

Maria João da Costa Coelho

---

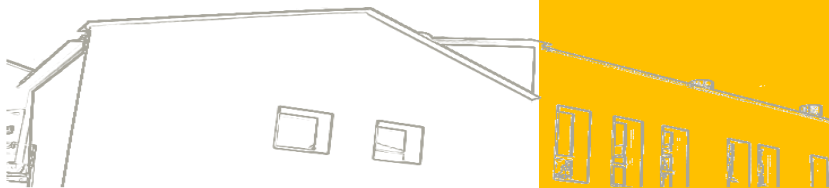
**Reorganização de  
componentes do controlo  
postural na sequência  
sit-to-stand em indivíduos com  
acidente vascular encefálico.**

*Um estudo de série de casos*

Mestrado em Fisioterapia

Opção Neurologia

Outubro de 2014



ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA  
SAÚDE DO PORTO  
INSTITUTO POLITÉCNICO DO PORTO

---

Maria João da Costa Coelho

---

**REORGANIZAÇÃO DE COMPONENTES DO  
CONTROLO POSTURAL NA SEQUÊNCIA  
SIT-TO-STAND EM INDIVÍDUOS COM  
ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO**

---

*UM ESTUDO DE SÉRIE DE CASOS*

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 Andreia Sousa, Equiparada a Assistente da Área Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, e co-orientação da Mestre Christine Cunha, Assistente Convidado da Área Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

Outubro, 2014



## **Agradecimentos**

Ao empenho e disponibilidade dos voluntários.

À receptividade dos profissionais que trabalham no serviço de Medicina Física e Reabilitação no Centro Hospitalar Tondela – Viseu, E.P.E., em especial à Mestre Inês Aparício pelo acolhimento e qualidade das fotografias.

À incomensurável orientação, disponibilidade e compreensão prestadas pela Professora Doutora Andreia Sousa e Mestre Christine Cunha, essenciais na realização do estudo.

À paciência e à dedicação da minha família, que mais do que agradecer, peço perdão pela ausência durante este ano.

A todos o meu sentido obrigado, pelo momento de aprendizagem proporcionado.



# Índice Geral

<b>I. Introdução Geral</b>	11
<b>II. Estudo de Série de Casos</b>	15
1. Introdução	18
2. Metodologia	21
2.1 Participantes	21
2.2 Instrumentos de Avaliação	22
2.2.1 Montreal Cognitive Assessment (MOCA)	22
2.2.2 Motor Assessment Scale (MAS)	22
2.2.3 Software de Avaliação Postural (SAPo)	22
2.2.4 Plataforma de Pressões	25
2.2.5 Classificação Internacional da Funcionalidade	25
2.3 Procedimentos	26
2.3.1 Avaliação	26
2.3.1.1 Avaliação cinemática	26
2.3.1.2 Variação do CoP e distribuição de Carga	29
2.3.1.3 Avaliação dos componentes de movimento	29
2.3.2 Procedimentos de Intervenção	32
2.4 Ética	34
3. Resultados	35
3.1 Indivíduo A	35
3.2 Indivíduo B	40
3.3 Indivíduo C	45
4. Discussão	50
5. Conclusão	58
<b>III. Conclusão Geral</b>	59
<b>Bibliografia</b>	63
<b>Anexos</b>	71
Anexo 1 - <i>Montreal Cognitive Assessment (MOCA)</i>	73
Anexo 2 - <i>Motor Assesment Scale (MAS)</i>	75
Anexo 3 – Consentimento Informado	85



## Índice de siglas

<b>AA</b>	Ângulo do acrómio
<b>AIE</b>	Ângulo inferior da escápula
<b>APA's</b>	Ajustes posturais antecipatórios
<b>AVE</b>	Acidente vascular encefálico
<b>BS</b>	Base de suporte
<b>CF</b>	Coxo-femural
<b>CIF</b>	Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde
<b>CoP</b>	Centro de Pressão
<b>CP</b>	Controlo postural
<b>EE</b>	Espinha da escápula
<b>EIAS</b>	Espinha ilíaca ântero-superior
<b>EIPS</b>	Espinha ilíaca postero-superior
<b>ELF</b>	Epicôndilo lateral do fémur
<b>GT</b>	Grande trocânter
<b>IS</b>	Índice de simetria
<b>L<sub>1</sub></b>	Apófise espinhosa da primeira vértebra lombar
<b>M<sub>0</sub></b>	Momento antes da implementação do plano de intervenção
<b>M<sub>1</sub></b>	Momento depois da implementação do plano de intervenção
<b>MAS</b>	<i>Motor Assesment Scale</i>
<b>MI</b>	Membro inferior
<b>MOCA</b>	<i>Montreal Cognitive Assessment</i>
<b>MPP</b>	<i>Maximal Peak Pressure</i>
<b>MS</b>	Membro superior
<b>PE</b>	Pés
<b>SAPo</b>	Software de Avaliação Postural (SAPo)
<b>SNC</b>	Sistema nervoso central
<b>STS</b>	Sit-to-stand
<b>T<sub>1,3,11</sub></b>	Apófises espinhosas de vértebras torácicas
<b>TI</b>	Tronco inferior
<b>TS</b>	Tronco superior



## Índice de Tabelas e ilustrações

	Pág.
<b>Tabela 1</b> - Caracterização dos participantes quanto ao género, idade (anos), peso (kg), altura (cm) área de lesão do SNC e tempo de evolução (meses).	21
<b>Tabela 2</b> - Referências Anatómicas utilizadas no SAPo	23
<b>Tabela 3</b> - Referências Anatómicas utilizadas no SAPo, agrupadas por vistas	24
<b>Tabela 4</b> - Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) no domínio atividades e participação.	25
<b>Tabela 5</b> - Medidas angulares calculados no SAPo	28
<b>Tabela 6</b> – Problemas a Resolver e Hipótese Clínica dos Indivíduos A, B, e C	30
<b>Tabela 7</b> – Estratégias e Procedimentos para os Indivíduos A, B e C	32
<b>Tabela 8</b> – Média e desvio padrão do deslocamento máximo (cm) e velocidade máxima (cm/s) do CoP, a força média (N), a área média de contacto (cm <sup>2</sup> ) e a pressão média (kPa), obtidas na posição de sentado e durante o <i>seat-off</i> antes (M <sub>0</sub> ) e após (M <sub>1</sub> ) a intervenção no indivíduo <b>A</b> .	35
<b>Tabela 9</b> – Representação gráfica da distribuição da pressão nas variáveis CF e PE, referentes ao indivíduo <b>A</b> , através da plataforma de Pressões EMED®.	36
<b>Tabela 10</b> - Média e desvio-padrão das variáveis para a análise do alinhamento do tronco e <i>postural setting</i> da escápula, obtidas no conjunto postural sentado antes (M <sub>0</sub> ) e após (M <sub>1</sub> ) a intervenção no indivíduo <b>A</b> .	37
<b>Tabela 11</b> - <i>Frames</i> representativos da posição inicial, <i>seat-off</i> e posição final da sequência de STS, referentes ao indivíduo <b>A</b> , em M <sub>0</sub> e M <sub>1</sub> .	38
<b>Tabela 12</b> - Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) no domínio Atividades e Participação, referente ao indivíduo <b>A</b> , em M <sub>0</sub> e M <sub>1</sub>	39
<b>Tabela 13</b> – Média e desvio padrão do deslocamento máximo (cm) e velocidade máxima (cm/s) do CoP, a força média (N), a área média de contacto (cm <sup>2</sup> ) e a pressão média (kPa), obtidas na posição de sentado e durante o <i>seat-off</i> antes (M <sub>0</sub> ) e após (M <sub>1</sub> ) a intervenção no indivíduo <b>B</b> .	40
<b>Tabela 14</b> - Representação gráfica da distribuição da pressão nas variáveis CF e PE, referentes ao indivíduo <b>B</b> , através da plataforma de Pressões EMED®.	41
<b>Tabela 15</b> - Média e desvio-padrão das variáveis para a análise do alinhamento do tronco e <i>postural setting</i> da escápula, obtidas no conjunto postural sentado antes (M <sub>0</sub> ) e após (M <sub>1</sub> ) a intervenção no indivíduo <b>B</b> .	42
<b>Tabela 16</b> - <i>Frames</i> representativos da posição inicial, <i>seat-off</i> e posição final da sequência de STS, referentes ao indivíduo <b>B</b> , em M <sub>0</sub> e M <sub>1</sub> .	43

<b>Tabela 17</b> - Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) no domínio Atividades e Participação em $M_0$ e $M_1$ , referentes ao indivíduo <b>B</b> .	44
<b>Tabela 18</b> – Média e desvio padrão das variáveis: deslocamento máximo (cm) e velocidade máxima (cm/s) do CoP, a força média (N), a área média de contacto (cm <sup>2</sup> ) e a pressão média (kPa), obtidas na posição de sentado e durante o <i>seat-off</i> antes ( $M_0$ ) e após ( $M_1$ ) a intervenção no indivíduo <b>C</b>	46
<b>Tabela 19</b> - Representação gráfica da distribuição da pressão nas variáveis CF e PE, referentes ao indivíduo <b>C</b> , através da plataforma de Pressões EMED <sup>®</sup> .	47
<b>Tabela 20</b> - Média e desvio-padrão das variáveis para a análise do alinhamento do tronco e <i>postural setting</i> da escápula, obtidas no conjunto postural sentado antes ( $M_0$ ) e após ( $M_1$ ) a intervenção no indivíduo <b>C</b> .	48
<b>Tabela 21</b> - Frames representativos da posição inicial, <i>seat-off</i> e posição final da sequência de STS, referentes ao indivíduo <b>C</b> , em $M_0$ e $M_1$ .	49
<b>Tabela 22</b> - Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) no domínio Atividades e Participação em $M_0$ e $M_1$ referentes ao indivíduo <b>C</b> .	49
<b>Ilustração A</b> - Representação esquemática das várias fases do movimento de STS	19
<b>Ilustração B</b> - Disposição das quatro câmaras de vídeo	26

## **Capítulo I. Introdução Geral**



As doenças cérebro-cardiovasculares surgem como a principal causa de mortalidade e morbidade na população portuguesa. Destaca-se, entre elas, o acidente vascular encefálico (AVE) (Programa Nacional para as Doenças Cérebro-Cardiovasculares, 2013), cuja prevalência em Portugal supera os 1.9%. De acordo com algumas estimativas em Portugal, cerca de 6 pessoas sofrem um AVE a cada hora (Sousa-Uva & Dias, 2014).

Segundo Lundy-Ekman (2008) a consequência neurológica da interrupção do fluxo sanguíneo para o encéfalo depende da etiologia, da localização e da extensão da lesão. A artéria frequentemente mais atingida é a artéria cerebral média, que supre parte da cápsula interna, globo pálido, putâmen, núcleo caudado e grande parte do hemisfério lateral (Regattieri, Haetinger, Piske, & Liberti, 2010). Um importante circuito envolvendo os núcleos da base e as suas conexões aos núcleos pedúnculo-pontinos do mesencéfalo vão dar origem aos sistemas ventromediais, primariamente responsáveis pelo controlo postural (CP), nomeadamente as vias reticulo-espinais e vestibulo-espinais (Lundy-Ekman, 2008). Aqui, o sistema vestibular assume um papel importante na função antigravítica do corpo, através da via vestibulo-espinal lateral, pela ativação dos neurónios motores extensores (musculatura paravertebral e extensores proximais dos membros) (Mihailoff & Haines, 2006).

O conceito de CP tem vindo a ser cada vez mais explorado pela comunidade científica, tendo sido definido como a capacidade de controlar a posição do corpo no espaço com um propósito duplo de orientação e estabilidade (Graham, Eustace, Brock, Swain, & Irwin-Carruthers, 2009). Considerando a importância da estabilidade proximal, bem como a relação entre segmentos, é compreensível que alterações de ativação muscular resultem na alteração de ajustes posturais antecipatórios (APA's) e de acompanhamento (Champion, Barber, & Lynch-Ellerington, 2009).

O CP constitui um dos requisitos indispensáveis para a execução de muitas das tarefas funcionais (Likhi, Jidesh, Kanagaraj, & George, 2013). Tem sido demonstrado que após um episódio de AVE este esteja severamente alterado (Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007). Apesar da sua dependência em relação a vários sistemas, vários são os autores que interpretaram a redução da estabilidade postural como o resultado da assimetria na distribuição de carga na base de suporte (BS) (Perlmutter, Lin, & Makhsous, 2010; Tung, Yang, Lee, & Wang, 2010). O CP do tronco pode ser visto como a capacidade de realizar movimentos seletivos de modo a manter o centro de massa dentro dos limites da BS (Jung, Kim, Chung, & Hwang, 2014), tendo uma relevância primordial na estabilidade a nível proximal necessária para permitir movimento/estabilidade a um nível mais distal (Raghavan, Santello, Gordon, & Krakauer, 2010). Mais do que implicações na simetria na BS, a alteração do CP do tronco poderá condicionar a relação entre tronco superior (TS) e inferior (TI). Nesse

sentido, o *sit-to-stand* (STS) consiste num movimento com grande interesse clínico, importante na avaliação do CP em indivíduos com limitações funcionais, considerando a importância do CP do tronco nesta tarefa (Sato, Mizuma, Kawate, Kasai, & Wada, 2012). De facto, a realização desta sequência de movimento após AVE é condicionada por um défice de estabilidade postural (Galli, Cimolin, Crivellini, & Campanini, 2008).

Existem evidências relativas aos benefícios da Fisioterapia, nomeadamente na melhoria da funcionalidade dos indivíduos com patologia neurológica. Das várias abordagens existentes, destaca-se o Conceito de *Bobath*, que acompanha os avanços da neurociência e se centra na inter-relação de todas as áreas do corpo com o objetivo de otimizar a funcionalidade (Champion, Barber, & Lynch-Ellerington, 2009). Este constitui um método de interpretação e resolução de problemas utilizado na avaliação e intervenção de indivíduos com alterações da função, movimento e CP, resultantes de uma lesão do sistema nervoso central (SNC). Apresenta como base a compreensão do movimento funcional eficiente, os sistemas de controlo do movimento e os princípios da aprendizagem motora, interpretando o movimento como uma experiência proprioceptiva (Meadows & Williams, 2009). De um modo mais específico, os princípios baseados no conceito de *Bobath* são a importância do CP como base para o movimento e a utilização de *handling* pelo terapeuta (Luke, Dodd, & Brock, 2004).

Um dos mecanismos possíveis da recuperação do movimento de STS parece ser uma alteração do nível de atividade e alinhamento do tronco (Janssen W. , et al., 2010). Por outro lado, uma cintura escapular instável, com diminuída atividade, pode impedir uma eficiente função extensora do tronco e, portanto, terá um impacto sobre os APA's e o CP (Champion, Barber, & Lynch-Ellerington, 2009)

Baseando-se nestes pressupostos o potencial da intervenção assente em princípios do conceito de *Bobath* em diferentes componentes do CP durante o STS foi avaliado em indivíduos com episódio de AVE. Neste contexto foi realizado um estágio clínico no Centro Hospitalar Tondela – Viseu, E.P.E. (CHTV), no serviço de Medicina Física e Reabilitação, durante o período de novembro de 2013 a setembro de 2014. A intervenção foi realizada segundo o conceito de *Bobath* em sete indivíduos com episódio de AVE, apesar de só três cumprirem os critérios de inclusão e exclusão, com o supervisionamento de uma fisioterapeuta com formação no mesmo conceito. A concretização deste estágio teve por objetivo a aplicação dos conhecimentos teóricos adquiridos ao longo do ciclo em contexto prático e o desenvolvimento do raciocínio clínico e implementação de planos de intervenção, permitindo a evolução enquanto profissional de saúde na área da reabilitação neurológica.

## **Capítulo II. Estudo de Série de Casos**



# Reorganização de componentes do controlo postural na sequência sit-to-stand em indivíduos com acidente vascular encefálico

Maria João Coelho<sup>1</sup>; Andreia Sousa<sup>2</sup>; Christine Cunha<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto - Mestranda em Fisioterapia (opção Neurologia)

[ftmariajoacoelho@hotmail.com](mailto:ftmariajoacoelho@hotmail.com)

<sup>2,3</sup> Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto / Instituto Politécnico do Porto - Área Técnico-Científica de Fisioterapia

---

## Resumo

**Introdução:** O controlo postural (CP) constitui um dos requisitos indispensáveis para a execução de muitas tarefas funcionais, tendo 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. **Objetivo:** Avaliar a influência da modificação de componentes do membro inferior/tronco inferior (TI) na modificação de componentes da cintura escapular/tronco superior (TS), e a sua influência em variáveis representativas do CP no *Sit-to-Stand* (STS). **Metodologia:** O estudo apresenta três casos após AVE, que realizaram intervenção em fisioterapia baseada no conceito de Bobath, durante 11 semanas. Antes e após a intervenção, foi avaliado o alinhamento do tronco e o *postural setting* da escápula; variáveis associadas ao deslocamento e velocidade do Centro de Pressão (CoP); força, área de contacto e pressão média, durante a sequência do STS, recorrendo ao software SAPo e à plataforma de pressões EMED<sup>®</sup>. Avaliou-se ainda os itens da Classificação Internacional de Funcionalidade (CIF). **Resultados:** Após a intervenção, os indivíduos em estudo apresentaram um melhor alinhamento do tronco, associado a um melhor *postural setting* da escápula, no conjunto postural sentado; bem como uma diminuição do deslocamento e velocidade máxima do CoP, no período estável (posição de sentado) e um aumento global da velocidade do CoP, no *seat-off*, o que parece refletir uma melhoria do CP. Quanto à CIF também se verificou uma diminuição da restrição na participação e limitação na atividade. **Conclusão:** A modificação de componentes neuro-motores através de uma intervenção baseada no conceito de Bobath teve efeitos positivos do ponto de vista do CP, relacionado com uma melhor relação entre membro inferior/TI e cintura escapular/TS, evidenciando uma melhor relação entre TS/TI nos três indivíduos após AVE.

Palavras-Chave: Acidente Vascular Encefálico; Controlo postural; *Postural Setting* da escápula; Centro de pressão; *Sit-to-stand*

---

---

## Abstract

**Background:** Postural control (PC) is one of the requisites of many functional tasks and, after a stroke, it is generally accepted that is severely altered. The mechanisms of neuroplasticity demonstrate ability to change PC through an intervention in Physiotherapy. **Aim:** To assess the influence of modifying components of the lower limb/lower trunk in modifying components of the shoulder girdle/upper trunk components, and its influence on representative variables of PC in Sit-To-Stand (STS). **Methods:** The study presents three post-stroke patients who have undergone intervention therapy based on Bobath Concept for 11 weeks. Before and after the intervention the alignment of the trunk, *postural setting* of the scapula, the center of pressure (CoP) velocity and displacement and the values of force, area and contact pressure were evaluated during the STS, through registration of the postural assessment software (PAS/SAPO) and by EMED<sup>®</sup> pressure platform. We also evaluated items through *International Classification of Functioning* (ICF). **Results:** After the intervention, subjects showed a better alignment of the trunk, associated with a better *postural setting* of the scapula, in sitting position; well as a decrease in CoP displacement and velocity, in stable period (sitting position); and an overall increase in CoP velocity, at *seat-off*, reflecting an increase in PC. In ICF also observed a decrease in participation restrictions and limitations on activity. **Conclusion:** The modification of neuro-motor components through an intervention based on the Bobath Concept had positive effects in terms of PC related to a better relation between lower limb/lower trunk and shoulder girdle/upper trunk, evidence a better relation between upper and lower trunk in the three post-stroke patients.

Keywords: Stroke; Postural Control; *Postural Setting* of scapula; Center of pressure; *Sit-to-stand*.

---

## 1. Introdução

As alterações no controlo postural (CP) durante o *Sit-to-stand* (STS) em indivíduos após Acidente Vascular Encefálico (AVE) têm sido evidenciadas por um aumento do deslocamento do Centro de Pressão (CoP) (Gray, Ivanova, & Garland, 2014) e uma redução da atividade muscular do tronco (Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007).

O restabelecimento do CP no conjunto postural sentado é um objetivo primordial a alcançar, uma vez que é fundamental para a independência funcional, sendo necessário para a construção de tarefas mais complexas, como o STS (Iyengar, et al., 2014). Por sua vez, o CP envolvido no conjunto postural sentado desempenha um papel importante na estabilidade da cintura escapular (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009). A falta de atividade seletiva ao nível do tronco e pouca estabilidade na grade costal, devido à diminuição de atividade dos músculos abdominais, resulta numa instabilidade escapular, pela sua forte dependência em relação à atividade muscular (Jaraczewska & Long, 2006). Neste sentido a relação entre o

tronco superior (TS) e tronco inferior (TI) constitui-se como um componente chave para o CP (Iyengar, et al., 2014).

Apesar da relevância do CP para a sequência completa do STS, a primeira fase desta sequência, caracterizada pelo deslocamento anterior do tronco até ao momento em que o indivíduo deixa o contacto com o assento (*seat-off*) (Ilustração A) tem sido descrita como a mais exigente do ponto de vista do CP (Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; Soangra & Lockhart, 2012). A assimetria na distribuição de carga na BS e as alterações na cinemática do tronco no momento do *seat-off* em indivíduos após AVE (Duclos, Nadeau, & Lecours, 2008) parecem refletir essa exigência.

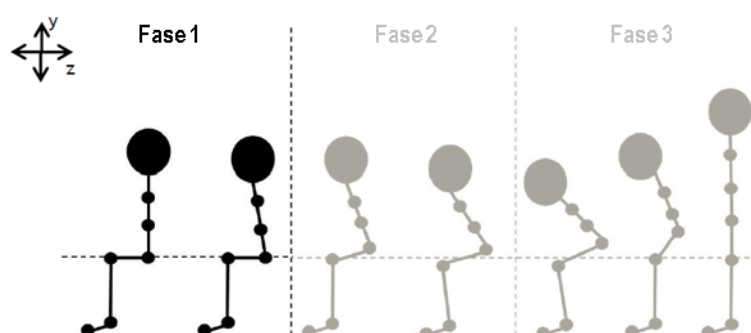


Ilustração A - **Representação esquemática das várias fases do movimento de STS** – adaptado de (Fernandes, 2013).

A avaliação do alinhamento dos segmentos corporais pode ser efetuada através de vários métodos. A análise fotogramétrica permite a observação de ligeiras mudanças e as inter-relações entre as diferentes componentes do corpo humano (Iyengar, et al., 2014). O recurso à plataforma de pressões possibilita a avaliação da velocidade e deslocamento do CoP (Lee & Lee, 2013), a força média, a área média de contacto e a pressão média (Orlin & McPoil, 2000; Razak, Zayegh, Begg, & Wahab, 2012). A velocidade média e o deslocamento do CoP são geralmente considerados como um índice de atividade postural, podendo ser vistos como representativos da quantidade de atividade necessária para manter uma determinada postura (Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007). Os restantes parâmetros permitem tirar ilações acerca do comportamento da distribuição de carga (Lee & Lee, 2013). Secundariamente, o restabelecimento de certas atividades funcionais relacionadas com o STS pode ser avaliado utilizando medidas de resultados de outros domínios de funcionalidade e incapacidade, com recurso à Classificação Internacional da Funcionalidade (CIF): a atividade e participação (Janssen W. , et al., 2010)

Diversos estudos têm avaliado parte destes parâmetros (Anker, et al., 2008; Duclos, Nadeau, & Lecours, 2008; Perlmutter, Lin, & Makhsous, 2010; Sato, Mizuma, Kawate, Kasai, & Wada, 2012; Kamphuis, Kam, Geurts, & Weerdesteyn, 2013; Fujimoto & Chou, 2014; Iyengar, et al., 2014), mas de um modo isolado, focando-se mais na variação do CoP, na distribuição de carga ou nas alterações cinemáticas do tronco ou da cintura escapular. A análise destas variáveis de uma forma integrada numa tarefa em que existe uma base de suporte com dois componentes tão distintos, como as coxo-femorais (CF) e os pés (PE), associada a uma necessidade de estabilidade dinâmica no decorrer da tarefa, constitui uma mais-valia para o processo de raciocínio clínico inerente à intervenção em fisioterapia. Assim, avaliar o nível de acometimento do tronco e membros será útil para determinar a medida em que cada um pode influenciar a capacidade de realizar as atividades da vida diária (Likhi, Jidesh, Kanagaraj, & George, 2013).

Existem dois mecanismos que podem causar alterações nos padrões posturais após um AVE: biomecânicos (perda da elasticidade muscular e encurtamento, e alterações articulares) e os mecanismos neurais (mudanças no controlo da excitabilidade e na rede de circuitos neurais) (Robertson, Roche, & Roby-Brami, 2012). Existem conexões neurais entre membro inferior (MI) e membro superior (MS) que permitem a ativação muscular num dos membros que, por sua vez, modela a atividade muscular dos outros (Huang & Ferris, 2009). De modo a controlar os movimentos entre membros, ocorre uma sincronização inter-hemisférica, de acordo com a exigência da tarefa (Arya & Pandian, 2014). Estudos sobre *interlimb neural coupling* apoiam a prática clínica baseada numa adequada ativação e alinhamento de um segmento com o propósito de aumentar a atividade noutro distinto (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009).

Tendo em consideração o exposto foi estabelecido como objetivo do presente estudo avaliar a influência da modificação de componentes do MI/TI na modificação de componentes da cintura escapular/TS e a sua influência em variáveis representativas do CP no STS. Com esse intuito, foi avaliado o alinhamento do tronco e o *postural setting* da escápula, através da cinemática; e analisado a variação do CoP e a distribuição de carga, através da distribuição de pressões na CF e PE, num período estável e no momento do *seat-off*.

## 2. Metodologia

### 2.1 Participantes

Neste estudo série de casos foram incluídos três indivíduos que apresentam como características comuns: 1) diagnóstico clínico de apenas um episódio unilateral de AVE, confirmado por exames complementares de diagnóstico e/ou através do processo clínico; 2) ter uma pontuação de pelo menos 3 nos itens 3 e 4 do *Motor Assessment Scale (MAS)*; 3) conseguir realizar a tarefa do STS, cuja 1ª fase, pela análise de componentes de movimento, se caracteriza pela perda de CP a nível proximal; e 4) ter capacidade cognitiva (*Montreal Cognitive Assessment (MoCA)* com pontuação superior a 18 (Dong, et al., 2010)) para compreender e seguir instruções. Além destas, cada indivíduo apresenta ainda algumas características distintas – representadas na Tabela 1. Nenhum elemento apresenta historial de outras patologias neurológicas associadas; presença de dor e/ou qualquer alteração do foro músculo-esquelético, não resultantes da lesão do sistema nervoso central (SNC), que possam interferir com a capacidade de realizar a sequência em avaliação (Fotoohabadi, Tully, & Galea, 2010).

A cada participante foi atribuída aleatoriamente a denominação – A, B e C – com o objetivo de respeitar a confidencialidade da sua identidade, de acordo com os procedimentos éticos descritos em 2.4.

**Tabela 1** - Caracterização dos participantes quanto ao género (M - Masculino; F - Feminino), idade (anos), peso (kg), altura (cm) área de lesão do SNC e tempo de evolução (meses).

Indivíduo	Género	Idade	Peso	Altura	Score MOCA	Score MAS	Tipo de Lesão	Área de lesão do SNC	Tempo de Evolução
A	M	57	87,5	165	23/30	8/12	AVE hemorrágico	Hematoma lenticulo-capsular esquerdo (comprometimento motor de predomínio à direita)	1
B	M	56	68,5	180	20/30	9/12	AVE hemorrágico	Hematoma lenticulo-capsular esquerdo (comprometimento motor de predomínio à direita)	6
C	M	62	59,5	167	18/30	7/12	AVE isquémico	Focos hipodensos nos núcleos lenticulares esquerdos, sugestivos de enfartes lacunares (comprometimento motor de predomínio à direita)	2

## **2.2 Instrumentos de Avaliação**

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

Para a caracterização dos indivíduos e inclusão dos mesmos no estudo, foi utilizado o *MoCA* (Anexo 1), por se tratar de um instrumento breve de rastreio cognitivo, com um tempo de aplicação aproximadamente de 10 minutos. Com uma pontuação máxima de 30 (pontos), o *MoCA* 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. O *MoCA* é mais sensível a défices mais ligeiros e mais adequado ao rastreio cognitivo da população com escolaridade mais elevada (Freitas, Simões, Martins, Vilar, & Santana, 2010), tendo sido descrito como o mais adequada para avaliar áreas de potencial deterioração (Freitas, Simões, Alves, Vicente, & Santana, 2012) relativamente a outros instrumentos (Dong, et al., 2010).

Os resultados do estudo da validação na demência vascular indicam que, para a população portuguesa, o *MoCA* 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). O *MoCA* 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 Motor Assessment Scale (MAS)**

Consiste numa escala de funcionalidade destinada a avaliar o progresso clínico de pacientes com episódio de AVE, com uma elevada consistência interna (coeficiente de  $\alpha$  Cronbach de 0,939). Apesar de se analisar apenas os itens 3 e 4, a escala original consiste em 8 itens/áreas da função motora (Anexo 2) (decúbito dorsal para decúbito lateral; decúbito dorsal para sentado num lado da cama; equilíbrio sentado; sentado para posição de pé; marcha; função do MS; movimentos da mão e atividades manuais avançadas).

Para a pontuação de cada item estão descritos critérios que consistem na descrição da atividade, segundo uma hierarquia de crescente dificuldade. Cada item é pontuado de 0 a 6, representando a pontuação máxima, o comportamento motor ótimo. Encontrou-se uma forte correlação ( $r=0,851$ ) entre os itens em análise, item 3 (equilíbrio sentado) e 4 (sentado para a posição de pé) (Oliveira, et al., 2008).

### **2.2.3 Software de Avaliação Postural (SAPo)**

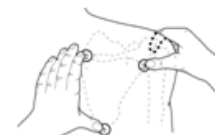
O SAPo é um software que se fundamenta na digitalização de fotografias para o cálculo de medidas antropométricas (Braz, Goes, & Carvalho, 2008). Especificamente o sistema permite

medir ângulos e distâncias com valores de fiabilidade inter e intra-avaliador muito bom ou excelente (0,75-0,97). O erro para medidas angulares é de 0,11° e para medidas de distância de 1,8 mm (Ferreira, Duarte, Maldonado, Burke, & Marques, 2010).

Como as alterações no alinhamento da coluna torácica e lombar se refletem no alinhamento da cintura escapular (Jaraczewska & Long, 2006), optou-se por avaliar o alinhamento do tronco e o *postural setting* da escápula. As referências anatómicas eleitas para o estudo, numa vista lateral, foram: T<sub>1</sub>; T<sub>3</sub>; T<sub>11</sub>; L<sub>1</sub>; Espinha ilíaca postero-superior (EIPS); Espinha ilíaca ântero-superior (EIAS), grande trocânter (GT) e epicôndilo lateral do fémur (ELF) (Tabela 2 e 3). Para obter a posição estática da escápula, avaliada através da quantificação do seu alinhamento em relação aos diversos planos (inclinação anterior/posterior; rotação superior/inferior e interna/externa), numa vista posterior, utilizou-se ainda o ângulo do acrómio (AA); a base da superfície triangular na raiz da espinha da escápula (EE), e o ângulo inferior da escápula (AIE) (Lee, Yang, Kim, & Choy, 2013) (Tabela 2 e 3). A capacidade de medir simultaneamente vários segmentos da cadeia cinemática, incluindo a escápula, tem um forte potencial na avaliação da intervenção (Janes, Brown, Essenberg, & Engsberg, 2012).

**Tabela 2** - Referências Anatômicas utilizadas no SAPO – (Vista Lateral - adaptadas de (Fotoohabadi, Tully, & Galea, 2010); Vista Posterior – adaptadas de (Wu, et al., 2005; Kwon, et al., 2012))

Referência Anatômica	Sigla
<b>Vista LATERAL</b>	
Apófise Espinhosa da primeira vértebra Torácica	T1
Apófise Espinhosa da terceira vértebra Torácica	T3
Apófise Espinhosa a décima primeira vértebra Torácica	T11
Apófise Espinhosa da primeira vértebra Lombar	L1
Espinha Ilíaca Postero-Superior	EIPS
Espinha Ilíaca Antero-Superior	EIAS
Grande Trocânter	GT
Epicôndilo Lateral do Fémur	ELF
<b>Vista POSTERIOR</b>	
Ângulo do acrómio	AA
Espinha da escápula	EE
Ângulo inferior da escápula	AIE



**Tabela 3** - Referências Anatómicas utilizadas no SAPo, agrupadas por vistas – (Vista Lateral - adaptadas de (Tully, Fotoohabadi, & Galea, 2005); Vista Posterior – adaptadas de (Wu, et al., 2005))

Vistas LATERAIS	Vista POSTERIOR	Vista SUPERIOR
T1		
T3		
T11		
L1		
EIAS		
EIPS (ipsi e contralesional)		
GT		
ELF		
AA (ipsi e contralesional)		
	EE (ipsi e contralesional)	
	AIE (ipsi e contralesional)	

Legenda: T<sub>1</sub>; T<sub>3</sub>; T<sub>11</sub>; L<sub>1</sub> – apófises espinhosas; EIAS - Espinha ilíaca ântero-superior; EIPS - Espinha ilíaca postero-superior; GT - grande trocânter; ELF - Epicôndilo lateral do fêmur; AA - ângulo do acrómio; EE - espinha da escápula; AIE - ângulo inferior da escápula.

Para a realização da avaliação cinemática do movimento em estudo, para além de quatro câmaras de vídeo (VS – Sony, resolução de 7.2 Mega Pixels; VP – Nikon, resolução de 14 Mega Pixels; VL<sub>C</sub> – Sony, resolução de 14 Mega Pixels; VL<sub>I</sub> – Casio, resolução de 9.1 Mega Pixels) foram necessários os seguintes materiais: quatro tripés reguláveis em altura e com nível; uma fita-métrica; 24 bolas de esferovite (diâmetro de 3,0 cm), revestidas com material autocolante refletor; rolo de fita-cola de dupla face para fixar os marcadores nos participantes; computador com o programa SAPo instalado e um cubo. Este último serviu para a calibração das imagens, uma vez que tendo uma medida conhecida, aresta de 7,5 cm, é possível 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).

Para proporcionar a visualização nas vistas laterais, os marcadores refletores T<sub>1</sub>, T<sub>3</sub>, T<sub>11</sub>, L<sub>1</sub> e EIPS foram reforçados com duas bolas de esferovite (Ferreira, Duarte, Maldonado, Burke, & Marques, 2010).

Cada vídeo foi depois transformado num conjunto de *frames*, com recurso ao programa *Free Video to JPG Converter*.

### 2.2.4 Plataforma de Pressões

Para monitorizar a variação do CoP e a média da força, área de contacto e pressão exercidas durante a sequência do STS foi utilizado como instrumento de medição a plataforma de pressões Emed<sup>®</sup>, modelo AT (Novel GmbH, Alemanha), de dimensões 610×323×18 (mm), com uma frequência de aquisição de 25/30 (Hz) e com valores de pressão a variar entre 10 a 1.270 (kPa).

### 2.2.5 Classificação Internacional da Funcionalidade (CIF)

Para avaliar o impacto da disfunção no contexto ambiental dos indivíduos em estudo tendo em conta as atividades e a participação (Tabela 4), recorreu-se à CIF (Beninato, Portney, & Sullivan, 2009). Uma vez que a CIF abrange mais de 1.400 categorias, o que não se torna prático no uso clínico, foram desenvolvidos os *Core Sets*. A versão completa do *Core Set* no AVE tem 166 categorias (59 funções do corpo, 11 estruturas do corpo, 59 atividades e participação, e 37 fatores ambientais), o que a torna de fácil utilização (Berzina, Paanalahti, Lundgren-Nilsson, & Sunnerhagen, 2013).

A CIF foi caracterizada recorrendo aos qualificadores que podem variar entre 0 e 4, quando aplicáveis, em que 0 representa nenhuma restrição/limitação e o 4 representa uma restrição/limitação completa (Berzina, Paanalahti, Lundgren-Nilsson, & Sunnerhagen, 2013).

**Tabela 4** - Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) no domínio atividades e participação.

Domínio Atividades e Participação	Códigos
Sentar-se	d4103
Pôr-se em pé	d4104
Permanecer em pé	d4154
Utilização da mão e do braço	d445
Andar distâncias curtas	d4500
Andar distâncias longas	d4501
Deslocar-se dentro de casa	d4600
Deslocar-se fora da sua casa e de outros edifícios	d4602
Deslocar-se utilizando algum tipo de equipamento	d465
Vestir roupa	d5400
Despir roupa	d5401
Calçar	d5402

## 2.3 Procedimentos

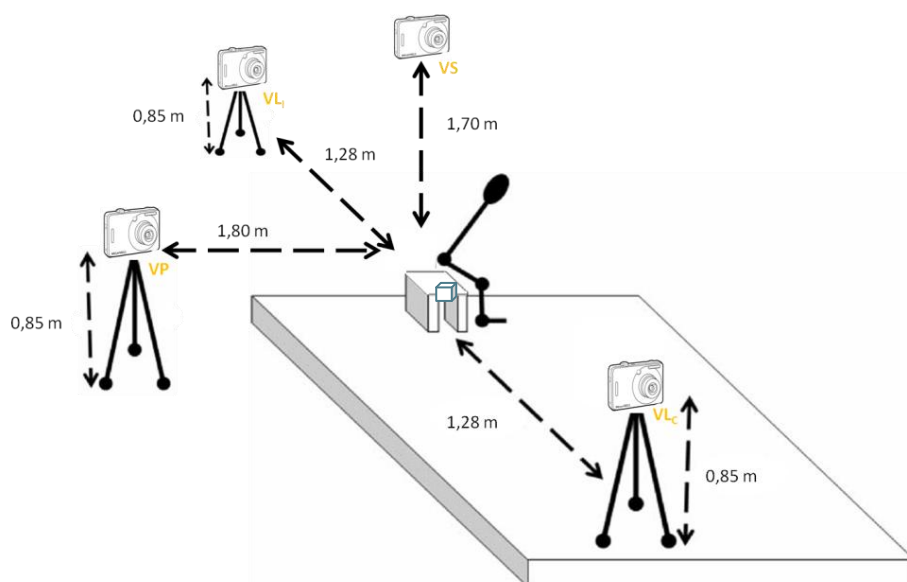
### 2.3.1 Avaliação

A avaliação dos participantes foi realizada em dois momentos:  $M_0$  (antes da implementação do plano de intervenção) e  $M_1$  (após a implementação do plano de intervenção), separados por um período de intervenção de 11 semanas. Para efeito de caracterização da amostra aplicou-se, apenas em  $M_0$ , as escalas *MAS* e *MoCA*. A avaliação das variáveis em estudo e a avaliação dos componentes neuro-motores dos participantes na sequência de movimento em estudo foi realizada nos dois momentos de avaliação.

#### 2.3.1.1 Avaliação cinemática

Para proceder à avaliação cinemática foram colocadas quatro câmaras de vídeo, nas vistas superior, posterior e laterais (lado ipsi e contralesional) dos indivíduos (Ilustração B). As câmaras das vistas posterior e laterais foram alinhadas com o marcador anatómico de T11, enquanto que a câmara da vista superior foi alinhada com o marcador da EE.

Para a calibração foi colocado estrategicamente um cubo num ponto da sala visível pelas quatro câmaras para que pudesse ser filmado juntamente com o indivíduo (Ferreira, Duarte, Maldonado, Burke, & Marques, 2010).



**Ilustração B** - Disposição das quatro câmaras de vídeo – VS (Vista Superior); VP (Vista Posterior); VL<sub>C</sub> (Vista Contralesional); VL<sub>I</sub>– (Vista Ipsilesional)

Para garantir a visibilidade de todos os ângulos e movimentos realizados pelos indivíduos, a tarefa foi concretizada numa marquesa hidráulica, sem encosto nem apoios laterais, ajustada a cada sujeito: 100% da distância entre a interlinha articular do joelho e o chão (Fotoohabadi, Tully, & Galea, 2010) e respeitando a profundidade de cerca de 2/3 do comprimento do fêmur apoiados na marquesa (Michaelsen, Luta, Roby-Brami, & Levin, 2001). Os indivíduos foram avaliados descalços e em calções (Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004), de modo a expor as referências anatómicas já enumeradas. Para avaliar o conjunto postural sentado, os indivíduos foram instruídos a manter a posição de sentado o mais estático possível, direcionando o olhar em frente para um sinal específico na parede (Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007), durante 60 segundos (Perlmutter, Lin, & Makhsous, 2010). Passado esse tempo, foi-lhes solicitado que realizassem a sequência de STS, mantendo o olhar em frente, direcionado para um ponto (Galli, Cimolin, Crivellini, & Campanini, 2008). O movimento era iniciado após o comando verbal “*Pode levantar*” e sempre realizado à velocidade habitual de cada indivíduo (Lee & Lee, 2013).

Após assumirem a posição de pé, os indivíduos foram instruídos a manter a posição ortostática durante 30 segundos (Marigold & Eng, 2006) e só se sentaram após o comando “*Pode sentar*” (Galli, Cimolin, Crivellini, & Campanini, 2008). Procedeu-se de igual forma para todos os participantes de forma a minimizar as diferenças inter-indivíduos. Cada sujeito realizou 3 repetições da tarefa (Fotoohabadi, Tully, & Galea, 2010) com um intervalo de repouso de 1 minuto entre cada ensaio (Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007). O ensaio foi considerado válido quando ambas as recolhas, a cinemática e da plataforma de pressões, estavam válidas.

A avaliação cinemática foi realizada no conjunto postural sentado, tendo sido selecionado um *frame* representativo, escolhido de entre os 60 segundos iniciais, por cada gravação.

Escolhidos os *frames* representativos de cada gravação, e com o recurso ao SAPo, foi depois possível fazer a medição dos ângulos apresentados na Tabela 5. Por cada sujeito, e por cada ensaio, foram analisadas quatro fotografias (vista superior, posterior e ipsi e contralesional).

**Tabela 5** - Medidas angulares calculados no SAPO – (Vistas Laterais - adaptadas de (Tully, Fotoohabadi, & Galea, 2005); Vista Posterior – adaptadas de (Janes, Brown, Essenberg, & Engsborg, 2012))

Medidas angulares	Descrição
<b>Vista CONTRALESIONAL e IPSILESIONAL</b>	
Ângulo Sagital Torácico	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. Valores abaixo de 180° significam uma postura em flexão.
Ângulo Sagital Lombar	Calculado a partir do ângulo entre a linha reta definida por T11-L1 e uma linha perpendicular à linha que une os marcadores EIPS-EIAS. Considera-se que a posição ideal será quando a linha reta T11-L1 é perpendicular à linha que une EIPS-EIAS. Valores abaixo de 90° significam uma postura em flexão.
Relação TI/BS	Calculado a partir do ângulo entre as linhas retas definidas por T11-L1 e GT-ELF
Inclinação Anterior/Posterior da Escápula	Ocorre perpendicular ao eixo médio-lateral e corresponde ao movimento anterior do processo coracóide no plano sagital. Ângulo calculado a partir da interseção de uma reta que passa sobre T1 e T11 e uma reta que passa sobre o AA e na “centróide” da escápula. Valores positivos indicam uma posição mais anteriorizada do processo coracóide da escápula. A “centróide” da escápula é calculada como o ponto médio formado pelas marcas colocadas no AA, EE e AIE.
<b>Vista POSTERIOR</b>	
Rotação Superior/Inferior da Escápula	Ocorre perpendicular ao eixo ântero-posterior e corresponde à lateralização do AIE em relação à coluna vertebral no plano frontal. Ângulo calculado a partir da interseção de uma reta que passa sobre as marcas refletoras T1 e T11 e uma reta que passa no bordo medial da escápula sobre os marcadores EE e AIE. Valores positivos indicavam escápula rodada superiormente.
Alinhamento da escápula	Calculado a partir do ângulo entre as linhas retas que passa no bordo medial da escápula sobre os marcadores EE e AIE e a linha que une as duas EIPS. Valores próximos de 90° indicam alinhamento da escápula.
<b>Vista SUPERIOR</b>	
Rotação Interna/Externa da Escápula	Ocorre paralelo ao eixo longitudinal e corresponde ao afastamento da borda medial da escápula em relação à caixa torácica no plano transverso. Ângulo calculado a partir de uma interseção do plano frontal do indivíduo, conseguido a partir de um plano horizontal, com uma reta que passava pelas marcas refletoras EE e AA. Valores positivos indicam que a escápula está rodada internamente.

Legenda: T<sub>1</sub>; T<sub>3</sub>; T<sub>11</sub>; L<sub>1</sub> – apófises espinhosas; EIAS - Espinha ilíaca ântero-superior; EIPS - Espinha ilíaca postero-superior; GT - grande trocânter; ELF - Epicôndilo lateral do fêmur; AA - ângulo do acrómio; EE - espinha da escápula; AIE - ângulo inferior da escápula.

### 2.3.1.2 Variação do CoP e distribuição de carga

Simultaneamente à análise cinemática foram recolhidos os dados da plataforma de pressões em duas condições: na primeira a plataforma foi colocada a nível da CF e na segunda a plataforma foi colocada a nível do PE. Foram calculados em ambas as bases de suporte: a velocidade máxima (cm/s) e o deslocamento máximo (cm) do CoP (Lee & Lee, 2013), a força média (N), a área média de contacto (cm<sup>2</sup>) e a pressão média (kPa) (Razak, Zayegh, Begg, & Wahab, 2012), considerando um período estável de 30 segundos (Geurts, et al., 2011) e no *seat-off*. O intervalo correspondente ao *seat-off* com a plataforma nas CF's foi determinado como o momento em que o sinal do CoP no sentido anterior derivou claramente da linha de base até ao momento onde não foi observada carga na plataforma (Lecours, Nadeau, Gravel, & Teixeira-Salmela, 2008). Com a plataforma no PE o *seat-off* foi definido como o intervalo compreendido entre o momento em que sinal do CoP no sentido anterior derivou claramente da linha de base e o momento em que foi atingido o deslocamento anterior máximo do CoP (primeira deflexão do sinal). Cada indivíduo realizou duas séries de 3 repetições por cada momento de avaliação (M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>). Foi concedido um período de repouso de pelo menos 5 minutos entre as duas séries (Gentho & Rougier, 2006).

Para expressar o grau de assimetria nas variáveis de distribuição de carga, o índice de simetria (IS) foi calculado de acordo com a seguinte equação (Anker, et al., 2008), onde X<sub>contralesional</sub> e X<sub>ipsilesional</sub> são parâmetros obtidos através da plataforma de pressões:

$$IS = \frac{2 \times (X_{\text{contralesional}} - X_{\text{ipsilesional}})}{(X_{\text{contralesional}} + X_{\text{ipsilesional}})} \times 100\%$$

Um IS de zero significa perfeita simetria. Valores positivos do IS indicam uma maior carga sobre o lado contralesional (Anker, et al., 2008).

### 2.3.1.3. Avaliação dos componentes de movimento

A avaliação, realizada pelo mesmo avaliador e *expert* na área da neurologia, para além de um exame subjetivo, compreendeu um exame objetivo, que teve por base a análise de movimento baseado na observação de componentes biomecânicos (avaliação da BS, alinhamentos segmentares, grupos musculares e relações entre as diferentes áreas-chave) e neuronais (níveis de atividade muscular, CP, padrões de movimento, estratégias compensatórias, seletividade) do movimento funcional, com ênfase na tarefa do STS. Foi desenvolvido um processo de raciocínio clínico tendo por base a análise observacional de componentes do movimento, devidamente ajustado a cada participante, sempre que necessário e de acordo com a evolução de cada um, definindo sempre o problema a resolver e hipótese de trabalho para cada indivíduo (Tabela 6).

**Tabela 6 – Problemas a Resolver e Hipótese Clínica dos Indivíduos A, B, e C**

			
	<b>Problema a Resolver</b>	<b>Hipótese Clínica</b>	
<b>Caso A</b>	 <p data-bbox="303 884 670 996">Diminuição da atividade ao nível do TI (nomeadamente ao nível dos paravertebrais)</p>	<p data-bbox="694 660 1340 772">O aumento do nível de atividade dos paravertebrais irá potenciar a atividade antigravítica do TI, e consequentemente a sua relação com a cintura pélvica e CF's</p>	<p data-bbox="1396 907 1428 1064">Linha temporal</p> 
	<p data-bbox="303 1041 670 1153">Diminuição do nível de atividade dos estabilizadores da escápula contralateral</p>	<p data-bbox="694 1041 1340 1243">Promovendo o <i>lift</i> do grande peitoral (clavicular) e a atividade seletiva dos grupos musculares envolvidos na rotação externa e inferior e inclinação posterior da escápula contralateral conseguir-se-á um melhor alinhamento da escápula, melhorando assim o nível de atividade do TS e a sua relação com o TI</p>	
	<p data-bbox="303 1276 670 1344">Diminuição de atividade seletiva ao nível da CF contralateral</p>	<p data-bbox="694 1276 1340 1388">O aumento da atividade seletiva ao nível da CF contralateral, potencia o <i>link</i> entre CF e tronco, permitindo melhorar a relação entre TI e TS e entre cinturas</p>	
<b>Caso B</b>			
	<b>Principal Problema</b>	<b>Hipótese Clínica</b>	
	<p data-bbox="303 1836 670 1904">Diminuição de atividade seletiva ao nível da CF contralateral</p>	<p data-bbox="694 1836 1340 1948">O aumento da atividade seletiva ao nível dos estabilizadores da CF contralateral, potencia o <i>link</i> entre CF e tronco, permitindo melhorar a relação entre TI e TS e entre cinturas</p>	

Diminuição do CP da CF  
contralesional

Um aumento no CP da CF contralesional, através de uma *standing leg* capaz de manter um TI estável, permitirá otimizar o CP do tronco na manutenção dos conjuntos posturais de sentado e de pé, e na transição entre ambos

Linha temporal



**Principal Problema**

**Hipótese Clínica**

Diminuição da atividade ao nível do TI

O aumento do nível de atividade dos paravertebrais (+ contralesional), irá permitir melhorar a atividade antigravítica do TI, e consequentemente a sua relação com a cintura pélvica e CF's

Case C

Diminuição de atividade seletiva ao nível da CF  
contralesional

O aumento da atividade seletiva ao nível da CF contralesional, potencia o *link* entre CF e tronco, permitindo melhorar a relação entre TI e TS e entre cinturas

Diminuição do nível de atividade dos  
estabilizadores da escápula contralesional

Promovendo o *lift* do grande peitoral (porção clavicular) e a atividade seletiva dos grupos musculares envolvidos na rotação externa e inferior e inclinação posterior da escápula contralesional conseguir-se-á um melhor alinhamento da escápula, melhorando assim o nível de atividade do TS e a sua relação com o TI, interferindo com o nível de atividade dos paravertebrais dorso-lombares

Linha temporal

Legenda: TI – tronco inferior; CF – coxo-femural; TS – tronco superior; CP – controlo postural.

### 2.3.2 Procedimentos de Intervenção

O processo de intervenção teve por base a ordem temporal da resolução dos problemas definidos com implicação de novas estratégias e procedimentos. Esta foi realizada pelo mesmo fisioterapeuta com conhecimentos dos princípios do Conceito de Bobath, durante um período de 11 semanas, com a frequência de três sessões semanais e cada uma com cerca de quarenta e cinco minutos de trabalho ativo.



**Tabela 7** – Estratégias e Procedimentos para os Indivíduos A, B e C

Estratégias	Procedimentos
Conjunto postural sentado modificado 	Descoaptar a CF através da área-chave CF, com informação somatossensorial ao nível dos abdutores e adutores 
Conjunto postural sentado com MS's no plano da escápula com referência proprioceptiva para o bordo cubital	Recrutar atividade do TI (tilt pélvico seletivo), numa abordagem posterior, através da informação somatossensorial ao nível dos paravertebrais 
	Promover o <i>lift</i> do grande peitoral. Modificar o <i>postural setting</i> da escápula contralesional e através de informação proprioceptiva sobre a escápula facilitar a atividade seletiva da escápula sobre os paravertebrais e da gleno-umeral sobre escápula através das áreas-chave: estabilizadores da escápula e TS 
Conjunto postural decúbito dorsal com MS's laterais ao tronco e com referência proprioceptiva para face plantar do pé	Recrutar atividade seletiva dos estabilizadores e extensores da CF direita, através da área-chave CF direita (+ reto femoral e grande glúteo) 

Caso A

Estratégias	Procedimentos
<p>Conjunto postural sentado modificado</p> 	<p>Organizar a tensão dos adutores da CF contralesional, através da informação somatossensorial ao nível dos adutores;</p> <p>Descoaptar a CF contralesional através da área-chave CF (abdutores e adutores)</p> 
<p>Conjunto postural decúbito dorsal com MS's laterais ao tronco, CF e joelho a 90° de flexão e com referência proprioceptiva para perna e face plantar do pé</p> <p>Conjunto postural decúbito dorsal com MS's laterais ao tronco e com referência proprioceptiva para face plantar do pé</p>	<p>Recrutar atividade seletiva dos estabilizadores e extensores da CF contralesional, através das áreas-chave CF (+ reto femural) e grande glúteo, respetivamente</p> 
<p>Conjunto postural decúbito lateral ipsilesional com MS contralesional no plano da gleno-umeral e com referência proprioceptiva para a face plantar do pé contralesional</p>	<p>Facilitar a função extensora do MI contralesional (criar uma <i>standing leg</i>), através de informação somatossensorial ao nível dos <i>hamstrings</i> e quadricípite (distal)</p> 
<p>Conjunto postural de pé, em semi-passo posterior do lado ipsilesional, com referência proprioceptiva para a zona palmar das mãos (<i>light touch</i>)</p>	<p>Recrutar a atividade antigraavítica do TI através da área-chave estabilizadores da CF contralesional</p> 

Caso B

Estratégias	Procedimentos
Conjunto postural sentado modificado 	Descoaptar a CF através de informação somatossensorial ao nível dos abdutores e adutores 
Conjunto postural sentado com MS's no plano da escápula com referência proprioceptiva para o bordo cubital	Recrutar atividade do TI (tilt pélvico seletivo), numa abordagem posterior, através de informação somatossensorial ao nível dos paravertebrais 
Conjunto postural decúbito dorsal com MS's laterais ao tronco e com referência proprioceptiva para face plantar do pé	Recrutar atividade seletiva dos estabilizadores e extensores da CF contralesional, através da área-chave CF (+ reto femural) e informação somatossensorial ao nível do grande glúteo, respetivamente  
Conjunto postural sentado com MS no plano da escápula com referência proprioceptiva para o bordo cubital	Potenciar o <i>postural setting</i> da escápula contralesional através de informação somatossensorial sobre a escápula, no sentido da rotação externa e inferior e inclinação posterior, e grande peitoral - porção clavicular.  

Caso C

Legenda: CF – coxo-femural; MS – membro superior; TI – tronco inferior; TS – tronco superior; MI – membro inferior.

### 2.4 Ética

A participação neste estudo foi voluntária e sujeita a consentimento informado (Anexo 3), através da assinatura da declaração de Helsínquia onde constavam quais os objetivos e finalidades do estudo, bem como o compromisso da garantia de confidencialidade dos dados e do caráter voluntário da participação.

### 3. Resultados

#### 3.1 Indivíduo A

Através da análise da Tabela 8 é possível observar que no período estável quer o deslocamento quer a velocidade do CoP decrescem, sendo mais consistente na sua componente ML se avaliado na CF, e na componente AP se avaliado no PE. Quanto à força e área, o período de intervenção induziu modificações com transferência da CF para o PE. O IS aponta para um comportamento mais simétrico das variáveis no período estável.

No momento *seat-off* quanto ao deslocamento e velocidade verifica-se o mesmo comportamento ao nível AP mas um aumento ao nível ML na CF. Estes dados podem ser suportados pelas componentes força e área cujo aumento foi mais notório para o lado ipsilesional quer na CF quer no PE, apoiado pelo IS no *seat-off*.

**Tabela 8** – Média e desvio padrão do deslocamento máximo (cm) e velocidade máxima (cm/s) do CoP, a força média (N), a área média de contacto (cm<sup>2</sup>) e a pressão média (kPa), obtidas na posição de sentado e durante o *seat-off* antes (M<sub>0</sub>) e após (M<sub>1</sub>) a intervenção no indivíduo A.

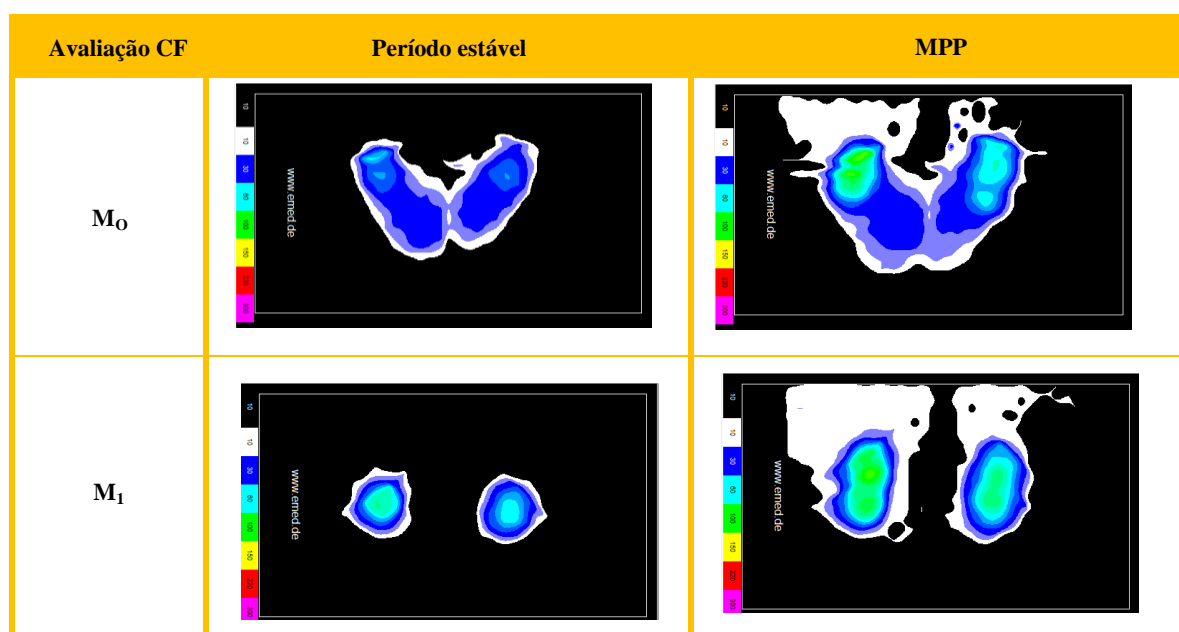
Avaliação CF		Período estável			Seat-off		
		M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>	M <sub>1</sub> -M <sub>0</sub>	M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>	M <sub>1</sub> -M <sub>0</sub>
Deslocamento máximo do CoP (cm)	AP	3,44	0,57 ± 0,2	-2,87	8,20	6,62 ± 3,5	-1,57
	ML	7,47	0,15 ± 0,1	-7,32	6,05	7,09 ± 4,0	1,04
Velocidade máxima do CoP (cm/s)	Total	16,81	1,36 ± 1,4	-15,45	23,40	26,56 ± 13,6	3,16
	AP	10,88	1,36 ± 1,4	-9,52	21,68	17,15 ± 8,6	-4,53
	ML	14,68	0,32 ± 0,2	-14,36	11,26	20,24 ± 10,5	8,98
Força média (N)	Ipsi	223,98	133,06 ± 7,4	-90,92	115,75	137,07 ± 19,2	21,32
	Contra	196,74	130,77 ± 9,6	-65,97	105,13	68,20 ± 37,2	-36,92
Índice de Simetria		-12,95	-1,73		-9,61	-67,10	
Área Média de Contacto (cm <sup>2</sup> )	Ipsi	82,17	37,66 ± 1,5	-44,51	45,25	69,47 ± 35,1	24,22
	Contra	71,98	37,60 ± 2,6	-34,38	41,50	30,23 ± 15,9	-11,27
	Índice de Simetria	-13,22	-0,16		-1,73	-78,7	
Pressão Média (kPa)	Ipsi	27,12	35,33 ± 0,8	8,21	23,29	22,04 ± 11,3	-1,25
	Contra	27,21	34,77 ± 0,1	7,56	17,65	19,81 ± 10,4	2,16
	Índice de Simetria	0,33	-1,60		-27,5	-10,66	

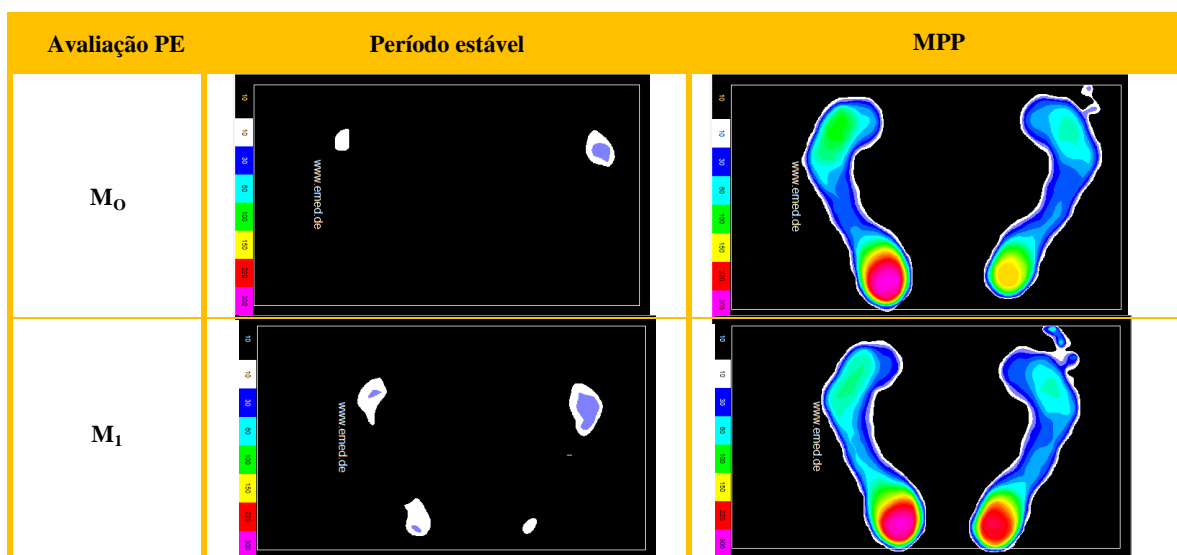
Avaliação PE		Período estável			Seat-off		
		M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>	M <sub>1</sub> -M <sub>0</sub>	M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>	M <sub>1</sub> -M <sub>0</sub>
Deslocamento máximo do CoP (cm)	AP	7,89	1,86 ± 0,4	- 6,03	9,56	4,17 ± 2,4	- 5,39
	ML	0,47	1,70 ± 1,0	1,23	0,31	0,14 ± 0,2	- 0,17
Velocidade máxima do CoP (cm/s)	Total	27,23	4,16 ± 1,4	- 23,07	11,65	20,37 ± 11,5	8,72
	AP	27,21	3,95 ± 1,3	- 23,26	11,65	20,35 ± 11,5	8,7
	ML	1,18	1,97 ± 0,6	0,79	0,07	0,70 ± 0,8	0,63
Força média (N)	Ipsi	9,92	28,48 ± 6,6	18,56	7,19	10,46 ± 3,5	3,27
	Contra	21,26	39,33 ± 5,3	18,07	15,69	25,92 ± 6,8	10,23
	Índice de Simetria	72,7	32		74,30	84,99	
Área Média de Contacto (cm <sup>2</sup> )	Ipsi	7,97	18,03 ± 1,2	10,06	5,25	7,33 ± 1,5	2,08
	Contra	11,58	19,55 ± 2,2	7,97	8,75	13,42 ± 1,9	4,67
	Índice de Simetria	36,93	8,09		50	58,69	
Pressão Média (kPa)	Ipsi	12,33	15,72 ± 2,6	3,39	9,86	13,27 ± 1,2	3,41
	Contra	18,30	20,11 ± 0,44	1,81	15,82	19,10 ± 2,6	3,28
	Índice de Simetria	38,98	24,50		46,41	36,02	

Legenda: AP – anteroposterior; ML – mediolateral; Ipsi – ipsilesional; Contra – contralesional;

As representações gráficas presentes na Tabela 9 evidenciam a redução da força e da área no período estável na CF, e a transferência de carga para o PE. No MPP (*maximal peak pressure*) é notória a tendência para uma distribuição mais simétrica.

**Tabela 9** – Representação gráfica da distribuição da pressão nas variáveis CF e PE, referentes ao indivíduo A, através da plataforma de Pressões EMED®.





As alterações observadas nas variáveis anteriormente descritas parecem refletir uma melhoria do nível de atividade do tronco já que em M<sub>1</sub> (Tabela 10), a avaliação cinemática revela que o ângulo sagital torácico está mais próximo dos 180° e o ângulo sagital lombar e relação TI/BS mais próximos de 90°, o que é consistente com a diminuição de força e área na CF, na posição de sentado. Quanto ao *postural setting* da escápula, verifica-se uma tendência para maior simetria, com menor inclinação anterior, menor rotação superior, menor rotação interna e um maior alinhamento da escápula, a tender para os 90°.

**Tabela 10** - Média e desvio-padrão das variáveis para a análise do alinhamento do tronco e *postural setting* da escápula, obtidas no conjunto postural sentado antes (M<sub>0</sub>) e após (M<sub>1</sub>) a intervenção no indivíduo A.















Avaliação Cinemática		M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>	D
		Média ± Desvio Padrão	Média ± Desvio Padrão	
<b>Vista Lateral</b>				
Ângulo SAGITAL TORÁCICO	Ipsi	134,52 ± 1,35	145,88 ± 3,33	11,37 °
	Contra	135,05 ± 1,01	145,80 ± 3,37	10,75 °
Ângulo SAGITAL LOMBAR	Ipsi	95,48 ± 1,34	90,87 ± 0,48	- 4,62 °
	Contra	96,15 ± 1,03	90,72 ± 0,57	- 5,43 °
Relação TI/BS	Ipsi	102,85 ± 2,71	91,53 ± 0,69	- 11,32 °
	Contra	104,78 ± 3,49	91,57 ± 0,79	- 13,22 °
INCLINAÇÃO ANT/POST da Escápula	Ipsi	38,12 ± 2,80	36,42 ± 1,26	- 1,70 °
	Contra	47,20 ± 1,66	40,12 ± 1,31	- 7,08 °
<b>Vista Posterior</b>				
ROTAÇÃO SUP/INF da Escápula	Ipsi	9,13 ± 0,51	8,35 ± 0,62	- 0,78 °
	Contra	12,42 ± 0,15	8,45 ± 0,45	- 3,97 °
ALINHAMENTO da Escápula	Ipsi	80,53 ± 1,19	88,15 ± 0,88	7,62 °
	Contra	79,33 ± 0,87	88,67 ± 1,41	9,33 °

Vista Superior				
ROTAÇÃO INT/EXT da Escápula	Ipsi	37,67 ± 4,09	34,20 ± 1,62	-3,47 °
	Contra	43,23 ± 1,14	39,90 ± 1,48	-3,33 °

Legenda: Ipsi – ipsilesional; Contra – contralesional; D – diferença observada entre M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>.

Quanto aos componentes de movimento (Tabela 11), em M<sub>0</sub> observa-se uma BS assimétrica para o lado ipsilesional, com maior distribuição de carga no sentido posterior, apoiado pelo valor da força e área no período estável. Compatível com os resultados da cinemática, observa-se um tronco num padrão global de flexão, com diminuída atividade dos paravertebrais. CF contralesional coaptada, com diminuída mobilidade seletiva, e alinhada em abdução. Em M<sub>1</sub> observa-se uma BS mais simétrica, com melhor distribuição de carga e melhor função extensora do tronco; CF contralesional com melhor informação aferente proprioceptiva, melhor alinhamento e com um maior nível de atividade, compatível com os valores de força e área obtidos no período estável. Entre M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>, a hemicintura escapular mantém melhor CP, visível nos valores cinemáticos do postural setting.

**Tabela 11** - *Frames* representativos da posição inicial, *seat-off* e posição final da sequência de STS, referentes ao indivíduo A, em M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>.

	Vista ANTERIOR			Vista CONTRALESIONAL		
M <sub>0</sub>						
M <sub>1</sub>						
M <sub>0</sub>						

Relativamente à CIF (Tabela 12), os resultados obtidos demonstram uma aquisição de qualificadores inferiores entre  $M_0$  e  $M_1$ , revelando que existiu uma diminuição da restrição na participação e limitação na atividade.

**Tabela 12** - Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) no domínio Atividades e Participação, referente ao indivíduo A, em  $M_0$  e  $M_1$

Domínio	Itens	Código	Qualificador	
			$M_0$	$M_1$
Atividades e Participação	Sentar-se	d4103	.33	.11
	Pôr-se em pé	d4104	.33	.11
	Permanecer em pé	d4154	.33	.11
	Utilização da mão e do braço	d445	.33	.22
	Andar distâncias curtas	d4500	.33	.11
	Andar distâncias longas	d4501	.33	.11
	Deslocar-se dentro de casa	d4600	.33	.11
	Deslocar-se fora da sua casa e de outros edifícios	d4602	.33	.22
	Deslocar-se utilizando algum tipo de equipamento	d465	.33	NA
	Vestir roupa	d5400	.33	.11
	Despir roupa	d5401	.33	.11
	Calçar	d5402	.33	.11

### 3.2 Indivíduo B

Pela análise da Tabela 13 é notória uma redução das variáveis associadas ao deslocamento e velocidade do CoP mais notória a nível do PE na posição de sentado. Já durante o *seat-off* observa-se um aumento do deslocamento e velocidade do CoP na CF e PE. Paralelamente, é notória uma redução da força na CF no lado ipsilesional, que ao contrário do observado no indivíduo A, não foi acompanhada por um aumento da força no PE, nem no lado contralesional. Esta redução da força a nível da CF ocorreu também no *seat-off* de forma bilateral acompanhado por uma redução da força e área no PE contralesional. As alterações observadas refletiram-se de uma forma global num maior grau de simetria na posição de sentado e durante o *seat-off*. Este aumento da simetria é notório na Tabela 14.

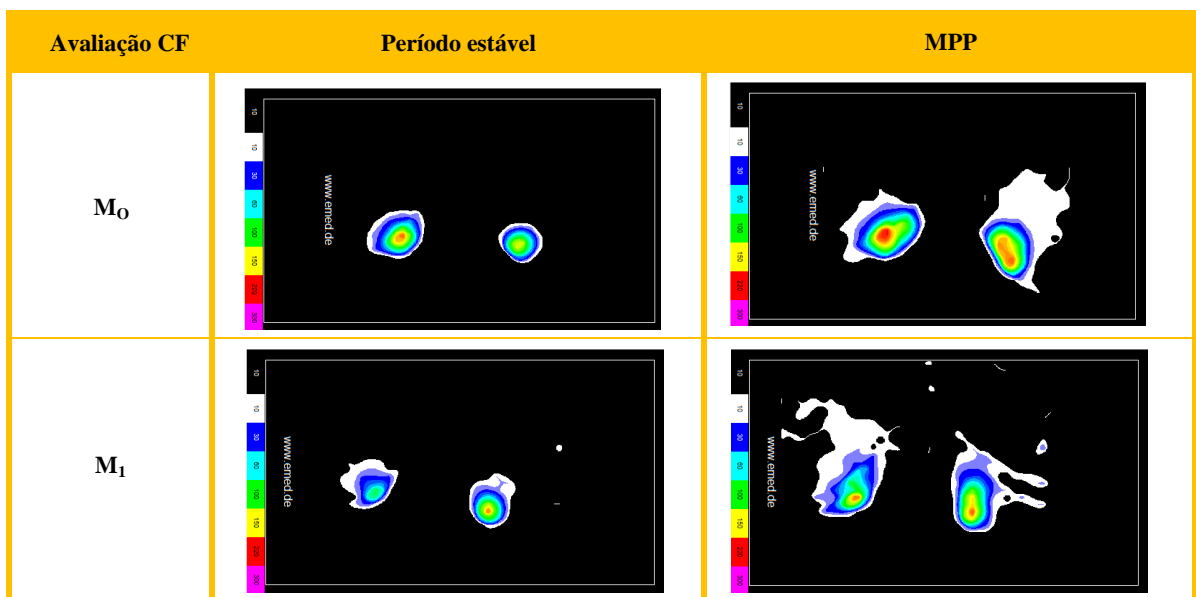
**Tabela 13** – Média e desvio padrão do deslocamento máximo (cm) e velocidade máxima (cm/s) do CoP, a força média (N), a área média de contacto (cm<sup>2</sup>) e a pressão média (kPa), obtidas na posição de sentado e durante o *seat-off* antes ( $M_0$ ) e após ( $M_1$ ) a intervenção no indivíduo B.

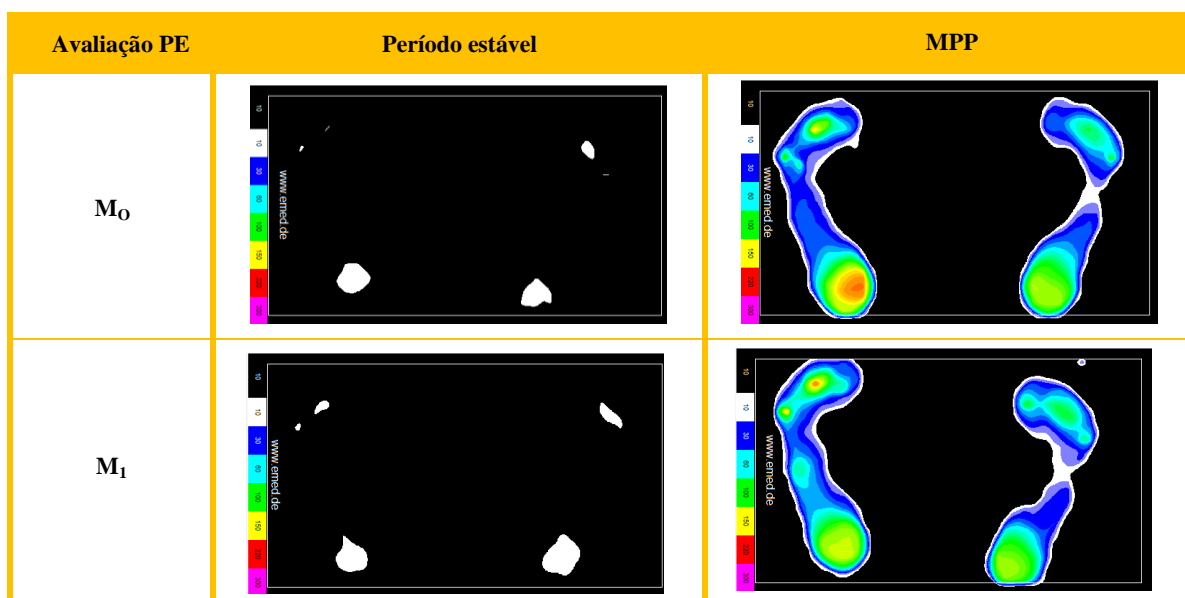
Avaliação CF		Período estável			Seat-off		
		$M_0$	$M_1$	$M_1-M_0$	$M_0$	$M_1$	$M_1-M_0$
Deslocamento máximo do CoP (cm)	AP	0,50 ± 0,1	0,54 ± 0,2	0,03	4,74 ± 1,0	5,52 ± 0,5	0,79
	ML	0,06 ± 0,1	0,12 ± 0,1	0,05	1,69 ± 1,0	9,04 ± 2,3	7,35
Velocidade máxima do CoP (cm/s)	Total	1,09 ± 0,3	1,04 ± 0,1	- 0,06	23,07 ± 9,1	40,69 ± 4,0	17,62
	AP	1,09 ± 0,3	1,03 ± 0,1	- 0,06	21,43 ± 8,1	19,98 ± 5,3	- 1,45
	ML	0,16 ± 0,1	0,24 ± 0,1	0,08	8,15 ± 5,2	35,54 ± 6,2	27,39
Força média (N)	Ipsi	128,40 ± 5,4	68,18 ± 8,3	- 60,22	68,73 ± 23,5	41,00 ± 3,7	- 27,73
	Contra	91,68 ± 8,8	91,21 ± 1,1	- 0,47	52,52 ± 9,3	33,78 ± 6,2	- 18,74
Índice de Simetria		- 33,36	28,90		- 26,74	- 19,31	
Área Média de Contacto (cm <sup>2</sup> )	Ipsi	20,96 ± 1,2	21,78 ± 0,5	0,82	17,04 ± 3,2	24,11 ± 5,2	7,07
	Contra	13,30 ± 0,4	19,92 ± 2,5	6,61	10,33 ± 1,5	13,33 ± 2,7	3,00
	Índice de Simetria		- 44,71	- 8,9		- 49,03	- 57,58
Pressão Média (kPa)	Ipsi	61,52 ± 5,8	31,36 ± 4,5	- 30,16	32,66 ± 6,6	16,40 ± 1,0	- 16,27
	Contra	69,00 ± 7,4	46,34 ± 5,9	- 22,66	42,42 ± 8,5	20,17 ± 1,7	- 22,25
	Índice de Simetria		11,46	38,55		25,99	20,62

Avaliação PE		Período estável			Seat-off		
Deslocamento máximo do CoP (cm)	AP	5,13 ± 3,3	1,57 ± 0,3	-3,56	8,66 ± 1,4	10,47 ± 2,0	1,81
	ML	2,05 ± 0,8	1,02 ± 0,3	-1,03	7,79 ± 3,0	4,31 ± 0,3	-3,47
Velocidade máxima do CoP (cm/s)	Total	11,81 ± 6,7	5,56 ± 1,5	-6,25	26,99 ± 5,7	38,57 ± 7,8	11,58
	AP	10,29 ± 7,2	5,23 ± 1,5	-5,07	19,96 ± 6,6	35,79 ± 9,0	15,83
	ML	6,34 ± 3,0	3,08 ± 0,9	-3,27	19,91 ± 9,9	13,70 ± 3,0	-6,21
Força média (N)	Ipsi	12,29 ± 7,2	13,10 ± 0,6	0,80	6,10 ± 3,3	6,20 ± 2,3	0,10
	Contra	17,40 ± 4,3	17,67 ± 3,6	0,27	15,46 ± 4,9	7,93 ± 1,0	-7,53
Índice de Simetria		34,42	29,70		86,82	24,48	
Área Média de Contacto (cm <sup>2</sup> )	Ipsi	7,82 ± 4,4	11,29 ± 0,7	3,47	4,05 ± 2,5	4,95 ± 1,2	0,90
	Contra	13,81 ± 2,1	15,02 ± 1,8	1,22	12,28 ± 2,8	6,91 ± 1,1	-5,37
	Índice de Simetria	55,38	28,35		100,79	33,05	
Pressão Média (kPa)	Ipsi	15,35 ± 2,77	11,66 ± 1,3	-3,69	10,36 ± 1,7	11,09 ± 2,7	0,74
	Contra	12,51 ± 1,8	11,68 ± 1,0	-0,83	12,32 ± 2,0	11,38 ± 0,4	-0,94
	Índice de Simetria	-20,38	0,17		17,28	2,58	

Legenda: AP – anteroposterior; ML – mediolateral; Ipsi – ipsilesional; Contra – contralesional;

**Tabela 14** - Representação gráfica da distribuição da pressão nas variáveis CF e PE, referentes ao indivíduo **B**, através da plataforma de Pressões EMED®.





As alterações observadas nas variáveis anteriormente descritas parecem refletir uma melhoria do nível de atividade do tronco já que em M<sub>1</sub> (Tabela 15) o indivíduo B apresentou valores do ângulo sagital torácico mais próximo de 180° e do ângulo sagital lombar e na relação TI/BS mais próximos de 90°. Quanto ao *postural setting* da escápula, verifica-se uma tendência de maior simetria, com menor inclinação anterior, menor rotação superior, menor rotação interna e um maior alinhamento da escápula, a tender para os 90°.

**Tabela 15** - Média e desvio-padrão das variáveis para a análise do alinhamento do tronco e *postural setting* da escápula, obtidas no conjunto postural sentado antes (M<sub>0</sub>) e após (M<sub>1</sub>) a intervenção no indivíduo B.

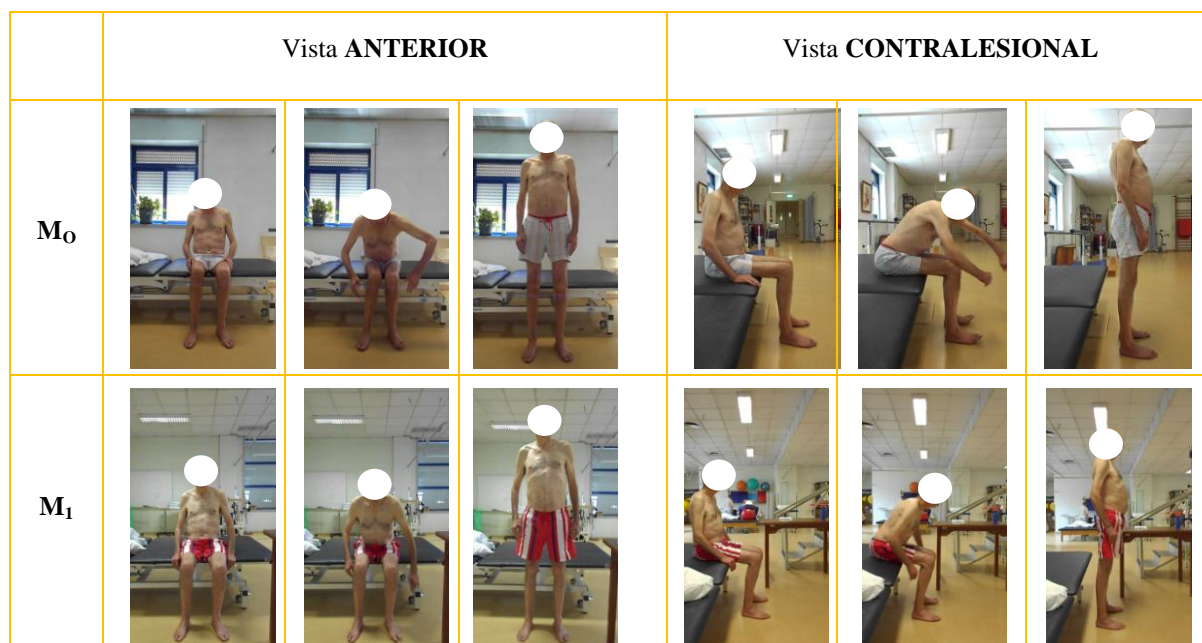
Avaliação Cinemática		M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>	D
		Média ± Desvio Padrão	Média ± Desvio Padrão	
<b>Vista Lateral</b>				
Ângulo SAGITAL TORÁCICO	Ipsi	112,02 ± 1,58	130,10 ± 2,26	18,08 °
	Contra	111,82 ± 1,56	130,08 ± 2,51	18,27 °
Ângulo SAGITAL LOMBAR	Ipsi	115,27 ± 2,90	101,00 ± 1,70	- 14,27 °
	Contra	113,87 ± 1,42	101,25 ± 1,84	- 12,62 °
Relação TI/BS	Ipsi	107,48 ± 2,37	95,57 ± 2,35	- 11,92 °
	Contra	106,98 ± 1,75	95,65 ± 1,69	- 11,33 °
INCLINAÇÃO ANT/POST da Escápula	Ipsi	20,87 ± 1,69	25,73 ± 1,33	4,87 °
	Contra	32,15 ± 2,28	20,52 ± 3,09	- 11,63 °
<b>Vista Posterior</b>				
ROTAÇÃO SUP/INF da Escápula	Ipsi	12,37 ± 0,81	1,62 ± 0,83	- 10,75 °
	Contra	10,95 ± 0,93	2,92 ± 0,40	- 8,03 °
ALINHAMENTO da Escápula	Ipsi	72,95 ± 1,54	89,30 ± 0,54	16,35 °
	Contra	83,07 ± 0,53	89,77 ± 0,44	6,70 °

Vista Superior				
ROTAÇÃO INT/EXT da Escápula	Ipsi	39,63 ± 1,57	33,33 ± 1,27	- 6,30 °
	Contra	35,55 ± 0,22	30,72 ± 0,72	- 4,83 °

Legenda: Ipsi – ipsilesional; Contra – contralesional; D – diferença observada entre M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>.

Quanto aos componentes de movimento (Tabela 16), em M<sub>0</sub> observa-se uma BS assimétrica para o lado ipsilesional, com maior distribuição de carga no sentido posterior, apoiado pelo valor da força e área de contacto no período estável. CF contralesional coaptada com diminuída mobilidade seletiva, adota um alinhamento mais posterior e num componente de adução. Na tentativa de realizar a tarefa adota uma estratégia compensatória com a hemi-cintura escapular ipsilesional no sentido anterior. Em M<sub>1</sub> observou-se uma BS mais simétrica, com melhor distribuição de carga, refletida na análise quantitativa. CF contralesional com melhor informação aferente proprioceptiva, melhor alinhamento e com uma maior nível de atividade, permitindo uma mobilidade seletiva e um *link* entre CF e tronco mais funcional. As modificações induzidas refletem um menor recurso à estratégia compensatória da hemi-cintura escapular ipsilesional, visível nos valores cinemáticos do *postural setting*.

**Tabela 16** - Frames representativos da posição inicial, *seat-off* e posição final da sequência de STS, referentes ao indivíduo **B**, em M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>.



Relativamente à CIF (Tabela 17), os resultados obtidos demonstram uma aquisição de qualificadores inferiores entre M0 e M1, revelando que existiu uma diminuição da restrição na participação e limitação na atividade.

**Tabela 17** - Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) no domínio Atividades e Participação em M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>, referentes ao indivíduo **B**.

Domínio	Itens	Código	Qualificador	
			M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>
Atividades e Participação	Sentar-se	d4103	.11	.00
	Pôr-se em pé	d4104	.11	.00
	Permanecer em pé	d4154	.33	.00
	Utilização da mão e do braço	d445	.33	.11
	Andar distâncias curtas	d4500	.22	.00
	Andar distâncias longas	d4501	.33	.11
	Deslocar-se dentro de casa	d4600	.11	.00
	Deslocar-se fora da sua casa e de outros edifícios	d4602	.11	.00
	Deslocar-se utilizando algum tipo de equipamento	d465	NA	NA
	Vestir roupa	d5400	.22	.11
	Despir roupa	d5401	.22	.11
	Calçar	d5402	.22	.11

### 3.3 Indivíduo C

Visto ser necessário ajustar o ambiente para o sucesso da tarefa, no indivíduo C, surgiu a necessidade de subir a marquesa até à altura mínima em que o indivíduo conseguia completar com uma única tentativa e sem recurso aos MS's (54 cm corresponde a 115% da distância entre a linha articular do joelho e o chão). Em M<sub>1</sub>, devido às alterações inerentes à intervenção, o indivíduo já conseguiu completar a tarefa com a altura da marquesa a 100% da distância entre a linha articular do joelho e o chão. Optou-se por incluir as duas alturas (54 e 47 cm) em M<sub>1</sub>, para perceber quais as implicações que a altura tem na concretização da sequência.

Através da análise da Tabela 18 é notória uma redução do deslocamento e velocidade do CoP, mais notório a nível do PE associado a uma maior transferência de carga da CF para o PE contralesional. No momento *seat-off*, as variáveis em estudo apresentam um comportamento diferente ao nível da CF e do PE. No que respeita a velocidades do CoP, observa-se um aumento na CF, acompanhado de uma redução no PE. Paralelamente é notória uma redução da força e área na CF, de forma bilateral, acompanhado por um aumento da força e área no PE contralesional. As alterações observadas refletiram-se de uma forma global num maior grau de simetria na posição de sentado e durante o *seat-off*, com maior enfoque no PE. Este aumento da simetria é notório na Tabela 19.

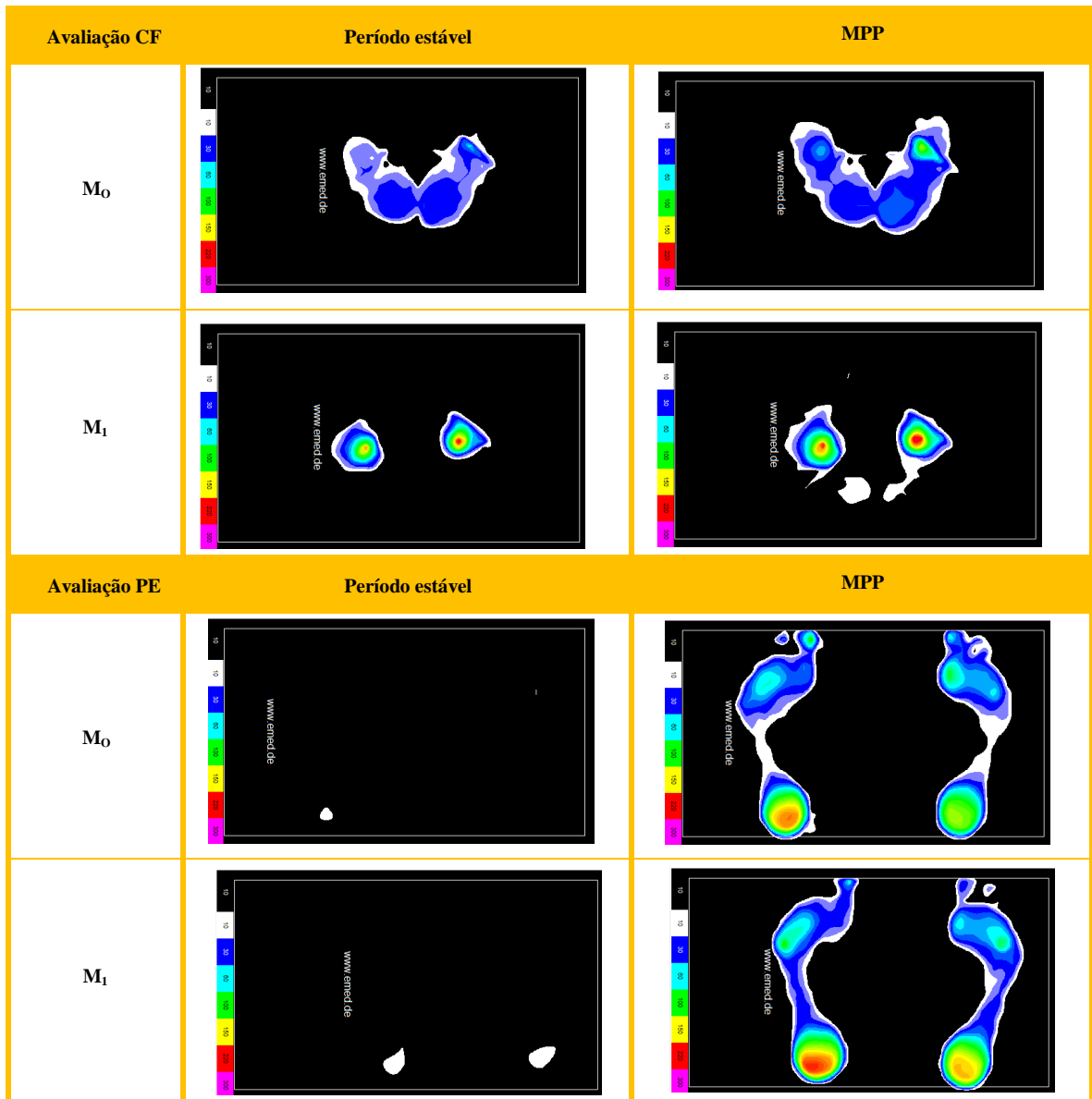
Comparando em termos de altura da marquesa, o comportamento face à intervenção foi semelhante, o que mostra consistência nos resultados, salvo raras exceções, que são mais visíveis no momento do *seat-off*. Essas diferenças revelam-se sobretudo em termos de amplitude, sendo mais notório os ganhos quando a avaliação da sequência é feita com a altura da marquesa a 54 cm (115%).

**Tabela 18** – Média e desvio padrão das variáveis: deslocamento máximo (cm) e velocidade máxima (cm/s) do CoP, a força média (N), a área média de contacto (cm<sup>2</sup>) e a pressão média (kPa), obtidas na posição de sentado e durante o *seat-off* antes (M<sub>0</sub>) e após (M<sub>1</sub>) a intervenção no indivíduo C

Avaliação CF		Período estável					Seat-off				
		M <sub>0</sub> (54 cm)	M <sub>1</sub> (54 cm)	M <sub>1</sub> (54) - M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub> (47 cm)	M <sub>1</sub> (47) - M <sub>0</sub>	M <sub>0</sub> (54 cm)	M <sub>1</sub> (54 cm)	M <sub>1</sub> (54) - M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub> (47 cm)	M <sub>1</sub> (47) - M <sub>0</sub>
<b>D</b>	AP	1,67 ± 1,0	0,40 ± 0,05	-1,27	0,80 ± 0,3	-0,87	3,31 ± 2,3	8,22 ± 5,7	4,91	2,45 ± 2,4	-0,86
	ML	0,89 ± 0,5	0,09 ± 0,03	-0,8	0,08 ± 0,01	-0,81	4,13 ± 0,5	0,63 ± 0,4	-3,5	4,42 ± 5,3	0,29
<b>V</b>	Total	3,27 ± 1,3	0,84 ± 0,05	-2,44	1,11 ± 0,7	-2,16	15,78 ± 9,6	39,51 ± 30,2	23,73	21,92 ± 27,1	6,14
	AP	3,08 ± 1,4	0,82 ± 0,04	-2,26	1,11 ± 0,7	-1,97	13,88 ± 11,1	39,47 ± 30,2	25,58	11,38 ± 12,7	-2,50
	ML	1,80 ± 1,1	0,20 ± 0,03	-1,59	0,20 ± 0,11	-1,60	9,91 ± 0,8	3,11 ± 1,9	-6,8	18,77 ± 23,8	8,86
<b>F</b>	Ipsi	122,69 ± 4,7	94,92 ± 9,9	-27,76	99,35 ± 20,1	-23,33	78,03 ± 15,3	53,30 ± 33,1	-24,73	68,58 ± 19,3	-9,44
	Contra	129,31 ± 11,1	99,70 ± 20,5	-29,61	110,62 ± 4,3	-18,69	69,80 ± 17,0	52,29 ± 48,3	-17,51	68,83 ± 23,9	-0,97
	IS	5,25	4,91		10,73		-11,13	-1,91		0,36	
<b>A</b>	Ipsi	52,83 ± 0,7	25,85 ± 1,1	-26,98	21,45 ± 3,1	-31,38	34,68 ± 4,3	18,97 ± 6,5	-15,7	16,83 ± 1,4	-17,84
	Contra	54,16 ± 2,3	22,56 ± 4,1	-31,6	18,19 ± 1,5	-35,97	30,51 ± 5,9	15,53 ± 10,5	-14,98	13,00 ± 1,2	-17,51
	IS	2,48	-13,59		-16,45		-12,79	-19,94		-25,67	
<b>P</b>	Ipsi	23,20 ± 0,7	36,75 ± 3,5	13,55	46,11 ± 2,8	22,90	18,79 ± 4,5	21,15 ± 11,8	2,36	34,69 ± 15,5	15,90
	Contra	23,85 ± 1,2	44,10 ± 1,1	20,25	60,93 ± 2,7	37,08	20,59 ± 2,6	25,48 ± 11,9	4,89	46,79 ± 18,5	26,20
	IS	2,76	18,18		27,69		9,14	18,57		29,70	
Avaliação PÉ		Período estável					Seat-off				
		M <sub>0</sub> (54 cm)	M <sub>1</sub> (54 cm)	M <sub>1</sub> (54) - M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub> (47 cm)	M <sub>1</sub> (47) - M <sub>0</sub>	M <sub>0</sub> (54 cm)	M <sub>1</sub> (54 cm)	M <sub>1</sub> (54) - M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub> (47 cm)	M <sub>1</sub> (47) - M <sub>0</sub>
<b>D</b>	CoP <sub>x</sub>	14,35 ± 4,0	3,99 ± 0,6	-10,36	2,55 ± 1,2	-11,80	11,79 ± 10,6	4,36 ± 2,3	-7,43	8,37 ± 2,4	-3,42
	CoP <sub>y</sub>	9,32 ± 7,1	0,41 ± 0,1	-8,9	0,38 ± 0,3	-8,94	7,99 ± 6,9	2,48 ± 3,6	-5,51	1,54 ± 1,8	-6,45
<b>V</b>	Total	36,02 ± 22,1	11,23 ± 2,4	-24,79	4,85 ± 0,2	-31,17	42,88 ± 24,3	19,22 ± 15,3	-23,67	34,57 ± 15,3	-8,32
	CoP <sub>x</sub>	32,09 ± 17,1	11,21 ± 2,4	-20,88	4,83 ± 0,2	-27,26	37,23 ± 23,2	13,01 ± 5,7	-24,22	32,13 ± 17,7	-5,10
	CoP <sub>y</sub>	18,19 ± 12,2	1,30 ± 0,7	-16,89	1,58 ± 1,5	-16,61	21,05 ± 8,4	11,57 ± 18,3	-9,48	7,60 ± 9,0	-13,45
<b>F</b>	Ipsi	5,41 ± 2,6	4,11 ± 1,9	-1,3	6,30 ± 1,0	0,89	5,29 ± 2,6	4,84 ± 1,7	-0,45	4,29 ± 1,2	-0,99
	Contra	1,70 ± 1,3	4,92 ± 0,5	3,22	5,60 ± 0,3	3,90	1,12 ± 1,1	4,19 ± 1,4	3,07	4,22 ± 0,4	3,10
	IS	-104,36	17,9		-11,76		-130,11	-14,39		1,64	
<b>A</b>	Ipsi	4,35 ± 1,3	3,57 ± 1,4	-0,79	5,24 ± 1,2	0,89	4,05 ± 1,3	3,91 ± 1,1	-0,14	3,68 ± 0,9	-0,37
	Contra	1,42 ± 0,9	4,21 ± 0,4	2,79	4,88 ± 0,1	3,46	1,03 ± 1,0	3,63 ± 1,3	2,6	3,87 ± 0,5	2,85
	IS	-101,56	16,45		-7,11		-118,89	-7,42		5,03	
<b>P</b>	Ipsi	11,63 ± 2,0	11,34 ± 0,8	-0,29	12,15 ± 0,8	0,52	10,41 ± 0,7	11,53 ± 1,0	1,11	10,51 ± 1,5	0,10
	Contra	10,10 ± 2,1	11,58 ± 0,5	1,48	11,27 ± 0,4	1,17	7,31 ± 4,7	11,34 ± 0,3	4,03	10,60 ± 0,01	3,29
	IS	-14,08	2,09		-7,51		-34,99	-1,66		0,85	

Legenda: D - deslocamento máximo (cm); V - velocidade máxima (cm/s) do CoP; F - força média (N); A - área média de contacto (cm<sup>2</sup>); P - pressão média (kPa); IS – índice de simetria.

**Tabela 19** - Representação gráfica da distribuição da pressão nas variáveis CF e PE, referentes ao indivíduo C, através da plataforma de Pressões EMED®.



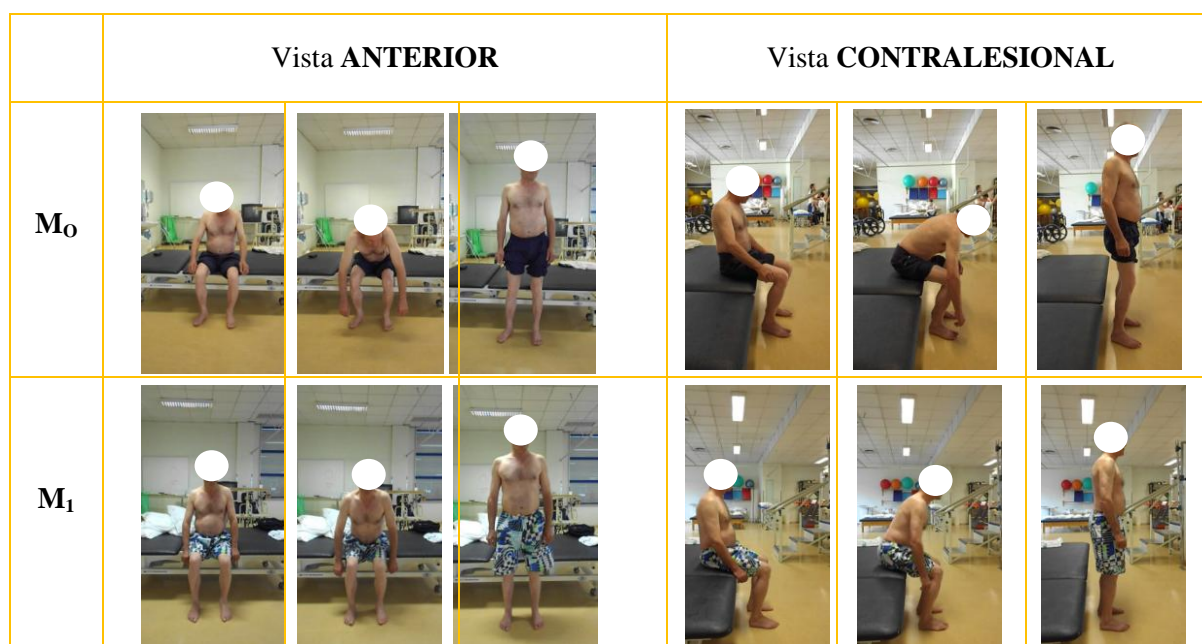
As alterações observadas nas variáveis anteriormente descritas parecem refletir uma melhoria do nível de atividade do tronco já que em M<sub>1</sub> (Tabela 20) o indivíduo C apresentou valores do ângulo sagital torácico mais próximo de 180° e do ângulo sagital lombar e na relação TI/BS mais próximos de 90°. Quanto ao *postural setting* da escápula, verifica-se uma tendência de maior simetria, com menor inclinação anterior, menor rotação superior, menor rotação interna e um maior alinhamento da escápula, a tender para os 90°.

**Tabela 20** - Média e desvio-padrão das variáveis para a análise do alinhamento do tronco e *postural setting* da escápula, obtidas no conjunto postural sentado antes ( $M_0$ ) e após ( $M_1$ ) a intervenção no indivíduo C.

Avaliação Cinemática		$M_0$	$M_1$	D
		Média ± Desvio Padrão	Média ± Desvio Padrão	
<b>Vista Lateral</b>				
Ângulo SAGITAL TORÁCICO	Ipsi	101,52 ± 1,42	147,55 ± 1,62	46,03 °
	Contra	101,65 ± 1,61	147,43 ± 1,12	45,78 °
Ângulo SAGITAL LOMBAR	Ipsi	75,03 ± 2,86	93,27 ± 1,83	18,23 °
	Contra	75,00 ± 2,07	93,50 ± 2,19	18,50 °
Relação TI/BS	Ipsi	127,73 ± 1,92	102,45 ± 4,13	-25,28 °
	Contra	129,42 ± 2,46	102,72 ± 3,76	-26,70 °
INCLINAÇÃO ANT/POST da Escápula	Ipsi	42,87 ± 4,73	33,00 ± 1,20	-9,87 °
	Contra	48,53 ± 1,67	33,78 ± 1,13	-14,75 °
<b>Vista Posterior</b>				
ROTAÇÃO SUP/INF da Escápula	Ipsi	27,53 ± 0,83	5,27 ± 1,35	-22,27 °
	Contra	28,35 ± 0,99	5,85 ± 1,53	-22,50 °
ALINHAMENTO da Escápula	Ipsi	62,23 ± 0,86	88,38 ± 1,35	26,15 °
	Contra	60,52 ± 1,03	89,02 ± 1,41	28,50 °
<b>Vista Superior</b>				
ROTAÇÃO INT/EXT da Escápula	Ipsi	45,92 ± 3,18	30,62 ± 1,11	-15,30 °
	Contra	47,87 ± 2,61	32,75 ± 0,82	-15,12 °

Quanto aos componentes de movimento (Tabela 21), em  $M_0$  observa-se uma BS assimétrica para o lado ipsilesional, com maior distribuição de carga no sentido posterior, apoiado pelo valor da força e área de contacto no período estável. Compatível com os resultados da cinemática, observa-se um tronco num padrão global de flexão, que não se adapta facilmente. CF contralesional coaptada, com diminuída mobilidade seletiva. Orientação cervical para o lado ipsilesional, refletida na análise quantitativa. Durante a sequência, diminuição na transferência de carga sobre o MI contralesional, com elevada flexão do tronco anteriormente, compatível com os valores do deslocamento do CoP no momento do *seat-off*. Em  $M_1$  observa-se uma BS mais simétrica, com melhor distribuição de carga, e uma melhor função extensora do tronco, compatível com os valores de força e área de contacto obtidos no período estável. CF contralesional com melhor informação aferente proprioceptiva, melhor alinhamento e com uma maior nível de atividade, permitindo uma mobilidade seletiva.

**Tabela 21** - Frames representativos da posição inicial, *seat-off* e posição final da sequência de STS, referentes ao indivíduo C, em M0 e M1.



Relativamente à CIF (Tabela 22), os resultados obtidos demonstram uma aquisição de qualificadores inferiores entre M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>, revelando que existiu uma diminuição da restrição na participação e limitação na atividade.

**Tabela 22** - Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) no domínio Atividades e Participação em M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub> referentes ao indivíduo C.

Domínio	Itens	Código	Qualificador	
			M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>
Atividades e Participação	Sentar-se	d4103	.33	.11
	Pôr-se em pé	d4104	.33	.11
	Permanecer em pé	d4154	.33	.00
	Utilização da mão e do braço	d445	.33	.22
	Andar distâncias curtas	d4500	.33	.11
	Andar distâncias longas	d4501	.43	.22
	Deslocar-se dentro de casa	d4600	.22	.00
	Deslocar-se fora da sua casa e de outros edifícios	d4602	.22	.00
	Deslocar-se utilizando algum tipo de equipamento	d465	NA	NA
	Vestir roupa	d5400	.33	.11
	Despir roupa	d5401	.33	.00
	Calçar	d5402	.33	.11

#### 4. Discussão

No presente estudo e no que diz respeito à etiologia do AVE, há maior prevalência do tipo hemorrágico (67%) em relação ao isquêmico. Apesar da maior prevalência do AVE isquêmico (80 a 90% dos casos), a incidência do AVE hemorrágico em Portugal duplica a da generalidade dos países ocidentais, apresentando implicações clínicas particulares (Parente, et al., 2000).

Embora todas as regiões do SNC tenham algum envolvimento no CP, estruturas ao nível sub-cortical são fulcrais para o controlo do movimento, contribuindo especificamente para o seu planeamento e execução, através de circuitos paralelos com tálamo e córtex. Apesar de menos referenciada, também é conhecida a ligação ao tronco encefálico, nomeadamente ao núcleo pedúnculo-pontino, da formação reticular, reconhecida pelo papel importante na reorganização do CP (Takakusaki, Saitoh, Harada, & Kashiwayanagi, 2004). A interrupção destas conexões neurais após um AVE resulta em disfunções no comportamento neuro-motor, características dos circuitos envolvidos. Uma interrupção do fluxo sanguíneo no território da artéria cerebral média pode comprometer o suprimento sanguíneo para o núcleo lenticular (Ma, 2006), que corresponde à área de lesão partilhada por todos os indivíduos em estudo. Assim sendo, os sistemas afetados pela interrupção do fluxo sanguíneo a este nível são predominantemente os ventromediais (Lundy-Ekman, 2008). Destacam-se as vias reticulo-espinais pontina e vestibulo-espinais, pelo seu envolvimento a nível proximal e axial, na integração de movimentos entre grandes articulações e tronco. Aqui, o sistema vestibular, com influências cerebelares, assume um papel importante na função antigravítica do corpo, através do sistema vestibulo-espinal lateral (Mihailoff & Haines, 2006). A musculatura supracitada é a principal envolvida na construção do conjunto postural sentado e nas tarefas mais complexas, como o STS (Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007) e parece ser a mais afetada nos indivíduos em estudo, pela apresentação dos problemas a resolver. A seleção dos indivíduos teve por base o pressuposto da sequência de STS requerer e exigir um adequado CP e dos sistemas predominantemente envolvidos estarem comprometidos ou disfuncionais pela área de lesão.

A escolha das variáveis em análise baseou-se na evidência de que os indivíduos com AVE apresentam frequentemente uma assimetria na distribuição de carga na BS, com menos carga sobre o membro contralesional, associada a alterações na cinemática do tronco, bem antes do *seat-off* (Duclos, Nadeau, & Lecours, 2008; Tung, Yang, Lee, & Wang, 2010). A análise observacional de componentes de movimento em  $M_0$  reflete uma BS com distribuição de carga assimétrica para o lado ipsilesional e com predomínio no sentido posterior evidenciando um tronco num padrão global de flexão, mais evidente nos indivíduos A e C.

Uma possível explicação é dada por Kamphuis, Kam, Geurts, & Weerdesteyn (2013) ao referir que uma maior assimetria na distribuição de carga e uma reduzida contribuição ativa do MI contralesional no CP são mais evidentes em indivíduos com diminuição de atividade seletiva no tronco. Estes achados permitem integrar decisões clínicas no decorrer do processo de intervenção, direcionando-a para o nível de atividade seletiva do tronco e uma melhor função extensora nestes indivíduos.

Tendo em consideração  $M_0$ , nos indivíduos A e B, tanto no período estável como no *seat-off*, observa-se um maior predomínio de força e área do lado ipsilesional quando a plataforma está posicionada nas CF's, e do lado contralesional quando esta foi posicionada nos PE's o que, em conjunto com a análise observacional, transmite a imagem de diminuição de atividade do TI. Esta diminuição da atividade, nomeadamente ao nível dos paravertebrais, favorece uma distribuição de carga no sentido posterior. Estas alterações condicionam a informação propriocetiva proveniente da CF contralesional, que poderá estar na origem das alterações de alinhamento e diminuição da atividade muscular dos músculos estabilizadores da CF observadas. Este achado permite integrar decisões clínicas no decorrer do processo de intervenção no indivíduo B, uma vez que a CF contralesional adota um alinhamento mais posterior e num componente de adução, com diminuição de atividade seletiva. No indivíduo C, observa-se um padrão de movimento diferente: na CF, um maior predomínio de força e área no lado contralesional durante o período estável e no ipsilesional, durante o *seat-off*. Quando avaliado no PE, há um predomínio do lado ipsilesional. Estas diferenças inter-indivíduos podem ser explicadas, em parte, por Johnson & Van Emmerik (2011) quando referem que a orientação da cabeça no espaço e em relação ao tronco altera muitas das características posturais e de movimento do STS. Na vista anterior, a postura adotada de rotação lateral da cabeça reflete-se numa predominância de inclinação para o lado ipsilesional (Iyengar, et al., 2014), tal como é evidente no indivíduo C.

Através dos componentes de movimento, observou-se que a CF contralesional dos indivíduos em estudo não tem CP suficiente para permitir uma hemicintura escapular estável. De facto, os resultados da cinemática quanto ao *postural setting* da escápula indicam que esta se encontra em inclinação anterior, rotação superior e interna e não alinhada com as EIPS. Uma possível explicação pode ser dada por Champion, Barber, & Lynch-Ellerington (2009), ao referir que as implicações clínicas da diminuição da atividade anti gravítica no tronco incluem a perda de alinhamento da escápula.

Tem sido defendido que a assimetria da distribuição de carga está associada a um aumento da oscilação do CoP (Peurala, Kononen, Pitkanen, Sivenius, & Tarkka, 2007) expressando uma diminuição do CP (Perlmutter, Lin, & Makhsous, 2010; Gray & Culham,

2014). Estudos como o de Kamphuis, Kam, Geurts, & Weerdesteyn (2013) especificam que quanto menor for a carga sobre o lado contralesional, maiores são os valores de velocidade e deslocamento do CoP associados, tal como se evidenciou no indivíduo C na avaliação PE.

Em comparação com indivíduos saudáveis, as trajetórias do CoP dos pacientes com AVE evidenciam instabilidade postural (Roerdink, et al., 2006). Mais conclusões não podem ser retiradas, dado que não foram incluídos indivíduos saudáveis no estudo para comparação, e a literatura não avalia esta sequência com uma metodologia semelhante à escolhida.

No que diz respeito à cinemática, é importante destacar que devido ao modelo de avaliação utilizado em estudos anteriores, bidimensionais, com base em imagens na qual a coluna é considerada uma "unidade rígida", a contribuição sagital das regiões torácica e lombar para o movimento do tronco têm sido largamente ignoradas. Esta falha na avaliação da cinemática toracolombar durante a tarefa do STS resulta num ângulo de flexão da CF enviesado não só pela inclusão do movimento da coluna vertebral, mas também pela possível rotação interna da escápula (Fotohabadi, Tully, & Galea, 2010). A utilização de marcadores refletos em T1 e L1, como é habitual, mas também T3 e T11 permite ter uma ideia da relação entre TS e TI e da função extensora do tronco, constituindo uma mais-valia para a compreensão dos componentes de movimento associados ao STS, e que habitualmente estão alterados após um episódio de AVE (Tung, Yang, Lee, & Wang, 2010).

Uma parte importante do mecanismo compensatório utilizado por indivíduos após AVE com diminuída atividade muscular passa pela adoção de um padrão global de flexão, visível através da cinemática na posição de sentado dos indivíduos em estudo, e uma estratégia de flexão exagerada do tronco na fase inicial do STS, notória no deslocamento máximo do CoP no momento do *seat-off* (Fujimoto & Chou, 2014).

As alterações de alinhamento do tronco parecem indicar um desequilíbrio entre os abdominais e os paravertebrais. Num padrão global de flexão no conjunto postural sentado, os grupos musculares não são capazes de executar uma função de estabilidade do tronco e da cintura escapular. De facto Baets, Jaspers, Desloovere, & Van Deun (2013) demonstraram que uma diminuição do ângulo sagital torácico tende a alterar o alinhamento da escápula para inclinação anterior, rotação superior e interna, alterando o ritmo escápulo-umeral, o que leva a uma diminuição de atividade dos grupos musculares que a estabilizam (Niessen, et al., 2008). Em conjunto com a evidência de alterações a este nível em indivíduos após AVE, e considerando a influência da cintura escapular na relação TS/TI (Jaraczewska & Long, 2006), tornou-se relevante avaliar o *postural setting* da escápula. Os resultados da análise observacional em M<sub>0</sub> mostram de facto uma escápula não alinhada com as EIPS, em inclinação anterior, rotação superior e interna. Observa-se em menor escala no indivíduo B,

talvez por ser o que adota um menor padrão global de flexão, por ter uma melhor função extensora.

O conhecimento das características de múltiplas alterações neuro-músculo-esqueléticas e sensoriais secundárias ao episódio de AVE, e que gera graves implicações estruturais, funcionais, bem como limitações e restrições nas atividades e participação (Lundy-Ekman, 2008), foi o ponto de partida para o planejamento da intervenção em fisioterapia, segundo o Conceito de *Bobath*. No plano de intervenção, apostou-se numa reorganização do fluxo aferente das áreas-chave nas quais se verificava uma diminuição da referência propriocetiva e de atividade muscular, com o intuito de melhorar a representação interna do esquema corporal, necessária para o movimento (Meadows & Williams, 2009). A seletividade do movimento do tronco e membros é interdependente e interage com o mecanismo de CP. A perda do controlo seletivo do tronco parece ser a principal limitação nos indivíduos em estudo. No entanto, todas as atividades funcionais, nomeadamente o STS, dependem do CP do tronco como base para o movimento (Cirstea & Levin, 2000). Assim, uma reorganização na seletividade do movimento torna-se num pré-requisito fundamental para a eficácia do CP, alinhamento e função (Sue Raine, 2007). A plasticidade cortical depende essencialmente da área lesada e das áreas ligadas à área lesada (Teasell, et al., 2012). Acredita-se que estas estratégias possam ter contribuído para a ativação dos circuitos neurais intactos ou menos comprometidos, que incluem estruturas sub-corticais, como o cerebelo (Fraser, 2009).

Relativamente ao alinhamento do tronco, no conjunto postural sentado, os resultados da avaliação cinemática demonstram um aumento do ângulo sagital torácico em todos os indivíduos, com realce para o indivíduo C (aumento de 45°) em M<sub>1</sub>. Este aumento parece indicar uma melhor função extensora do tronco, quando apoiado por uma transferência de carga da CF para PE. Nos ângulos sagital lombar e na relação TI/BS, observou-se em todos os indivíduos uma tendência para os 90°, o que pode estar relacionado com um melhor *link* funcional entre TI/CF e entre TI/BS, respetivamente.

O padrão de flexão está tipicamente associado a uma diminuição do CP do tronco e cintura escapular. Para permitir que os estabilizadores da escápula funcionem de forma eficiente, os abdominais e paravertebrais têm de recrutar atividade antigravítica, de modo a garantir uma correta função extensora do tronco (Jaraczewska & Long, 2006). A melhoria nos ângulos que avaliam o alinhamento do tronco parece estar relacionada com um aumento de atividade antigravítica dos paravertebrais, que permitiu melhorar a atividade do TI e conseqüentemente a sua relação com a cintura pélvica e CF's e com o TS, o que vai de encontro com as hipóteses clínicas previamente estipuladas.

Relativamente ao *postural setting* da escápula, os resultados da avaliação cinemática demonstram uma tendência para maior simetria entre escápulas, com menor inclinação anterior, menor rotação superior, menor rotação interna e um melhor alinhamento da escápula, em todos os indivíduos, com realce mais uma vez para o indivíduo C. Estes resultados podem ser explicados pelas alterações no alinhamento da coluna torácica e lombar se refletirem na estabilidade da cintura escapular (Jaraczewska & Long, 2006) e por um aumento da atividade dos músculos estabilizadores.

A trajetória do CoP é um parâmetro que permite avaliar a estabilidade na execução do STS (Sato, Mizuma, Kawate, Kasai, & Watanabe, 2011) mas também a sua eficácia (Anker, et al., 2008). A medição da variação do CoP separadamente nas direções AP e ML permitiu obter informação direcional importante (Peurala, Kononen, Pitkanen, Sivenius, & Tarkka, 2007). Relativamente ao período estável, os resultados demonstram uma diminuição do deslocamento máximo do CoP, mais notório no sentido ML se avaliado na CF, e no sentido AP se avaliado no PE. Esta redução da oscilação ML a nível da CF parece indicar uma melhor estabilidade postural que ocorre em paralelo com uma redução da assimetria da distribuição de carga na BS. De facto, a estabilidade da CF, na direção ML não só é mais afetada do que no AP, como também mais sensível a alterações funcionais induzidas pela intervenção (Duclos, Nadeau, & Lecours, 2008; van Nes, Nienhuis, Latour, & Geurts, 2008). É importante também referir que os resultados obtidos poderão decorrer de uma melhoria do nível de atividade da musculatura abdominal, especificamente os músculos oblíquos, bem como de uma relação adutores/abdutores da CF considerando a sua relevância na estabilidade ML (Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2007; Mansfield, Danells, Inness, Mochizuki, & McIlroy, 2011). A redução da oscilação AP do CoP no PE parece indicar uma melhoria da sinergia dorsiflexores/flexores plantares (Mansfield, Danells, Inness, Mochizuki, & McIlroy, 2011). Pelos resultados obtidos, e discutidos em conjunto com a análise observacional e a melhoria dos ângulos avaliados através da cinemática, parece então que a intervenção resultou num aumento da atividade ao nível do tronco, mais proximal, e ao nível da tíbio-társica, nomeadamente do tibial anterior, a nível mais distal. Durante o STS, o tibial anterior é um dos músculos mais representativos dos APA's, o que explica a sua importância nesta sequência (Lomaglio & Eng, 2005).

É ainda importante referir que a redução da velocidade do CoP indica uma maior eficácia do CP (Anker, et al., 2008). Curiosamente, as associações observadas parecem ser mais fortes para medidas de velocidade do que para o deslocamento do CoP. As medidas de velocidade são mais confiáveis e sensíveis a mudanças (Kamphuis, Kam, Geurts, & Weerdesteyn, 2013), o que vem explicar as maiores mudanças na velocidade notórias neste estudo.

Durante o STS, a estabilidade dinâmica no período de *seat-off* assume elevada relevância clínica (Sato, Mizuma, Kawate, Kasai, & Watanabe, 2011). Encontrou-se uma forte correlação ( $r=0,851$ ) entre os itens da escala MAS em análise, item 3 (equilíbrio sentado) e 4 (sentado para a posição de pé), o que poderá ser justificada pela necessidade, em primeira instância, de uma boa estabilidade na posição de sentado para depois ser possível assumir a posição ortostática (Oliveira, et al., 2008).

Relativamente ao *seat-off*, e ao contrário do período estável, ocorreram diferenças inter-indivíduos nos resultados da variação do CoP. Quanto ao deslocamento máximo do CoP, nos indivíduos A e C observou-se uma diminuição, mais notória na direção AP; enquanto no indivíduo B observou-se um aumento. Indivíduos após AVE com diminuição de atividade muscular recorrem à flexão exagerada do tronco na fase do *seat-off* (Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004). Ou seja, com um aumento da atividade antigravítica, os indivíduos já não necessitam de recorrer tanta à flexão, do tronco para realizar a sequência, o que vai de encontro à diminuição do deslocamento máximo na direção AP e à análise observacional e cinemática do tronco e escápula, observável nos indivíduos A e C. Uma explicação possível para as diferenças inter-indivíduos é que em  $M_0$ , o indivíduo B recorria a uma estratégia compensatória do MS/cintura escapular, caracterizada na literatura como um auxílio no movimento anterior do tronco e facilitador do impulso na fase inicial do STS (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009). Após a intervenção, a partir de uma análise observacional, denota-se que o recurso à estratégia foi sendo cada vez menor, o que poderá explicar o aumento do deslocamento do CoP.

Relativamente à velocidade máxima do CoP, observou-se um aumento global, podendo refletir um aumento da atividade muscular e do CP, defendido por Lee & Lee (2013).

Nestes indivíduos é importante subdividir ainda as diferenças na distribuição de carga na direção ML em ipsi e contralesional, durante toda a sequência do STS, para melhor compreender as suas estratégias motoras (Nadeau, Desjardins, Briere, Roy, & Gravel, 2008). Relativamente ao período estável, em  $M_1$ , os resultados dos indivíduos A e C demonstram uma diminuição acentuada da força e área na CF e um aumento no PE, refletindo uma transferência da CF para PE, que ocorre em paralelo com a diminuição do deslocamento do CoP, o que poderá indicar uma melhor função extensora do tronco e assim um maior recrutamento da atividade antigravítica do tronco. No indivíduo B, é notória uma redução da força na CF no lado ipsilesional, que ao contrário do observado nos indivíduos A e C, não foi acompanhada por um aumento da força no PE, nem no lado contralesional. Estes achados parecem indicar um aumento do nível de atividade seletiva da CF contralesional, uma vez que se observou ainda uma diminuição da pressão, pelo ligeiro aumento da área, mais acentuada

na CF. Os dados parecem refletir um aumento de informação propriocetiva proveniente da CF, que poderá estar na origem das alterações de alinhamento e aumento da atividade muscular dos estabilizadores da CF contralesional. Estes achados, em conjunto com uma análise observacional e com as diferenças obtidas através da cinemática, vão de encontro aos objetivos inicialmente propostos: para os indivíduos A e C era desejável melhorar a função extensora do tronco, enquanto no indivíduo B era melhorar o alinhamento e nível de atividade da CF contralesional.

Relativamente ao *seat-off*, os valores não podem ser generalizados, uma vez que existem diferenças inter-indivíduos. No indivíduo A, observou-se um aumento global da força e da área, à exceção do membro contralesional, na CF, assumindo um padrão mais assimétrico do que inicialmente, visível na análise observacional. De acordo com estudos prévios, a assimetria observada parece estar relacionada com o desejo de produzir níveis simétricos de esforço, presentes neste indivíduo em particular. Estudos de Brière, Lauzière, Gravel, & Nadeau (2010) referem que na presença de diminuição de atividade muscular, os indivíduos, com episódio de AVE, que baseiam as suas estratégias motoras na produção de níveis semelhantes de esforço inevitavelmente executam a tarefa de modo assimétrico. Denota-se ainda que ao longo da intervenção, o indivíduo A recorre cada vez menos à estratégia compensatória do MS/cintura escapular, o que também pode explicar este padrão assimétrico, uma vez que em  $M_0$  a simetria pode ter sido conseguida à custa desta estratégia. No indivíduo B, observou-se uma diminuição global da força e um aumento da área, logo, a pressão exercida é menor, principalmente na CF contralesional, o que parece explicar uma distribuição de carga menos passiva, se visto em conjunto com uma análise observacional. No indivíduo C, observou-se uma diminuição global da força e da área, principalmente na CF contralesional. Apesar da pressão exercida ser maior, observa-se uma distribuição de carga mais ativa e com uma melhor função extensora do tronco, se analisado em conjunto a análise observacional. Comparando em termos de altura da marquesa, através da análise quantitativa e observacional, denota-se que na posição de sentado, o CP é melhor conseguido na altura 100%, evidente na avaliação PE. Um dos motivos deve prender-se ao melhor contacto que os pés têm com o solo. Apesar de não ser essencial toda a superfície plantar estar em contacto com o solo no início do STS, tem de haver a possibilidade de o atingir durante a sequência, uma vez que o *timing* deste evento é um componente-chave na propulsão adquirida no STS (Fletcher, Cornall, & Armstrong, 2009). Modificações na altura do assento podem resultar numa mudança na exigência biomecânica: reduzir a altura do assento torna o movimento de STS mais exigente (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Um assento com altura inferior tem sido demonstrado que aumenta o deslocamento anterior do tronco (Janssen, Bussmann, &

Stam, 2002), o que é compatível com a análise observacional. Em suma, apesar de conseguir completar a sequência da forma mais exigente, com a marquesa a 100%, denota-se que, no momento do *seat-off*, existe mais CP quando a altura está aumentada.

Apesar de uma maior assimetria na distribuição de carga ter sido associada a um menor CP, a literatura atual ainda não oferece evidência para a existência de uma relação causal (Kamphuis, Kam, Geurts, & Weerdesteyn, 2013). Geralmente, quando a instabilidade postural coincide com assimetria na distribuição de carga, não é claro em que medida a diminuição da estabilidade está relacionada com aspetos biomecânicos ou se deve ser relacionada a controlo de circuitos neurais (Anker, et al., 2008).

Até agora, os estudos sobre a biomecânica neuro-músculo-esquelética durante o STS realizados em indivíduos após AVE têm-se centrado na simetria da distribuição de carga, o que não parece ser um resultado relevante no desempenho funcional e melhoria nestes indivíduos (Faria, Saliba, & Teixeira-Salmela, 2010), uma vez que esse parâmetro isolado não acrescenta nada sobre o nível de atividade. Tal como aconteceu nos indivíduos do estudo, é possível antes da intervenção até conseguir uma melhor simetria na distribuição de carga, mas à custa da passividade. Com o recurso ao IS, é possível visualizar de uma outra forma os resultados, desde que sempre acompanhado por outros dados, uma vez que analisado de modo isolado, este índice pouco diz sobre a qualidade da estabilidade/movimento. Na maioria dos casos, a intervenção resultou numa tendência para a simetria, com um maior nível de atividade, o que pode ser comprovado nas representações gráficas da distribuição da pressão, com um olhar mais elucidativo sobre os resultados da intervenção.

Relativamente à CIF, os resultados obtidos demonstram uma aquisição de qualificadores inferiores entre  $M_0$  e  $M_1$ , revelando uma diminuição da restrição na participação e limitação na atividade, o que vai de encontro com os relatos diários de cada indivíduo e compatível com as melhorias traduzidas nos valores supracitados e discutidos.

O reduzido número de indivíduos que constitui a amostra não é suficiente para estabelecer um padrão uniforme. No entanto, é suficiente para caracterizar cada indivíduo mais pormenorizadamente durante o conjunto postural sentado e o período de *seat-off*, o que ajuda a delinear estratégias de intervenção.

## 5. Conclusão

Após 11 semanas de intervenção, a cinemática relativa ao alinhamento do tronco e ao *postural setting* da escápula, as variações do CoP e a distribuição de carga, no conjunto postural sentado e durante o *seat-off* do STS, sofreram alterações. A modificação mais consistente foi no conjunto postural sentado, em termos de cinemática, de variação do CoP e de distribuição de carga, tendendo, na maioria das variáveis, para a simetria. As modificações nas variáveis enunciadas parecem indicar um melhor CP, possivelmente resultante de uma ativação mais organizada entre a musculatura abdominal e a paravertebral, e consequente relação com cintura escapular.

Assim, do ponto de vista do CP, parece que a intervenção baseada no conceito de *Bobath* teve efeitos positivos nos indivíduos em estudo.

## **Capítulo III. Conclusão Geral**



Este trabalho analisou o comportamento de três indivíduos após episódio unilateral de AVE, com características idênticas quanto ao sexo, idade, área de lesão e lado predominantemente comprometido, mas com particularidades interessantes ao nível no comportamento motor.

A escolha das variáveis prendeu-se com o facto dos estudos nesta população identificarem, sistematicamente, as mesmas alterações: a uma maior assimetria na distribuição de carga tem sido associada um maior deslocamento e velocidade do CoP, que por sua vez é equiparado a uma diminuição no CP (Gray & Culham, 2014). Análises de cinemática enunciam que após um episódio de AVE, alterações na cinemática do tronco se tornam evidentes (Duclos, Nadeau, & Lecours, 2008). A carência de estudos que envolvam mais componentes, relacionando entre si variáveis como a cinemática, a variação do CoP e a distribuição de carga, torna necessário estudos como este, para assim fundamentar a importância do conceito de *Bobath* nesta população em estudo.

O estudo da série de casos do presente relatório permitiu concluir que uma intervenção baseada no processo de raciocínio clínico parece ter efeitos positivos nos três indivíduos estudados, tendo sido os mais consistentes: 1) um melhor alinhamento do tronco, associado a um melhor *postural setting* da escápula, no conjunto postural sentado; 2) no período estável, uma diminuição do deslocamento e velocidade máxima do CoP; 3) no *seat-off*, um aumento global da velocidade do CoP, o que parecem refletir uma melhoria ao nível do CP (Iyengar, et al., 2014). Os outros achados não são consistentes entre eles, devido à diferença de problemas a resolver entre os indivíduos em estudo, mas na maioria, todos tendem para uma melhoria.

Dadas as alterações demográficas ocorridas nas últimas décadas e o aumento da esperança média de vida, tem-se verificado um crescimento do número de patologias neurológicas com consequências e impactos na vida dos indivíduos, nomeadamente no âmbito da participação (Sousa-Uva & Dias, 2014). Atualmente, muitos indivíduos vivem com limitações funcionais relacionadas com lesões do SNC, sendo por isso a Neurologia uma área em expansão. Neste âmbito, a Fisioterapia desempenha um papel crucial, uma vez que o seu objetivo se centra em devolver a máxima funcionalidade possível (Beninato, Portney, & Sullivan, 2009).

Mais do que validar um conjunto de técnicas, torna-se necessário estudos que envolvam mais componentes, relacionando entre si variáveis, de modo a fundamentar um conjunto de procedimentos e estratégias que não só quantifiquem as alterações decorrentes da intervenção, como as saibam interpretar. A concretização deste estágio, tendo por base um conceito dinâmico com carácter evolutivo, baseado na neurociência, conduzindo a constantes ajustes na intervenção, contribuiu para a evolução enquanto profissional de saúde na área da reabilitação neurológica.



## **Bibliografia**



- Anker, L. C., Weerdesteyn, V., van Nes, I. J., Nienhuis, B., Straatman, H., & Geurts, A. C. (2008). The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture*, *27*, pp. 471-477.
- Arya, K., & Pandian, S. (2014). Interlimb neural coupling: Implications for poststroke hemiparesis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*.
- Baets, L. D., Jaspers, E., Desloovere, K., & Van Deun, S. (2013). A systematic review of 3D scapular kinematics and muscle activity during elevation in stroke subjects and controls. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*, pp. 3-13.
- Beninato, M., Portney, L. G., & Sullivan, P. E. (2009). Using the International Classification of Functioning, Disability and Health as a Framework to Examine the Association Between Falls and Clinical Assessment Tools in People With Stroke. *Physical Therapy*, *89*, pp. 816-825.
- Berzina, G., Paanalahti, M., Lundgren-Nilsson, Å., & Sunnerhagen, K. S. (2013). Exploration of some personal factors with the International Classification of Functioning, Disability and Health Core set for stroke. *J Rehabil Med*, *45*, pp. 609-615.
- Braz, R. G., Goes, F. P., & Carvalho, G. A. (2008). Confiabilidade e validade de medidas angulares por meio do software para avaliação postural. *Fisioterapia Movimento*, *21*, pp. 117-126.
- Brière, A., Lauzière, S., Gravel, D., & Nadeau, S. (2010). Perception of Weight-Bearing Distribution During Sit-to-Stand Tasks in Hemiparetic and Healthy Individuals. *Stroke*, *41*, pp. 1704-1708.
- Champion, J., Barber, C., & Lynch-Ellerington, M. (2009). 7. 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.
- Cheng, P., Chen, C., Wang, C., & Hong, W. (2004). Leg Muscle Activation Patterns of Sit-to-Stand Movement in Stroke Patients. *Am J Phys Med Rehabil*, *83*, pp. 10-16.
- Cirstea, M. C., & Levin, M. F. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, *123*, pp. 940-953.
- Dong, Y., Sharma, V. K., Poon-Lap Chan, B., Venketasubramanian, N., Teoh, H. L., Chee, R., Chen, C. (2010). The Montreal Cognitive Assessment (MoCA) is superior to the Mini-Mental State Examination (MMSE) for the detection of vascular cognitive impairment after acute stroke. *Journal of the Neurological Sciences*, *299*, pp. 15-18.
- 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*, *22*, pp. 715-722.
- Faria, C. D., Saliba, V. A., & Teixeira-Salmela, L. F. (2010). Musculoskeletal biomechanics in sit-to-stand and stand-to-sit activities with stroke subjects: a systematic review. *Fisioter Mov.*, *23*, pp. 35-52.
- Fernandes, F. J. (2013). *Sit-to-Stand Movement Analysis using the Kinect Platform*. Master in Bioengineering: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Ferreira, E. A., Duarte, M., Maldonado, E. P., Burke, T. N., & Marques, A. P. (2010). Postural Assessment Software (PAS/SAPo): Validation and Reliability. *Clinics*, *65*, pp. 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* (p. 95). 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, 90*, pp. 561-571.
- Fraser, C. (2009). Exploring Partnerships in the Rehabilitation Setting. In S. Raine, L. Meadows, & M. Lynch-Ellerington, *The Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation* (p. 186). UK: Blackwell Publishing.
- 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, 28*, pp. 65-83.
- Freitas, S., Simões, M. R., Alves, L., Vicente, M., & Santana, I. (2012). Montreal Cognitive Assessment (MoCA): Validation Study for Vascular Dementia. *Journal of the International Neuropsychological Society, 18*, pp. 1031-1040.
- Freitas, S., Simões, M. R., Martins, C., Vilar, M., & Santana, I. (2010). Estudos de Adaptação do Montreal Cognitive Assessment (MoCA) para a população portuguesa. *Avaliação Psicológica, 9*, pp. 345-357.
- Fujimoto, M., & Chou, L. (2014). Region of Stability Derived by Center of Mass Acceleration Better Identifies Individuals with Difficulty in Sit-to-Stand Movement. *Annals of Biomedical Engineering, 42*, pp. 733-741.
- Galli, M., Cimolin, V., Crivellini, M., & Campanini, I. (2008). Quantitative analysis of sit to stand movement: Experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait & Posture, 28*, pp. 80-85.
- Genthon, N., & Rougier, P. (2006). Does the Capacity to Appropriately Stabilize Trunk Movements Facilitate the Control of Upright Standing? *Motor Control, 10*, pp. 232-243.
- Genthon, N., Vuillerme, N., Monnet, J., Petit, C., & Rougier, P. (2007). Biomechanical assessment of the sitting posture maintenance in patients with stroke. *Clinical Biomechanics*, pp. 1024-1029.
- Geurts, A., Boonstra, T., Voermans, N., Diender, M., Weerdesteyn, V., & Bloem, B. (2011). Assessment of postural asymmetry in mild to moderate Parkinson's disease. *Gait & Posture, 33*, pp. 143-145.
- Graham, J. V., Eustace, C., Brock, K., Swain, E., & Irwin-Carruthers, S. (2009). The Bobath Concept in Contemporary Clinical Practice. *Top Stroke Rehabil, 16*, pp. 57-68.
- Gray, C. K., & Culham, E. (2014). Sit-to-Stand in People with Stroke: Effect of Lower Limb Constraint-Induced Movement Strategies. *Stroke Research and Treatment*, pp. 1-8.
- Gray, V. L., Ivanova, T. D., & Garland, S. J. (2014). Reliability of center of pressure measures within and between sessions in individuals post-stroke and healthy controls. *Gait & Posture, 40*, pp. 198-203.
- Huang, H. J., & Ferris, D. P. (2009). Upper and Lower Limb Muscle Activation Is Bidirectionally and Ipsilaterally Coupled. *Med Sci Sports Exerc., 41*, pp. 1778-1789.
- Iyengar, R., Vijayakumar, K., Abraham, M. J., Misri, J. Z., Suresh, B., & Unnikrishnan, B. ([Epub ahead of print] 2014). Relationship between postural alignment in sitting by photogrammetry and seated postural control in post-stroke subjects. *NeuroRehabilitation*.
- Janes, W. E., Brown, J. M., Essenberg, J. M., & Engsberg, J. R. (2012). Development of a method for analyzing three-dimensional scapula kinematics. *Hand, 7*, pp. 400-406.
- Janssen, W. G., Bussmann, H. B., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review. *Physical Therapy, 82*, pp. 866-879.

- Janssen, W., Bussmann, J., Selles, R., Koudstaal, P., Ribbers, G., & Stam, H. (2010). Recovery of the Sit-to-Stand Movement After Stroke: A Longitudinal Cohort Study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24, pp. 763-769.
- Jaraczewska, E., & Long, C. (2006). Kinesio® Taping in Stroke: Improving Functional Use of the Upper Extremity in Hemiplegia. *Top Stroke Rehabil*, 13, pp. 31-42.
- Johnson, M. B., & Van Emmerik, R. E. (2011). Is Head-on-Trunk Extension a Proprioceptive Mediator of Postural Control and Sit-to-Stand Movement Characteristics? *Journal of Motor Behavior*, 43, pp. 491-498.
- Jung, K., Kim, Y., Chung, Y., & Hwang, S. (2014). Weight-Shift Training Improves Trunk Control, Proprioception, and Balance in Patients with Chronic Hemiparetic Stroke. *Tohoku J. Exp. Med.*, 232, pp. 195-199.
- Kamphuis, J. F., Kam, D. d., Geurts, A. C., & Weerdesteyn, V. (2013). Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review. *Stroke Research and Treatment*, pp. 1-13.
- Kwon, Y., Pinto, V., Yoon, J., Frankle, M., Dunning, P., & Sheikhzadeh, A. (2012). Kinematic analysis of dynamic shoulder motion in patients with reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 21, pp. 1184-1190.
- Lecours, J., Nadeau, S., Gravel, D., & Teixeira-Salmela, L. (2008). Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med*, 40, pp. 200-207.
- Lee, M. Y., & Lee, H. Y. (2013). Analysis for Sit-to-Stand Performance According to the Angle of Knee Flexion in Individuals with Hemiparesis. *J. Phys. Ther. Sci.*, 25, pp. 1583-1585.
- 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.*, 47, pp. 135-142.
- Likhi, M., Jidesh, V. V., Kanagaraj, R., & George, J. K. (2013). Does Trunk, Arm, or Leg Control Correlate Best With Overall Function in Stroke Subjects? *Top Stroke Rehabil*, 20, pp. 62-67.
- Lomaglio, M. J., & Eng, J. J. (2005). Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait & Posture*, 22, pp. 126-131.
- Luke, C., Dodd, K. J., & Brock, K. (2004). Outcomes of the Bobath concept on upper limb recovery following stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18, pp. 888-898.
- Lundy-Ekman, L. (2008). Sistema Motor: Neurónios Motores. In L. Lundy-Ekman, *Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação*. Rio de Janeiro: Elsevier.
- Ma, T. (2006). Núcleos da Base. In D. E. Haines, *Neurociência Fundamental para aplicações básicas e clínicas*. 483-502.
- Mansfield, A., Danells, C. J., Inness, E., Mochizuki, G., & McIlroy, W. E. (2011). Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. *Clinical Biomechanics*, 26, pp. 312-317.
- Marigold, D. S., & Eng, J. J. (2006). The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait & Posture*, 23, pp. 249-255.

- Meadows, L., & Williams, J. (2009). 2. An Understanding of Functional Movement as a Basis for Clinical Reasoning. In S. Raine, L. Meadows, & M. Lynch-Ellerington, *Bobath Concept: Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation* (p. 31). United Kingdom: Blackwell Publishing Ltd.
- 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*, pp. 1875-1883.
- Mihailoff, G., & Haines, D. (2006). Sistema Motor I: Influência Espinhal, do Tronco Cerebral e Sensorial Periférica nos Neurónios do Corno Anterior. In D. E. Haines, *Neurociência Fundamental para Aplicações Básicas e Clínicas*. Rio de Janeiro: Elsevier.
- Nadeau, S., Desjardins, P., Briere, A., Roy, G., & Gravel, D. (2008). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. *Med Biol Eng Comput*, *46*, pp. 299-306.
- Niessen, M., Janssen, T., Meskers, C., Koppe, P., Konijnenbelt, M., & Veeger, D. (2008). Kinematics of the Contralateral and Ipsilateral Shoulder: a Possible Relationship with Post-Stroke Shoulder Pain. *J Rehabil Med*, *40*, pp. 482-486.
- Oliveira, A. F., Alves, C., Batista, P., Fernandes, M. B., Carolino, E., & Coutinho, I. (2008). Contribuição para a adaptação e validação da versão portuguesa da Motor Assessment Scale. *Saúde & Tecnologia*, *1*, pp. 25-28.
- Orlin, M. N., & McPoil, T. G. (2000). Plantar Pressure Assessment. *Physical Therapy*, *80*, pp. 399-409.
- Parente, F., Fernandes, A., Pinheiro, B., Isidoro, A., Barbosa, V., Torres, S., & Ferreira, A. P. (2000). Acidente Vascular Cerebral Hemorrágico – Impacto Clínico e Social. *6º Congresso Nacional de Medicina Interna, Porto, 2000*.
- Perlmutter, S., Lin, F., & Makhsous, M. (2010). Quantitative analysis of static sitting posture in chronic stroke. *Gait & Posture*, *32*, pp. 53-56.
- Peurala, S., Kononen, P., Pitkanen, K., Sivenius, J., & Tarkka, I. (2007). Postural instability in patients with chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*, *25*, pp. 101-108.
- Programa Nacional para as Doenças Cérebro-Cardiovasculares. (2013). *Portugal – Doenças Cérebro-Cardiovasculares em números – 2013*. Lisboa.
- Raghavan, P., Santello, M., Gordon, A., & Krakauer, J. (2010). Compensatory Motor Control After Stroke: An Alternative Joint Strategy for Object-Dependent Shaping of Hand Posture. *Journal of Neurophysiology*, *103*, pp. 3034-3043.
- Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*, *12*, pp. 9884-9912.
- Regattieri, N., Haetinger, R., Piske, R., & Liberti, E. (2010). Anatomia arterial intracraniana: avaliação por angiotomografia computadorizada. *Rev Imagem (Online)*, *32*, pp. 31-37.
- Robertson, J. V., Roche, N., & Roby-Brami, A. (2012). Influence of the side of brain damage on postural upper-limb control including the scapula in stroke patients. *Exp Brain Res*, *218*, pp. 141-155.
- Roerdink, M., De Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S. F., Geurts, A. C., & Beek, P. J. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Exp Brain Res*, *174*, pp. 256-269.
- Sato, S., Mizuma, M., Kawate, N., Kasai, F., & Wada, S. (2012). Evaluation of trunk sway in sit-to-stand motion using a pressure distribution measurement system. *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*, *3*, pp. 6-10.

- Sato, S., Mizuma, M., Kawate, N., Kasai, F., & Watanabe, H. (2011). Evaluation of sit-to-stand motion using a pressure distribution measurement system – effect of differences in seat hardness on sit-to-stand motion. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 6, pp. 290-298.
- Soangra, R., & Lockhart, T. E. (2012). A comparative study for performance evaluation of sit-to-stand task with body worn sensor and existing laboratory methods. *Biomed Sci Instrum.*, 48, pp. 407-414.
- Sousa-Uva, M., & Dias, C. M. (2014). *Prevalência de Acidente Vascular Cerebral na população portuguesa: dados da amostra ECOS 2013*. Instituto Nacional de Saúde Doutor Ricardo Jorge, IP.
- Sue Raine, G. D. (2007). The current theoretical assumptions of the Bobath concept as determined by the members of BBTA. *Physiotherapy Theory and Practice*, 23, pp. 137-152.
- Takakusaki, K., Saitoh, K., Harada, H., & Kashiwayanagi, M. (2004). Role of basal ganglia–brainstem pathways in the control of motor behaviors. *Neuroscience Research*, 50, pp. 137-151.
- Teasell, R., Mehta, S., Pereira, S., McIntyre, A., Janzen, S., Allen, L., Viana, R. (2012). Time to rethink long-term rehabilitation management of stroke patients. *Top Stroke Rehabil*, 19, pp. 457-462.
- 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*, 22, pp. 338-345.
- Tung, F.-L., Yang, Y.-R., Lee, C.-C., & Wang, R.-Y. (2010). Balance outcomes after additional sit-to-stand training in subjects with stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, pp. 1-10.
- van Nes, I. J., Nienhuis, B., Latour, H., & Geurts, A. C. (2008). Posturographic assessment of sitting balance recovery in the subacute phase of stroke. *Gait & Posture*, 28, pp. 507-512.
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H., Makhsous, M., Roy, P. V., Anglin, C., Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38, pp. 981-992.



## **Anexos**



**Anexo 1**

*Montreal Cognitive Assessment (MOCA)*

# MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA)

VERSÃO PORTUGUESA 7.3 – VERSÃO ALTERNATIVA

Nome: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

Gênero: \_\_\_\_\_ Data de Nascimento: \_\_\_\_\_

Escolaridade: \_\_\_\_\_ Data de Avaliação: \_\_\_\_\_

<b>VISUO-ESPACIAL / EXECUTIVA</b>		Copiar o cilindro		Desenhar um Relógio (nove e dez) (3 pontos)			<b>Pontos</b>	
				<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>			_ / 5	
<b>NOMEAÇÃO</b>								_ / 3
<b>MEMÓRIA</b>	Leia a lista de palavras. O sujeito deve repeti-la. Realize dois ensaios. Solicite a evocação da lista <b>5 minutos mais tarde.</b>	Barco	Ovo	Calças	Sofá	Roxo	<b>Sem Pontuação</b>	
	1º ensaio							
	2º ensaio							
<b>ATENÇÃO</b>	Leia a sequência de números. (1 número/segundo)	O sujeito deve repetir a sequência. [ ] 5 4 1 8 7 O sujeito deve repetir a sequência na ordem inversa. [ ] 1 7 4					_ / 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.		[ ] FBACMNAAJKLBAFAKDEAAAJAMOFABA					_ / 1	
Subtrair de 7 em 7 começando em 80.		[ ] 73	[ ] 66	[ ] 59	[ ] 52	[ ] 45	_ / 3	
4 ou 5 subtrações correctas: 3 pontos; 2 ou 3 correctas: 2 pontos; 1 correcta: 1 ponto; 0 correctas: 0 pontos								
<b>LINGUAGEM</b>	Repetir: Ela soube que o advogado dele meteu um processo após o acidente. [ ]	As meninas a quem deram muitos doces ficaram com dores de barriga. [ ]					_ / 2	
Fluência verbal: Dizer o maior número possível de palavras que comecem pela letra "M" (1 minuto). [ ] _____ (N ≥ 11 Palavras)							_ / 1	
<b>ABSTRAÇÃO</b>	Semelhança p.ex. entre banana e laranja = frutos [ ]		olho - ouvido [ ]		trompete - piano [ ]		_ / 2	
<b>EVOCAÇÃO DIFERIDA</b>	Deve recordar as palavras SEM PISTAS	Barco [ ]	Ovo [ ]	Calças [ ]	Sofá [ ]	Roxo [ ]	<b>Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS</b>	
<b>Opcional</b>	Pista de categoria							
	Pista de escolha múltipla							
<b>ORIENTAÇÃO</b>	[ ] Dia do mês	[ ] Mês	[ ] Ano	[ ] Dia da semana	[ ] Lugar	[ ] Localidade	_ / 6	

Adapted by : Z. Nasreddine MD, N. Phillips PhD, H. Chertkow MD

© Z. Nasreddine MD

www.mocatest.org

Examinador: \_\_\_\_\_

**TOTAL** \_\_\_\_\_ / 30

**Anexo 2**

*Motor Assessment Scale (MAS)*

*Motor Assessment Scale (MAS) - Escala de Avaliação Motora (Carr & Shepherd, 1985)*

Nome: \_\_\_\_\_

Ficha de Pontuação do Movimento

Data: \_\_\_\_\_

<b>Actividade</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>
1. Decúbito Dorsal para Decúbito Lateral							
2. Decúbito Dorsal para sentado sobre o lado da cama							
3. Equilíbrio sentado							
4. Sentado para posição em pé							
5. Marcha							
6. Função do Membro Superior							
7. Movimentos da Mão							
8. Actividades Manuais Avançadas							
Pontuação Total							

Comentários (se aplicáveis): \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

### **1) Decúbito Dorsal para Decúbito Lateral sobre o lado não afectado**

1. Coloca-se sozinho em decúbito lateral. (A posição inicial deve ser em decúbito dorsal, com os joelhos em extensão. O paciente puxa-se a si próprio para decúbito lateral, utilizando o membro superior não afectado, move o membro inferior afectado com a ajuda do membro inferior não afectado.)
2. Cruza o membro inferior afectado activamente e a metade inferior do corpo acompanha em bloco. (Posição inicial idêntica à acima indicada. O membro superior afectado é deixado para trás.)
3. O membro superior é elevado com o outro membro superior cruzando o corpo. O membro inferior é movido activamente e o tronco, acompanha em bloco. (Posição inicial idêntica à acima indicada.)
4. Move activamente o membro superior cruzando a linha média e o resto do corpo acompanha em bloco. (Posição inicial idêntica à acima indicada.)
5. Move o membro superior e o membro inferior e rola para o lado, mas desequilibra-se. (Posição inicial idêntica à acima indicada. Protracção do ombro e flexão do membro superior para a frente).
6. Rola para o lado em 3 segundos. (Posição inicial idêntica à acima indicada. Não deve usar as mãos.)

### **2) Decúbito Dorsal para sentado sobre o lado da cama**

1. Em decúbito lateral, eleva a cabeça lateralmente, mas não consegue sentar-se. (O paciente é assistido para assumir o decúbito lateral).
2. Decúbito lateral para sentado sobre o lado da cama. (O fisioterapeuta assiste o paciente no movimento. O paciente controla a posição da cabeça durante todo o movimento).
3. Decúbito lateral para sentado sobre o lado da cama. (O fisioterapeuta está preparado para apoiar o paciente (ver regras gerais item 5) movendo os membros inferiores para fora da cama.)
4. Decúbito lateral para sentado sobre o lado da cama. (Sem apoio do fisioterapeuta).
5. Decúbito dorsal para sentado sobre o lado da cama. (Sem apoio do fisioterapeuta).
6. Decúbito dorsal para sentado sobre o lado da cama em dez segundos. (Sem apoio do fisioterapeuta).

### **3) Equilíbrio sentado**

1. Sentado apenas com suporte. (O fisioterapeuta deve assistir o paciente a sentar-se).
2. Sentado sem suporte durante dez segundos. (Sem se segurar usando as mãos; joelhos e pés juntos, os pés podem estar apoiados no chão).
3. Sentado sem suporte com o peso para a frente e igualmente distribuído. (O peso deve estar bem para a frente sobre as ancas, a cabeça e coluna dorsal em extensão e o peso deve estar igualmente distribuído sobre ambos os lados).
4. Sentado sem apoio, roda a cabeça e o tronco para olhar para trás (Pés apoiados e juntos no chão. Não permitir que os membros inferiores realizem abdução ou que os pés se movam. Mãos repousando sobre as coxas, não permitir que as mãos se movam para o colchão).
5. Sentado sem apoio, inclina-se à frente para tocar o chão e retorna à posição inicial. (Pés apoiados no chão. Não permitir que o paciente se segure usando as mãos. Não permitir que as pernas e os pés se movam, suportar o braço afectado se necessário. A mão deve tocar o chão pelo menos 10 cm à frente dos pés).
6. Sentado num banco, sem suporte, inclina-se para ambos os lados para tocar no chão e retorna à posição inicial. (Pés apoiados no chão. Não permitir que o paciente se segure usando as mãos. Não permitir que os membros inferiores se movam, suportar o membro superior afectado se necessário. O paciente deve inclinar-se para ambos os lados e não à frente.)

### **4) Sentado para posição em pé**

1. Passa para posição de pé com ajuda do fisioterapeuta. (Qualquer método.)
2. Passa para posição de pé, estando o fisioterapeuta preparado para apoiar. (O peso é distribuído de forma desigual, usa as mãos para se suportar).
3. Passa para posição de pé. (Não permitir uma distribuição desigual do peso ou ajuda das mãos).
4. Passa para posição de pé e mantém-se durante 5 segundos com as ancas e os joelhos em extensão. (Não permitir uma distribuição desigual do peso).
5. Passa de sentado para posição de pé e de novo para sentado sem auxílio. (Não permitir uma distribuição desigual do peso. Extensão completa das ancas e dos joelhos).
6. Passa de sentado para posição de pé e de novo para sentado sem auxílio, três vezes em 10 segundos. (Não permitir uma distribuição desigual do peso).

## **5) Marcha**

1. Fica em pé sobre o membro inferior afectado e dá um passo em frente com o outro membro inferior. (A anca que suporta o peso deve estar em extensão. O fisioterapeuta pode estar preparado para apoiar).
2. Realiza marcha com uma pessoa preparada para apoiar, mas sem assistir activamente.
3. Percorre três metros sozinho ou com qualquer auxiliar de marcha, mas sem apoio do fisioterapeuta ou terceira pessoa.
4. Percorre cinco metros sozinho, sem auxiliares de marcha, em 15 segundos.
5. Percorre dez metros sozinho, sem auxiliares de marcha, volta-se, levanta um pequeno saco de areia do chão, e regressa em 25 segundos. (Pode usar qualquer mão).
6. Sobe e desce quatro degraus com ou sem auxiliar de marcha, mas sem se segurar no corrimão, três vezes em 35 segundos.

## **6) Função de Membro Superior**

1. Deitado, realiza protração da cintura escapular com o membro superior em elevação. (O fisioterapeuta coloca o membro superior em posição e suporta-o com o cotovelo em extensão).
2. Deitado, mantém o membro superior em elevação durante dois segundos (O fisioterapeuta deve colocar o membro superior em posição e o paciente deve mantê-la com alguma rotação externa. O cotovelo deve ser mantido dentro dos últimos 20° de extensão).
3. Flexão e extensão do cotovelo para levar a palma da mão à frente como no ponto 2 (O fisioterapeuta pode assistir a supinação do antebraço).
4. Sentado, mantém o ombro em flexão de 90° com o cotovelo em extensão durante dois segundos. (O fisioterapeuta deve colocar o membro superior em posição e o paciente deve mantê-lo, com alguma rotação externa e extensão do cotovelo. Não permitir uma elevação excessiva do ombro).
5. Sentado, o paciente eleva o membro superior para a posição acima descrita, mantém a posição durante dez segundos e baixa o membro superior. (O paciente deve manter a posição com alguma rotação externa. Não permitir pronação)

6. Na posição de pé, mão contra a parede. Mantém a posição do membro superior enquanto roda o corpo na direcção da parede (O membro superior deve estar abduzido a 90° com a palma da mão contra a parede).

### **7) Movimentos da mão**

1. Sentado, extensão do punho. (O fisioterapeuta deve ter o paciente sentado a uma mesa com o seu antebraço apoiado sobre a mesa. O fisioterapeuta coloca um objecto cilíndrico na palma da mão do paciente. É pedido ao paciente que eleve o objecto da mesa através da extensão do punho. Não permitir a flexão do cotovelo).
2. Sentado, desvio radial do punho. (O fisioterapeuta deve posicionar o antebraço em posição neutra, isto é, apoiado sobre o bordo cubital, polegar alinhado com o antebraço e punho em extensão, dedos em volta de um objecto cilíndrico. É solicitado ao paciente que eleve a sua mão da mesa. Não permitir a flexão do cotovelo ou pronação).
3. Sentado, cotovelo junto ao corpo, pronação e supinação. (Cotovelo não apoiado e flectido a 90°. Três quartos da amplitude de movimento é aceitável).
4. Sentado, alcança à frente, levanta uma bola de 14 cm de diâmetro com ambas as mãos e baixa-a. (A bola deve ser colocada numa mesa em frente ao paciente a uma distância que exija a extensão completa do cotovelo para a alcançar. Os ombros devem estar em protração, os cotovelos em extensão e os punhos em posição neutra ou em extensão. As palmas das mãos devem ser mantidas em contacto com a bola).
5. Sentado, pega num copo de plástico sobre a mesa e coloca-o sobre a mesa do outro lado do corpo. (Não permitir que haja alteração da forma do copo).
6. Oposição contínua do polegar com cada dedo por mais de 14 vezes em 10 segundos. (Cada dedo por sua vez, toca o polegar começando com o indicador. Não permitir que o polegar deslize de um dedo para outro ou que vá para trás).

### **8) Actividades manuais avançadas**

1. Pega numa tampa de uma caneta e volta pousá-la. (O paciente estica o membro superior à frente, pega na tampa da caneta e pouso-a sobre a mesa próximo do corpo).
2. Pega numa única goma de uma chávena e a coloca-o noutra chávena (A chávena de chá contém oito gomas. Ambas as chávenas devem estar à distância do corpo,

correspondente ao alcance dos membros superiores. A mão esquerda pega a goma da chávena à direita e coloca-o na chávena à esquerda).

3. Desenha linhas horizontais até parar junto de uma linha vertical, dez vezes em vinte segundos. (Pelo menos cinco linhas devem tocar e terminar na linha vertical).
4. Segura um lápis, faz pontos rápidos e consecutivos numa folha de papel. (O paciente deve fazer pelo menos dois pontos por segundo, durante cinco segundos. O paciente pega no lápis e posiciona-o sem assistência. O paciente deve segurar o lápis como para escrever. O paciente deve fazer um ponto e não um traço).
5. Leva uma colher de sobremesa cheia de líquido à boca. (Não permitir que a cabeça se incline na direcção da colher. Não permitir que o líquido se entorne).
6. Segura um pente e penteia o cabelo na parte posterior da cabeça.

## REGRAS GERAIS PARA ADMINISTRAÇÃO DA ESCALA

- 1) O teste deve ser realizado preferencialmente numa sala privada e silenciosa ou numa área separada com cortinas.
- 2) O teste deve ser realizado com o paciente em estado de alerta máximo. Por exemplo, não quando o paciente está sob o efeito de drogas sedativas ou hipnóticas. Deve ser registado se o paciente estiver sob a influência de um destes tipos de drogas.
- 3) O paciente deve estar vestido com roupas adequadas para sair com mangas arregaçadas e sem meias e sapatos. Os itens 1 a 3 inclusive podem ser pontuados se necessário, com o paciente com roupas de dormir.
- 4) Cada item é pontuado numa escala de 0 a 6.
- 5) Todos os itens devem ser realizados de forma independente pelo paciente a não ser que tenha sido estabelecido de outra forma. Estar preparado para apoiar significa que o fisioterapeuta está preparado e que pode suportar o paciente mas não assisti-lo activamente.
- 6) Os itens de 1 a 8 são pontuados de acordo com as respostas do paciente às instruções específicas.
- 7) O paciente deve ser pontuado no seu melhor desempenho. Deve repetir três vezes, a menos que haja outras instruções específicas estabelecidas.
- 8) Uma vez que a escala é desenhada para pontuar o melhor desempenho, o fisioterapeuta deve dar encorajamento geral ao paciente, mas não deve dar *feedback* específico sobre se a resposta foi correcta ou incorrecta. É necessário ser sensível ao paciente, para lhe permitir produzir o melhor desempenho.
- 9) As instruções devem ser repetidas e devem ser realizadas demonstrações ao paciente se necessário.
- 10) A ordem de administração dos itens de 1 a 8 pode variar de acordo com a conveniência.
- 11) Se o paciente se tornar emocionalmente lábil em qualquer altura durante a administração da escala, o fisioterapeuta deve aguardar 15 segundos antes de tentar os seguintes procedimentos:
  - Pedir ao paciente para fechar a boca e respirar profundamente.
  - Segurar a mandíbula cerrada do paciente e pedir-lhe que pare de chorar.

Se o paciente for incapaz de controlar o seu comportamento, o examinador deve interromper o teste e repontuar aquele item ou qualquer outro item num momento mais apropriado.

- 12) Se a performance for pontuada de forma diferente do lado direito e esquerdo, o fisioterapeuta pode indicá-lo dividindo as células da tabela em direito e esquerdo.
- 13) O paciente deve ser informado quando estiver a ser cronometrado.
- 14) Será necessário o seguinte equipamento: um colchão pouco espesso e largo, um cronómetro, um copo de plástico, oito gomas, duas chávenas de chá, uma bola de borracha de aproximadamente 14 cm de diâmetro, um banco, um pente, uma tampa de caneta, uma mesa, uma colher de sobremesa e água, uma caneta, uma folha de papel para desenhar linhas e um objecto cilíndrico como uma jarra.

**Anexo 3**

Consentimento Informado

---

## DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

---

*Considerando a **Declaração de Helsínquia** da Associação Médica Mundial*

*(Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996 e Edimburgo 2000)*

### ***Reorganização de componentes do controlo postural na sequência sit-to-stand em indivíduos com acidente vascular encefálico***

No âmbito do estágio do 2º ano do Mestrado em Fisioterapia - Especialização em Neurologia, da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, e do estudo acima designado, **eu, abaixo-assinado** (nome completo) \_\_\_\_\_, declaro que compreendi a explicação que me foi fornecida acerca da investigação que se pretende realizar, para a qual é pedida a minha participação. Foi-me dada a oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias, e de todas obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que, de acordo com as recomendações da Declaração de Helsínquia, a explicação que me foi prestada versou os objetivos, os métodos, os benefícios previstos e os potenciais riscos. Além disso, foi-me dito que tenho o direito de recusar a todo o tempo a minha participação ou a utilização dos meus dados no estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo na assistência que me é prestada. Fui informado(a) que os meus dados pessoais e outras informações que me possam identificar serão omitidos neste estudo. Autorizo ainda ser fotografado(a) e filmado(a) durante a minha participação e a utilização das fotografias e vídeos, tendo como garantia que estes serão tratados de forma a impedir que a minha imagem seja reconhecida. Nestas circunstâncias, aceito livremente participar neste projeto de investigação, tal como foi apresentado pela investigadora.

Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_

Assinatura do(a) participante(a): \_\_\_\_\_

Assinatura da investigadora responsável: \_\_\_\_\_