

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

Ângela Nicola Martins Ribeiro

RELATÓRIO

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição
ortostática em utentes com Acidente Vascular
Encefálico

Mestrado em Fisioterapia – Opção em Neurologia

Setembro 2013

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

Ângela Nicola Martins Ribeiro

RELATÓRIO

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com Acidente Vascular Encefálico

Relatório de Estágio submetido à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção de grau de Mestre em Fisioterapia – Opção em Neurologia, realizada sobre a orientação científica do Mestre Alexandre Lopes, Professor Assistente da Área Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto e da Mestre Joana Ferreira, Professora Assistente da Área Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

Setembro 2013

Índice

Índice de Abreviaturas, Acrónimos e Sinais	I
Índice de tabelas	III
Índice de figuras	III
Capítulo I - Introdução	1
Introdução	2
Capítulo II - Estudo série de casos	5
Resumo	6
Abstract.....	8
1 Introdução.....	10
2 Participantes	12
3 Instrumentos	13
4 Procedimentos	14
4.1 Avaliação	14
4.2 Intervenção	17
4.3 Ética.....	20
5 Resultados.....	20
6 Discussão.....	24
7 Conclusão	31
Capítulo III. Discussão e Conclusão Geral.....	32
Discussão Geral	33
Conclusão Geral	34
Agradecimentos	35
Bibliografia.....	36
Anexos.....	43

Índice de Abreviaturas, Acrónimos e Sinais

AVE – Acidente Vascular Encefálico

AVD – Atividades da Vida Diária

CP – Controlo Postural

CM – Centro de Massa

BS – Base de Suporte

CPr – Centro de Pressão

CG – Centro de Gravidade

SNC – Sistema Nervoso Central

MS – Membro Superior

MI – Membro Inferior

MI's – Membros Inferiores

APA's - Ajustes Posturais Antecipatórios

aAPA's – Ajustes Posturais Antecipatórios de Acompanhamento

pAPA's – Ajustes Posturais Antecipatórios de Preparação

ACM -Artéria Cerebral Média

TAC – Tomografia Axial Computorizada

MMSE - Mini Mental State Examination

IMC - Índice de Massa Corporal

FMA - Fugl-Meyer Assessment Recovery After Stroke

BBS – Berg Balance Scale

MDRT - Multi-Directional Reach Test

PPE - Plataforma de Pressões Emed

Hertz - Hz

Kpa - Quilopascal

M0 - Momento Inicial

M1 - Momento Final

COPx – Coordenada do Centro de Pressão no sentido médio-lateral

COPY - Coordenada do Centro de Pressão no sentido ântero-posterior

CF- Coxofemural

GU – Glenoumeral

FT – Fisioterapeuta

M – Média

dp – Desvio padrão

Índice de tabelas

Tabela I - Caracterização dos utentes relativamente: idade, sexo, peso, altura, IMC, estado civil, agregado familiar, profissão, habilitações, condição socioeconómica, tipo de AVE, tempo de evolução, artéria lesada, local específico da lesão e lado contralesional.	Pág. 13
Tabela II - Principais problemas e hipóteses clínicas para os utentes 1, 2 e 3 ao longo da intervenção.	Pág. 18
Tabela III - Procedimentos e estratégias para o utente 1 ao longo da intervenção.	Pág. 19
Tabela IV - Procedimentos e estratégias para o participante 2 ao longo da intervenção.	Pág. 19
Tabela V – Procedimentos e estratégias para o utente 3 ao longo da intervenção.	Pág. 20
Tabela VI – Resultados da aplicação do MDRT nos momentos M0 e M1 (valores absolutos em cm).	Pág. 21
Tabela VII – Resultados da aplicação da PPE relativos ao COPx Inicial e Final nos momentos M0 e M1 ($M \pm dp$) e as respectivas diferenças entre o início e o final da tarefa em cada momento.	Pág. 21
Tabela VIII – Resultados da aplicação da PPE relativos ao COPy Inicial e Final nos momentos M0 e M1 ($M \pm dp$) e as respectivas diferenças entre o início e o final da tarefa em cada momento.	Pág. 22
Tabela IX – Registo observacional dos utentes nos momentos M0 e M1 relativamente às componentes de movimento na posição ortostática.	Pág. 23
Tabela X - Resultados da aplicação da FMA e da BBS nos momentos M0 e M1.	Pág. 24

Índice de figuras

Figura I – Posição inicial na medição do deslocamento anterior e posterior do MDRT	Pág. 15
Figura II - Esquema exemplificativo dos parâmetros avaliados no cálculo das coordenadas de COPx e COPy.	Pág. 17

Capítulo I - Introdução

Introdução

Existem várias patologias que acometem o Sistema Nervoso Central (SNC), destacando-se o Acidente Vascular Encefálico (AVE), por representar a terceira causa de morte e a causa mais importante de incapacidade permanente nos países industrializados, originando um problema da maior importância ao nível da Saúde Pública (Pereira, 2004). Ao nível Europeu, as taxas de morbilidade anual estão compreendidas entre 63,5 e 273,4/100.000 indivíduos, estimando-se que surjam, por ano, entre 100 e 200, novos casos, por cada 100.000 habitantes. Em Portugal, é considerado a primeira causa de morte e de incapacidade prolongada (Rodrigues et al., 2002).

O AVE, que corresponde a uma patologia complexa causada por uma combinação de múltiplos factores de risco (Munshi & Kaul, 2010), resulta de uma restrição da irrigação sanguínea ao encéfalo, conduzindo a lesão celular e a alteração das funções neurológicas (O'Sullivan & Schmitz, 2010).

Os défices neuro-motores consequentes do AVE dependem da etiologia, da gravidade, da localização e da extensão da lesão, compreendendo alterações biomecânicas, de recrutamento de atividade (ajustes posturais e movimento voluntário) e de modulação de tónus muscular (Cristea & Levin, 2000; Montgomery & Connolly, 2003; Mirbagheri et al., 2008).

A artéria cerebral média (ACM) irriga a maior parte do território encefálico, representando um dos locais mais comuns de ocorrência do AVE (Afifi & Bergman, 2005 e Lundy-Ekman, 2008) e consequentemente, surgindo associada a múltiplos défices neurológicos (Heinsius, Bogousslavsky & Van Melle, 1998). No território desta artéria passa o sistema corticoreticular, o qual é parcialmente responsável pelo Controlo Postural (CP) (Jang, 2011). O córtex pré-motor influencia a produção dos ajustes posturais antecipatórios (APA's) (Massion, 1992) e a área motora suplementar contribui para o *timing* dos mesmos (Jacabos et al., 2009). A formação reticular, ao receber *input* aferente do sistema sensorial, do córtex pré-motor e da área motora suplementar, desempenha, igualmente, um papel importante na produção dos APA's (Schepens & Drew, 2004 e Kiernan, 2005).

O CP diz respeito à capacidade para manter a projecção do Centro de Massa (CM) dentro dos limites de estabilidade, que estão relacionados com a Base de Suporte (BS), assim como, a capacidade para manter o CM alinhado com o Centro de Pressão (CPr) (Winter, 1995 e Shumway-Cook & Woollacott, 2007). A avaliação dos limites de estabilidade ajuda a determinar a severidade e a estabelecer o prognóstico de um AVE (Benaim, 1999), assim como, permite inferir sobre as alterações do CP (Holbein & Redfern, 1997 e Binda, Culham & Brouwer, 2003).

No entanto, apesar das consequências nefastas da lesão, o SNC possui a capacidade de se adaptar a esta nova condição através da neuroplasticidade, alterando a sua própria organização estrutural e funcional, através do “treino” e da experiência, fortalecendo ou enfraquecendo as sinapses. A prática de tarefas conduz a alterações plásticas e dinâmicas no SNC (Fisher & Sullivan, 2001 e Johnston et al., 2001). A experiência e a aprendizagem podem remodelar as conexões neurais corticais, bem como, podem modificar sinapses ou produzir alterações ao nível molecular na área perilesionada ou nas áreas não lesionadas (Keyvani & Schallert, 2001).

A intervenção em fisioterapia na área da neurologia pode seguir diferentes métodos ou conceitos (Davidson & Walters, 2000; Lennon, 2003 citados por Raine, 2007a), destacando-se o conceito de *Bobath*, que se fundamenta na neuroplasticidade (Edwards, 2004). O conceito considera que os movimentos são organizados, tendo em consideração o meio ambiente, em torno de um objectivo funcional e compreendido pela interacção de múltiplos sistemas, designadamente, os sistemas sensório-motor e músculo-esquelético (Mulder et al., 2001 e Edwards, 2004).

Este conceito, que na actualidade consiste numa das abordagens mais comumente usadas (Davidson & Walters, 2000; Lennon, 2003 citados por Raine, 2007a), representa uma abordagem baseada na resolução de problemas, permitindo a avaliação e a intervenção em indivíduos com distúrbios da função e movimento decorrentes de uma lesão do SNC (Lettinga, 2002). Desta forma, possibilita a formação de um raciocínio clínico, bem como, uma intervenção individualizada e adaptada segundo a resposta do individuo, estimulando-o a ter um papel activo no seu processo de reabilitação e, conseqüentemente, potenciando as modificações ao nível do SNC (Lennon, 2003).

Deste modo, este relatório espelha uma avaliação reflectida sobre a prática clínica em fisioterapia assente nos saberes adquiridos ao longo do Mestrado, através da elaboração de um estágio realizado em contexto clínico, com intuito de alargar o corpo teórico de conhecimentos e, desta forma, possibilitar a elaboração de um modelo de intervenção fundamentado no processo de raciocínio clínico.

Para esta prática refletida contribuiu a colaboração da Clínica Fisiofafe – Medicina Física e de Reabilitação de Fafe, S.A., ao autorizar a realização deste estágio nas suas instalações, bem como, a orientação clínica de duas fisioterapeutas (FT) especialistas. Este estágio decorreu no período compreendido entre Outubro de 2012 e Abril de 2013 (6 meses de evolução).

Desta forma, o objetivo deste relatório de estágio consiste em descrever uma prática clínica reflectida baseada num processo de raciocínio clínico, apresentado sobre a forma de um estudo série de casos, no âmbito da fisioterapia em neurologia.

Capítulo II - Estudo série de casos

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com Acidente Vascular Encefálico

NICOLA RIBEIRO¹

ALEXANDRE LOPES²

JOANA FERREIRA²

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto; nicolafreek@hotmail.com

²Área Técnico-Científica de Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto; Vila Nova de Gaia, Portugal; alexandelopes5@yahoo.com, joanacraferreira@gmail.com

Resumo

Introdução: O controlo postural (CP), intimamente ligado aos limites de estabilidade, é fundamental nas atividades da vida diária e encontra-se comprometido após Acidente Vascular Encefálico (AVE).

Objectivo: Descrever as alterações nos limites de estabilidade, na posição ortostática, em utentes com AVE, face à aplicação de um programa de intervenção baseado num processo de raciocínio clínico.

Métodos: Estudo de série de casos, de três indivíduos com alterações do CP do tronco e/ou das grandes articulações, decorrentes de AVE, mas capazes de assumir e manter a posição ortostática. Para avaliar os limites de estabilidade foram utilizados a plataforma de pressões Emed (coordenadas do centro de pressão, COPx e COPy) e o *MultidirectionalReachTest* (MDRT). Foram também aplicadas, a *Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke* (FMA) e a *Berg Balance Scale* (BBS). Os instrumentos de avaliação foram aplicados antes e após a intervenção (M0 e M1), de 8 semanas, baseada nos princípios do conceito de Bobath.

Resultados: Os valores dos testes de alcance no MDRT aumentaram em todos os utentes. Os limites e os deslocamentos médio-lateral (COPx) e, ântero-posterior (COPy) dos valores do CP aumentaram, entre M0 e M1. No que se refere à FMA e a BBS, verificou-se que todos apresentaram um aumento dos scores.

Conclusão: Os utentes modificaram os seus limites de estabilidade no sentido do aumento, assim como, da função motora e do equilíbrio. Deste modo, a intervenção de acordo com os

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com Acidente Vascular
Encefálico

princípios do conceito de *Bobath* aparenta introduzir os estímulos necessários à reorganização funcional do sistema nervoso central lesado.

Palavras-Chave: Acidente Vascular Encefálico, Controlo Postural, Limites de Estabilidade, Princípios do Conceito de *Bobath* e Posição Ortostática.

Variability of stability limits in standing position in patients with stroke

NICOLA RIBEIRO¹

ALEXANDRE LOPES²

JOANA FERREIRA²

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto; nicolafreek@hotmail.com

²Área Técnico-Científica de Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto; Vila Nova de Gaia, Portugal; alexandelopes5@yahoo.com, joanacraferreira@gmail.com

Abstract

Introduction: Postural control (PC), which is closely linked to stability limits, is fundamental in activities of daily living and is impaired after a stroke.

Objective: To describe the alterations in stability limits in standing position in patients with stroke, by applying an intervention program based on clinical reasoning.

Methods: Series case study of three individuals with PC alterations to the trunk and/or large joints as a result of stroke, but that are capable of achieving and maintaining standing position. In order to assess the stability limits, the Emed pressure platform (center of pressure coordinates, COPx and CoPy), and the *MultidirectionalReachTest* (MDRT) were used. The *Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke* (FMA) and the *Berg Balance Scale* (BBS) were also applied. The assessment tools were applied before and after the eight-week intervention, based on the principles of the *Bobath* concept.

Results: The figures of the MDRT range tests increased in all patients. The limits and the medial-lateral displacements (COPx) and, anteroposterior (CoPy) figures of the CPp increased between M0 and M1. With regards to the FMA and the BBS, all increased their scores.

Conclusion: The patients not only changed, but also increased their stability limits, as well as their motor skills and balance. Therefore, intervention according to the principles of the *Bobath* concept, appears to introduce the necessary stimuli to the functional reorganization of the injured central nervous system.

Key-Words: Stroke, Postural Control, Stability Limits, Principles of the Bobath Concept and Standing Position.

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com Acidente Vascular
Encefálico

1 Introdução

O controlo postural (CP) constitui um processo neural complexo essencial ao comportamento motor (Shumway-Cook & Woollacott, 2007), pois uma apropriada capacidade do CP possibilita uma base para o movimento selectivo nos padrões do movimento (Mayston, 2008).

O CP envolve o domínio da posição do corpo no espaço com dois propósitos: a orientação e a estabilidade. A orientação postural, enquanto capacidade de manter o alinhamento biomecânico do corpo e de manter o alinhamento entre o corpo e o ambiente numa tarefa, requer, regularmente, a manutenção deste na posição ortostática. Para tal, recorre a referências sensoriais, nomeadamente, a relação entre o corpo e os objectos no espaço (sistema visual), a base de suporte (BS) (sistema somatossensorio) e a gravidade (sistema vestibular) (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

A estabilidade postural diz respeito à capacidade de controlar o ponto central da massa corporal total, denominado centro de massa (CM), em relação à BS, e a projecção vertical do CM constitui o centro de gravidade (CG). O centro de pressão (CPr), como centro de distribuição da força total aplicada na superfície de apoio encontra-se, igualmente, relacionado com a estabilidade postural, verificando-se que para manter o CM dentro da BS, o CPr move-se continuamente em torno do CM (Benda et al., 1994 e Winter, 1991 citados por Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Deste modo, o CP traduz a capacidade para manter a projecção do CM dentro dos limites de estabilidade e o alinhamento entre o CM e o CPr, que estão relacionados com a BS (Winter, 1995 e Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Estes limites de estabilidade variam de acordo com a tarefa, os factores ambientais e as características biomecânicas individuais (Cowley & Kerr, 2003).

A projecção do CM dentro dos limites de estabilidade, bem como, o alinhamento entre o CM e o CPr podem ser influenciados por perturbações externas e internas ou auto-iniciadas (Horak, 2006; Januário, Campos & Amaral, 2008, Aruin, 2010). A capacidade de manter o CM dentro destes limites diz respeito a mecanismos de CP do indivíduo (Raine et al., 2009), que estão associados a ajustes posturais antecipatórios

(APA's), desencadeados por mecanismos de *feedforward*, no período antecedente à perturbação. Os APA's compreendem os ajustes posturais antecipatórios preparatórios (pAPA's), que preparam o indivíduo para a execução do movimento voluntário e os ajustes posturais antecipatórios de acompanhamento (aAPA's), que acompanham o movimento (Massion, 1998; Schepens & Drew, 2004 e Aruin, 2010). O processo de geração dos APA's pode ser afetado pela magnitude e direcção esperadas da perturbação, pela acção voluntária associada com a perturbação e pela tarefa postural (Aruin, 2002).

O CP é imprescindível na realização das Atividades da Vida Diária (AVD), uma vez que, permite ao indivíduo ter a capacidade de adoptar conjuntos posturais, ajustando-se às perturbações (Horak, 2006; Januário, Campos & Amaral, 2008, Aruin, 2010). Após uma lesão do SNC, mais concretamente, um AVE, esta capacidade encontra-se alterada, repercutindo-se na execução das AVD (Orrell, Eves & Masters, 2006; Tyson et al., 2006).

A autonomia na realização das AVD está dependente de várias competências, nomeadamente, a capacidade de ter CP na posição ortostática, requisito fundamental para o comportamento motor. Deste modo, o desempenho postural é assumido como um factor de prognóstico de melhoria funcional a longo prazo (Benaim, 1999).

Quando os indivíduos conseguem assumir a posição ortostática, ficam sujeitos à acção da gravidade e as afecções do CP tornam-se mais evidentes, designadamente, a alteração dos limites de estabilidade (Pérennou, 2005; Geurts et al, 2005 e Tyson et al., 2006). Deste modo, ao organizar o CP permitir-se-á alterar os limites de estabilidade, contribuindo para a melhoria da execução das AVD, e para tal, torna-se necessário intervir ao nível da activação muscular, que diz respeito aos APA's (Tessem, Hagstrom & Fallang, 2007).

Na fisioterapia na área da neurologia, que pode basear-se em vários métodos e conceitos, (Davidson & Walters, 2000; Lennon, 2003 citados por Raine, 2007a) salienta-se o conceito de Bobath, uma vez que, recorre aos APA's, modulados por

aferências sensoriais e influenciados pela aprendizagem e pela experiência, para a integração do movimento e da postura (Massion & Woollacott, 2004).

O conceito de Bobath dá especial enfoque à integração do CP, da performance da tarefa e no controlo do movimento selectivo (IBITA, 2008; Gjelsvik, 2008 e Raine, 2007b), fundamentando-se nos princípios da neuroplasticidade, nomeadamente, a manutenção da integridade do tecido nervoso que circunda a área lesada (zona de penumbra), a *diaschisis* e a capacidade do encéfalo de se adaptar (Kollen et al., 2009). Desta forma, procura dar um *input* sensorial adequado com intuito de influenciar o CP, assim como, o esquema corporal (Gjelsvik, 2008), recorrendo a estratégias de movimento efectivas e atingíveis, as quais têm em consideração o alinhamento dos segmentos do corpo no início e no decorrer do movimento, na BS e na relação do CP relativamente à gravidade (Aruin, 2006 e Krishnamoorthy & Latash, 2005).

Deste modo, o objectivo geral deste estudo consiste em descrever as alterações nos limites de estabilidade, na posição ortostática, em utentes com AVE, face à aplicação de um programa de intervenção baseado num processo de raciocínio clínico.

2 Participantes

Os três utentes, incluídos neste estudo, com AVE crónico, cujo diagnóstico foi confirmado através da avaliação médica e/ou através de exames complementares de diagnóstico, (tomografia axial computadorizada (TAC)), apresentavam como características comuns, a presença de alterações do CP do tronco e/ou das grandes articulações (aAPA's/pAPA'S). Do mesmo modo, apresentavam capacidade para realizar 90° de flexão e de abdução da articulação gleno-umeral (GU) bilateralmente e de assumir e manter a posição ortostática, requisitos para a realização do *Multi-directional Reach Test* (Newton, 2001), e capacidade para entender e seguir ordens simples (pela aplicação da *Mini Mental State Examination* - MMSE) (Tessem, Hagstrom & Fallang, 2007). Para além destas, apresentavam medidas da BS que não excediam os limites sensoriais da plataforma de pressões.

As características particulares dos três utentes encontram-se descritas na tabela I.

Tabela I -Caracterização dos utentes relativamente a: idade, sexo, peso, altura, índice de massa corporal (IMC), tipo de AVE, tempo de evolução, artéria lesada, local específico da lesão, lado contralesional, estado civil, agregado familiar, profissão, habilitações e condição socioeconómica.

Características/Utentes	Utente 1	Utente 2	Utente 3
Idade (anos)	64	81	80
Sexo	Masculino	Masculino	Masculino
Peso (kg)	72	79	67
Altura (centímetros)	165	156	163
IMC	26,5	32,5	25,2
Tipo de AVE	Hemorrágico	Isquémico	Hemorrágico
Tempo de Evolução	10 meses	76 meses	23 meses
Artéria lesada	ACM direita	Ramos perfurantes da ACM direita	ACM direita
Local específico da lesão (TAC)	Desconhecido	Braço anterior da cápsula interna direita e região do núcleo caudado	Desconhecido
Lado contralesional	Esquerdo	Esquerdo	Esquerdo
Estado Civil	viúvo	viúvo	casado
Agregado Familiar (N.º)	3	5	2
Profissão	Reformado	reformado	reformado
Habilitações	4.º ano	analfabeto	1.º ano
Condição Socioeconómica	Média-Baixa	Média	Média-Alta

3 Instrumentos

De acordo com os objectivos do estudo, recorreu-se a alguns instrumentos para avaliar os casos em estudo, nomeadamente, à *Mini Mental State Examination* (MMSE), à máquina fotográfica digital *Sony Cyber-shot DSC-WX50*, ao *Multi-Directional Reach Test* (MDRT), à Plataforma de Pressões *Emed*® - modelo AT (PPE), à *Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke* (FMA) e à *Berg Balance Scale* (BBS).

A plataforma de pressões *Emed*® corresponde ao modelo AT e está equipada com a versão D do *software* (Novel, 2013). O *Multi-directional Reach Test* (MDRT) possui fiabilidade intra-observador, apresentando um coeficiente de correlação superior a 0.92 (Newton, 2001). A FMA apresenta fiabilidade intra-observador, manifestando um coeficiente de correlação r entre 0,79 e 0,99 (Costa, 2003). A BBS apresenta boa

fiabilidade intra-observador, demonstrando um coeficiente de correlação r de 0,94 (Santos, 2005).

4 Procedimentos

4.1 Avaliação

A avaliação decorreu em dois momentos, o primeiro, antes da intervenção – momento inicial (M0), e o segundo, após 8 semanas de intervenção – momento final (M1). A avaliação dos indivíduos baseada na observação teve em consideração a BS, os alinhamentos ósseo e muscular, assim como, o nível de atividade em diferentes conjuntos posturais e sequências de movimento, recorrendo-se à máquina fotográfica para efectuar o registo observacional, dando-se especial ênfase à posição ortostática. Esta foi realizada sob a supervisão de uma fisioterapeuta especialista na área da reabilitação neurológica e com formação no conceito de *Bobath*.

Os instrumentos foram aplicados nos dois momentos referidos. No que concerne à aplicação da FMA, da BBS e do MDRT foram seguidas as instruções dos autores das respectivas escalas.

No processo de recolha de dados procurou-se seguir alguns critérios no sentido de prevenir o seu enviesamento, nomeadamente, a realização da recolha de todos os dados num ambiente calmo, reservado, com temperatura amena e boa iluminação, a execução do MDRT em simultâneo com a plataforma, segundo as instruções do investigador, proferidas verbalmente, seguindo-se uma demonstração e, posteriormente, um período de familiarização; e a concretização de todas as tarefas com os indivíduos descalços, para possibilitar uma informação somato-sensorial ajustada necessária para o recrutamento de sinergias musculares (Horak, Henry & Shumway-Cook, 1997).

Ainda antes da realização do MDRT, procedeu-se à medição da BS, com o intuito dos dados poderem ser comparados entre M0 e M1. Deste modo, foram utilizadas as mesmas medidas da BS nos dois momentos, nomeadamente, a distância entre os bordos

externos do antepé e retropé e entre os hálux e os calcanhares (Chiari, Rocchi e Cappello, 2002).

No que diz respeito à realização do MDRT e do registo do CPr, o espaço foi organizado de um modo particular. Colocou-se uma fita métrica na parede ao nível do acrómio do utente e a plataforma próxima dessa parede de forma a permitir ao indivíduo realizar o teste sobre a plataforma. A plataforma foi ligada ao portátil que comporta o *software* específico. Os indivíduos mantiveram-se na posição ortostática, em apoio bipodal não constringido (Judge et al, 1993; Nardone et al., 1995 e 2000).

Com o intuito de controlar melhor o início da tarefa na plataforma, foi pedido aos utentes, após se colocarem na plataforma, para aguardarem 15 segundos na posição ortostática, antes de iniciarem a tarefa.

Durante o MDRT foram proferidas instruções orais aos indivíduos, de acordo com Newton (2001), nomeadamente, “Sem mexer os pés ou dar um passo, alcance (na direcção indicada) o mais longe que conseguir e tente manter a mão ao longo da fita métrica”. No alcance para trás a instrução foi “incline-se para trás o mais possível”. O movimento pedido foi filmado para verificar a distância atingida.



Figura I – Posição inicial na medição do deslocamento anterior e posterior do MDRT.

As medições, inicial e final, basearam-se na posição do dedo indicador da mão estendida. Durante o teste, quando havia perda de contato de parte dos pés a medição não era considerada válida, comprovada pela plataforma de pressões (Newton, 2001).

Na medição do deslocamento anterior (alcance anterior), a fita métrica foi colocada na parede ao nível do acrómio do utente, paralela ao solo e a plataforma foi colocada perpendicular à parede. Deste modo, o utente colocou-se sobre a plataforma e ficou, igualmente, perpendicular à parede (Figura I). Posteriormente, foi pedido ao indivíduo que mantivesse o membro superior (MS) ipsilesional a 90° de flexão da articulação GU e o cotovelo em extensão, de modo a medir a posição inicial. De seguida, o

indivíduo foi informado para alcançar à frente o mais longe possível e foi efectuada a medição final. A diferença entre o valor da medição inicial e da medição final forneceu o valor absoluto do deslocamento anterior para o membro ipsilesional. Foram realizadas três tentativas, sendo a média das três tentativas o valor absoluto final. Seguidamente, foram realizados os mesmos procedimentos para o deslocamento anterior para o membro contralesional e, finalmente, para o deslocamento posterior (alcance posterior) para os dois membros superiores, pedindo-se ao indivíduo para alcançar atrás o mais longe possível.

No que respeita ao deslocamento médio-lateral (alcance lateral), a fita métrica permaneceu colocada na parede ao nível do acrómio do utente, paralela ao solo e a plataforma foi colocada paralela à parede. Assim, o utente ao colocar-se sobre a plataforma ficou, também, paralelo e de costas para a parede. Seguidamente foi realizado o mesmo procedimento mas no sentido lateral.

As variáveis estudadas consistiram nas coordenadas do CPr. Deste modo, foram retirados três *frames*, antes de realizar a tarefa para verificar o CPr inicial. Os três *frames* foram escolhidos aleatoriamente no que diz respeito à tarefa e a média dos três correspondeu ao valor absoluto Inicial. Para verificar o Cpr final foi retirado o último *frame* do final de cada tarefa, no qual se podia visualizar, sempre, o contacto total dos dois pés, simultaneamente. A coordenada do centro de pressão no sentido médio-lateral (COPx) foi calculada pela divisão da distância do CPr à linha do bordo externo do pé direito (X), pela largura da base de suporte (X') e multiplicado por 100. A coordenada do centro de pressão no sentido ântero-posterior (COPy) foi calculada pela divisão da distância do CPr à linha dos calcanhares (Y), pelo comprimento da base de suporte (Y') e multiplicado por 100 (Figura II). Como valor padrão das coordenadas do CPr foram consideradas as coordenadas de indivíduos saudáveis, na postura ortostática, nos quais a pressão é distribuída de forma equitativa e o CPr encontra-se posterior à tibio-társica e entre os dois pés, ou seja, o valor do ponto de pressão COPy deve ser inferior a 50% e o valor do ponto de pressão de COPx deve corresponder a aproximadamente 50% (Raine, Meadows e Lynch-Ellerington, 2009).

O deslocamento do CPr foi calculado pela diferença entre o valor do CPr inicial (x,y) de M0 e M1 e o CPr final (x,y) de M0 e M1 de cada tarefa. Neste cálculo foi considerada como referência, a linha do bordo externo do pé direito, quando dizia respeito ao COPx e a linha dos calcanhares, quando dizia respeito ao COPy. Deste modo, este foi considerado negativo quando ocorria uma aproximação da referência, a qual corresponde a 0% do valor da referência, e foi considerado positivo quando havia um afastamento da referência, que corresponde a 100% (limite contrário da referência).

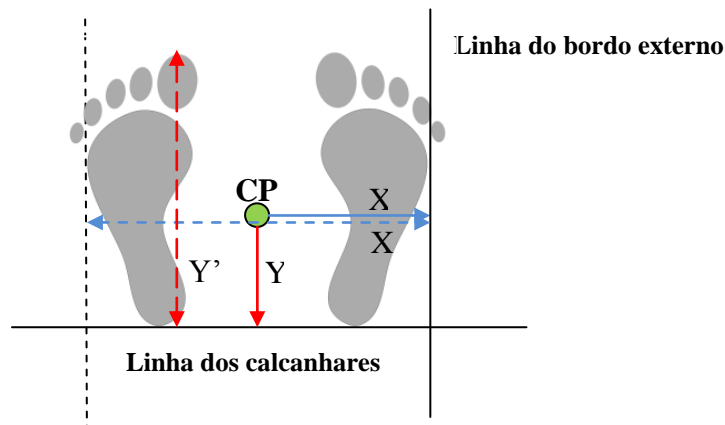





Figura II – Esquema exemplificativo dos parâmetros avaliados no cálculo de COPx e COPy.

4.2 Intervenção

A intervenção efectuada teve por base os princípios do conceito de *Bobath*. As sessões de fisioterapia tiveram uma frequência de 3 vezes por semana, no caso do utente 3, e de 2 vezes por semana, no que diz respeito aos utentes 1 e 2. Cada sessão teve uma duração média de 50 minutos. As sessões foram realizadas por uma fisioterapeuta, sob supervisão de uma fisioterapeuta especialista na área.

Após a avaliação realizada em M0, procedeu-se ao raciocínio clínico no intuito de estabelecer o principal problema e a hipótese clínica (Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, 2009). A informação relativa aos diferentes principais problemas identificados e as respectivas hipóteses clínicas de cada um dos utentes encontram-se na Tabela II.

Tabela II -Principais problemas e hipóteses clínicas para os utentes 1, 2 e 3 ao longo da intervenção.

Utente	Principal	Hipótese Clínica	
 1 Foto exemplificativa do primeiro principal problema.	Diminuição do nível de atividade do tronco inferior sobre coxo-femorais (CF).	Melhorar o nível de atividade do tronco inferior irá aumentar a informação proprioceptiva das CF e, consequentemente, aumentar os limites de estabilidade no sentido ântero-posterior e no sentido médio-lateral.	Evolução temporal
	Diminuição do nível de atividade dos estabilizadores da CF contralesional.	Melhorar o nível de atividade dos estabilizadores da CF contralesional irá melhorar o alinhamento da CF contralesional, modular a tensão dos músculos posteriores da perna, aumentar o nível de informação proprioceptiva sobre pés e, consequentemente, aumentar os limites de estabilidade no sentido ântero-posterior e no sentido médio-lateral.	
 2 Foto exemplificativa do primeiro principal problema.	Diminuição do nível de atividade dos estabilizadores da escápula contralesional.	Melhorar o nível de actividade dos estabilizadores da escápula contralesional irá melhorar o alinhamento da escápula contralesional, modular a tensão do grande peitoral contralesional, com influência na função extensora do tronco sobre MI's e, consequentemente, aumentar os limites de estabilidade no sentido ântero-posterior e no sentido médio-lateral.	Evolução temporal
	Diminuição do nível de atividade do tronco.	Melhorar o nível de actividade do tronco irá aumentar o nível de actividade do tronco superior sobre o inferior, aumentar o nível de actividade de tronco inferior sobre CF e, consequentemente, aumentar os limites de estabilidade no sentido ântero-posterior e no sentido médio-lateral.	
 3 Foto exemplificativa do primeiro principal problema.	Diminuição do nível de atividade do tronco inferior sobre coxo-femorais CF.	Melhorar o nível de atividade do tronco inferior irá aumentar a informação proprioceptiva das CF e, consequentemente, aumentar os limites de estabilidade no sentido ântero-posterior e no sentido médio-lateral.	Evolução temporal
	Diminuição do nível de actividade dos estabilizadores da CF contralesional.	Melhorar o nível de actividade dos estabilizadores da CF contralesional irá melhorar o alinhamento da CF contralesional, modular a tensão dos músculos posteriores da perna, aumentar o nível de informação proprioceptiva sobre pés e, consequentemente, aumentar os limites de estabilidade no sentido ântero-posterior e no sentido médio-lateral.	

Nas tabelas III, IV e V encontram-se as estratégias e os procedimentos para cada utente, ao longo das 8 semanas, os quais foram sendo ajustados de acordo com a evolução de cada um.

Tabela III – Estratégias e procedimentos para o utente 1 ao longo da intervenção.



Utente 1	
Estratégias	Procedimentos
Posição de Sentado	 <p>Aumentar a informação proprioceptiva nas coxo-femorais, pelo contacto com a marquesa e recorrer à área-chave tronco inferior para recrutar atividade do tronco inferior sobre os membros inferiores (MI's), ou seja, no sentido anterior.</p>
Posição de sentado elevado (com 1/3 do fémur apoiado na marquesa) evoluindo para a posição ortostática com referência ao nível das mãos (plano da escápula)	 <p>Através da área-chave CF e joelho promover a transferência de carga sobre os MIs, evoluindo para a posição ortostática. Na posição ortostática é dada informação ao nível da área – chave CF, facilitando a transferência de carga nos membros inferiores, no sentido médio-lateral.</p>
Posição ortostática com referência ao nível das mãos (plano médio-lateral)	

Tabela IV – Estratégias e procedimentos para o utente 2 ao longo da intervenção.



Utente 2	
Estratégias	Procedimentos
Posição de sentado com mão contralesional com referência (no plano da escápula) na cunha e com referência na CF contralesional	 <p>Recrutar a atividade dos músculos estabilizadores da escápula contralesional, através de informação somatossensorial e facilitar os movimentos da escápula no sentido de depressão e adução através da área-chave ombro.</p>
Posição de sentado elevado (com 1/3 do fémur apoiado na marquesa)	Recrutar actividade extensora do tronco através da área-chave tronco inferior, promovendo atividade excêntrica de abdominais inferiores e concêntrica dos paravertebrais, enquanto o utente tenta alcançar com os dois MS, uma bola colocada anteriormente.

Tabela V – Estratégias e procedimentos para o utente 3 ao longo da intervenção.

Utente 3	
Estratégias	Procedimentos
Posição de sentado	Aumentar a informação proprioceptiva nas coxo-femorais, pelo contacto com a marquesa e recorrer à área-chave tronco inferior para recrutar atividade do tronco inferior sobre os MI's, ou seja, no sentido anterior.
Sequência de movimento da posição de sentado elevado (com 1/3 do fémur apoiado na marquesa) evoluindo para a posição ortostática com referência ao nível das mãos (plano da escápula)	 <p>Através da área-chave CF e joelho promover a transferência de carga sobre os MIs, evoluindo para a posição ortostática. Na posição ortostática é dada informação ao nível da área-chave CF, facilitando a transferência de carga nos MI's, no sentido médio-lateral.</p>
Posição ortostática com referência de carga ao nível das mãos (plano médio-lateral)	

4.3 Ética

Neste estudo, os padrões éticos de Helsínquia da Associação Médica Mundial (World Medical Association, 2013) e a Carta dos Direitos e Deveres dos utentes (Direcção Geral de Saúde, 2011) serviram de base para a elaboração de dois consentimentos informados, no sentido de garantir a confidencialidade do utente, bem como a sua protecção contra o desconforto e prejuízo, a dignidade, a equidade, os princípios éticos, a autodeterminação, a intimidade, e de forma a obter a permissão do utente para a participação no relatório de estágio e no estudo (Anexo I a IV).

5 Resultados

Na tabela VI encontram-se os valores do MDRT nos momentos M0 e M1.

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com Acidente Vascular Encefálico

Tabela VI – Resultados da aplicação do MDRT nos momentos M0 e M1 (valores absolutos em cm).

Teste de Alcance	MS a realizar o teste	Utente 1		Utente 2		Utente 3	
		M0 (M±dp)	M1 (M±dp)	M0 (M±dp)	M1 (M±dp)	M0 (M±dp)	M1 (M±dp)
Anterior (cm)	MS Ipsilesional	0	7±0,5	10,3±3,0	14,6±2,5	6,1±1,0	11±1,0
	MS Contralesional	3,3±0,5	4±0,0	4,1±1,2	8±2,6	5,3±1,5	10,6±1,1
Lateral (cm)	MS Ipsilesional	2,3±0,5	3,6±2,0	6,8±2,2	13,6±1,5	1,6±0,5	7,6±0,5
	MS Contralesional	1±0,0	2±1,0	4,6±1,8	9,5±0,8	1,3±1,4	7,6±2,3
Posterior (cm)	MS Ipsilesional	0	12,3±2,0	0	10,6±0,5	0	7,6±0,5
	MS Contralesional	0	3,6±1,1	0	10,3±0,5	2,6±0,5	6,6±2,3

Em relação ao MDRT verificou-se que todos os valores dos testes de alcance aumentaram de M0 para M1.

Na Tabela VII encontram-se os resultados da aplicação da PPE relativos ao COPx inicial e final nos momentos M0 e M1 (M±dp), assim como, os valores do deslocamento do COPx dados pela diferença entre o início e o final da tarefa em cada momento.

Tabela VII – Resultados da aplicação da PPE relativos ao COPx Inicial e Final nos momentos M0 e M1 (M±dp) e as respectivas diferenças entre o início e o final da tarefa em cada momento.

Centro de pressão COP x (%)										
Teste de Alcance		Utente 1			Utente 2			Utente 3		
		COP x Inicial (M±dp)	COP x Final (M±dp)	Dif.* (%)	COP x Inicial (M±dp)	COP x Final (M±dp)	Dif.* (%)	COP x Inicial (M±dp)	COP x Final (M±dp)	Dif.* (%)
Anterior MS Ipsilesional	M0	39±3,0	39±3,0	0	52±1,5	51±1,5	-1	42±1,0	35±10,5	-7
	M1	40±0,5	31±6,9	-9	48±1,5	47±3,2	-1	44±1,1	33±5,0	-11
Anterior MS Contralesional	M0	39±3,0	40±4,0	1	52±1,5	53±1,5	1	42±1,0	46±5,1	4
	M1	40±0,5	48±2,0	8	48±1,5	60±8,0	12	44±1,1	55±5,6	9
Lateral MS Ipsilesional	M0	39±3,0	38±4,5	-1	52±1,5	44±3,6	-8	42±1,0	40±9,6	-2
	M1	40±0,5	36±1,5	-4	48±1,5	38±2,5	-10	44±1,1	37±8,3	-7
Lateral MS Contralesional	M0	39±3,0	51±8,5	11	52±1,5	55±8,6	3	42±1,0	56±4,1	14
	M1	40±0,5	53±8,7	13	48±1,5	66±6,1	18	44±1,1	60±1,5	16
Posterior MS Ipsilesional	M0	39±3,0	39±3,0	0	52±1,5	52±1,5	0	42±1,0	42±1,0	0
	M1	40±0,5	38±1,5	-2	48±1,5	47±2,0	-1	44±1,1	39±1,1	-5
Posterior MS Contralesional	M0	39±3,0	39±3,0	0	52±1,5	52±1,5	0	42±1,0	52±9,0	10
	M1	40±0,5	56±7,5	16	48±1,5	64±6,9	16	44±1,1	54±1,1	10

Dif.*: diferença entre o valor inicial e final do ponto do centro de pressão de M0 e M1 .

Na tabela anterior verificou-se que o COPx inicial, nos momentos de M0 e M1, apresentava-se posicionado para o lado ipsilesionado, nos utentes 1 e 3, e simétrico, no utente 2. No entanto, entre M0 e M1, o COPx inicial, nos utentes 1 e 3, parece não se encontrar tanto à direita, aproximando-se dos 50%.

Do mesmo modo, constatou-se que o valor do COPx final se aproximou da referência (linha do bordo externo do pé direito) nas tarefas com o MS ipsilesional e se afastou da mesma quando as tarefas eram realizadas com o MS contralesional. No que diz respeito ao deslocamento do COPx, observou-se que o deslocamento do COPx foi maior em M1.

A Tabela VIII apresenta os resultados da aplicação da PPE referentes ao COPY inicial e final nos momentos M0 e M1 (M+dp), bem como, as diferenças entre o início e o final da tarefa em cada momento, que indicam os valores do deslocamento do COPY.

Tabela VIII – Resultados da aplicação da PPE relativos ao COPY Inicial e Final nos momentos M0 e M1 (M+dp) e as respectivas diferenças entre o início e o final da tarefa em cada momento.

Centro de pressão COP y (%)										
		Utente 1			Utente 2			Utente 3		
Teste de Alcance		COP y Inicial (M+dp)	COP y Final (M+dp)	Dif.* (%)	COP y Inicial (M+dp)	COP y Final (M+dp)	Dif.* (%)	COP y Inicial (M+dp)	COP y Final (M+dp)	Dif.* (%)
Anterior MS Ipsilesional	M0	40±4,0	40±4,0	0	36±2,0	37±0,0	1	48±2,3	49±5,1	1
	M1	40±1,0	46±5,1	6	36±1,1	40±7,5	4	47±2,6	52±5,0	5
Anterior MS Contralesional	M0	40±4,0	41±6,8	1	36±2,0	38±2,3	2	48±2,3	49±2,3	1
	M1	40±1,0	44±0,5	4	36±1,1	42±1,5	6	47±2,6	50±4,0	3
Lateral MS Ipsilesional	M0	40±4,0	50±6,6	10	36±2,0	38±2,3	2	48±2,3	46±3,7	-2
	M1	40±1,0	43±4,0	3	36±1,1	38±4,5	2	47±2,6	43±5,5	-4
Lateral MS Contralesional	M0	40±4,0	46±1,0	6	36±2,0	40±7,5	4	48±2,3	38±7,0	-10
	M1	40±1,0	43±3,6	3	36±1,1	36±1,5	0	47±2,6	51±4,3	4
Posterior MS Ipsilesional	M0	40±4,0	40±4,0	0	36±2,0	36±2,0	0	48±2,3	48±2,3	0
	M1	40±1,0	39±3,2	-1	36±1,1	32±5,5	-4	47±2,6	38±2,6	-9
Posterior MS Contralesional	M0	40±4,0	40±6,9	0	36±2,0	36±2,0	0	48±2,3	47±2,3	-1
	M1	40±1,0	39±2,3	-1	36±1,1	35±4,7	-1	47±2,6	45±5,2	-2

Dif.*: diferença entre o valor inicial e final do ponto do centro de pressão de M0 e M1 .




Na tabela VIII pode verificar-se que o COPY inicial, nos momentos de M0 e M1, manteve a mesma posição ântero-posterior, em relação à referência dos calcanhares, nos

utentes 1 e 2. No utente 3, que se apresentava mais anteriorizado, diminuiu entre M0 e M1, de 48% para 47% (Raine, Meadows e Lynch-Ellerington, 2009).

Para além disso, constatou-se que o valor do COPy final se aproximou da referência (linha dos calcanhares) nas tarefas de alcance posterior e se afastou desta referência nas tarefas de alcance anterior. Em relação ao deslocamento do COPy constatou-se que foi maior em M1, exceptuando as tarefas de alcance lateral, nas quais se verificou o contrário.

O registo observacional de cada utente, em M0 e em M1, relativo às componentes do movimento na posição ortostática encontra-se na tabela IX.

Tabela IX – Registo observacional dos utentes nos momentos M0 e M1 relativamente às componentes de movimento na posição ortostática.

Conjunto postural	Momento		Momento		Momento	
	M0	M1	M0	M1	M0	M1
Posição Ortostática						
	Utente 1		Utente 2		Utente 3	

No que concerne às componentes do movimento parece observar-se alterações no nível de actividade das CF, nos utentes 1 e 3, e na escapulo-torácica contralesional, no utente 2. Do mesmo modo, parece-se observar-se alterações no alinhamento destas articulações. Em relação à BS todos apresentaram mudanças, que se traduziram numa maior simetria, no utente 1, numa diminuição, no utente 2 e numa distribuição da carga mais simétrica e posterior, no utente 3.

Na tabela X estão presentes os valores da FMA das componentes da função motora do MS, da função motora do membro inferior (MI) e do equilíbrio, nos momentos M0 e M1 (Crow & Harmeling-van der Wel,2008). Ainda nesta tabela, estão os valores da escala BBS nos momentos M0 e M1.

Tabela X – Resultados da aplicação da FMA e da BBS nos momentos M0 e M1.

Instrumento		Utente 1		Utente 2		Utente 3	
		M0/total	M1/total	M0/total	M1/total	M0/total	M1/total
FMA	MS	32/66	39/66	44/66	55/66	51/66	64/66
	MI	16/34	19/34	26/34	31/34	18/34	31/34
	Equilíbrio	8/14	9/14	10/14	12/14	9/14	12/14
BBS		30/56	34/56	41/56	47/56	40/56	49/56

No que se refere aos domínios FMA do MS, do MI e do Equilíbrio verificou-se que todos apresentaram um aumento, sendo de salientar que os scores no utente 3, para além do aumento, apresentavam também os valores mais elevados.

Do mesmo modo, na BBS observou-se um aumento do score em que todos os utentes, destacando-se o aumento do utente 3 pela sua magnitude.

6 Discussão

O CP engloba um conjunto de mecanismos neurofisiológicos com ligações estabelecidas com estruturas nervosas (sistema motor) associadas à recepção, processamento e integração da informação somatosensória, visual e vestibular (Shumway-Cook, Hutchinson, Kartin, Price & Woollacott, 2003 e Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Desta forma permite manter a projecção do CM dentro dos limites de estabilidade, bem como, manter o CM alinhado com o CPr (Winter, 1995 e Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Esta capacidade está relacionada a mecanismos de CP do indivíduo (Raine et al., 2009), que estão associados aos APA's (Massion, 1998; Schepens & Drew, 2004 e Aruin, 2010), os quais se encontram alterados em utentes com AVE (Ustinova, Goussev, Balasubramaniam e Levin, 2004). Deste modo,

para perceber o CP torna-se fundamental compreender a tarefa, o ambiente e as características do indivíduo (Shumway-Cook e Woollacott, 2007).

Todos os utentes apresentam alterações do CP do tronco e das grandes articulações, nomeadamente, da CF nos utentes 1 e 3 e da escapulo-torácica no utente 2, que se refletem na diminuição do nível de actividade muscular, o que denuncia uma possível lesão do sistema ventro-medial, salientando-se como via predominantemente lesada a via corticorreticular. Uma lesão desta via pode levar a uma diminuição e perda de selectividade do CP, embora os sistemas visual, vestibular e somatossensorial estejam ainda intactos ou não directamente afectados (Gjelsvik, 2008). Para além desta, a via reticuloespinal medial, associada ao CP, poderá estar disfuncional, uma vez que, as fibras corticoreticulares participam na sua activação. Esta recebe *input* aferente do córtex pré-motor e da área motora suplementar, responsáveis pela produção dos APA's (Massion, 1992 e Jacobos et al., 2009) e facilita músculos posturais e extensores dos membros (Lundy-Ekman, 2008).

De acordo com Tyson et al., (2006), os AVE's implicam alterações do CP, tal como foi verificado nos utentes, nomeadamente, na alteração no nível de atividade muscular, no alinhamento das estruturas, assim como, na distribuição da carga, na simetria e na área da BS.

Nos utentes 1 e 3 verificou-se uma diminuição do nível de actividade do tronco inferior sobre CF, que se traduz na diminuição do CP e, conseqüentemente, a alterações de alinhamento das CF. A influência que a CF exerce sobre o MI poderá ser da responsabilidade do circuito córticoreticuloespinal, uma vez que, este desempenha um papel importante no CP da CF (Haines, 2006). Deste modo, na intervenção procurou-se recrutar a actividade dos músculos do tronco inferior em relação às CF, para potenciar a activação das CF, uma vez que, a diminuição das aferências proprioceptivas condiciona a estabilidade proximal (Raine et al., 2009). Depois de alcançado um adequado nível de actividade do tronco inferior, detetou-se uma diminuição do nível de atividade dos estabilizadores da CF contralesional. Assim, procurou-se recrutar a atividade dos músculos estabilizadores da CF e, conseqüentemente, recrutar a actividade da coxa sobre o pé, modulando a tensão dos músculos posteriores da perna (Raine, 2009). Para

tal, promoveu-se a transferência de carga no sentido anterior (sentado para a posição ortostática) e no sentido médio-lateral (posição ortostática), de modo a recrutar a actividade na CF contralesional e recrutar actividade do tronco inferior sobre MI's. Na sequência da posição de sentado elevado para a posição ortostática foi dada referência proprioceptiva ao nível das mãos para permitir a organização do tronco, aumentar o nível de actividade e conferir uma segurança adicional aos utentes (Raine et al., 2009). Antes da intervenção, esta sequência de movimento não era possível devido à diminuição do CP, dado que, não realizava os APA's necessários, o que realça a importância dos APA's na preparação do movimento, uma vez que, estes são essenciais para o CP (Raine et al.2009). O CP permite as sequências de movimento ao estabilizar e preparar o tronco e a CF, seguida dos MI's, possibilitando o controlo do movimento dos segmentos proximais para os distais (Kibler et al, 2006).

No utente 2 constatou-se uma diminuição do nível de atividade dos estabilizadores da escápula contralesional, que pode ter conduzido a alterações do alinhamento da escápula e, conseqüentemente, a diminuição da actividade muscular anti-gravítica do tronco. O circuito córticoretículoespinal desempenha, também, um papel importante no CP da escápula (Haines, 2006). Neste caso a diminuição do nível de actividade dos estabilizadores da escápula vai influenciar o nível de informação da escápula sobre grade costal, afectando o ritmo escapulo-umeral, o que denuncia a diminuição do CP (Raine et al., 2009). Deste modo, procurou-se recrutar os músculos estabilizadores no sentido de melhorar o alinhamento da escápula, modulando a tensão do grande peitoral e influenciando a função extensora sobre os MI's. Para permitir que a escápula contralesional informasse a coxa colocou-se uma toalha para manter a actividade muscular. Após ter sido conseguido um nível adequado de actividade dos estabilizadores da escápula contralesional constatou-se uma diminuição do nível de actividade do tronco superior sobre o inferior. Ao intervir neste problema procurou-se aumentar o nível de atividade do tronco superior sobre o inferior, bem como, do tronco inferior sobre CF, uma vez que, o tronco inferior ao ser recrutado informa as CF. Para tal, promoveu-se a transferência de carga no sentido anterior. Neste caso, recorreu-se a uma estratégia bilateral, por causa da projecção bilateral de aferências do córtex cerebral para o núcleo rubro, no tronco cerebral (Haines, 2006) e pela necessidade funcional

imposta pelas AVD, sendo que a maioria requer um desempenho bilateral (Waller & Whitall, 2008).

Para organizar o CP é fundamental intervir ao nível da activação muscular (APA's) e esta organização permitirá alterar os limites de estabilidade (Tessem, Hagstrom & Fallang, 2007), deste modo, a intervenção realizada, ao dar importância ao nível de actividade muscular, potencia as alterações nos limites de estabilidade.

Os motivos anteriormente descritos suportam que a intervenção em fisioterapia neurológica se possa apoiar nos princípios do conceito de Bobath, o qual valoriza a integração do CP, a performance da tarefa e o controlo do movimento selectivo, fundamentais na melhoria da recuperação motora e funcional (IBITA, 2008; Gjelsvik, 2008 e Raine, 2007 citados por Graham et al., 2009). Deste modo, o objectivo geral deste estudo consistiu em descrever as alterações nos limites de estabilidade, na posição ortostática, em utentes com AVE, face à aplicação de um programa de intervenção baseado num processo de raciocínio clínico.

De uma forma global, tendo em conta os resultados obtidos, foi notória a evolução da capacidade funcional dos indivíduos após a aplicação do programa de intervenção.

De um modo mais específico podemos verificar que relativamente à análise dos valores de alcance, existem algumas considerações relevantes. Newton (2001) afirma que na posição ortostática se espera que o valor do alcance anterior seja maior comparado com o alcance posterior e que o médio-lateral seja simétrico, este facto verificou-se apenas no M1 no utente 3.

O aumento dos valores dos testes de alcance do MDRT entre M0 e M1, demonstram um aumento nos limites de estabilidade dos utentes. Os resultados vão de encontro aos resultados do estudo de Oliveira (2009). Este estudo envolveu dois grupos, o grupo A, que recebeu uma intervenção segundo *Bobath* (n=11), num total de 20 sessões, com duração de 45 minutos e o grupo B (n=10), que recebeu uma intervenção convencional, também em 20 sessões, a qual enfatiza a mobilização e o fortalecimento muscular (Wang et al, 2005) e verificou-se um aumento mais acentuado no grupo A, no que

concerne aos testes de alcance, apresentando uma variação superior relativamente aos limites de estabilidade e melhores indicadores de recuperação motora.

A grandeza do CPr é, na verdade, uma combinação da resposta neuromuscular ao deslocamento do CG e da própria posição do CG. Embora, estas duas grandezas expressem conceitos diferentes, em situações específicas, como na postura ortostática, apresentam variações semelhantes, desta forma o CPr é considerado uma medida de posição e de deslocamento e está dependente do CG. (Winter, 1995).

A capacidade de transferir carga indicada pela migração do CPr durante transferências de carga voluntárias na posição ortostática é considerada como medida de CP nesta posição (De Haart et al., 2005). Por conseguinte, a avaliação da variação do CPr assume extrema importância, o que justifica o recurso à plataforma de pressões, que consiste numa das medidas mais objectivas para avaliar a distribuição da pressão e também possibilita a observação do deslocamento do CPr (McManus et al., 2009).

O aumento do deslocamento do CG no sentido ântero-posterior e médio-lateral, traduzem-se num aumento dos limites de estabilidade (Alexander, 1994) e, dado que, o CG e CPr, na postura ortostática em situações estáticas, apresentam variações semelhantes (Winter, 1995), pode-se assumir que o aumento no deslocamento do CPr também se traduz num aumento dos limites de estabilidade.

De acordo com Nichols (1997), indivíduos com AVE apresentam limites de estabilidade reduzidos. Deste modo, a percentagem da BS em que o CPr se move durante a transferência de carga é menor nos indivíduos com AVE quando comparada com indivíduos saudáveis da mesma idade.

De uma forma geral, os valores do CPr confirmam um deslocamento global para a periferia (de acordo com as referências e movimentos executados), nos 3 utentes, no sentido médio-lateral (x) e no sentido ântero-posterior (y), o que indica que os utentes conseguem deslocar mais o seu CPr e, conseqüentemente, aumentam o seu alcance. Do mesmo modo, como a capacidade de transferir carga, indicada pela migração do CPr durante transferências de carga voluntária na posição ortostática, é considerada como

medida de CP nesta posição (De Haart et al., 2005), os resultados sugerem que a intervenção, segundo os princípios do conceito de *Bobath*, permitiu aos indivíduos ter uma maior capacidade de relacionar/controlar o seu CPr na sua BS e, naturalmente, ter limites de estabilidade aumentados.

O aumento dos valores do COPx inicial dos utentes 1 e 3, com aproximação do valor padrão, correspondente aos 50% (Raine, Meadows e Lynch-Ellerington, 2009), indica uma distribuição de carga na BS mais simétrica entre M0 e M1. A variação do COPx de acordo com a tarefa pedida e o aumento do deslocamento em M1, demonstram um aumento do limite de estabilidade médio-lateral.

A diminuição do valor do COPY inicial no utente 3 representa uma distribuição da carga mais posterior, no sentido do valor padrão (posterior à tibio-társica) (Raine, Meadows e Lynch-Ellerington, 2009). A variação do COPY nas tarefas de alcance anterior e posterior, segundo a tarefa solicitada, assim como, o aumento do deslocamento do mesmo em M1, sugerem um aumento do limite de estabilidade ântero-posterior.

No que respeita à diminuição do deslocamento de COPY nas tarefas de alcance lateral, entre M0 e M1, verificou-se que, em M1, os utentes tendem a não necessitar de variar o seu COPY para realizar uma tarefa de alcance lateral. Nestas tarefas aparenta ser importante variar o COPx, porque o movimento acontece num plano médio-lateral (eixo do x).

O aumento no deslocamento do CPr, verificado nos utentes deste estudo, pode ter sido condicionado pela especificidade da patologia que acomete os utentes. Esta pode ter contribuído para que o aumento dos limites de estabilidade não fosse igual aos valores de referência, tal como verificado no estudo de Oliveira (2009), embora se deva salientar a capacidade de um aumento notório.

No registo observacional das componentes de movimento, realizada em M1, parece observar-se um aumento no nível de atividade muscular, bem como, um alinhamento mais adequado dos segmentos corporais e, relativamente à BS, uma maior simetria, uma

distribuição de carga mais homogénea e uma área menor. As alterações observadas vão de encontro aos resultados do MDRT, assim como, do CP e poderão ser explicadas pelo possível aumento da atividade muscular, relacionada com os APA's, que se traduz num aumento do CP do tronco e das grandes articulações e, conseqüentemente, num aumento dos limites de estabilidade (Tessem, Hagstrom & Fallang, 2007; Raine, Meadows e Lynch-Ellerington, 2009).

O aumento dos scores nos domínios da FMA e na BBS, após a intervenção, foram concordantes e manifestaram um aumento mais acentuado no utente 3. Este aumento mais acentuado poderá estar associado com o número de sessões de fisioterapia, o nível sócio-económico e o suporte familiar, serem mais elevados neste utente que nos restantes. O aumento do equilíbrio e da função motora vai de encontro aos resultados encontrados no estudo de Wang et al., (2005), que investigou a efectividade de uma abordagem segundo o conceito de *Bobath* em indivíduos com AVE (n=21) comparada com uma abordagem ortopédica (n=23). Neste estudo verificou-se que o equilíbrio dos utentes aumentou mais no grupo da abordagem segundo *Bobath*, confirmada pelos scores da BBS. Do mesmo modo, constatou-se um aumento da função motora global nos indivíduos que faziam parte do grupo da intervenção segundo *Bobath* quando comparado com o grupo da intervenção ortopédica.

Desta forma, os resultados obtidos parecem indicar que o raciocínio clínico, bem como, as estratégias utilizadas no plano de intervenção desempenham um papel de grande importância para os ganhos obtidos, não só no aumento dos limites de estabilidade, condicionando os APA's mas também, conseguiram introduzir mudanças positivas na independência, na funcionalidade e nas componentes do movimento, como demonstrado pelos restantes instrumentos aplicados, que embora não sejam específicos para avaliar a independência e a funcionalidade, avaliam a função motora do MS e MI da FMA e o equilíbrio, os quais estão associados ao CP e, conseqüentemente, à independência nas AVD's (Raine, Meadows e Lynch-Ellerington, 2009).

Existem muito poucos estudos específicos que abordem as alterações nos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com AVE e as variações a esse nível após a intervenção, segundo os princípios do Conceito de *Bobath*. Este aspecto constitui um

dos pontos fortes deste estudo, reforçando a relevância do tema. Para além disso trata-se de um tema pertinente e actual, pois o AVE consiste na causa mais importante de incapacidade crónica nos países mais desenvolvidos, nomeadamente, em Portugal (Pereira, 2004).

Num futuro próximo sugere-se a realização de mais estudos sobre os limites de estabilidade de forma a permitir comprovar a eficiência da intervenção baseada nos princípios do conceito de Bobath.

7 Conclusão

O objectivo geral deste estudo foi descrever as alterações nos limites de estabilidade, na posição ortostática, em utentes com AVE, após a intervenção, face à aplicação de um programa de intervenção baseado num processo de raciocínio clínico.

Os resultados indiciam que, entre o momento M0 e o momento M1, os utentes experimentaram uma evolução positiva, traduzindo-se, genericamente, no aumento dos limites de estabilidade, assegurado pelo aumento nos valores dos testes de alcance no MDRT e pelo aumento no deslocamento do CPr para a periferia (de acordo com as referências e movimentos executados) na PPE. Do mesmo modo, constatou-se um aumento da função motora do MS e do MI e do equilíbrio verificados pela aplicação da FMA e da BBS.

Deste modo, esta evolução reflecte um impacto multidimensional, em contexto crónico, baseada na abordagem segundo os princípios do Conceito de *Bobath*, o que permite conjecturar que esta intervenção aparenta introduzir os estímulos necessários à reorganização funcional do SNC lesado, concebendo potenciais aumentos dos limites de estabilidade.

Capítulo III. Discussão e Conclusão Geral

Discussão Geral

Na actualidade, os estudos série de casos representam estudos com relevância nas publicações da área da saúde, continuando a ser publicados em revistas de renome internacional, como primeira fonte de evidência para novas terapias (Albrecht, Werth & Bigby, 2009).

Este tipo de estudo permite uma descrição detalhada de casos clínicos, abrangendo características importantes do utente, nomeadamente, os procedimentos terapêuticos utilizados e o desfecho do caso. A qualidade do estudo é assegurada pela procura de benefícios inovadores em relação às práticas atuais ou pela apresentação de novas diretrizes na pesquisa de um tema específico, no qual um ou poucos indivíduos possam ser representativos (Janicek, 2008). Neste estudo série de casos procurar-se acrescentar benefícios às práticas atuais, uma vez que, são escassos os estudos que abordem os limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com AVE e as variações a esse nível após a intervenção, segundo os princípios do Conceito de *Bobath*.

O estudo série de casos sugere novas formas de abordagem ou tratamento e propõe formulação de novas hipóteses que podem ser testadas em outros desenhos de estudo. Do mesmo modo, em situações específicas, consiste num estudo inicial para a realização de estudos maiores (Janicek, 2008). No presente estudo a intervenção, ao demonstrar alterações positivas nas componentes de movimento, reforça a importância da intervenção em fisioterapia, segundo os princípios do Conceito de Bobath, nos indivíduos em estudo, bem como, reforça a pertinência da sua continuidade, uma vez que, esta decorreu apenas em 8 semanas (Janicek, 2008). A abordagem segundo o conceito de *Bobath* parece introduzir os estímulos necessários à reorganização funcional do SNC lesado, concebendo potenciais aumentos dos limites de estabilidade. E segundo Paci (2003) a evidência relativa à eficácia do Conceito de Bobath na intervenção em indivíduos com AVE é fundamental para justificar a sua utilização, no entanto, tendo em consideração o desenho deste estudo, não é possível comprovar esta associação.

Conclusão Geral

Este estágio, em neurologia, permitiu cimentar os conhecimentos adquiridos ao longo do Mestrado em Fisioterapia – opção em Neurologia. Deste modo, recorrendo ao corpo de saberes adquiridos, foi possível relacionar os conceitos neurofisiológicos com o nível de comprometimento motor de cada utente, assim como, realizar uma abordagem baseada na resolução de problemas, com formação de um raciocínio clínico e uma intervenção individualizados, de acordo com a resposta do indivíduo e, conseqüentemente, verificar que a modificação no alinhamento dos segmentos corporais e o nível de atividade muscular nos vários conjuntos posturais, permitiu o aumento dos limites de estabilidade e, naturalmente, do CP. Este aumento contribuiu para os indivíduos adquirirem um maior equilíbrio, bem como, uma maior funcionalidade e, consecutiva, independência para uma maior qualidade de vida.

No contexto do estágio foi exequível a realização de um estudo de série de casos relacionado com as alterações nos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com AVE e as modificações resultantes a esse nível após a intervenção, baseada na abordagem segundo os princípios do Conceito de *Bobath*.

Agradecimentos

Reservei este espaço para deixar o meu profundo agradecimento a todos aqueles que tornaram a realização deste estudo uma realidade.

Ao Mestre Alexandre Lopes, orientador deste estudo e à Mestre Joana Ferreira, co-orientadora, pela disponibilidade, pelos saberes partilhados, pelas sugestões e indicações pertinentes ao longo de todo o estudo, pelo material facultado e pelo apoio na revisão de texto.

À Professora Doutora Augusta Silva, pelos conhecimentos transmitidos, pelas críticas construtivas e pelo tempo disponibilizado.

Ao Doutor João Barroso, Director da Clínica Fisiofafe – Medicina Física e de Reabilitação de Fafe, S.A., por ter permitido a execução deste estudo.

Aos meus colegas da Clínica Fisiofafe pelo apoio na realização das fotografias e dos vídeos.

Aos utentes do presente estudo pela disponibilidade e colaboração constantes.

Bibliografia

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com Acidente Vascular
Encefálico

- Afifi, A. & Bergman, R. (2005). *Neuroanatomia Funcional*. McGraw-Hill Interamericana.
- Alexander NB. (1994). *Postural control in older adults*. Journal of American Geriatrics Society 42(11): 93-108.
- Albrecht J, Werth V, Bigby M. (2009). *The role of case reports in evidence-based practice, with suggestions for improving their reporting*. Journal of the American Academy of Dermatology. Vol.60. pp. 412-8.
- Aruin, A. (2002). *The organization of anticipatory postural adjustments*. Journal of Automatic Control. Vol. 12. pp. 31-37.
- Aruin A. (2006). *The effect of asymmetry of posture on anticipatory postural adjustments*. Neuroscience Lett. Vol. 401. pp.150–153.
- Aruin, A. S. (2010). *The role of antecipatory postural adjustments in compensatory control of posture:2. Biomechanical analysis*.Journal of Electromyography and Kinesiolog. pp. 398-405.
- Benaim C, Pérénou DA, Villy J, Rousseaux M, Pelissier JY. (1999). *Validation of a Standardized Assessment of Postural Control in Stroke Patients.The Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS)*.Stroke.Vol.30. pp. 1862-1868.
- Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Gayton D. (1989).*Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument*. Physiotherapy Canada, Vol. 41. pp. 304-311.
- Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Maki, B. (1992). *Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument*. Canadian Journal of Public Health . Health.July/August. Supplement 2. pp.7-11.
- Binda SM, Culham EG, Brouwer B. (2003). *Balance, muscle strength, and fear of falling in older adults*. Experimental Aging Research.Vol.29. pp.205-219.
- Chiari, Rocchi e Cappello. (2002). *Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement*. Clinical Biomechanics. Vol. 17. pp.666–677.
- Costa SV. (2003). *Adaptação e Validação Cultural e Linguística do Fugl-MeyerAssessmentofSensorimotorRecoveryafterStroke*. [Monografia]. Coimbra: Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra;
- Cowley A, Kerr K. (2003). *A Review of Clinical Balance Tools for Use With Elderly Populations*. Physical and Rehabilitation Medicine.Vol. 15.N.º 3-4. pp. 167-205.
- Cristea, M. C., & Levin, M. F. (2000). *Compensatory strategies for reaching in stroke*. Brain. Vol.123.pp. 940-953.
- Crow, J.L., Harmeling-van der Wel, B.C. (2008). *Hierarchical properties of the motor function sections of the Fugl-Meyer Assessment Scale for people after stroke: a retrospective study*. Physical Therapy.Vol. 88.N.12. pp. 1554-1567.
- De Haart M, Geurts AC, Dault MC, et al. (2005). *Restoration of weight-shifting capacity in patients with postacute stroke: a rehabilitation cohort study*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. Vol. 86. pp. 755–762.
- Edwards, S. (2004). *Fisioterapia Neurológica*. Lusodidacta. 2.ª Edição. Loures. ISBN: 9789728383596.
- Fisher BE, Sullivan KJ. (2001). *Activity-dependent factors affecting poststroke functional outcomes*. Top Stroke Rehabilitation. Vol. 8. pp.31-44.

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com Acidente Vascular
Encefálico

Geurts, A. C. de Haart, M. van Nes, I. J. & Duysens, J. (2005). *A review of standing balance recovery from stroke*. *Gait Posture*. Vol. 22. pp. 267-281.

Gjelsvik BE. 2008. *The Bobath Concept in Adult Neurology*. Stuttgart, Germany: Thieme.

Gladstone, D. J., Danells, C. J., et al. (2002). *The fugal-meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties*. *Neurorehabilitation Neural Repair*. Vol.16. pp. 232-240.

Graham et al. (2009). *The Bobath Concept in Contemporary Clinical Practice*. *Top Stroke Rehabilitation*. Vol. 16. N.º 1. pp. 57-68.

Habib, M. (2000). *Bases Neurológicas do Comportamento*. Lisboa. Climepsi Editores, 1.ª Edição, Abril.

Haines, D. E. (2006). *Neurociência Fundamental: para aplicações básicas e clínicas* (3ª ed.). Rio de Janeiro. Brasil: Elsevier Editora Ltda.

Heinsius T, Bogousslavsky J, Van Melle G. (1998). *Large infarcts in the middle cerebral artery territory. Etiology and out-come patterns*. *Neurology*. Vol. 50. pp.341-350.

Holbein MA, Redfern MS. 1997. *Functional stability limits while holding loads in various positions*. *international journal industrial ergonomics* . Vol.19. pp. 387-395.

Horak, Henry & Shumway-Cook. (1997). *Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders*. *Physical Therapy*. Vol.77. pp.517-533.

Horak F. (2006). *Mechanistic and physiological aspects. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?* *Age and Ageing*. Vol. 35. N.º2. pp. 7-11.

Horner & Gage. (2000). *Regenerating the damaged central nervous system*. *Nature*. Macmillan Magazines Ltd. Vol. 407. N.º.26. pp. 963-970.

Instituto Nacional de Estatística. (2009). *Inquérito Nacional de Estatística 2005/2006*. Lisboa: pp.111.

Jacobs JV, Lou JS, Kraakevik JA, Horak FB. 2009. *The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease*. *Neuroscience* Vol. 164. N.º 2. pp. 877-885.

Jang SH. 2011. *Isolated corticospinal tract in a patient with intracerebral hemorrhage*. *Neural Regeneration Research*. Vol. 6. pp. 558-560.

Jenicek M. 2008. *Clinical case reports and case series research in evaluating surgery*. *Medical Science Monitor*, Vol. 14. N.10. pp.149-162.

Januário F, Campos I, Amaral C. (2008). *Rehabilitation of postural stability in ataxic/hemiplegic patients after stroke*. Departamento de Medicina Física e Reabilitação dos Hospitais da Universidade de Coimbra: Retirado em Junho 1, 2011, de <http://rihuc.huc.minsaude.pt/bitstream/10400.4/786/1/januario,campos,amaral.pdf>.

Johnston, MV. Nishiruma A. Harum K, Pekar J, Blue ME (2001). *Sculpting the developing brain*. *Advocate Pediatric*. Vol.48. pp. 1-38.

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com Acidente Vascular
Encefálico

Judge, J. O.; Lindsey, C; Underwood, M.; Winsemius, D. (1993). Balance Improvements in Older Women: Effects of Exercise Training. *Physical Therapy*. Vol. 73. pp.254-262.

Keyvani K, Schallert T. (2002). *Plasticity associated molecular and structural events in postlesional brain*. *Neural Regeneration, Research* Vol.61. pp. 831-40.

Kiernan J. (2005). *The human nervous system. An anatomical viewpoint*. 8 ed. London: Lippincott Williams & Wilkins.

Kollen et al. (2009). *The Effectiveness of the Bobath Concept in Stroke Rehabilitation: What is the Evidence?* *Stroke*. Vol. 40. pp. 89-97.

Krishnamoorthy V, Latash M. 2005. *Reversals of anticipatory postural adjustments during voluntary sway in humans*. *Journal of Physiology*. Vol. 565. pp.675–684.

Lennon S. (2003). *Physiotherapy practice in stroke rehabilitation: a survey*. *Disability and Rehabilitation*. Vol. 25. pp. 455-461.

Lettinga AT. (2002). *Diversity in Neurological Physiotherapy: A Content Analysis of the Brunnstrom/Bobath Controversy*. *Advance in Physiotherapy*. Vol. 4. pp. 23-26.

Lundie-Ekman, L. (2008). *Neurociência – Fundamentos para a reabilitação*. São Paulo: Elsevier. 3.ª Edição. ISBN: 978-85-352-2658-4.

Massion J. 1992. *Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination*. *Progress in Neurobiology* Vol. 38. pp. 35-56.

Massion, J. 1998. *Postural control systems in developmental perspective*. *Neuroscience and Biobehaviora*, Vol.22, N.º 4, pp. 465-472.

1. Massion J, Woollacott M. (2004). *Posture and equilibrium*. In: Bronstein A, Brandt T, Woollacott M, Nutt J. *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. 2nd ed. London, UK: Edward Arnold. pp. 1–19.

McManus JA, Craig AMC, Langhorne P, Ellis G. (2009). *Does behaviour modification affect post-stroke risk factor control*. *Clinical Rehabilitation*; Vol. 23.N.º 2. pp.99-105.

Mayston M. (2008). *Bobath Concept: Bobath@50: mid-life crisis – What of the future?* *Physiotherapy RESEARCH International*. Vol 13. N. 3. pp. 131-6.

Mirbagheri, M. M., Alibiglou, L., Thajchayapong, M., & Rymer, W. Z. (2008). *Muscle and reflex changes with varying joint angle in hemiparetic stroke*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. Vol.5. N.º6. pp. 1-15.

Montgomery, P. C., & Connolly, B. H. (2003). *Clinical Applications for Motor Control*. Slack Incorporated.

Morgado et al. (2009). *Novos valores normativos do Mini-Mental State Examination*. Lisboa: Sinapse – Publicação da Sociedade Portuguesa de Neurologia. Vol.9. N.º2. Novembro. pp.10-16.

Mulder & Hochstenbach (2001). *Adaptability and Flexibility of the Human Motor System: Implications Neurological for Rehabilitation*, *Neural Plasticity*. Vol. 8. Pp.131-140.

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com Acidente Vascular
Encefálico

- Munshi A and Kaul S. (2010). *Genetic basis of stroke: An overview*. Neurology India. Vol. 58. N.º2. pp. 185-90.
- Nardone, A; Siliotto, R.; Grasso, M.; Schieppati, M. (1995). *Influence of Aging on Leg Muscle Reflex Responses to Stance Perturbation..* Archieve of . Phvsical .Medicine.Rehabilitation . Vol. 76. pp. 158-165.
- Nardone, A; Grasso, M.; Tarantola, J.; Corna, S.; Schieppati, M. (2000). *Postural Coordination in Elderly Subjects Standing on a Periodically Moving Platform*. Archieve of Physical. Medicine. Rehabilitation. Vol. 81. pp. 1217-1223.icine
- Newton. (2001). *Validity of the Multi-Directional Reach Test: A Practical Measure for Limits of Stability in Older Adults*. Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES. Vol. 56A. N. 4. pp. 248–252.
- Nichols, D.S. (1997). *Balance Retraining After Stroke Using Force Platform Biofeedback*. Physical Therapy, Alexandria, Vol. 77, N.º 5, pp. 553-558.
- Nudo RJ. (2003). *Adaptative Plasticity in Motor Cortex: Implications for Rehabilitation After Brain Injury*. Journal of Rehabilitation Medicine, 41, 7-10.
- Oliveira, S. C. B. (2009). *Influência da Técnica da Reabilitação Motora nas Alterações Posturais e Funcionais Motivadas por Acidente Vascular Cerebral*. Porto: S. Oliveira. Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.
- Orrell AJ, Eves FF, Masters RSW. (2006). *Motor Learning of a Dynamic Balancing Task After Stroke: Implicit Implications for Stroke Rehabilitation*. PhysicalTherapy, Vol. 86. N.º 3. pp. 369-380.
- O’Sullivan SB e Schwitz TJ. (2010). *Fisioterapia Avaliação e Tratamento*. 5ª edição; Editora Manole; ISBN – 9788520426302.
- Paci M. 2003. *Physiotherapy based on the Bobath concept for adults with post-stroke hemiplegia: a review of effectiveness studies*. Journal Reabilitation Medicine. Vol. 35. pp. 2-7.
- Pereira, S. (2004). *ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL: Hospitalização, Mortalidade e Prognóstico*. ActaMédica Portuguesa.Vol. 17. pp. 187-192.
- Pérennou, D. (2005). *Weight bearing assymetry in standing hemiparetic patients*.Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry.Vol. 76.pp. 621.
- Pyoria O., Talvitie U., Nykko H., Hautiainen H., Pohjolainen T., Kasper V. 2007. *The effect of two physiotherapy approaches on physical and cognitive functions and independent coping at home in stroke rehabilitation*. A preliminary follow-up study. Disability Rehabilitation. Vol. 29. N.º 6. Pp. 503-511.
- Raine S. (2007a). *The current theoretical assumptions of the Bobath concept as determined by the members of BBTA*. Physiother Theory Practice. Vol.23. pp. 137–152.
- Raine S. (2007b). *Defining the Bobath concept using the Delphi technique*. Physiotherapy Research. Vol. 12. N.º 1. pp. 50-51.
- Raine, Meadows e Lynch-Ellerington.(2009). *Bobath Concept – Theory and clinical practice in neurological rehabilitation*. Wiley-Blackwell. United Kingdom. ISBN: 978-1-4051-7041-3.

Riddle & Stratford.(1999). *Illustration Using the Berg Balance Test. Interpretation Validity Indexes for Diagnostic Tests: An illustration Using the Berg Balance Test.* Physical Therapy. Vol.79. pp.939-948.

Rodrigues M, Noronha MM, Vieira-Dias M, Lourenço S, Santos-Bento M, Fernandes H, Reis F, Machado-Cândido J. (2002). *Stroke in Europe: where is Portugal?* POP-BASIS 2000 Study.Cerebrovascular Dis. Vol. 13.Suppl. 3.pp.72.

Santos et al. (2005). *Instrumentos de Medida úteis no contexto da avaliação em fisioterapia. Re(habilitar)* – Revista da ESSA. edições Colibri. N.º1. pp. 131-156.

Schepens B, Drew T. (2004). *Independent and convergent signals from the pontomedullary reticular formation contribute to the control of posture and movement during reaching in the cat.* Journal of Neurophysiology. Vol. 92. N.º22. pp.17-2238.

Shumway-Cook A, Hutchinson S, Kartin D, Price R, Woollacott M. (2003). *Effect of balance training on recovery of stability in children with cerebral palsy.* Development Medical Children Neurology, Vol.45. N.º9. pp. 591-602.

Shumway-Cook, A. &Woollacott. M. H. (2007). *Motor Control – Translating Research into Clinical Practice.* Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.terceiraedição.

Tessem, Hagstrom&Fallang.(2007). *Weight distribution in standing and sitting positions and weight transfer during reaching tasks, in seated stroke subjects and heathy subjects.* Physiotherapy Research International.Vol. 12.N.º 2. Pp. 82-94.

Tyson SF, Hanley M, Chillala J, Selley A, Tallis RC. (2006). *Balance Disability After Stroke.* Physical Therapy.Vol. 86.N.º 1. pp. 30-38.

Ustinova, Goussev, Balasubramaniam, & Levin. 2004. *Disruption of Coordination Between Arm, Trunk, and Center of Pressure Displacement in Patients With Hemiparesis.* Motor Control, Human Kinetics Publishers, Inc.Vol.8, pp. 139-159.

Wang RY, Chen HI, Chen CY, Yang YR. (2005) *Efficacy of Bobath versus orthopaedic approach on impairment and function at different motor recovery stages after stroke: a randomized controlled study.* Clinical Rehabilitation. Vol. 19. Pp. 155-164.

Waller, S., & Whitall, J. (2008). Bilateral arm training: Why and who benefits. *NeuroRehabilitation* , p.29-41.

Winter D. (1995). *Human balance and posture control during standing and walking.* Gait & Posture. Vol. 3. pp. 193-214.

Sites:

Novel. 2013. <http://www.novel.de/novelcontent/generalinfo-about> acedido no dia 11-02-2013 às 11h:00min.

World Medical Association. 2013. <http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/index.html> acedido no dia 11-02-2013 às 21h:08 min.

Variabilidade dos limites de estabilidade na posição ortostática em utentes com Acidente Vascular
Encefálico

Direcção Geral de Saúde. 2011. <http://www.dgs.pt/default.aspx?cn=55065716AAAAAAAAAAAAAAAAAAAA> acedido no dia 11-02-2013 às 21h:14min.

IBITA. Theoretical assumptions and clinical practice. 2008. <http://www.ibita.org/pdf/assumptions-EN.pdf> acedido no dia 11-02-2013 às 22h:00.

Anexos

Anexo I. Consentimento Informado para relatório de estágio

Instituição: Fisiofafe – Medicina Física e Reabilitação, S.A.

Fisioterapeuta: Ângela Nicola Martins Ribeiro

Eu, _____, consinto a utilização dos meus dados para a realização de um relatório escrito no âmbito da disciplina de Estágio, do Mestrado em Fisioterapia - Especialização em Neurologia, da Escola de Tecnologias da Saúde do Porto. Confirmando que me foram explicados todos os procedimentos do relatório escrito e que todas as minhas questões acerca do mesmo me foram clarificadas. Fui também informado(a) que os meus dados pessoais, tais como, o nome, a morada e outras informações que me possam identificar serão omitidos neste relatório. Tive ainda conhecimento que posso retirar a minha autorização para a utilização dos meus dados no relatório, a qualquer momento, sem qualquer prejuízo. Do mesmo modo, foi-me comunicado que a minha participação não trará qualquer benefício directo mas proporcionará um melhor conhecimento a respeito da minha patologia. Autorizo também ser fotografado(a) durante a minha participação no referido relatório e a utilização das fotografias, se tal for necessário para a realização do mesmo, tendo como garantia que estas serão tratadas de forma a impedir que a minha imagem seja reconhecida.

Assinatura do(a) Utente:

Assinatura da Fisioterapeuta:

Data: 12/ 11/ 2012

Anexo II. Consentimento Informado para relatório de estágio

Instituição: Ângela Nicola Martins Ribeiro

Fisioterapeuta: Ângela Nicola Martins Ribeiro

Eu, _____, consinto a utilização dos meus dados para a realização de um relatório escrito no âmbito da disciplina de Estágio, do Mestrado em Fisioterapia - Especialização em Neurologia, da Escola de Tecnologias da Saúde do Porto. Confirmando que me foram explicados todos os procedimentos do relatório escrito e que todas as minhas questões acerca do mesmo me foram clarificadas. Fui também informado(a) que os meus dados pessoais, tais como, o nome, a morada e outras informações que me possam identificar serão omitidos neste relatório. Tive ainda conhecimento que posso retirar a minha autorização para a utilização dos meus dados no relatório, a qualquer momento, sem qualquer prejuízo. Do mesmo modo, foi-me comunicado que a minha participação não trará qualquer benefício directo mas proporcionará um melhor conhecimento a respeito da minha patologia. Autorizo também ser fotografado(a) durante a minha participação no referido relatório e a utilização das fotografias, se tal for necessário para a realização do mesmo, tendo como garantia que estas serão tratadas de forma a impedir que a minha imagem seja reconhecida.

Assinatura do(a) Utente:

Assinatura da Fisioterapeuta:

Data: 12/ 11/ 2012

Anexo III. Consentimento Informado para participação no estudo

Instituição: Fisiofafe – Medicina Física e Reabilitação, S.A.

Fisioterapeuta: Ângela Nicola Martins Ribeiro

Eu _____, aceito participar no estudo “Variabilidade dos limites de estabilidade na posição de pé em utentes com AVE”, realizado no âmbito da disciplina de Estágio do Mestrado em Fisioterapia - Especialização em Neurologia, da Escola de Tecnologias da Saúde do Porto. Confirmando que me foram explicados todos os procedimentos do estudo e que todas as minhas questões acerca do mesmo me foram clarificadas. Fui também informado(a) que os meus dados pessoais, tais como, o nome, a morada e outras informações que me possam identificar serão omitidos neste estudo. Tive ainda conhecimento que posso retirar a minha autorização para a utilização dos meus dados no estudo, a qualquer momento, sem qualquer prejuízo. Do mesmo modo, foi-me comunicado que a minha participação não trará qualquer benefício directo mas proporcionará um melhor conhecimento a respeito da minha patologia. Autorizo também ser fotografado(a) e filmado (a) durante a minha participação no referido estudo e a utilização das fotografias e vídeos, se tal for necessário para a realização do mesmo, tendo como garantia que estas serão tratadas de forma a impedir que a minha imagem seja reconhecida.

Assinatura do(a) Utente:

Assinatura da Fisioterapeuta:

Data: / / 2013

Anexo IV. Consentimento Informado para participação no estudo

Instituição: Ângela Nicola Martins Ribeiro

Fisioterapeuta: Ângela Nicola Martins Ribeiro

Eu _____, aceito participar no estudo “Variabilidade dos limites de estabilidade na posição de pé em utentes com AVE”, realizado no âmbito da disciplina de Estágio do Mestrado em Fisioterapia - Especialização em Neurologia, da Escola de Tecnologias da Saúde do Porto. Confirmando que me foram explicados todos os procedimentos do estudo e que todas as minhas questões acerca do mesmo me foram clarificadas. Fui também informado(a) que os meus dados pessoais, tais como, o nome, a morada e outras informações que me possam identificar serão omitidos neste estudo. Tive ainda conhecimento que posso retirar a minha autorização para a utilização dos meus dados no estudo, a qualquer momento, sem qualquer prejuízo. Do mesmo modo, foi-me comunicado que a minha participação não trará qualquer benefício directo mas proporcionará um melhor conhecimento a respeito da minha patologia. Autorizo também ser fotografado(a) e filmado (a) durante a minha participação no referido estudo e a utilização das fotografias e vídeos, se tal for necessário para a realização do mesmo, tendo como garantia que estas serão tratadas de forma a impedir que a minha imagem seja reconhecida.

Assinatura do(a) Utente:

Assinatura da Fisioterapeuta:

Data: / / 2013