERSÃO ORIGINAL

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

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

### **1- Percepção de verticalidade do tronco**

Com o indivíduo sentado numa cama/marquesa ou cadeira sem encosto e sem ter os pés apoiados no solo, o examinador posteriormente ao indivíduo com o contato manual ao nível dos ombros, promove o deslocamento do tronco para a direita e para a esquerda. Solicita-se ao indivíduo que indique em que momento o seu tronco está em posição vertical, registando então o grau de desvio angular.

- Braço fixo: linha perpendicular à marquesa
- Fulcro: ponto médio entre as Espinhas Ilíacas Posterior Superiores
- Braço móvel: apontando ao nível da vértebra C7.

#### ***Pontuação***

- 0 = o ângulo é  $\geq 30^\circ$
- 1 = o ângulo é  $< 30^\circ$  e  $\geq 20^\circ$
- 2 = o ângulo é  $< 20^\circ$  e  $\geq 10^\circ$
- 3 = o ângulo é  $< 10^\circ$

### **2- Atividade muscular dos rotadores do tronco no lado contralesional**

Com o indivíduo em decúbito dorsal, é-lhe pedido que role para o lado ipsilesional.

Os membros superiores devem estar cruzados sobre o tórax e os membros inferiores mantidos em extensão. É pedido ao indivíduo que role sem empurrar a superfície de apoio com os membros nem puxar os lençóis da cama. É permitida a contração isométrica para estabilização e a contração de outros músculos além do oblíquo externo (p. ex. o grande peitoral).

#### ***Pontuação***

- 0 = Não se observa nenhuma contração no músculo oblíquo externo no lado contralesional;
- 1 = A contração do músculo oblíquo externo é visível no lado contralesional, mas o indivíduo não consegue rolar;
- 2 = O indivíduo consegue deslocar a omoplata da marquesa do lado contralesional, mas não consegue rolar na totalidade;
- 3 = O indivíduo completa o rolar.

### **3 – Atividade muscular dos rotadores do tronco no lado ipsilesional**

Com o indivíduo em decúbito dorsal é-lhe pedido que role para o lado contralesional. A atribuição da pontuação segue os mesmos critérios do item 2, aplicados ao lado ipsilesional.

### **4 – Orientação Vertical no lado contralesional**

Com o indivíduo sentado numa marquesa/cama ou numa cadeira sem encosto, o examinador adota a posição descrita no item 1, promovendo o deslocamento lateral do tronco (aproximadamente  $30^\circ$ ) para o lado ipsilesional. A pontuação é atribuída de acordo com a orientação vertical no lado contralesional.

#### ***Pontuação***

- 0 = Não se observa uma orientação vertical;
- 1 = Observam-se pequenos ajustes, no entanto, o indivíduo não consegue retornar à orientação vertical inicial;
- 2 = O indivíduo consegue retornar à posição inicial, mas os ajustes não são adequados;
- 3 = O indivíduo consegue retornar à posição inicial de forma adequado.



### **5 – Orientação vertical no lado ipsilesional**

Com o indivíduo sentado numa marquesa/cama ou numa cadeira sem encosto, o examinador adota a posição descrita no item 1, promovendo o deslocamento lateral do tronco (aproximadamente 30°) para o lado contralesional. A atribuição da pontuação segue os mesmos critérios do item 4, aplicados ao lado ipsilesional.

### **6 – Verticalidade segundo a SIAS (Stroke Impairment Assessment Set Verticality)**

O examinador apenas observa o paciente.

#### ***Pontuação***

- 0 = O indivíduo não consegue manter a posição de sentado;
- 1 = O indivíduo só consegue manter a posição de sentado numa postura assimétrica (inclinado para um dos lados), sendo incapaz de manter a orientação vertical adequada;
- 2 = O indivíduo consegue adotar uma orientação vertical adequada quando solicitado;
- 3 = O indivíduo consegue adotar a posição de sentado com orientação vertical adequada.

### **7 – Atividade muscular abdominal segundo a SIAS (Stroke Impairment Assessment Set Verticality)**

A atividade muscular abdominal é avaliada segundo a SIAS com o tronco do indivíduo com um alinhamento de 45° de flexão. O examinador impõe pressão sobre o esterno do indivíduo e é-lhe pedido que desloque os ombros da marquesa e assumam a posição de sentado.

#### ***Pontuação***

- 0 = O indivíduo não consegue adotar uma posição vertical;
- 1 = O indivíduo consegue adotar uma orientação vertical sem resistência;
- 2 = O indivíduo consegue adotar uma orientação vertical com resistência mínima a nível do esterno;
- 3 = O indivíduo consegue adotar uma orientação vertical com resistência moderada a nível do esterno.

**Nota:** Na utilização desta escala é usado um goniómetro universal.

## ANEXO III – Resultados Totais

**Tabela A - Média e desvio-padrão ( $\sigma$ ) das variáveis para a análise do alinhamento do tronco e da escápula, obtidas no conjunto postural sentado, antes (M0) e após (M1) a intervenção.**

<b>AVALIAÇÃO CINEMÁTICA - SENTADO</b>		<b>A</b>		<b>B</b>			<b>C</b>			<b>D</b>			<b>E</b>			
		<b>M0</b> Média $\pm \sigma$	<b>M1</b> Média $\pm \sigma$	<b>D</b>	<b>M0</b> Média $\pm \sigma$	<b>M1</b> Média $\pm \sigma$	<b>D</b>	<b>M0</b> Média $\pm \sigma$	<b>M1</b> Média $\pm \sigma$	<b>D</b>	<b>M0</b> Média $\pm \sigma$	<b>M1</b> Média $\pm \sigma$	<b>D</b>	<b>M0</b> Média $\pm \sigma$	<b>M1</b> Média $\pm \sigma$	<b>D</b>
<b><u>VISTA LATERAL</u></b>																
<i>Ângulo Sagital Torácico</i>	<i>IPSI</i>	134.07 $\pm$ 10.84	142.37 $\pm$ 1.14	<b>8.3</b>	132.4 $\pm$ 2.21	148.6 $\pm$ 1.95	<b>16.2</b>	148.5 $\pm$ 6.47	158.23 $\pm$ 3.03	<b>9.73</b>	143.1 $\pm$ 6.23	144.93 $\pm$ 5.66	<b>1.83</b>	129.87 $\pm$ 3.93	133.4 $\pm$ 3.14	<b>3.53</b>
	<i>CONTRA</i>	136.43 $\pm$ 9.70	138.7 $\pm$ 2.52	<b>2.27</b>	134.17 $\pm$ 9.5	138.33 $\pm$ 1.05	<b>4.16</b>	149.87 $\pm$ 2.35	158.87 $\pm$ 6.82	<b>9</b>	139.9 $\pm$ 0.56	140.27 $\pm$ 2.46	<b>0.37</b>	130.93 $\pm$ 2.19	134.53 $\pm$ 2.18	<b>3.6</b>
<i>Ângulo Sagital Lombar</i>	<i>IPSI</i>	102.6 $\pm$ 4.04	95.83 $\pm$ 1.93	<b>-6.77</b>	101.57 $\pm$ 4.18	101.7 $\pm$ 4.03	<b>0.13</b>	110.53 $\pm$ 2.82	102.5 $\pm$ 1.74	<b>-8.03</b>	101.73 $\pm$ 3.78	93.8 $\pm$ 1.76	<b>-7.93</b>	113.97 $\pm$ 1.08	110.1 $\pm$ 0.82	<b>-3.87</b>
	<i>CONTRA</i>	100.1 $\pm$ 2.21	95.6 $\pm$ 2.42	<b>-4.5</b>	103.37 $\pm$ 1.37	99.8 $\pm$ 0.4	<b>-</b> <b>3.57</b>	104.77 $\pm$ 1.19	101.4 $\pm$ 5.03	<b>-3.37</b>	103.67 $\pm$ 4.59	99.17 $\pm$ 1.42	<b>-4.5</b>	112.9 $\pm$ 3.94	111.23 $\pm$ 2.12	<b>-1.67</b>
<b><u>VISTA POSTERIOR</u></b>																
<i>Tilt A/P da escápula</i>	<i>IPSI</i>	10.77 $\pm$ 0.75	1.67 $\pm$ 0.96	<b>-9.1</b>	20.4 $\pm$ 0.92	14.3 $\pm$ 1.3	<b>-6.1</b>	3 $\pm$ 4.67	1.03 $\pm$ 3.47	<b>-1.97</b>	-3.63 $\pm$ 0.76	-1.53 $\pm$ 2.27	<b>2.1</b>	-3.37 $\pm$ 0.65	4.33 $\pm$ 0.55	<b>7.7</b>
	<i>CONTRA</i>	-2.67 $\pm$ 1.45	0.9 $\pm$ 0.26	<b>3.57</b>	17.83 $\pm$ 3.06	8.13 $\pm$ 0.97	<b>-9.7</b>	3.7 $\pm$ 1.4	-5.77 $\pm$ 0.93	<b>-9.47</b>	9.1 $\pm$ 1.04	12.63 $\pm$ 0.38	<b>3.53</b>	2.93 $\pm$ 1.01	7.27 $\pm$ 1.85	<b>4.34</b>
<i>Distância entre AIE e T7</i>	<i>IPSI</i>	9.83 $\pm$ 0.06	7.43 $\pm$ 0.65	<b>-2.4</b>	14.53 $\pm$ 0.21	13.2 $\pm$ 0.2	<b>-</b> <b>1.33</b>	7.13 $\pm$ 0.15	6.27 $\pm$ 0.06	<b>-0.86</b>	8.5 $\pm$ 0.46	8.83 $\pm$ 0.2	<b>0.33</b>	9.7 $\pm$ 0.2	11.07 $\pm$ 0.47	<b>1.37</b>
	<i>CONTRA</i>	5.7 $\pm$ 0.17	7.2 $\pm$ 0.26	<b>1.5</b>	11.57 $\pm$ 0.64	10.1 $\pm$ 0.17	<b>-</b> <b>1.47</b>	8.47 $\pm$ 0.11	6.97 $\pm$ 0.31	<b>-1.5</b>	10.93 $\pm$ 0.15	11.97 $\pm$ 0.35	<b>1.04</b>	9.43 $\pm$ 0.40	11.03 $\pm$ 0.32	<b>1.6</b>

**Legenda:** IPSI – ipsilesional; CONTRA – contralesional; A/P – anterior/posterior; AIE – ângulo inferior da escápula; D - diferença entre M0 e M1.

**Tabela B** - Média e desvio-padrão ( $\sigma$ ) das variáveis para a análise do alinhamento do tronco e da escápula, obtidas no conjunto postural de pé, antes (M0) e após (M1) a intervenção.

<b>AValiação Cinemática – DE PÉ</b>		<b>A</b>			<b>B</b>			<b>C</b>			<b>D</b>			<b>E</b>		
		<b>M0</b> Média $\pm \sigma$	<b>M1</b> Média $\pm \sigma$	<b>D</b>	<b>M0</b> Média $\pm \sigma$	<b>M1</b> Média $\pm \sigma$	<b>D</b>	<b>M0</b> Média $\pm \sigma$	<b>M1</b> Média $\pm \sigma$	<b>D</b>	<b>M0</b> Média $\pm \sigma$	<b>M1</b> Média $\pm \sigma$	<b>D</b>	<b>M0</b> Média $\pm \sigma$	<b>M1</b> Média $\pm \sigma$	<b>D</b>
<b><u>VISTA LATERAL</u></b>																
<i>Ângulo Sagital Torácico</i>	<i>IPSI</i>	129.83 $\pm 6.09$	145.43 $\pm 1.0$	<b>15.6</b>	123.4 $\pm 6.06$	165.5 $\pm 4.85$	<b>42.1</b>	146.87 $\pm 10.66$	162.23 $\pm 2.08$	<b>15.36</b>	135.6 $\pm 5.96$	137.8 $\pm 7.16$	<b>2.2</b>	131.8 $\pm 5.91$	129.57 $\pm 5.77$	<b>-2.23</b>
	<i>CONTRA</i>	126.27 $\pm 3.21$	136.3 $\pm 1.15$	<b>10.03</b>	126 $\pm 1.65$	149.33 $\pm 0.90$	<b>23.33</b>	147.83 $\pm 1.5$	164.23 $\pm 5.69$	<b>16.4</b>	136.63 $\pm 1.76$	137.3 $\pm 1.97$	<b>0.67</b>	134.93 $\pm 0.64$	131.93 $\pm 0.64$	<b>-3</b>
<i>Ângulo Sagital Lombar</i>	<i>IPSI</i>	122.3 $\pm 3.16$	103.1 $\pm 6.88$	<b>-19.2</b>	112 $\pm 6.49$	106.83 $\pm 1.46$	<b>-5.17</b>	110.87 $\pm 0.55$	106.83 $\pm 1.86$	<b>-4.04</b>	101.3 $\pm 4.64$	101.4 $\pm 0.98$	<b>0.1</b>	110.93 $\pm 2.2$	106.6 $\pm 0.7$	<b>-1.033</b>
	<i>CONTRA</i>	113.43 $\pm 6.15$	103.83 $\pm 1.36$	<b>-9.6</b>	117.57 $\pm 5.4$	115.33 $\pm 2.3$	<b>-2.24</b>	110.83 $\pm 8.78$	107.7 $\pm 7.10$	<b>-3.13</b>	102.33 $\pm 0.85$	99.77 $\pm 3.94$	<b>-2.56</b>	113.57 $\pm 2.74$	107.33 $\pm 3.35$	<b>-6.24</b>
<b><u>VISTA POSTERIOR</u></b>																
<i>Tilt A/P da escápula</i>	<i>IPSI</i>	10.63 $\pm 0.50$	0.67 $\pm 0.30$	<b>-9.96</b>	21.87 $\pm 2.26$	12.57 $\pm 1.61$	<b>-9.3</b>	3.27 $\pm 4.51$	0.9 $\pm 2.92$	<b>-2.73</b>	-3.97 $\pm 0.23$	-2.7 $\pm 2.65$	<b>1.27</b>	-1.03 $\pm 1.11$	4.63 $\pm 1.23$	<b>5.66</b>
	<i>CONTRA</i>	-3.57 $\pm 1.36$	-0.73 $\pm 0.23$	<b>2.84</b>	16.73 $\pm 2.13$	5.37 $\pm 2.02$	<b>-11.36</b>	3.77 $\pm 0.51$	2.27 $\pm 0.06$	<b>-1.5</b>	6.53 $\pm 1.94$	9.17 $\pm 1.87$	<b>2.64</b>	1.73 $\pm 1.45$	8.3 $\pm 2.69$	<b>6.57</b>
<i>Distância entre AIE e T7</i>	<i>IPSI</i>	7.8 $\pm 0.2$	6.97 $\pm 0.35$	<b>-0.83</b>	11.2 $\pm 0.05$	9.93 $\pm 0.15$	<b>-1.27</b>	6.13 $\pm 0.12$	5.23 $\pm 0.15$	<b>-0.9</b>	8.17 $\pm 0.78$	8.03 $\pm 0.40$	<b>-0.14</b>	8.73 $\pm 0.32$	9.13 $\pm 0.32$	<b>0.4</b>
	<i>CONTRA</i>	4.67 $\pm 0.15$	5.57 $\pm 0.47$	<b>0.9</b>	9.83 $\pm 0.15$	8.1 $\pm 0.27$	<b>-1.73</b>	7 $\pm 0.36$	5.77 $\pm 0.12$	<b>-1.23</b>	9.67 $\pm 0.21$	10.17 $\pm 0.29$	<b>0.5</b>	7.43 $\pm 0.31$	9.13 $\pm 0.58$	<b>1.7</b>

**Legenda:** *IPSI* – ipsilesional; *CONTRA* – contralesional; *A/P* – anterior/posterior; *AIE* – ângulo inferior da escápula; *D* - diferença entre M0 e M1.

*Tabela C – Deslocamento máximo do CoP (cm) AP e ML e força média (N) do membro inferior IPSI e CONTRA, obtidas no conjunto postural de sentado, antes (M0) e após (M1) a intervenção.*

<b>SENTADO</b>																
<b><u>Deslocamento máximo do CoP (cm)</u></b>																
		<b>A</b>			<b>B</b>			<b>C</b>			<b>D</b>			<b>E</b>		
		<b>M0</b>	<b>M1</b>	<b>D</b>	<b>M0</b>	<b>M1</b>	<b>D</b>	<b>M0</b>	<b>M1</b>	<b>D</b>	<b>M0</b>	<b>M1</b>	<b>D</b>	<b>M0</b>	<b>M1</b>	<b>D</b>
		Média	Média		Média	Média		Média	Média		Média	Média		Média	Média	
		± σ	± σ		± σ	± σ		± σ	± σ		± σ	± σ		± σ	± σ	
<b>IPSI</b>	<b>AP</b>	2.81	3.95	<b>1.14</b>	3.43	2.67	<b>-0.76</b>	2.97	3.59	<b>0.62</b>	9.12	3.76	<b>-5.36</b>	5.91	1.90	<b>-4.01</b>
		± 0.55	± 3.37		± 0.12	± 0.04		± 0.05	± 1.50		± 0.19	± 0.17		± 3.84	± 0.13	
	<b>ML</b>	2.19	3.58	<b>1.39</b>	4.49	3.99	<b>-0.5</b>	4.96	6.69	<b>1.73</b>	5.72	3.77	<b>-1.95</b>	3.85	2.44	<b>-1.41</b>
		± 0.24	± 1.6		± 0.09	± 0.07		± 0.48	± 2.93		± 0.5	± 0.3		± 2.05	± 0.14	
<b>CONTRA</b>	<b>AP</b>	3.1	3.04	<b>-0.06</b>	1.39	1.34	<b>-0.05</b>	1.29	3.32	<b>2.03</b>	1.02	1.10	<b>0.08</b>	2.52	2.13	<b>-0.39</b>
		± 0.23	± 0.06		± 1.11	± 0.29		± 0.86	± 0.19		± 0.23	0.00±		± 0.3	± 0.09	
	<b>ML</b>	5.55	4.92	<b>-0.63</b>	1.73	1.66	<b>-0.07</b>	2.61	5.63	<b>3.02</b>	1.77	2.20	<b>0.43</b>	3.85	4.05	<b>0.2</b>
		± 0.12	± 0.38		± 0.93	± 0.19		± 0.55	± 0.13		± 2.3	± 0.5		± 0.21	± 0.20	
<b><u>Força média (N)</u></b>																
<b>IPSI</b>		65.19	47.51	<b>-17.68</b>	36.42	63.37	<b>26.95</b>	54.89	41.21	<b>-13.68</b>	71.11	82.60	<b>11.49</b>	59.71	64.29	<b>4.58</b>
		± 0.73	± 1.84		± 2.38	± 2.37		± 3.59	± 1.71		± 12.89	± 0.72		± 4.11	± 0.82	
<b>CONTRA</b>		53.12	47.34	<b>53.12</b>	67.02	67.01	<b>-0.01</b>	53.73	34.54	<b>-19.19</b>	91.83	93.89	<b>2.06</b>	61.60	68.94	<b>7.34</b>
		± 1.33	± 0.64		± 2.33	± 2.39		± 4.34	± 0.06		± 0.38	± 11.9		± 2.36	± 7.41	

*Legenda: AP – antero-posterior; ML – medio-lateral; IPSI – ipsilesional; CONTRA – contralesional; D - diferença entre M0 e M1.*

*Tabela D – Deslocamento máximo do CoP (cm) AP e ML e força média (N) do membro inferior IPSI e CONTRA, obtidas no conjunto postural de pé, antes (M0) e após (M1) a intervenção.*

<b>DE PÉ</b>																
<b><u>Deslocamento máximo do CoP (cm)</u></b>																
		<b>A</b>			<b>B</b>			<b>C</b>			<b>D</b>			<b>E</b>		
		<b>M0</b>	<b>M1</b>	<b>D</b>	<b>M0</b>	<b>M1</b>	<b>D</b>	<b>M0</b>	<b>M1</b>	<b>D</b>	<b>M0</b>	<b>M1</b>	<b>D</b>	<b>M0</b>	<b>M1</b>	<b>D</b>
<b>IPSI</b>	<b>AP</b>	7.63 ± 0.80	5.42 ± 0.5	<b>-2.21</b>	7.09 ± 1.04	6.18 ± 0.19	<b>-0.91</b>	4.84 ± 0.24	4.86 ± 0.23	<b>0.02</b>	5.67 ± 1.26	5.16 ± 0.79	<b>-0.51</b>	5.19 ± 1.29	4.36 ± 0.66	<b>-0.83</b>
	<b>ML</b>	2.66 ± 0.58	1.80 ± 0.22	<b>-0.86</b>	4.16 ± 0.78	3.41 ± 0.98	<b>-0.75</b>	1.72 ± 0.04	1.64 ± 0.16	<b>-0.08</b>	2.46 ± 0.34	1.23 ± 0.17	<b>-1.23</b>	2.13 ± 0.70	0.94 ± 0.26	<b>-1.19</b>
<b>CONTRA</b>	<b>AP</b>	2.03 ± 0.70	1.05 ± 0.09	<b>-0.98</b>	1.80 ± 3.94	1.23 ± 0.62	<b>-0.57</b>	1.12 ± 0.96	0.97 ± 0.87	<b>-0.15</b>	3.43 ± 1.07	4.64 ± 0.83	<b>1.21</b>	3.30 ± 0.33	1.85 ± 0.16	<b>-1.45</b>
	<b>ML</b>	1.39 ± 0.06	0.83 ± 0.06	<b>-0.56</b>	1.62 ± 2.24	1.78 ± 0.67	<b>0.16</b>	0.47 ± 0.25	0.60 ± 0.23	<b>0.13</b>	1.93 ± 0.37	1.14 ± 0.14	<b>-0.79</b>	1.20 ± 0.25	0.83 ± 0.18	<b>-0.37</b>
<b><u>Força média (N)</u></b>																
<b>IPSI</b>		362.08 ± 13.56	310.29 ± 13.16	<b>-51.79</b>	508.98 ± 6.24	509.88 ± 6.09	<b>0.9</b>	291.8 ± 4.56	284.6 ± 7.58	<b>-7.26</b>	542.02 ± 48.37	582.3 ± 2.18	<b>40.26</b>	363.99 ± 4.63	335.6 ± 7.39	<b>-28.35</b>
<b>CONTRA</b>		271.8 ± 12.73	340.56 ± 13.16	<b>68.76</b>	433.91 ± 6.56	432.92 ± 6.35	<b>-0.99</b>	323.7 ± 4.68	335.9 ± 5.47	<b>12.31</b>	301.12 ± 68.46	283.6 ± 2.1	<b>17.55</b>	363.79 ± 4.60	427.5 ± 7.15	<b>63.66</b>

*Legenda: AP – antero-posterior; ML – medio-lateral; IPSI – ipsilesional; CONTRA – contralesional; D - diferença entre M0 e M1.*

