

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

Maria Leonor Peres Oliveira

REORGANIZAÇÃO DO *STIFFNESS* EM
INDIVÍDUOS COM ACIDENTE VASCULAR
ENCEFÁLICO FACE À INTERVENÇÃO EM
FISIOTERAPIA

REPERCUSSÕES NO LEVANTAR E NA MARCHA

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia a Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia em Condições Neurológicas, realizada sob a orientação científica de Professora Doutora Maria Augusta Ferreira Silva.

Março, 2014

INDICE GERAL

Índice de Tabelas.....	iv
Índice de Figuras..	v
Índice de Anexos	v
Lista de Abreviaturas	vi
Capítulo I – Introdução	1
Capítulo II – Estudo Série de Casos	6
Resumo	7
Abstract	8
Introdução	9
Métodos	10
Participantes	10
Ética	11
Instrumentos	12
Procedimentos	13
Avaliação.....	13
Intervenção.....	18
Resultados.....	23
Discussão.....	29
Conclusão.....	31
Bibliografia.....	32
Capítulo III – Discussão / Conclusão.....	36
Anexos.....	39

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela I – Caracterização dos sujeitos quanto ao género, idade, peso, altura, membro contralateral à lesão, score FM-MI e tempo de evolução.....	10
Tabela II – Resultados do Indivíduo A.....	26
Tabela III – Resultados do Indivíduo B.....	27
Tabela IV – Resultados do Indivíduo C.....	28
Tabela V – Resultados do Indivíduo D.....	29

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Divisão das subfases do <i>Sit-to-Stand</i>	15
Figura 2 – Representação esquemática da divisão da fase de apoio em sub-fases segundo a variação da FRS na componente e vertical (Fz).....	16
Figura 3 - Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao indivíduo A.....	18
Figura 4 - Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao indivíduo B.....	19
Figura 5 - Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao indivíduo C.....	20
Figura 6 - Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao indivíduo D.....	21

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A – Declaração de Consentimento Informado

Anexo B – Dados em Bruto

LISTA ABREVIATURAS

ACM	Artéria Cerebral Média
AVE	Acidente Vascular Cerebral
CEMAH	Centro de Estudo do Movimento e Atividade Humana
CONTRA	Contralesional
CP	Controlo Postural
DF	Dorsiflexão
EMG	Eletromiografia
ESTSP	Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
FM-MI	Fulg-Meyer – Membro Inferior
FP	Flexão Plantar
FRS	Forças de Reacção ao Solo
GM	Gastrocnémio Medial
ICC	Coefficiente de Correlação Interclasse
IPSI	Ipsilesional
MI	Membro Inferior
MMSE	Mini Mental State Examination
PF	Plataforma de Forças
SNC	Sistema Nervoso Central
SOL	Solear
STS	<i>Sit-to-Stand</i> (Sentado para de Pé)
TT	Tíbio-Társica

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Em 2007, dados da Organização Mundial de Saúde estimavam que as patologias do foro neurológico afetavam já um bilião de pessoas em todo o mundo, com custos muito elevados. Aproximadamente 67% de todos os sobreviventes de um acidente vascular encefálico (AVE) apresentam comprometimento motor e cerca de 25% perdem a sua independência (Piovesan, Morasso, Giannoni, & Casadio, 2013). As atividades mais comprometidas, como o levantar e a marcha, interferem na participação destes sujeitos em contexto social (Neckel, Pelliccio, Nichols, & Hidler, 2006).

Esta perda de independência e funcionalidade deve-se predominantemente a alterações neuro-motoras, como as alterações do controlo postural (CP), que resultam na perda ou limitação da mobilidade (Graham, Eustace, Brock, Swain, & Irwin-Carruthers, 2009; Langhorne et al., 2009).

O CP, com as sub-funções de estabilidade e orientação, é organizado em função da interação entre os sistemas neural e músculo-esquelético (Carvalho & Almeida, 2008; Graham et al., 2009) sendo considerado um pré-requisito para o movimento. Por esse motivo a sua disfunção pode justificar as alterações no nível da capacidade de execução do movimento. Por sua vez, estas alterações no movimento podem ser visualizadas no padrão de recrutamento muscular bem como na sequência de ativação muscular (Slijper, Latash, Rao, & Aruin, 2002). A excessiva co-ativação dos músculos antagonistas (Gracies, 2005), assim como a alteração das próprias fibras musculares (Gracies, 2005; Given, Dewald, & Rymer, 1995), podem também ser identificadas nestes sujeitos não só no lado contralesional mas também no lado ipsilesional (Stoekel & Binkofski, 2010).

De facto, a alteração das propriedades viscoelásticas das fibras musculares pode levar ao aumento da resistência dos tecidos ao alongamento, definido como *stiffness*. (Aquino et al., 2004; Lamontagne et al., 2000; Svantesson et al., 2000). Apesar de frequentemente esta resistência ser associada a uma condição de hipertonia espástica, a interação de diferentes componentes na produção e distribuição de tónus, bem como a complexa fisiopatologia da espasticidade (Graham, 2013) justifica a discussão deste conceito. Esta complexidade justifica que cada caso clínico seja avaliado com atenção para o domínio de componentes biomecânicos ou neurais de forma a possibilitar uma intervenção mais centrada nos problemas neuro-motores de cada sujeito.

A modulação do tónus, enquanto componente neuro-motor é essencial durante diferentes sequências de movimento como a marcha e o levantar. De facto, na fase de apoio da marcha e durante o levantar, os flexores plantares necessitam desta capacidade de modulação da tensão permitindo um alongamento, para que ocorra a transferência de carga

anterior (Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009; Lamontagne, 2000). O aumento da resistência durante a dorsiflexão passiva, em indivíduos com lesão do Sistema Nervoso Central (SNC), está bem documentada tendo alguns estudos reportado um aumento de tensão nos flexores plantares sem um aumento dos níveis de atividade eletromiográfica (EMG). Este facto sugere um componente biomecânico, possivelmente devido a alterações das propriedades viscoelásticas das fibras musculares (Lamontagne, 2000).

Nos últimos anos, os avanços na tecnologia da neuroimagem e o aumento dos conhecimentos em Neurociência permitiram uma compreensão mais alargada do encéfalo humano. Este conhecimento permitiu que percebêssemos a forma como as células neurais se organizam em circuitos funcionais e eficazes e o respetivo impacto da patologia do Sistema Nervoso no movimento humano (Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Por outro lado também tem permitido compreender o potencial de re-organização neuronal após uma lesão apesar de ainda ser insuficiente o conhecimento de como a intervenção no âmbito da reabilitação neuro-motora contribui para esse processo. Importa salientar que, e com base nas teorias de aprendizagem motora e do conceito de neuroplasticidade, é possível maximizarmos as modificações na performance motora ao longo do tempo (Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009).

Das diferentes abordagens para a reabilitação em neurologia o Conceito de *Bobath* é considerado como sendo multidimensional estando baseado na resolução de problemas através da avaliação e intervenção em indivíduos com distúrbios da função, do movimento e do controlo postural, devido a lesão do SNC (Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009; Knox e Evans, 2002). De facto, este conceito engloba não só os aspetos chave relativos ao indivíduo, como também com a tarefa que desempenha e a sua interação com o meio em que vive (Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009; Shumway-Cook e Woollacott, 2007). A sua fundamentação na Neurociência possibilita aos terapeutas um enquadramento teórico para a sua intervenção e processo de raciocínio clínico subjacente (Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009). Para isso, enfatiza a observação e a análise do indivíduo e do seu desempenho funcional em várias atividades, o que permite identificar objetivos terapêuticos direcionados para principais problemas a resolver (Knox e Evans 2002). É através do *handling* inerente a esta abordagem, que contempla diferentes tipos de *input's* (proprioceptivo, somatossensorial), que é explorada a resposta ativa destes sujeitos durante a realização de tarefas funcionais, para aumentar a experiência e sensação de sucesso no movimento (Luke et al., 2004; Raine, 2007; Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009).

Neste pressuposto é fundamental que a intervenção em Fisioterapia explore componentes neurais e biomecânicas para potenciar melhores níveis de ativação muscular, minimizando o desenvolvimento de estratégias compensatórias de movimento (Gjelsvik, 2008).

Devido à dificuldade de em contexto clínico realizar estudos, com recurso a instrumentos de registo de variáveis de natureza biomecânica com expressão da reorganização de componentes de movimento face à intervenção em fisioterapia, justifica o desenvolvimento de estudos de casos em que e apesar do menor fator de impacto ao nível da classificação científica, permitem uma maior exploração de variáveis e dos planos de intervenção.

De facto, nas últimas décadas têm sido realizados diversos estudos de forma a verificar a eficácia de diferentes abordagens mas as diferenças metodológicas de critérios, de variáveis e de amostras não tem facilitado a sua comparação (Kollen et al., 2009; Pollock, Baer, Pomeroy, & Langhorne, 2007). Por outro lado é importante referir também que o estudo da população com patologia do SNC terá de se afastar da mera comparação de médias já que o comportamento atípico leva frequentemente a desvios padrões incomportáveis. Nesse sentido, o desenvolvimento de estudos de caso bem como de série de casos poderá ser uma mais-valia para a análise quer do comportamento único e individual de cada caso clínico bem como a compreensão da adaptação ao processo de reabilitação no âmbito da fisioterapia.

Como todo este processo exige competências por parte do fisioterapeuta no âmbito do processo de raciocínio torna-se imprescindível a partilha de experiências clínicas com profissionais “*experts*” da área através da realização de estágios clínicos.

Para tal foi desenvolvido este Relatório que reflete o trabalho desenvolvido no último ano, durante o período de Estágio no Gabinete NeuroRehabilitar, de Setembro de 2013 a Fevereiro de 2014, no âmbito do curso de Mestrado em Fisioterapia – Opção Neurologia. Da população disponível, constatou-se que o AVE era a patologia mais recorrente, sendo que 4 dos sujeitos nos quais foi possível observar/intervir, apresentavam alterações do tónus postural ao nível distal dos MI’s. Este fator suscitou interesse de estudo e levou à realização de um estudo de série de casos com ênfase nesta temática.

Assim, com este relatório pretendeu-se descrever um processo de Raciocínio Clínico baseado nos conhecimentos atuais da Neurociência, apresentado sob a forma de um estudo série de casos, no âmbito da Fisioterapia em Neurologia.

CAPÍTULO II

ESTUDO SÉRIE DE CASOS

Reorganização do *Stiffness* em indivíduos com Acidente Vascular Encefálico face à Intervenção em Fisioterapia: Repercussões no levantar e na marcha

LEONOR OLIVEIRA¹

ANDREIA SOUSA²

AUGUSTA SILVA²

¹ ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto / Instituto Politécnico do Porto

² ATCFT – Área Técnico-Científica de Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal

Resumo

Introdução: A organização estrutural e funcional do sistema nervoso face à organização dos diferentes tipos de *input*, no âmbito da intervenção em fisioterapia, pode potenciar um controlo postural para a regulação do *stiffness* e com repercussões na marcha e no levantar.

Objetivo: Descrever o comportamento do *stiffness* da tibiotársica no movimento de dorsiflexão, no membro inferior ispi e contralesional, em indivíduos após Acidente Vascular Encefálico, face a uma intervenção em fisioterapia baseada num processo de raciocínio clínico. Pretendeu-se também observar as modificações ocorridas no âmbito da atividade electromiográfica dos flexores plantares, gastrocnémio medial e solear, durante a marcha e o levantar.

Métodos: Foi implementado um programa de reabilitação em 4 indivíduos com sequelas de AVE por um período de 3 meses, tendo sido avaliados no momento inicial e final (M0 e M1). O torque e a amplitude articular da tibiotársica foi monitorizada, através do dinamómetro isocinético, durante o movimento passivo de dorsiflexão, e o nível de atividade eletromiográfica registado, através de electromiografia de superfície, no solear e gastrocnémio medial. Foram estudadas as fases de aceitação de carga no STS (fase II) e na marcha (sub-fase II).

Resultados: Em todos os indivíduos em estudo verificou-se que o *stiffness* apresentou uma modificação no sentido da diminuição em todas as amplitudes em M1. O nível de atividade eletromiográfica teve comportamentos diferentes nos vários indivíduos.

Conclusão: O *stiffness* apontou para uma diminuição nos indivíduos em estudo entre M0 e M1. Foram registadas modificações no nível de atividade eletromiográfica sem que seja possível identificar uma tendência clara entre os dois momentos para esta variável.

Palavras-chave: *Stiffness*; Electromiografia; Tibiotársica; Acidente Vascular Encefálico; Conceito de Bobath.

Reorganização do *Stiffness* em indivíduos com AVE

Abstract

Introduction: The functional and structural organisation of the Nervous System due to the organisation of the different inputs during a physical therapy intervention can potentiate posture control and regulation of stiffness translating to the ability of walking and standing.

Aims: To describe the behaviour of tibiotarsica stiffness during dorsiflexion, in ipsi and contralateral lower limbs within post stroke subjects. Analyse the modifications on the electromyographic activity of the medial gastrocnemius and soleus muscles, during walking and standing.

Methodology: A program of rehabilitation was induced on 4 subjects with stroke over a period of 3 months with 2 evaluations made (M0 and M1). Torque and articular range of the tibiotarsica was monitored with an isokinetic dynamometer. This was done through a dorsiflexion passive movement and the level of muscular activity registered with a surface electromyography on the soleus and medial gastrocnemius. The phases of acceptance and load on STS (phase II) and walking (sub-phase of loading response) were analysed.

Results: All subjects showed in general that the stiffness a modification in decrease in M1. The level of electromyographic activity altered but in different ways in the subjects.

Conclusion: Stiffness decreased in all subjects between M0 and M1. The changes recorded in the electromyographic activity level didn't allow to identify a clear trend between the two moments for this variable.

Keywords: Stiffness; Electromyography; Tibiotarsica; Stroke; Bobath Concept.

1. Introdução

O conhecimento de que os sistemas nervoso e neuromuscular têm capacidade para se adaptar e alterar na sua organização estrutural e funcional em resposta a informação extrínseca e intrínseca, é a premissa base para a modificação das capacidades neuromotoras em sujeitos com lesão neurológica (Cauraugh, Coombes, Lodha, Naik & Summers, 2009). Em indivíduos com Acidente Vascular Encefálico (AVE) a recuperação funcional pode dever-se a alteração nas redes neurais e não apenas na alteração de uma área ou estrutura do sistema nervoso central (Dimyan and Cohen, 2010), onde a capacidade do *input* influenciar alterações no *output* motor é considerado um dos princípios do Conceito de *Bobath* (Vaughan-Graham et al. 2009, Gjelsvilk, 2008, Levin and Panturin, 2011). Este conceito é descrito como sendo uma abordagem centrada na resolução de problemas e que dá ênfase à natureza multifactorial da disfunção do movimento e da participação ativa dos sujeitos na comunidade (Luke et al. 2004, Vaughan-Graham et al. 2009, Levin and Panturin, 2011).

A disfunção do movimento nestes indivíduos também pode resultar da modificação da representação interna do esquema corporal devido à privação da experiência de movimento (Vaughan-Graham et al. 2009). Aqui a intervenção em fisioterapia baseada nesta abordagem centra-se na facilitação do movimento através com um *handling* em que diferentes *input's* potenciem uma resposta ativa no sujeito durante a realização de uma tarefa funcional (Luke et al. 2004, Levin and Panturin, 2011). Esta deverá ser por isso uma abordagem direcionada para a otimização de todos os fatores contribuintes de um controlo motor eficiente (Vaughan-Graham et al. 2009).

As tarefas funcionais mais frequentemente comprometidas e com repercussões na independência funcional são as sequências de movimento de levantar (STS) e da marcha, sendo estas consideradas pela Organização Mundial de Saúde como preditoras de futura incapacidade (Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009). De facto, estas sequências são essenciais para a funcionalidade e independência noutras tarefas do dia-a-dia (Cheng et al. 2004; Terena & Taricco 2009) e só possíveis quando ocorre uma transferência controlada de centro de pressão dentro dos limites de estabilidade (Vaughan-Graham et al. 2009).

O Controlo Postural (CP) necessário para assumir a posição de pé e marcha depende predominantemente da atividade dos sistemas com disposição ventro-medial, como os sistemas retículo-espinal e vestibulo-espinal. Para que estes sistemas possam adequar o

tónus postural, existe necessidade de um fluxo de informação aferente constante com base na informação dos sistemas visual, proprioceptivo e vestibular (Dietz et. al, 2002 ; Giulio e tal. 2008). Nas lesões por acidente vascular no território da artéria cerebral média (ACM) pode verificar-se uma lesão estrutural da conexão neuronal entre o córtex e a formação reticular (córtico-reticular) com repercussões na função do sistema reticular e conseqüentemente na organização e modulação do tónus postural. Estas alterações no âmbito do CP podem manifestar-se nestes indivíduos em ambos os lados devido à ipsi e contralateralidade da disposição dos sistemas reticulo-espinal medial e lateral, respetivamente (Westlake & Nagarajan, 2011).

Assim, a diminuição da atividade muscular causada pelo défice neural, num território com possível lesão de sistemas dorso-laterais para o membro CONTRA e de sistemas ventro-mediais para o membro IPSI, pode justificar que a re-organização neuro-muscular se repercuta no aumento do *stiffness* muscular com padrões estereotipados de atividade muscular em termos espaciais e temporais (Otter, et. al, 2006) em ambos os membros inferiores. O segmento corporal onde a regulação do tónus postural é essencial para as sequencias referidas devido a um forte componente de estabilidade é a tibio-tarsica (Silva, Sousa, Pinheiro; Ferraz, Tavares, Santos & Sousa, 2013). De facto, o papel deste segmento na progressão do tronco e membros inferiores na marcha também justificam a investigação da marcha centrada essencialmente neste segmento (Neptune et al. 2001; Orendurff et al. 2005).

Por outro lado, a insuficiente evidência da capacidade de induzir modificações na organização da atividade muscular em sujeitos com lesão em estadio crónico também justifica a opção pela realização deste estudo associada a uma necessidade de documentar as modificações decorrentes da intervenção em fisioterapia em condições neurológicas.

Por esse pretendeu-se com este estudo descrever o comportamento do *stiffness* da tibiotársica no movimento de dorsiflexão, no membro inferior ipsi e contralesional, em indivíduos após Acidente Vascular Encefálico, face a uma intervenção em fisioterapia baseada num processo de raciocínio clínico. Pretendeu-se também observar as modificações ocorridas no âmbito da actividade electromiográfica dos flexores plantares, gastrocnémio medial e solear durante a marcha e o levantar.

2. Métodos

2.1 Participantes

Participaram neste estudo 4 indivíduos com lesão do SNC, após AVE. Os participantes apresentavam história de um episódio de AVE unilateral de etiologia isquémica com envolvimento da ACM, mais especificamente na cápsula interna (confirmado por tomografia axial cerebral computadorizada); o episódio ocorreu há pelo menos seis meses (lesão em fase crónica) (Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009).

Todos os participantes apresentaram pontuação inferior a 28 na escala Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke (FM) referente ao membro inferior (MI) contralateral à lesão (Camargos et al., 2009; Lamontagne et al., 2002); tinham capacidade de realizar flexão plantar (FP) e dorsiflexão (DF) de forma passiva na posição de sentado com extensão do joelho (Chou et al., 2003). Os sujeitos apresentavam um nível cognitivo preservado para o entendimento de ordens simples (confirmado pela Mini Mental State Examination (MMSE) (Chou et al., 2003; Dubost, Beauchet, Manckoundia, Herrmann, & Mourey, 2005).

Assegurou-se também que os sujeitos não tinham tido história de lesões músculo-esqueléticas nos últimos 6 meses e/ou intervenção cirúrgica nos MI's (Ashford & De Souza, 2000; Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; Dehail et al., 2007).

Tabela I – Caracterização dos sujeitos quanto ao género (M-Masculino; F-Feminino), idade (anos), peso (Kg), altura (m), membro contralateral à lesão (CONTRA), score FM-MI (score máximo 36) e tempo de evolução (meses).

Sujeito	Género	Idade	Peso	Altura	Membro CONTRA	FM-MI	Tempo de evolução
A	F	51	71	1.57	ESQ	25	55
B	M	25	84	1.87	ESQ	27	19
C	F	47	56	1.69	ESQ	16	42
D	M	46	75	1.81	ESQ	16	15

2.2 Ética

O presente estudo está integrado no projeto “Reorganização do Controlo Postural”, pelo que todas as questões éticas foram previamente avaliadas e aprovadas pela Comissão de Ética da ESTSP, bem como o pedido de autorização à Presidência da ESTSP e ao diretor do Centro de Estudos de Movimento e Atividades Humana (CEMAH) para a utilização das instalações e dos materiais.

De acordo com a Declaração de Helsínquia, todos os sujeitos consentiram voluntariamente a sua participação neste estudo (Anexo A). Foram informados e esclarecidos acerca dos objetivos e garantida a privacidade e confidencialidade dos dados.

2.3 Instrumentos

Aplicou-se a FM-MI para determinar o comprometimento motor dos MI's; a versão adaptada para a população portuguesa foi validada por Cristina Santos (2002). A validação englobou a avaliação da validade de conteúdo, a análise da fidedignidade interobservador ($n=31$, $\rho=1,000$ e $0,999$ [0,000]), a consistência interna ($n=15$, $\alpha=0.9330$) e a sensibilidade à mudança ($n=31$, Kolmogorov-Smirnov $=0,515$ [0,953]) (Gladstone, Danells, & Black, 2002; Santos, Cabri, & Pascoalinho, 2002).

A MMSE permitiu a avaliação da capacidade cognitiva do indivíduo; foi publicada em Portugal, por Guerreiro et al (1994), no qual foram determinados valores para deteção de défice cognitivo (Sociedade Portuguesa de Neurologia, 2009).

Foi recolhido o sinal eletromiográfico dos músculos Solear (SOL) e Gastrocnémio Medial (GM), em ambos os MI, para comparação entre os dois momentos de avaliação e para controlar a ausência de um aumento da atividade muscular decorrente do alongamento passivo, na recolha do *stiffness*. Para tal usou-se o sistema portátil BioPlux Research (Plux®, Covilhã, Portugal) com impedância de entrada de 100M Ω e 110 dB. Foram utilizados elétrodos adesivos *Dahlausen 505* de cloreto de prata (*AgCl*), de tamanho de 10 mm e forma circular, com uma configuração bipolar e distância de 20 mm entre as duas superfícies de deteção (Correia & Mil-Homens, 2004; Loram & Lakie, 2002).

O uso da eletromiografia, para a quantificação da atividade muscular dos músculos em questão, caracteriza-se por ser um instrumento preciso e válido (Di Fabio, 1987; Kollmitzer, Ebenbichler, & Kopf, 1999). A impedância cutânea no local dos elétrodos foi

avaliada através do medidor Noraxon® (Noraxon®, Scottsdale Arizona) (Correia & Mil-Homens, 2004).

De forma a definir a posição neutra da TT na alavanca do dinamómetro isocinético, foi utilizado um Goniómetro Universal com erro padrão de medição de 5° (Loram & Lakie, 2002). Este instrumento é a medida de “padrão ouro” nas mensurações articulares e, apresenta um coeficiente de correlação intraclasse (ICC) excelente (0,91 a 0,97) (Venturini, André, & Aguila, 2006).

Para recolher informação relativa ao torque, velocidade e posição angular da TT, no movimento passivo de DF, recorreu-se a um dinamómetro isocinético da marca/modelo Biodex System 4 Pro® (Biodex Medical Systems, Inc. sede em Ramsay Road Shirley, New York 11967-4704 USA), ligado ao sistema Biopac MP100. O dinamómetro isocinético é um instrumento fiável (com um ICC=0,97) e válido (Drouin, Valovich-mcLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin, 2004).

Para a análise e processamento dos sinais obtidos pelo dinamómetro isocinético e sinal eletromiográfico, estes foram analisados e processados pelo software Acqknowledge®, versão 3.9 (Biopac Systems Inc, sede em Goleta, CA, USA) e pelo software Office Excel 2007, da Microsoft.

As forças de reacção ao solo (FRS) foram recolhidas através de duas plataformas de forças (PF), Bertec® embutida no solo (Bertec Corporation, modelo FP4060-10 e FP4060-08, com sede em 6185 Huntley Road, Suite B, Columbus, OH 43229, EUA), conectada a um amplificador Bertec AM6300 com uma frequência de amostragem de 1000Hz, onde foi possível registar a massa corporal dos indivíduos (Kg) e as FRS durante a marcha e o STS (Bowden et al., 2006; Burnett et al., 2011). A plataforma de forças, para a marcha a uma velocidade normal e para as variáveis temporais, apresenta um coeficiente de correlação intraclasse (ICC) de 0,37 para a sub-fase I (aceitação de carga) e 0,44 para sub-fase II (propulsão) (Hanke & Rogers, 1992). Os dados da plataforma de forças foram adquiridos através do sistema *Qualisys Track Manager* (Qualisys AB, com sede em Packhusgatan 6, Gothenburg – Sweden).

No que se refere à avaliação da qualidade das sequências de movimento dos sujeitos, recorreu-se ao uso de uma máquina fotográfica digital Sony DSC-W530.

2.4 Procedimentos

2.4.1 Procedimentos de Avaliação

A avaliação decorreu em 2 momentos: o inicial, – M0 e após 3 meses – M1.

A avaliação das componentes de movimento dos sujeitos foi registada em vídeo, teve por base as referências para a observação (alinhamento ósseo e muscular, nível de actividade, distribuição de carga na base de suporte), e foi realizada por duas fisioterapeutas com experiência clínica na área da reabilitação neurológica e conhecimento do Conceito de *Bobath*, sob a supervisão de uma especialista na área. Com base nesta avaliação formulou-se o principal problema a resolver de cada sujeito, com a respetiva hipótese clínica. Foram também definidas as estratégias adequadas, quer para a fase preparatória como para a fase de activação muscular (Gjelsvik, 2008; Raine et al., 2009).

Os procedimentos necessários para a recolha do sinal EMG, das forças de reação ao solo e do *stiffness* desenvolveu-se no CEMAH na Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

Todos os procedimentos a seguir referidos foram aplicados a ambos os MI's.

Previamente à recolha do sinal foram aplicados todos os procedimentos inerentes à preparação da pele, com o objetivo minimizar a influência da sua resistência ao sinal electromiográfico, e para garantir que a impedância da pele fosse preferencialmente menor ou igual a 5 K Ω (verificado pelo medido Noraxon) (Correia & Mil-Homens, 2004; Fimland et al., 2011; Ramsey, Miszko, & Horvat, 2004).

As referências anatómicas foram selecionadas segundo as Orientações Europeias de EMG e a localização dos elétrodos foi confirmada através de palpação sendo o elétrodo colocado na zona mais proeminente do ventre muscular dos músculos SOL e GM de forma a obter potenciais máximos e a assegurar uma ampla superfície de contacto; a colocação dos elétrodos seguiu as referências da bibliografia consultada (Camargos et al., 2009; Correia & Mil-Homens, 2004; Lamontagne et al., 2000; Riemann et al., 2001; www.seniam.org).

Antes da realização da tarefa, foi verificada a qualidade do sinal electromiográfico, sendo estabelecido um intervalo de pelo menos 5 minutos entre a sua colocação e o início da recolha do sinal eletromiográfico (Correia & Mil-Homens, 2004).

2.4.1.1 Recolha de Dados

A recolha do sinal EMG foi realizada em duas tarefas funcionais, o STS e a marcha. Para a avaliação do STS foi utilizado o conjunto postural de sentado sem encosto, com dois terços do fémur apoiado, com altura do assento ajustada a 100% do comprimento da perna e com os pés à largura da coxo-femural (CF), pousados em cima da PF (Camargos et al., 2009; Cheng et al., 2004; Chou et al., 2003).

Para a avaliação da marcha foram utilizadas duas PF embutidas no chão, tendo sido feitas as repetições necessárias para garantir que fosse recolhida na totalidade a fase de apoio para ambos os MI.

O protocolo iniciou-se com uma breve explicação a cada participante relativamente aos objetivos do estudo, bem como os procedimentos que seriam realizados. Após o comando verbal “Pode levantar”, os indivíduos foram instruídos a realizar a tarefa à sua velocidade normal sem ajuda dos membros superiores, permanecendo estáveis na posição de pé durante 60 segundos e mantendo o olhar numa referência visual colocada a 4 metros de distância (Cheng et al., 2004; Roy et al., 2006). Foi mantido um intervalo de 1 minuto entre cada ensaio, tendo sido realizadas as repetições necessárias de modo a obter três ensaios válidos (Camargos et al., 2009). Os indivíduos foram instruídos para não alterarem a posição dos pés entre cada ensaio.

Para a recolha da marcha cada participante caminhou ao longo de 10 metros, à sua velocidade normal, e prestando a mínima atenção possível às plataformas que se encontravam embutidas a meio do percurso (Bowden et al., 2006; Burnett et al., 2011). A posição de partida foi ajustada até cada membro coincidir naturalmente nas plataformas e foram realizadas as repetições necessárias até se registarem três ensaios válidos para cada MI (Burnett et al., 2011). Procurou-se ainda recolher, sempre que possível, o duplo apoio, de forma a registar a fase de apoio consecutiva dos dois membros no solo (Bowden et al., 2006).

Na recolha do *stiffness* foi utilizado o conjunto postural de sentado, com fixação lateral do tronco, 90° de flexão da coxafemoral, posição neutra do joelho (0° de extensão) e posição neutra da TT (Riemann et al., 2001; Vattanasilp et al., 2000). Foi essencial manter esta posição inalterada entre os 3 ensaios, diminuindo a variabilidade entre sujeitos e entre ensaios. Cada participante permaneceu com o pé fixo na base amovível do dinamómetro isocínético, e o maléolo lateral alinhado com o eixo de rotação do aparelho (Loram & Lakie, 2002; Vattanasilp et al., 2000).

A amplitude de DF e FP utilizadas no dinamómetro durante o protocolo foi a máxima amplitude não desconfortável para o sujeito. Para cada sujeito foi realizado movimento passivo de DF da TT à velocidade constante de 1°/s. Esta velocidade foi escolhida uma vez que, segundo o estudo de Rydahl et al (2004) e Leite (2012), quanto menor for a velocidade do movimento menor é a probabilidade de desencadear o reflexo miotático, sendo a velocidade de 5°/s reportada como a velocidade máxima que não desperta este reflexo em indivíduos saudáveis (Leite et al., 2012; Rydahl & Brouwer, 2004). Uma vez que a resposta reflexa em doentes com alterações no SNC poderá estar alterada foi escolhida uma velocidade mais baixa e recolhido o sinal EMG dos músculos peri-articulares de forma a garantir que apenas as propriedades passivas e tónicas do *stiffness* seriam contempladas. Os sujeitos foram orientados no sentido de referir qualquer desconforto e a não resistirem, ou auxiliarem, o movimento da alavanca (Riemann et al., 2001).

Todos os instrumentos foram sincronizados através da activação de um *trigger*.

2.4.1.2 Análise de Dados

Dos três ensaios recolhidos para cada membro, foi selecionado o ensaio que melhor representava o comportamento do indivíduo.

Utilizou-se a PF para divisão do movimento em sub-fases, através da análise das FRS verticais (Fz) (Galli et al., 2008; Hennington, 2004), sendo descrito na Figura 1 e 2 a descrição detalhada da divisão no STS e na marcha.

O sinal EMG foi processado com filtro digital banda passante de 20Hz a 450Hz e feita a integração com uma janela de 100 amostras (Lorentzen et al., 2012). Foi posteriormente normalizado ao valor máximo obtido durante o ensaio (Sousa & Tavares, 2012b).

2.4.1.2.1 *Sit-to-Stand*

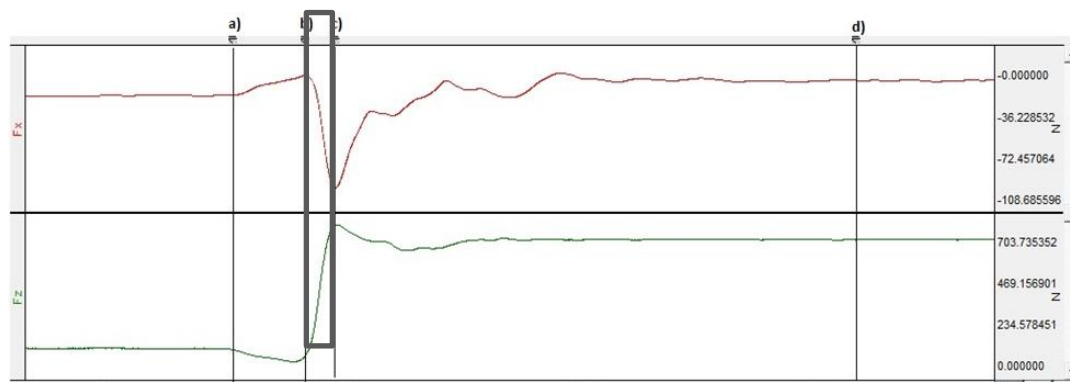


Figura 1 – Divisão das sub-fases do *Sit-to-Stand*. Foi marcada a sub-fase em estudo.

O momento inicial (*a*) foi definido pelo instante em que FAP foi maior ou menor que a média da actividade de base mais 2 desvios-padrão (d.p.) por pelo menos 50mseg, terminando a sub-fase I com o seat-off (*b*), definido pelo instante em que a FAP é máxima. A sub-fase II inicia-se com o seat-off (*b*) e termina no instante em que a FAP é mínima (*c*) e a sub-fase III desde esse momento até ao instante em que FAP se manteve constante (menos de 2 d.p.) por pelo menos 500mseg (*d*).

2.4.1.2.2 *Marcha*

O início da fase de apoio foi determinado através da variação da componente vertical (F_z) das FRS, no momento em que F_z assumia o valor imediatamente acima de 7% do peso corporal do indivíduo (*a*). O momento do contacto do calcâneo foi definido pelo momento máximo de F_z (*b*), tendo-se considerado a sub-fase de aceitação de carga desde esse momento até ao momento em que F_y assumia o valor igual ou mais próximo de 0 (*c*) (fase média de apoio) (A. Sousa & Tavares, 2012).

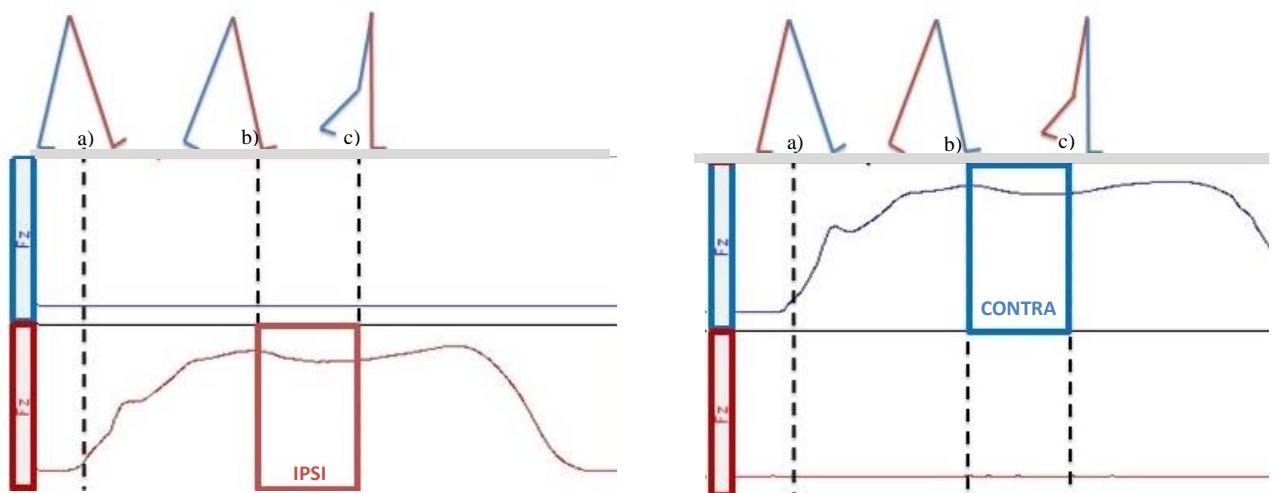


Figura 2 – Representação esquemática da divisão da fase de apoio em sub-fases segundo a variação da FRS na componente vertical (F_z). A vermelho está representado o membro IPSI e a azul o membro CONTRA. Foram marcadas a sub-fase em estudo. De notar que as curvas não se encontram à escala.

2.4.1.2.3 *Stiffness*

O sinal electromiográfico e os dados do dinamómetro isocinético foram processados através do *software* de análise Acqknowledge®, versão 3.9., visto que foi necessário intercalar os dados do dinamómetro isocinético com a actividade eletromiográfica de forma a obter a posição angular e o torque nos momentos onde não ocorreu um aumento do sinal electromiográfico do SOL e GM em relação ao sinal obtido na posição inicial. Definiu-se que não ocorreu variação do sinal electromiográfico quando este não aumentou mais do que 5% do máximo obtido durante o movimento passivo, durante pelo menos 50 milissegundos. Nos intervalos em que não se verificou esta condição não foi calculado o *stiffness* (Hodges & Bui, 1996).

O *stiffness* foi quantificado através do declive da função relativa ao torque e posição angular da TT, durante o movimento passivo de DF. Para isso, numa primeira fase, para cada ensaio foi calculada através de um gráfico de dispersão no software Microsoft Office Excel, a função polinomial de quarto grau ($F(x) = ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e$) que relacionou a posição angular da TT (x) com o torque ($F(x)$).

Posteriormente e, sabendo que o *stiffness* corresponde à derivada da função supramencionada, calculou-se $F'(x) = 4ax^3 + 3bx^2 + 2cx + d$, de forma a obter o seu valor para cada posição angular.

Assim, com os valores válidos de *stiffness* (sem aumento da actividade muscular de SOL e GM em resposta ao alongamento) criaram-se gráficos onde se expressa a linha de tendência deste, sendo possível observar o comportamento do *stiffness*, desde a amplitude máxima à mínima, válida para cada recolha (usou-se a amplitude individual de cada sujeito e não foram seleccionadas amplitudes standard).

1.4.2 Intervenção

A intervenção realizada teve como base o Conceito de *Bobath*, com frequência de três vezes por semana e duração média de uma hora.

Nos esquemas 1-4 apresenta-se para cada sujeito a definição do principal problema e hipótese clínica, assim como a definição de algumas estratégias de preparação/ativação. Para cada sujeito foram seleccionadas algumas imagens de partes de sequências de movimento e/ou conjuntos posturais de forma a evidenciar alguns componentes identificados no processo de avaliação.

Reorganização do *Stiffness* em indivíduos com AVE



Figura 3 - Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao indivíduo A. Compreende a definição de Principal Problema a Resolver e Hipótese Clínica, avaliação em M0 e M1, e estratégias de intervenção seleccionadas.

Legenda: CP – controlo postural; CF – coxo-femural; CONTRA – lado contralesional; IPSI – lado ipsilesional.

Reorganização do *Stiffness* em indivíduos com AVE

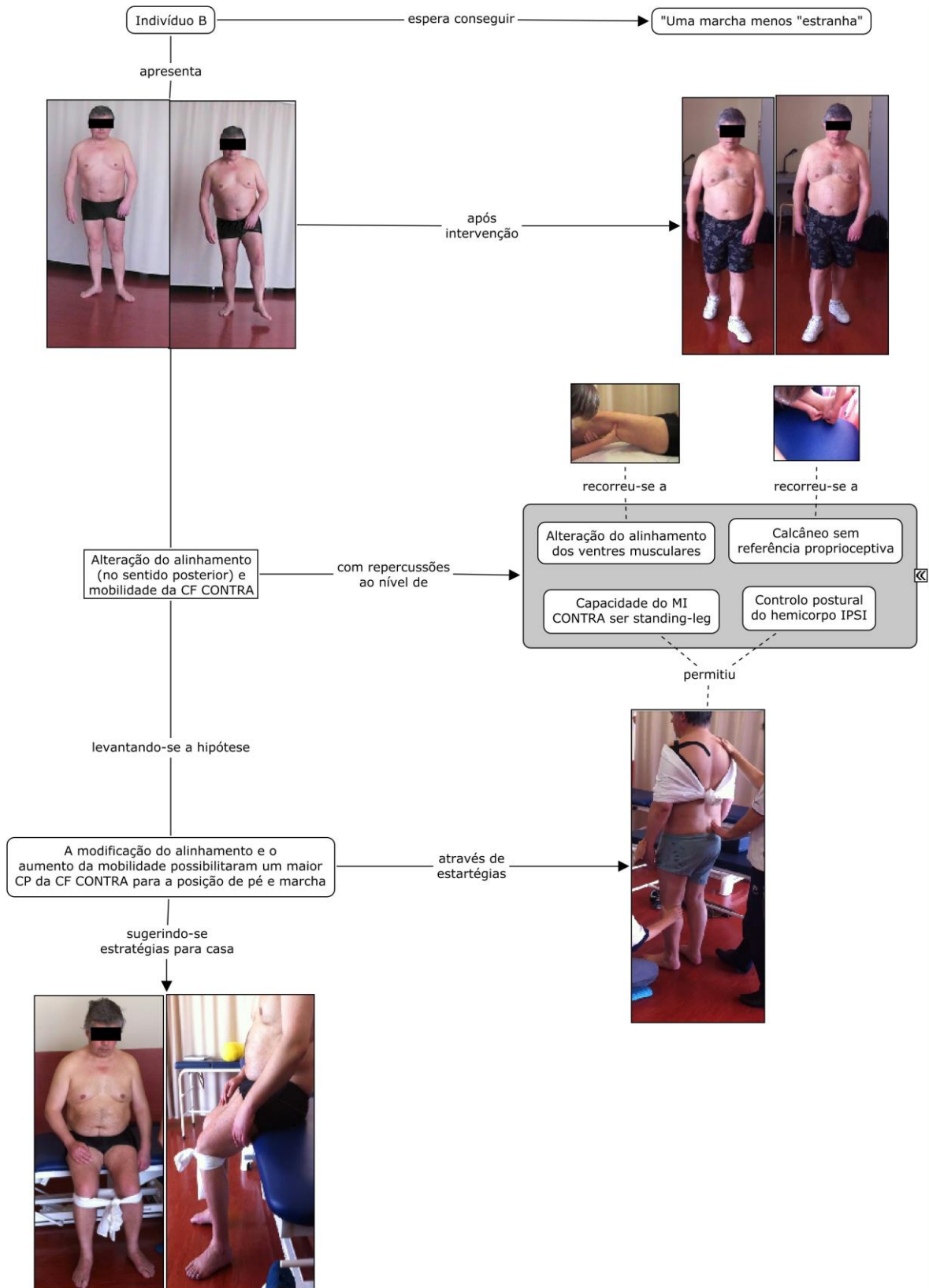


Figura 4 - Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao indivíduo B. Compreende a definição de Principal Problema a Resolver e Hipótese Clínica, avaliação em M0 e M1, e estratégias de intervenção seleccionadas.

Legenda: MI – membro inferior; CP – controlo postural; CF – coxo-femural; CONTRA – lado contralesional; IPSI – lado ipsilesional.

Reorganização do *Stiffness* em indivíduos com AVE

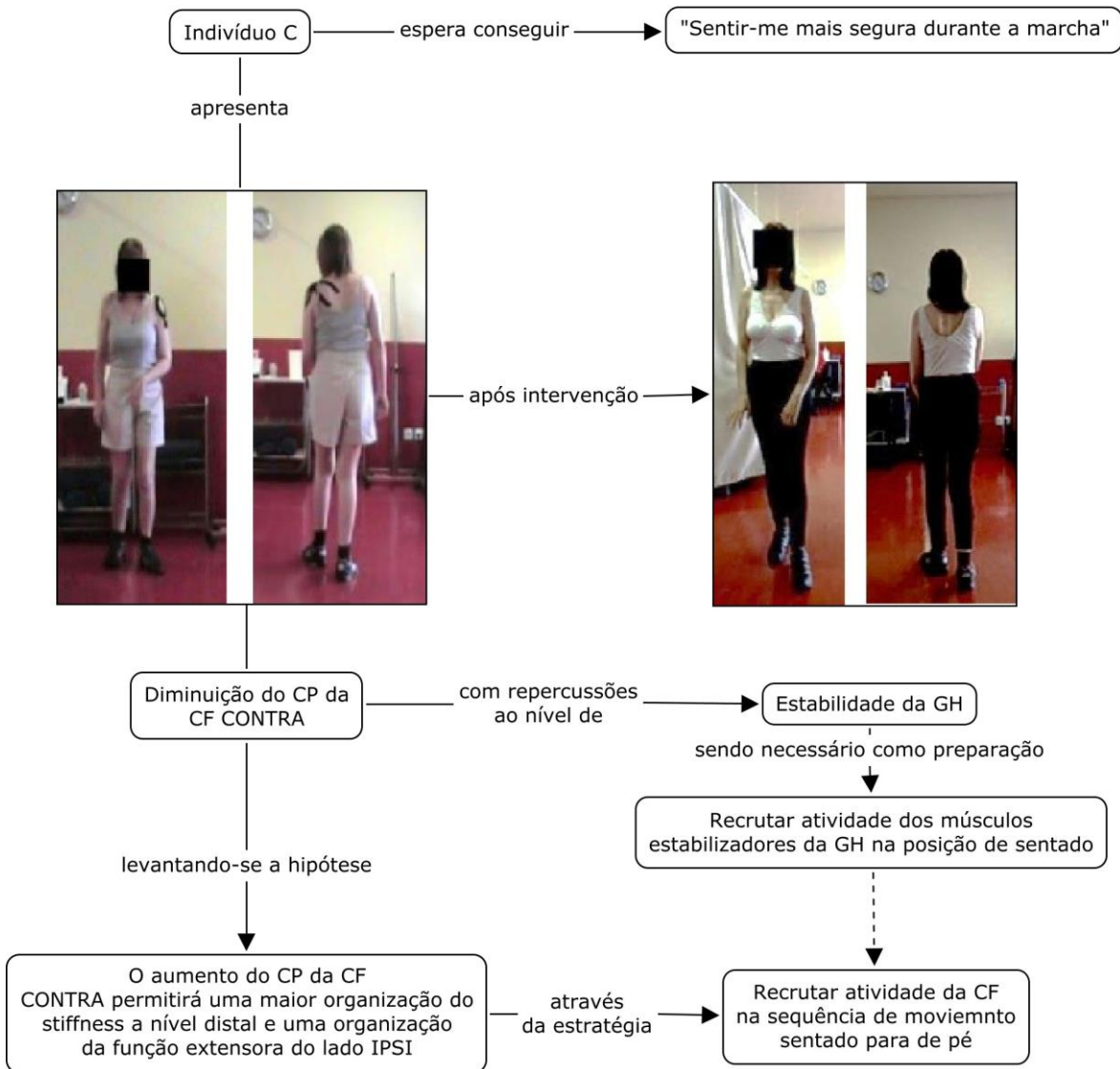


Figura 5 - Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao indivíduo C. Compreende a definição de Principal Problema a Resolver e Hipótese Clínica, avaliação em M0 e M1, e estratégias de intervenção seleccionadas.

Legenda: CP – controlo postural; CF – coxo-femural; CONTRA – lado contralesional; IPSI – lado ipsilesional; GH – Gleno-Umeral.

Reorganização do *Stiffness* em indivíduos com AVE

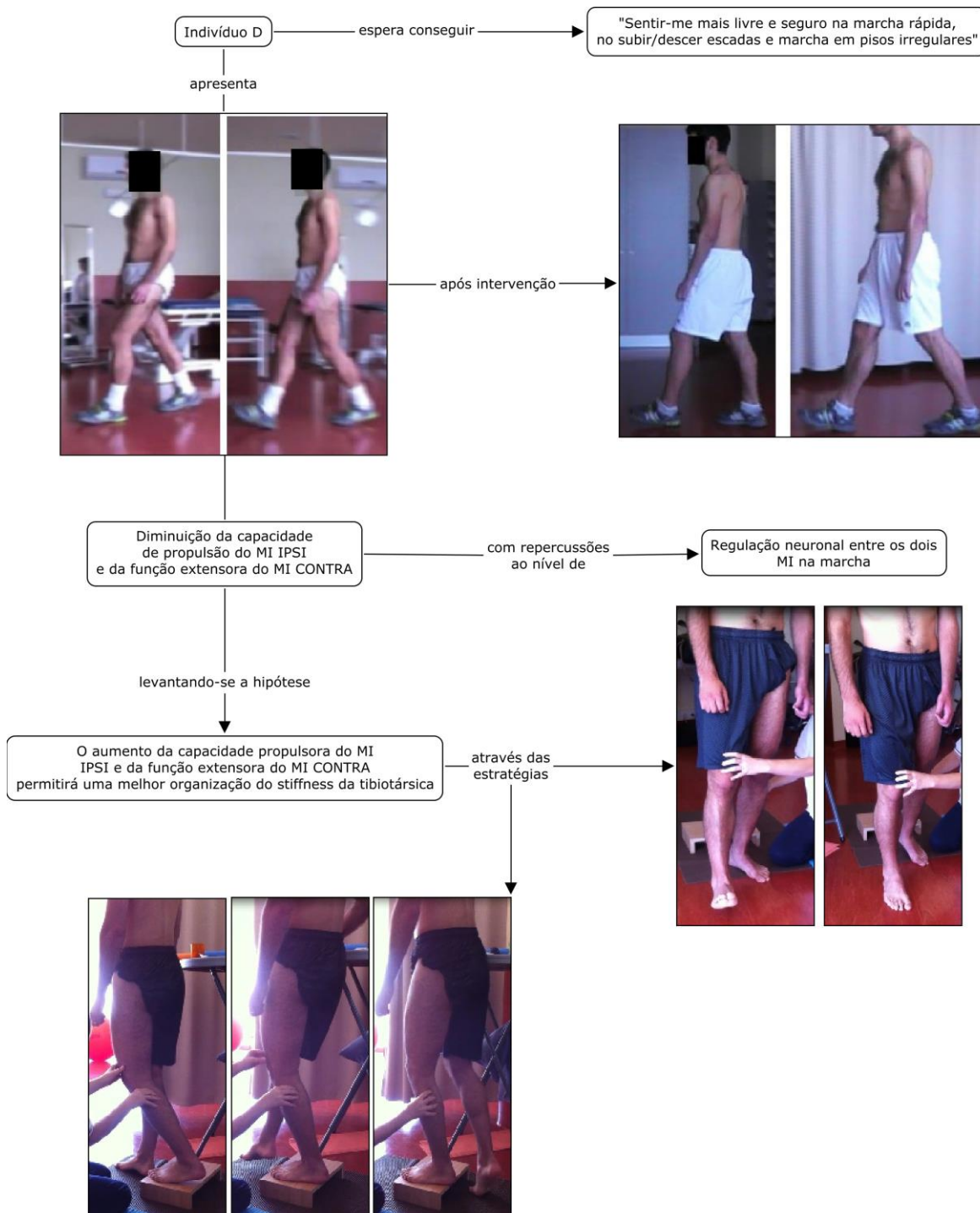


Figura 6 - Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao indivíduo D. Compreende a definição de Principal Problema a Resolver e Hipótese Clínica, avaliação em M0 e M1, e estratégias de intervenção seleccionadas.

Legenda: MI – membro inferior; CONTRA – lado contralesional; IPSI – lado ipsilesional.

3. Resultados

Os dados em bruto podem ser consultados no anexo B. Abaixo são apresentados, sob a forma de gráficos, os valores do nível de atividade, normalizado ao máximo, nas sub-fases da marcha e do STS em estudo e de *stiffness* no momento M0 e M1, para cada indivíduo.

Indivíduo A (ver Tabela II)

Observou-se uma diminuição do *stiffness* entre o momento M0 e M1 tanto no membro CONTRA (nas amplitudes intermédias) como no IPSI. No STS verificou-se que o nível de atividade eletromiográfica aumentou, tendo-se mantido este comportamento durante a marcha apesar de menos notório no membro CONTRA. Através da análise da sequência da marcha pode-se observar uma modificação no alinhamento do tronco.

Indivíduo B (ver Tabela III)

Observou-se uma diminuição do *stiffness* entre o momento M0 e M1 tanto no membro CONTRA como no IPSI, com aumento da amplitude disponível no lado CONTRA. No STS verificou-se uma diminuição do nível de atividade eletromiográfica, principalmente ao nível dos SOL's, tanto no lado CONTRA como IPSI. Durante a marcha observou-se o aumento da atividade do GM IPSI, mantendo-se a do SOL IPSI semelhante. Através da análise da sequência da marcha pode-se observar uma alteração no alinhamento da CF CONTRA.

Indivíduo C (ver Tabela IV)

Observou-se uma diminuição do *stiffness* entre o momento M0 e M1 principalmente no MI CONTRA, nas amplitudes intermédias. No STS verificou-se que a atividade eletromiográfica aumentou em ambos os SOL's. Durante a marcha observou-se um aumento do SOL CONTRA e uma diminuição do GM IPSI. Através da análise da sequência da marcha pode-se observar uma modificação no alinhamento do tronco.

Indivíduo D (ver Tabela V)

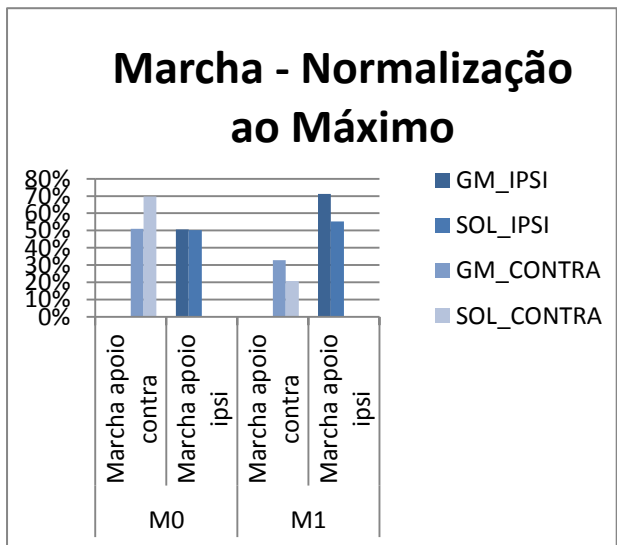
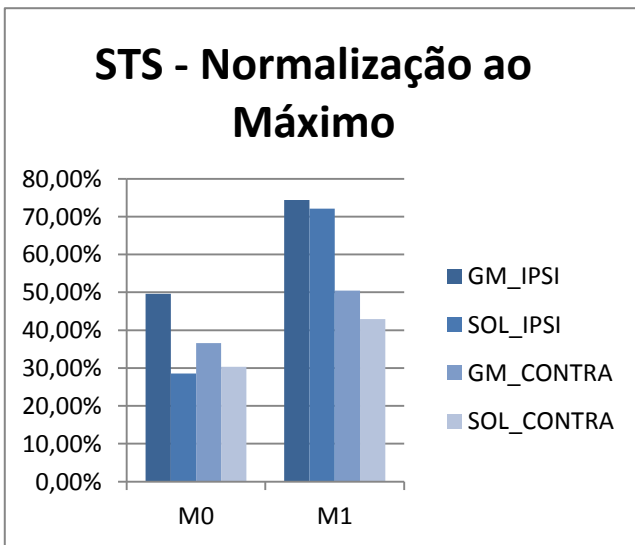
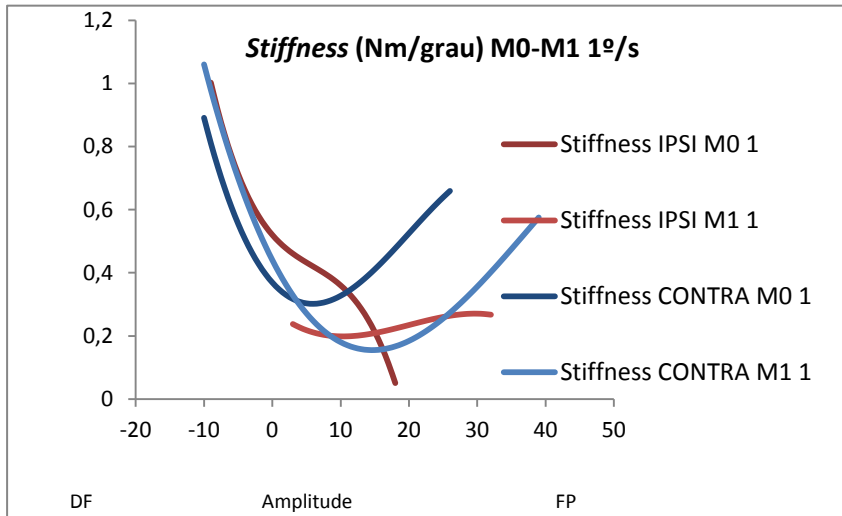
Observou-se uma diminuição do *stiffness* entre o momento M0 e M1 mais marcado no MI CONTRA. No IPSI observou-se um aumento no final da amplitude de FP mas apenas numa amplitude que não completava em M0. No STS verificou-se um aumento da atividade eletromiográfica de ambos os SOL's. Durante a marcha este comportamento manteve-se, acompanhado do aumento dos GM's, principalmente o IPSI. Através da

análise da sequência da marcha observou-se uma diminuição da componente de flexão do joelho no momento de aceitação de carga do MI CONTRA.

Impacto funcional referido pelo indivíduo

Relativamente à concretização dos objetivos funcionais por parte dos indivíduos, é de referir a satisfação com a sua evolução clínica, bem como a referência a repercussões positivas na vida diária. Os sujeitos A referiram mais especificamente um menor cansaço e maior rapidez na realização das tarefas domésticas. Já os sujeitos A e D mostraram satisfação com a velocidade da marcha. O sujeito B salientou maior capacidade em ficar de pé por períodos prolongados de tempo. Foi também referida uma maior habilidade para realizar exercícios no ginásio (sujeito D) e maior independência funcional (sujeito C e D).

Tabela II – Resultado do Indivíduo A.

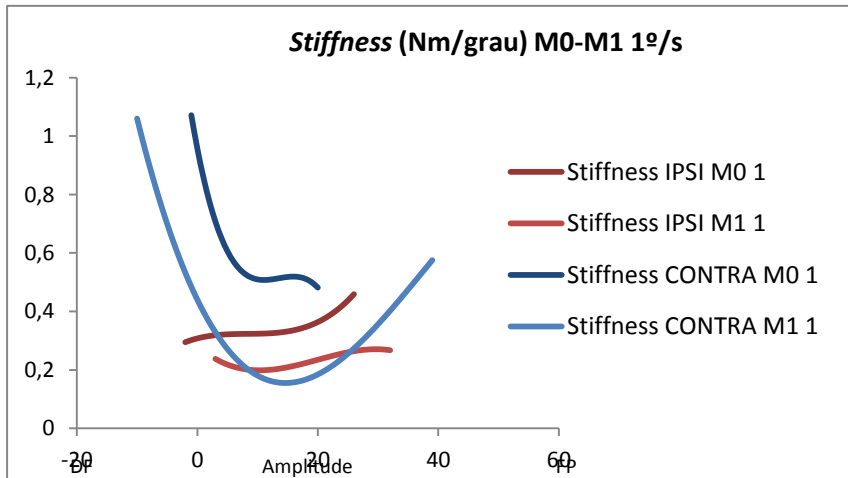


M0

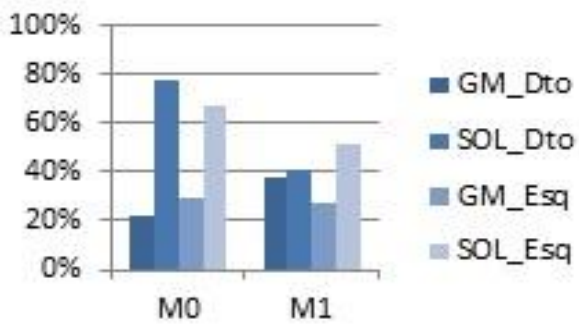
M1



Tabela III – Resultados do Indivíduo B



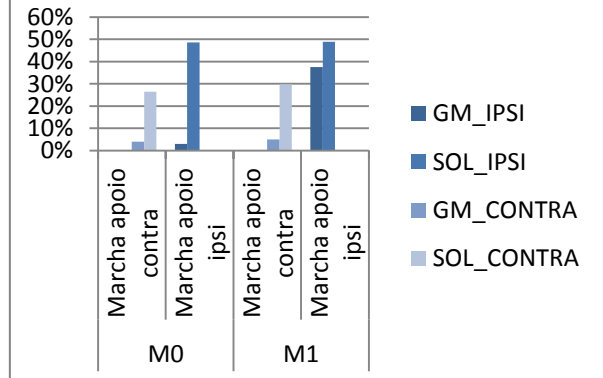
STS - Normalização ao Máximo



M0



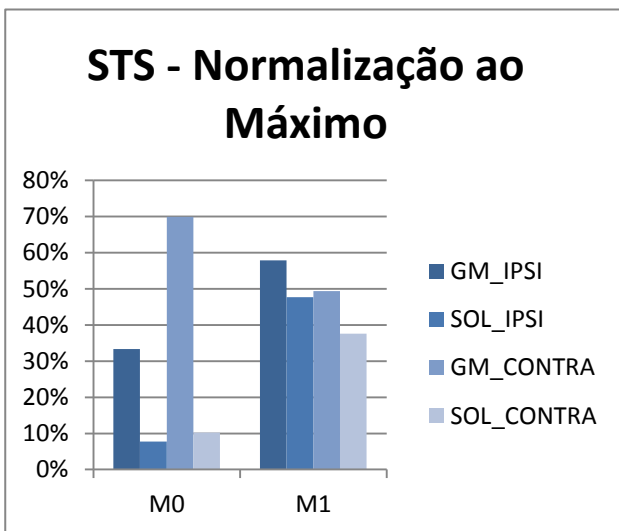
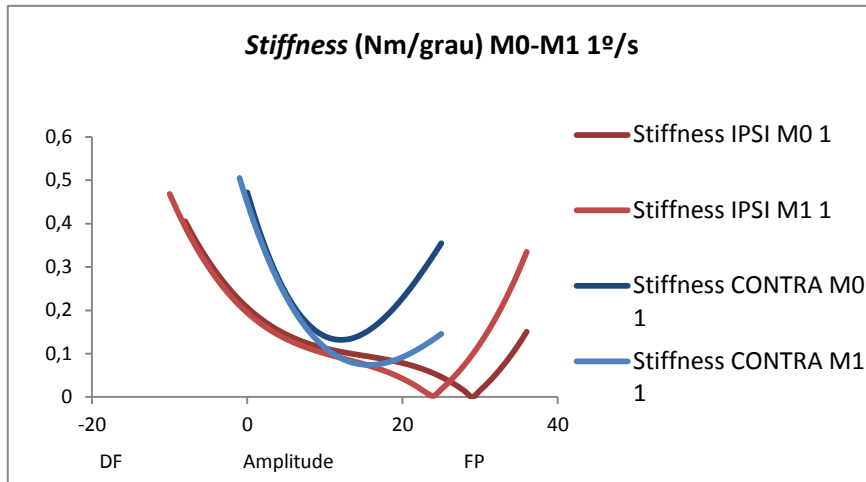
Marcha - Normalização ao Máximo



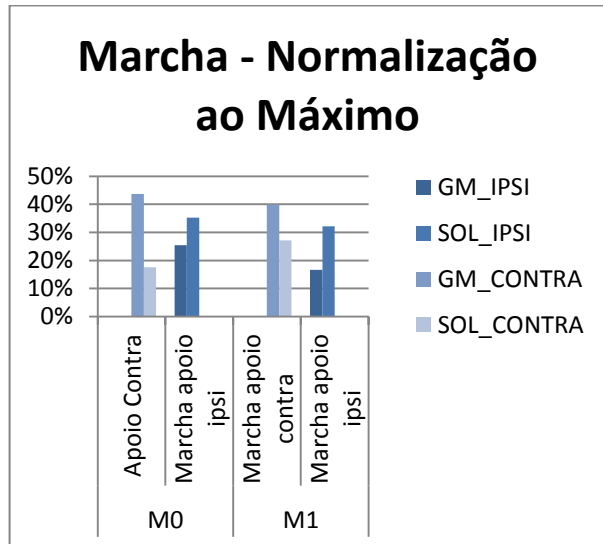
M1



Tabela IV – Resultados do Indivíduo C



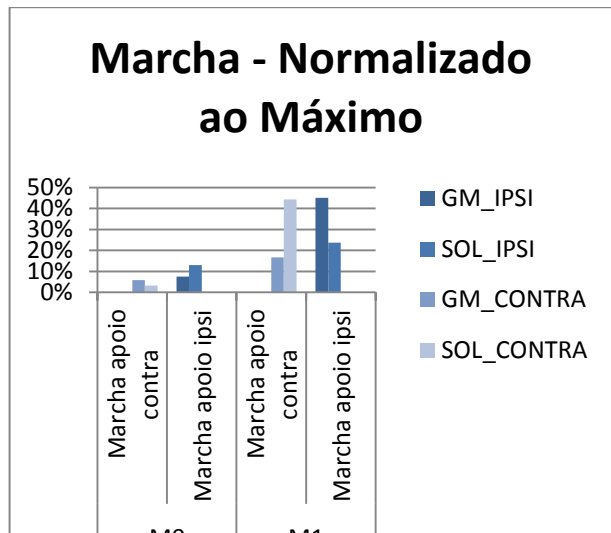
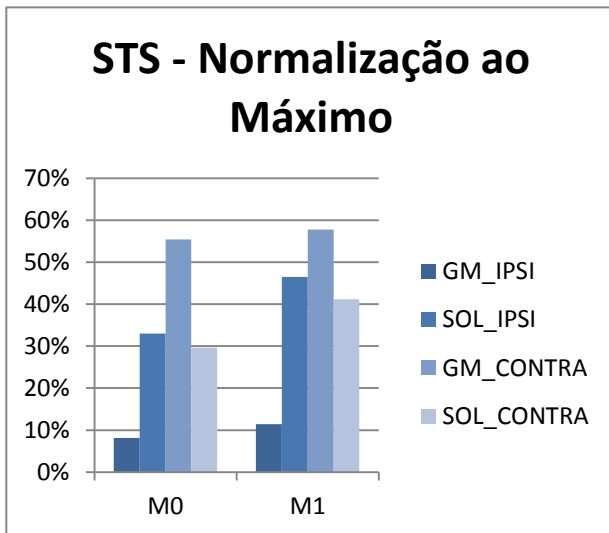
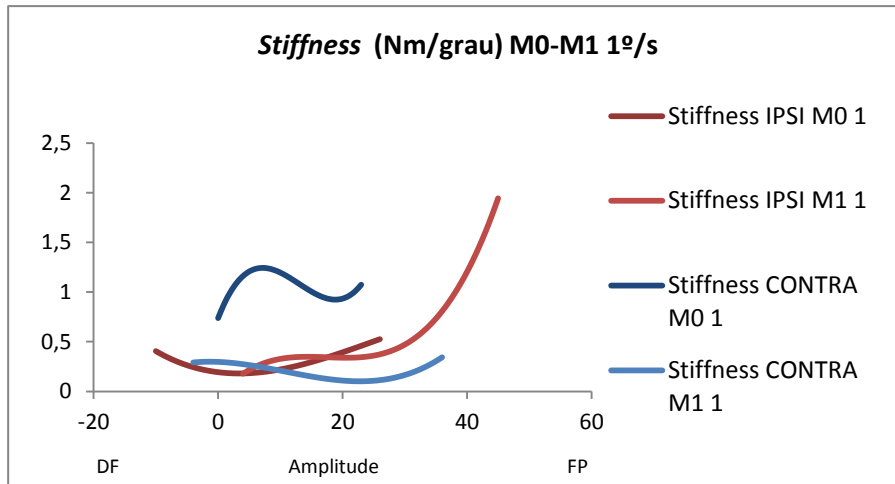
M0



M1



Tabela V – Resultados do Indivíduo D



M0



M1



4. Discussão

O *stiffness* resulta da ação integrada de vários fatores como os recetores cutâneos, fusos neuromusculares, órgãos tendinosos de Golgi, propriedades viscoelásticas e articulares, nível de atividade/comprimento muscular, e representa apenas uma pequena componente do sistema de Controlo Postural (Given, Dewald, & Rymer, 1995; B. L. Riemann et al., 2001).

Na avaliação inicial, os principais problemas identificados para os indivíduos em estudo relacionaram-se predominantemente com alterações no âmbito do CP ao nível das grandes articulações e tronco. Estas alterações podem ser explicadas pela possível lesão do sistema córtico-reticular (com percurso anatómico na capsula interna e provável local de lesão dos indivíduos em estudo), com repercussões na função dos sistemas reticulares (Haines, 2006). Estas alterações foram consideradas limitadoras das atividades funcionais por parte dos sujeitos, como a marcha. De facto, a marcha é das atividades que mais interfere com a participação destes sujeitos em contexto social sendo considerada pela OMS como um indicador para a independência e prognóstico (Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009).

Por outro lado e apesar de estes sujeitos não terem manifestado dificuldades na sequência de levantar, é já conhecida a partilha de componentes neuro-motores entre esta sequência e a marcha, com evidência de que uma melhor capacidade nesta sequência potencia uma maior capacidade para a marcha (Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009; Cheng, 2004). Este pressuposto justificou a monitorização, através da atividade eletromiográfica, de parte da sequência de levantar nestes indivíduos.

A interdependência entre *stiffness* e regulação da atividade muscular ainda é pouco compreendida. No entanto, existe suficiente conhecimento para compreender que uma alteração do CP, passível de ser identificado através da variação da atividade muscular, pode repercutir-se num aumento da resposta muscular ao alongamento passivo. Esta temática assume especial importância quando integrada numa patologia onde a comunidade clínica ainda manifesta algum desconhecimento relativo a este assunto.

De facto, nestes indivíduos em estudo procurou-se através da intervenção em fisioterapia organizar o CP para conseguir influenciar o *stiffness* e consequentemente modificar a capacidade dos músculos posteriores da perna se organizarem na regulação da tensão face à necessidade de alongamento inerente às sequências estudadas. Esta possibilidade, aqui explorada no âmbito das hipóteses clínicas delineadas neste estudo, refletem a interdependência entre componentes neuro-motores do movimento e o CP de base à regulação da atividade muscular. Assim, as estratégias seleccionadas no âmbito da intervenção, foram

dirigidas para a modificação do CP com seleção de conjuntos posturais com exposição à gravidade para potenciar o *input* proprioceptivo de carga nas grandes articulações e pés. Esta “porta de entrada” pode ter permitido potenciar a conexão neuronal entre o cerebelo e a formação reticular, com repercussões na organização no tónus. Tendo a intervenção sido baseada no conceito de *Bobath* foi também importante o delineamento de indicações para casa de forma a responsabilizar o indivíduo no seu processo de reabilitação assim como a torna-lo participativo no atingimento dos objetivos funcionais traçados

As modificações observadas e registadas permitem-nos referir que todos os indivíduos em estudo evidenciaram uma diminuição do *stiffness*, entre o momento M0 e M1.

De salientar que esta foi em alguns casos acompanhada de um aumento da amplitude de DF disponível, como o caso A e D (no lado IPSI) e B (no lado CONTRA). Esta diminuição do *stiffness* no lado IPSI, apesar de explicável através da modificação do CP, não é frequentemente ponderada já que são poucas as referências na literatura para uma alteração neste âmbito no lado IPSI. Assim, estes resultados vêm contribuir para a necessidade de manter o lado IPSI em estudo de forma a compreender o seu comportamento neuro-motor face à lesão do SNC. Os resultados no lado CONTRA, apesar de expectáveis, já que mencionada nas hipóteses clínicas formuladas, são de reforçar com base no conhecimento da neurociência. Assim, é compreensível que uma intervenção dirigida fundamentalmente para a organização do CP se reflita numa melhor organização da atividade muscular com repercussões no *stiffness*.

O registo da atividade eletromiográfica, durante as sequências estudadas, não permite de forma clara associar a esta diminuição do *stiffness* um aumento da atividade muscular em todos os casos. Mas podemos salientar o caso A e D onde se verificou o aumento da atividade eletromiográfica de todos os músculos em estudo no membro IPSI, quer na marcha quer no STS. Estes resultados podem indicar uma maior capacidade de recrutar atividade muscular face à organização do CP. De facto, existe já alguma evidência de que o lado ipsilesional também apresenta alterações no âmbito do CP nestes indivíduos (Silva, Sousa, Pinheiro, Tavares, Santos & Sousa, 2012; Silva et al., 2013) e como tal passíveis de se modificarem face à intervenção em fisioterapia. No lado CONTRA, no caso D é de salientar também a modificação da atividade eletromiográfica, aproximando-se do comportamento do lado IPSI. Este facto pode ser justificado pelas opções terapêuticas que deram enfoque também à organização neuronal entre os dois membros inferiores (ver fig.6). Esta suposição carece de fundamentação sendo para isso necessário realizar uma investigação mais assertiva para este aspeto neuro-motor.

Nos casos B e C é de salientar a aproximação do comportamento electromiográfico dos dois membros inferiores na sequência de STS, possivelmente devido à organização do controlo postural. Esta manifestou-se através de uma integração neuromotora dos dois membros inferiores nesta sequência de movimento. Este facto pode ser também considerado indicador de uma melhor capacidade no âmbito do CP já que tarefas com predomínio da atividade de sistemas com disposição ventro-medial como o STS, pressupõem uma inter-relação neuronal entre membros.

Com este estudo de serie de casos foi possível identificar as modificações ocorridas nas variáveis em estudo sendo no entanto necessário uma exploração mais seletiva do comportamento eletromiográfico do decorrer das sequências de STS e marcha. O complemento destes resultados com a percepção por parte dos indivíduos da sua melhor competência para a marcha associada à visualização dos *frames* de movimento podem reforçar as modificações aqui discutidas.

5. Conclusão

Foram registadas modificações do *stiffness* no sentido da sua diminuição para todos os casos em estudo entre o momento M0 e M1. Em relação à atividade eletromiográfica foram registadas modificações entre os dois momentos sem que seja possível identificar uma tendência clara entre os dois momentos para esta variável.

6. Bibliografia

- Aquino, C. F., Gonçalves, G. G., Fonseca, S. T., & Mancini, M. C. (2004). Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais. *Rev Bras Med Esporte*, 12(4).
- Ashford, S., & De Souza, L. (2000). A comparison of the timing of muscle activity during sitting down compared to standing up. *Physiother Res Int*, 5(2), 111-128.
- Bowden, M. G., Balasubramanian, C. K., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2006). Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke*, 37(3), 872-876.
- Bressel, E., & McNair, P. J. (2002). The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. *Phys Ther*, 82(9), 880-887.
- Burnett, David R., Campbell-Kyureghyan, Naira H., Cerrito, Patricia B., & Quesada, Peter M. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 610-615.
- Camargos, A. C., Rodrigues-de-Paula-Goulart, F., & Teixeira-Salmela, L. F. (2009). The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(2), 314-319. doi: S0003-9993(08)01500-1 [pii]10.1016/j.apmr.2008.06.023.

Reorganização do *Stiffness* em indivíduos com AVE

- Capady C., Brigitte A.L., Barbeau, H. Schneider, C. (1999). Studies on the corticospinal Control of Human Walking I. Responses to Focal Transcranial Magnetic Stimulation of the Motor Cortex. *The American Physiological Society*, 81(1), 129-139.
- Carvalho, R. L., & Almeida, G. L. (2008). Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. *Rev Neurocienc, in press*.
- Cauraugh J.H., Coombes S.A., Lodha N., Naik S.K., Summers J.J. (2009). Upper extremity improvements in chronic stroke: coupled bilateral load training. *Restor Neurol Neurosci*, 27(1), 17-25. doi: 10.3233/RNN-2009-0455.
- Cheng, P. T., Chen, C. L., Wang, C. M., & Hong, W. H. (2004). Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 83(1), 10-16. doi: 10.1097/01.PHM.0000104665.34557.56
- Chou, S. W., Wong, A. M., Leong, C. P., Hong, W. S., Tang, F. T., & Lin, T. H. (2003). Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(1), 42-47. doi: 10.1097/01.PHM.0000043769.93584.4D
- Correia, P. P., & Mil-Homens, P. (2004). *A eletromiografia, no estudo do movimento humano*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(10), 1096-1103. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.015
- Di Fabio, R. P. (1987). Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. *Phys Ther*, 67(1), 43-48.
- Dimyan M.A., Cohen, L.G. (2010). Contribution of transcranial magnetic stimulation to the understanding of mechanisms of functional recovery after stroke, *Neurorehabil. Neural Repair*, 24(2), 125-135.
- Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol*, 91(1), 22-29. doi: 10.1007/s00421-003-0933-0
- Dubost, V., Beauchet, O., Manckoundia, P., Herrmann, F., & Mourey, F. (2005). Decreased trunk angular displacement during sitting down: an early feature of aging. *Phys Ther*, 85(5), 404-412.
- Fimland, M. S., Moen, P. M., Hill, T., Gjellesvik, T. I., Tørhaug, T., Helgerud, J., & Hoff, J. (2011). Neuromuscular performance of paretic versus non-paretic plantar flexors after stroke. *Eur J Appl Physiol*, 111(12), 3041-3049. doi: 10.1007/s00421-011-1934-z
- Gjellesvik, B. E. B. (2008). *The Bobath concept in adult neurology*: Thieme.
- Gladstone, D. J., Danells, C. J., & Black, S. E. (2002). The fugl-meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. *Neurorehabil Neural Repair*, 16(3), 232-240.
- Gracies, J. M. (2005a). Pathophysiology of spastic paresis. 1: Paresis and soft tissue changes. *Muscle & Nerve*, 31(5), 535-551. doi: 10.1002/mus.20284
- Gracies, J. M. (2005b). Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle & Nerve*, 31(5), 552-571. doi: 10.1002/mus.20285
- Graham, J. V., Eustace, C., Brock, K., Swain, E., & Irwin-Carruthers, S. (2009). The Bobath Concept in contemporary clinical practice. *Top Stroke Rehabil*, 16(1), 57-68.
- Haines, D. E. (2006). *Neurociência Fundamental para aplicações básicas e clínicas* (Elsevier Ed. 3ª edição ed.). Rio de Janeiro.
- Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 101(6), 511-519.
- Horn E.R. (2004). Critical Periods In Vestibular Development or Adaptation of Gravity Sensory systems to Altered Gravitational Conditions. *Archives Italiennes de Biologie*, 142 (3), 155-174.
- Kollen, B. J., Lennon, S., Lyons, B., Wheatley-Smith, L., Scheper, M., Buurke, J. H., Kwakkel, G. (2009). The effectiveness of the Bobath concept in stroke rehabilitation: what is the evidence? *Stroke*, 40(4), e89-97. doi: STROKEAHA.108.533828 [pii]10.1161/STROKEAHA.108.533828

Reorganização do *Stiffness* em indivíduos com AVE

- Kollmitzer, J., Ebenbichler, G. R., & Kopf, A. (1999). Reliability of surface electromyographic measurements. *Clin Neurophysiol*, 110(4), 725-734.
- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. L. (2000). Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(3), 351-358. doi: S0003-9993(00)90083-2 [pii]
- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., & Dumas, F. (2002). Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait Posture*, 15(3), 244-255.
- Langhorne, P., Coupar, F., & Pollock, A. (2009). Motor recovery after stroke: a systematic review. *Lancet Neurol*, 8(8), 741-754. doi: 10.1016/S1474-4422(09)70150-4
- Leite, D. X., Vieira, J. M., Carvalhais, V. O., Araújo, V. L., Silva, P. L., & Fonseca, S. T. (2012). Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque. *Rev Bras Fisioter*, 16(5), 414-421.
- Levin M.F., Panturin E. (2011) Sensorimotor integration for functional recovery and the Bobath approach. *Motor Control*, 15(2), 285-301.
- Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol*, 545(Pt 3), 1041-1053.
- Lorentzen, J., Grey, M. J., Geertsen, S. S., Biering-Sørensen, F., Brunton, K., Gorassini, M., & Nielsen, J. B. (2012). Assessment of a portable device for the quantitative measurement of ankle joint stiffness in spastic individuals. *Clinical Neurophysiology* 123, 1371–1382.
- Luke, C., Dodd, K. J., & Brock, K. (2004). Outcomes of the Bobath concept on upper limb recovery following stroke. *Clin Rehabil*, 18(8), 888-898.
- Lundy-Ekman, L. (2008). *Neurociência. Fundamentos para a Reabilitação* (Elsevier Ed.). Brasil.
- Mikołajewska, E. (2012). NDT-Bobath method in normalization of muscle tone in post-stroke patients. *Adv Clin Exp Med*, 21(4), 513-517.
- Mirbagheri, M. M., Barbeau, H., & Kearney, R. E. (2000). Intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness: variation with activation level and position. *Exp Brain Res*, 135(4), 423-436.
- Neckel, N., Pelliccio, M., Nichols, D., & Hidler, J. (2006). Quantification of functional weakness and abnormal synergy patterns in the lower limb of individuals with chronic stroke. *J Neuroeng Rehabil*, 3, 17. doi: 10.1186/1743-0003-3-17
- Otter, A.R.D., Geurts, A.C.H., Mulder, Th. & Duysens, J.(2006). Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*, 117(), 4-15
- Piovesan, D., Morasso, P., Giannoni, P., & Casadio, M. (2013). Arm stiffness during assisted movement after stroke: the influence of visual feedback and training. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 21(3), 454-465.
- Pisano, F., Miscio, G., Del Conte, C., Pianca, D., Candeloro, E., & Colombo, R. (2000). Quantitative measures of spasticity in post-stroke patients. *Clin Neurophysiol*, 111(6), 1015-1022.
- Pollock, A., Baer, G., Pomeroy, V., & Langhorne, P. (2007). Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke. *Cochrane Database Syst Rev*(1), CD001920. doi: 10.1002/14651858.CD001920.pub2
- Raine, S. (2007). The current theoretical assumptions of the Bobath concept as determined by the members of BBTA. *Physiotherapy Theory and Practice*, 23(3), 137-52
- Raine, S., Meadows, L., & Lynch-Ellerington, M. (2009). *Bobath Concept: Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation* (Wiley-Blackwell Ed.): John Wiley & Sons.
- Ramsey, V. K., Miszko, T. A., & Horvat, M. (2004). Muscle activation and force production in Parkinson's patients during sit to stand transfers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(4), 377-384. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.08.004
- Riemann, B. L., DeMont, R. G., Ryu, K., & Lephart, S. M. (2001). The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness. *J Athl Train*, 36(4), 369-375.
- Roy, A., Forrester, L. W., Macko, R. F., & Krebs, H. I. (2013). Changes in passive ankle stiffness and its effects on gait function in people with chronic stroke. *J Rehabil Res Dev*, 50(4), 555-572.

Reorganização do *Stiffness* em indivíduos com AVE

- Rydahl, S. J., & Brouwer, B. J. (2004). Ankle stiffness and tissue compliance in stroke survivors: a validation of Myotonometer measurements. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(10), 1631-1637.
- Santos, C. I., Cabri, J. M. H., & Pascoalinho, J. (2002). *Contributo para a adaptação e validação à realidade portuguesa do instrumento de medida "Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke"*. Escola Superior de Saúde de Alcoitão.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor Control. Translating Research into Clinical Practice* (L. W. a. Wilkins Ed. third edition ed.). USA.
- Silva, A., Sousa, A., Pinheiro, R., Tavares, J.M., Santos, R., Sousa, F. (2012). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory and Motor Research*, 29(3), 71-76.
- Silva, A., Sousa, A., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J.M., Santos, R., Sousa, F. (2013). Soleus activity in post-stroke subjects: Movement sequence from standing to sitting. *Somatosensory and Motor Research*, 30(1), 48-55.
- Slijper, H., Latash, M., Rao, N., & Aruin, A. (2002). Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*, 113, 642-655.
- Sociedade Portuguesa de Neurologia. (2009).
- Stoeckel, M. C., & Binkofski, F. (2010). The role of ipsilateral primary motor cortex in movement control and recovery from brain damage. *Exp Neurol*, 221(1), 13-17. doi: 10.1016/j.expneurol.2009.10.021
- Sousa, A., & Tavares, JM. (2012). Effect of gait speed on muscle activity patterns and magnitude during stance. *Motor Control*, 16 (4), 480-492.
- Sousa, A., & Tavares, JM. (2012b). Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review. *Electromyography: New Developments, Procedures and Applications*. hdl.handle.net/10216/64430
- Svantesson, U., Takahashi, H., Carlsson, U., Danielsson, A., & Sunnerhagen, K. S. (2000). Muscle and tendon stiffness in patients with upper motor neuron lesion following a stroke. *Eur J Appl Physiol*, 82(4), 275-279.
- Terena, S., M. Taricco (2009). Comparação das estratégias musculares entre dois grupos etários diferentes no movimento de passar de sentado para em pé. *Acta fisiátrica*, 16 (3), 105-109.
- Vattanasilp, W., Ada, L., & Crosbie, J. (2000). Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 69(1), 34-39.
- Venturini, C., André, A., & Aguila, B. P. (2006). Confiabilidade de dois métodos de avaliação da amplitude de movimento ativa de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos saudáveis. *Ata Fisiátrica* (pp. 39-43).
- Whitting, J. W., Steele, J. R., McGhee, D. E., & Munro, B. J. (2012). Passive dorsiflexion stiffness is poorly correlated with passive dorsiflexion range of motion. *J Sci Med Sport*. doi: S1440-2440(12)00115-6 [pii] 10.1016/j.jsams.2012.05.016

CAPÍTULO III

DISCUSSÃO/CONCLUSÃO GERAL

Apesar da evolução do conhecimento em Neurociência e do aumento do volume de estudos publicados sobre a intervenção em Fisioterapia em condições neurológicas, a área de investigação é ainda muito vasta.

Nas últimas décadas, associado ao avanço tecnológico dos meios complementares de diagnóstico e de avaliação, tem sido possível compreender de forma mais assertiva o funcionamento do SNC, levando a que as abordagens terapêuticas evoluam e se aproximem o mais possível das necessidades de cada indivíduo, tornando-as mais eficazes e eficientes. Apesar desta realidade, é ainda necessário proceder a um registo continuado da prática em fisioterapia de forma a que esta seja sustentada em evidência científica. De facto pensa-se que a realização de estudos desta natureza possa num futuro constituir uma mais-valia para o desenvolvimento de bases de registo que contemplem quer os dados desta população específica bem como a atualização das *guidelines* de intervenção.

De facto, os estudos de investigação são fundamentais para a intervenção sustentada pela evidência científica. No entanto estudos experimentais controlados são de difícil aplicação neste tipo de população, à qual está inerente um elevado nível de variabilidade. Por esse motivo justifica-se a realização de estudos de série de casos que, apesar do menor impacto científico, permitem uma maior compreensão não só do comportamento do indivíduo face às limitações como também do processo de raciocínio clínico inerente à intervenção.

Este estágio clínico e a elaboração deste relatório permitiu aprofundar o conhecimento sobre as alterações neuromotoras derivadas de um AVE e as implicações no CP fazendo refletir sobre as escolhas terapêuticas no processo de reabilitação. Desta forma, pretende-se aproximar o conhecimento teórico, proveniente das áreas fundamentais da neurofisiologia, da biomecânica e do desenvolvimento e aprendizagem motora, à prática clínica, favorecendo assim uma intervenção mais refletida e direcionada para os objetivos funcionais.

A perspetiva de evolução temporal justifica que possam ser testadas e discutidas abordagens complementares à considerada “tradicional” intervenção em neurologia. Hoje é premente a aceitação de áreas tão diversas como a física dos materiais e a engenharia de sistemas para ajudar a explicar parte das modificações conseguidas neste estudo. A fisioterapia em particular e todas as áreas de intervenção em saúde em geral, num futuro

próximo, terão estas inter-relações dinâmicas e funcionais para promoverem em conjunto a otimização de resultados em saúde.

ANEXOS

A – Declaração de Consentimento Informado

Consentimento informado segundo o protocolo da Declaração de Helsínquia (1964)

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 do *Stiffness* em Indivíduos com Acidente Vascular Encefálico face à Intervenção em Fisioterapia – Repercussões no Levantar e na Marcha”

Eu, abaixo assinado, (nome completo)

_____ compreendi a explicação que me foi fornecida acerca do caso clínico e da investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo que o meu educando será 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 objetivos, 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 sua participação no estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo na assistência que lhe é prestada.

Por isso, consinto que lhe seja aplicada a intervenção proposta pelo investigador.

Data: ____/____/____

Assinatura:

O investigador responsável:

Assinatura: _____

B – Dados em Bruto

Nível de Atividade Muscular – normalizado ao basal e ao máximo:

Indivíduo A					
		M0		M1	
		Basal	Máximo	Basal	Máximo
STS	GM IPSI	234,88%	49,63%	163,40%	74,40%
	SOL IPSI	271,20%	28,51%	107,63%	72,15%
	GM CONTRA	174,12%	36,62%	219,53%	50,43%
	SOL CONTRA	228,62%	30,29%	163,43%	42,94%
Marcha Apoio CONTRA	GM IPSI	78,73%	1,33%	103,57%	3,79%
	SOL IPSI	48,71%	2,84%	177,86%	46,69%
	GM CONTRA	449,37%	51,04%	763,93%	32,71%
	SOL CONTRA	425,33%	69,68%	219,04%	20,68%
Marcha Apoio IPSI	GM IPSI	2877,98%	50,69%	99,78%	71,18%
	SOL IPSI	715,63%	50,31%	209,90%	55,34%
	GM CONTRA	320,21%	7,59%	200,32%	7,10%
	SOL CONTRA	73,12%	7,29%	395,91%	31,59%

Indivíduo B					
		M0		M1	
		Basal	Máximo	Basal	Máximo
STS	GM IPSI	21,99%	185,27%	163,40%	74,40%
	SOL IPSI	77,63%	3872,38%	107,63%	72,15%
	GM CONTRA	29,44%	230,09%	219,53%	50,43%
	SOL CONTRA	66,88%	1624,21%	163,43%	42,94%
Marcha Apoio CONTRA	GM IPSI	973,98%	42,86%	529,36%	83,17%
	SOL IPSI	968,13%	25,80%	288,54%	53,84%
	GM CONTRA	90,14%	3,96%	75,54%	5,02%
	SOL CONTRA	808,00%	26,50%	134,82%	29,76%
Marcha Apoio IPSI	GM IPSI	67,74%	2,98%	1680,51%	37,58%
	SOL IPSI	1823,51%	48,60%	310,71%	48,88%
	GM CONTRA	622,89%	27,39%	90,41%	6,00%
	SOL CONTRA	226,40%	7,43%	83,08%	17,90%

Indivíduo C					
		M0		M1	
		Basal	Máximo	Basal	Máximo
STS	GM IPSI	477,33%	33,29%	565,90%	57,87%
	SOL IPSI	77,28%	7,76%	814,81%	47,64%
	GM CONTRA	864,88%	69,92%	144,62%	49,39%
	SOL CONTRA	119,53%	10,22%	108,93%	37,54%
Marcha Apoio CONTRA	GM IPSI	172,04%	34,32%	181,11%	8,79%
	SOL IPSI	654,07%	22,11%	261,39%	20,35%
	GM CONTRA	212,42%	43,65%	153,66%	39,96%
	SOL CONTRA	223,61%	17,51%	160,77%	27,18%
Marcha Apoio IPSI	GM IPSI	167,74%	25,38%	116,75%	16,68%
	SOL IPSI	399,83%	35,30%	302,36%	32,15%
	GM CONTRA	175,85%	20,37%	86,93%	23,07%
	SOL CONTRA	967,14%	36,96%	42,21%	6,69%

Indivíduo D					
		M0		M1	
		Basal	Máximo	Basal	Máximo
STS	GM IPSI	444,40%	8,13%	625,71%	11,39%
	SOL IPSI	226,15%	32,98%	685,56%	46,50%
	GM CONTRA	120,23%	55,44%	166,22%	57,81%
	SOL CONTRA	171,04%	29,61%	325,14%	41,18%
Marcha Apoio CONTRA	GM IPSI	66,77%	21,11%	247,46%	4,26%
	SOL IPSI	69,51%	16,10%	176,92%	23,34%
	GM CONTRA	49,28%	5,45%	247,46%	4,26%
	SOL CONTRA	18,60%	2,91%	128,21%	16,91%
Marcha Apoio IPSI	GM IPSI	252,97%	79,99%	1180,71%	56,60%
	SOL IPSI	55,60%	12,88%	252,29%	27,47%
	GM CONTRA	115,03%	12,73%	115,94%	1,07%
	SOL CONTRA	111,22%	17,40%	64,06%	6,50%

Valores de *Stiffness* por indivíduo:

Indivíduo A												
Angulos	IPSI M0 5	IPSI M1 5	CONTRA M0 5	CONTRA M1 5	IPSI M0 1	IPSI M1 1	CONTRA M0 1	CONTRA M1 1	IPSI M0 0,25	IPSI M1 0,25	CONTRA M0 0,25	CONTRA M1 0,25
-15		0,9237								1,0393		
-14		0,8522								0,9478		
-13		0,7850								0,8618		
-12		0,7222								0,7814		
-11		0,6634								0,7062		
-10		0,6087	0,3544	1,3866			0,8912	1,0603		0,6363	1,0305	1,0081
-9		0,5578	0,3578	1,2735	0,0000		0,8106	0,9794	0,0000	0,5714	0,9284	0,9410
-8	0,4979	0,5106	0,3586	1,1665	0,9159		0,7369	0,9029	0,8759	0,5114	0,8387	0,8779
-7	0,5114	0,4669	0,3568	1,0654	0,8392		0,6699	0,8308	0,8742	0,4561	0,7609	0,8189
-6	0,5218	0,4267	0,3526	0,9702	0,7716		0,6094	0,7630	0,8640	0,4055	0,6940	0,7636
-5	0,5290	0,3897	0,3459	0,8806	0,7126		0,5552	0,6993	0,8463	0,3593	0,6375	0,7121
-4	0,5332	0,3558	0,3366	0,7965	0,6614		0,5070	0,6397	0,8220	0,3174	0,5906	0,6642
-3	0,5346	0,3249	0,3249	0,7178	0,6172		0,4645	0,5841	0,7920	0,2797	0,5525	0,6197
-2	0,5331	0,2969	0,3108	0,6444	0,5795		0,4275	0,5324	0,7573	0,2461	0,5227	0,5787
-1	0,5291	0,2715	0,2942	0,5760	0,5473		0,3958	0,4845	0,7189	0,2163	0,5002	0,5408
0	0,5225	0,2487	0,2752	0,5126	0,5201		0,3692	0,4403	0,6778	0,1903	0,4845	0,5061
1	0,5135	0,2283	0,2538	0,4540	0,4971		0,3474	0,3997	0,6349	0,1679	0,4748	0,4744
2	0,5023	0,2101	0,2300	0,4000	0,4775		0,3301	0,3626	0,5911	0,1489	0,4703	0,4455
3	0,4888	0,1941	0,2039	0,3506	0,4608	0,2377	0,3171	0,3289	0,5474	0,1333	0,4705	0,4195
4	0,4734	0,1800	0,1754	0,3055	0,4460	0,2269	0,3082	0,2985	0,5048	0,1208	0,4744	0,3960
5	0,4560	0,1677	0,1446	0,2646	0,4326	0,2181	0,3032	0,2713	0,4643	0,1113	0,4815	0,3751
6	0,4368	0,1571	0,1114	0,2278	0,4198	0,2111	0,3018	0,2472	0,4268	0,1047	0,4910	0,3566
7	0,4160	0,1481	0,0760	0,1950	0,4068	0,2057	0,3037	0,2262	0,3932	0,1009	0,5021	0,3403
8	0,3935	0,1404	0,0382	0,1659	0,3931	0,2020	0,3087	0,2081	0,3645	0,0996	0,5143	0,3263
9	0,3697	0,1340	0,0018	0,1405	0,3777	0,1996	0,3166	0,1928	0,3417	0,1008	0,5266	0,3142
10	0,3445	0,1287	0,0440	0,1186	0,3601	0,1986	0,3272	0,1803	0,3258	0,1043	0,5385	0,3041
11	0,3181	0,1244	0,0885	0,1001	0,3395	0,1988	0,3402	0,1704	0,3177	0,1100	0,5492	0,2958
12	0,2907	0,1208	0,1352	0,0847	0,3151	0,2000	0,3553	0,1631	0,3183	0,1176	0,5579	0,2891
13	0,2622	0,1180	0,1840	0,0725	0,2864	0,2023	0,3723	0,1581	0,3286	0,1272	0,5641	0,2841
14	0,2330	0,1156	0,2351	0,0631	0,2524	0,2053	0,3910	0,1556	0,3496	0,1384	0,5668	0,2804
15	0,2030	0,1137	0,2884	0,0566	0,2126	0,2091	0,4112	0,1553	0,3823	0,1513	0,5655	0,2781
16	0,1724	0,1120	0,3437	0,0527	0,1662	0,2135	0,4326	0,1572		0,1656	0,5594	0,2770
17	0,1414	0,1104	0,4012	0,0513	0,1124	0,2183	0,4549	0,1611		0,1812	0,5477	0,2769
18	0,1099	0,1087	0,4609	0,0522	0,0507	0,2236	0,4779	0,1670		0,1979	0,5299	0,2779
19		0,1069	0,5226	0,0554		0,0000	0,5014	0,1748		0,2157	0,5050	0,2796
20		0,1047	0,5864	0,0606		0,0000	0,5252	0,1843		0,2343	0,4725	0,2821
21		0,1020	0,6523	0,0677		0,0000	0,5490	0,1955		0,2536	0,4316	0,2852
22		0,0987	0,7202	0,0766		0,0000	0,5725	0,2083		0,2735	0,3815	0,2887
23		0,0947	0,7901	0,0872		0,0000	0,5955	0,2226		0,2939	0,3217	0,2927
24		0,0897		0,0992		0,0000	0,6178	0,2383		0,3145	0,2512	0,2968
25		0,0837		0,1126		0,0000	0,6392	0,2553		0,3353	0,1695	0,3011

26		0,0765		0,1272		0,0000	0,6594	0,2735		0,3561	0,0758	0,3054
27		0,0679		0,1428		0,0000		0,2928		0,3767		0,3095
28				0,1594		0,0000		0,3131		0,3971		0,3135
29				0,1767		0,0000		0,3343		0,4170		0,3170
30				0,1946		0,0000		0,3563		0,4363		0,3201
31						0,0000		0,3790		0,4549		0,3226
32						0,0000		0,4024		0,4727		0,3243
33								0,4263				0,3253
34								0,4506				0,3252
35								0,4753				0,3241
36								0,5002				0,3218
37								0,5253				0,3181
38								0,5503				0,3131
39								0,5754				0,3064

Indivíduo B

Angulos	IPSI M0 5	IPSI M1 5	CONTRA M0 5	CONTRA M1 5	IPSI M0 1	IPSI M1 1	CONTRA M0 1	CONTRA M1 1	IPSI M0 0,25	IPSI M1 0,25	CONTRA M0 0,25	CONTRA M1 0,25
45	0,8115											
-15		0,9237								1,0393		
-14		0,8522								0,9478		
-13		0,7850								0,8618		
-12		0,7222								0,7814		
-11		0,6634								0,7062		
-10		0,6087		1,3866				1,0603		0,6363		1,0081
-9		0,5578		1,2735				0,9794		0,5714		0,9410
-8		0,5106		1,1665				0,9029		0,5114		0,8779
-7		0,4669		1,0654				0,8308		0,4561		0,8189
-6		0,4267		0,9702				0,7630		0,4055		0,7636
-5		0,3897		0,8806				0,6993		0,3593		0,7121
-4		0,3558		0,7965				0,6397		0,3174		0,6642
-3		0,3249		0,7178				0,5841		0,2797		0,6197
-2		0,2969		0,6444	0,0000			0,5324	0,0000	0,2461		0,5787
-1		0,2715		0,5760	0,0000		1,0717	0,4845	0,0000	0,2163	1,7387	0,5408
0	0,6045	0,2487	0,1414	0,5126	0,3077		0,9576	0,4403	0,6899	0,1903	1,3490	0,5061
1	0,5823	0,2283	0,2681	0,4540	0,3123		0,8597	0,3997	0,6410	0,1679	1,0403	0,4744
2	0,5607	0,2101	0,3687	0,4000	0,3159		0,7768	0,3626	0,5997	0,1489	0,8030	0,4455
3	0,5397	0,1941	0,4454	0,3506	0,3185	0,2377	0,7077	0,3289	0,5655	0,1333	0,6275	0,4195
4	0,5193	0,1800	0,5004	0,3055	0,3204	0,2269	0,6512	0,2985	0,5374	0,1208	0,5042	0,3960
5	0,4995	0,1677	0,5359	0,2646	0,3217	0,2181	0,6061	0,2713	0,5149	0,1113	0,4235	0,3751
6	0,4805	0,1571	0,5540	0,2278	0,3225	0,2111	0,5712	0,2472	0,4972	0,1047	0,3758	0,3566
7	0,4622	0,1481	0,5568	0,1950	0,3229	0,2057	0,5453	0,2262	0,4835	0,1009	0,3515	0,3403
8	0,4448	0,1404	0,5465	0,1659	0,3232	0,2020	0,5272	0,2081	0,4733	0,0996	0,3410	0,3263
9	0,4282	0,1340	0,5253	0,1405	0,3234	0,1996	0,5157	0,1928	0,4656	0,1008	0,3347	0,3142
10	0,4125	0,1287	0,4954	0,1186	0,3237	0,1986	0,5096	0,1803	0,4599	0,1043	0,3230	0,3041

11	0,3978	0,1244	0,4589	0,1001	0,3242	0,1988	0,5077	0,1704	0,4554	0,1100	0,2963	0,2958
12	0,3841	0,1208	0,4179	0,0847	0,3252	0,2000	0,5088	0,1631	0,4513	0,1176	0,2450	0,2891
13	0,3714	0,1180	0,3746	0,0725	0,3266	0,2023	0,5117	0,1581	0,4471	0,1272	0,1595	0,2841
14	0,3599	0,1156	0,3312	0,0631	0,3288	0,2053	0,5152	0,1556	0,4418	0,1384	0,0302	0,2804
15	0,3495	0,1137	0,2899	0,0566	0,3317	0,2091	0,5181	0,1553	0,4349	0,1513	0,1525	0,2781
16	0,3403	0,1120	0,2528	0,0527	0,3356	0,2135	0,5192	0,1572	0,4256	0,1656	0,3982	0,2770
17	0,3324	0,1104	0,2220	0,0513	0,3406	0,2183	0,5173	0,1611	0,4131	0,1812	0,7165	0,2769
18	0,3257	0,1087	0,1997	0,0522	0,3469	0,2236	0,5112	0,1670	0,3969	0,1979	1,1170	0,2779
19	0,3204	0,1069	0,1881	0,0554	0,3545	0,2290	0,4997	0,1748	0,3760	0,2157		0,2796
20	0,3165	0,1047	0,1894	0,0606	0,3637	0,2346	0,4816	0,1843	0,3499	0,2343		0,2821
21	0,3140	0,1020		0,0677	0,3746	0,2402		0,1955	0,3178	0,2536		0,2852
22	0,3130	0,0987		0,0766	0,3873	0,2456		0,2083	0,2789	0,2735		0,2887
23	0,3136	0,0947		0,0872	0,4019	0,2509		0,2226	0,2327	0,2939		0,2927
24	0,3157	0,0897		0,0992	0,4187	0,2557		0,2383	0,1782	0,3145		0,2968
25	0,3195	0,0837		0,1126	0,4377	0,2601		0,2553	0,1149	0,3353		0,3011
26	0,3249	0,0765		0,1272	0,4591	0,2639		0,2735		0,3561		0,3054
27	0,3321	0,0679		0,1428		0,2669		0,2928		0,3767		0,3095
28	0,3411			0,1594		0,2692		0,3131		0,3971		0,3135
29	0,3519			0,1767		0,2704		0,3343		0,4170		0,3170
30	0,3645			0,1946		0,2706		0,3563		0,4363		0,3201
31	0,3791					0,2696		0,3790		0,4549		0,3226
32	0,3956					0,2672		0,4024		0,4727		0,3243
33								0,4263				0,3253
34								0,4506				0,3252
35								0,4753				0,3241
36								0,5002				0,3218
37								0,5253				0,3181
38								0,5503				0,3131
39								0,5754				0,3064

Indivíduo C

Angulos	IPSI M0 5	IPSI M1 5	CONTRA M0 5	CONTRA M1 5	IPSI M0 1	IPSI M1 1	CONTRA M0 1	CONTRA M1 1	IPSI M0 0,25	IPSI M1 0,25	CONTRA M0 0,25	CONTRA M1 0,25
36		0,2024										
35		0,1633										
34		0,1277								0,0903		
33		0,0954								0,0549		
32		0,0663								0,0230		
31	5,2272	0,0401			0,0329	0,1516			0,2110	0,0054		
30	4,6440	0,0168			0,0156	0,1235			0,1867	0,0306		
29	4,1316	0,0039			0,0001	0,0979			0,1618	0,0527		
28	3,6828	0,0221			0,0138	0,0747			0,1366	0,0718		
27	3,2904	0,0381			0,0260	0,0538			0,1113	0,0880		
26	2,9472	0,0519			0,0369	0,0349			0,0861	0,1016		
25	2,6460	0,0637		0,1556	0,0464	0,0180	0,3547	0,1457	0,0612	0,1126	0,0197	0,1725

24	2,3796	0,0737		0,1173	0,0547	0,0029	0,3272	0,1331	0,0369	0,1212	0,0296	0,1516
23	2,1408	0,0821		0,0844	0,0620	0,0106	0,3006	0,1213	0,0135	0,1276	0,0356	0,1336
22	1,9224	0,0891	0,3543	0,0568	0,0682	0,0225	0,2751	0,1105	0,0088	0,1318	0,0379	0,1186
21	1,7172	0,0947	0,2907	0,0342	0,0737	0,0331	0,2509	0,1007	0,0298	0,1341	0,0367	0,1064
20	1,5180	0,0992	0,2381	0,0163	0,0784	0,0425	0,2282	0,0922	0,0493	0,1346	0,0322	0,0970
19	1,3176	0,1027	0,1957	0,0029	0,0825	0,0508	0,2073	0,0851	0,0670	0,1334	0,0247	0,0904
18	1,1088	0,1055	0,1627	0,0062	0,0862	0,0581	0,1885	0,0797	0,0826	0,1306	0,0145	0,0865
17	0,8844	0,1076	0,1386	0,0113	0,0894	0,0647	0,1720	0,0760	0,0959	0,1265	0,0018	0,0852
16		0,1093	0,1224	0,0127			0,1580	0,0743		0,1211	0,0132	0,0866
15		0,1107	0,1136	0,0105			0,1467	0,0747		0,1146	0,0303	0,0905
14		0,1120	0,1114	0,0049			0,1384	0,0774		0,1071	0,0492	0,0970
13		0,1133	0,1150	0,0036			0,1334	0,0825		0,0989	0,0696	0,1059
12		0,1148	0,1239	0,0150			0,1319	0,0902		0,0899	0,0913	0,1172
11		0,1167	0,1371	0,0290			0,1341	0,1007		0,0805	0,1141	0,1309
10		0,1192	0,1541	0,0453			0,1402	0,1142		0,0706	0,1378	0,1470
9		0,1224	0,1741	0,0637			0,1505	0,1308		0,0605	0,1621	0,1653
8		0,1265	0,1963	0,0840			0,1653	0,1507		0,0503	0,1867	0,1859
7		0,1316	0,2202	0,1059			0,1848	0,1740		0,0402	0,2114	0,2086
6		0,1380	0,2448	0,1291			0,2092	0,2010		0,0302	0,2360	0,2335
5		0,1457	0,2696	0,1536			0,2387	0,2317		0,0206	0,2603	0,2605
4		0,1550	0,2938	0,1789			0,2736	0,2664		0,0115	0,2840	0,2895
3		0,1660	0,3166	0,2048			0,3142	0,3052		0,0030	0,3068	0,3205
2		0,1790	0,3375	0,2312			0,3607	0,3484		0,0048	0,3285	0,3535
1		0,1940	0,3555	0,2578			0,4133	0,3960		0,0116	0,3489	0,3883
0		0,2112	0,3701	0,2843			0,4722	0,4482		0,0174	0,3678	0,4250
-1		0,2308	0,3805	0,3105				0,5052		0,0220	0,3849	0,4635
-2		0,2530	0,3859	0,3362						0,0252	0,3999	
-3		0,2780										
-4		0,3058										
-5		0,3367										
-6		0,3708										
-7		0,4084										
-8		0,4495										
-9		0,4944										
-10		0,5432										

Indivíduo D

Angulos	IPSI M0 5	IPSI M1 5	CONTRA M0 5	CONTRA M1 5	IPSI M0 1	IPSI M1 1	CONTRA M0 1	CONTRA M1 1	IPSI M0 0,25	IPSI M1 0,25	CONTRA M0 0,25	CONTRA M1 0,25
45										0,6764		
44										0,6267		
43										0,5801		
42										0,5367		
41		0,4331								0,4962		
40		0,4153								0,4587		

39		0,3979								0,4240		
38		0,3811								0,3922		
37		0,3649								0,3630		
36		0,3493		0,3609				0,3433		0,3365		0,2870
35		0,3343		0,3304				0,3039		0,3126		0,2621
34		0,3201		0,3021				0,2686		0,2911		0,2395
33		0,3066		0,2761				0,2372		0,2721		0,2192
32		0,2940		0,2522				0,2096		0,2555		0,2009
31		0,2822		0,2305				0,1855		0,2411		0,1848
30		0,2713		0,2109				0,1649		0,2290		0,1706
29		0,2614		0,1933				0,1475		0,2190		0,1583
28		0,2525		0,1777				0,1332		0,2111		0,1479
27		0,2446		0,1641				0,1217		0,2051		0,1393
26		0,2379		0,1523				0,1130		0,2011		0,1324
25		0,2323		0,1424				0,1069		0,1990		0,1271
24		0,2279		0,1343				0,1032		0,1986		0,1234
23		0,2248		0,1279			1,0738	0,1017		0,1999	0,6999	0,1211
22		0,2229		0,1233			1,0064	0,1022		0,2029	0,6526	0,1203
21		0,2224		0,1203			0,9606	0,1047		0,2075	0,6080	0,1208
20	0,5585	0,2233	0,8453	0,1189	0,3933	0,3391	0,9340	0,1089	0,3582	0,2135	0,5662	0,1226
19	0,4864	0,2256	0,7262	0,1191	0,3724	0,3404	0,9242	0,1147	0,3418	0,2210	0,5273	0,1256
18	0,4231	0,2294	0,6271	0,1208	0,3520	0,3425	0,9288	0,1218	0,3253	0,2298	0,4913	0,1297
17	0,3681	0,2348	0,5461	0,1239	0,3323	0,3447	0,9454	0,1302	0,3087	0,2399	0,4584	0,1349
16	0,3209	0,2417	0,4818	0,1285	0,3134	0,3468	0,9716	0,1396	0,2923	0,2511	0,4287	0,1410
15	0,2810	0,2503	0,4323	0,1344	0,2953	0,3481	1,0050	0,1499	0,2762	0,2636	0,4022	0,1481
14	0,2479	0,2605	0,3960	0,1417	0,2782	0,3482	1,0432	0,1609	0,2606	0,2771	0,3791	0,1560
13	0,2212	0,2725	0,3713	0,1502	0,2621	0,3467	1,0838	0,1725	0,2456	0,2915	0,3594	0,1647
12	0,2004	0,2863	0,3563	0,1599	0,2473	0,3429	1,1244	0,1845	0,2314	0,3069	0,3434	0,1741
11	0,1850	0,3019	0,3496	0,1708	0,2336	0,3366	1,1626	0,1967	0,2182	0,3232	0,3309	0,1841
10	0,1745	0,3193	0,3493	0,1829	0,2213	0,3271	1,1960	0,2089	0,2062	0,3402	0,3222	0,1946
9	0,1684	0,3387	0,3538	0,1960	0,2104	0,3140	1,2222	0,2210	0,1955	0,3579	0,3173	0,2056
8	0,1663	0,3600	0,3615	0,2102	0,2011	0,2969	1,2388	0,2328	0,1863	0,3763	0,3164	0,2171
7	0,1677	0,3834	0,3705	0,2253	0,1934	0,2751	1,2434	0,2442	0,1787	0,3952	0,3195	0,2288
6	0,1721	0,4088	0,3794	0,2414	0,1874	0,2484	1,2336	0,2549	0,1730	0,4146	0,3267	0,2409
5	0,1790	0,4363	0,3863	0,2584	0,1833	0,2161	1,2070	0,2649	0,1692	0,4344	0,3382	0,2531
4	0,1879	0,4660	0,3896	0,2762	0,1811	0,1778	1,1612	0,2739	0,1676	0,4545	0,3540	0,2654
3	0,1984	0,4979	0,3877	0,2948	0,1809		1,0938	0,2818	0,1683	0,4749	0,3742	0,2778
2	0,2100	0,5320	0,3787	0,3142	0,1828		1,0024	0,2883	0,1716	0,4956	0,3989	0,2902
1	0,2222	0,5685	0,3612	0,3342	0,1869		0,8846	0,2934	0,1775	0,5163	0,4282	0,3025
0	0,2345	0,6073	0,3333	0,3549	0,1933		0,7380	0,2969	0,1862	0,5371	0,4622	0,3146
-1	0,2464	0,6485		0,3762	0,2021			0,2986	0,1979	0,5579		0,3265
-2	0,2575	0,6922		0,3980	0,2134			0,2983	0,2128	0,5786		0,3380
-3	0,2673	0,7383		0,4204	0,2273			0,2958	0,2311	0,5991		0,3492
-4	0,2753	0,7870		0,4432	0,2439			0,2911	0,2528	0,6194		0,3599
-5	0,2810	0,8383			0,2633				0,2782	0,6394		
-6	0,2839	0,8922			0,2856				0,3074	0,6590		

-7	0,2836	0,9488			0,3108				0,3407	0,6781		
-8	0,2796				0,3391				0,3781			
-9	0,2714				0,3706				0,4199			
-10	0,2585				0,4053				0,4662			