

Instituto Politécnico do Porto

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

Reorganização dos componentes neuro-motores
com influência na marcha em indivíduos com
lesão do sistema nervoso central – Impacto
Funcional

Relatório Final de Estágio

Curso de Mestrado em Fisioterapia – Opção Neurologia

Christine da Silva Cunha

Orientadora: Mestre Cláudia Isabel Costa da Silva

Co-Orientadora: Mestre Maria Augusta Ferreira Silva

Vila Nova de Gaia

2010

Preâmbulo

A realização deste Relatório Final de Estágio visou complementar a formação académica na componente de especialização do Curso de Mestrado – Opção Neurologia. Para além disso, possibilitou a integração do aluno no exercício profissional pelo desenvolvimento de um projecto em contexto clínico. A prática desenvolvida potenciou uma constante ligação entre a prática do saber fazer e a do saber construir, permitindo o correcto desenvolvimento de raciocínio clínico, objectivo primordial deste Curso de Mestrado.

O contacto em contexto clínico, com indivíduos com lesão do Sistema Nervoso Central, permitiu enriquecer a componente teórico-prática. Foi estabelecido proximidade com diversas patologias, constatando-se que a intervenção deve ser um processo dinâmico direccionada para o principal problema de cada um. De acordo com as necessidades sentidas e expressas pelos indivíduos, verificou-se que a aquisição de um adequado padrão de marcha é fundamental para o bem-estar. Este aspecto despertou interesse por uma temática de investigação que deu fruto à realização deste estudo científico – série de casos.

Para além disso, o contacto diário com indivíduos com lesão do sistema nervoso central, desafiou a realização de vários estudos de caso que evidenciassem, por parte do aluno, a aquisição e desenvolvimento de um raciocínio clínico.

“A capacidade para seguir um rumo, apoiado ou não, mede-se pela coragem. Quanto maior a coragem, maior a possibilidade de causar mudança”

Mildred Pitts Walter

Índice Geral

Índice de Tabelas	III
Índice de Figuras	III
Índice de Gráficos	IV
Índice de Anexos	IV
Abreviaturas	V
Resumo	VI
Abstract	VII
Introdução	1
Metodologia	3
1. Desenho de Estudo	3
2. Amostra	3
3. Instrumentos e Materiais	4
4. Procedimentos	5
4.1 Avaliação	5
4.2 Intervenção	8
5. Ética	12
Resultados	12
Discussão	18
Conclusão	27
Bibliografia	27
Anexos	37

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Caracterização dos indivíduos quanto ao género (M-masculino; F-feminino), idade (anos), peso (Kg), altura (cm), área de lesão do SNC, via predominantemente lesada (VPL) e tempo de evolução (meses)	4
Tabela 2 – Principal problema e hipótese clínica para o indivíduo A e B no momento inicial (M0).	8
Tabela 3 – Plano de intervenção realizada ao longo dos diferentes momentos de avaliação (M0, M1 e M2) no indivíduo A	10
Tabela 4 – Plano de intervenção realizada ao longo dos diferentes momentos de avaliação (M0, M1 e M2) no indivíduo B	11
Tabela 5 - Registo observacional da tarefa em análise – fase de apoio nos dois indivíduos em M0 e M2.	13
Tabela 6 – Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde no domínio actividades e participação nos dois indivíduos em M0 e M2.	14
Tabela 7 - Apresentação da normalização da travagem e da aceleração (N) e respectiva actividade muscular do recto femural (RF), glúteo máximo (GMX), tibial anterior (TA), gastrocnémio medial (GM) e solear (SOL) nos dois indivíduos em M0 e M2.	18

Índice de Figuras

Figura 1 – Tarefa em estudo (fase de apoio)	7
---	---

Índice de Gráficos

Gráfico 1 – Representação gráfica do *Root Mean Square* normalizado (%) do músculo recto femural (RF) nas sub-fases *loading response* (LR), *mid stance* (MS), *terminal stance* (TS) e *pré-swing* (PS) em M0 e M2 no indivíduo A e no indivíduo B. 15

Gráfico 2 – Representação gráfica do *Root Mean Square* normalizado (%) do músculo glúteo máximo (GMX) nas sub-fases *loading response* (LR), *mid stance* (MS), *terminal stance* (TS) e *pré-swing* (PS) em M0 e M2 no indivíduo A e no indivíduo B. 15

Gráfico 3 - Representação gráfica do *Root Mean Square* normalizado (%) do músculo tibial anterior (TA) nas sub-fases *loading response* (LR), *mid stance* (MS), *terminal stance* (TS) e *pré-swing* (PS) em M0 e M2 no indivíduo A e no indivíduo B. 16

Gráfico 4 - Representação gráfica do *Root Mean Square* normalizado (%) do músculo gastrocnémio medial (GM) nas sub-fases *loading response* (LR), *mid stance* (MS), *terminal stance* (TS) e *pré-swing* (PS) em M0 e M2 no indivíduo A e no indivíduo B. 16

Gráfico 5 – Representação gráfica do *Root Mean Square* normalizado (%) do músculo solear (SOL) nas sub-fases *loading response* (LR), *mid stance* (MS), *terminal stance* (TS) e *pré-swing* (PS) em M0 e M2 no indivíduo A e no indivíduo B. 17

Índice de Anexos

Anexo A – Consentimento informado segundo o protocolo da Declaração de Helsínquia (1964). 38

Anexo B – Autorização para realização das avaliações no Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.	40
Anexo C – Autorização para realização da avaliação e intervenção na Clínica de Medicina Física e Reabilitação.	42
Anexo D – Resultados complementares	44

Abreviaturas

CIF – Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde

ICC – Coeficiente de correlação intra-classe

FRS – Força de reacção ao solo

GM – Gastrocnémio medial

GMX – Glúteo máximo

OMS – Organização Mundial de Saúde

RF – Recto femural

SNC – Sistema Nervoso Central

SOL – Solear

TA – Tibial anterior

VPL – Via predominantemente lesada

Resumo

Objectivo: Avaliar o impacto qualitativo de um programa de intervenção em fisioterapia, segundo o Conceito de *Bobath*, nas actividades e participação de dois indivíduos com lesão do Sistema Nervoso Central. Avaliar as modificações no comportamento da actividade muscular ao longo da fase de apoio do ciclo da marcha, na força de reacção ao solo e respectiva contribuição muscular.

Metodologia: A avaliação realizou-se antes e após um programa de intervenção, segundo a abordagem do Conceito de *Bobath*, através da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde, electromiografia, plataforma de forças e máquina fotográfica.

Resultados: Obteve-se melhorias na restrição da participação e na limitação da actividade. Verifica-se uma tendência de modificação do comportamento muscular ao longo da fase de apoio e na componente antero-posterior (Fy), mais evidente no mecanismo de aceleração. A mudança na contribuição muscular para a este mecanismo é mais evidente.

Conclusão: O programa de intervenção, segundo o Conceito de *Bobath*, induziu mudanças positivas quanto à funcionalidade dos indivíduos, reflectindo-se na possibilidade de reorganização dos componentes neuro-motores em indivíduos com lesão do Sistema Nervoso Central.

Palavras-chave: Impacto Funcional; Componentes Neuro-Motores; Lesão do SNC; Intervenção; Conceito de Bobath.

Abstract

Purpose: The purpose of this study was to assess the qualitative impact of an intervention program in physical therapy, based on the *Bobath* Concept, in the activities and participation of two individuals with central nervous system injury, and assess changes in the behavior of muscle activity during the stance phase of gait cycle, in ground reaction force and in its muscle contribution.

Methods: The evaluation was performed before and after an intervention program, based on the *Bobath* Concept, through the International Classification of Functioning, Disability and Health, electromyography, force plate and camera.

Results: We obtained improvements in the restriction of participation and activity limitations. There is a tendency to modify the behavior of muscle during the stance phase and in the anteroposterior force (F_y), most evident in the mechanism of propulsion. The change in the muscular contribution is more evident for this mechanism.

Conclusion: The intervention program, according to the *Bobath* Concept, induced positive changes in functionality of individuals, reflecting on the possibility of reorganization of neuromotor components in individuals with Central Nervous System injury.

Key words: Functional Impact; Neuromotor Components; Central Nervous System Injury; Intervention; *Bobath* Concept

Introdução

A função motora, em caso de lesão do Sistema Nervoso Central (SNC), está sujeita a alterações constantes no que diz respeito aos aspectos neuronais e biomecânicos. Podem identificar-se, entre outras, parésia, *overactivity* e alterações nas propriedades do tecido muscular e adjacente (Shumway-Cook e Woollacott 2007; Gracies 2005). As manifestações destas alterações condicionam o movimento funcional eficiente, sendo a marcha apontada, em indivíduos com lesão do SNC, um dos objectivos primários do processo de reabilitação, por possibilitar maior independência e bem-estar enquanto ser humano (Holland e Lynch-Ellerington 2009; Shumway-Cook e Woollacott 2007).

A marcha consiste num acto motor rítmico complexo cujo controlo depende da combinação de programas centrais provenientes de áreas corticais, sub-corticais e medulares e da informação aferente. É definida como resultante da interacção dos sistemas biomecânico, neurofisiológico e de controlo motor (sistema de controlo tri-partido) (Holland e Lynch-Ellerington 2009; Shumway-Cook e Woollacott 2007). A convergência de informação para o SNC dita a selecção e organização de sinergias musculares e padrões de movimento, dando-se ênfase à coordenação da actividade muscular dos membros superiores e inferiores (ligação neural estabelecida), no sentido de levar o corpo numa progressão anterior de forma segura e com um gasto energético eficiente (Dietz 2002; McKay-Lyons 2002). Durante a marcha, a fase de apoio, para além de representar cerca de 60% do ciclo e estar estabelecido que quanto mais eficaz, melhor será desenvolvida a fase seguinte, é reconhecida por ter um papel fundamental na aquisição de um adequado padrão de marcha, devendo fazer parte integrante do processo de avaliação durante a reabilitação (Holland e Lynch-Ellerington 2009; Wang et al. 2008; Shumway-Cook e Woollacott 2007; Jonkers et al. 2003a; Leonard 1998; Gage 1993).

Vários estudos têm sido elaborados focando os aspectos biomecânicos de forma a identificar os distúrbios do padrão de marcha em indivíduos após lesão do SNC. Através destes estudos e analisando o comportamento do membro inferior predominantemente comprometido, foi possível observar entre outros, alterações na magnitude electromiográfica, na actividade com início prematuro, na duração prolongada e nos picos de actividade ao longo do ciclo da marcha que diferem das

situações não patológicas. Na análise cinética da mesma, as forças de reacção ao solo (FRS) têm sido estudadas nas suas diferentes componentes, tendo sido identificado na componente antero-posterior (F_y), um aumento da força de travagem e alterações no *roll-off* do pé com reduzido ou ausente mecanismo de propulsão (Campanini 2009; Mayer 2002; Chen et al. 2005; Woolley 2001; Olney e Richards 1996). Por isso, a análise da marcha em laboratório, recorrendo a instrumentos específicos, nomeadamente a electromiografia e a plataforma de forças, é um processo relevante para a avaliação da contribuição do membro inferior predominantemente comprometido no padrão de marcha no que diz respeito ao seu mecanismo de propulsão, à sua actividade muscular e à eficácia do processo de intervenção (Bowden et al. 2006; Turns et al. 2007; Matias e Gamboa 2005; Lennon 2001; Hesse et al. 1994).

O processo de reabilitação da marcha nestes indivíduos pode seguir inúmeras abordagens, mas com os avanços no conhecimento do controlo motor, a abordagem segundo o Conceito de *Bobath* parece ser aquela que assenta nos progressos da neurociência, baseando-se num modelo de sistemas de controlo motor, no conceito de plasticidade, nos princípios de aprendizagem motora e na compreensão e aplicação do movimento funcional humano (Meadows e Williams 2009). Esta abordagem baseia-se na resolução de problemas para avaliação e intervenção em indivíduos com distúrbios da função, do movimento e do controlo postural, devido a lesão do SNC (Raine 2007). Estudos em que esta abordagem foi aplicada com o objectivo de melhorar o padrão de marcha, demonstraram que é possível recuperar padrões de movimento que se aproximam do movimento humano eficiente e que a capacidade funcional pode ser alcançada e melhorada (Smedal et al. 2006; Lennon et al. 2006; Lennon 2001; Hesse et al. 1994). Os resultados demonstram alterações positivas no movimento e na função mas no entanto existe ainda pouca evidência que permita afirmar que esta abordagem seja melhor comparativamente a outras abordagens (Kollen et al. 2009; Raine 2009; Paci 2003).

A necessidade de avaliar o impacto da intervenção em fisioterapia na capacidade de induzir modificações na função e participação do indivíduo na sociedade justifica a elaboração de estudos durante uma linha temporal (Lindfield e Strang 2009). Este aspecto é realçado também pela Organização Mundial de Saúde (OMS) que desenvolveu uma ferramenta clínica e de investigação com uma linguagem unificada e estandardizada para descrever os componentes da saúde e

dos estados relacionados com ela, a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) (Üstün et al. 2003, OMS 2004). Assim, com a junção das necessidades sentidas e expressas pelo indivíduo e com a definição de objectivos específicos, mensuráveis, atingíveis, relevantes e temporizados definidos pelo fisioterapeuta (O'Dell et al. 2009; Mastos et al. 2007), esta permite medir qualitativamente o estado de “saúde” do indivíduo após intervenção (Gjelsvik 2008).

A união dos pressupostos acima citados define o objectivo deste estudo de série de casos que apresenta como objectivo avaliar o impacto qualitativo de um programa de intervenção, segundo o Conceito de *Bobath*, nas actividades e participação de dois indivíduos com lesão do SNC. Subjacente a este objectivo pretendeu-se também avaliar as modificações no comportamento da actividade muscular ao longo da fase de apoio do ciclo da marcha, na força de reacção ao solo e respectiva contribuição muscular.

Metodologia

1. Desenho de Estudo

Estudo série de casos.

2. Amostra

A amostra foi constituída por dois indivíduos que sofreram lesão do SNC, seleccionados por conveniência na ADC – Clínica de Medicina Física e Reabilitação, situada em Vila Nova de Famalicão – Braga.

Como critérios de inclusão foram definidos capacidade independente e sem assistência para a marcha por uma distância de 10 metros, apresentar um único episódio de lesão do SNC com comprometimento motor unilateral e com tempo de evolução superior a 12 meses (fase crónica de lesão), assim como, capacidade cognitiva para seguir e entender instruções. Para além destes, procurou-se identificar para exclusão a presença de dor ou qualquer alteração do foro músculo-esquelético não resultante da lesão do SNC a nível dos membros inferiores que poderiam influenciar a realização de marcha (Peterson et al. 2010; Chen e Patten 2008; Turns et al. 2007; Chen et al. 2005). Procedeu-se à análise dos relatórios

clínicos de cada indivíduo da amostra para a caracterização da amostra e verificação dos critérios de inclusão e exclusão (Tabela 1).

Tabela 1 – Caracterização dos indivíduos quanto ao género (M-Masculino; F-Feminino), idade (anos), peso (Kg), altura (cm), área de lesão do SNC, via predominantemente lesada (VPL) e tempo de evolução (meses).

	Género	Idade	Peso	Área de lesão do SNC	VPL	Tempo de evolução
Indivíduo A	M	39	74	Asia D – nível D7 (predomínio motor à esquerda)	Via reticulo-espinal e cortico-espinal lateral	24
Indivíduo B	M	42	76	Lesões hipodensas fronto-temporo-parietal à direita por traumatismo craneo-encefálico (predomínio motor à esquerda)	Via reticulo-espinal e rubro-espinal	24

3. Instrumentos e Materiais

Para avaliação do impacto funcional do programa de intervenção na qualidade de vida dos indivíduos foi aplicada a CIF. A sua aplicação tem sido uniformizada pela OMS em diferentes patologias (Kennedy et al. 2008) e descreve os componentes da sociedade (participação e actividades), entre outros (Stucki et al. 2007; Üstün et al. 2003).

Para avaliação da tarefa em estudo (fase de apoio da marcha), utilizou-se o sistema MP100WSW da Biopac (*Biopac Systems Inc., Santa Barbara, CA, USA*) para a recolha da actividade electromiográfica dos músculos recto femural (RF), glúteo máximo (GMX), tibial anterior (TA), gastrocnémio medial (GM) e solear (SOL). A frequência de amostragem para a recolha dos dados foi de 1000 Hz, com eléctrodos de superfície activos bipolares TSD150B (Ag/AgCl), com uma distância inter-eléctrodo de 20 mm e um diâmetro de 11.4 mm, e com uma impedância de entrada de 100MΩ e factor de rejeição de 95dB (De Luca 2002; Correia et al. 1998). O registo electromiográfico em lesão do SNC e em tarefas motoras voluntárias apresenta resultados de coeficiente de correlação intra-classe (ICC) que variam

entre os 0,65-0,99 (Lim e Sherwood 2005). Para a recolha dos dados da FRS, utilizou-se a plataforma de forças, embutida no solo, *Bertec Corporation*, FP4060-10 (6171 Huntley Rd., Suite J, Columbus, OH 43229, USA), ligada a um amplificador *BERTEC AM 6300*, com ganhos predefinidos e uma frequência de amostragem de 1000 Hz. O amplificador encontrava-se ligado a um conversor analógico-digital de 16 bits (marca *Biopac*®), e sincronizado com a electromiografia. A fiabilidade da plataforma de forças na patologia foi identificada por apresentar um ICC>0,90 (Campanini e Merlo 2009), e a fiabilidade para a componente F_y , a velocidade normal de marcha tem um ICC de 0,88 (Hanke e Rogers 1992). Para validar, por observação, as tentativas realizadas recorreu-se à captação de imagem com o uso de uma câmara digital *Sony DCR-SR36E*. Os dados dos registos foram processados através do software de aquisição e análise *Acqknowledge*® versão 3.9.

Para a preparação da pele e colocação dos eléctrodos utilizou-se lâminas de barbear, lixa abrasiva, álcool etílico a 96%, algodão, fita métrica e tape (*Cramer*® 5 cm).

Nos procedimentos de avaliação em contexto clínico para a captação de imagem recorreu-se ao uso de uma máquina fotográfica digital *Sony DSC-S600* e nos procedimentos de intervenção recorreu-se a todo o material necessário e disponível no ginásio de reabilitação (cunhas, rolo, etc.).

4. Procedimentos

Os objectivos e os procedimentos deste estudo foram devidamente explicados aos dois indivíduos, tendo estes manifestado o seu consentimento. Foram garantidos o anonimato e a confidencialidade de todos os dados. Aos indivíduos foi informado da possibilidade de desistência em qualquer momento do estudo.

4.1 Avaliação

A avaliação dos indivíduos em contexto clínico, baseada na observação, teve em conta a base de suporte, alinhamento ósseo e muscular bem como o nível de actividade em diferentes conjuntos posturais e sequências de movimento, dando-se especial ênfase à marcha (registo observacional). Esta foi realizada por duas fisioterapeutas com experiência clínica na área da reabilitação neurológica e conhecimento do Conceito de *Bobath* e sob a supervisão de uma especialista na

área. A avaliação decorreu em três momentos, o primeiro, antes da intervenção – M0, M1 que apresentou variações pelas características evolutivas individuais e o último, após 4 meses de intervenção – M2. Em seguida foram formulados o principal problema e hipótese clínica para cada um dos indivíduos e foram estabelecidas as estratégias e procedimentos da intervenção em fisioterapia (Raine 2009; Gjelsvik 2008). Uma vez que o raciocínio clínico consiste num processo dinâmico foi necessário ajustar as estratégias e procedimentos em função da evolução dos indivíduos e aos objectivos (Smedal et al. 2006).

A CIF foi aplicada em M0 e em M2. Esta avaliação foi realizada pelas mesmas fisioterapeutas referidas anteriormente quer em contexto habitual, quer em contexto padronizado (contexto clínico). Nos dois momentos de avaliação, os indivíduos tiveram oportunidade de contestar ou afirmar a avaliação realizada.

A avaliação da tarefa em estudo (fase de apoio) realizou-se no Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto em M0 e em M2. Antes da realização da recolha, e de forma a verificar a aplicabilidade do procedimento de avaliação, foi testada a tarefa com um indivíduo seleccionado de acordo com os critérios estabelecidos para a amostra em estudo.

No momento da recolha, os indivíduos foram familiarizados com os instrumentos e procedimentos, tendo-se este realizado nas mesmas condições ambientais nos dois momentos de avaliação (M0, M2).

Para a preparação dos indivíduos e, de forma a minimizar a impedância do conjunto eléctrodo/pele, foi realizado depilação da área da colocação do eléctrodo, remoção das células mortas por abrasão e posterior limpeza com álcool (Correia et al.1998). Os eléctrodos foram colocados longitudinalmente às fibras musculares e o mais próximo possível do ventre muscular, respeitando-se a orientação típica das fibras musculares. Para o músculo RF, o eléctrodo foi colocado a meio da linha que une a espinha ilíaca antero-superior e o pólo superior da rótula, para o GMX a meio da linha que une as vértebras sacrais e o grande trocanter, para o TA no primeiro terço da linha que une a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior do maléolo medial, para o GM no primeiro terço da linha que une o côndilo medial do fémur e o maléolo medial (procurando-se a proeminência muscular) e para o SOL nos primeiros dois terços da linha que une o côndilo medial do fémur e o maléolo medial. De forma a confirmar a colocação dos eléctrodos, teve-se em conta o

fenómeno de *cross-talk* pedindo aos indivíduos que realizassem uma contracção muscular. O eléctrodo terra foi colocado a nível do olecrânio (SENIAM 2009; Winter 2009). Os eléctrodos foram fixados com tape.

Para a recolha dos dados (Figura 1) os indivíduos foram instruídos a realizar marcha à sua velocidade habitual, após comando verbal. Realizou-se um número de repetições que permitisse a obtenção de três ensaios satisfatórios (fase de apoio com contacto apenas do membro inferior em estudo na plataforma de forças) (Chen e Patten 2008).



Figura 1 – Tarefa em estudo (fase de apoio).

O tratamento do sinal em bruto da electromiografia foi realizado no software *Acqknowledge*[®] versão 3.9, através da utilização de um filtro digital de baixas frequências de 20Hz e um de altas frequências de 400Hz. Procedeu-se em seguida à rectificação do sinal, seguida da suavização com uma janela de 10 amostras, calculando-se o *Root Mean Square* (Ivanenko et al. 2004). Após tratamento do sinal, e de forma a proceder-se à análise electromiográfica ao longo da fase de apoio para cada indivíduo, calculou-se a média das três tentativas do máximo da amplitude de cada músculo nas sub-fases *loading response*, *mid-stance*, *terminal stance* e *pré-swing* (Vaughan et al. 1999), normalizado ao máximo da amplitude de cada músculo da fase de apoio total (Turns et al. 2007; Jonkers et al. 2003a; Lyons et al. 1983). Para a análise da componente F_y calculou-se a média das três tentativas do impulso de travagem (desde o início do registo até à força máxima de travagem) e o impulso de aceleração (desde o zero de F_y até à força máxima de aceleração) normalizado ao tempo total da fase de apoio (Turns et al. 2007). Fez-se a análise electromiográfica dos músculos em análise com correspondência temporal do impulso de travagem e de aceleração, realizando-se os procedimentos citados anteriormente para a sua análise. Todos os resultados electromiográficos foram



convertidos em percentagem (%). A influência da velocidade nos valores da electromiografia e FRS não foi valorizada por ser reduzida nestes indivíduos, não interferindo com os valores obtidos (Chiappin et al. 2008).

4.2 Intervenção

A intervenção realizada nos dois indivíduos teve como base o Conceito de *Bobath* e a frequência de três vezes por semana e duração média de 45 minutos. Esta foi realizada por duas fisioterapeutas com experiência clínica na área da reabilitação neurológica e conhecimento do Conceito de *Bobath* e sob a supervisão de uma especialista na área.

A seguir (Tabela 2) é apresentado a definição do principal problema e hipótese clínica dos dois indivíduos da amostra no momento inicial.

Tabela 2 – Principal problema e hipótese clínica para o indivíduo A e B no momento inicial (M0).


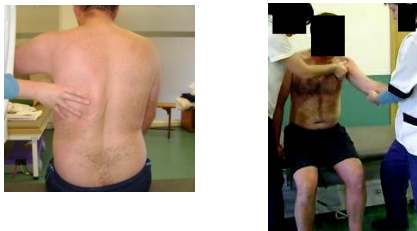



	Foto	Principal problema	Hipótese clínica
Indivíduo A		Diminuição da capacidade de alongamento activo dos músculos flexores plantares esquerdos.	A diminuição da capacidade de alongamento activo dos músculos flexores gastrocnémio medial esquerdo, leva à diminuição da capacidade de recrutar os músculos dorsiflexores esquerdo (pela diminuição do ponto de estabilidade oferecida pelo retro-pé esquerdo).
Indivíduo B		Diminuição da capacidade estabilizadora da omoplata esquerda na grade costal.	A diminuição de actividade estabilizadora da omoplata esquerda na grade costal e consequente alteração de alinhamento interfere com o tipo de actividade do músculo grande peitoral, com o alinhamento do úmero na cavidade glenóide e com o nível de actividade dos músculos paravertebrais dorsolombares esquerdos.

Nas tabelas 3 e 4 encontra-se descrita a intervenção realizada em cada indivíduo bem como a descrição das estratégias seleccionadas, tanto para a preparação dos aspectos biomecânicos identificados como para o recrutamento de actividade dos componentes identificados na avaliação realizada.

Tabela 3 – Plano de intervenção realizada ao longo dos diferentes momentos de avaliação (M0, M1 e M2) no indivíduo A

Indivíduo A		
	Preparação	Activação
M0	<p>Com o objectivo de preparar o tecido muscular distal do membro inferior esquerdo realizou-se turbilhão e mobilização inibitória específica do músculo gastrocnémio medial. Para além disso, foi potenciado a mobilidade selectiva do pé (médio-pé sobre retro-pé).</p> <div style="display: flex; justify-content: space-around;">  </div>	<p>Com o objectivo de recrutar actividade da musculatura distal do membro inferior esquerdo (tibial anterior, gastrocnémio medial e solear) potenciou-se actividade dos mesmos através da informação somatosensória sobre os mesmos e proprioceptiva sobre o pé. Posteriormente foi recrutado actividade do pé sobre coxo-femoral através da área-chave pé.</p> <div style="display: flex; justify-content: space-around;">  </div>
M1	<p>Preparou-se a capacidade de alongamento activo do músculo psoas-ilíaco e recto femural através da informação somatosensória sobre os mesmos.</p> <div style="display: flex; justify-content: space-around;">  </div>	<p>Com o objectivo de recrutar actividade do tronco inferior com capacidade estabilizadora do músculo psoas-ilíaco e recto femural recorreu-se à área-chave tronco inferior e informação somatosensória sobre o recto femural. Posteriormente potenciou-se a actividade do tronco inferior sobre o membro inferior esquerdo.</p> <div style="display: flex; justify-content: space-around;">  </div>
M2		<p>Com o objectivo de recrutar capacidade propulsiva do membro inferior esquerdo recorreu-se à informação somatosensória a nível do músculo isquiotibiais.</p> <div style="display: flex; justify-content: space-around;">  </div>

Tabela 4 – Plano de intervenção realizada ao longo dos diferentes momentos de avaliação (M0, M1 e M2) no indivíduo B

Indivíduo B	
Preparação	Activação
<p>M0</p> <p>Com o objectivo de preparar os músculos paravertebrais dorsolombares potenciou-se o nível de actividade dos mesmos.</p> 	<p>Com o objectivo de recrutar actividade estabilizadora da omoplata e o seu correcto alinhamento, potenciou-se a informação somatosensória sobre os rombóides e trapézio inferior. Posteriormente recrutou-se actividade excêntrica do músculo grande peitoral-porção clavicular.</p> 
<p>M1</p> <p>Com o objectivo de potenciar actividade muscular proximal da gleno-umeral esquerda sobre omoplata recorreu-se as áreas-chave ombro e mão.</p>  	<p>Com o objectivo de aumentar o controlo proprioceptivo da coxo-femoral esquerda e actividade da mesma, sobre a forma de estabilidade, recorreu-se à área-chave tronco inferior e coxo-femoral esquerda.</p>
<p>M2</p>	<p>Com o objectivo de recrutar actividade dos músculos oblíquos (mais do hemi-tronco esquerdo) aumentou-se a mesma com informação somatosensória sobre os mesmos.</p> 

5. Ética

Aos indivíduos foram dadas as informações e explicações necessárias que seguiram a Declaração de Helsínquia (1964) tendo dado o seu consentimento (Anexo A).





Para a realização da tarefa em estudo – fase de apoio, foi dada autorização pelo responsável do Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (Anexo B).

O programa de intervenção, avaliação e procedimentos, foram realizados na Clínica ADC – Medicina Física e Reabilitação LDA, com o consentimento da Directora Técnica (Anexo C).

Resultados

De forma a avaliar a tarefa em análise – fase de apoio procedeu-se ao registo observacional em M0 e M2 (Tabela 5). Observa-se nos dois indivíduos, após programa de intervenção em fisioterapia, que o membro inferior predominantemente comprometido apresenta um nível de actividade muscular que lhe permite uma capacidade extensora com melhor transferência de carga sobre o pé na progressão anterior. É de salientar um adequado alinhamento e nível de actividade muscular do tronco.

Tabela 5 - Registo observacional da tarefa em análise – fase de apoio nos dois indivíduos em M0 e M2.

	Indivíduo A	Indivíduo B
M0		
M2		

Quanto à CIF (Tabela 6), os resultados obtidos demonstram a aquisição em ambos os indivíduos de qualificadores inferiores, após programa de intervenção em fisioterapia, reveladores de uma diminuição da magnitude da restrição na participação (desempenho) e limitação na actividade (capacidade). Relativamente ao indivíduo A, os maiores ganhos alcançados quanto ao desempenho surgem nos itens “mudar o centro de gravidade”, “permanecer em pé”, “subir/descer” e “trabalho a tempo parcial”. Quanto à capacidade, para além dos referidos anteriormente, os maiores ganhos foram visíveis nos itens “andar distâncias curtas”, “andar distâncias longas” e “andar contornando obstáculos”. No indivíduo B, os maiores ganhos no desempenho foram alcançados nos itens “empurrar com os membros inferiores”, “subir/descer”, “deslocar-se dentro de casa” e “deslocar-se dentro de edifícios que

não a própria casa”. Quanto à capacidade salienta-se o item “andar sobre superfícies diferentes”.

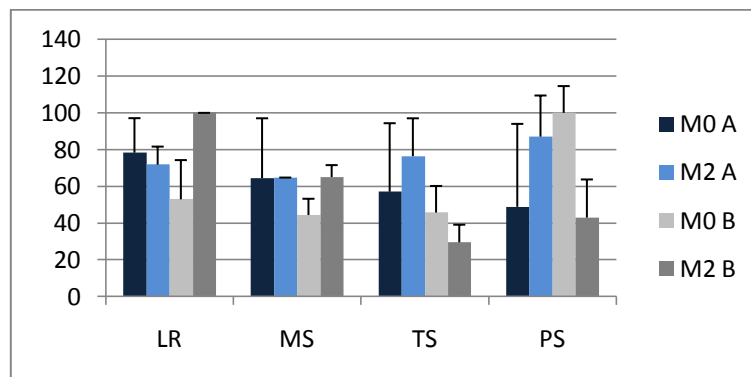
Tabela 6 – Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) no domínio actividades e participação nos dois indivíduos em M0 e M2.

Domínio	Itens	Código	Qualificador			
			Indivíduo A		Indivíduo B	
			M0	M2	M0	M2
Actividades e Participação	Mudar o centro de gravidade	d4106	.33	.00	.22	.00
	Permanecer de pé	d4154	.33	.00	.22	.00
	Empurrar com os membros inferiores	d4350	.33	.11	.33	.00
	Andar distâncias curtas	d4500	.33	.10	.10	.00
	Andar distâncias longas	d4501	.44	.21	.32	.10
	Andar sobre superfícies diferentes	d4502	.43	.21	.33	.10
	Andar contornando obstáculos	d4503	.44	.21	.22	.00
	Subir/descer	d4551	.44	.11	.33	.00
	Deslocar-se dentro de casa	d4600	.39	.19	.39	.09
	Deslocar-se dentro de edifícios que não a própria casa	d4601	.43	.22	.32	.00
	Trabalho a tempo parcial	d8501	.49	.19	.99	.99
	Passatempos	d9204	.39	.19	.39	.09

No sentido de avaliar o comportamento de actividade dos músculos em análise, antes e após programa de intervenção, fez-se a análise electromiográfica dos mesmos ao longo da fase de apoio (Gráfico 1-5).

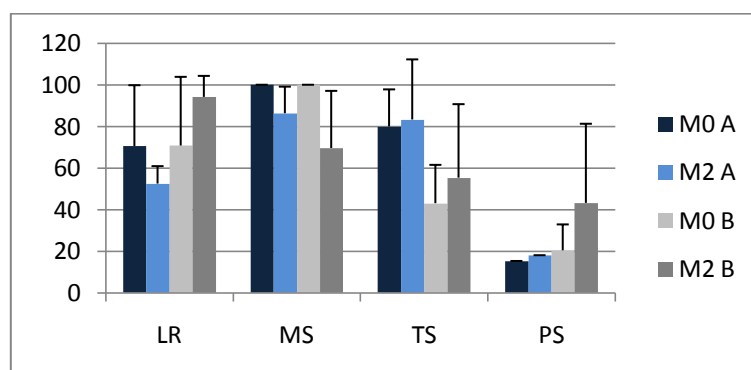
Quanto ao RF (Gráfico 1) no indivíduo A, observa-se que a maior actividade muscular em M0 ocorre na *loading response*, apresentando um comportamento decrescente ao longo da fase de apoio. Em M2 observa-se um comportamento crescente com maior contribuição na *pré-swing*. No indivíduo B, a maior actividade muscular passa da *pré-swing* em M0 para a *loading response* em M2.

Gráfico 1 – Representação gráfica do *Root Mean Square* normalizado (%) do músculo recto femoral (RF) nas sub-fases *loading response* (LR), *mid stance* (MS), *terminal stance* (TS) e *pré-swing* (PS) em M0 e M2 no indivíduo A e no indivíduo B.



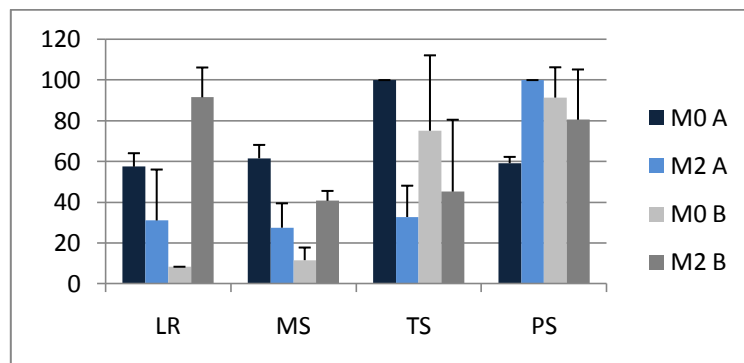
Relativamente ao GMX (Gráfico 2), no indivíduo A o valor superior de actividade muscular ocorre na *mid-stance* nos dois momentos de avaliação, não sofrendo grande variabilidade de comportamento ao longo da fase de apoio. No indivíduo B, o maior contributo deste músculo passa da *mid-stance* em M0 para a *loading response* em M2.

Gráfico 2 – Representação gráfica do *Root Mean Square* normalizado (%) do músculo glúteo máximo (GMX) nas sub-fases *loading response* (LR), *mid stance* (MS), *terminal stance* (TS) e *pré-swing* (PS) em M0 e M2 no indivíduo A e no indivíduo B.



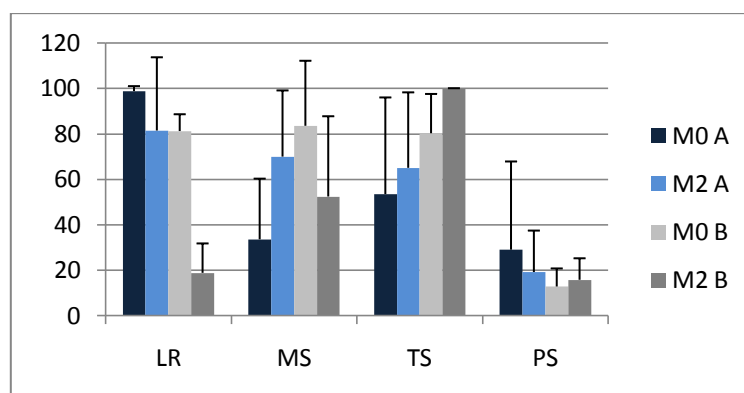
No que diz respeito ao TA (Gráfico 3), no indivíduo A em M0, o comportamento de actividade é crescente até à *terminal stance* e em M2 é crescente até à *pré-swing* (valor superior). No indivíduo B em M0, os valores de actividade são relativamente baixos nas duas primeiras sub-fases, tendo o maior contributo na *pré-swing*. Em M2, o maior contributo ocorre na *loading response* mantendo-se um contributo elevado na *pré-swing*.

Gráfico 3 - Representação gráfica do *Root Mean Square* normalizado (%) do músculo tibial anterior (TA) nas sub-fases *loading response* (LR), *mid stance* (MS), *terminal stance* (TS) e *pré-swing* (PS) em M0 e M2 no indivíduo A e no indivíduo B.



Para o GM (Gráfico 4) no indivíduo A, o maior valor de actividade é obtido na *loading response* nos dois momentos de avaliação. No entanto, apresentam comportamentos diferentes verificando-se que em M2 o contributo mantém-se na *mid-stance* e *terminal stance*, contrariamente ao observado em M0 onde existe maior variabilidade. No indivíduo B em M0 os valores de actividade são praticamente semelhantes nas três primeiras sub-fases. Em M2, o comportamento é crescente até à *terminal stance*.

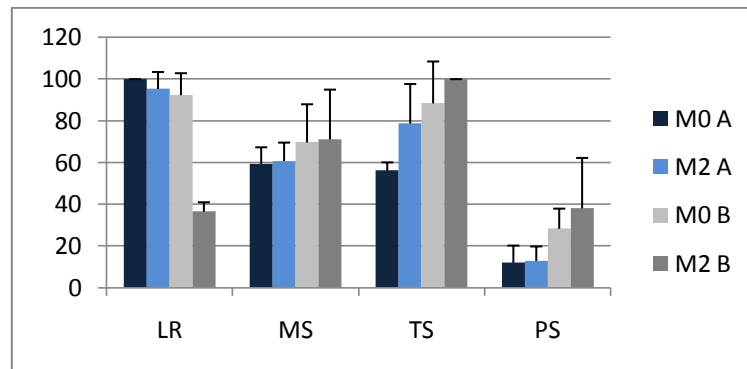
Gráfico 4 - Representação gráfica do *Root Mean Square* normalizado (%) do músculo gastrocnémio medial (GM) nas sub-fases *loading response* (LR), *mid stance* (MS), *terminal stance* (TS) e *pré-swing* (PS) em M0 e M2 no indivíduo A e no indivíduo B.



Relativamente ao SOL (Gráfico 5), no indivíduo A, o maior contributo é observada na *loading response* nos dois momentos de avaliação. No entanto em termos de comportamento verifica-se um aumento da contribuição em M2 na *terminal stance*. No indivíduo B em M0, existem dois valores elevados (*loading*

response e *terminal stance*), enquanto em M2 o contributo é crescente atingindo-se o valor superior na *terminal stance*.

Gráfico 5 – Representação gráfica do *Root Mean Square* normalizado (%) do músculo solear (SOL) nas sub-fases *loading response* (LR), *mid stance* (MS), *terminal stance* (TS) e *pré-swing* (PS) em M0 e M2 no indivíduo A e no indivíduo B.



De forma a observar o efeito do programa de intervenção na componente F_y e sua relação com a actividade muscular fez-se a análise da travagem e da aceleração e respectiva contribuição muscular (Tabela 7). Relativamente à travagem nos dois indivíduos observam-se comportamentos diferentes. No indivíduo A, existe diminuição da mesma com menor contributo muscular em todos os músculos em análise. No indivíduo B observa-se um aumento da mesma com um aumento do contributo dos músculos RF, GMX e TA. Relativamente à aceleração, observa-se que esta aumenta em M2 em ambos os indivíduos com variação de contributo muscular. Observa-se um aumento do contributo de todos os músculos, excepto do TA no indivíduo A e RF no indivíduo B.

Tabela 7 - Apresentação da normalização da travagem e da aceleração (N) (média \pm desvio padrão) e respectiva actividade muscular (%) do recto femural (RF), glúteo máximo (GMX), tibial anterior (TA), gastrocnémio medial (GM) e solear (SOL) nos dois indivíduos em M0 e M2.

	Componente Fy	Actividade Muscular				
Indivíduo A	<p>Travagem</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>M0</th> <th>M2</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>2,852 \pm 0,243</td> <td>1,515 \pm 0,457</td> </tr> </tbody> </table>	M0	M2	2,852 \pm 0,243	1,515 \pm 0,457	
	M0	M2				
2,852 \pm 0,243	1,515 \pm 0,457					
<p>Aceleração</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>M0</th> <th>M2</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>7,754 \pm 4,634</td> <td>11,67 \pm 1,089</td> </tr> </tbody> </table>	M0	M2	7,754 \pm 4,634	11,67 \pm 1,089		
M0	M2					
7,754 \pm 4,634	11,67 \pm 1,089					
Indivíduo B	<p>Travagem</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>M0</th> <th>M2</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>5,535 \pm 0,829</td> <td>7,516 \pm 1,621</td> </tr> </tbody> </table>	M0	M2	5,535 \pm 0,829	7,516 \pm 1,621	
	M0	M2				
5,535 \pm 0,829	7,516 \pm 1,621					
<p>Aceleração</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>M0</th> <th>M2</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>2,970 \pm 0,893</td> <td>9,589 \pm 6,625</td> </tr> </tbody> </table>	M0	M2	2,970 \pm 0,893	9,589 \pm 6,625		
M0	M2					
2,970 \pm 0,893	9,589 \pm 6,625					

Discussão

A importância funcional da marcha tem motivado diversas pesquisas visando uma caracterização desta em situações de disfunção do SNC. Os desvios observados nestes indivíduos têm sido caracterizados, em termos biomecânicos, de acordo com os seus desvios cinesiológicos, cinemáticos e cinéticos observando-se

padrões alterados, que são invariavelmente menos eficientes e de custo mais elevado em termos de gastos energéticos (Ottoboni et al. 2002). Neckel et al. (2006) referem que, para além das perdas dos mecanismos de controlo neuro-motor, a alteração da actividade muscular surge como o principal factor que justifica a presença de défices motores no membro inferior predominantemente comprometido. Implícitos a estas alterações surgem mudanças no equilíbrio (*balance*) e na mobilidade que condicionam a funcionalidade destes indivíduos no seu dia-a-dia. Nesse sentido, entende-se que a aquisição da marcha seja um dos objectivos primários no processo de reabilitação referenciado por estes indivíduos (Holland e Lynch-Ellerington 2009; Shumway-Cook e Woollacott 2007; Garland et al. 2003) e que esta se reflecte na função e saúde do indivíduo (Robalo e Silva 2005). Esta necessidade sentida e expressa justifica o principal objectivo deste estudo que pretende avaliar as repercussões da intervenção em fisioterapia nas actividades e participação destes indivíduos. De forma a corroborar a eficácia da intervenção complementou-se este estudo com o registo de aspectos biomecânicos da marcha do membro inferior predominantemente comprometido.

A avaliação realizada neste estudo com a CIF deu ênfase à perspectiva individual (actividade) e social (participação) da funcionalidade do indivíduo quanto ao seu desempenho (ambiente habitual) e capacidade (ambiente padrão) (Üstün et al. 2003; OMS 2004). Em todos os itens avaliados, e nos dois indivíduos, obtiveram-se mudanças positivas nos qualificadores reflectindo menor restrição na participação e limitação na actividade. Os itens em avaliação requerem um eficiente controlo motor que envolve a aquisição de um adequado controlo postural, estratégias de equilíbrio, padrões de movimento, força e resistência, entre outros. O controlo postural e equilíbrio envolvem a capacidade de modificar o centro de gravidade na base de suporte para se ajustar ao ambiente envolvente. Sobressai aqui o item avaliado “mudar o centro de gravidade” em que se obteve nos dois indivíduos melhorias após intervenção, tanto ao nível do desempenho, como ao nível da capacidade. A evolução positiva deste item reflecte a aquisição de uma melhor eficiência do movimento, por integrar as estratégias de equilíbrio (interacção com a base de suporte) definidas pela literatura (Meadows e Williams 2009). Tendo isto em consideração, sugere-se que a intervenção em fisioterapia tenha potenciado adaptações musculares para o ajuste postural do corpo na preparação e durante o movimento (Meadows e Williams 2009), e que estas se reflectiram nos outros itens

em avaliação por fazerem parte do controlo motor. No registo observacional realizado em M2, nos dois indivíduos, constata-se um aumento de actividade muscular a nível do tronco (melhor alinhamento) que permite inferir sobre o aumento do seu papel como estabilizador postural (Holland e Lynch-Ellerington 2009). Este registo vem consolidar os resultados obtidos na CIF enunciados anteriormente. A avaliação do item “empurrar com os membros inferiores” poderá reflectir alterações no recrutamento neuro-muscular dos membros inferiores e na relação muscular tensão/comprimento que deve existir para manter a actividade muscular (Meadows e Williams 2009; Levangie e Norkin 2005). O registo observacional realizado em M0 demonstra, nos dois indivíduos, um comprometimento da capacidade extensora do membro inferior predominantemente mais comprometido, reveladora de uma falha no equilíbrio muscular necessário para suportar o peso corporal ao longo da fase de apoio (Levangie e Norkin 2005). Vários estudos demonstram que o equilíbrio muscular pode ser restaurado pelo aumento de actividade dos músculos sinergistas do movimento e/ou pela diminuição da activação dos músculos antagonistas (Neptune et al. 2004; Anderson e Pandy 2003; Jonkers et al. 2003a; Jonkers et al. 2003b; Sadeghi et al. 2001). Em ambos os indivíduos observa-se um aumento no desempenho e na capacidade deste item que se relaciona, sem dúvida, com as melhorias encontradas nos itens “permanecer em pé” e “subir/descer”, onde é necessário desenvolver força muscular em resistência e potência para manter o peso corporal e/ou movê-lo (Levangie e Norkin 2005). Estes são requisitos do movimento eficiente que influenciam o controlo postural (Meadows e Williams 2009).

A análise biomecânica da fase de apoio da marcha realizada neste estudo corrobora, em parte, a aquisição de melhorias no controlo motor. De facto, os resultados obtidos quanto ao comportamento muscular e componente F_y sugerem diferenças em ambos os indivíduos, após o programa de intervenção em fisioterapia. Estas duas variáveis relacionam-se e são frequentemente abordadas para descrever as assimetrias da marcha descritas na patologia (Turns et al. 2007; Levangie e Norkin 2005). A pertinência da análise da componente antero-posterior (F_y) neste estudo advém do facto de a optimização do sistema neuromuscular locomotor ser observada no controlo do mecanismo de propulsão (Masani et al. 2002).

Ao nível proximal e quanto à actividade do RF, em ambos os indivíduos verifica-se que a maior contribuição muscular ocorre numa das sub-fases descritas pela literatura em situações não patológicas (a 5% e 55% do ciclo da marcha) (Nene

et al. 2004). O indivíduo A em M2, contrariamente ao observado em M0, o RF apresenta maior contributo na *pré-swing*. Sugere-se que passe a desempenhar um papel mais preponderante no final da fase de apoio e contribuir, assim, para a propulsão e conseqüente aceleração anterior do tronco e início da fase pendular do membro inferior (Hamill e Knutzen 2009; Zajac et al. 2003; Annaswamy et al. 1999). No indivíduo B, a contribuição alcança os 100% na *pré-swing* em M0, para a *loading response* em M2. Esta mudança de contribuição pode sugerir maior aumento de tensão do membro inferior para a absorção de energia no início da fase de apoio (Hamill e Knutzen 2009; Zajac et al. 2003; Annaswamy et al. 1999). Para além disso, os resultados obtidos neste indivíduo fazem-nos reflectir sobre a possível contribuição do programa de intervenção em fisioterapia na redução de um mecanismo compensatório por parte deste músculo. Este mecanismo é identificado por vários autores em situações patológicas, caracterizado pela presença excessiva de actividade dos flexores da coxa em resposta à fraqueza muscular dos flexores plantares no final da fase de apoio (Chen e Patten 2008; Turns et al. 2007; Higginson et al. 2006; Lamontagne et al. 2002; Mayer 2002; Olney e Richards 1996). Esta actividade excessiva e possível encurtamento muscular pode influenciar a actividade do músculo antagonista GMX comprometendo o suporte que este proporciona no início da fase de apoio (momento extensor) (Higginson et al. 2006; Moseley et al. 2003). Assim, neste indivíduo, parece possível que o aumento do contributo do GMX observado no início da fase de apoio em M2, possa resultar da diminuição do mecanismo compensatório por parte do RF. No indivíduo A, a intervenção em fisioterapia não revela mudanças no comportamento do GMX, sendo que a melhoria proximal no registo observacional realizado em M2, que demonstra melhor transferência de carga sobre o pé e menor instabilidade proximal lateral, não resulta numa mudança objectivamente medida do contributo deste músculo.

Ao nível distal, o comportamento do músculo TA, após intervenção no indivíduo A, passa da *terminal stance* para a *pré-swing* (fase de activação reconhecida pela literatura) (Hamill e Knutzen 2009), sugerindo que o contributo precoce que este tinha diminuiu potenciando-se o seu papel de dorsiflexor na *pré-swing* (Byrne et al. 2007). No indivíduo B, a intervenção permitiu desenvolver um maior contributo no início da fase (fase de activação reconhecida pela literatura) (Hamill e Knutzen 2009) e provavelmente contribuir para um ataque ao solo mais adequado (Levangie e Norkin 2005; Anderson e Pandy 2003). Relativamente ao GM

e SOL os resultados apontam para a aquisição de um maior contributo na *terminal stance*, fase identificada com maior actividade (Hamill e Knutzen 2009). Em caso de patologia, é frequente o comprometimento deste grupo muscular e influencia negativamente o suporte que estes devem providenciar na geração de força a partir da *mid-stance* (Turns et al. 2007; Higginson et al. 2006; Moseley et al. 2003). Após programa de intervenção observa-se um maior contributo na *mid-stance* do GM no indivíduo A e, em ambos os indivíduos na *terminal stance* do GM e SOL. Estas mudanças sugerem benefícios positivos aos dois indivíduos, pelo contributo individual que este grupo muscular tem na iniciação da fase pendular (GM) e propulsão (SOL) (Zajac et al. 2003; Zajac et al. 2002; Neptune et al. 2001). Realça-se ainda a menor contribuição do GM e SOL no início da fase de apoio em ambos os indivíduos que pode sugerir um melhor desenrolar do pé (*roll-off*) e progressão anterior (Neptune et al. 2001). Estes resultados são apoiados pelo registo observacional em M2, onde existe melhor transferência de carga sobre o pé. O programa de intervenção em fisioterapia parece reflectir-se na aquisição de um alongamento activo, com redução das alterações secundárias resultantes da disfunção neurológica, frequentemente encontradas em situações patológicas neste grupo muscular. Para além disso, para o indivíduo A é possível que o programa de intervenção em fisioterapia tenha influenciado positivamente a alteração marcadamente neural (*overactivity*) presente neste grupo muscular (Gracies 2005; Higginson et al. 2006).

As diferenças nos resultados obtidos na componente F_y parecem ser mais consistentes no mecanismo de aceleração. Pois, no mecanismo de travagem registam-se diferenças nos dois indivíduos. Uma vez que, em caso de patologia é frequente observar-se um aumento da travagem (Campanini 2009; Mayer 2002; Chen et al. 2005; Woolley 2001; Olney e Richards 1996), seria de esperar que o programa de intervenção potenciase a sua diminuição. Tal foi observado no indivíduo A, podendo sugerir-se benefícios do programa de intervenção quanto a este mecanismo. A variabilidade dos dados obtidos quanto à contribuição muscular não nos permite estabelecer uma correspondência com este mecanismo, sendo necessário aprofundar este tema em futuros estudos. Quanto à aceleração, é frequentemente observado a sua diminuição em situações patológicas (Turns et al. 2007; Higginson et al. 2006; Moseley et al. 1993), sendo esta atribuída em parte ao papel dos flexores plantares, referenciados por produzirem cerca de 40% de

potência para a propulsão (Gage 1993). Os resultados apontam para um efeito benéfico do programa de intervenção em fisioterapia neste mecanismo, visto observar-se em ambos os indivíduos um aumento. Para além disso, estes sugerem um possível contributo da mudança no comportamento muscular na aceleração. Pois, em ambos os indivíduos parece haver tendência de aumento da contribuição dos flexores plantares, e no indivíduo A uma diminuição do contributo do músculo antagonista (provável mudança nos mecanismos de inervação recíproca). A nível proximal poderá existir maior contributo muscular no indivíduo A para este mecanismo, pelo aumento do RF referenciado como agonista do SOL para a aceleração (Neptune et al. 2004).

As mudanças enunciadas acima ajudam-nos a entender os resultados obtidos nos restantes itens em avaliação na CIF que envolvam a marcha (“Andar distâncias curtas”, “Andar distâncias longas”, “Andar sobre superfícies diferentes”, “Andar contornando obstáculos”) que implica a aquisição de padrões de movimento como a coordenação, amplitude de movimento e movimento selectivo (estabilidade/mobilidade), entre outros, que fazem parte integrante do controlo postural (Meadows e Williams 2009). Por consequência da aquisição destes requisitos integrantes do controlo postural, a intervenção possibilitou aos indivíduos deslocarem-se por diferentes locais e aumentar a sua participação e actividades nas áreas principais da vida (“Trabalho a tempo parcial”) no indivíduo A e na vida comunitária, social e cívica (“Passatempos”) em ambos.

Estes resultados emergem de um programa de intervenção baseado na avaliação inicial realizada por observação que revelou diferenças inter-sujeito, reforçando-se a ideia de variabilidade no padrão de marcha. Esta variabilidade definiu o estabelecimento de estratégias e procedimentos diferentes, sendo estes baseados nos conhecimentos neurofisiológicos e nas vias predominantemente identificadas como comprometidas em cada indivíduo. Neste sentido, as duas intervenções foram diferentes sendo claro que para o indivíduo A esta incidiu essencialmente no membro inferior e no indivíduo B foi direccionada para o tronco inferior e membro superior. Esta última reflecte diferentes princípios teóricos que enfatizam a coordenação inter-segmentos membro superior/tronco/membro inferior por a marcha ser influenciada pelo conjunto de segmentos corporais e na necessidade de abordar o indivíduo como um todo (Raine 2007; Rubino 2002; Debaere 2001). O programa de intervenção teve como objectivo, em ambos os

indivíduos, aumentar o controlo postural e a progressão, factores que são definidos como essenciais para a aquisição de um adequado padrão de marcha (Shumway-Cook, 2007). Neste sentido a avaliação realizada identifica a via reticulo-espinhal como predominantemente lesada nos dois indivíduos. Esta via, em conjunto com o sistema vestibular, desempenha grande influência na activação da musculatura antigravítica, sendo assim importante para a activação dos membros inferiores na posição de pé e na marcha (Silva 2010; Gjelsvik 2008; Mihailoff e Haines 2006; Shepens e Drew 2004). O comprometimento desta repercute-se de forma diferente nos dois indivíduos. No indivíduo A reflecte-se com alteração da modulação do tónus-*overactivity* da musculatura distal antigravítica, por possível comprometimento da via bulbar, nomeadamente do núcleo gigantocelular reticular, e a nível proximal pelo comprometimento da via pontina que medeia efeitos excitatórios (Mihailoff e Haines 2006), reflectindo-se na diminuição da capacidade estabilizadora do hemitronco esquerdo. No indivíduo B, o comprometimento desta via reflecte-se essencialmente nos ajustes posturais necessários para a preparação do movimento sugerindo-se igualmente um envolvimento pontino desta via (Mihailoff e Haines 2006). A identificação deste comprometimento neurofisiológico ditou a orientação da intervenção nos dois indivíduos.

Inicialmente, no indivíduo A, foi necessário incidir a nível distal de forma a preparar as fibras musculares dos flexores plantares e recrutar mobilidade selectiva da tíbio-társica, contribuindo desta forma para uma correcta activação e facilitação motora. De salientar que a intervenção para a activação ocorreu no conjunto postural de pé, de forma a potenciar a informação proprioceptiva sobre o pé, visto estes músculos desempenharem um papel antigravítico (Gjelsvik 2008). Para além disso, e através do mecanismo de inervação recíproca procurou-se potenciar a actividade do músculo TA aumentando-se para isso a transferência de carga sobre o retro-pé com informação somatosensória de tensão (influência nos órgãos neurotendinosos de Golgi) a nível dos flexores plantares (Gjelsvik 2008; Holland e Ellerington 2009). O facto de se potenciar inicialmente os flexores plantares advém da necessidade de aumentar a informação dos sistemas ventro-mediais (reticulo-espinhal) para possibilitar às vias dorso-laterais (cortico-espinhal) de realizarem a sua acção (Gjelsvik 2008). Esta última também foi identificada como comprometida e segundo Capaday (1999) tem influência na actividade do TA. Posteriormente e uma vez identificado um compromisso nos ajustes posturais, a intervenção direccionou-

se para a capacidade estabilizadora do hemi-tronco inferior (tilt pélvico) de forma a potenciar o controlo postural com adequada relação de tensão-comprimento dos músculos envolventes da coxo-femural ao longo da fase de apoio. A necessidade de integrar um inter-jogo entre a activação muscular de todos os músculos do membro inferior (sinergias de movimento) (Jonkers 2003a;Jonkers 2003b) ditou a intervenção em M2 neste indivíduo. Com esta intervenção e de acordo com alguns aspectos a ter em conta definidos por Holland and Lynch-Ellerington (2009), pretendeu-se adquirir uma extensão axial do membro inferior em apoio com uma harmoniosa integração dos sistemas antigravíticos e ajustes posturais.

No indivíduo B, e após se identificar como predominantemente afectadas as fibras de projecção para o tronco das áreas do córtex pré-motor e motor suplementar para a formação reticular pontina, o programa de intervenção deu ênfase à relação entre a estabilidade e o movimento, potenciou-se a actividade neuromuscular para a coordenação (Gjelsvik, 2008). A coordenação necessária na marcha não resulta apenas da envolvimento de uma área, mas sim de uma complexa actividade neuronal que envolve áreas corticais e sub-corticais, entre outras (Debaere 2001). As áreas pré-motora e motora suplementar têm sido identificadas como activas durante a realização da marcha (Luft et al. 2005). Salienta-se a importância da área motora suplementar na organização e no controlo da coordenação entre segmentos corporais, assumindo assim um papel preponderante no planeamento das sequências de movimento assim como na sincronização dos mesmos (Debaere 2001) e à pré-motora na influência que tem no controlo postural das articulações proximais dos membros (Silva 2010; Gjelsvik 2008; Mihailoff e Haines 2006). Aqui, Silva (2010) reforça a importância do núcleo rubro na influência que este tem no tronco e nas cinturas. Neste indivíduo, a via rubro-espinhal também foi identificada como possivelmente lesada sendo importante reforçar a ideia transmitida de que a diminuição de estabilidade proximal do membro superior resultante da lesão, pode interferir com a capacidade de o tronco e o membro inferior se ajustarem à transferência de carga na base de suporte, ao longo da fase de apoio, com um adequado nível de actividade para essa exigência. Assim, o programa de intervenção incidiu sobre a activação muscular no controlo postural, na sua fase preparatória e na que ocorre durante o movimento estabilizando o corpo (Shumway-Cook, 2007), potenciando-se a actividade dos músculos do tronco para promover o seu correcto alinhamento bem como o da grade costal esquerda, com gradual

aumento de exigência (membro superior-segmento móvel) (Yoshida et al. 2008). Por serem identificadas estratégias compensatórias devido a alterações secundárias de alinhamento e inadequadas sinergias musculares no complexo articular do ombro esquerdo (Cirstea e Levin 2000; Mottram 1997) resultante da diminuição de actividade do tronco inferior, foi necessário potenciar o ritmo escápulo-umeral. Para isso, e como frequentemente identificado como comprometido em casos de incorrecto alinhamento da cintura escapular, foi necessário preparar e potenciar a actividade do músculo grande peitoral em alongamento e promover a estabilidade da omoplata (Nijs 2007; Pascoal 2001; Mottram 1997). Com isso, foi possível então aumentar o nível de actividade proximal do membro superior. Assim, e através da ligação das áreas-chaves defendidas pelo Conceito de *Bobath* (Raine 2007), foi possível aumentar o nível de actividade da cintura pélvica (tronco inferior), aspecto igualmente contemplado nos procedimentos, dando a possibilidade de serem criadas conexões sinápticas nas vias identificadas como lesadas. Tal como no indivíduo A, os aspectos importantes definidos por Holland e Lynch-Ellerington (2009) foram fomentados neste indivíduo, salientando-se aqui a importância do esquema corporal para potenciar o mecanismo de *feedforward* adequado para a perturbação ao longo da fase de apoio.

Os resultados obtidos neste estudo na CIF e na análise biomecânica da marcha realizada estão em concordância com outros estudos onde a intervenção em fisioterapia foi benéfica na aquisição da qualidade de vida, no aumento de equilíbrio, mobilidade e marcha em indivíduos com lesão do SNC (Smedal et al. 2006; Lennon et al. 2006; Garland et al. 2003; Lennon 2001; Hesse et al. 1994). Para além disso, reforça-se a ideia de que apesar de a literatura referir a importância de uma intervenção precoce (Pantano et al. 1996), as mudanças também são possíveis em situações crónicas e que estas são benéficas para a qualidade de vida do indivíduo.

Apontam-se para limitação deste estudo o facto de a avaliação e a intervenção terem sido realizadas pelos mesmos investigadores.

Destaca-se a necessidade de verificar a influência da alteração dos componentes neuro-motores do movimento adquiridos no decorrer da aplicação de um programa de intervenção no mecanismo de travagem. Tendo em conta a actividade rítmica da marcha poderá ser de interesse avaliar, em futuros estudos, a relação entre os dois membros inferiores na fase de apoio da marcha após programa de intervenção em fisioterapia.

Conclusão

Com a realização deste estudo verificou-se que, após a aplicação de um programa de intervenção, segundo a abordagem do Conceito de *Bobath*, os dois indivíduos com lesão do SNC, reflectiram uma melhoria qualitativa nas actividades e participação em sociedade.

Com os resultados obtidos na análise biomecânica da marcha, verificou-se que após o programa de intervenção, existiu uma tendência para uma reorganização dos componentes neuromotores. As mudanças no comportamento muscular foram identificadas ao longo da fase de apoio nos músculos RF, TA, GM e SOL. Quanto à componente antero-posterior (F_y), foi semelhante nos dois indivíduos a tendência de mudança na aceleração, havendo no entanto discrepância na travagem. Para além disso, a mudança do contributo muscular na componente antero-posterior (F_y) é mais evidente na aceleração.

Bibliografia

Anderson, Frank C., Marcus G. Pandy. 2003. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and Posture*. 17: 159-169.

Annaswamy, Thiru M., Candace J. Giddings, Ugo Della Croce, D. Casey Kerrigan. 1999. Rectus femoris: its role in normal gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 80: 930-934.

Bowden, Mark G., Chitralakshmi K. Balasubramanian, Richard R. Neptune, Steven A. Kautz. 2006. Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke*. 37: 872-876.

Byrne CA, O'Keeffe DT, Donnelly AE, Lyons GM. 2007. Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction. *J. Electromyography and Kinesiology*. 17: 605-616.

Campanini, I, Merlo A. 2009. Reliability, smallest real difference and concurrent validity of indices computed from GRF components in gait of stroke patients. *Gait and Posture*. 30: 127-131.

Capaday, Charles, Brigitte A. Lavoie, Hugues Barbeau, Cyril Schneider, Mireille Bonnard. 1999. Studies on the corticospinal control of human walking. I. Responses to focal transcranial magnetic stimulation of the motor cortex. *Journal Neurophysiological*. 81: 129-139.

Chen, George,Carolynn Patten. 2008. Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. *Journal of Biomechanics*. 41: 877-883.

Chen, George, Carolynn Patten, Dhara H. Kothari, Felix E. Zajac. 2005. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait and Posture*. 22: 51-56.

Chiappin, Daniela, Alexandre Severo do Pinho, Milton A. Zaro, Claus Dieter Stabaus. 2008. Comparação de picos de pressão plantar entre indivíduos jovens e idosos durante a marcha normal. *Tecnicouro*. 56-59.

Cirstea, MC, MF Levin. 2000. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*. 123:940-953.

Correia, Pedro Pezarat, Pedro Mil-Homens Santos, António Veloso, Jan Cabri. 1998. Estudo da função neuromuscular com recurso à electromiografia: desenvolvimento e fundamentação de um sistema de recolha e processamento e estudos realizados. *Faculdade de Motricidade Humana*. 1-35.

Debaere, Filipe, Stephan P. Swinnen, Erik Béatse, Stefan Sunaert. 2001. Brain areas involved in interlimb coordination: a distributed network. *NeuroImage*. 14: 947-958.

De Luca, Carlo J. 2002. Surface electromyography: detection and recording. *Delsystm*. 1-10.

Dietz, Volker. 2002. Proprioception and locomotor disorders. *Nature Reviews Neuroscience*. 3: 781-790.

Gage, James R..1993. Gait analysis: An essential tool in the treatment of cerebral palsy. *Clinical orthopaedics and related research*. 288: 126-134.

Garland, Jayne S., Deborah A. Willems, Tanya D. Ivanova, Kimberly J. Miller. 2003. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 84: 1753-1759.

Gjelsvik, Bente E. Bassøe. 2008. *The Bobath Concept in adult neurology*. Stuttgart: Thieme.

Gracies, Jean-Michel. 2005. Pathophysiology of spastic paresis I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle Nerve*. 31: 535-551.

Hamill, Joseph, Knutzen M. Kathleen. 2009. *Biomechanical Basis of human movement*. Lippincott Williams s Wilkins.

Hanke, Timothy A, Mark W. Rogers. 1992. Reliability of ground reaction force measurements during dynamic transitions from bipedal to single-limb stance in healthy people. *Physical Therapy*. 72 (11): 810-816.

Hesse, Stefan A., Matthias T. Jahnke, Christine M. Bertelt, Carl Schreiner, Daniela Liicke, Karl-Heinz Mauritz. 1994. Gait outcome in ambulatory hemiparetic patients after a 4-week comprehensive rehabilitation program and prognostic factors. *Stroke*. 25: 1999-2004.

Higginson, J. S., F. E. Zajac, R. R. Neptune, S. A. Kautz, S. L. Delp. 2006. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *Journal of Biomechanics*. 39: 1769-1777.

Holland, Ann, Mary Lynch-Ellerington. 2009. The control of locomotion. Em Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation, ed. Sue Raine, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. Oxford: Wiley-Blackwell.

Ivanenko, Y. P., R. E. Poppele, F. Lacquaniti. 2004. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *Journal of Physiology*. 556: 267-282.

Jonkers, Ilse, Caroline Stewart, Arthur Spaepen. 2003a. The study of muscle action during single support and swing phase of gait: clinical relevance of forward simulation techniques. *Gait and Posture*. 17: 97-105.

Jonkers, Ilse, Caroline Stewart, Arthur Spaepen. 2003b. The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. *Gait and Posture*. 17: 264-272.

Kennedy, Mary RT, Carl Coelho, Lyn Turkstra, Mark Ylvisaker, McKay Moore Sohlberg, Kathryn Yorkston, Hsin-Huei Chiou, Pui-Fong Kan. 2008. Intervention for executive functions after traumatic brain injury: a systematic review, meta-analysis and clinical recommendations. *Neuropsychological Rehabilitation*. 18: 257-299.

Kollen, Boudewijn, Sheila Lennon, Bernadette Lyons, Laura Wheatley-Smith, Mark Scheper, Jaap H. Burke, Jos Halfens, Alexander C. H. Geurts, Gert Kwakkel. 2009. The effectiveness of the Bobath Concept in stroke rehabilitation. What is the evidence?. *Stroke*. 40: e89-e97.

Lamontagne, A, F. Malouin, C. L. Richards, F. Dumas. 2002. Mechanism of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait and Posture*. 15: 244-255.

Leonard, Charles T. 1998. The neuroscience of human movement. USA: Mosby.

Lennon, Sheila, Ann Ashburn, David Baxter. 2006. Gait outcome following outpatient physiotherapy based on the Bobath Concept in people post stroke. *Disability and Rehabilitation*. 28: 873-881.

Lennon, Sheila. 2001. Gait re-education based on the Bobath Concept in two patients with hemiplegia following stroke. *Physical Therapy*. 81: 924-935.

Levangie, K. Pamela, Cynthia C. Norkin. 2005. *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. Philadelphia: Davies Company.

Lim, Hyun Kyoon, Arthur M. Sherwood. 2005. Reliability of surface electromyographic measurements from subjects with spinal cord injury during voluntary motor tasks. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 42 (4): 413-422.

Lindfield Helen, Debbie Strang. 2009. *Practice evaluation. Em Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation*, ed. Sue Raine, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. Oxford: Wiley-Blackwell.

Luft, A. R., Forrester, L., Macko, R. F., McCombe, S., Whitall J., Villagra, F., Hanley, D. F. 2005. Brain activation of lower extremity movement in chronically survivors. *NeuroImage*. 14: 1186-1192.

Lyons, Kathryn, Jacquelin Perry, Joanna K. Gronley, Lee Barnes, Dan Antonelli. 1983. Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation. *Physical Therapy*. 63: 1597-1605.

Masani, Kei, Motoki Kouzaki, Tetsuo Fukunaga. 2002. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*. 92: 1885-1890.

Mastos M, K. Miller, AC. Eliasson, C. Imms. 2007. Goal-directed training: linking theories of treatment to clinical practice for improved functional activities in daily life. *Clinical Rehabilitation*. 21: 47-55.

Matias, Ricardo, Hugo Gamboa. 2005. Avaliação do movimento e função humana: análise cinemática tridimensional e electromiográfica. *EssFisiOnline*. 3: 38-51.

Mayer, M. 2002. Clinical neurokinesiology of spastic gait. *Bratisl Lek Listy*. 103 (1): 3-11.

MacKay-Lyons, Marilyn. 2002. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Physical therapy*. 82: 69-83.

Meadows, Linzi, Jenny Williams. 2009. An understanding of functional movement as a basis for clinical reasoning. Quoted in Sue Raine, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. *Bobath Concept-theory and clinical practice in neurological rehabilitation*. Oxford: Wiley-Blackwell.

Mihailoff, G. A., D. E. Haines. 2006. Sistema motor II: sistemas corticofugais e o controlo do movimento. Em *Neurociência fundamental para aplicações básicas clínicas*, ed. Haines, E. Duarte. São Paulo: Elsevier Churchill Livingston.

Moseley, Anne, Amanda Wales, Rob Herbert, Karl Schurr, Sally Moore. 1993. Observation and analysis of hemiplegic gait: stance phase. *Australian Physiotherapy*. 39: 259-267.

Mottram SL. Dynamic stability of the scapula. *Manual Therapy*. 1997. 2:123-131.

Neckell, Nathan, Marlena Pellicci, Diane Nichols, Joseph Hidler. 2006. Quantification of functional weakness and abnormality synergy patterns in the lower limb of individuals with chronic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 3: 17.

Nene, A., C. Byrne, H. Hermens. 2004. Is rectus femoris really a part of quadriceps? Assesment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults. *Gait and Posture*. 20: 1-13.

Neptune, R. R, Kautz S. A, Zajac F. E. 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*. 34: 1387-1398.

Neptune, R. R., Zajac F. E., Kautz S. A.. 2004. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait and Posture*. 19: 194-205.

Nijs J, Roussel N, Struyf F, Mottram S, Meeusen R. Clinical assessment of scapular positioning in patients with shoulder pain: State of the Art. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2007;30:69-75.

O' Dell, Michael W, Chi-Chang David Lin, Victoria Harrison. 2009. Stroke rehabilitation: Strategies to enhance motor recovery. *Annual Review of Medicine*. 60: 55-68.

Olney, Sandra J., Carol Richards. 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and Posture*. 4: 136-148.

OMS. 2004. *Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde*. Lisboa: Direcção Geral de Saúde.

Ottoboni C, Fontes SV, Fukujima MM. 2002. Estudo comparativo entre a marcha normal e a de pacientes hemiparéticos por acidente vascular encefálico: Aspectos biomecânicos. *Rev. Neurociências*. 10: 10-16.

Paci, Matteo. 2003. Physiotherapy based on the Bobath Concept for adults with post-stroke hemiplegia: A review of effectiveness studies. *Journal of rehabilitation medicine*. 35: 2-7.

Pantano, Patrizia, Rita Formisano, Monica Ricci, Vittorio Di Piero, Umberto Sabatini, Bruno Di Pofi, Roberto Rossi, Luigi Bozzao, Gian Luigi Lenzi. 1996. Motor recovery after stroke: Morphological and functional brain alterations. *Brain*. 119: 1849-1857.

Pascoal AG. Ombro e elevação do braço. Análise cinemática e electromiográfica sobre a influência da carga externa e velocidade do braço no ritmo escapulo-umeral tridimensional. FMH Edições. 2001.

Peterson, Carrie L, Jing Cheng, Steven A. Kautz, Richard R. Neptune. 2010. Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. *Gait and Posture*. Article in Press.

Raine, Sue. 2007. The current theoretical assumptions of the bobath concept as determined by the members of BBTA. *Physiotherapy Theory and Practice*. 23 (3): 137-152.

Raine, Sue. 2009. The Bobath Concept: Developments and current theoretical underpinning. Em *Bobath Concept-theory and clinical practice in neurological rehabilitation*, ed. Sue Raine, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. Oxford: Wiley-Blackwell.

Robalo, Lina, Madalena Gomes da Silva. 2005. A promoção e a protecção da saúde em fisioterapia. *EssFisiOnline*. 1: 52-70.

Rubino, Frank A. 2002. Gait disorders. *The Neurologist*. 8: 254-262.

Sadeghi, Heydar, Somayeh Sadeghi, François Prince, Paul Allard, Hubert Labelle, Christopher L. Vaughan. 2001. Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moments in able-bodied gait. *Clinical Biomechanics*. 16: 688-695.

Schepens, Bénédicte, Trevor Drew. 2004. Independent and convergent signals from the pontomedullary reticular formation contribute to the control of posture and movement during reaching in the cat. *Journal Neurophysiology*. 92: 2217-2238.

SENIAM (surface electromyography for the non-invasive assesment of muscles). 2009. www.seniam.org (acesso em 07 de Fevereiro de 2010).

Silva, Augusta. 2010. A marcha humana: circuitos neuronais entre estruturas corticais vs sub-corticais. Livro de actas I Congresso da Saúde Gaia-Porto. Instituto Politécnico do Porto, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

Shumway-Cook, Anne, Marjorie Woollacott. 2007. Motor control – Translating research into clinical practice. USA: Lippincott Williams & Wilkins.

Smedal, Tori, Hildegunn Lygren, Kjell-Morten Myhr, Rolf Moe-Nilssen, Bente Gjelsvik, Olav Gjelsvik, Liv Inger. 2006. Balance and gait improved in patients with MS after physiotherapy based on the Bobath concept. *Physiotherapy Research International*. 11: 104-116.

Stucki, Gerold, Alarcos Cieza, John Melvin. 2007. The international classification of functioning, disability and health: a unifying model for the conceptual description of the rehabilitation strategy. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 39: 279-285.

Turns, Lindsey J, Richard R. Neptune, Steven A. Kautz. 2007. Relationships between muscle activity and anteroposterior ground reaction forces in hemiparetic walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 88 (9): 1127-1135.

Üstün, TB, Chatterji S, Bickenbach J, Kostanjsek N, Schneider M. 2003. The international classification of functioning, disability and health: a new tool for understanding disability and health. *Disability and Rehabilitation*. 25: 565-571.

Vaughan, Christopher L, Brian L Davis, Jeremy C O'Connor. 1999. *Dynamics of Human Gait*. Cape Town: Kibo Publishers.

Wang, ChiHong, Yau Yau Wai, BoCheng Kuo, Yei-Yu Yeh, JiunJie Wang. 2008. Cortical control of gait in healthy humans: an fMRI study. *Journal of Neural Transmission*. 15: 1149-1158.

Winter, David A. 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*. USA: John Wiley & Sons.

Woolley, Sandra M. 2001. Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 7: 1-18.

Yoshida, S., K. Nakazawa, E. Shimizu, I. Shimoyama. 2008. Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement. *Gait and Posture*. 27: 97-102.

Zajac F. E, Neptune R. R, Kautz S. A. 2002. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*. 16: 215-232.

Zajac, Felix E., Richard R. Neptune, Steven A. Kautz. 2003. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture*. 17: 1-17.

ANEXOS

Anexo A

Declaração de Consentimento (Declaração de Helsínquia)

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 dos componentes neuro-motores com influência na marcha em indivíduos com lesão do sistema nervoso central – Impacto funcional”

Eu, abaixo assinado, (nome completo do voluntário são)

_____, compreendi a explicação que me foi fornecida acerca do meu caso clínico e da investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo em que serei incluído. 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 informação ou explicação que me foi prestada versou os objectivos, os métodos, os benefícios previstos, os riscos potenciais e o eventual desconforto. Além disso, foi-me afirmado que tenho o direito de recusar a todo o tempo a minha participação no estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo na assistência que me é prestada.

Por isso, consinto que me seja aplicado o método proposto pelo investigador.

Data : ____ / _____ / ____

Assinatura do voluntário são : _____

O investigador responsável :

Nome : _____

Assinatura : _____

Anexo B

**Autorização para realização das avaliações no Centro de Estudos
do Movimento e Actividade Humana da Escola Superior de
Tecnologia da Saúde do Porto.**

**Unidade Curricular de Projecto no Centro de Estudos do Movimento e
Actividade Humana**

Estudante:

Nome: Christine Cunha
Curso: Mestrado em Fisioterapia – Opção Neurologia
Contacto(s): 916872900
E-mail: krysc@hotmaill.com

Título do Projecto:

Reorganização dos componentes neuromotores com influência na marcha em indivíduos com lesão do sistema nervoso central (SNC) – impacto funcional

Objectivo(s) do Projecto:

Avaliar a fase de apoio da marcha com recurso a electromiografia de superfície e a plataforma de forças para ver o efeito de um programa de intervenção

Orientador/Co-orientador(es):

Augusta Silva

Caracterização da População-alvo/Amostra (ESTSP, doentes, atletas, ...):

Indivíduos com lesão do SNC

Instrumentos (biodex, electromiografia, plataforma de forças, ...):

Electromiografia de superfície e plataforma de forças

*Tomar conhecimento,
Pedro Monteiro*

Anexo C

Autorização para realização da avaliação e intervenção na Clínica de Medicina Física e Reabilitação



MEDICINA FÍSICA E DE REABILITAÇÃO, LDA.

Av. Dr. Carlos Bacelar - Edifício Atlanta Park r/c - Bloco 3 - Loja 10
4760-103 VILA NOVA DE FAMALICÃO
☎ 252 377 185 - Fax 252 377 184

Vila Nova de Famalicão, Janeiro de 2010

Na sequência do pedido de V. Exa. para a recolha de dados através de aplicação de instrumentos de avaliação a decorrer no serviço desta clínica, no âmbito do relatório final de Mestrado em Fisioterapia opção Neurologia, vimos pela presente carta informar que o mesmo se encontra devidamente autorizado.

Com os melhores cumprimentos

A Direcção Clínica

Dra. Helena Oliveira

Anexo D
Resultados Complementares

Tabela 1 - Média \pm Desvio padrão do *Root Mean Square* normalizado (%) da actividade muscular ao longo da fase de apoio, loading response (LR), mid-stance (MS), terminal stance (TS) e pré-swing (PS) do músculo recto femural no indivíduo A e B em M0 e M2.

	M0 A	M2 A	M0 B	M2 B
LR	78,33 \pm 18,78	71,79 \pm 9,84	52,93 \pm 21,37	100 \pm 0,00
MS	64,50 \pm 32,55	64,79 \pm 0,00	44,39 \pm 8,86	65,09 \pm 6,47
TS	57,11 \pm 37,25	76,42 \pm 20,61	45,74 \pm 14,47	29,52 \pm 9,60
PS	48,85 \pm 45,16	87,07 \pm 22,38	100 \pm 14,57	43,00 \pm 20,75

Tabela 2 - Média \pm Desvio padrão do *Root Mean Square* normalizado (%) da actividade muscular ao longo da fase de apoio, loading response (LR), mid-stance (MS), terminal stance (TS) e pré-swing (PS) do músculo glúteo máximo no indivíduo A e B em M0 e M2.

	M0 A	M2 A	M0 B	M2 B
LR	70,54 \pm 29,25	52,46 \pm 8,39	70,76 \pm 33,05	94,16 \pm 10,10
MS	100 \pm 0,00	86,3 \pm 12,80	100 \pm 0,00	69,57 \pm 27,49
TS	79,95 \pm 17,82	83,29 \pm 28,92	43,01 \pm 18,46	55,29 \pm 35,37
PS	15,23 \pm 0,00	18,00 \pm 0,00	20,35 \pm 12,47	43,17 \pm 38,07

Tabela 3 - Média \pm Desvio padrão do *Root Mean Square* normalizado (%) da actividade muscular ao longo da fase de apoio, loading response (LR), mid-stance (MS), terminal stance (TS) e pré-swing (PS) do músculo tibial anterior no indivíduo A e B em M0 e M2.

	M0 A	M2 A	M0 B	M2 B
LR	57,47 \pm 6,63	31,08 \pm 25,01	8,36 \pm 0,00	91,53 \pm 14,66
MS	61,58 \pm 6,60	27,53 \pm 11,97	11,59 \pm 6,20	40,73 \pm 4,86
TS	100 \pm 0,00	32,79 \pm 15,37	75,16 \pm 36,99	45,25 \pm 35,28
PS	59,17 \pm 3,13	100 \pm 0,00	91,4 \pm 14,89	80,54 \pm 24,67

Tabela 4 - Média \pm Desvio padrão do *Root Mean Square* normalizado (%) da actividade muscular ao longo da fase de apoio, loading response (LR), mid-stance (MS), terminal stance (TS) e pré-swing (PS) do músculo gastrocnémio medial no indivíduo A e B em M0 e M2.

	M0 A	M2 A	M0 B	M2 B
LR	98,73 \pm 2,19	81,40 \pm 32,21	81,16 \pm 7,40	18,79 \pm 12,94
MS	33,54 \pm 26,69	69,92 \pm 29,11	83,48 \pm 28,60	52,37 \pm 35,3
TS	53,42 \pm 42,52	64,99 \pm 33,19	80,20 \pm 17,28	100 \pm 0,00
PS	29,00 \pm 38,78	19,15 \pm 18,24	12,79 \pm 7,94	15,74 \pm 9,46

Tabela 5 - Média \pm Desvio padrão do *Root Mean Square* normalizado (%) da actividade muscular ao longo da fase de apoio, loading response (LR), mid-stance (MS), terminal stance (TS) e pré-swing (PS) do músculo solear no indivíduo A e B em M0 e M2.

	M0 A	M2 A	M0 B	M2 B
LR	100 \pm 0,00	95,29 \pm 8,15	92,34 \pm 10,51	36,49 \pm 4,52
MS	59,42 \pm 7,93	60,67 \pm 8,93	69,68 \pm 18,29	71,07 \pm 23,92
TS	56,12 \pm 4,00	78,74 \pm 18,94	88,39 \pm 20,09	100 \pm 0,00
PS	11,98 \pm 8,28	12,88 \pm 9,69	28,27 \pm 9,69	38,12 \pm 24,14

Tabela 6 - Média \pm Desvio padrão do *Root Mean Square* normalizado (%) de actividade muscular do recto femural (RF), glúteo máximo (GMX), tibial anterior (TA), gastrocnémio medial (GM) e solear (SOL) do indivíduo A na travagem em M0 e M2.

	M0	M2
RF	78,33 \pm 18,78	71,79 \pm 9,80
GMX	67,72 \pm 25,10	45,15 \pm 9,67
TA	54,96 \pm 4,22	30,1 \pm 25,63
GM	98,73 \pm 2,19	81,4 \pm 32,21
SOL	100 \pm 0,00	95,29 \pm 8,15

Tabela 7 - Média \pm Desvio padrão do *Root Mean Square* normalizado (%) de actividade muscular do recto femural (RF), glúteo máximo (GMX), tibial anterior (TA), gastrocnémio medial (GM) e solear (SOL) do indivíduo A na aceleração em M0 e M2.

	M0	M2
RF	57,47 \pm 36,98	69,27 \pm 8,52
GMX	93,40 \pm 6,45	100 \pm 0,00
TA	99,94 \pm 0,00	32,79 \pm 15,37
GM	52,79 \pm 41,49	64,99 \pm 33,19
SOL	57,06 \pm 4,44	78,74 \pm 18,98

Tabela 8 - Média \pm Desvio padrão do *Root Mean Square* normalizado (%) de actividade muscular do recto femural (RF), glúteo máximo (GMX), tibial anterior (TA), gastrocnémio medial (GM) e solear (SOL) do indivíduo B na travagem em M0 e M2.

	M0	M2
RF	52,93 \pm 21,37	100 \pm 0,00
GMX	75,51 \pm 24,85	94,16 \pm 10,10
TA	8,88 \pm 0,00	91,53 \pm 14,66
GM	81,16 \pm 7,40	18,79 \pm 12,94
SOL	92,34 \pm 10,51	36,49 \pm 4,52

Tabela 9 - Média \pm Desvio padrão do *Root Mean Square* normalizado (%) de actividade muscular do recto femural (RF), glúteo máximo (GMX), tibial anterior (TA), gastrocnémio medial (GM) e solear (SOL) do indivíduo B na aceleração em M0 e M2.

	M0	M2
RF	45,74 \pm 14,47	33,77 \pm 21,95
GMX	41,96 \pm 19,60	45,08 \pm 26,44
TA	13,60 \pm 7,01	24,00 \pm 10,07
GM	74,32 \pm 24,51	93,77 \pm 5,66
SOL	82,26 \pm 17,41	100 \pm 0,00

Instituto Politécnico do Porto

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

MESTRADO EM FISIOTERPIA

Opção Neurologia

Relatório de Estágio

- Estudos de Caso -

Vila Nova de Gaia

2010

Estudo de Caso A

Influência de um programa de intervenção num indivíduo com lesão do sistema nervoso central – Esclerose Múltipla

Resumo

A esclerose múltipla é definida como uma patologia crónica inflamatória que consiste na formação de placas focais de desmielinização do sistema nervoso central.

Objectivo: Foi objectivo relacionar os conhecimentos neurofisiológicos do sistema nervoso central com os sistemas motores comprometidos no indivíduo. Assim como, avaliar o impacto de um programa de intervenção segundo o Conceito de *Bobath*, na recuperação funcional, quer a nível da mobilidade e equilíbrio, quer a nível dos componentes de saúde e dos estados relacionados com ela.

Metodologia: Utilizou-se o registo observacional, a escala de incapacidade funcional expandida de Kurtzke, a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde, a Escala de Equilíbrio de Berg e o teste Time up and Go, antes e após programa de intervenção.

Resultados: Conclui-se um provável envolvimento das vias cortico-espinhais, cortico-rubrais e cortico-reticulares, sendo esta última identificada como sendo a mais comprometida nomeadamente nas projecções corticais do tronco inferior da área pré-motora. Verificou-se melhorias em todos os instrumentos de avaliação aplicados, excepto na escala de incapacidade funcional expandida de Kurtzke.

Conclusão: O programa de intervenção em fisioterapia, segundo o Conceito de Bobath, induziu mudanças positivas.

Palavras-chave: Esclerose Múltipla; Intervenção; Conceito de Bobath; Controlo Postural; Impacto Funcional

Introdução

A esclerose múltipla (EM), descoberta por Charcot em 1868, é definida como uma patologia crónica inflamatória que consiste na formação de placas focais de desmielinização do Sistema Nervoso Central (SNC). Estima-se que afecta cerca de um milhão de pessoas em todo o mundo, sendo que em Portugal o número de indivíduos com esta patologia está perto dos 50/100000 habitantes. O mecanismo central do processo inflamatório, a desmielinização e a neurodegeneração têm sido alvo de estudo por parte da comunidade científica. A fonte inicial do processo patológico em indivíduos que sejam geneticamente susceptíveis (fragilidade da barreira hemato-encefálica) em conjunto com factores ambientais parece estar na origem da resposta imunológica desencadeada (Beer et al 2006; Frohman et al 2006). A literatura aponta para um atingimento duas a três vezes superior no sexo feminino do que no masculino (Sá 2006).

A hipótese levantada no processo histopatológico sugere que infecções sistémicas de repetição possibilitam a adesão de moléculas no endotélio do encéfalo e da medula espinhal, permitindo que os leucócitos entrem pela barreira do SNC. Se os linfócitos infiltrados estiverem programados para reconhecer o antigene de mielina, desencadeia-se uma série de eventos que resultam numa inflamação aguda com evidente desmielinização (Frohman et al. 2006). Neste processo lesivo do SNC são referenciadas essencialmente dois tipos de células imunológicas, as células T e B (Davis et al. 2005).

O resultado da desmielinização acarreta diversos efeitos fisiológicos que devem ser tidos em consideração. Por fazer parte da unidade oligodentrócito-mielina-axónio, complexo representante da especialização estrutural e funcional no SNC, a mielina para além de aumentar o diâmetro do axónio, potenciando a velocidade de condução do impulso nervoso, contribui igualmente para proteger o mesmo. Por este facto, pensa-se que a desmielinização e a proliferação anormal dos canais de sódio localizados na membrana (nódulo de *Ranvier*) levam à lesão do axónio nos primeiros estádios do processo patológico (Frohman et al. 2006; Ropper e Brown 2005). A perda contínua de axónios contribui para uma irreversível incapacidade nos estádios evolutivos da patologia, sugerindo a necessidade de uma intervenção terapêutica precoce nos episódios iniciais de desmielinização de forma a

promover a recuperação metabólica axonal (Kurnellas et al. 2007). Para além do mecanismo relatado anteriormente a literatura descreve igualmente sinais de distrofia oligodentrócita como factor de desmielinização. Assim, é possível afirmar-se que o processo patogénico da EM é heterogéneo (Barnett e Sutton 2006; Lucchinetti et al. 2000).

A remoção do edema e do processo inflamatório com reorganização dos canais de sódio ao longo do axónio (condução do impulso nervoso) estão na base da evolução favorável verificada inicialmente. A remielinização é um processo mais lento, resulta da mobilização de células precursoras oligodentrócitas que vão re-expressar o desenvolvimento de genes e produzir mielina nas áreas desmielinizadas. A literatura avança que mesmo em lesões crónicas, o aumento de número de oligodentrócitos e alguma remielinização deve ser tido em consideração (Frohman et al. 2006; Ropper e Brown 2005).

A sequência de eventos desencadeados pelo processo patológico influencia o percurso evolutivo, considerando-se a existência de três tipos de EM. O indivíduo em estudo apresenta EM do tipo secundariamente progressiva verificando-se a persistência de alguns défices (ANEM 2010). Os défices funcionais dependem da área, extensão e distribuição da lesão verificam-se diferentes. Tipicamente as lesões desenvolvem-se ao nível da substância branca do SNC onde o alvo primário é a bainha de mielina, mas as lesões a nível da substância cinzenta também podem ocorrer (Frohman et al. 2006). As áreas de atingimento mais frequentes incluem a substância branca dos nervos ópticos e o quiasma (raramente o tracto óptico), área periventricular nomeadamente a nível dos ventrículos laterais, corpo caloso, tronco encefálico, cerebelo (pedúnculos cerebelares) e medula espinal (Davis et al. 2005; Ropper e Brown 2005).

Relativamente à sintomatologia e sua relação com o tipo de EM identificam como sintomas mais comuns no tipo secundariamente progressiva os distúrbios no padrão de marcha (88%) e parésia (38%), podendo observar-se em casos mais avançados distúrbios cognitivos e urinários. A fadiga é um dos sintomas negativos referenciados pelos pacientes, seguindo-se os distúrbios de equilíbrio (*balance*), parésia e problemas urinários (Penner et al. 2007; Beer et al. 2006). Os défices funcionais estão baseados nos conhecimentos neurofisiológicos das áreas lesadas, apresentando características individuais (Davis et al. 2005).

Os distúrbios de equilíbrio observados nos indivíduos com EM levam a alterações ao nível do padrão de marcha e independência, que limitam a sua mobilidade e habilidade em participar em actividades familiares e sociais (Freeman 2001). O controlo postural aparece nestas situações como fundamental na aquisição das mesmas, onde as constantes mudanças do centro de gravidade na base de suporte estão implícitas. Este último é descrito como a capacidade de orientar e estabilizar o corpo de forma a vencer a força de gravidade, recorrendo para isso a apropriados mecanismos de equilíbrio (Meadows e Williams 2009). Estes resultam de complexas interacções de aferências visuais, vestibulares e proprioceptivas juntamente com os sistemas motores, sensoriais e cognitivos, salienta-se a importância de uma intervenção direccionada para a interacção dos sistemas neuromusculares que envolvem o planeamento a nível superior (córtex frontal e motor), coordenação (tronco encefálico e circuitos espinhais para sinergias musculares) e a geração de forças que permitam um movimento eficiente de forma a controlar o corpo no espaço (neurónios motores e músculos) (Shumway-Cook e Woollacott 2007).

Dada a complexa interacção de sistemas do SNC, o processo de reabilitação deve dar ênfase à interligação dos mesmos no controlo motor para a resolução do problema. O conceito de *Bobath*, assenta nessa interligação e na capacidade de adaptação e re-organização estrutural do SNC e neuromuscular lesado em resposta a estímulos intrínsecos e extrínsecos (Raine e Dip 2007). Para tal devem ser definidos objectivos específicos, mensuráveis, atingíveis, relevantes e temporizados de forma a ser possível alcançar-se tanto uma recuperação motora (“getting better”), como uma recuperação funcional (“doing better”) (O’Dell et al. 2009; Mastos et al. 2007).

Assim, este estudo de caso tem por objectivo relacionar os conhecimentos neurofisiológicos do SNC com os sistemas motores comprometidos apresentados pelo indivíduo, assim como, verificar a influência das estratégias e procedimentos seleccionados na recuperação funcional do mesmo, quer a nível da mobilidade e equilíbrio, quer a nível dos componentes de saúde e dos estados relacionados com ela.

Metodologia

1. Amostra

Este estudo refere-se a um indivíduo do sexo feminino com 39 anos de idade que apresenta diagnóstico médico EM do tipo secundariamente progressiva com atingimento em termos motores mais acentuado a nível de tronco inferior.

Em 2001 a paciente começou a referir falta de força nos membros inferiores com dificuldades na deambulação por sentir reduzida tolerância ao esforço. Estes sintomas foram evoluindo após a primeira gestação da paciente, sendo nessa altura diagnosticada com EM de tipo recorrente remissiva. Iniciou terapia farmacológica e intervenção em fisioterapia nessa altura. Em Novembro de 2009 recorre novamente à fisioterapia por sentir distúrbios na marcha e equilíbrio, fadiga, referindo: “tenho falta de força, não consigo ficar de pé”. Para além desta sintomatologia, menciona obstipação e infecções urinárias de repetição assim como dor na região lombar.

O último exame complementar de diagnóstico realizado revela lesões na coroa radiada frontal direita, lesões supra e infratentorial com atingimento de todo o corpo caloso e região da interface caloso-septal. A medula espinhal tem espessura diminuída na região dorsal.

Anteriormente a este surto a paciente desempenhava funções de estilista. Actualmente desempregada, ocupa-se dos filhos e faz companhia a uma familiar.

As tarefas domésticas são realizadas pela própria de forma adaptada, assim como as de auto-cuidado, não sentido necessidade de realizar adaptações no domicílio.

Tem por *hobby* a pintura.

A rede de apoio consiste no marido, que a acompanha nas deslocações exteriores. Em ambientes interiores deambula com uma canadiana ou apoiando-se nos móveis. Em ambientes exteriores deambula com duas canadianas realizando marcha a quatro pontos.

As expectativas em relação à intervenção em fisioterapia estão relacionadas com um desejo de maior autonomia na marcha.

2. Instrumentos

Para estabelecimento do grau de incapacidade de EM optou-se por aplicar a escala de incapacidade funcional expandida de Kurtzke (EDSS). A EDSS é baseada em medições de oito áreas do SNC conhecidas como sistemas funcionais. Os passos iniciais na escala medem o grau de disfunção nestes sistemas, como a dormência transitória na face ou dedos, ou os distúrbios visuais. Os passos finais medem a incapacidade no que se refere à mobilidade, usando sobretudo a distância percorrida a pé (Felipe et al. 2000). Segundo Sá (2006), esta escala encontra-se amplamente difundida permitindo estabelecer uma correspondência imediata entre uma determinada pontuação e o perfil de desempenho motor da pessoa. A sua sensibilidade diminui a partir do grau 5, pelo que podem surgir agravamentos no quadro motor que não sejam passíveis de ser medidos.

No sentido de avaliar o impacto funcional a Organização Mundial de Saúde desenvolveu um sistema de classificação com uma linguagem unificada e estandardizada para descrever componentes da saúde e dos estados relacionados com ela, a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). Esta classifica a incapacidade e funcionalidade humana através de três componentes: as funções e estruturas do corpo, as actividades e participação, e os factores ambientais (Vale 2009; Üstün et al. 2003). A sua aplicação tem sido uniformizada nas diferentes patologias incluindo na EM (Holper et al. 2010).

Foi também seleccionada e utilizada a escala de equilíbrio de Berg (EEB), para avaliar o estado de equilíbrio bem como para permitir avaliar a sua evolução. É referenciada como um instrumento de medida utilizado em estudos com indivíduos com EM (Blum e Korner-Bitensky 2008; Smedal et al. 2006). Nesta escala são solicitadas actividades da vida diária, como manter uma posição estática ou mudar a orientação do seu centro de gravidade, sendo que algumas tarefas são pontuadas de acordo com a qualidade de execução e outras quanto ao tempo que demora a completá-las (Riddle e Stratford 1999). Apresenta como fiabilidade inter-observador um ICC=0,95-0,98 e uma consistência interna de 0,92-0,98 (Blum e Korner-Bitensky 2008). Para a população portuguesa o processo de validação obteve resultados de fidedignidade inter-observador de $r=0,94$ e da validade simultânea/concorrente de $r=0,93$ (Santos et al. 2005). Para a aplicar recorreu-se ao equipamento necessário das instruções gerais.

Uma vez que a marcha se apresenta limitada foi aplicado o teste de avaliação da mobilidade e equilíbrio *Time Up and Go* (TUG). Consiste num teste de desempenho que avalia quantitativamente a mobilidade funcional de indivíduos que são capazes de andar sozinhos (com ou sem auxiliar de marcha) (Shamay e Hui-Chan 2005). Para além de reportar informações sobre a velocidade da marcha, também permite observar as funções de sentar-levantar assim como de dar a volta, que são tarefas diárias afectadas em pessoas com défices motores (Nilsagard et al. 2007). Apresenta uma fiabilidade intra e inter-observador de 0,99 (Podsiadlo e Richardson 1991) e uma reprodutibilidade em pacientes com EM entre 0,94-0,96 (Nilsagard et al. 2007). Para o teste recorreu-se ao uso de uma cadeira com encosto mas sem apoio de braços e com altura de 43 cm, um cronómetro e fita-cola.

3. Procedimentos

A aplicação dos instrumentos de avaliação realizou-se no início das sessões de intervenção sendo mantido as mesmas condições ambientais nos diferentes momentos de avaliação. Em cada aplicação foi referido ao indivíduo em estudo o objectivo de cada instrumento de avaliação. Os momentos de avaliação foram o momento zero (M0) em que se realizou o primeiro registo, momento um (M1) em que se realizou a reavaliação após 7 semanas de intervenção e momento dois (M2) após 5 semanas de intervenção relativo a M1. A última avaliação realizou-se após 5 semanas de intervenção de M2.

A EDSS e a CIF como escalas de classificação foram aplicadas apenas em dois momentos de avaliação, no início e no fim de todo o processo de intervenção.

Para a EEB foram seguidas as instruções gerais da aplicação sendo demonstrado cada item ao indivíduo em avaliação.


O teste TUG foi realizado com canadianas e com calçado. Foi instruído ao indivíduo para iniciar o teste com as costas encostadas, levantar-se ao sinal verbal dado e andar até à marca (sinalizada com distância de três metros), contorná-la e voltar até à cadeira voltando a sentar-se. Realizou-se um ensaio inicial e de seguida foram registadas três tentativas estabelecendo-se a média das mesmas. No registo M0 o uso das canadianas foi o convencional. Em M1 foram avaliadas duas formas, uma convencional (como em M0) e outra com as canadianas invertidas (sem apoio

de antebraço) devido à evolução do caso clínico. No final de M2 fez-se o registo com as canadianas invertidas.


A intervenção teve como aplicação prática o conceito de Bobath, que se baseia na resolução de problemas para avaliação e tratamento de pacientes com distúrbios da função, do movimento e do controlo postural, devido a lesão do SNC. A análise dos componentes de movimento em actividades funcionais determina quais os que falham no movimento, sendo ponto de partida para definição do principal problema (Raine e Dip 2007). Assim, foram seleccionados em cada momento componentes de movimento nos quais se pretende aumentar a performance funcional. No processo de intervenção foram facilitados os componentes de movimento através da activação selectiva de receptores cutâneos e musculares de forma a potenciar a actividade sináptica modelando o movimento (Raine e Dip 2007).

A avaliação dos componentes de movimento (Quadro 1-3) foi realizada no início da sessão de intervenção e nas mesmas condições ambientais. Teve em conta a base de suporte, alinhamento ósseo e muscular bem como o nível de actividade (Raine e Dip 2007).


Quadro 1 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica em M0

Momento M0	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
<p>Avaliação na posição de sentada e sequência de movimento para a posição de pé (estabelecendo-se quatro fases: flexão, transferência, extensão e estabilização) (Fletcher et al. 2009)).</p>	 <p>Identifica-se uma transferência de carga no sentido anterior com distribuição assimétrica para o lado esquerdo. Alinhamento em adução da articulação coxo-femural (bilateral) por tensão passiva dos músculos adutores. Diminuição de actividade ao nível do tronco inferior. Não assume a posição de pé de forma activa e independente.</p>	<p>A diminuição de actividade muscular do tronco inferior leva a uma diminuição da mobilidade pélvica no sentido posterior e conseqüente alteração da relação de co-activação da musculatura extensora/abdominais, assim como explica o aumento de tensão a nível dos músculos adutores das coxo-femorais.</p>

Quadro 2 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica em M1




Momento M1	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
<p>Assume a posição de pé de forma activa e independente, mas ainda com dificuldade em manter a posição de pé.</p>	 <p>Distribuição de carga na base de suporte com predomínio anterior (ante-pé) e medial. Mantém-se o alinhamento em adução e flexão da coxo-femural (bilateral), tendo-se identificado uma tensão excessiva do músculo psoas-íliaco.</p>	<p>A tensão excessiva do músculo psoas-íliaco interfere com a capacidade de obter o alinhamento da pélvis (tilt posterior) de forma a permitir recrutar actividade do tronco inferior sobre membros inferiores na posição de pé.</p>

Quadro 3 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica em M2



Momento M2	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
<p>Relativa facilidade em manter a posição de pé com referência anterior.</p>	 <p>Aumento da flexão do joelho (bilateral) reflecte uma tensão excessiva dos músculos gastrocnémios e solear.</p>	<p>A diminuição da mobilidade (propriedades biomecânicas) dos músculos gastrocnémios e solear interfere com a capacidade de recrutar actividade por parte destes músculos necessários para a fase de impulsão nas transferências unilaterais de carga.</p>

A intervenção foi realizada com a frequência de três vezes por semana e com duração média de 45 minutos de trabalho activo. Apresenta-se em seguida (Quadro 4-6) as estratégias de eleição seleccionadas quer para a preparação dos aspectos biomecânicos identificados no indivíduo, quer para o recrutamento de actividade dos componentes identificados na avaliação.



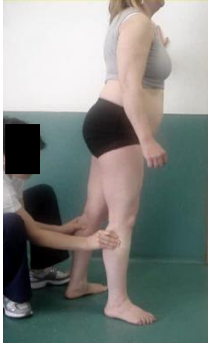
Quadro 4 – Plano de intervenção ao longo de M0

Momento M0				
Duração da intervenção: Janeiro 2010 – Fevereiro 2010 (7 semanas de intervenção)				
Fase Preparatória		Fase de Activação		
Estratégias	Procedimentos	Objectivos	Estratégias	Procedimentos
Decúbito dorsal.	<p>Calor húmido – Mobilização inibitória específica.</p> 	Recrutar actividade do tronco inferior.		 <p>Recrutar actividade do tronco inferior (no sentido posterior) através da área-chave tronco inferior.</p>

Quadro 5 – Plano de intervenção ao longo de M1

Momento M1				
Duração da intervenção: Fevereiro 2010 – Março 2010 (5 semanas de intervenção)				
Fase Preparatória		Fase de Activação		
Estratégias	Procedimentos	Objectivos	Estratégias	Procedimentos
Decúbito Dorsal.	<p>Recrutar actividade do músculo psoas-íliaco em encurtamento e solicitar progressão dessa actividade no sentido do alongamento com informação somatosensória sobre o mesmo.</p> 	<p>Recrutar actividade do tronco inferior sobre membros inferiores no sentido posterior.</p>	<p>Posição de pé com referência anterior para a transferência de carga.</p>	<p>Activação da musculatura do tronco inferior sobre membros inferiores através da área chave tronco inferior e informação somatosensória sobre os isquiotibiais.</p> 

Quadro 6 – Plano de intervenção ao longo de M2

Momento M2				
Duração da intervenção: Março 2010 – Maio 2010 (5 semanas de intervenção)				
Fase Preparatória		Fase de Activação		
Estratégias	Procedimentos	Objectivos	Estratégias	Procedimentos
Posição de pé com referência anterior.	<p>Mobilização inibitória específica dos músculos gastrocnémios.</p> 	<p>Recrutar actividade dos músculos gastrocnémios (bilateral) de forma concêntrica.</p>		<p>Recrutar actividade dos músculos gastrocnémios com informação somatosensória sobre os mesmos e proprioceptiva sobre os pés.</p> 

4. Ética

Para a realização do estudo foram dadas todas as informações e explicações necessárias sobre os objectivos do trabalho, os métodos utilizados, os benefícios do estudo, os riscos potenciais assim como o desconforto ressentido. As informações prestadas seguiram a Declaração de Helsínquia da Associação Médica Mundial.

Resultados

Relativamente à EDSS, quer no momento inicial, quer no final obteve-se a classificação de 6.5. Este valor representa uma incapacidade relativa à

deambulação, em que se observa um apoio bilateral constante (canadianas) necessário para andar cerca de 20 metros sem descanso.

Nos resultados obtidos na CIF observa-se uma melhoria em todos os qualificadores obtidos no final do processo de intervenção (M2). É de notar melhoria de dois qualificadores a nível dos itens referentes a “sentar-se”, “pôr-se em pé” e “permanecer de pé” e de um qualificador nos restantes itens. O item “sentar-se” atingiu o qualificador zero (0) reflectindo nenhuma deficiência (Quadro 7).

Quadro 7 – Resultados obtidos na Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), nos momentos de avaliação M0 e final de M2

CIF		
Itens	M0	M2
Deitar-se	d4100.3	d4100.1
Sentar-se	d4103.3	d4103.0
Pôr-se em pé	d4104.4	d4104.1
Mudar o centro de gravidade	d4106.3	d4106.1
Permanecer em pé	d4154.4	d4154.1
Andar distâncias curtas	d4500.3	d4500.1
Deslocar-se dentro de casa	d4600.3	d4600.1
Deslocar-se fora da sua casa e de outros edifícios	d4602.4	d4602.2
Lavar partes do corpo	d5100.3	d5100.1
Secar-se	d5102.3	d5102.1
Calçar	d5402.4	d5402.1
Produtos e tecnologias de apoio destinados a facilitar a mobilidade e o transporte pessoal em ambientes interiores e exteriores	e1201.+4	e1201.+3
Família próxima	e310.+4	e310.+2
Profissionais de saúde	e355.+4	e355.+2

Os resultados na EEB reflectem uma melhoria positiva com pontuação crescente ao longo dos momentos de avaliação. Quer em M0 quer em M1 o risco de queda está próximo dos 100% (valor abaixo dos 36 pontos). Em M2 o risco de queda é inferior comparativamente a M0 e M1 (Quadro 8).

Quadro 8 – Resultados obtidos na escala de equilíbrio de Berg (EEB) nos diferentes momentos de avaliação (M0, M1, M2)

EEB		
M0	M1	M2
6/56	23/56	44/56










No que diz respeito ao teste TUG verifica-se uma diminuição no tempo necessário para realizar o teste em todos os momentos. A progressão mais evidente está entre M1 e final de M2. Os resultados estão acima dos 30 segundos indicando uma mobilidade reduzida (Quadro 9).

Quadro 9 - Resultados obtidos no teste *Time up and Go* (TUG) nos diferentes momentos de avaliação (M0, M1, M2)

TUG		
M0	M1	M2
32 s (canadianas convencional)	30 s (canadianas convencional) 41 s (canadianas invertidas)	36 s (canadianas invertidas)

Relativamente aos componentes de movimento, os registos realizados são apresentados a seguir (Quadro 10). Os registos apresentados demonstram uma evolução motora desde M0 até ao final de M2. De M0 para M1 observa-se uma activação do tilt pélvico posterior com melhor transferência de carga no sentido anterior e superior que influencia positivamente a 2ª fase do sentar-levantar, com criação do momento máximo de força. Assim, em M1 observa-se uma actividade antigravítica extensora com melhor nível de actividade do tronco inferior relativamente a M0. Em M2 foi adquirido a capacidade de se manter na posição de pé (activa e independente) e realizar transferências de carga sobre os membros inferiores com diferentes actividades como pentear o cabelo, alcançar um objecto fora da base de suporte e dar passos com referência distal num membro superior. Estas actividades não eram passíveis de ser realizadas em M0.

Quadro 10 – Componentes de movimento nos diferentes momentos de avaliação (M0, M1, M2)

Componentes de Movimento			
M0			
M1			
M2			

Discussão

Na análise deste caso, a avaliação inicial realizada direcciona-nos para um claro envolvimento do tronco inferior, nomeadamente uma diminuição de actividade deste com repercussões a nível dos membros inferiores. Esta diminuição de actividade entendida como fraqueza (*weakness*) é um sintoma frequentemente identificado na EM (Smedal et al. 2006). A área de lesão identificada com exames complementares encaminha-nos para uma lesão a nível da coroa radiada frontal direita, com lesões supra e infra-tentoriais com atingimento de todo o corpo caloso. De acordo com a literatura encontrada, estas áreas de lesão são referidas como sendo frequentes nesta patologia (Davis et al. 2005; Ropper e Brown 2005). Dado a proximidade anatómica da coroa radiada com os ventrículos laterais (Mihaioff e

Haines 2006), estruturas igualmente envolvidas na EM, sugere-se que a lesão seja próxima dos mesmos e conseqüentemente conduza ao comprometimento de fibras na coroa radiada com uma projecção mais medial. Esta última contém fibras de projecção cuja representação somatotopográfica do membro superior, tronco e membro inferior segue de antero-lateral para postero-medialmente (Song 2007). Assim, sugere-se que as fibras dispostas medialmente na coroa radiada estejam mais comprometidas, cujos neurónios motores inervam a musculatura do tronco e membros inferiores.

Assim, as projecções corticais estão comprometidas sugerindo-se o envolvimento do sistema motor dorso-lateral, o tracto cortico-espinhal (TCE). Este sistema estabelece sinapses com motoneurónios tanto alfa como gama permitindo o mecanismo neurofisiológico de co-activação alfa-gama que possibilita ao sistema neuromuscular modificar a sua actividade rapidamente quando necessário (tarefa/ambiente) (Gjelsvik 2008). A co-activação é referenciada pela literatura como um dos problemas nos componentes motores do controlo postural (Shumway-Cook e Woollacott 2007; Busse et al. 2005) e a sua alteração pode resultar em fraqueza (*weakness*), sintomatologia apresentada no indivíduo em estudo (Busse et al. 2006).

As fibras do TCE estabelecem ligações com o núcleo rubro e núcleos da formação reticular entre outras (Mihailoff e Haines 2006). A ligação destas estruturas com o sistema motor é relevante uma vez que desempenham um papel importante na manutenção do controlo postural, estabilidade e equilíbrio (Gjelsvik 2008), funções que se apresentam comprometidas na EM e no indivíduo em estudo, sendo assim pertinente entender esta relação.

A via cortico-rubro-espinhal potencia a influência do córtex sobre neurónios motores flexores, co-adjuvando o sistema cortico-espinhal. As projecções corticais ao núcleo rubro emergem primariamente das áreas do córtex motor suplementar e pré-motor (Mihailoff e Haines 2006), o que permite em parte explicar a sua importância na função do início do movimento e ajustes posturais antecipatórios, definidos como estratégias antecipatórias de equilíbrio (comprometido no indivíduo em estudo) (Meadows e Williams 2009). A via cortico-reticulo-espinhal proporciona meios de influenciar a musculatura antigravítica, assim como extensora do membro em paralelo com a regulação dos flexores (função extensora). Os *inputs* provenientes das áreas do córtex têm uma projecção bilateral, activando a formação reticular bilateralmente (Gjelsvik 2008). Este facto permite estabelecer uma possível

explicação quanto ao comprometimento bilateral dos membros inferiores, via afecção da projecção somatotopográfica cortical direita. Assim, a entrada de informação na formação reticular encontra-se comprometida influenciando as eferências da mesma, tanto a nível do reticulo-espinhal pontino, como medular. Dado que a projecção pontina facilita a activação dos motoneurónios espinhais que inervam a musculatura axial e extensora dos membros inferiores para manter o suporte postural (Gjelsvik 2008), esta parece estar mais comprometida neste caso levando a uma diminuição excitatória na medula espinhal. De acordo com a literatura, uma lesão nessa via leva a uma diminuição do controlo postural e selectividade mesmo que os sistemas visuais, vestibulares e somatosensoriais se encontrem intactos e não atingidos directamente (Gjelsvik 2008).

A formação reticular recebe aferências de diversos receptores somatosensoriais ascendentes pelo tracto espinoreticular, cerebelo, núcleos da base, impulsos vestibulares e límbicos (Gjelsvik 2008), que devem ser potenciadas para moldar a saída de informação da mesma. Os impulsos vestibulares parecem ser relevantes uma vez que, com o sistema reticulo-espinhal, estabelecem um trabalho em conjunto através de interneurónios para produzir uma actividade selectiva de diversos músculos ao mesmo tempo. Para além disso, salienta-se o facto que o córtex cerebral não possui projecções directas para os núcleos vestibulares, não passando por mecanismos corticais (Mihailoff e Haines 2006). Tendo isso em consideração, parece possível entrar na activação da formação reticular por outros sistemas que não sejam directamente lesados, passando por estratégias de activação contra a gravidade. Ou seja, a manipulação da informação pode influenciar directamente a re-organização do SNC através da somação temporal e espacial e através da inibição pré-sináptica e pós-sináptica, em resposta a estímulos intrínsecos e extrínsecos (Raine 2009). Estes conhecimentos neurofisiológicos são tidos em consideração no Conceito de *Bobath*, abordagem de intervenção seguida no estudo, onde se enfatiza a modulação de tónus e se facilitam componentes de movimento através de receptores cutâneos e proprioceptivos através do *handling* (Raine e Dip 2007).

Após lesão do SNC, a função motora encontra-se modificada resultando alterações musculares nomeadamente ao nível das propriedades do tecido muscular (visco-elásticas) e adjacente, e mesmo ao nível articular (Gracies 2005). Estas alterações podem limitar a recuperação funcional sendo necessário estabelecer uma

fase preparatória para promover um alinhamento apropriado dos tecidos moles e articulações de forma a ter uma eficiente activação e movimento. Assim, entende-se a importância de uma fase preparatória no plano de intervenção quando esta se justifica. No entanto, esta não é por si só, suficiente para influenciar o SNC, sendo importante incorporar uma actividade funcional (participação activa do indivíduo) (Raine e Dip 2007).

A actividade funcional do sentar-levantar é referenciada como sendo um objectivo essencial no processo de reabilitação visto ser subjacente à aquisição de uma mobilidade antigravítica e marcha independente (Fletcher et al. 2009). A posição de partida tem sido ponto de interesse e preocupação para os fisioterapeutas, sendo de interesse observar a relação na base de suporte e controlo postural. O alinhamento e a mobilidade ao nível da pélvis são fundamentais, nomeadamente no sentido antero-posterior, de forma a potenciar um tilt pélvico posterior inicial para seguir o tilt anterior realizado na primeira fase do levantar (Fletcher et al. 2009). Uma vez identificada nos registos realizados em M0 que o tilt pélvico estava comprometido, a intervenção foi direccionada primariamente para a mobilidade da pélvis e consequente co-activação dos músculos extensores e abdominais do tronco. Com esta linha de raciocínio pretendeu-se criar uma transferência do centro de gravidade no sentido anterior e vertical produzindo um alinhamento adequado para a activação dos membros inferiores (Fletcher et al. 2009). Em pacientes com EM, tal como observado em M0, o aumento de actividade dos músculos adutores por diminuição de actividade do tronco inferior leva a um aumento de flexão da coxo-femural e tilt anterior dificultando a extensão na terceira fase do levantar (Fletcher et al. 2009). Com a intervenção realizada conseguiu-se potenciar as últimas fases do levantar que requerem um grau elevado de controlo postural, tal como é observado em M1. Inicialmente tal não se verificava, tendo o indivíduo desenvolvido estratégias compensatórias dos membros superiores com excessiva abdução dos mesmos e excessiva flexão do tronco. Estas estratégias são identificadas na literatura e reveladoras de um pobre controlo postural (Shumway-Cook e Woollacott 2007; Fletcher et al. 2009).

Embora não se tenha encontrado literatura sobre a análise da marcha envolvendo uma diminuição de actividade do tronco inferior em indivíduos com EM, as sinergias inapropriadas demonstradas no indivíduo em estudo assemelham-se ao comportamento observado na diplegia caracterizado por um comportamento “*crouch*

gait". Assim, a relação quanto ao observado na avaliação realizada em M1 e M2 no indivíduo e o plano de intervenção adoptado é direccionado para este tipo de comportamento. A marcha "*crouch*" (de forma agachada) é caracterizada por um aumento da flexão do joelho com aumento da dorsiflexão e excessiva flexão da coxo-femural (Miller 2007). São diversas as suas possíveis causas sendo referenciado pela literatura o envolvimento muscular dos isquiotibiais, flexores plantares, extensores da coxo-femural e extensores do joelho resultante da diminuição do equilíbrio (*balance*). A análise tridimensional aponta que a diminuição de actividade dos músculos extensores da coxo-femural, extensores do joelho e flexores plantares contribuam para isso. O factor que condiciona a actividade destes músculos é apontado para as características biomecânicas dos músculos psoas-ilíaco e adutores da coxo-femural. O músculo psoas-ilíaco pela posição anterior da pélvis (tilt anterior) e pela diminuição de actividade encontra-se encurtado, levando à produção de forças erradas e consequentes contracturas. Por sua vez, os músculos adutores apresentam excessiva actividade muscular concêntrica (Arnold et al. 2005; Hausdorff e Neil 2005). Este facto vem reforçar a ideia desenvolvida nos procedimentos aplicados neste estudo quanto à fase preparatória da intervenção a nível dos músculos adutores e psoas-ilíaco para potenciar a mobilidade da pélvis (tilt posterior) por diminuição de actividade muscular abdominal.

A acção desenvolvida para a extensão da coxo-femural é apontada primariamente aos músculos isquiotibiais e glúteo máximo, e para a extensão do joelho são apontados os músculos vastos, solear e gastrocnémios (Arnold et al. 2005). Na intervenção teve-se em consideração o mencionado anteriormente, recorrendo-se inicialmente à informação somatosensória nos músculos isquiotibiais com aumento de tensão recorrendo-se ao mecanismo de inervação recíproca aumentando a actividade da cadeia muscular anterior e consequentemente actuando nos músculos extensores do joelho (M1), e secundariamente através da informação dada a nível dos músculos gastrocnémios e solear em M2. O processo de intervenção desenvolvido neste estudo permitiu construir uma actividade muscular antigravítica eficiente obtendo-se transferências de carga sobre os membros inferiores como demonstram os resultados relativos aos componentes de movimento em M2. Esta conquista também se reflectiu na CIF, nomeadamente no item de "sentar-se", "pôr-se em pé" e "permanecer em pé".

A escolha de desenvolver estratégias que, numa abordagem inicial, focaram a musculatura proximal e posteriormente distal foi baseada nas estratégias de equilíbrio (*balance strategies*), que são um requisito incorporado no controlo postural para o movimento funcional. Assim, a literatura descreve essencialmente dois tipos: as que são usadas para a manutenção na base de suporte que incluem as estratégias da coxo-femural e da tíbio-társica, e as que são usadas na modificação da base de suporte (Shumway-Cook e Woollacott 2007; Sadeghi et al. 2001). Dado a diminuição dos ajustes posturais antecipatórios por comprometimento da área pré-motora e esta se repercutir no mecanismo de *feed-forward*, optou-se por potenciar a estratégia da coxo-femural inicialmente. Para além disso, a literatura refere que muitas vezes parte-se prematuramente para as estratégias de modificação da base de suporte antes de se ter uma apropriada actividade antigravítica e controlo através de *feed-forward* (Meadows e Williams 2009).

Quanto aos instrumentos utilizados verificaram-se melhorias em todos excepto na classificação do grau de incapacidade da EDSS. Este facto pode ser explicado pela diminuição da sensibilidade da mesma a partir do grau 5 (Sá 2006). Os resultados da CIF permitem aferir positivamente quanto à intervenção realizada neste estudo, obtendo-se qualificadores que variam de zero (0) a dois (2) no final do processo de intervenção.

Assim, embora não se possa comprovar uma melhoria no perfil de desempenho motor do indivíduo dado pela EDSS, os resultados obtidos na EEB e no TUG revelam que elas existem. Estes instrumentos permitiram identificar um aumento de equilíbrio e controlo postural, comprovado pelo observado no registo de M2 (resultados – componentes de movimento). Os valores obtidos nestes seguem os da CIF, havendo concordância de resultados em certos itens que envolvem actividades funcionais como o sentar-levantar e a marcha (“mudar o centro de gravidade” e “permanecer em pé”, entre outros). Smedal et al. (2006) realizou um estudo em sujeitos com EM (EDSS – 6 valores) adoptando uma intervenção baseada no Conceito de Bobath com duração de três semanas, em que identificou igualmente melhorias nos instrumentos aplicados, nomeadamente na EEB.

Conclusão

Os objectivos propostos neste estudo de caso foram atingidos, conseguindo-se estabelecer uma possível relação entre os aspectos neurofisiológicos do SNC e o comprometimento motor observado no indivíduo em estudo. Nesse ponto conclui-se um provável envolvimento das vias cortico-espinhais, cortico-rubrais e cortico-reticulares, sendo esta última identificada como sendo a mais comprometida nomeadamente nas projecções corticais do tronco inferior da área pré-motora.

O plano de intervenção (estratégias e procedimentos) permitiu obter resultados positivos tanto na EBB, TUG como a nível dos componentes de saúde e componentes do bem estar relacionados com a saúde.

Bibliografia

ANEM. Associação nacional de esclerose de múltipla. www.anem.org.pt. (acesso em 07 de Fevereiro de 2010).

Arnold Allison S, Frank C Anderson, Marcus G Pandy, Scott L Delp. 2005. Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics*. 38:2181-2189.

Barnett, Michael H, Ian Sutton. 2006. The pathology of multiple sclerosis: a paradigm shift. *Current Opinion Neurology*.19:242-247.

Beer, Serafin, Jürg Kesserling. 2006. Multiple Sclerosis. In *Text book of neural repair and rehabilitation and medical neurorehabilitation*. Ed. Selzer, Michael, Leonardo Cohen, Stephanie Clarke, Pamela Duncan, Fred Gage. volume II 616-635. Cambridge: University press New York.

Blum, Lisa, Nicol Korner-Bitensky. 2008. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical Therapy*. 88: 559-566

Busse ME, CM Wiles and RWM Van Deursen. 2005. Muscle co-activation in neurological conditions. *Physical Therapy Reviews*. 10:247-253

Busse, Monica E, Charles M Wiles, Robert WM Van Deursen. 2006. Co-activation: its association with weakness and specific neurological pathology. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 3:26

Davis, Larry, Molly King, Jessica Schultz. 2005. *Fundamentals of neurologic disease*. 101-108. New York: Demos Medical Publishing.

Felipe, Eduardo, Maria Fernanda Mendes, Marco Aurélio Moreira, Charles Peter Tilbery. 2000. Análise comparativa entre duas escalas de avaliação clínica na esclerose múltipla. *Arq. Neuropsiquiatr*. 58: 300-303.

Fletcher, Lynn, Catherine Cornall, Sue Armstrong. 2009. Moving between sitting and standing. Em *Bobath Concept-theory and clinical practice in neurological rehabilitation*, ed. Raine, Sue, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. UK: Blackwell Publishing.

Freeman JA. 2001. Improving mobility and functional independence in persons with multiple sclerosis. *J Neurol*. 248:255-259.

Frohman, Elliot, Michael Racke, Cedric Raine. 2006. Multiple sclerosis – The plaque and its pathogenesis. *The New England Journal Medicine*. 354: 942-955.

Gjelsvik, Bente E. Bassøe. 2008. *The Bobath Concept in adult neurology*. Stuttgart: Thieme.

Gracies, Jean-Michel. 2005. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle nerve*. 31: 535-551.

Hausdorff JM, Alexander Neil B. 2005. *Gait disorders evaluation and management*. New-York: Taylor and Francis.

Holper, Lisa, Michaela Coenen, Andrea Weise, Gerold Stucki, Alarcos Cieza, Jürg Kesselring. 2010. Characterization of functioning in multiple sclerosis using the icf. *Journal Neurology*. 257: 103-113

Kurnellas MP, KC Donahue, S El Kabes. 2007. Mechanisms of neuronal damage in multiple sclerosis and its animal models: Role of calcium pumps and exchangers. *Biochemical Society Transactions*. 35; 923-926.

Lucchinetti, Claudia, Wolfgang Brück, Joseph Parisi, Bernd Scheithauer, Moses Rodriguez, Hans Lassmann. 2000. Heterogeneity of multiple sclerosis lesions: Implications for the Pathogenesis of Demyelination. *Annual Neurology*. 47:707-717.

Mastos M, K Miller, AC Eliasson, C Imms. 2007. Goal-directed training: linking theories of treatment to clinical practice for improved functional activities in daily life. *Clinical Rehabilitation*. 21:47-55

Meadows, Linzi, Jenny Williams. 2009. An understanding of functional movement as a basis for clinical reasoning. Em *Bobath Concept-theory and clinical practice in neurological rehabilitation*, ed. Raine, Sue, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. UK: Blackwell Publishing.

Mihailoff, G. A., D. E. Haines. 2006. Sistema motor II: sistemas corticofugais e o controle do movimento. Em *Neurociência fundamental para aplicações básicas clínicas*, ed. Haines, E. Duarte. São Paulo: Elsevier Churchill Livingstone.

Miller F. *Physical Therapy of Cerebral Palsy*. Springer. 2007

Nilsagard Ylva, Cecilia Lundholm, Lars-Gunnar Gunnarsson, Eva Denison. 2007. Clinical relevance using timed walk tests and time up and go testing in persons with Multiple sclerosis. *Physiotherapy Research International*. 12(2):105-114

O' Dell, Michael W, Chi-Chand David Lin, Victoria Harrison. 2009. Stroke rehabilitation: Strategies to enhance motor recovery. *Annual Review Medicine* 60: 55-68

Penner IK, N Bechtel, C Raselli, M Stöcklin, K Opwis, L Kappos, P Calabrese. 2007. Fatigue in multiple sclerosis: relation to depression, physical impairment, personality and action control. *Multiple Sclerosis*.13:1161-1167.

Podsiadlo, D, S. Richardson. 1991 The timed “up and go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. Em The timed up and go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. Shamay Ng S, and Christina W Hui-Chan. *Physical Medicine Rehabilitation*. 86:1641-7.

Raine, Sue. 2009. The Bobath concept: developments and current theoretical underpinning. Em *Bobath Concept-theory and clinical practice in neurological rehabilitation*, ed. Raine, Sue, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. UK: Blackwell Publishing.

Raine, Sue, Grad Dip. 2007. The Current theoretical assumptions of the bobath concept as determined by the members of BBTA. *Physiotherapy Theory and Practice*. 23 (3):137-152.

Riddle, Daniel L, Paul W Stratford. 1999. Interpreting validity indexes for diagnostic tests: an illustration using the berg balance test. *Physical Therapy*. 79(10): 939-948.

Ropper, Allan, Robert Brown. 2005. *Principles of neurology*. USA: McGraw-Hill Companies.

Sá, João de. 2006. Doenças desmielinizantes do sistema nervoso central. Em *Neurologia: Princípios, diagnóstico e tratamento*, ed. Ferro, José, José Pimentel. Lisboa: Lidel.

Sadeghi, Heydar, Somayeh Sadeghi, Francois Prince, Paul Allard, Hubert Labelle, Christopher Vaughan. 2001. Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moment in able-bodied gait. *Clinical Biomechanics*. 16: 688-695

Santos, André P, Nuno C Ramos, Pedro C Estevão, António M Fernandes Lopes, José Pascoalinho. 2005. Instrumentos de medida úteis no contexto da avaliação em fisioterapia. *Re(habilitar)*. 1: 131-156.

Shamay Ng S, Christina W Hui-Chan. 2005. The timed up and go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Physical Medicine Rehabilitation*. 86:1641-7.

Shumway-Cook, Anne, Marjorie H. Woollacott. 2007. *Motor Control: translating research into clinical practice*. US: Lippincott Williams&Wilkins.

Smedal, Tori, Hildegunn Lygren, Kjell-Morten Myhr, Rolf Moe-Nilssen, Bente Gjelsvik, Olav Gjelsvik, Liv Inger. 2006. Balance and gait improvement in patients with MS after physiotherapy based on the Bobath Concept. *Physiotherapy Research Internacional*. 11(2): 104-116.

Song, Young-Mok. 2007. Somatotopic organization of motor fiber in the corona radiata in monoparetic patients with small subcortical infarct. *Stroke*. 38:2353-2355

Üstün TB, S Chatterji, J Bickenbach, N Kostanjsek, M Schneider. 2003. The International Classification of Functioning, Disability and Health: a new tool for understanding disability and health. *Disability and Rehabilitation*. 25:565-571.

Vale, Maria do Carmo. 2009. Classificação internacional de Funcionalidade (CIF): conceitos, preconceitos e paradigmas. Contributo de um construto para o percurso real em meio natural de vida. *Acta Pediatrica Portuguesa*. 40:229-36.

Estudo de Caso B

Influência de um programa de intervenção num indivíduo com lesão do sistema nervoso central – Traumatismo Vértebro-Medular

Resumo

A lesão medular resulta de qualquer dano agudo da medula espinhal, incluindo a cauda equina e o cone medular.

Objectivo: Foi objectivo relacionar os conhecimentos neurofisiológicos do sistema nervoso central com os sistemas motores comprometidos no indivíduo. Assim como, verificar a influência das estratégias e procedimentos seleccionados, segundo o Conceito de *Bobath*, quanto à mobilidade e equilíbrio e aos componentes de saúde.

Metodologia: Utilizou-se o registo observacional, a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde, a Escala de Equilíbrio de Berg e o teste Time up and Go, antes e após programa de intervenção.

Resultados: Existe um envolvimento mais pronunciado das vias cortico-espinhais e reticulo-espinhais. Em todos os instrumentos obtiveram-se melhorias.

Conclusão: O programa de intervenção em fisioterapia segundo o Conceito de *Bobath* permitiu a aquisição de resultados positivos, resultantes numa maior independência enquanto ser humano.

Palavras-chave: Lesão Medular; Intervenção; Conceito de Bobath; Controlo Postural; Impacto Funcional

Introdução

A lesão medular surge como uma das múltiplas formas incapacitantes resultante da lesão do sistema nervoso central (SNC). Esta entende-se por qualquer dano agudo da medula espinhal (ME), incluindo a cauda equina e o cone medular e excluindo-se lesões dos plexos ou dos nervos periféricos fora do canal neural. Embora em Portugal os estudos quanto à sua epidemiologia sejam escassos e pouco recentes, Martins et al. (1998), conclui que em etiologias traumáticas a incidência era de 57,8 por milhão de habitantes, sendo que cerca de 25,4 por milhão de habitantes sobrevivem anualmente. Na região Norte os dados apontam para uma incidência anual de 20 a 30 novos casos (Abreu e Ramos 2007).

A sua etiologia é diversa identificando-se causas não-traumáticas (degenerativas, infecciosas, entre outras) e causas traumáticas (quedas, acidentes de viação, acidentes por prática desportiva, entre outras) (Lundy-Eckman 2004). Nas últimas décadas, as lesões medulares têm aumentado sendo que 80% dos casos resultam de situações traumáticas (Abreu e Ramos 2007). Para além disso, estabelece-se uma relação com a idade e com o sexo, sendo que em grupos etários abaixo dos 40 anos, o traumatismo é a causa da lesão medular em mais de 85% dos casos e o sexo masculino parece ser o mais exposto (Faria 2006).

A ME desempenha um papel dinâmico e complexo na transmissão de informação motora e sensorial entre o encéfalo e o corpo. Tem um papel fundamental na modulação das informações sensoriais, execução dos padrões de movimento e regulação autónoma (Skyme et al. 2005; Lundy-Eckman 2004).

Por ter uma representação topográfica organizada, a localização de uma lesão medular dita sinais, sintomas e incapacidades particulares. Identificam-se essencialmente duas zonas na ME, a substância cinzenta que contem interneurónios que agem sobre outras células da ME, e a substância branca que contem as fibras e tractos. Nela distingue-se o funículo lateral com maior importância clínica por conter um maior número de fibras/tratos (Haines et al. 2006; Lundy-Eckman 2004).

As fibras dos nervos espinhais em conjunto com os circuitos estabelecidos na substância cinzenta são a base estrutural para a actividade neuronal medular, que em conjunto com o controlo voluntário, agem para produzir movimentos voluntários

dirigidos a um objectivo. A lesão medular leva a alterações de actividade dos interneurónios abaixo do nível de lesão, comprometendo a actividade sináptica medular e consequente interacção funcional entre pares de músculos (Haines et al. 2006; Lundy-Eckman 2004).

A actividade sináptica existente envolve os aferentes Ia, Ib e II, os interneurónios e os tractos descendentes, incluindo as vias activadoras mediais e laterais. Na rede de interneurónios que medeiam os *input's* aferentes ascendentes e descendentes, a inibição recíproca e a inibição pré-sináptica participam activamente no controlo do movimento. Salienta-se igualmente a presença da inibição recorrente que interage com a inibição recíproca (Bikmullina et al. 2007). O recrutamento dos interneurónios é fornecido por aferentes Ia, cutâneos e articulares, por outros interneurónios e pelos tractos corticoespinal, rubroespinal e vestibuloespinal. A inibição recorrente ocorre através das células de Renshaw, interneurónios que medeiam a inibição de agonistas e sinergistas através da desinibição dos antagonistas. Ou seja, é inibido o mesmo neurónio motor alfa que dá origem ao ramo colateral que, via células de Renshaw, também inibe os neurónios motores alfa dos sinergistas. Isolam a actividade motora desejada da activação global. A inibição não recíproca é proporcionada por interneurónios que inibem selectivamente os músculos agonistas, sinergistas e antagonistas. Para além de receber informações aferentes de fusos neuromusculares e órgãos neurotendinosos, também recebem estímulos dos tractos corticoespinal, rubroespinal e reticuloespinal (Lundy-Eckman 2004).

Para além das alterações citadas anteriormente, a lesão medular acarreta consequências físicas e emocionais assim como disfunções nos sistemas urinário, sexual, gastrointestinal entre outros que não podem ser descurados. As complicações secundárias à lesão também são de extrema relevância identificando-se entre outras alterações articulares, assim como alterações nas propriedades do tecido muscular e adjacente (Gracies 2005a; Eng et al. 2005).

A reabilitação em lesões medulares centra-se essencialmente na recuperação da mobilidade funcional. Os mecanismos de recuperação baseiam-se no conceito de neuroplasticidade, descrito pela literatura como a habilidade de reorganização anatómica e funcional dos neurónios em resposta a estímulos ambientais. Entre eles estão descritos o *sprouting* espontâneo, a sinaptogenese e a re-organização sináptica. As lesões incompletas, identificado no indivíduo em estudo, apresentam

maior possibilidade de estabelecer uma regeneração espontânea axonal e crescimento axonal. Este aspecto sugere que, a recuperação funcional assente num processo de reabilitação cuja intervenção dê ênfase à capacidade de adaptação e re-organização estrutural do SNC e sistema neuromuscular, em resposta a estímulos intrínsecos e extrínsecos. O Conceito de *Bobath* assenta nessa interligação, estabelecendo-se estratégias adequadas de reabilitação com optimização de novos circuitos (Dunlop 2008; Raine e Dip 2007; Eng et al. 2005). Assim, devem ser definidos objectivos específicos, mensuráveis, atingíveis, relevantes e temporizados de forma a alcançar-se quer uma recuperação motora (“getting better”), quer uma recuperação funcional (“doing better”) (O’Dell et al. 2009; Mastos et al. 2007).

A realização deste estudo de caso tem por objectivo relacionar os conhecimentos neurofisiológicos do SNC com os sistemas motores comprometidos no sujeito em estudo, assim como, verificar a influência das estratégias e procedimentos seleccionados quanto à mobilidade e equilíbrio e aos componentes de saúde.

Metodologia

1. Amostra

O indivíduo em estudo é do sexo masculino de 39 anos de idade apresentando como diagnóstico médico sequela de traumatismo vertebro-medular (TVM) com lesão medular incompleta Asia D – nível D7, resultante de um acidente de viação em 09 de Fevereiro de 2008. Apresenta como quadro motor paraparésia mais pronunciada no membro inferior esquerdo onde são igualmente identificadas alterações de sensibilidade (tacto) e no membro inferior direito (térmica e dolorosa).

No exame complementar de diagnóstico identifica-se “fractura das apófises espinhosas de C7-D3, fractura cominutiva de D7-D8 com acunhamento anterior de D7 e recuo do muro posterior por D8 com redução da amplitude endocanal em cerca de 1/3” e “foco de contusão medular em D7-D8 traduzido por hipersinal intramedular com extensão longitudinal de dois corpos vertebrais e discreta

expansão medular”. Em Fevereiro de 2008 foi submetido a intervenção cirúrgica por Ortopedia para fixação com material de osteossíntese de D6-D9.

Iniciou fisioterapia na unidade de internamento de medicina física e reabilitação do Hospital de Braga em Fevereiro de 2008, demonstrando evolução motora e funcional favorável sendo orientado para clínica convencionada da área de residência. Iniciou fisioterapia na clínica, onde foi realizada a primeira avaliação em Novembro de 2008, apresentando um padrão de marcha “comprometido” e com auxiliar (canadianas). Desde essa altura, foi estabelecido um principal problema e plano de intervenção com modificações periódicas de acordo com a evolução avaliada. A realização deste estudo de caso iniciou-se no início do ano de 2010.

As dificuldades iniciais sentidas pelo mesmo referiam-se ao membro inferior esquerdo, com muita dificuldade em deambular com as duas canadianas, falta de força e equilíbrio, mencionando ter “um peso enorme”, “muito duro”, “não consigo mexer a perna como eu quero”. As alterações são apontadas essencialmente a nível distal referindo “não consigo libertar a tensão que sinto”, “o calcanhar não apoia no chão”.

A profissão exercida antes do traumatismo era no ramo da construção civil, essencialmente em escritório. Após o acidente, deixou de exercer a sua actividade profissional. Neste momento assume um horário de trabalho em part-time.

As tarefas diárias são realizadas pelo próprio com algumas dificuldades, assim como, as de auto-cuidado não sentido necessidade de realizar adaptações no domicílio. Vive com a esposa e as duas filhas.

Tinha por hobby o desporto, nomeadamente bicicleta, que pretende retomar com adaptação. Por não poder realizar esta actividade tem desenvolvido interesse pela bricolage e jardinagem.

A rede de apoio inicial consistia na esposa. Neste momento é independente nas deslocações exteriores conduzindo com carro adaptado. Em ambientes interiores, as escadas ainda são limitativas.

As expectativas em relação ao tratamento referem-se a melhorar o padrão de marcha e retomar a actividade desportiva.

2. Instrumentos

Para classificar a lesão neurológica foi aplicado a classificação neurológica standard da lesão medular da *American Spinal Injury Association* (ASIA). Este exame permite determinar o nível sensitivo e motor da lesão, estabelecendo-se assim o nível neurológico. Classifica igualmente a ausência da função motora e sensitiva (lesão completa) ou com preservação motora e/ou sensitiva (lesão incompleta) (Faria 2006).

Para avaliar o impacto funcional foi aplicado a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). A CIF é um instrumento de sistema de classificação com uma linguagem unificada e estandardizada para descrever os componentes da saúde. Descreve a saúde em três aspectos: os componentes do corpo, os componentes do indivíduo e os componentes da sociedade (participação e actividades) (Schepers et al. 2007; Üstün et al. 2003). A sua aplicação tem sido uniformizada pela Organização Mundial de Saúde nas diferentes patologias incluindo em TVM (Kalisch et al. 2010).

A escala de equilíbrio de Berg (EEB) é referenciada pela literatura como sendo um instrumento de medida utilizado em estudos com patologias neurológicas, incluindo TVM. Com esta escala pretende-se avaliar itens que envolvam actividades da vida diária tais como manter uma posição estática, mudar o centro de gravidade dentro da base de suporte permitindo uma avaliação quanto à qualidade de execução ou tempo em que demora a completá-las (Blum e Korner-Bitensky 2008; Garland et al. 2003; Riddle e Stratford 1999). Apresenta como fiabilidade inter-observador um ICC=0,95-0,98 e uma consistência interna de 0,92-0,98 (Blum e Korner-Bitensky 2008). Para a população portuguesa o processo de validação obteve resultados de fidedignidade inter-observador de $r=0,94$ e da validade simultânea/concorrente de $r=0,93$ (Santos et al.2005). Para a aplicar recorreu-se ao equipamento necessário das instruções gerais.

Uma vez que o padrão de marcha se apresenta limitado no sujeito em estudo foi aplicado o teste de avaliação da mobilidade e equilíbrio *Time up and Go* (TUG). Consiste num teste de desempenho que avalia quantitativamente a mobilidade funcional de indivíduos que são capazes de andar sozinhos (com ou sem auxiliar de marcha) (Shamay e Hui-Chan 2005). Este teste para além de reportar informações sobre a velocidade da marcha também permite observar as funções de sentar-

levantar, assim como dar a volta que são tarefas diárias afectadas em pessoas com défices motores (Silva 2005). Apresenta uma fiabilidade intra e inter-observador de 0,99 (Podsiadlo e Richardson 1991). Para o teste recorreu-se ao uso de uma cadeira com encosto mas sem apoio de braços e com altura de 43 cm, um cronómetro e fita-cola.

3. *Procedimentos*

A aplicação dos instrumentos de avaliação realizou-se no início das sessões de intervenção de fisioterapia sendo mantido as mesmas condições ambientais nos diferentes momentos de avaliação. Em cada aplicação foi referido ao sujeito o objectivo de cada um. Os momentos de avaliação foram momento zero (M0) em que se realizou o primeiro registo, momento um (M1) em que se realizou a reavaliação após 7 semanas intervenção e momento dois (M2) após 6 semanas de intervenção relativo a M1. A última avaliação realizou-se após 4 semanas de intervenção de M2.

A ASIA e a CIF como escalas de classificação foram aplicadas apenas em dois momentos de avaliação, no momento inicial e no final de todo o processo de intervenção.

Para a EEB foram seguidas as instruções gerais da aplicação da escala sendo demonstrado cada item ao indivíduo em avaliação.


Para o TUG assinalou-se a distância de três metros da cadeira com fita cola no chão. O teste foi realizado sem auxiliar de marcha e sem calçado. O sujeito foi instruído para começar o teste com as costas encostadas, levantar-se ao sinal verbal dado e andar até à marca, contorná-la e voltar até à cadeira voltando a sentar-se. Realizou-se um ensaio inicial e de seguida foram registadas três tentativas estabelecendo-se a média das mesmas.

Este estudo de caso teve como aplicação prática o Conceito de *Bobath* que se baseia na resolução de problemas para avaliação e tratamento de pacientes com distúrbios da função, do movimento e do controlo postural, devido a qualquer tipo de lesão do SNC. A análise dos componentes de movimento em actividades funcionais determina quais os que falham no movimento, sendo ponto de partida para definição do problema. Assim, foram seleccionados em cada momento de avaliação componentes de movimento nos quais se pretende aumentar a performance funcional. No processo de intervenção foram facilitados os componentes de

movimento através da activação selectiva de receptores cutâneos e musculares de forma a potenciar a actividade sináptica modelando o movimento (Raine e Dip 2007).

A avaliação dos componentes de movimento (Quadro 1-3) foi realizada no início da sessão de tratamento e nas mesmas condições ambientais. Teve em conta a base de suporte, o alinhamento ósseo e muscular bem como o nível de actividade (Raine e Dip 2007).


Quadro 1 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica no momento M0

Momento M0	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
<p>A avaliação direccionou-se para o membro inferior esquerdo distalmente. Entender como ocorre o roll-over do pé e até que ponto a actividade muscular distal permite realizar um movimento selectivo.</p>	<div style="display: flex; align-items: center;">  <div style="margin-left: 20px;"> <p>Identifica-se uma diminuição da capacidade de recrutar actividade dorsiflexora no membro inferior esquerdo. O componente de rotação externa da coxa (identificada pelo alinhamento do joelho) é um indicador da diminuição de actividade proximal deste segmento. O encurtamento com aumento da tensão passiva do gastrocnémio interno justifica a elevação do calcanho no membro inferior esquerdo.</p> </div> </div>	<p>A diminuição da capacidade de alongamento activo dos músculos flexores plantares, em especial do gastrocnémio interno, leva à diminuição da capacidade de recrutar dorsiflexores (pela diminuição do ponto de estabilidade oferecida pelo retro-pé).</p>

Quadro 2 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica no momento M1






Momento M1	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
<p>A avaliação centrou-se a nível do tronco inferior e sua relação com a coxo-femural esquerda na progressão da fase de apoio.</p>	 <p>Observa-se uma diminuição na progressão anterior com projecção posterior do tronco superior e coxo-femural em flexão. Diminuição de actividade dos músculos do tronco inferior e recto femural na sua inserção proximal.</p>	<p>A diminuição de actividade excêntrica do psoas-íliaco e recto femural leva à diminuição da capacidade de activação dos músculos do tronco inferior sobre os membros inferiores.</p>

Quadro 3 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica no momento M2

Momento M2	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
<p>A avaliação direcciona-se para a capacidade de propulsão do centro de massa quando se encontra posterior e inferior no sentido superior e anterior para o membro contralateral.</p>	 <p>Observa-se um membro inferior esquerdo com flexão do joelho. Diminuição de actividade dos flexores plantares.</p>	<p>A diminuição do pico de força por parte dos gastrocnémios e solear interfere com a capacidade de deslocar o centro de massa no sentido superior e anterior para o membro contralateral.</p>

A intervenção foi realizada com a frequência de três vezes por semana e com duração média de intervenção de 45 minutos de trabalho activo. A seguir (Quadro 4-5) são apresentadas em tabelas as estratégias de eleição seleccionadas quer para a preparação dos aspectos biomecânicos identificados no sujeito, quer para o recrutamento de actividade dos componentes identificados na avaliação.


Quadro 4 – Plano de intervenção ao longo de M0

Momento M0				
Duração de intervenção: Fevereiro 2010 – Março 2010 (7 semanas de intervenção)				
Fase Preparatória		Fase de Activação		
Estratégias	Procedimentos	Objectivos	Estratégias	Procedimentos
Sentado.	Turbilhão aos membros inferiores.	Recrutar actividade do músculo gastrocnémio interno do membro inferior esquerdo.	Posição de pé – semi-passo posterior.	 <p>Recrutar actividade dos músculos gastrocnémios (mais interno) e solear através da informação somatosensória sobre os mesmos e proprioceptiva sobre o pé.</p>
Decúbito Dorsal.	Mobilização inibitória específica do gastrocnémio interno.	Recrutar actividade dos músculos dorsiflexores (mais do lado esquerdo).		Recrutar actividade dos músculos dorsiflexores através de informação somatosensória sobre os gastrocnémios e proprioceptiva sobre o pé.
Decúbito Dorsal.	Mobilidade selectiva do retro-pé e do médio-pé sobre retro-pé.  	Recrutar actividade do pé sobre coxa.	Decúbito dorsal.	 <p>Recrutar actividade do pé sobre coxa através da área chave pé.</p>

Quadro 5 – Plano de intervenção ao longo de M1

Momento M1				
Duração de intervenção: Março 2010 – Abril 2010 (6 semanas de intervenção)				
Fase Preparatória		Fase de Activação		
Estratégias	Procedimentos	Objectivos	Estratégias	Procedimentos
<p>Posição de pé – semi-passo anterior.</p>	<p>Promover o alongamento activo do músculo psoas-ilíaco e recto femural através de informação somatosensória sobre os mesmos.</p> 	<p>Recrutar actividade do tronco inferior com estabilidade do músculo psoas-ilíaco e recto femural.</p>		<p>Recrutar actividade do tronco inferior através da área chave tronco inferior.</p>
		<p>Recrutar actividade do tronco inferior sobre membro inferior esquerdo.</p>	<p>Posição de pé.</p>	<p>Recrutar actividade do tronco inferior sobre membro inferior esquerdo com informação somatosensória sobre psoas-ilíaco e recto femural e proprioceptiva sobre o mesmo.</p> 

Quadro 6 – Plano de intervenção ao longo de M2

Momento M2		
Duração de intervenção: Abril 2010 – Maio 2010 (4 semanas de intervenção)		
Fase preparatória não necessária neste momento		
Fase de Activação		
Objectivos	Estratégias	Procedimentos
Recrutar actividade dos músculos gastrocnémios do membro inferior esquerdo (trabalho concêntrico)	Posição de pé - semi-passo posterior do membro inferior esquerdo.	Informação somatosensória sobre os isquiotibiais do membro inferior esquerdo (distante ao principal problema). 

4. Ética

Para a realização do estudo foram dadas todas as informações e explicações necessárias sobre os objectivos do trabalho, os métodos utilizados, os benefícios do estudo, os riscos potenciais assim como o desconforto ressentido. As informações prestadas seguiram a Declaração de Helsínquia da Associação Médica Mundial.

Resultados

Os dados obtidos na ASIA, em M0 e M2 (Quadro 7) classificam a lesão como D, referente a uma função motora preservada abaixo do nível de lesão, sendo que pelo menos metade dos músculos-chave abaixo do mesmo apresenta um grau muscular de 3 ou mais. O nível motor aumentou em M2 com a aquisição de mais um grau em cada músculos-chave avaliados.

Quadro 7 – Registo obtidos na classificação *American Spinal Injury Association* (ASIA) com apresentação do nível motor do membro inferior esquerdo em M0 e final de M2

ASIA		
Itens	M0	M2
Nível motor – membro inferior esquerdo	14	18
Classificação	D	D

Nos dados obtidos na CIF (Quadro 8) existe clara melhoria nos qualificadores no final do processo de intervenção (M2). É de notar melhoria de dois qualificadores a nível dos itens referentes a “agachar-se”, “mudar o centro de gravidade”, “Produtos e tecnologias de apoio destinados a facilitar a mobilidade e o transporte pessoal em ambientes interiores e exteriores” e “profissionais de saúde”. Os qualificadores verificados em M2 são 0 e 1, referentes a nenhuma deficiência e deficiência ligeira (5-24%) respectivamente.

Quadro 8 – Resultados obtidos na Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), nos momentos de avaliação M0 e final de M2

CIF		
Itens	M0	M2
Força de músculos isolados e grupos musculares	b7300.3	b7300.1
Tónus de músculos isolados e grupos musculares	b7350.3	b7350.1
Sensação de rigidez muscular	b7800.3	b7800.1
Agachar-se	d4101.3	d4101.0
Sentar-se	d4103.2	d4103.0
Pôr-se em pé	d4104.2	d4104.0
Mudar o centro de gravidade	d4106.3	d4106.0
Andar distâncias curtas	d4500.3	d4500.1
Andar sobre superfícies diferentes	d4502.4	d4502.2
Subir/Descer	d4551.4	d4551.1
Deslocar-se fora da sua casa e de outros edifícios	d4602.3	d4602.1
Produtos e tecnologias de apoio destinados a facilitar a mobilidade e o transporte pessoal em ambientes interiores e exteriores	e1201.+4	e1201.+1
Família próxima	e310.+3	e310.+0
Profissionais de saúde	e355.+4	e355.+1

Os resultados da EEB (Quadro 9) reflectem uma pontuação progressiva na escala. Entre M1 e M2 registaram-se melhorias de mais três valores comparativamente entre M0 e M1. O risco de queda foi diminuindo ao longo do processo de intervenção.

Quadro 9 – Resultados obtidos na escala de equilíbrio de Berg (EEB), nos diferentes momentos de avaliação (M0, M1, M2)

EEB		
M0	M1	M2
45/56	48/56	54/56







Relativamente ao TUG (Quadro 10), os resultados apontam para uma redução progressiva. A evolução é mais pronunciada entre M1 e M2. Os valores acima de 30 s são referentes a uma mobilidade reduzida, o que se observa em M0, passando para uma mobilidade razoável (20-29 s) observado em M2.

Quadro 10 – Resultados obtidos no teste *Time Up and Go* (TUG) nos diferentes momentos de avaliação (M0, M1, M2)

TUG		
M0	M1	M2
60 s	45 s	27 s

Relativamente aos resultados dos componentes de movimento (Quadro 11), os registos apresentados demonstram diferenças no padrão de marcha entre os diferentes momentos de avaliação. Em M0 observa-se uma compensação do tronco (inclinação lateral) e membro superior esquerdo (abdução), quer na fase pendular, quer na fase de apoio do membro inferior esquerdo. Esta diminui progressivamente observando-se em M2 um adequado alinhamento do tronco e o membro inferior esquerdo com capacidade de realizar movimentos mais amplos.

Quadro 11 – Componentes de movimento nos diferentes momentos de avaliação (M0, M1, M2)

Componentes de Movimento			
M0			
M1			
M2			

Discussão

A realização deste estudo de caso centrou-se na abordagem neuro-motora do membro inferior e suas implicações no padrão de marcha, referenciada como sendo menos eficiente e de custo mais elevado em termos de gastos energéticos em patologias afectando o SNC, nomeadamente TVM (Ottoboni et al. 2002).

O indivíduo em estudo apresenta uma lesão do SNC resultante de uma contusão medular. Uma vez que a lesão ocorreu por fractura das vértebras de D7-D8 na sua abordagem posterior, e tendo em conta a organização da substância branca na ME, sugere-se uma maior afecção dos funículos posteriores e laterais (Haines et al. 2006).

A alteração sensorial identificada no sujeito em estudo do lado ipsilateral à lesão (membro inferior esquerdo) sugere um atingimento do fascículo grácil e cuneiforme, explicando-se a alteração da sensibilidade proprioceptiva, táctil e

vibratória. Salienta-se ainda a presença de alteração da sensibilidade no membro inferior contra-lateral à lesão (membro inferior direito). Esta pode ser explicada pelo atingimento do sistema antero-lateral cujas fibras originam-se primariamente das células do corno posterior e cruzam na comissura branca anterior. Assim, uma lesão pode resultar numa sintomatologia contra-lateral resultante em alteração das sensibilidades dolorosa, térmica e de tacto grosseiro. Este sistema encontra-se somatotopicamente organizado, sendo que as partes inferiores do corpo se encontram mais posteriores e laterais na ME (Haines et al. 2006). Dessa forma, reforça-se a ideia duma possível afecção mais posterior e lateral da ME.

Quanto à abordagem motora, o funículo lateral contém uma diversidade de tractos descendentes sendo difícil especificar com exactidão as fibras afectadas. No entanto, pela avaliação realizada pensa-se que os tractos cortico-espinhal e reticulo-espinhal se encontram mais comprometidos.

A maioria das fibras do tracto cortico-espinhal cruza na junção medula ablonga-medular formando o tracto cortico-espinhal lateral cuja representação para as extremidades inferiores tem uma posição mais lateral, e influência neurónios motores medulares para o movimento fino da musculatura distal. Estudo realizado por Capaday et al (1999) refere que durante a actividade funcional “marcha”, o tracto cortico-espinhal está mais relacionado com a actividade dorsiflexora da tíbio-társica (músculo tibial anterior) do que com a flexão plantar da mesma. No indivíduo em estudo, a actividade dorsi-flexora da tíbio-társica esquerda encontra-se comprometida por diminuição de actividade do músculo tibial anterior esquerdo. Assim, a ideia inicial relativa ao comprometimento deste tracto pela lesão parece confirmar-se.

Por sua vez, o tracto reticulo-espinhal lateral tem origem na formação reticular bulbar, nomeadamente do núcleo gigantocelular reticular. As suas fibras tendem a excitar os neurónios motores extensores e a inibir os flexores, permitindo a activação da musculatura antigravítica. Para além de estar envolvido na manutenção da postura pela influência que tem nos neurónios motores gama, também interfere na modulação do tónus (Gjelsvik 2008; Mihailoff e Haines 2006). O seu comprometimento leva assim à perda da influência inibitória na ME com consequente aumento do tónus muscular. A alteração de tónus observado no indivíduo, nomeadamente na musculatura antigravítica distal do membro inferior esquerdo pode assim ser explicada por comprometimento deste via. Este aumento

involuntário do recrutamento das unidades motoras (e dificuldade em controlar essa mesma) é descrito como a *overactivity*. As hipóteses levantadas para explicar este evento direccionam-se para a alteração do nível de excitabilidade das unidades motoras e modificação na excitabilidade das redes interneuronais espinais. Devem ser consideradas as alterações na excitabilidade dos mecanismos de activação do motoneurónio alfa, da inibição pré-sináptica dos aferentes Ia e depressão homosináptica, excitabilidade do motoneurónio gama, inibição não-recíproca Ib e grupo II aferentes (Gracies 2005b).

A perda da influência descendente resultante da lesão medular compromete os mecanismos de inibição recíproca e inibição recorrente necessários para o movimento voluntário, nomeadamente na activação dos interneurónios inibitórios recíprocos (regula a oposição dos antagonistas aos músculos agonistas), e na perda da influência sobre a actividade da célula de Renshaw, responsável pelo controlo motor fino. Assim, a abordagem neurofisiológica de estimulação destes mecanismos passa pela influência fornecida por aferentes Ia, cutâneos, articulares e aferentes de fusos neuromusculares e órgãos neurotendinosos de Golgi (Lundy-Eckman 2004).

Com base nestes conhecimentos neurofisiológicos, a intervenção realizada seguiu a abordagem do Conceito de Bobath que assenta na capacidade de adaptação e re-organização estrutural do SNC e sistema neuromuscular lesado em resposta a estímulos intrínsecos e extrínsecos (Raine e Dip 2007). O conhecimento e compreensão do movimento humano é crucial para o processo de raciocínio clínico (Raine 2009). Assim, neste estudo foi necessário perceber os aspectos-chaves do padrão da marcha nomeadamente na fase de apoio. Esta, é considerada importante por constituir grande parte do ciclo de marcha e caracterizar-se por um adequado mecanismo de controlo postural. Dois objectivos são definidos na fase de apoio: o controlo postural, que permite ter uma fase segura aquando do impacto do pé no solo e para suportar o corpo contra a força de gravidade e; a progressão que consiste na geração de força para propulsionar o corpo anteriormente para o próximo passo (Shumway-Cook e Woollacott 2007). Para tal, alguns aspectos devem ser potenciados nomeadamente ter um mecanismo de *feedforward* para a perturbação esperada, uma extensão axial para o membro de apoio com uma harmoniosa integração dos sistemas antigravíticos, deixar o outro membro inferior livre para poder criar a propulsão inicial, ter um mecanismo de inervação recíproca do antagonista, ter flexão da coxo-femural da extremidade inferior que realiza

movimento e ser acompanhada de correctos ajustes posturais para a colocação do primeiro contacto com o calcâneo (Holland e Lynch-Ellerington 2009).

Pelas alterações neurofisiológicas apresentadas anteriormente e, de acordo com os aspectos citados da fase de apoio, a intervenção foi direccionada inicialmente para a musculatura distal do membro inferior esquerdo (M0). Após lesão do SNC, alterações musculo-esqueléticas condicionam igualmente a função motora. Entre elas identificam-se a contractura muscular que desencadeia atrofia, a perda de sarcómeros e tamanho da fibra muscular, a acumulação de tecido conjuntivo e alterações degenerativas da junção mio-tendinosa. Estas últimas reduzem a extensibilidade muscular levando a que o alongamento não activo do músculo aumenta a resposta espinal através do arco reflexo (Shumway-Cook e Woollacott 2007; Gracies 2005b). Dessa forma, parece justificar-se a fase preparatória realizada na intervenção e direccionada para os músculos flexores plantares, de forma a permitir que o tecido muscular esteja nas condições ideais para proporcionar uma correcta activação e facilitação motora. A intervenção em M0, potenciou igualmente a estratégia da tíbio-társica e movimento anterior da tíbia sobre o astrágalo, que se encontram frequentemente comprometidos na patologia neurológica. Esta preparação possibilitou uma facilitação da activação muscular dos músculos gastrocnémios e solear inicialmente seguida da activação dos músculos intrínsecos do pé e tibial anterior (antagonista) do membro inferior esquerdo. Com esta intervenção, potenciou-se o estabelecimento de sinapses adequadas para o mecanismo de inervação recíproca ocorrer e com o objectivo de adquirir uma dorsiflexão adequada para o contacto ao solo na fase de apoio. Com estes procedimentos procurou-se a activação do pé com influência no sistema cortico-espinal lateral (Holland e Lynch-Ellerington 2009).

Ao longo da intervenção foi necessário orientar a avaliação para a componente proximal (M1) de forma a actuar sobre a diminuição de actividade do tronco inferior e coxo-femural esquerda. Em termos neurofisiológicos, a formação reticular desempenha um papel importante (para além dos citados anteriormente) na organização dos ajustes posturais e função estabilizadora para a realização do movimento (Carpenter 1991). Tal, remete para a importância proximal que este sistema tem no controlo postural e equilíbrio. Os registos realizados quanto aos componentes de movimento na actividade “marcha” (nomeadamente em M0 e M1), demonstram uma diminuição de actividade proximal a nível do tronco inferior – coxo-

femural esquerda, pressupondo-se assim um possível comprometimento da formação reticular pontina por medear efeitos excitatórios (Mihailoff e Haines 2006). Assim, explica-se a falta da capacidade de estabilizar o hemi-corpo esquerdo aquando da fase pendular do membro inferior contra-lateral.

Neste sentido, em M1, o conjunto postural de decúbito dorsal foi o seleccionado para conseguir obter-se o tilt pélvico posterior com extensão da coxo-femural e dorsiflexão da tíbio-társica activa (transferência de carga sobre calcanhar). Com isto, pretendeu-se aumentar a activação proximal de forma a influenciar a actividade do tronco na sua função estabilizadora e assim potenciar o controlo postural. Progrediu-se posteriormente para a posição de pé para recrutar actividade contra gravidade e assim potenciar os sistemas reticulo-espinhal e vestibular. Nesta fase, a informação Ib aferente dada pelos órgãos neurotendinosos de Golgi é importante para ajustar a contracção e timing de activação às necessidades do movimento (Leonard 1998).

Uma vez alcançado estes objectivos seguiu-se para a última fase de apoio (M2) dando relevância ao papel dos músculos gastrocnémios e solear do membro inferior esquerdo. Estes são referenciados por providenciarem um controlado desenrolar do pé – *roll-off*, uma activa progressão anterior e acelerarem o membro inferior para a fase pendular (Neptune et al. 2001). Por ser necessário criar uma contracção concêntrica com tensão suficiente para vencer a inércia do corpo, ou seja, máxima actividade antigravítica, a informação dada aos músculos referidos anteriormente tem por objectivo criar energia muscular de distal para proximal, influenciando o sistema reticulo-espinhal. A relação e influência que estes músculos têm com o controlo proximal é apontada como sendo fundamental para adquirir um membro inferior propulsivo, sendo referido que os músculos distais, nomeadamente tibial anterior, gastrocnémios e solear influenciam a articulação da coxo-femural para a sua progressão anterior sobre o pé (Jonkers et al. 2003a). Assim, pretendeu-se criar uma extensão axial para o membro de apoio com uma harmoniosa integração dos sistemas antigravíticos do mesmo lado (Holland e Lynch-Ellerington 2009). Nesta fase de intervenção (M2), foi dada informação somatosensória a nível proximal, afastando-se assim dos músculos distais. Esta linha de raciocínio surge da necessidade de integrar um inter-jogo entre a activação muscular de todos os músculos do membro inferior esquerdo (sinergias para o movimento). De facto, o padrão de marcha não se torna mais adequado apenas pelo aumento de actividade

de um músculo isolado (Jonkers et al. 2003b). A selecção do músculo isquitobiais para a informação somatosensória advém da sua possível influência para a aquisição de uma extensão da coxo-femural co-adjuvando o papel do glúteo máximo. Assim, aumentou-se o papel dos músculos distais nesta última fase de apoio.

Os resultados quantitativos dos instrumentos de avaliação aplicados confirmam a aquisição de uma evolução positiva. Na CIF conseguiu-se melhorar os qualificadores em todos os itens em avaliação. Assim, estes passaram para um (1) e zero (0), reflectindo uma deficiência ligeira e nenhuma deficiência. Conseguiu-se aumentar quantitativamente os valores da EEB, nomeadamente nos itens referentes às transferências de peso na base de suporte e equilíbrio. Estas melhorias foram de maior amplitude entre M1 e M2, o que pode ser explicado pela mudança de estratégias e procedimentos, em que se deu mais relevância à actividade proximal, e subjacente controlo postural. Relativamente ao TUG, existe uma redução no tempo, reveladora de uma melhoria na mobilidade funcional avaliada por este teste. Também neste foram observadas melhorias de maior amplitude entre M1 e M2. Assim, parece que as estratégias e procedimentos adoptados em M1 foram benéficos para a evolução do indivíduo em estudo. Os resultados obtidos permitam aferir sobre a melhoria no controlo postural do indivíduo em estudo, salientando-se na CIF o item “produtos e tecnologias de apoio destinados a facilitar a mobilidade e o transporte pessoal em ambientes interiores e exteriores” que passou do qualificador +4 para +1, e que vai de encontro com o aumento do controlo postural. Este aspecto também pode ser observado nos componentes de movimento na actividade funcional “marcha” em M2 comparativamente à M0, onde se verifica um adequado alinhamento do tronco. Assim, as estratégias e procedimentos seleccionados possibilitaram mudanças na fase de apoio alcançando-se maior selectividade do movimento e uma *standing leg* activa. Esta maior actividade muscular é também observada e confirmada na ASIA com aumento do nível motor.

Conclusão

Os objectivos propostos neste estudo de caso foram atingidos, conseguindo-se estabelecer uma possível relação entre os aspectos neurofisiológicos do SNC e o

comprometimento motor observado no indivíduo em estudo. Nesse ponto conclui-se um envolvimento mais pronunciado das vias cortico-espinais e reticulo-espinais.

As estratégias e procedimentos de intervenção seleccionadas permitiram adquirir resultados positivos nos instrumentos de avaliação aplicados, sendo estas de maior importância entre M1 e M2. Assim, potenciou-se uma maior mobilidade no indivíduo em estudo resultante numa maior independência enquanto ser humano.

Bibliografia

Abreu, Eugénio Pais, Susana Isabel Vicente Ramos. 2007. O regresso a casa do doente vertebro-medular: o papel do cuidador informal. www.psicologia.com.pt

Bikmullina, R Kh, AN Rozental, IN Pleshchinskii. 2007. Inhibitory systems of the spinal cord in the control of interactions of functionally coupled muscles. *Human Physiology*. 33:105-115.

Blum, Lisa, and Nicol Korner-Bitensky. 2008. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical Therapy*. 88: 559-566.

Capaday, Charles, Brigitte A. Lavoie, Hugues Barbeau, Cyril Schneider, Mireille Bonnard. 1999. Studies on the corticospinal control of human walking. I. Responses to focal transcranial magnetic stimulation of the motor cortex. *The Journal of Neurophysiology*. 81: 129-139

Carpenter, M. 1991. *Core text of Neuroanatomy* (fourth edition). Editora William&Wilkins.

Dunlop, Sarah A. 2008. Activity-dependent plasticity: implications for recovery after spinal cord injury. *Trends in Neurosciences*. 31(8): 410-418 .

Eng, Janice, Robert Teasell, William Miller, Dalton Wolfe, Andrea Townson, Jo-Anne Aubut, Caroline Abramson, Jane Hsieh, Sandra Connolly. 2005. *Spinal cord injury rehabilitation evidence*. Vancouver: Scire

Faria, Filipe. 2006. Lesões vértebro-medulares - a perspectiva da reabilitação. *Revista Portuguesa de Pneumologia*. 12(1):45-53.

Garland, S Jayne, Deborah A Willems, Tanya D Ivanova, Kimberly J Miller. 2003. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 84:1753-1759.

Gracies, Jean-Michel. 2005a. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle nerve*. 31: 535-551.

Gracies, Jean-Michel. 2005b. Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle nerve*. 31: 552-571.

Haines, E. Duane, G. A. Mihailoff, R. P. Yeziarski. 2006. *Medula Espinhal*. Em *Neurociência fundamental para aplicações básicas e clínicas*, ed. Haines Duane E. Brasil: Elsevier.

Holland, Ann, Mary Lynch-Ellerington. 2009. The control of locomotion. Em *Bobath Concept-theory and clinical practice in neurological rehabilitation*, ed. Raine, Sue, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. UK: Blackwell Publishing.

Jonkers, Ilse, Caroline Stewart, Arthur Spaepen. 2003a. The study of muscle action during single support and swing phase of gait: clinical relevance of forward simulation techniques. *Gait and Posture*. 17: 97-105.

Jonkers Ilse, Caroline Stewart, Arthur Spaepen. 2003b. The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of the stance limb stability during gait. *Gait and Posture*. 17: 264-272.

Kalisch, Markus, Bernd AG Fellinghauer, Eva Grill, Marloes H Maathuis, Ulrich Mansmann, Peter Bühlmann. 2010. Understanding human functioning using graphical models. *Medical Research Methodology*. 10:1-10.

Leonard, Charles T. 1998. *The neuroscience of human movement*. USA: Mosby.

Lundy-Eckman, Laurie. 2004. *Neurociência-Fundamentos para a reabilitação*. Rio de Janeiro: Elsevier.

O' Dell, Michael W, Chi-Chand David Lin, Victoria Harrison. 2009. Stroke rehabilitation: Strategies to enhance motor recovery. *Annu. Rev. Med.* 60: 55-68.

Ottoboni, Camila, Sissy Veloso Fontes and Marcia Maiumi Fukujima. 2002. Estudo comparativo entre a marcha normal e a de pacientes hemiparéticos por acidente vascular encefálico: Aspectos biomecânicos. *Revista Neurociências.* 10 (1): 10-16

Martins, Fernando, Filomena Freitas, Lília Martins, Jean François Dartigues , Michel Barat. 1998. Spinal cord injuries-Epidemiology in Portugal's center region. *Spinal Cord.* 36:574-578.

Mastos M, K Miller, AC Eliasson, C Imms. 2007. Goal-directed training: linking theories of treatment to clinical practice for improved functional activities in daily life. *Clinical Rehabilitation.* 21:47-55.

Mihailoff, G. A., D. E. Haines. 2006. Sistema motor II: sistemas corticofugais e o controlo do movimento. Em *Neurociência fundamental para aplicações básicas clínicas*, ed. Haines, E. Duarte. São Paulo: Elsevier Churchill Livingston.

Neptune, RR, SA Kautz, FE Zajac. 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics.* 34: 1387-1398.

Podsiadlo, D, S. Richardson. 1991 The timed "up and go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. Em *The timed up and go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke*. Shamay Ng S, and Christina W Hui-Chan. *Physical Medicine Rehabilitation.* 86:1641-7.

Raine, Sue, Grad Dip. 2007. The Current theoretical assumptions of the Bobath concept as determined by the members of BBTA. *Physiotherapy Theory and Practice*. 23:137-152

Raine, Sue. 2009. The Bobath concept: developments and current theoretical underpinning. Em *Bobath Concept-theory and clinical practice in neurological rehabilitation*, ed. Raine, Sue, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. UK: Blackwell Publishing.

Riddle, Daniel L, Paul W Stratford. 1999. Interpreting validity indexes for diagnostic tests: an illustration using the berg balance test. *Physical Therapy*. 79(10): 939-948.

Santos, André P, Nuno C Ramos, Pedro C Estevão, António M Fernandes Lopes, José Pascoalinho. 2005. Instrumentos de medida úteis no contexto da avaliação em fisioterapia. *Re(habilitar)*. 1: 131-156.

Schepers, VPM, M Ketelaar, IGL Van de Port, JMA Visser-Meily, E Lindeman. 2007 Comparing contents of functional outcome measures in stroke rehabilitation using the Internacional Classification of Functioning, Disability and Health. *Disability and Rehabilitation*. 29(3):221-230.

Shamay S Ng, Christina W Hui-Chan. 2005. The timed up and go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Physical Medicine Rehabilitation*. 86:1641-7.

Shumway-Cook, Anne, Marjorie H. Woollacott. 2007. *Motor Control: translating research into clinical practice*. US: Lippincott Williams&Wilkins.

Silva M. Understanding human functioning (Outcome Measures). *EssFisiOnline* 2005. 59-75.

Skyrne, Andrew D, Guy PF Selmon, Leslie Apthorp. 2005. *Common spinal disorders explained*. UK: Remedica.

Üstün TB, S Chatterji, J Bickenbach, N Kostanjsek, M Schneider. 2003. The International Classification of Functioning, Disability and Health: a new tool for understanding disability and health. *Disability and Rehabilitation*. 25:565-571.

Estudo de Caso C

Influência de um programa de intervenção num indivíduo com
lesão do sistema nervoso central – Traumatismo Crânio-
Encefálico

Resumo

A lesão traumática do sistema nervoso central pode ser definida como uma agressão não degenerativa e não congénita ao encéfalo, resultando de forças mecânicas.

Objectivo: Foi objectivo relacionar os conhecimentos neurofisiológicos do sistema nervoso central com os sistemas motores comprometidos no indivíduo. Assim como, verificar a influência das estratégias e procedimentos seleccionados, segundo o Conceito de *Bobath*, a nível de mobilidade e equilíbrio, capacidade de alcance do membro superior e a nível dos componentes de saúde e dos estados relacionados com ela.

Metodologia: Utilizou-se o registo observacional, a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde, a Escala de Equilíbrio de Berg e a *Reach Performance Scale*, antes e após programa de intervenção.

Resultados: Existe um provável envolvimento das vias cortico-reticulo-espinhal e cortico-rubro-espinhal nas suas aferências do córtex pré-motor e motor suplementar (menor extensão). Em todos os instrumentos obtiveram-se melhorias conseguindo-se obter um *reaching out*.

Conclusão: O programa de intervenção em fisioterapia segundo o Conceito de *Bobath* permitiu a aquisição de resultados positivos, resultantes numa maior independência enquanto ser humano.

Palavras-chave: Traumatismo crâneo-encefálico; Intervenção; Conceito de Bobath; Tronco Inferior; Impacto Funcional

Introdução

A lesão traumática do sistema nervoso central (SNC) que representa a causa mais comum de mortalidade e incapacidade em indivíduos abaixo dos 45 anos de idade no mundo é o traumatismo crânio-encefálico (TCE) (Davis et al. 2005). Este pode ser definido como uma agressão não degenerativa e não congénita ao encéfalo resultando de forças mecânicas. Pode conduzir a distúrbios cognitivos, físicos, psicológicos, comportamentais e emocionais permanentes ou temporários, podendo estar associado à diminuição ou alteração do estado de consciência bem como a politraumatismos (Dawodu 2009; Chua et al. 2007). Em Portugal, a taxa de incidência registada em 1997, foi de 137/100'000 habitantes, sendo mais frequente no sexo masculino (Santos et al. 2003).

No que diz respeito ao mecanismo de lesão, o TCE pode ser classificado como uma lesão encefálica focal provocada por uma força de impacto que resulta numa contusão, laceração e hemorragia intracraniana ou então, como uma lesão difusa encefálica devido a forças de aceleração/desaceleração resultando numa lesão axonal difusa ou edema cerebral. Em termos patofisiológicos podem ser considerados dois estádios. O primeiro, caracterizado pela lesão directa da agressão no tecido e défice da regulação do fluxo sanguíneo cerebral e metabolismo, e o segundo que representa uma cascada de eventos celulares e vasculares que conduzem à degradação da membrana e consequente morte celular (Menaker e Scalea 2009; Werner e Engelhard 2007). A sua classificação clínica é baseada na escala de coma de Galsgow, em que o TCE pode ser definido como leve, moderado ou severo (estado comatoso, com uma recuperação funcional considerada baixa) (Menaker e Scalea 2009; Swash 1998). O movimento abrupto dos hemisférios em relação ao tronco encefálico, que ocorre no impacto, causa um torque neste último comprometendo a projecção dos axónios do sistema reticular activador (região mesencefálica da formação reticular) para o prosencéfalo basal, tálamo e córtex cerebral (projecção na cápsula interna), levando ao aumento abrupto da pressão intracraniana (Perlberg et al. 2009; Gaetz 2004; Lundy-Eckman 2004).

Em casos de mecanismos severos, como identificado no indivíduo em estudo, os distúrbios motores podem ser resultado de lesão axonal difusa, contusão cortical focal e lesão hipoxia-isquémica, por exemplo. A lesão axonal difusa é caracterizada

por lesões axonais na substância branca sub-cortical surgindo em três áreas características: o corpo caloso, o tronco encefálico (particularmente a região dorso-lateral e pedúnculos cerebelares) e substância branca do lobo afectado (Meythaler et al. 2001).

As regiões mais frequentemente afectadas neste tipo de lesão são o lobo frontal e temporal que, em termos comportamentais, poderão reflectir-se em distúrbios da memória e/ou problemas de labilidade emocional, agitação e desinibição, por exemplo (Riggio e Wong 2009). Em termos de défice neurológico a sua repercussão depende da área de lesão e vias/estruturas neuroanatômicas afectadas, podendo observar-se défices motores, sensoriais e autonómicos (Khan et al. 2003). O comprometimento do membro superior é pouco frequente em indivíduos com lesão craneo-encefálica, comparativamente com outras patologias como o AVE, onde este aparece mais comprometido. Assim, nestes casos identificam-se mais frequentemente comprometimento a nível do tronco inferior e pélvis, salientando-se as alterações de equilíbrio e no padrão de marcha que limitam a mobilidade destes indivíduos (Williams et al. 2009; Katz et al. 1998).

O indivíduo em estudo apresenta comprometimento do tronco inferior dando-se neste estudo relevância à sua influência e importância para a reabilitação do membro superior. Esta última é um desafio importante, uma vez que está envolvido em diversas funções da vida diária entre as quais a comunicação, o suporte, a manipulação e o equilíbrio entre outros. O processo de reabilitação funcional deve dar relevância ao papel da mão, entendido como importante órgão sensorial (Champion et al. 2009).

Embora seja referenciado pela literatura que nem todos os indivíduos com lesão do SNC possam adquirir a máxima função da mão, a grande maioria tem potencial para adquirir um membro superior que coopera, assiste e se adapta a variadas actividades funcionais (Champion et al. 2009). Para tal, devem ser definidos objectivos específicos, mensuráveis, atingíveis, relevantes e temporizados de forma a alcançar-se quer uma recuperação motora (“getting better”), quer uma recuperação funcional (“doing better”) (O’Dell et al. 2009; Mastos et al. 2007).

Este estudo de caso tem por objectivo relacionar os conhecimentos neurofisiológicos do SNC com os sistemas motores comprometidos no indivíduo em estudo, assim como verificar a influência das estratégias e procedimentos seleccionados na recuperação funcional do mesmo, nomeadamente a nível de

mobilidade e equilíbrio, capacidade de alcance do membro superior e a nível dos componentes de saúde e dos estados relacionados com ela.

Metodologia

1. Amostra

Este estudo é referente a um indivíduo do sexo masculino de 42 anos de idade com sequela de TCE grave, por queda de altura de cerca de três metros em 22 de Maio de 2008. Apresenta um quadro motor definido como hemiparésia de predomínio braquial à esquerda. Para além da sequela neurológica, apresenta traumatismo torácico com fractura de clavícula e arcos costais posteriores do lado esquerdo.

O exame complementar de diagnóstico, realizado em Julho de 2008, revela lesões hipodensas com expressão fronto-temporo-parietal à direita.

O estudo neuropsicológico realizado em Dezembro de 2008 conclui demência pós-traumática comprometendo o desempenho profissional e cognitivo.

Iniciou intervenção em fisioterapia em Setembro de 2008 tendo um percurso evolutivo favorável. Em Dezembro de 2009 interrompe para reposição do osso parietal à direita, re-iniciando o processo de intervenção em Janeiro de 2010.

As dificuldades iniciais sentidas pelo mesmo referem-se ao membro superior esquerdo, no movimento de alcance e preensão, dando importância ao polegar “este é o que falta para poder trabalhar melhor”. Para além disso, são referidas diferenças na marcha, nomeadamente “o pé bate mais no chão” ou “o pé arrasta no chão” e por vezes “perco o equilíbrio”.

A profissão exercida antes do TCE era no ramo das carnes, desenvolvendo actividades de transporte das mesmas como motorista. Neste momento, não exerce a profissão encontrando-se de baixa médica.

As tarefas diárias são realizadas pelo próprio, assim como as de auto-cuidado não sendo necessário realizar adaptações no domicílio. Vive com a esposa e a filha.

Tem por hobbie a bricolage e jardinagem.

A rede de apoio consiste na esposa, que o leva até às sessões de fisioterapia e outras deslocações. Em ambientes interiores, as escadas são limitativas e em ambientes exteriores refere como limitativo as rampas em sentido descendente.

Tem expectativas quanto à reabilitação em tornar-se mais autónomo nas actividades que envolvam a manipulação de objectos e melhorar o padrão de marcha.

2. Instrumentos

No sentido de avaliar as repercussões funcionais foi aplicada a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) por ser uma ferramenta e sistema de classificação com uma linguagem unificada e estandardizada, para descrever os componentes da saúde. Descreve-os em três aspectos: os componentes do corpo, os componentes do indivíduo e os componentes da sociedade (participação e actividades) (Üstün et al. 2003). A sua aplicação tem sido uniformizada pela Organização Mundial de Saúde nas diferentes patologias incluindo em TCE (Kennedy et al. 2008; Koskinen et al. 2007).

A escala de equilíbrio de Berg (EEB) é referenciada pela literatura como sendo um instrumento de medida utilizado em estudos com patologias neurológicas, incluindo o TCE. Esta pretende avaliar actividades da vida diária tais como manter uma posição estática ou mudar o centro de gravidade dentro da base de suporte, permitindo uma avaliação quanto à qualidade de execução ou tempo em que demora a completá-las (Blum e Korner-Bitensky 2008; Garland et al. 2003; Riddle e Stratford 1999). Apresenta como fiabilidade inter-observador um ICC=0,95-0,98 e uma consistência interna de 0,92-0,98 (Blum e Korner-Bitensky 2008). Para a população portuguesa o processo de validação obteve resultados de fidedignidade inter-observador de $r=0,94$ e da validade simultânea/concorrente de $r=0,93$ (Santos et al. 2005). Para a aplicar recorreu-se ao equipamento necessário das instruções gerais.

Para avaliação do membro superior esquerdo recorreu-se ao uso da escala de alcance para utentes pós-acidente vascular cerebral, *Reach Performance Scale* (RPS). Esta escala avalia as compensações utilizadas na actividade de “alcançar um objecto” com o membro superior mais comprometido desde o início do movimento até o objecto ser alcançado (Levin et al. 2004). A aplicação desta escala neste

indivíduo deve-se à necessidade de avaliar as compensações utilizadas, essencialmente a nível do tronco, durante a actividade funcional de alcançar. Embora não esteja validada para o TCE, optou-se por aplicá-la sabendo desde já que a validade estaria comprometida. Nos estudos de validação desta escala obtiveram-se um elevado nível de fidedignidade intra-observador e elevados valores de coeficiente *alpha* (Redondo et al. 2005; Cassamá et al. 2005). Para isso, usou-se um banco elevado de altura de 62cm, uma marquesa regulável em altura, um cone e duas câmaras de vídeo.

3. Procedimentos

A aplicação dos instrumentos de avaliação realizou-se no início da intervenção sendo mantido as mesmas condições ambientais nos diferentes momentos de avaliação. Em cada aplicação foi referido ao indivíduo o objectivo de cada instrumento de avaliação. Os momentos de avaliação foram momento zero (M0) em que se realizou o primeiro registo, momento um (M1) em que se realizou a reavaliação após 7 semanas de intervenção e momento dois (M2) após 6 semanas de intervenção relativo a M1. A última avaliação realizou-se após 4 semanas de intervenção de M2.

A CIF como escala de classificação foi aplicada em dois momentos de avaliação, em M0 e no final de M2.

Para a EEB foram seguidas as instruções gerais da aplicação da escala sendo demonstrado cada item ao indivíduo em avaliação.

Para aplicação da escala RPS teve-se o cuidado de ajustar o banco elevado e a marquesa de forma a manter um conjunto postural de sentado-elevado. O cone de cartão necessário para a realização da tarefa ficou situado a 1cm da margem da mesa (alvo próximo) e de seguida ficou colocado a uma distância de 30cm da margem da mesa (alvo distante). Foi demonstrado a tarefa que iria ser realizada ao indivíduo e foram seguidas as indicações da aplicação da mesma. Para registo realizaram-se três repetições (média) efectuando-se o registo vídeo das mesmas.

Este estudo teve como aplicação prática o conceito de Bobath que se baseia na resolução de problemas para avaliação e tratamento de pacientes com distúrbios da função, do movimento e do controlo postural, devido a qualquer tipo de lesão do SNC. A análise dos componentes de movimento em actividades funcionais é ponto


de partida para a definição do principal problema. O plano de intervenção baseou-se na abordagem do conceito de Bobath em que foi facilitado os componentes de movimento através da activação selectiva de receptores cutâneos e musculares de forma a potenciar a actividade sináptica modelando o movimento de forma a torná-lo mais eficiente (Raine e Dip 2007).

A avaliação dos componentes de movimento (Quadro 1-3) foi realizada no início da sessão de intervenção e nas mesmas condições ambientais. Teve em conta a base de suporte, o alinhamento ósseo e muscular bem como o nível de actividade (Raine e Dip 2007). O gesto funcional avaliado foi o de levar a mão ao cabelo, por ser uma actividade de auto-cuidado realizada com dificuldade.


Quadro 1 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica no momento M0

Momento M0	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
<p>Avaliação do nível de actividade muscular dos músculos proximais do membro superior esquerdo, bem como da dinâmica articular da cintura escapular na sinergia de flexão da glenoumeral com flexão do cotovelo (gesto passar a mão no cabelo).</p>	<div style="display: flex; justify-content: space-around;">  </div> <p>Omoplata com componente de abdução, cabeça do úmero numa posição superior e anterior. Aumento de tensão activa do grande peitoral (porção clavicular).</p>	<p>A alteração do alinhamento e estabilidade da omoplata na grade costal interfere com o tipo de actividade do grande peitoral, com o alinhamento do úmero na cavidade glenóide e com o nível de actividade dos paravertebrais dorsolombares.</p>

Quadro 2 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica no momento M1




Momento M1	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
<p>Avaliação do alinhamento e relação do ombro esquerdo com a coxa-femural esquerda.</p>	<p>Constata-se uma diminuição do controlo postural da coxa-femural esquerda em relação ao ombro na fase de transferência de carga unilateral sobre o membro inferior esquerdo.</p> 	<p>A diminuição do controlo proprioceptivo da coxo-femural esquerda leva à diminuição da capacidade de recrutar actividade antigraavítica da cintura escapular esquerda sobre a coxa-femural esquerda e consequente perda de selectividade distal no membro superior.</p>

Quadro 3 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica no momento M2




Momento M2	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
<p>Avaliação do nível de actividade dos músculos oblíquos – porção A</p>	<p>Controlo postural do tronco inferior na transferência de carga sobre o membro inferior esquerdo</p> 	<p>A diminuição da capacidade de activação muscular dos abdominais inferiores (oblíquos) do lado esquerdo sobre a coxo-femural esquerda leva à diminuição da capacidade de recrutar estabilidade de tronco inferior sobre o membro inferior com consequente interferência no nível de actividade do membro superior esquerdo.</p>

A intervenção foi realizada com a frequência de três vezes por semana e com duração média de 45 minutos de trabalho activo. A seguir (Quadro 4-6) são apresentadas em tabelas as estratégias de eleição seleccionadas quer para a preparação dos aspectos biomecânicos identificados no sujeito, quer para o recrutamento de actividade dos componentes identificados na avaliação.



Quadro 4 – Plano de intervenção ao longo de M0

Momento M0				
Tempo de intervenção: Fevereiro 2010 – Março 2010 (7 semanas de intervenção)				
Fase Preparatória		Fase de Activação		
Estratégias	Procedimentos	Objectivos	Estratégias	Procedimentos
Sentado com membro superior esquerdo no alinhamento do plano da omoplata.	Recrutar actividade dos músculos paravertebrais dorsolombares esquerdos. 	Recrutar actividade dos estabilizadores da omoplata para a estabilidade da mesma (modificar alinhamento).	Idem	Recrutar actividade dos estabilizadores da omoplata através da informação proprioceptiva sobre os rombóides e trapézio inferior. 
		Recrutar actividade excêntrica do músculo grande peitoral – porção clavicular.	Idem	Recrutar actividade do músculo grande peitoral – porção clavicular com informação somatosensória sobre o mesmo. 

Quadro 5 – Plano de intervenção ao longo de M1

Momento M1				
Tempo de intervenção: Março 2010 – Abril 2010 (6 semanas de intervenção)				
Fase Preparatória		Fase de Activação		
Estratégias	Procedimentos	Objectivos	Estratégias	Procedimentos
Sentado com membro superior esquerdo no plano da omoplata.	Recrutar actividade da omoplata sobre os paravertebrais e gleno-umeral sobre omoplata através da área chave ombro e mão. 	Aumentar o controlo proprioceptivo da coxa-femural esquerda.	Posição de pé com referência posterior e lateral para a transferência da carga. 	Recrutar actividade sobre a forma de estabilidade da coxa-femural esquerda através da mesma área chave. 

Quadro 6 – Plano de intervenção ao longo de M2

Momento M2		
Tempo de intervenção: Abril 2010 – Maio 2010 (4 semanas de intervenção)		
Fase de Activação		
Objectivos	Estratégias	Procedimentos
Recrutar actividade dos músculos oblíquos esquerdos – porção A.		Recrutar actividade dos músculos oblíquos (mais esquerdos) com informação somatosensória nos mesmos. 

4. Ética

Para a realização do estudo foram dadas todas as informações e explicações necessárias sobre os objectivos do trabalho, os métodos utilizados, os benefícios do estudo, os riscos potenciais assim como o desconforto ressentido. As informações prestadas seguiram a Declaração de Helsínquia da Associação Médica Mundial.

Resultados

Pela análise dos resultados obtidos na CIF (Quadro 7), verificam-se melhorias em todos os itens no final da intervenção. É de notar que foi alcançado, no final de M2, mais de metade dos itens com o qualificador 0, o que corresponde a “nenhuma deficiência”. As maiores diferenças encontradas entre M0 e M2 são observadas nos itens “agarrar”, “soltar” e “alcançar”.

Quadro 7 – Resultados obtidos na Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), nos diferentes momentos de avaliação M0 e no final de M2

CIF		
Itens	M0	M2
Força de músculos isolados e grupos musculares	b7300.3	b7300.1
Tónus de músculos isolados e de grupos musculares	b7350.3	b7350.1
Sensação de rigidez muscular	b7800.3	b7800.0
Mudar o centro de gravidade	d4106.2	d4106.0
Transportar nas mãos	d4301.3	d4301.0
Agarrar	d4401.4	d4401.0
Manipular	d4402.4	d4402.1
Soltar	d4403.4	d4403.0
Alcançar	d4452.4	d4452.0
Andar sobre superfícies diferentes	d4502.3	d4502.1
Subir/Descer	d4551.3	d4551.0
Deslocar-se fora da sua casa e de outros edifícios	d4602.3	d4602.1
Lavar partes do corpo	d5100.2	d5100.0
Cuidar do cabelo e da barba	d5202.3	d5202.0
Vestir roupa	d5400.3	d5400.0
Família próxima	e310.+3	e310.+0
Profissionais de saúde	e355.+3	e355.+1

Os resultados na EEB (Quadro 8) reflectem uma melhoria positiva ao longo dos momentos de avaliação. A maior diferença é encontrada entre M0 e M1. No final da avaliação a pontuação atinge praticamente o valor máximo.

Quadro 8 – Resultados obtidos na escala de equilíbrio de Berg (EEB), nos diferentes momentos de avaliação (M0, M1, M2)

EEB		
M0	M1	M2
38/56	48/56	54/56

Quanto à RPS, os dados obtidos no início e no final deste estudo no alvo próximo e no alvo distante são apresentados no quadro 9. Observam-se melhorias em todos os itens avaliados quer no alvo próximo, quer no distante. Verifica-se uma progressão mais evidente entre M0 e M2 no item correspondente à deslocação do tronco no alvo distante e no item correspondente aos movimentos do cotovelo quer no alvo próximo, quer no alvo distante. A pontuação máxima é alcançada em M2 no alvo próximo.

Quadro 9 – Resultados obtidos na escala Reach Performance Scale (RPS) nos diferentes momentos de avaliação em M0 e final de M2

RPS				
Itens	M0		M2	
	Alvo Próximo	Alvo Distante	Alvo Próximo	Alvo Distante
Deslocação do tronco	2	1	3	3
Fluidez do movimento	2	1	3	2
Movimentos do ombro	2	2	3	3
Movimentos do cotovelo	1	1	3	3
Preensão	2	2	3	3
Pontuação total	2	2	3	3
Score	11/18	9/18	18/18	17/18













Relativamente ao movimento de alcance (Quadro 10) os registos realizados reflectem diferenças entre M0 e M2. Verifica-se um nível de actividade do tronco inferior ajustado à tarefa com um nível de actividade do membro superior esquerdo que permite um movimento adequadamente orientado e sem compensações. É de referir a actividade do polegar em M2 para o início do movimento e ao longo da tarefa. Observa-se igualmente uma capacidade extensora do membro superior esquerdo.

Quadro 10 – Movimento de alcance do membro superior esquerdo nos diferentes momentos de avaliação (M0, final de M2)



Quanto aos componentes de movimento do gesto funcional (Quadro 11), os registos apresentados demonstram uma clara evolução no nível de actividade do tronco inferior que inicialmente adopta uma “postura” em flexão. Em M1 e M2 o nível de actividade aumenta adquirindo uma capacidade de se ajustar para e durante o movimento dos membros superiores, sendo que em M2 não se observam desvios da linha média aquando da tarefa. Relativamente ao membro superior esquerdo, observa-se ao longo dos momentos de avaliação uma actividade bilateral mais simétrica com uma mão mais activa. É de salientar ainda a ausência de qualquer estratégia compensatória em M2, comparativamente a M0, onde a “cabeça” é que vai de encontro ao membro superior em metade do movimento.

Quadro 11 – Componentes de movimento do gesto funcional “levar a mão ao cabelo”, nos diferentes momentos de avaliação (M0, M1, M2)

Componentes de Movimento				
M0				
M1				
M2				

Discussão

A avaliação realizada no indivíduo indica uma diminuição de actividade a nível do tronco inferior com compromisso funcional do membro superior esquerdo. Embora os estudos complementares de diagnósticos não sejam precisos quanto à área de lesão, sabe-se que o traumatismo foi severo levando ao estado de coma. Assim, este facto pode encaminhar-nos para o comprometimento de fibras do sistema activador reticular ascendente (SARA), responsável pelos estados de consciência, que provavelmente sofreram danos com o mecanismo de aceleração/desaceleração resultante do traumatismo. Outro aspecto que nos pode direccionar para a área de lesão é o facto de existir compromisso dos músculos da face inferior esquerda, cujo nervo craniano se localiza na junção bulbo-pontina. Sabe-se que o comprometimento não ocorre a nível do núcleo motor do nervo facial

no seu trajecto eferente, uma vez que, o compromisso observado afecta apenas neurónios motores faciais que controlam músculos inferiores da expressão facial cuja responsabilidade advém de fibras corticonucleares provenientes do córtex motor contralateral (Mihailoff e Haines 2006). Assim, esta análise leva-nos a sugerir que o traumatismo resultou no comprometimento de fibras corticais com projecção para a transição da ponte e bulbo do tronco encefálico. Assim e numa perspectiva de vias motoras, aponta-se para o comprometimento de circuitos em estruturas que envolvam/passam pelo tronco encefálico.

Os núcleos pontinos da formação reticular dão origem aos tractos reticulo-espinhais cuja influência motora actua sobre a musculatura paravertebral e proximal dos membros. Sabe-se que recebem aferências do córtex pré-motor e em menor extensão do córtex motor suplementar. Visto estes estarem envolvidos na preparação para o movimento, organizando os ajustes posturais necessários com uma organização somatotópica da musculatura do corpo, sugere-se que as projecções das fibras relacionadas com o tronco para estes núcleos estejam mais comprometidas, visto observar-se um atingimento do mesmo no indivíduo em estudo. Uma vez que, os *input's* provenientes das áreas do córtex activam a formação reticular que tem uma projecção espinhal bilateral, sugere-se maior comprometimento das fibras que se projectam para os núcleos caudal e oral que medeiam efeitos excitatórios, explicando-se a diminuição de actividade verificada ao nível do tronco inferior (Mihailoff e Haines 2006; Gjelsvik 2008).

No entanto o indivíduo em estudo apresenta maior afecção no hemi-tronco contralateral à lesão como foi observado nos diferentes momentos de avaliação M0, M1 e M2. Este aspecto não pode apenas ser explicado pelo comprometimento do tracto reticulo-espinhal. Sugere-se que a via rubro-espinhal também esteja comprometida ou por via directa pelo traumatismo sofrido, ou indirectamente via núcleos cortico-pontinos com projecção para o cerebello-tálamo-córtex. As projecções das áreas do córtex motor suplementar e pré-motor para o núcleo rubro podem assim estar alteradas, e uma vez que apresenta projecção contra-lateral explicar-se-ia o observado no indivíduo quanto à diminuição de actividade no hemi-tronco esquerdo e quanto aos ajustes necessários no início do movimento comprometidos como observado no gesto funcional em M0 (Mihailoff e Haines 2006; Gjelsvik 2008; Ruhland e Van Kan 2003).

Os circuitos envolvidos no tronco encefálico têm um papel relevante no controlo postural estando activos para a regulação do tónus postural, integração de informação sensorial para a postura e equilíbrio, assim como, contribuem nos ajustes posturais antecipatórios necessários para o movimento voluntário (Shumway-Cook e Woollacott 2007). Percebe-se então a importância dos ajustes necessários para a estabilização do movimento voluntário iniciado pelo córtex motor que estão comprometidos neste indivíduo via tracto cortico-reticulo-espinhal e cortico-rubro-espinhal.

O controlo postural dado pelo tronco permite libertar os membros superiores para as actividades funcionais (Yoshida et al. 2008). Sabendo que a lesão identificada no indivíduo não compromete directamente o membro superior e observando-se alterações no movimento funcional “levar a mão ao cabelo” no momento inicial (M0), sugere-se que a diminuição de actividade do tronco inferior leve a alterações secundárias de alinhamento e inadequadas sinergias musculares no complexo articular do ombro esquerdo. Subjacentes a estas alterações, são desenvolvidas estratégias compensatórias para o movimento funcional, entre as quais o envolvimento do tronco tal como observado no registo M0 da RPS. Salienta-se assim a importância dada por Cirstea e Levin (2000) sobre a relação que existe entre a cintura pélvica e a cintura escapular.

Quanto aos padrões de activação muscular no controlo postural, estes envolvem uma fase preparatória, em que os músculos se activam antes de sofrer o efeito de destabilização do movimento, e uma fase seguinte em que os ajustes ocorrem durante o movimento estabilizando o corpo (Shumway-Cook e Woollacott 2007). Tendo em conta este aspecto, a intervenção foi direccionada para o recrutamento de actividade dos músculos do tronco, nomeadamente paravertebrais dorsolombares inicialmente, para promover o correcto alinhamento do tronco e grade costal esquerda, com gradual aumento de amplitude do membro superior esquerdo, realizando-se um trabalho de actividade de tronco-segmen to estável e membro superior-segmen to móvel. Com esta intervenção potenciou-se os ajustes posturais necessários que ocorrem durante o movimento referenciados pela literatura.

É característica presente em pacientes com lesão do SNC alterações de alinhamento entre segmentos ou partes do corpo em relação às outras, que podem influenciar negativamente a actividade muscular. Assim, e segundo o Conceito de

Bobath, é importante desenvolver no processo de reabilitação a relação dinâmica entre as áreas-chaves de forma a influenciar a actividade neuromuscular para a coordenação e relação entre a estabilidade e o movimento (Gjelsvik 2008). Através da ligação que a cintura escapular tem com a coluna vertebral e pélvis via musculatura do tronco, entende-se a influência que esta sofre pelo incorrecto alinhamento e actividade neuromuscular da cintura pélvica e tronco. Este aspecto é observado no indivíduo em estudo, justificando-se a linha de raciocínio clínico desenvolvida, em que se considerou que aumentando o nível de actividade do tronco e alinhamento do mesmo (ajustes posturais), possibilitar-se-ia o correcto alinhamento da cintura escapular e recrutamento de sinergias adequadas na gleno-umeral, permitindo a aquisição de uma mão mais funcional.

O recrutamento de sinergias adequadas e individualização do movimento entre o ombro, cotovelo e punho é frequentemente identificado como uma dificuldade no movimento de alcance do membro superior, nomeadamente na capacidade de realizar extensão do cotovelo aquando da flexão do ombro, referenciado como o *reaching out* (Shumway-Cook e Woollacott 2007; Levin et al. 2000). Aquando da avaliação realizada em M0 na escala RPS, este *reaching out* não foi observado constatando-se a presença de compensações a nível do tronco e a nível proximal.

O ritmo escápulo-umeral é importante em dois aspectos, por um lado permite proporcionar uma superfície articular estável à cabeça do úmero e por outro permite que os músculos envolvidos na estabilidade articular mantenham uma relação comprimento-tensão ideal (Pascoal 2001). A posição do tronco com diminuição de actividade leva a que seja adoptada uma posição mais cifótica que induz um posicionamento anterior do ombro alterando-se o ritmo escapular dinâmico. Assim, tem sido referenciado a relação que esta alteração de alinhamento tem com o músculo grande peitoral, sendo que o seu encurtamento ou actividade excessiva aumenta o componente de rotação/abdução da omoplata e diminui a capacidade de ocorrer o *tilt* posterior da omoplata durante a elevação do mesmo (Nijs et al. 2007; Mottram 1997). Com isto, é subjacente a alteração de posicionamento muscular dos estabilizadores da omoplata levando à dificuldade de estes potenciarem uma actividade muscular adequada para a sua função estabilizadora, uma vez alterada a relação comprimento-tensão adequada (Pascoal 2001). Assim, parece justificar-se a intervenção realizada em M0 após activação do tronco, direccionada para a

capacidade de actividade excêntrica do músculo peitoral no sentido de promover o correcto alinhamento do complexo ombro e assim potenciar a actividade estabilizadora dos músculos da escápula (Champion et al. 2009).

Em todas as estratégias potenciou-se um correcto alinhamento do tronco com adequado nível de actividade, saindo da posição “cifótica”, ou seja, promovendo os ajustes posturais necessários a nível do tronco para se manter estável recrutando actividade excêntrica dos músculos da cápsula anterior do ombro e concêntrico da cápsula posterior, nomeadamente coifa dos rotadores com condições mecânicas favoráveis para permitir a recentragem de cabeça do úmero na cavidade glenóide, e estabilizadores da omoplata. Com este tipo de estratégias potenciou-se o recrutamento da musculatura apropriada para aumentar o controlo postural através dos sistemas ventro-mediais, adquirindo-se competências que possibilitaram as vias dorso-laterais de realizarem a sua acção distal nas actividades voluntárias, nomeadamente no pré-shape e preensão (Shumway-Cook e Woollacott, 2007; Hana et al. 2007).

Todo o processo de intervenção reflectiu-se positivamente nos diferentes momentos e instrumentos de avaliação. Os qualificadores obtidos na CIF em M2 variam entre o zero (0) e um (1) sendo demonstrado maiores diferenças nos itens “agarrar”, “soltar” e “alcançar”. Estes resultados também reflectem os obtidos na escala RPS em M2 onde se observa uma abolição de estratégias compensatórias por parte do indivíduo, em que a deslocação do tronco é eliminada. O *reach out* necessário nesta actividade melhorou, comprovado pelos resultados desta escala no item movimentos do cotovelo, onde se adquiriu uma adequada capacidade extensora do cotovelo. Estas melhorias também se reflectiram na actividade funcional avaliada em M2 de “levar a mão ao cabelo” como é demonstrado quer pelo registo do mesmo, quer pela CIF, no item “cuidar do cabelo e da barba” onde se atingiu nenhuma deficiência.

A escala EEB teve pontuação crescente ao longo dos momentos de avaliação, obtendo-se praticamente o valor máximo em M2, sugerindo-se um aumento no controlo postural. Este aumento de equilíbrio e controlo postural também se reflectiu positivamente na CIF os itens “mudar o centro de gravidade” e noutras actividades como “subir/descer” por exemplo.

Conclusão

Os objectivos propostos neste estudo de caso foram atingidos, conseguindo-se estabelecer uma possível relação entre os aspectos neurofisiológicos do SNC e o comprometimento motor observado no indivíduo em estudo. Neste ponto conclui-se um provável envolvimento das vias cortico-reticulo-espinhal e cortico-rubro-espinhal nas suas aferências do córtex pré-motor e motor suplementar (menor extensão), explicando-se a diminuição de actividade do tronco inferior mais predominante no hemi-tronco esquerdo.

A intervenção realizada (estratégias e procedimentos) permitiu obter resultados positivos nos diferentes instrumentos de avaliação aplicados. Assim, conseguiu-se obter um *reaching out* adequado e um aumento da mobilidade e equilíbrio (escala EEB) em M2. Estes resultados reflectiram-se positivamente nas actividades da vida diária do indivíduo avaliadas na CIF (componentes de saúde e componentes do bem estar relacionados com a saúde) conseguindo-se um maior grau de independência enquanto ser humano.

Bibliografia

Blum, Lisa, and Nicol Korner-Bitensky. 2008. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical Therapy*. 88: 559-566

Cassamá, L. M. Gomes da Silva, T. Mimoso. 2005. Contributo para a adaptação e validação da "Reaching Performance Scale-RPS". Relatório de Investigação. Setúbal: Escola Superior de Saúde-Instituto Politécnico de Setúbal.

Champion, Janice, Christine Barber, Mary Lynch-Ellerington. 2009. Recovery of upper limb function. Em *Bobath Concept-theory and clinical practice in neurological rehabilitation*, ed. Raine, Sue, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. UK: Blackwell Publishing.

Chua, Karen SG, Yee-Sien Ng, Samantha GM Yap, Chek-Wai Bok. 2007. A brief review of traumatic brain injury rehabilitation. Annual Academy Medicine Singapore. 36:31-42.

Cirstea, MC and MF Levin. 2000. Compensatory strategies for reaching in stroke. Brain. 123:940-953.

Davis LE, King MK, Schultz JL. 2005. Fundamentals of neurologic disease. New York: Demos Medical medicine.

Dawodu ST. 2009. Traumatic brain injury-definition, epidemiology, pathophysiology. www.emedicine.medscape.com

Gaetz, Michael. 2004. The neurophysiology of brain injury. Clinical Neurophysiology. 115:4-18.

Garland, S Jayne, Deborah A Willems, Tanya D Ivanova, Kimberly J Miller. 2003. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. Archives Physical Medicine Rehabilitation. 84:1753-1759

Gjelsvik, Bente E. Bassøe. 2008. The Bobath Concept in adult neurology. Stuttgart: Thieme.

Hana, Bong Soo, Seong Ho Kimb, Oh Lyong Kimb, Soo Ho Cho, Yun-Hee Kim, Sung Ho Jang. 2007. Recovery of corticospinal tract with diffuse axonal injury: A diffusion tensor image study. NeuroRehabilitation. 22:151-155.

Katz, Douglas I, Michael P. Alexander, Reva B. Klein. 1998. Recovery of arm function in patients with paresis after traumatic brain injury. Archives of Physical Medicine Rehabilitation. 79: 488-493.

Kennedy, Mary RT, Carl Coelho, Lyn Turkstra, Mark Ylvisaker, McKay Moore Sohlbergs, Kathryn Yorkston, Hsin-Huei Chiou, Pui-Fong Kan. 2008. Intervention for

executive functions after traumatic brain injury: A systematic review, meta-analysis and clinical recommendations. *Neuropsychological Rehabilitation*. 18:257-299.

Khan, Fary, Ian J Baguley, Ian D Cameron. 2003. Rehabilitation after traumatic brain injury. *MJA*. 178:290-295.

Koskinen, Sanna, Eeva-Maija Hokkinen, Jaana Sarajuuri and Hannu Alaranta. 2007. Applicability of the ICF Checklist to traumatically brain injured patients in post-acute rehabilitation settings. *Journal Rehabilitation Medicine*. 39:467-472.

Levin, Mindy F, Ruund W Selles, Martine HG Verheul, Onno G Meijer. 2000. Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients: implications for normal motor control. *Brain Research*. 853:352-369.

Levin, Mindy F, Johanne Desrosiers, Danielle Beauchemin, Nathalie Bergeron, Annie Rochette. 2004. Development and Validation of a Scale for Rating Motor Compensations used for Reaching in Patients with Hemiparesis: The Reaching Performance Scale. *Physical Therapy*. 84(1):8-22

Lundy-Eckman, Laurie. 2004. *Neurociência-Fundamentos para a reabilitação*. Rio de Janeiro: Elsevier.

Mastos M, K Miller, AC Eliasson and C Imms. 2007. Goal-directed training: linking theories of treatment to clinical practice for improved functional activities in daily life. *Clinical Rehabilitation*. 21:47-55.

Mihailoff, G. A., D. E. Haines. 2006. Sistema motor II: sistemas corticofugais e o controle do movimento. Em *Neurociência fundamental para aplicações básicas clínicas*, ed. Haines, E. Duarte. São Paulo: Elsevier Churchill Livingstone.

Menaker Jay, Thomas M Scalea. 2009. Traumatic brain injury. *Trauma reports*. 10: 1-12.

Meythaler, Jay, Jean D Peduzzi, Evangelos Eleftheriou, Thomas A Novack. 2001. Current Concepts: Difuse axonal injury-associated traumatic brain injury. Arch Phys Med Rehabil. 82:1461-71.

Mottram, SL. 1997. Dynamic stability of the scapula. Manual Therapy. 2(3):123-131.

Nijs Jo, Natalie Roussel, Filip Struyf, Sarah Mottram, Romain Meeusen. 2007. Clinical assessment of scapular positioning in patients with shoulder pain: State of the Art. Journal of manipulative and physiological therapeutics. 30:69-75.

O' Dell, Michael W, Chi-Chand David Lin, Victoria Harrison. 2009. Stroke rehabilitation: Strategies to enhance motor recovery. Annu. Rev. Med. 60: 55-68.

Pascoal AG. 2001. Ombro e elevação do braço. Análise cinemática e electromiográfica sobre a influência da carga externa e velocidade do braço no ritmo escapulo-umeral tridimensional. FMH Edições.

Perlberg, Vincent, Louis Puybasset L, Eléonore Tollard, Stéphane Lehericy, Habib Benali, Damien Galanaud. 2009. Relation between brain lesion location and clinical outcomes in patients with severe traumatic brain injury: a difussion tensor imaging study using voxel-based approaches. Human Brain Mapping. 30:3924-33.

Üstün TB, S Chatterji, J Bickenbach, N Kostanjsek and M Schneider. 2003. The International Classification of Functioning, Disability and Health: a new tool for understanding disability and health. Disability and Rehabilitation. 25:565-571.

Raine, Sue and Grad Dip. 2007. The Current theoretical assumptions of the bobath concept as determined by the members of BBTA. Physiotherapy Theory and Practice. 23 (3):137-152.

Redondo, L. M. Gomes da Silva, T. Mimoso. 2005. Contributo para a adapatação e validação da "Reaching Performance Scale-RPS". Relatório de Investigação. Setúbal: Escola Superior de Saúde-Instituto Politécnico de Setúbal.

Riddle, Daniel L and Paul W Stratford. 1999. Interpreting validity indexes for diagnostic tests: an illustration using the berg balance test. *Physical Therapy*. 79: 939-948.

Riggio, Silvana, Meredith Wong. 2009. Neurobehavioral sequelae of traumatic brain injury. *Mt Sinai Journal Medicine*. 76: 163-172.

Ruhland, Janet L, Peter Le Van Kan. 2003. Medial Pontine Hemorrhagic Stroke. *Physical Therapy*. 83:552-566

Santos, Maria Emília, Liliana de Sousa, Alexandre Castro-Caldas. 2003. Epidemiologia dos traumatismos crânio-encefálicos em Portugal. *Acta Médica Portuguesa*. 16: 71-76.

Santos, André P, Nuno C Ramos, Pedro C Estevão, António M Fernandes Lopes, José Pascoalinho. 2005. Instrumentos de medida úteis no contexto da avaliação em fisioterapia. *Re(habilitar)*. 1: 131-156.

Shumway-Cook, Anne., Woollacott, Marjorie. 2007. *Motor Control*. USA: Lippincott Williams&Wilkins.

Swash M. 1998. *Outcomes in neurological and neurosurgical disorders*. New York: Cambridge university press.

Werner C, K Engelhard. 2007. Pathophysiology of traumatic brain injury. *British Journal of Anaesthesia*. 99:4-9.

Williams, Gavin, Meg E. Morris, Anthony Schache, Paul R. McCrory. 2009. Incidence of gait abnormalities after traumatic brain injury. *Archives Physical Medicine Rehabilitation*. 90: 587-593.

Yoshida, S, K Nakazawa, E Shimizu and I Shimoyama. 2008. Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement. *Gait and Posture*. 27:97-102.

Estudo de Caso D

Influência de um programa de intervenção num indivíduo com
lesão do sistema nervoso central – Acidente Vascular
Encefálico

Resumo

O acidente vascular encefálico resulta de uma alteração no suprimento sanguíneo, podendo ser de causa isquémica ou hemorrágica, e com persistência dos sintomas por mais do que 24 horas.

Objectivo: Foi objectivo relacionar os conhecimentos neurofisiológicos do sistema nervoso central com os sistemas motores comprometidos no indivíduo. Assim como, verificar a influência das estratégias e procedimentos seleccionados, segundo o Conceito de *Bobath*, a nível de mobilidade e equilíbrio, capacidade de alcance do membro superior e a nível dos componentes de saúde e dos estados relacionados com ela.

Metodologia: Utilizou-se o registo observacional, a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde, a Escala de Equilíbrio de Berg e a *Reach Performance Scale*, antes e após programa de intervenção.

Resultados: Existe um provável envolvimento da via rubro-espinhal nas suas aferências do córtex pré-motor e motor suplementar e da via cortico-espinhal (menor extensão). Em todos os instrumentos obtiveram-se melhorias conseguindo-se obter um *reaching out*.

Conclusão: O programa de intervenção em fisioterapia segundo o Conceito de *Bobath* permitiu a aquisição de resultados positivos, resultantes numa maior independência enquanto ser humano.

Palavras-chave: Acidente Vascular Encefálico; Intervenção; Conceito de *Bobath*; Membro Superior; Impacto Funcional.

Introdução

O acidente vascular encefálico (AVE) é uma das afecções neurológicas agudas mais comuns, definido como um distúrbio súbito da função do sistema nervoso central (SNC) resultante de uma alteração no suprimento sanguíneo, podendo ser de causa isquémica ou hemorrágica, e com persistência dos sintomas por mais do que 24 horas (Gubitiz 2007).

Na década de 90, os AVE foram responsáveis por 4,4 milhões de morte em todo o mundo. Os dados epidemiológicos relativos ao AVE em Portugal são escassos. Estudo realizado sobre o primeiro evento de AVE por Correia et al. (2004) com dados referentes ao Norte de Portugal, entre os anos de 1998 e 2000, revela uma incidência anual padronizada à população europeia de 2,02/1000 habitantes na região rural, e de 1,73/1000 habitantes na região urbana. A taxa de mortalidade após 28 dias é de 14,6% (ambiente rural) e 16,9% (ambiente urbano). Portugal foi identificado nessa altura com a mais elevada taxa de mortalidade entre os países de Europa Ocidental (SPAVC 2010). Outro estudo realizado em 2003 em Portugal, revela dados quanto à probabilidade média de risco de AVE sendo identificado que esta é crescente com a idade, em ambos os sexos, sendo superior no sexo masculino (Cardoso 2004). Também Ferro e Pimentel (2006) identificaram o sexo masculino como sendo o mais frequente, entre outros factores, nomeadamente afro-portugueses, nos diabéticos, fumadores e bebedores excessivos.

A causa isquémica aparece como sendo a mais comum (cerca de 85% dos casos) e a sua etiologia inclui diversos mecanismos entre os quais hipoperfusão sistémica, trombose, embolismo e obliteração do lúmen arterial (Maas e Safdieh 2009). Segundo Hickey (2003), aproximadamente 45% dos casos são resultantes de um trombo na artéria e cerca de 20% resultam de uma causa embólica. A área do SNC envolvida sugere a natureza dos sintomas, sendo documentado que a maioria dos AVE's envolve o compromisso da região vascularizada pela artéria cerebral média (ACM). Esta última é o maior dos dois ramos terminais da artéria carótida interna e a sua oclusão priva de sangue a radiação óptica e a porção lateral do córtex sensório-motor (Lundy-Eckman 2004). Para além dessas estruturas, é responsável também pelo suprimento do globo pálido, putâmen, núcleo caudado, cápsula interna superior e coroa radiada (Cohen 2001).

Visto a coroa radiada conter fibras de projecção cuja representação somatotopográfica do membro superior, tronco e membro inferior segue de antero-lateral para postero-medialmente (Song 2007) e uma vez que a artéria cerebral média supre a porção lateral do córtex sensório-motor, a função do membro superior após AVE pode apresentar maior comprometimento (Lundy-Eckman 2004). A literatura refere que cerca de 40% dos sobreviventes de um AVE apresentam a perda parcial ou total da função do membro superior mais afectado (Jørgensen et al. 1995).

A reabilitação do membro superior surge assim como um desafio importante pois este, está envolvido em diversas funções da vida diária entre as quais a comunicação, suporte, manipulação, equilíbrio, entre outros. O processo de reabilitação funcional deve dar relevância ao papel da mão, entendido como importante órgão sensorial, à função da mão e membro superior na orientação postural, assim como ao controlo postural requerido para a função do mesmo. Embora nem todos os indivíduos com lesão do SNC possam adquirir a máxima função da mão, a grande maioria tem potencial para adquirir um membro superior que coopera, assiste e se adapta a variadas actividades funcionais (Champion et al. 2009).

A actividade motora do membro superior para a função envolve diferentes vias motoras. Sugere-se que as vias rubro-espinhais e reticulo-espinhais estejam envolvidas no controlo da actividade proximal do movimento do membro superior e a via cortico-espinhal seja necessária para o controlo da manipulação (Kandel et al. 2000). As projecções do tracto cortico-espinhal providenciam a capacidade do movimento fraccionado e elevado controlo selectivo de pequenos grupos musculares, sendo importante nas acções voluntárias do movimento (Lemon e Griffiths 2005). O conhecimento neurofisiológico é fundamental para a recuperação funcional, devendo dar ênfase à capacidade de adaptação e re-organização estrutural do mesmo, em resposta a estímulos intrínsecos e extrínsecos. O Conceito de Bobath assenta nessa interligação, estabelecendo-se estratégias adequadas de reabilitação com optimização de novos circuitos (Raine 2007). Subjacente a todo o processo de reabilitação devem ser definidos objectivos específicos, mensuráveis, atingíveis, relevantes e temporizados de forma a alcançar-se quer uma recuperação motora (“getting better”), quer uma recuperação funcional (“doing better”) (O’Dell et al. 2009; Mastos et al. 2007).

Este estudo de caso tem por objectivo relacionar os aspectos neurofisiológicos do SNC com os sistemas motores comprometidos no indivíduo em estudo, assim como, verificar a influência das estratégias e procedimentos seleccionados na recuperação funcional do mesmo, nomeadamente a nível de mobilidade e equilíbrio, capacidade de alcance do membro superior e a nível dos componentes de saúde e dos estados relacionados com ela.

Metodologia

1. Amostra

Este estudo refere-se a um indivíduo do sexo feminino de 47 anos de idade apresentando como diagnóstico sequela de AVE de causa isquémica, ocorrido em 8 de Novembro de 2009, e resultante em hemiparésia de predomínio braquial à esquerda. Após o AVE manifestou distúrbio da visão à esquerda.

O exame complementar de diagnóstico, realizado na altura do internamento revela evidência de múltiplos enfartes lacunares bilaterais e enfarte recente sugestivo de trombo-fragmentado em território da ACM direita. Para além disso, apresenta como antecedentes hipertensão arterial, obesidade, dislipidemia e hábitos tabágicos.

Iniciou fisioterapia em Janeiro de 2010. As dificuldades sentidas pela mesma referem-se ao membro superior esquerdo, nomeadamente nas actividades de alcance, preensão e manipulação. Refere que “o braço está muito pesado” e “não consigo fazer nada com ele”, “a mão não abre”.

Antes da ocorrência do AVE, desempenhava funções laborais como empregada de balcão. Neste momento, encontra-se de baixa médica mas deseja voltar a trabalhar.

As tarefas diárias e as de auto-cuidado são realizadas com ajuda do pai e filhos, tendo realizado pequenas adaptações no domicílio. Neste momento vive com os dois filhos.

Tem por hobbie caminhar

A rede de apoio consiste no pai, que se disponibiliza para a acompanhar às sessões de fisioterapia, assim como, noutras deslocações exteriores de grande distância.

As expectativas em relação ao tratamento referem-se a tornar-se mais autónoma em actividades que envolvam o membro superior esquerdo.

2. Instrumentos

No sentido de avaliar as repercussões funcionais recorreu-se à Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). Esta é um instrumento e sistema de classificação com uma linguagem unificada e estandardizada para descrever os componentes da saúde. Descreve a saúde em três aspectos: os componentes do corpo, os componentes do indivíduo e os componentes da sociedade (participação e actividades). A sua aplicação tem sido uniformizada pela Organização Mundial de Saúde nas diferentes patologias incluindo em AVE (Üstün et al. 2003).

Para avaliação do membro superior esquerdo recorreu-se ao uso da escala de alcance para utentes pós-acidente vascular cerebral, *Reach Performance Scale* (RPS). Esta avalia as compensações utilizadas na actividade de “alcançar um objecto” com o membro superior comprometido, desde o início do movimento até o objecto ser alcançado. Apresenta duas sub-categorias de avaliação: alvo próximo e alvo distante (Levin et al. 2004). Nos estudos de validação desta escala obtiveram-se um elevado nível de fidedignidade intra-observador e elevados valores de coeficiente *alpha* (Redondo et al. 2005; Cassamá et al. 2005). Para isso, usou-se um banco elevado de altura de 62cm, uma marquesa regulável em altura, um cone e duas câmaras de vídeo.

A escala de equilíbrio de Berg (EEB) é referenciada como sendo um instrumento de medida utilizado em estudos com lesões neurológicas, incluindo AVE (Santos et al.2005). Com esta, pretende-se avaliar itens que envolvam actividades da vida diária tais como manter uma posição estática ou mudar o centro de gravidade dentro da base de suporte, permitindo uma avaliação quanto à qualidade de execução ou tempo em que demora a completá-las (Blum e Korner-Bitensky 2008; Garland et al. 2003; Riddle e Stratford 1999). Apresenta como fiabilidade inter-observador um ICC=0,95-0,98 e uma consistência interna de 0,92-0,98 (Blum e

Korner-Bitensky 2008). Para a população portuguesa, o processo de validação obteve resultados de fidedignidade inter-observador de $r=0,94$ e da validade simultânea/concorrente de $r=0,93$ (Santos et al. 2005). Para a aplicar recorreu-se ao equipamento necessário das instruções gerais.

3. *Procedimentos*

A aplicação dos instrumentos de avaliação realizou-se no início da intervenção sendo mantido as mesmas condições ambientais nos diferentes momentos de avaliação. Em cada aplicação foi referido ao indivíduo o objectivo de cada instrumento de avaliação. Os momentos de avaliação foram momento zero (M0) em que se realizou o primeiro registo, momento um (M1) em que se realizou a reavaliação após 5 semanas de intervenção e o momento dois (M2) após 7 semanas de intervenção relativo a M1. A última avaliação realizou-se após 6 semanas de intervenção de M2.

A CIF como ferramenta de classificação foi aplicada em dois momentos de avaliação, em M0 e final de M2.

Para a EEB foram seguidas as instruções gerais de aplicação, sendo demonstrado cada item ao indivíduo em avaliação. A sua aplicação foi realizada em M0 e M1.


Para aplicação da escala RPS teve-se o cuidado de ajustar o banco elevado e a marquês de forma a manter um conjunto postural de sentado-elevado. O cone de cartão necessário para a realização da tarefa ficou situado a 1cm da margem da mesa (alvo próximo) e de seguida ficou colocado a uma distância de 30cm da margem da mesa (alvo distante). Foi demonstrado a tarefa que iria ser realizada ao indivíduo e foram seguidas as indicações da aplicação da mesma. Para registo realizaram-se três repetições efectuando-se o registo vídeo das mesmas.

O processo de intervenção teve como aplicação prática o conceito de Bobath, que se baseia na resolução de problemas para avaliação e tratamento de pacientes com distúrbios da função, do movimento e do controlo postural, devido a qualquer tipo de lesão do SNC. A análise dos componentes de movimento em actividades funcionais determina quais os que falham no movimento, sendo ponto de partida para definição do problema. Assim, foram seleccionados em cada momento de avaliação componentes de movimento que através da activação selectiva de


receptores cutâneos e musculares foi potenciado a actividade sináptica modelando o movimento de forma a torná-lo mais eficiente (Raine e Dip 2007).

A avaliação dos componentes de movimento (Quadro 1-3) foi realizada no início da sessão de intervenção e nas mesmas condições ambientais. Teve em conta a base de suporte, o alinhamento ósseo e muscular bem como o nível de actividade (Raine e Dip 2007). O gesto funcional avaliado foi o de levar a mão ao cabelo, por ser uma actividade de auto-cuidado realizada com dificuldade.

Quadro 1 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica no momento M0

Momento M0	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
Avaliação do nível de actividade muscular dos músculos proximais do membro superior esquerdo, bem como da dinâmica articular da cintura escapular na sinergia de flexão da glenoumeral com flexão do cotovelo (gesto passar a mão no cabelo).	Verifica-se uma diminuição de actividade muscular proximal, nomeadamente do deltóide anterior e médio assim como diminuição de actividade dos músculos estabilizadores da omoplata. 	A diminuição de actividade dos músculos coaptadores da cabeça umeral (deltóide anterior e médio) e estabilizadores da omoplata interfere com a dinâmica escapular.

Quadro 2 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica no momento M1



Momento M1	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
A análise de movimento direccionou-se para a mobilidade/actividade da articulação rádio-cubital inferior.	Constata-se uma diminuição da capacidade de alongamento activo do bordo cubital da mão. 	A diminuição de actividade do bordo cubital da mão interfere com a capacidade de recrutar bordo radial e alinhamento do polegar.

Quadro 3 – Avaliação dos componentes de movimento e hipótese clínica no momento M2

Momento M2	Componentes de Movimento	Hipótese Clínica
Avaliação da organização da orientação da mão no espaço para a tarefa.	Diminuição da capacidade de placing do punho em relação à mão.	A diminuição da capacidade de placing do punho interfere com a capacidade de orientação do polegar em relação aos dedos.

A intervenção foi realizada com a frequência de quatro vezes por semana e com duração média de intervenção de 45 minutos de trabalho activo. A seguir (Quadro 4-6) são apresentadas em tabelas as estratégias de eleição seleccionadas quer para a preparação dos aspectos biomecânicos identificados no sujeito, quer para o recrutamento de actividade dos componentes identificados na avaliação.

Quadro 4 – Plano de intervenção ao longo de M0

Momento M0				
Tempo de intervenção: Janeiro 2010 – Fevereiro 2010 (5 semanas de intervenção)				
Fase Preparatória		Fase de Activação		
Estratégias	Procedimentos	Objectivos	Estratégias	Procedimentos
Sentada	Recrutar os músculos estabilizadores da omoplata.	Aumentar nível de actividade dos músculos deltóide anterior e médio.	Sentada	Recrutar actividade dos músculos deltóide anterior e médio através da informação somatosensória sobre os mesmos. 
		Aumentar actividade muscular dos estabilizadores da gleno-umeral.	Sentada com membro superior no plano da omoplata.	Recrutar actividade dos músculos estabilizadores da gleno-umeral através da área-chave cotovelo e mão. 

Quadro 5 – Plano de intervenção ao longo de M1

Momento M1				
Tempo de intervenção: Fevereiro 2010 – Março 2010 (7 semanas de intervenção)				
Fase Preparatória		Fase de Activação		
Estratégias	Procedimentos	Objectivos	Estratégias	Procedimentos
<p>Sentada com referência anterior (bilateral) a nível do ante-braço</p>	<p>Promover a mobilidade distal entre o rádio e o cúbito.</p> 	<p>Recrutar actividade do bordo cubital.</p>	<p>Sentada com referência anterior a nível do ante-braço</p>	<p>Através da área chave punho e polegar recrutar actividade do bordo cubital.</p> 
		<p>Recrutar actividade do bordo radial.</p>	<p>Idem</p>	<p>Recrutar actividade do bordo radial sobre o cubital (estável) através da área-chave punho e polegar.</p> 

Quadro 6 – Plano de intervenção ao longo de M2

Momento M2				
Tempo de intervenção: Abril 2010 – Maio 2010 (6 semanas de intervenção)				
Fase Preparatória		Fase de Activação		
Estratégias	Procedimentos	Objectivos	Estratégias	Procedimentos
Sentada	<p>Promover a mobilidade dos metacarpos no sentido antero-posterior para a mobilidade da mão sobre o punho esquerdo.</p> 	Recrutar actividade estabilizadora do punho	Sentada	<p>Recrutar actividade da mão sobre punho através da área-chave polegar e dedos.</p> 
		Idem	Idem	<p>Promover informação somatosensória da mão sobre uma superfície de contacto.</p>  

4. *Ética*

Para a realização do estudo foram dadas todas as informações e explicações necessárias sobre os objectivos do trabalho, os métodos utilizados, os benefícios do estudo, os riscos potenciais assim como o desconforto ressentido. As informações prestadas seguiram a Declaração de Helsínquia da Associação Médica Mundial.

Resultados

Quanto à CIF, os itens avaliados e respectivos qualificadores relativos aos componentes de actividades e participação e dos factores ambientais estão apresentados no quadro 7. Constata-se uma melhoria em todos os itens avaliados. As actividades que envolvem o membro superior esquerdo e relacionadas com “transportar nas mãos”, “transportar nos braços”, “pousar objectos”, “pegar” e “alcançar” apresentam, em M2, qualificadores entre uma dependência ligeira a moderada, comparativamente com M0, em que existe uma dependência completa. Em M2, o item que apresenta nenhuma deficiência é “mudar o centro de gravidade”.

Quadro 7 – Resultados obtidos na Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) nos diferentes momentos de avaliação M0 e final de M2

CIF		
Itens	M0	M2
Força de músculos isolados e grupos musculares	b7300.3	b7300.1
Tónus de músculos isolados e de grupos musculares	b7350.3	b7350.2
Mudar o centro de gravidade	d4106.2	d4106.0
Transportar nas mãos	d4301.4	d4301.2
Transportar nos braços	d4302.4	d4302.1
Pousar objectos	d4305.4	d4305.2
Pegar	d4400.4	d4400.2
Agarrar	d4401.4	d4401.3
Manipular	d4402.4	d4402.4
Soltar	d4403.4	d4403.3
Alcançar	d4452.4	d4452.2
Lavar partes do corpo	d5100.3	d5100.1
Cuidar do cabelo e da barba	d5202.3	d5202.1
Família próxima	e310.+3	e310.+1
Profissionais de saúde	e355.+4	e355.+3

Relativamente à EEB (Quadro 8), os resultados obtidos revelam melhorias adquirindo-se o valor máximo da escala em M1, demonstrando um adequado equilíbrio.

Quadro 8 – Resultados obtidos na escala de equilíbrio de Berg (EEB), nos diferentes momentos de avaliação (M0, M1)

EEB	
M0	M1
48/56	56/56

Quanto à RPS os dados obtidos no início e no final deste estudo, no alvo próximo e no alvo distante, estão apresentados a seguir (Quadro 9). Nos resultados

obtidos observam-se diferenças quer no alvo próximo quer no alvo distante, sendo a pontuação total superior em M2. Todos os componentes obtiveram mais um valor no final da intervenção, alcançando-se o valor máximo no alvo próximo nos componentes “deslocação do tronco” e “movimentos do ombro”, e no alvo distante no componente “movimentos do ombro”.

Quadro 9 – Resultados obtidos na *Reach Performance Scale* (RPS) nos diferentes momentos de avaliação (M0, M2)

RPS				
Itens	M0		M2	
	Alvo Próximo	Alvo Distante	Alvo Próximo	Alvo Distante
Deslocação do tronco	2	1	3	2
Fluidez do movimento	1	2	2	2
Movimentos do ombro	2	2	3	3
Movimentos do cotovelo	1	1	2	2
Preensão	1	1	2	2
Pontuação total	1	1	2	2
Score	8/18	8/18	13/18	13/18






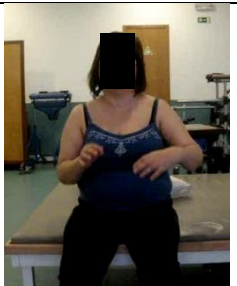






De acordo com os registos apresentados quanto ao movimento de alcance (Quadro 10) observam-se diferenças entre M0 e no final de M2. Verifica-se que, no início do movimento e em M2, o membro superior esquerdo apresenta um adequado alongamento activo comparativamente a M0, em que se observa ligeira flexão do cotovelo. Ao longo da actividade (M2), a mão esquerda apresenta um nível de actividade superior comparativamente a M0, sendo esta orientada para a tarefa com capacidade extensora do membro superior esquerdo. Assim, observa-se um menor uso de estratégias compensatórias no final do processo de intervenção, nomeadamente na deslocação anterior do tronco e elevação exagerada do membro superior esquerdo.

Quadro 10 – Movimento de alcance do membro superior esquerdo nos diferentes momentos de avaliação (M0, final de M2)



O registo do gesto funcional (Quadro 11) demonstra uma clara evolução na realização do gesto funcional avaliado, observando-se diferenças quer entre M0 e M1, quer entre M1 e M2. Entre M0 e M1, no início do movimento, o membro superior esquerdo encontra-se num alinhamento adequado com maior nível de actividade distal (mão). Observa-se uma adequada sincronização temporal da activação muscular ao longo do movimento, ou seja, apresenta maior simetria na actividade bilateral. Observa-se igualmente maior amplitude de movimento, conseguindo orientar a mão para o objectivo da tarefa. Entre M1 e M2, as maiores diferenças observadas são relativas ao nível de actividade da mão, que se mantém com actividade contra a acção da gravidade e sem entrar no movimento de abdução do ombro como compensação. Assim, no fim do movimento e em M2, verifica-se menor abdução do ombro.

Quadro 11 – Componentes de movimento do gesto funcional “levar as mãos ao cabelo”, nos diferentes momentos de avaliação (M0, M1, M2)

Componentes de Movimento				
M0				
M1				
M2				

Discussão

O regresso à função do membro superior e mais propriamente da mão, depende da preservação das áreas neuro-anatómicas representativas das fibras cortico-fugais do membro superior após lesão por AVE. Sabe-se que áreas com grande densidade, nomeadamente cápsula interna, são associadas a uma pobre recuperação da função distal após um ano de evolução. O indivíduo em estudo revela um claro envolvimento do membro superior esquerdo mais pronunciado a nível distal, interferindo claramente com o movimento voluntário da mão. A área de lesão definida pelo exame complementar não é específica, direccionando apenas

para lesão no território da ACM. Esta tem suprimento sanguíneo para diferentes áreas nomeadamente para a cápsula interna, quer na perna anterior, quer na perna posterior (Mihailoff e Haines 2006).

No processo de avaliação do indivíduo identificaram-se alterações visuais do lado esquerdo sugerindo-se comprometimento da via retinogeniculocortical na radiação óptica, da qual resulta perda de informação no campo visual contralateral à lesão (Lundy-Eckman 2004). Na cápsula interna estas adoptam uma posição na parte retro-lenticular (perna posterior) juntando-se às fibras corticobulbares e cortico-espinais (Wakana et al. 2004), explicando-se assim o observado neste indivíduo quanto ao distúrbio de visão.

A organização somatotopográfica das fibras de projecção na coroa radiada tem uma representação seguindo de antero-lateral para postero-medialmente relativamente ao membro superior, tronco e membro inferior (Song 2007). Na cápsula interna estas adoptam uma posição diferente, tendo as representativas do membro superior uma posição mais medial (Mihailoff e Haines 2006). Assim, na cápsula interna, mais precisamente na perna anterior, encontram-se as projecções da área motor suplementar, assim como, as projecções do córtex motor primário relativas à mão. Na perna posterior, e na sua porção mais anterior, encontram-se as projecções do córtex pré-motor e as do membro superior provenientes do córtex motor primário (Misra e Kalita 1997). De acordo com o observado no indivíduo (comprometimento do membro superior esquerdo) pensa-se que a lesão resultou num comprometimento de fibras representativas do membro superior provenientes do córtex motor primário e córtex pré-motor com localização na perna posterior. No entanto, acredita-se que a diminuição de actividade localizada a nível da mão esquerda, também pode resultar de um envolvimento das fibras provenientes do córtex motor primário na perna anterior, o que explicaria o comprometimento distal específico observado neste indivíduo.

Relativamente ao comprometimento motor neste indivíduo, e sabendo que na perna posterior passa o tracto cortico-espinal, sugere-se que exista comprometimento desta via por não se observar no indivíduo em estudo a capacidade de movimento fraccionado no indivíduo em estudo. Este tracto estabelece sinapses com motoneurónios tanto alfa como gama permitindo o mecanismo neurofisiológico de co-activação alfa-gama que possibilita ao sistema neuromuscular modificar a sua actividade rapidamente quando necessário

(tarefa/ambiente) (Gjelsvik 2008). Providencia a capacidade de movimento fraccionado e controlo de pequenos grupos musculares num grau de selectividade alto, sendo fundamental para as acções voluntárias do movimento e para a aquisição de novas tarefas motoras (Lemon e Griffiths 2005). No entanto, a avaliação realizada por observação também nos indica uma inadequada capacidade de realizar os ajustes posturais na preparação para o movimento distal, sugerindo-se um envolvimento das projecções corticais para o núcleo rubro. As projecções corticais ao núcleo rubro emergem primariamente das áreas do córtex motor suplementar e pré-motor tendo grande influência para a musculatura proximal. No entanto, cada vez mais é dada relevância ao tracto rubro-espinhal na activação do punho e extensão das metacarpofalângicas para a orientação da mão para a tarefa (Champion et al. 2009). Aqui salienta-se a relação motora que a via rubro-espinhal tem com a cortico-espinhal, necessário para o controlo da manipulação (Mihailoff e Haines 2006).

O núcleo rubro consiste em duas subdivisões, sendo a magnocelular aquela que dá origem à maior parte das fibras rubro-espinhais, e de relevância neste indivíduo. Van Kan e McCurdy (2001) identificaram a região magnocelular como sendo fundamental no *pré-shaping* distal no movimento de alcançar para agarrar, pela influência no comando de sinergias musculares para uma apropriada extensão metacarpofalângica, num *timing* adequado no momento da fase de transporte. A falta deste ajuste apropriado foi identificado no indivíduo em estudo, reflectindo-se sobre o comprometimento desta via em maior importância do que da via cortico-espinhal. Pois sabe-se que deve existir adequados sistemas preparatórios para a realização do movimento voluntário (Shumway-Cook e Woollacott 2007). Pensa-se assim que neste indivíduo o tracto cortico-espinhal não está comprometido por via directa de lesão mas mais devido a lesão directa das projecções das áreas pré-motoras da mão, provenientes do tracto rubro-espinhal, na sua influência distal.

Posto isto, a intervenção direccionou-se inicialmente para a componente proximal de forma a ser recrutada uma estabilidade dinâmica necessária para o movimento do membro superior quando se afasta do tronco. Aqui é requerido um controlo activo do músculo deltóide e da coifa dos rotadores que necessitam coordenar a sua acção para o suporte do complexo articular do ombro (Champion et al. 2009). Justifica-se aqui o handling realizado em M0 para o aumento de actividade muscular e dinâmica escapulo-umeral.

O contínuo processo de intervenção foi orientado para a mão potenciando-se o aporte de informação sensorial do meio ambiente ao sistema nervoso central. Após lesão do SNC, alterações secundárias resultantes da inadequada activação muscular condicionam o processo de reabilitação, sendo importante incluir uma fase preparatória (Raine e Dip 2007; Gracies 2005). Dessa forma, parece justificar-se a fase preparatória realizada na intervenção e direccionada para a mobilidade distal entre o rádio e o cúbito e mobilidade dos metacarpos no sentido antero-posterior para a conquistar a mobilidade da mão sobre o punho esquerdo. Esta preparação possibilitou a activação selectiva do punho onde o bordo radial e polegar desempenham um papel fundamental. Pois o polegar é importante quer para a função da mão como por o movimento de supinação e pronação do ante-braço (Champion et al. 2009). Aqui foi dado ênfase a relação de estabilidade-mobilidade para o movimento de forma a influenciar a actividade neuromuscular para a coordenação (Gjelsvik 2008). A integração de superfícies de contacto na mão permite que esta comece a desempenhar o seu papel funcional, sendo desenvolvidas sinergias musculares que se sabe são maximizadas quando o movimento é recrutado com uma direcção e objectivo específico (Champions et al. 2009; Dipietro et al. 2007).

É frequentemente identificado o recrutamento de sinergias inadequadas e individualização do movimento entre o ombro, cotovelo e punho na patologia com uma dificuldade no movimento de alcance do membro superior, nomeadamente na capacidade de realizar extensão do cotovelo aquando da flexão do ombro, referenciado como o *reaching out* (Shumway-Cook e Woollacott 2007; Levin et al. 2000). Aquando da avaliação realizada em M0 na escala RPS, este *reaching out* não foi observado constatando-se a presença de compensações a nível proximal resultante numa flexão excessiva para compensar a clara diminuição de actividade distal. Esta diminuição de actividade distal também se repercutiu no movimento funcional em avaliação onde é notória uma compensação proximal com elevação do ombro e abdução do membro superior (M0).

Após programa de intervenção em fisioterapia verificaram-se melhorias conquistando-se um adequado equilíbrio (EEB M2) que é reforçado pelo resultado do item “mudar o centro de gravidade” na CIF em M2. Para além disso, na RPS o *reach out* necessário nesta actividade melhorou, em que se conquista melhor pontuação nos movimentos do ombro. Isto sugere uma contribuição positiva do

programa de intervenção na diminuição das compensações observadas inicialmente. É de notar ainda que, na actividade funcional em avaliação, a mão apresenta maior nível de actividade com alguma capacidade de placing e melhor orientação para a tarefa, comprovada pelo aumento da pontuação da preensão na RPS. Estas melhorias também se reflectiram na CIF nos itens “transportar nas mãos”, “transportar nos braços”, “pousar objectos”, “pegar” e “alcançar”.

Conclusão

Os objectivos propostos neste estudo de caso foram atingidos, conseguindo-se estabelecer uma possível relação entre os aspectos neurofisiológicos do SNC e o comprometimento motor observado no indivíduo em estudo. Neste ponto conclui-se um provável envolvimento da via rubro-espinhal nas suas aferências do córtex pré-motor e motor suplementar e da via cortico-espinhal (menor extensão), explicando-se a diminuição de actividade do membro superior esquerdo mais notória a nível distal.

A intervenção realizada (estratégias e procedimentos) permitiu obter resultados positivos nos diferentes instrumentos de avaliação aplicados. Assim, conseguiu-se um aumento da mobilidade e equilíbrio (escala EEB), para além de se melhorar o *reaching out* com diminuição de mecanismos compensatórios. Estes resultados reflectiram-se positivamente nas actividades da vida diária do indivíduo avaliadas na CIF (componentes de saúde e componentes do bem estar relacionados com a saúde) conseguindo-se um maior grau de independência enquanto ser humano.

Bibliografia

Blum L, Korner-Bitensky N. 2008. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical Therapy*. 88: 559-566

Cardoso, Salvador Massano. 2004. Acidentes Vasculares Cerebrais em Portugal. Probabilidade de risco a 10 anos. *Revista Portuguesa de Cardiologia*. 23: 1141-1155.

Cassamá, L. M. Gomes da Silva, T. Mimoso. 2005. Contributo para a adapatação e validação da “Reaching Performance Scale-RPS”. Relatório de Investigação. Setúbal: Escola Superior de Saúde-Instituto Politécnico de Setúbal.

Champion, Janice, Christine Barber, Mary Lynch-Ellerington. 2009. Recovery of upper limb function. Em Bobath Concept-theory and clinical practice in neurological rehabilitation, ed. Raine, Sue, Linzi Meadows, Mary Lynch-Ellerington. UK: Blackwell Publishing.

Cohen H. 2001. Neurociência para fisioterapeutas: incluindo correlações clínicas. Brasil: Manole.

Correia M, Silva MR, Matos I, Magalhães R, Lopes JC, Ferro JM, Silva MC. 2004. Prospective community-based study of stroke in Northern Portugal: Incidence and Case Fatality in rural and urban populations. *Stroke*. 35:2048-2053.

Dipietro, L., H. I. Krebs, S. E. Fasoli, B. T. Volpe, J. Stein, C. Bever, N. Hogan. 2007. Changing motor synergies in chronic stroke. *Journal of Neurophysiology*. 91: 1722-1733.

Ferro J, Pimentel J. 2006. Neurologia: Princípios, diagnóstico e tratamento. Portugal: Lidel.

Garland SJ, Willems DA, Ivanova TD, Miller KJ. 2003. Recovery of Balance and Functional Mobility after Stroke. *Arch Phys Med Rehabil.*;84:1753-1759

Gjelsvik, Bente E. Bassøe. 2008. The Bobath Concept in adult neurology. Stuttgart: Thieme.

Gracies, Jean-Michel. 2005. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle nerve*. 31: 535-551.

Gubitz G. 2007. Acute stroke management and prevention of recurrences. In Candelise L, Huges R, Liberati A, Uitdehaag BM, Warlow C. Evidence-based neurology: management of neurological disorders. Blackwell Publishing.

Hickey. 2003. Em Hinkle JL, Guanci MM. Acute ischemic stroke review. Journal of neuroscience nursing. 2007. 39:285-310

Jorgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Vive-Larsen J, Stoier M, Oslen TS. 1995. Outcome and time course of recovery in stroke. Part I: Outcome. The Copenhagen Stroke Study. Archives Physical Medicine Rehabilitation. 76:399-405

Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. 2000. Principles of neural science. New-York: McGraw-Hill.

Lemon RN, Griffiths J. 2005. Comparing the function of the corticospinal system in different species: organizational differences for motor specialization?. Muscle Nerve;32:261-279

Levin, Mindy F, Ruund W Selles, Martine HG Verheul, Onno G Meijer. 2000. Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients: implications for normal motor control. Brain Research. 853:352-369.

Levin MF, Desrosiers J, Beauchemin D, Bergeron N, Rochette A. 2004. Development and Validation of a Scale for Rating Motor Compensations used for Reaching in Patients with Hemiparesis: The Reaching Performance Scale. Physical Therapy. 84:8-22

Lundy-Eckman L. 2004. Neurociência-Fundamentos para a reabilitação. Elsevier editora. Segunda edição.

Mihailoff, G. A., D. E. Haines. 2006. Sistema motor II: sistemas corticofugais e o controle do movimento. Em Neurociência fundamental para aplicações básicas clínicas, ed. Haines, E. Duarte. São Paulo: Elsevier Churchill Livingston.

Maas MB, Safdieh JE. Ischemic stroke: Pathophysiology and principles of localization. *Neurology* 2009;13;1-16

Mastos M, Miller K, Eliasson AC, Imms C. 2007. Goal-directed training: linking theories of treatment to clinical practice for improved functional activities in daily life. *Clinical Rehabilitation*. 21:47-55

Misra, U. K., J. Kalita. 1997. Central motor conduction in internal capsule and corona radiata infarction. *Journal of Neurology*. 244: 579-585.

O' Dell, Michael W, Chi-Chand David Lin, Victoria Harrison. 2009. Stroke rehabilitation: Strategies to enhance motor recovery. *Annual Review Medicine*. 60: 55-68.

Raine, Sue and Grad Dip. 2007. The Current theoretical assumptions of the bobath concept as determined by the members of BBTA. *Physiotherapy Theory and Practice*. 23 (3):137-152.

Redondo, L. M. Gomes da Silva, T. Mimoso. 2005. Contributo para a adapatação e validação da "Reaching Performance Scale-RPS". Relatório de Investigação. Setúbal: Escola Superior de Saúde-Instituto Politécnico de Setúbal.

Riddle DL, Stratford PW. 1999. Interpreting validity indexes for diagnostic tests: an illustration using the berg balance test. *Physical Therapy*.79: 939-948

Santos AP, Ramos NC, Estêvão PC, Lopes AMF, Pascoalinho J. 2005. Instrumentos de medida úteis no contexto da avaliação em fisioterapia. *Re(habilitar)*. 1:131:156

Shumway-Cook, Anne., Woollacott, Marjorie. 2007. *Motor Control*. USA: Lippincott Williams&Wilkins.

Song, Young-Mok. 2007. Somatotopic organization of motor fibers in the corona radiate in monoparetic patients with small subcortical infarct. *Stroke*. 38:2353-2355.

SPAVC. 2010. www.spavc.org

Üstün TB, Chatterji S, Bickenbach J, Kostanjsek N, Schneider M. 2003. The International Classification of Functioning, Disability and Health: a new tool for understanding disability and health. *Disability and Rehabilitation*. 25:565-571

Van Kan, Peter L. E., Martha L. McCurdy. 2001. Role of primate magnocellular red nucleus neurons in controlling hand preshaping during reaching to grasp. *Journal of Neurophysiology*. 85: 1461-1478.

Wakana, Setsu, Hangyi Jiang, Lidia M. Nagae-Poetscher, Peter C. M. Van Zijl, Susumu Mori. 2004. Fiber tract-based atlas of human white matter. *Radiology*. 230: 77-87.

De: **Teresa Mimoso** (teresa.mimoso@ess.ips.pt)
Para: Christine Cunha (kryssc@hotmail.com)

Quanto ao seu pedido, tem autorização para o uso da escala "Reach Performance Scale"- Escala de alcance para utentes pós-AVE

De: **José Pascoalinho** (pascoalinhopereira@gmail.com)
Para: kryssc@hotmail.com
Cc: José Pascoalinho ESSA (j.p@essa.pt)

Cara colega

Na qualidade de co-autor do processo de tradução e adaptação da versão portuguesa da EEB, tenho todo o gosto em autorizar a sua utilização no estudo que se propõe realizar.

Como é hábito, solicito apenas que na data da conclusão me faça chegar quaisquer sugestões ou pareceres relativos à utilização da EEB, assim como as principais conclusões.

Bom desenvolvimento do estudo.

Fico ao dispor, José Pascoalinho.