

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

Telma Luísa Moreira Brás

STIFFNESS DA TIBIOTÁRSICA EM SUJEITOS
COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

PROCESSO DE RACIOCÍNIO CLÍNICO

Relatório submetido à Escola Superior de Tecnologia a Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – opção Neurologia, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Maria Augusta Ferreira Silva e sob coorientação da Professora Doutora Andreia Sousa e da Mestre Joana Ferreira

Setembro, 2013

Agradecimentos

À Professora Doutora Augusta Silva, que sempre contribuiu para o meu crescimento pessoal e profissional, impulsionando-me sempre a ser melhor. Este foi mais um contributo precioso, e a sua orientação imprescindível para a concretização deste trabalho.

Às minhas co-orientadoras, pela prestabilidade e ajuda.

Aos participantes no estudo, que me permitiram fazer parte do seu processo de reabilitação.

Aos locais de estágio e todos os colegas do serviço, pela compreensão e ajuda.

Ao meu núcleo de relações pessoais, que tanto me incentivaram e apoiaram para a concretização deste trabalho.

Obrigada.

Índice Geral

Índice de Tabelas	V
Índice de Figuras	V
Índice de Abreviaturas.....	V
CAPITULO I – INTRODUÇÃO	1
CAPITULO II- ESTUDO SÉRIE CASOS	7
Resumo	7
Abstract.....	7
1. Introdução.....	9
2. Metodologia.....	12
2.1 Participantes	12
2.2 Instrumentos	13
2.3 Procedimentos	15
2.3.1 Procedimentos de avaliação	15
2.3.1.1. Recolha de dados	16
2.3.1.2 Análise de dados	17
2.3.2 Intervenção.....	18
2.4 Ética.....	21
3. Resultados.....	21
4. Discussão.....	26
5. Conclusão	30
CAPITULO III-DISSCUSSÃO/CONCLUSÃO.....	31
Bibliografia.....	35
Anexo A.....	41
Anexo B.....	43

Índice de Tabelas

Tabela I – Caracterização dos sujeitos quanto ao género (M-Masculino; F-Feminino), idade (anos), peso (Kg), altura (m), membro contralateral à lesão (CONTRA), <i>score</i> FM-MI (<i>score</i> máximo 36) e tempo de evolução (meses)	13
Tabela II – Principal problema e hipótese clínica delineadas para os sujeitos em M0	19
Tabela III – Plano de intervenção para os sujeitos em estudo	20
Tabela IV – Valores de <i>stiffness</i> (Nm/grau) para os indivíduos A, B e C no momento M0 e M1	23
Tabela V – Valores de <i>stiffness</i> (Nm/grau) para o indivíduo D e E no momento M0 e M1	24
Tabela VI – Resultados observacionais para os sujeitos no momento M0 e M1	25

Índice de Figuras

Figura 1: Posicionamento para recolha do <i>stiffness</i>	17
---	----

Índice de Abreviaturas

AVE – Acidente Vascular Encefálico

CONTRA – membro contralateral ao hemisfério lesado

CP – Controlo Postural

DF - Dorsiflexão

EMG – Electromiografia

FM - *Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke*

FP – Flexão Plantar

GM – gastrocnémio medial

ISPI – membro ipsilateral ao hemisfério lesado

MI – Membro Inferior

NMs – Neurónios motores inferiores

SN – Sistema Nervoso

SNC – Sistema Nervoso Central

SOL – Solear

TT – Tibiotársica

CAPITULO I – INTRODUÇÃO

Introdução

Nos últimos anos, os conhecimentos de Neurociência têm sido amplamente alargados (Gjelsvik, 2008; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Os cientistas trabalham no sentido de compreender como 100 bilhões de células nervosas do encéfalo nascem, crescem, e se conectam. A Neurociência estuda a forma como estas células se organizam em circuitos funcionais, eficazes, e que geralmente permanecem em condições de funcionamento para a vida (<http://www.sfn.org/>).

São vários os aspetos do Sistema Nervoso (SN) (moleculares, celulares, de desenvolvimento, estruturais, funcionais, evolutivos, e médicos) que a Neurociência abrange. A realização de estudos não só em animais, mas também em humanos (saudáveis ou com patologia), aliado aos avanços em neuroimagem não invasiva (tomografia computadorizada, tomografia por emissão de positrões, e a ressonância magnética funcional), permitem uma visão integrada do funcionamento do encéfalo permitindo o estudo das alterações decorrentes de lesões do Sistema Nervoso Central (SNC) (Gjelsvik, 2008; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Esta área de investigação é de extrema importância. De facto mais de 1.000 patologias do cérebro e do SNC em geral resultam num maior número de hospitalizações do que qualquer outro grupo de doenças, incluindo doenças cardíacas e cancro. Em 2007, dados da Organização Mundial de Saúde estimavam que as patologias do foro neurológico afetavam até um bilião de pessoas em todo o mundo, com custos elevadíssimos. Na verdade, as estatísticas apontam para que as patologias neurológicas correspondam a 11% do total de patologias do mundo, não incluindo a saúde mental e transtornos de dependência (<http://www.sfn.org/>).

Das várias lesões ao nível do SNC, sabe-se que a decorrente do Acidente Vascular Encefálico (AVE) é um dos mais comuns, graves e incapacitantes problemas de saúde a nível mundial (Ferro, Massaro, & Mas, 2010; Hinkle & Guanci, 2007; Kollen et al., 2009). Nos países mais desenvolvidos é a terceira causa mais comum de morte e é a principal causa de morbidade, sendo que a sua incidência continua a aumentar (Langhorne, Coupar, & Pollock, 2009). Aproximadamente 67% de todos os sobreviventes pós AVE apresentam comprometimento motor e cerca de 25% perdem a sua independência (Piovesan, Morasso, Giannoni, & Casadio, 2013), com repercussões nas atividades e participação destes sujeitos. Das alterações neuro-motoras decorrentes do AVE, uma das maiores dificuldades prende-se a nível motor, manifestando-se na perda ou limitação da

mobilidade, alterações a nível do controlo do movimento assim como ao nível do controlo postural (CP) (Graham, Eustace, Brock, Swain, & Irwin-Carruthers, 2009; Langhorne et al., 2009). De facto, as alterações do CP interferem ou podem justificar alterações no nível da atividade muscular bem como na capacidade de elaborar uma representação interna do corpo, com base nos *inputs* sensoriais. O CP exige processos neurais complexos envolvidos na organização da estabilidade e orientação, e resulta da conexão que se estabelece entre as várias estruturas responsáveis pela receção, processamento e integração sensório-motora (Carvalho & Almeida, 2008; Graham et al., 2009).

A disfunção do movimento verificada após o AVE pode resultar de alterações no padrão de recrutamento muscular e sequência de ativação (Slijper, Latash, Rao, & Aruin, 2002). Estudos científicos relatam também alterações no recrutamento de unidades motoras, excessiva coativação (Gracies, 2005a) e mudanças nas propriedades das fibras musculares (Gracies, 2005b). Não obstante desta evidência ainda existem pontos em discussão. Apesar da espasticidade já não ser entendida como a principal fonte de disfunção do movimento (Vattanasilp, Ada, & Crosbie, 2000), ainda é frequentemente considerada como um problema a resolver por si só (Gracies, 2005a). Por outro lado, a identificação de condições hipertónicas sem que seja estabelecido o predomínio biomecânico ou neuronal da condição não tem facilitado o desenvolvimento de estratégias de intervenção na área da Fisioterapia (Lundy-Ekman, 2008). De facto, a utilização de instrumentos para avaliação do tónus baseado na quantidade de resistência oferecida ao alongamento passivo do músculo, como o caso da escala de *Ashworth* e da *Modified Ashworth Scale* tem levado a que estes sujeitos sejam encaminhados para intervenções medicamentosas quando identificados aumentos desta resistência. No entanto a desorganização do tónus postural pode ser também justificada pela diminuição do CP que se poderá refletir num aumento do *stiffness* (Gracies, 2005a; Gracies, 2005b). Esta premissa poderá justificar que a intervenção possa ter enfoque no aumento do nível de atividade (estabilidade) em oposição a estratégias que apostam na inibição da atividade muscular como o caso da aplicação da toxina botulínica (Lorentzen et al., 2010; Teasell, Foley, Pereira, Sequeira, & Miller, 2012; Teasell, Foley, et al., 2009; Teasell, Meyer, et al., 2009).

A potencialidade para reorganizar o CP de forma a repercutir-se positivamente nas atividades e participação do indivíduo acenta no princípio de que os sistemas neuromotores têm capacidade de se adaptarem plasticamente aos estímulos do meio (externo e interno) bem como às experiências do sujeito (Graham et al., 2009; Nudo, 2007). A neuroplasticidade permite o fortalecimento ou enfraquecimento de sinapses e a alteração

de conexões funcionais em resposta a um *input* específico, levando à aquisição de habilidades motoras. Estas alterações incluem a reorganização cortical e desenvolvimento de novas sinapses. Esta remodelação pode ocorrer a nível molecular e celular (Graham et al., 2009; Kandel, Schwartz, & Jessel, 2000; Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, 2009).

A abordagem destes sujeitos através de um processo de reabilitação interligado com os aspetos neurofisiológicos e do controlo motor já não é recente. De facto, o conceito de *Bobath*, desenvolvido na década de 50, é desde essa altura a abordagem mais usada na reabilitação em AVE (Kollen et al., 2009; Lennon, Ashburn, & Baxter, 2006; Luke, Dodd, & Brock, 2004; Raine, 2007; Raine et al., 2009), e tem-se vindo a adaptar à crescente compreensão científica do controlo motor e das patologias do SNC (Graham et al., 2009; Raine et al., 2009). No entanto, existem também abordagens onde é dado enfoque a uma reeducação baseada no recurso a estratégias compensatórias bem como abordagem ortopédica composta por alongamentos e reforço muscular do lado “não afetado” (atualmente lado ipsilateral à lesão), com vista a uma maior independência (Kollen et al., 2009; Lennon, Baxter, & Ashburn, 2001), e ainda abordagens mais recentes como *Constraint-induced movement therapy* (Huseyinsinoglu, Ozdincler, & Krespi, 2012; Taub et al., 2013) e *Mirror Therapy* (Toh & Fong, 2012).

De entre as metodologias referidas anteriormente, e apesar da literatura consultada não ser suficiente para inferir sobre a melhor abordagem terapêutica a seguir em sujeitos com AVE (Kollen et al., 2009; Pollock, Baer, Pomeroy, & Langhorne, 2007), o *Conceito de Bobath* parece ser aquele que melhor enfatiza a natureza multifatorial da disfunção do movimento e da participação ativa do indivíduo para otimizar a aprendizagem motora (Gjelsvik, 2008; Luke et al., 2004; Raine et al., 2009). Este conceito assenta numa abordagem pela resolução de problemas para a avaliação e intervenção de sujeitos com distúrbios da função, movimento e CP, devido a lesão do SNC (Graham et al., 2009; Raine, 2007; Raine et al., 2009); dá especial ênfase a dois aspetos interdependentes: a integração do CP e o desempenho de tarefas com controlo de movimento seletivo para permitir sequências coordenadas de movimento. Esses fatores são considerados essenciais para otimizar a recuperação motora e função após AVE (Gjelsvik, 2008; Raine, 2007).

Sendo o processo de reabilitação fundamental onde se enquadra também a Fisioterapia, esta deve ser entendida como um processo interativo, não só entre o indivíduo e a tarefa (Raine, 2007), mas também com o meio ambiente (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Cabe ao fisioterapeuta promover esta integração potenciando a participação na vida diária. O *handling* ou facilitação inerente a esta abordagem traduz-se na aplicação de *input* propriocetivo e somatossensorio ajustados à resposta ativa dos sujeitos durante a realização de uma tarefa funcional, aumentando a experiência de movimento e permitindo a obtenção de sucesso na realização da mesma. (Luke et al., 2004; Raine, 2007; Raine et al., 2009). 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 e identificar potenciais défices secundários (Gjelsvik, 2008).

Neste processo de reabilitação o raciocínio clínico é fundamental ao longo da avaliação e intervenção, pois permite a tomada de decisões diferentes e efetivas para cada situação específica. Este pressuposto justifica uma prática reflectida, sendo a realização de estágios clínicos uma das formas possíveis de desenvolver esta competência.

Tendo em conta a mais-valia do estágio clínico, durante outubro de 2012 a março de 2013, foi possível realizar um estágio na NeuroRehabilitar, situada em Braga, e na ADC – Clínica de Medicina Física e Reabilitação, situada em Vila Nova de Famalicão. Tendo em conta a população de casos neurológicos das clínicas referidas, constatou-se que o AVE era a patologia mais recorrente, sendo que 5 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.

CAPITULO II- ESTUDO SÉRIE CASOS

Stiffness da Tibiotársica em sujeitos com Acidente Vascular Encefálico -

Processo de Raciocínio Clínico

TELMA LUISA MOREIRA BRÁS¹

ANDREIA SOUSA², JOANA FERREIRA², RUBIM SANTOS², AUGUSTA SILVA²

¹ ESTSP - Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto; telmabras.fisio@gmail.com

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

Resumo

Introdução: O Controlo Postural é um processo a partir do qual o Sistema Nervoso Central regula a posição do corpo no espaço, sendo um pré-requisito para o movimento. À periferia este processo de Controlo Postural pode ser identificado também através da variação do *stiffness*. O Acidente Vascular Encefálico apresenta-se como a patologia onde os sujeitos são referenciados como tendo alteração do *stiffness*, e poderão verificar-se modificações nesta variável no âmbito da reabilitação neuro-motora.

Objetivo: Descrever o comportamento do *stiffness* da tibiotársica, nos dois membros inferiores, em indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico, face a uma intervenção em fisioterapia baseada num processo de raciocínio clínico.

Métodos: 5 sujeitos participaram no estudo, tendo sido implementado um programa de reabilitação para cada um dos sujeitos, por um período de 3 meses, com 2 momentos de avaliação (M0 e M1). O torque e a amplitude articular da tibiotársica foi monitorizada, através do dinamómetro isocinético, durante o movimento passivo de dorsiflexão, a diferentes velocidades (5°/s, 1°/s e 0,25°/s) A atividade eletromiográfica dos músculos Gastrocnémio Interno e Solear foi também recolhida. O valor de *stiffness* foi calculado através da relação torque/posição.

Resultados: Em todos os sujeitos em estudo verificou-se que de uma forma geral o *stiffness* do membro contralateral à lesão apresentou uma modificação no sentido da diminuição em todas as amplitudes em M1. Nos sujeitos A e C, verificou-se que o *stiffness* do membro ipsilateral apresentou uma modificação no sentido da diminuição em M1 (em amplitudes intermédias). Nos sujeitos B, D e E o *stiffness* não apresentou modificações. O *stiffness* não variou com a velocidade.

Conclusão: O *stiffness* apontou para uma diminuição, nos sujeitos em estudo no membro contralateral à lesão e no membro ipsilateral à lesão nos sujeitos A e C em amplitudes intermédias.

Palavras-chave: *Stiffness*; Tibiotársica; Acidente Vascular Encefálico; Reabilitação, *Bobath Concept*.

Abstract

Introduction: Postural Control is a process from which the Central Nervous System regulates the position of the body in space, being a prerequisite for the movement. On the periphery, this process of Postural Control can also be identified by the variation of stiffness. The stroke presents as the condition where subjects are referred as having stiffness changes, and there might have changes in this variable in the context of neuro-motor rehabilitation.

Objective: Describe the behavior of the ankle stiffness in both lower limbs in individuals post stroke, faced with a intervention therapy based on clinical reasoning process.

Methods: 5 subjects participated in the study, and it was implemented a rehabilitation program for each subject, for a period of three months, with 2 time points (M0 and M1). Torque and ankle joint range of motion was monitored through the isokinetic dynamometer during passive dorsiflexion motion at different speeds (5°/s, 1°/s and 0,25°/s). The electromyographic activity of the medial gastrocnemius and soleus muscles was also collected. The value of the stiffness was calculated from the ratio torque / position.

Results: In all the subjects in study it was found that generally stiffness of the limb contralateral to the lesion showed a change towards decreased in all amplitudes in M1. In the subjects A and C, it was found that stiffness of the ipsilateral limb had a change in the sense of decrease in M1 (in intermediate ranges). In subject B, D and E the stiffness showed no changes. The stiffness did not vary with speed.

Conclusion: The stiffness pointed to a decrease, on the subjects in study in the limb contralateral to the lesion and the ipsilateral limb in subjects A and C in intermediate amplitudes.

Keywords: Stiffness, Ankle, Stroke, Rehabilitation, Bobath Concept

1. Introdução

O conceito de controlo postural (CP) é percebido como um processo a partir do qual o SNC regula a posição do corpo no espaço, através da componente de orientação e estabilidade, sendo um pré-requisito para o movimento (Carvalho & Almeida, 2008; Graham et al., 2009; Haines, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Para este processo é fundamental informação sensorial relativa tanto ao ambiente externo como às condições internas do corpo (Riemann & Lephart, 2002), sendo de referir também a importância da integração destes com sistemas motores eferentes (Carvalho & Almeida, 2008; Raine et al., 2009; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Dos diferentes tipos de *input* aferente, a propriocepção assume especial importância para a estabilidade articular funcional, necessária para todas as tarefas motoras (Gabriel et al., 2008; Mochizuki & Amadio, 2006; Riemann & Lephart, 2002). De facto, os diferentes recetores informam continuamente o SNC sobre a relação estabelecida entre os vários segmentos corporais (representação interna), bem como a relação com o meio externo (Carvalho & Almeida, 2008; Graham et al., 2009; Mochizuki & Amadio, 2006). É de salientar que a informação aferente proveniente dos fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de Golgi permitem ao SN regular a atividade muscular, essencial para a organização do CP face à variação do *input* aferente. Neste processo de regulação o Cerebelo assume extrema importância pelo seu papel integrador da informação oriunda de múltiplas fontes desde a formação reticular, o córtex e a periferia (Haines, 2006; Machado, 2005).

À periferia este processo de CP pode ser identificado também através da variação do *stiffness*. Apesar de considerado uma propriedade mecânica relacionada com a resistência das estruturas articulares e periarticulares ao movimento (Gabriel et al., 2008; Lamontagne, Malouin, & Richards, 2000; Nordez, Cornu, & McNair, 2006; Pisano et al., 2000; Riemann, DeMont, Ryu, & Lephart, 2001), engloba contribuições de todas as estruturas internas e externas à articulação (Blackburn, Padua, Riemann, & Guskiewicz, 2004; Riemann & Lephart, 2002; Riemann et al., 2001; Whitting, Steele, McGhee, & Munro, 2012). Estes aspetos permitem identificar quer fatores biomecânicos quer fatores neurais na produção de *stiffness* (Gabriel et al., 2008; Kobayashi, Leung, Akazawa, Tanaka, & Hutchins, 2010; Riemann & Lephart, 2002; Vattanasilp et al., 2000). Todos estes componentes envolvidos no *stiffness* justificam que este possa ser quantificado através da

relação entre o torque de resistência oferecido pela articulação e a amplitude de movimento durante o deslocamento articular passivo quando o músculo é alongado sem presença de atividade contráctil (Aquino, Gonçalves, Fonseca, & Mancini, 2004; Blackburn, Padua, et al., 2004).

As propriedades do *stiffness* passivo têm vindo a ser investigadas em estudos das áreas de reabilitação e do desporto e em jovens (Aquino et al., 2004; Blackburn, Riemann, Padua, & Guskiewicz, 2004; Nordez et al., 2006; Riemann et al., 2001). Em casos do foro neurológico, o estudo desta temática é ainda escasso, sendo que, das lesões do SNC, o Acidente Vascular Encefálico (AVE) apresenta-se como a patologia onde os sujeitos são referenciados como tendo alteração do *stiffness* (Aquino et al., 2004; Kobayashi et al., 2010; Lamontagne et al., 2000; Lamontagne, Malouin, Richards, & Dumas, 2002; Pisano et al., 2000; Ross, Foreman, & Engsberg, 2011; Svantesson, Takahashi, Carlsson, Danielsson, & Sunnerhagen, 2000). Poucos estudos têm avaliado o *stiffness* em sujeitos após AVE com recurso ao dinamómetro isocinético e eletromiografia (EMG) (Aquino et al., 2004; Lamontagne et al., 2000; Svantesson et al., 2000).

Este fator de caracterização dos AVE, em casos de *stiffness* aumentado, tem sido frequentemente denominado de espasticidade, e é atribuído à falta de inibição por parte das estruturas encefálicas lesadas (Willerslev-Olsen, Lorentzen, Sinkjaer, & Nielsen, 2013). No entanto, sabe-se que uma lesão do SNC que comprometa a função de sistemas com influência sobre o recrutamento de neurónios motores inferiores (NMs) e interneurónios, interfere essencialmente sobre a capacidade de recrutar atividade bem como a sua modulação. Assim, o aumento do *stiffness* passivo nos sujeitos com AVE pode ser entendido como uma adaptação funcional à diminuição de movimento ativo. A contribuição desta componente passiva pode ser tão elevada que pode atuar como um ponto de fixação, de forma a imobilizar a rotação anterior da tíbia em relação ao pé (Lamontagne et al., 2000).

Esta perspetiva sobre a possível presença de alteração do *stiffness* nos sujeitos com AVE permite compreender que poderá ser possível verificar modificações nesta variável no âmbito da reabilitação neuro-motora (Gao, Grant, Roth, & Zhang, 2009). De facto, a abordagem segundo o *Conceito de Bobath*, baseada na resolução de problemas para avaliação e intervenção em sujeitos com distúrbios da função, do movimento e do CP, poderá dar resposta às possíveis modificações do *stiffness* e traduzir-se em melhores índices de funcionalidade, bem como permitir a reorganização do movimento pós lesão (Graham et al., 2009; Raine, 2007; Raine et al., 2009). Para isso a identificação vs

resolução de problemas específicos nestes sujeitos, predominantemente relacionados com alterações de alinhamento e níveis de atividade muscular podem repercutir-se numa modificação (re-organização) do *stiffness* (Lennon, 2003; Raine et al., 2009). É de salientar a escassez de estudos no âmbito do *stiffness* ao longo do processo de reabilitação nestes sujeitos (Bressel & McNair, 2002; Roy, Forrester, Macko, & Krebs, 2013; Willerslev-Olsen et al., 2013). Por outro lado a variabilidade de possíveis problemas a resolver em cada sujeito justifica que sejam desenvolvidos estudos de caso bem como de série de casos.

Assim, estabeleceu-se como objetivo descrever o comportamento do *stiffness* da tibiotársica (TT), nos dois membros inferiores, em sujeitos pós AVE, face a uma intervenção em Fisioterapia baseada num processo de raciocínio clínico.

2. Metodologia

2.1 Participantes

Considerando o presente objetivo, 5 sujeitos com lesão do SNC, nomeadamente AVE, participaram no estudo.

Os participantes apresentavam história de um episódio de AVE unilateral de etiologia isquémica com envolvimento da Artéria Cerebral Média (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); tendo por base a aplicação escala de *Ashworth*, os sujeitos apresentavam aumento de tónus, tendo todos eles pelo menos valor de 1 (escala varia de 0= sem aumento de tónus e 4= resistência máxima ao movimento passivo na flexão ou extensão) (Bressel & McNair, 2002; Lamontagne et al., 2000; Mikołajewska, 2012; Pisano et al., 2000; Roy et al., 2013).

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); estavam possibilitados 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).

Expectativas dos sujeitos face ao processo de reabilitação

Para uma melhor caracterização dos sujeitos em estudo, estes foram questionados sobre as expectativas que tinham em relação ao seu processo de reabilitação. Todos referiram que gostariam de melhorar a sua capacidade de marcha, sendo que:

- o sujeito A, relatou que gostava de ver a velocidade de marcha melhorada;
- o sujeito B, sentir-se mais seguro aquando da marcha, sem necessidade de recorrer a apoio, o que acontecia frequentemente;

- o sujeito C referiu vontade em sentir-se capaz de permanecer de pé de forma mais segura durante um maior período de tempo e ser capaz de andar sozinho curtas distâncias;

- o sujeito D referiu que gostaria de fazer a sua caminhada diária sem ficar tão cansado no final;

-o sujeito E referiu que gostava de se sentir mais livre e mais seguro em todas as atividades que implicam estar de pé (marcha mais rápida, subir e descer escadas, deslocar-se em pisos irregulares).

Para além disso referiram ainda que gostariam de retomar as suas atividades profissionais nem que fosse parcialmente (sujeitos B,C e E), ser capaz de realizar duas tarefas ao mesmo tempo (por exemplo, lavar os dentes na posição de pé – sujeito C); aumentar o seu nível de participação a nível social (sujeito B, D, e E), e retomar alguns *hobbies*, como caminhadas (sujeito A e D) e desporto (sujeito E).

Na tabela I, encontra-se a caracterização dos sujeitos que integraram o estudo.

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	73	1,57	ESQ	25	55
B	F	47	59	1,69	ESQ	16	42
C	M	56	81,5	1,73	ESQ	9	22
D	M	52	70	1,60	DRT	24	103
E	M	25	80	1,87	ESQ	27	19

2.2 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).

Para medir os dados antropométricos dos sujeitos, recorreu-se a um estadiómetro (*Seca – Medical Scales and Measuring Systems®*, Birmingham, United Kingdom), para medição da altura tendo este um erro padrão de medição de 1 milímetro (mm); e a uma balança para medição da massa corporal Seca 760, com precisão de 1 quilograma (Kg).

A atividade eletromiográfica dos músculos Solear (SOL) e Gastrocnémio Medial (GM) foi recolhida para verificar o critério da ausência de um aumento da atividade muscular decorrente do alongamento passivo. Para tal usou-se o sistema Biopac MP100 Workstation (BiopacSystemsInc., sede em AeroCamino, Goleta, California, EUA).

Utilizaram-se elétrodos ativos, TSD 150B, de superfície circular de cloreto de prata (AgCl), com diâmetro de 11,4 mm, impedância de entrada de 100M Ω e CMRR (*Common-mode rejection ratio*) de 95 dB (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) para o sistema MP100 e pelo *software* Office Excel 2007, da Microsoft.

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*.

2.3 Procedimentos

2.3.1 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 ativação muscular (Gjelsvik, 2008; Raine et al., 2009).

Os procedimentos necessários para a recolha do *stiffness* desenvolveu-se no Centro de Estudos de Movimento e Atividades Humana (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 eletromiográfico, 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 eléctrodos 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 eletromiográfico, 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).

2.3.1.1. Recolha de dados

O conjunto postural de sentado, com fixação lateral do tronco, 90° de flexão da coxofemoral, posição neutra do joelho (0° de extensão) e posição neutra da TT, foi o posicionamento selecionado para a recolha de dados (Figura 1) (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 isocinético, 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 a três velocidades constantes (5°/s, 1°/s e 0,25 °/s). Estas velocidades foram escolhidas visto 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 que a velocidade de 5°/s está reportada como a velocidade máxima que não desperta este reflexo nos indivíduos saudáveis (Leite et al., 2012; Rydahl & Brouwer, 2004). Tendo em conta este fator optou-se por três velocidades, uma reportada pela bibliografia, uma intermédia (1°/s) e a velocidade mínima que o dinamómetro isocinético consegue atingir (0,25°/s).

Durante a recolha caso fosse constatada atividade muscular no SOL e GM, através da análise visual, o teste era substituído por uma nova repetição (Leite et al., 2012).

Os sujeitos foram orientados no sentido de referir qualquer desconforto e a não resistirem, ou auxiliarem, o movimento da alavanca (Riemann et al., 2001).



Figura 1: Posicionamento para recolha do *stiffness*

2.3.1.2 Análise de dados

O sinal eletromiográfico 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 atividade eletromiográfica de forma a obter a posição angular e o torque nos momentos onde não ocorreu um aumento do sinal eletromiográfico do SOL e GM em relação ao sinal obtido na posição inicial. Definiu-se que não ocorreu variação do sinal eletromiográfico 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 traçado eletromiográfico foi filtrado a uma passa-banda de 20 a 450 Hz, tendo sido calculado o valor do *Root Mean Square* (Lorentzen et al., 2012).

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 atividade 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*).




2.3.2 Intervenção

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

Para cada sujeito foram seleccionados *frames* de partes de sequências de movimento e/ou conjuntos posturais de forma a evidenciar os processos identificados no processo de avaliação.

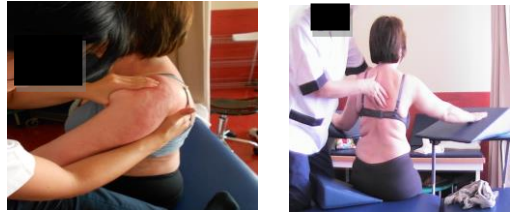



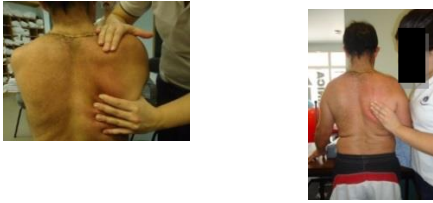
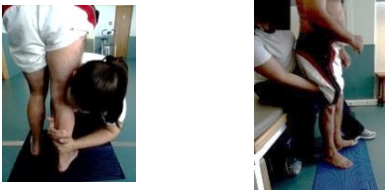


Na tabela II apresenta-se a definição do principal problema e hipótese clínica dos 5 sujeitos, em M0.

Tabela II – Principal problema e hipótese clínica delineadas para os sujeitos em M0 (CONTRA – membro contralateral ao hemisfério lesado; IPSI – membro ipsilateral ao hemisfério lesado)

Sujeito	Foto	Principal Problema a resolver	Hipótese Clínica
A		Diminuição do CP da escápula sobre a grade costal CONTRA e diminuição do CP da coxa CONTRA	Um melhor CP da coxa CONTRA e da escápula CONTRA sobre a grade costal, permitirá uma melhor organização da atividade do hemitronco ipsilesional, e uma organização do <i>stiffness</i> ao nível de ambas as tibiotársicas
B		Diminuição do CP da coxa-femoral CONTRA	O aumento do CP da coxa femoral CONTRA permitirá uma maior organização do <i>stiffness</i> a nível distal e uma organização da função extensora do lado IPSI
C		Diminuição do CP do hemitronco IPSI sobre o membro inferior IPSI	O aumento da função extensora do hemitronco IPSI sobre o membro inferior IPSI, permitirá uma <i>standing leg</i> com adequado CP ao nível da tibiotársica
D		Diminuição do CP da coxa CONTRA	O aumento do CP da coxa permite uma melhor relação entre esta articulação e o hemitronco CONTRA, com repercussões na organização do <i>stiffness</i> da tibiotársica CONTRA
E		Diminuição da capacidade de propulsão do MI IPSI bem como diminuição da função extensora do MI CONTRA	O aumento da capacidade de propulsão do MI IPSI e aumento da função extensora do MI CONTRA permitirá uma melhor organização do <i>stiffness</i> da tibiotársica

Na tabela III encontra-se descrito o plano de intervenção realizado em cada um dos sujeitos (A, B, C, D e E) face à avaliação realizada.

Tabela III – Plano de intervenção para os sujeitos em estudo

ESTRATÉGIAS/PROCEDIMENTOS		
Sujeito	Preparação	Ativação
A	<p>Mobilidade da escápula Extensão linear do tronco</p> 	<p>Recrutar atividade da coxa CONTRA através áreas chave ombro e coxa esquerda</p> 
B	<p>Recrutar atividade dos músculos estabilizadores da gleno-umeral na posição de sentado</p>	<p>Na sequência de movimento sentado para de pé recrutar atividade da coxa através da área chave coxa e tronco</p>
C	<p>Organizar a resposta extensora do hemi-tronco IPSI com informação proprioceptiva e visual</p> 	<p>Organizar o CP do hemi-tronco IPSI sobre o MI IPSI através da cintura escapular</p> 
D	<p>Aumentar CP da escápula Função extensora do lado CONTRA</p> 	<p>Organizar a relação tensão vs comprimento dos músculos posteriores da perna em carga Facilitar coxa sobre tronco CONTRA no início do momento de extensão do <i>sit-to-stand</i></p> 
D	<p>Recrutar atividade da musculatura posterior da perna MI IPSI através da área chave joelho Estimular músculos extensores do joelho CONTRA</p> 	<p>Facilitar <i>interlimb relationship</i> através área chave pélvis</p> 

É de ressaltar que neste plano de intervenção estão sumariamente referidas as estratégias e procedimentos que de forma mais linear se relacionam com os problemas identificados, sendo no entanto de salientar que foram complementados com indicações para casa, preparação de aspetos biomecânicos, programa de fortalecimento específico em alguns grupos musculares (quando aplicável) e integração em tarefas funcionais.

2.4 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 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.

3. Resultados

Os dados brutos da análise encontram-se no Anexo B.

Obtiveram-se os gráficos para o valor do *stiffness*, nas várias velocidades em análise (tabela IV e V), que permitem analisar o *stiffness* entre o lado CONTRA e o lado IPSI, no momento M0 e M1.

Variações do stiffness com a velocidade

De acordo com os valores apresentados nas tabelas IV e V é possível observar uma consistência nos valores de *stiffness*, ao longo de toda a amplitude, nos dois MI's e nos dois momentos (M0 e M1), nas três velocidades adotadas.

No entanto é de realçar que o sujeito B em amplitudes extremas de flexão plantar (FP), apresenta valores elevados de *stiffness* (± 5 Nm/grau) no membro IPSI em M0 e à velocidade de 5°/s (gráfico 4), assim como o sujeito C, cujo *stiffness* é muito mais elevado (± 8 Nm/grau) na FP do membro CONTRA em M0 à velocidade de 0,25°/s. (gráfico 9).

Em amplitudes de dorsiflexão (DF), o sujeito B, apresenta aumento de *stiffness* à velocidade de 1°/s comparativamente com as outras duas velocidades, no membro ISPI, em M1 (gráfico 5).

Variações do stiffness entre M0-M1 dos 5 sujeitos

- Membro CONTRA

Em todos os sujeitos em estudo verificou-se que de uma forma geral o *stiffness* deste membro apresentou uma modificação no sentido da diminuição em todas as amplitudes (tabelas IV e V). No entanto será de referir o comportamento do sujeito A (gráfico 1), que em M1 o *stiffness* aumentou nas amplitudes extremas de DF, na velocidade de 5°/s.

- Membro IPSI

Nos sujeitos A e C, verificou-se que de uma forma geral o *stiffness* deste membro apresentou uma modificação no sentido da diminuição em M1 (principalmente em amplitudes intermédias) (tabela IV). Já nos sujeitos B, D e E o *stiffness* não apresentou modificações entre estes dois momentos (tabelas IV e V).

Stiffness da tibiotársica em sujeitos com AVE – Processo de Raciocínio Clínico

Tabela IV – Valores de *stiffness* (Nm/grau) para os indivíduos A, B e C no momento M0 e M1.

Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5°/s; 1 – velocidade 1°/s; 0,25 – velocidade 0,25°/s; Gráfico 1: Indivíduo A 5°/s; Gráfico 2: Indivíduo A 1°/s; Gráfico 3: Indivíduo A 0,25°/s; Gráfico 4: Indivíduo B 5°/s; Gráfico 5: Indivíduo B 1°/s; Gráfico 6: Indivíduo B 0,25°/s; Gráfico 7: Indivíduo C 5°/s; Gráfico 8: Indivíduo C 1°/s; Gráfico 9: Indivíduo C 0,25°/s.

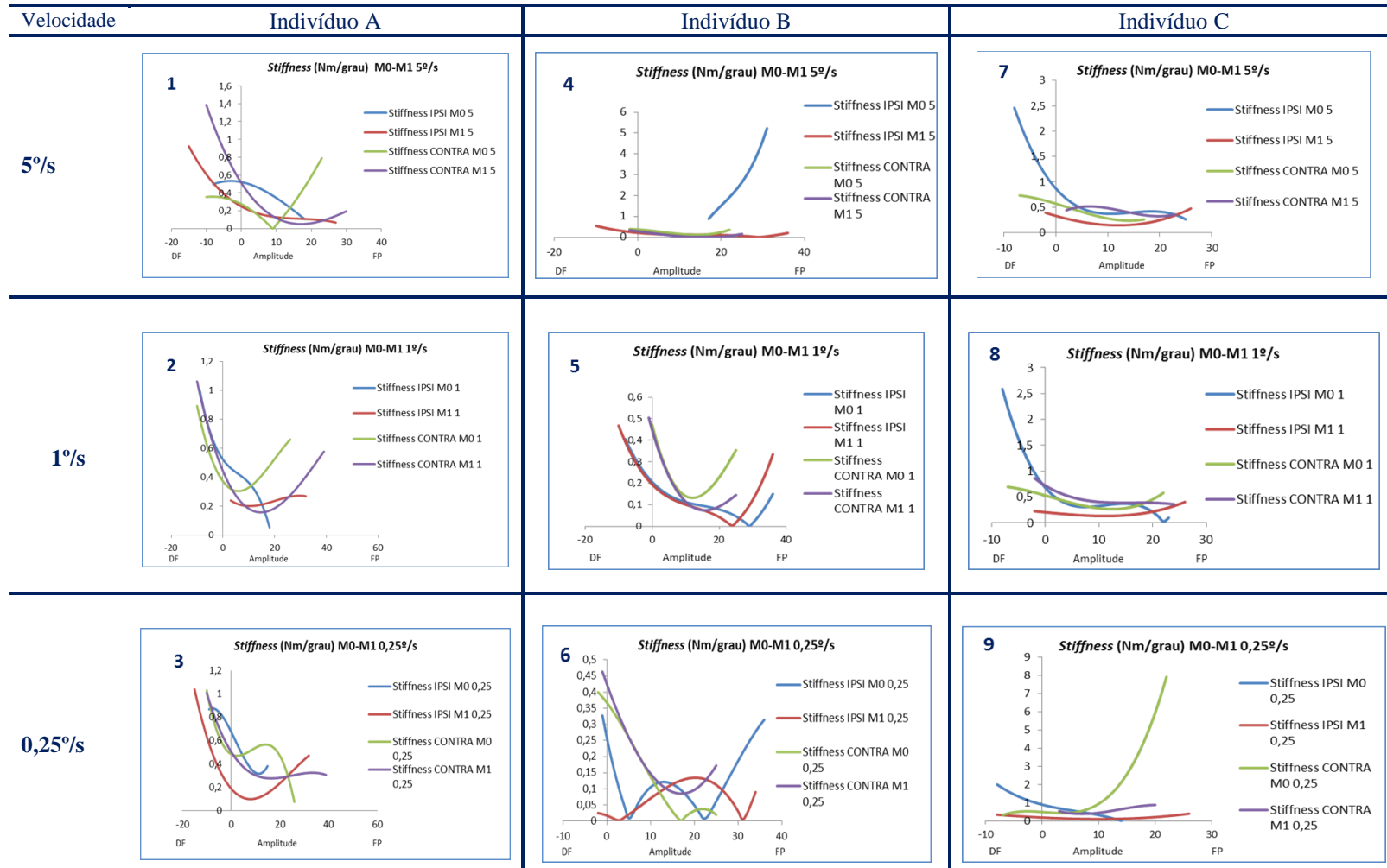
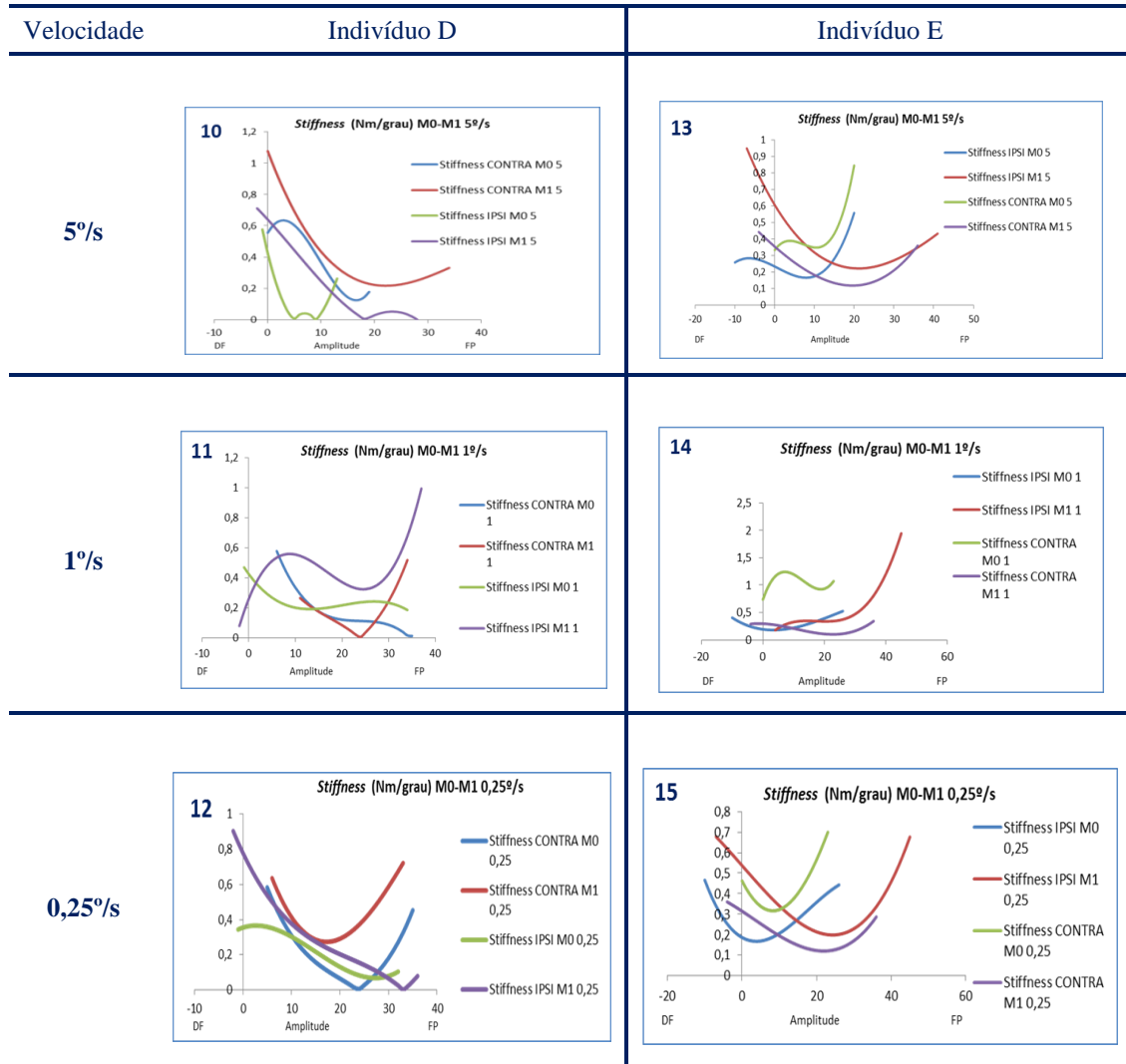


Tabela V – Valores de *stiffness* (Nm/grau) para o indivíduo D e E no momento M0 e M1

Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5°/s; 1 – velocidade 1°/s; 0,25 – velocidade 0,25°/s; Gráfico 10:

Indivíduo D 5°/s; Gráfico 11: Indivíduo D 1°/s; Gráfico 12: Indivíduo D 0,25°/s; Gráfico 13: Indivíduo E 5°/s; Gráfico 14: Indivíduo E 1°/s; Gráfico 15: Indivíduo E 0,25°/s.













- Resultados Observacionais em M0 e M1

Apresentam-se também os registos observacionais, das componentes de movimento para todos os sujeitos, sendo possível o estabelecimento de uma comparação entre o momento M0 e o M1 (tabela VI).

Pela análise da tabela VI, é importante salientar que entre o momento M0 e M1 os sujeitos A e C apresentam uma diferente organização do tronco (orientação). No participante E salienta-se a diminuição do componente de flexão do joelho, no momento de aceitação de carga do M1 CONTRA.

Tabela VI – Resultados observacionais para os sujeitos no momento M0 e M1

Sujeito	M0	M1
A		
B		
C		
D		
E		

-Impacto funcional referido pelos sujeitos decorrente do processo de intervenção

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

4. Discussão

O *stiffness*, como parte integrante do CP, deriva da ação integrada de vários fatores (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 Motor (Given, Dewald, & Rymer, 1995; B. L. Riemann et al., 2001). Desta forma, integra uma série de condicionantes, maioritariamente por disfunção do SNC, que justificam a presença de défices motores no MI CONTRA mas também no lado IPSI (Stoeckel & Binkofski, 2010), repercutindo-se na funcionalidade e atividades dos sujeitos, nomeadamente na posição de pé e marcha (Neckel, Pelliccio, Nichols, & Hidler, 2006). Assim, justifica-se que o principal objetivo funcional referido por todos os sujeitos em estudo tenha sido referente à melhoria da sua capacidade para a marcha (Raine et al., 2009).

As características que os sujeitos apresentavam aquando da avaliação inicial, em M0, relacionaram-se mais com dificuldade de alguns grupos musculares (músculos extensores/estabilizadores da coxa, sinergistas para a função extensora do hemi-tronco) se organizarem em função de um contexto ou de uma tarefa, num processo dinâmico de autorregulação em função do *input*, do que propriamente por uma limitação para o movimento. Foi por isso predominantemente considerado o comprometimento do CP nestes sujeitos (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Estes sujeitos apresentaram características comuns entre eles, nomeadamente défice motor nos MI's (verificado pela aplicação da *Fugl-Meyer*), bem como o aumento de tónus a nível distal, observado pela aplicação da *Ashworth*. No entanto, foi essencialmente

baseado na análise observacional dos componentes do movimento que se desenvolveu o processo de raciocínio clínico como parte integrante das estratégias de intervenção (Edwards, Jones, Carr, Braunack-Mayer, & Jensen, 2004). Estas foram direcionadas para a melhoria do CP, de forma a aumentar o *output* motor e consequentemente influenciar a modulação do tónus postural com expressão sobre o *stiffness*. De facto, as diferentes estratégias utilizadas para cada participante têm em comum a exposição controlada à ação da gravidade em função dos diferentes conjuntos posturais adotados. Em associação procurou-se potenciar o *input* proprioceptivo oriundo das grandes articulações e pés de forma a que através da via espino-cerebelo se potenciasse a entrada de informação para o cerebelo. Esta decisão assenta no conhecimento de que, por um lado a atividade dos motoneurónios gama (NM- γ) é essencial para organizar o tónus postural (Mirbagheri, Barbeau, & Kearney, 2000; Whitting et al., 2012), e por outro lado o cerebelo, face ao *input* aferente oriundo da periferia, pode apresentar capacidade para influenciar a atividade da formação reticular (Haines, 2006).

Tal como o conceito de *Bobath* preconiza, o objetivo da intervenção é otimizar a participação dos sujeitos nos vários contextos da sua vida diária, e não se limita ao desempenho de uma dada tarefa em contexto clínico (Graham et al., 2009; Raine et al., 2009). Desta forma, os indivíduos foram motivados e também responsabilizados no sentido de uma maior e melhor envolvimento no seu processo de reabilitação.

Como as lesões no SNC raramente afetam um sistema ou uma via de forma isolada (Raine et al, 2009), o que observamos pode ser resultado da lesão mas também de alguma imobilidade, alterações do alinhamento, entre outros. Por isso, no programa de intervenção, a fase de preparação é essencial pois permite modificar alguns componentes biomecânicos e potenciar a inter-relação entre vários segmentos corporais. De facto, segundo Raine (2009), as alterações biomecânicas dificultam a ativação e relação dinâmica entre os MI's na base de suporte, bem como entre o tronco e os MI's.

Por outro lado, muitas das manifestações clínicas podem resultar também da disfunção na inter-relação entre os vários circuitos neuronais (Gjelsvik, 2008). O programa de intervenção, específico para cada um, tentou respeitar a variabilidade entre os sujeitos no que se refere às alterações neuro-motoras identificadas.

Os principais problemas definidos ao nível do CP da cintura escapular, da coxo-femural, ou nas várias relações que são necessárias estabelecerem-se entre os vários segmentos corporais para organizar o CP, justifica-se pela possível lesão do sistema cortico-reticular (com percurso anatómico na capsula interna e provável local de lesão dos

sujeitos em estudo), com repercussões na função dos sistemas reticulares (pontino e medullaris) (Haines, 2006). O sistema reticular pontino pela ipsilateralidade da sua projeção pode explicar em parte as opções de se ter procurado organizar o CP no lado IPSI nos sujeitos A e C.

A diferentes velocidades os valores de *stiffness* apontam para uma consistência de valores, ao longo de toda a amplitude. Este facto deve-se essencialmente à recolha do sinal eletromiográfico que assegurou que, independentemente da velocidade de recolha, apenas as propriedades passivas e tónicas do *stiffness* estão contempladas, compreendendo-se a não variação deste com a velocidade. Estudos realizados com diferentes velocidades, reportam valores mais elevados de *stiffness*, no entanto nesses estudos não foi considerado este aspeto contemplando por isso também o *stiffness* reflexivo (Forbes, Happee, van der Helm, & Schouten, 2011; Kobayashi et al., 2010).

O *stiffness* da TT do membro CONTRA, sofreu uma modificação no sentido da diminuição em M1, em todos os sujeitos. De lembrar que neste estudo lançou-se a hipótese que um *stiffness* elevado poderia ser entendido como uma adaptação funcional à diminuição do CP. Apesar desta diminuição do CP ter sido identificada nestes sujeitos, e tendo-se observado uma modificação do *stiffness* no sentido da diminuição entre os dois momentos de avaliação, não nos é possível tirar relações devido à natureza deste estudo. Por outro lado as alterações de *stiffness* também têm sido consideradas como fazendo parte de estratégias compensatórias por parte do SNC para possibilitar a posição de pé e marcha, embora de forma desorganizada (Mirbagheri, Alibiglou, Thajchayapong, & Rymer, 2008). Assim, depreende-se que entre os dois momentos de avaliação os sujeitos tenham também modificado o seu CP refletindo-se na diminuição do *stiffness* do membro CONTRA, em M1.

No membro IPSI, o *stiffness* dos sujeitos B, D e E entre M0 e M1, demonstrou uma quase inexistente variação. No entanto, a aproximação dos valores de *stiffness* dos dois membros (IPSI e CONTRA) em M1, poderá fazer depreender uma re-organização entre membros no âmbito desta variável. Estes resultados levantam algumas questões. Terão as decisões terapêuticas contribuído para a ausência de modificações neste membro? Teria sido importante que ocorresse uma modificação e com isso introduzido maiores assimetrias entre membros? Ou, face à avaliação do membro IPSI, estes sujeitos não apresentavam problemas no âmbito do CP neste membro?

Nos sujeitos A e C, o facto de se ter observado uma modificação do *stiffness* nas amplitudes intermédias no membro IPSI entre M0 e M1, pode ser novamente

fundamentado pela hipótese lançada neste estudo relativo ao facto de uma diminuição do CP poder explicar um aumento do *stiffness*. De facto, a opção terapêutica nestes sujeitos de potenciar o CP no lado IPSI pode de alguma forma ter contribuído para a modificação observada. Por outro lado podemos voltar a salientar que em M1 os membros IPSI e CONTRA tiveram uma aproximação refletindo uma organização bilateral.

Assim, importa salientar que mais do que certezas, este estudo poderá permitir lançar questões acerca do comportamento desta variável. De facto, questões inerentes à variabilidade observada nos sujeitos em estudo carece de investigação. Apesar da dificuldade em explicar determinados comportamentos é de realçar a complexidade de uma abordagem científica ao tema, onde de forma interligada se discutem também as opções terapêuticas com inerente análise dos componentes do movimento. A procura da objetividade no âmbito da Fisioterapia para os componentes de movimento observados durante a execução de sequências funcionais, poderá ser de difícil discussão. No entanto, e tendo como referência o comportamento neuromotor típico dos sujeitos sem patologia do SNC, é possível compreender as modificações observadas entre o momento M0 e M1 para os sujeitos em estudo.

Nos sujeitos A e C, conforme já discutido, as alterações observadas do alinhamento do tronco podem supostamente dever-se às modificações conseguidas ao nível do CP, e refletidas através da modificação observada no *stiffness*. No sujeito E, a diminuição do componente de flexão do joelho poderá espelhar uma modificação do CP, quer dos segmentos proximais (coxa) quer dos distais (pé). De facto, esta articulação, considerada intermédia, apresenta frequentemente um comportamento que reflete as alterações a esses níveis. Mais difíceis de demonstrar através da análise observacional visualizada na tabela VI são as modificações observadas no sujeitos B e D. Nestes sujeitos, a identificação de uma modificação da distribuição de carga na base de suporte, bem como alguma alteração observada ao nível do alinhamento segmentar, poderá remeter para uma modificação também no âmbito do CP.

Para clarificar estas questões em termos de objetividade, será importante associar a estudos desta natureza instrumentos direcionados para a análise de imagem, no âmbito da cinemática.

5. Conclusão

O *stiffness* apontou para uma diminuição, nos sujeitos em estudo no membro contralateral à lesão e no membro ipsilateral à lesão nos sujeitos A e C em amplitudes intermédias.

CAPITULO III-DISCUSSÃO/CONCLUSÃO

Discussão/Conclusão

O papel da Neurociência no desenvolvimento de estratégias de intervenção no âmbito da reabilitação neurológica tem sido fundamental. Esta área, pelo desenvolvimento de conhecimentos inerentes ao processo de neuroplasticidade, de aprendizagem motora, processos neurofisiológicos que servem de base ao movimento humano, tem permitido desenvolver intervenções terapêuticas de forma a potenciar a funcionalidade após lesão do SNC (Kleim & Jones, 2008; Raine et al, 2009).

No entanto, muitas das questões fundamentais para a otimização da reabilitação, são ainda pouco compreendidas e carecem de investigação. De forma a potenciar futuras investigações experimentais, justifica-se a realização de estudos da mesma natureza ao apresentado neste relatório. Apesar deste tipo de estudos terem um menor fator de impacto ao nível da classificação científica, poderão ser uma mais valia na medida em que permite uma compreensão do comportamento individual de cada participante face a determinadas condições. Não é possível deixar de referir também a relevância do desenvolvimento de modelos computacionais neste âmbito (Kleim & Jones, 2008; Langhorne, Bernhardt, & Kwakkel, 2011).

Por outro lado é também necessário que as estratégias e procedimentos utilizados no decorrer da intervenção nestes sujeitos com lesão do SNC sejam referenciadas com mais detalhe por forma a contribuir para a diminuição da subjetividade inerente aos programas genéricos de reabilitação em Neurologia, que é vista como um fator limitativo de comparação de resultados (Roy, Forrester, Macko, & Krebs, 2013). Por outro lado, apesar da variabilidade intersujeitos, uma melhor compreensão dos mecanismos neurofisiológicos inerentes ao controlo motor (sequências de ativação muscular, ajustes posturais antecipatórios, análise cinemática da marcha, *stiffness*), com e sem patologia, poderão começar a permitir o estabelecimento de *guidelines*, e assim justificar procedimentos/estratégias de reabilitação orientada (Langhorne et al., 2011).

Este estágio clínico e conseqüente elaboração deste relatório permitiu por um lado, explorar e compreender as modificações numa propriedade mecânica relacionada com a resistência das estruturas articulares e periarticulares ao movimento, e questionar opções terapêuticas no âmbito da intervenção em Fisioterapia na área da Neurologia. Assim, a ponte estabelecida entre a prática clínica e o conhecimento das áreas básicas que lhe dão suporte foram a mais valia a salientar da realização deste percurso no âmbito do Mestrado.

O desenvolvimento de competências nesta área poderá ser o aspeto a salientar como um elemento mobilizador e incentivador desta prática.

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.
- Blackburn, J. T., Padua, D. A., Riemann, B. L., & Guskiewicz, K. M. (2004). The relationships between active extensibility, and passive and active stiffness of the knee flexors. *J Electromyogr Kinesiol*, 14(6), 683-691. doi: S1050641104000434 [pii] 10.1016/j.jelekin.2004.04.001
- Blackburn, J. T., Riemann, B. L., Padua, D. A., & Guskiewicz, K. M. (2004). Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(1), 36-43. doi: S0268003303002146 [pii]
- 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.
- 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
- Carvalho, R. L., & Almeida, G. L. (2008). Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. *Rev Neurocienc, in press*.
- 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.
- 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.
- Edwards, I., Jones, M., Carr, J., Braunack-Mayer, A., & Jensen, G. M. (2004). Clinical reasoning strategies in physical therapy. *Phys Ther*, 84(4), 312-330; discussion 331-315.

- Ferro, J. M., Massaro, A. R., & Mas, J. L. (2010). Aetiological diagnosis of ischaemic stroke in young adults. *Lancet Neurol*, 9(11), 1085-1096. doi: 10.1016/S1474-4422(10)70251-9
- 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
- Forbes, P. A., Happee, R., van der Helm, F. C., & Schouten, A. C. (2011). EMG feedback tasks reduce reflexive stiffness during force and position perturbations. *Exp Brain Res*, 213(1), 49-61. doi: 10.1007/s00221-011-2776-y
- Gabriel, R. C., Abrantes, J., Granata, K., Bulas-Cruz, J., Melo-Pinto, P., & Filipe, V. (2008). Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Phys Ther Sport*, 9(1), 16-24. doi: S1466-853X(07)00077-6 [pii]10.1016/j.ptsp.2007.08.002
- Gao, F., Grant, T. H., Roth, E. J., & Zhang, L. Q. (2009). Changes in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(5), 819-826. doi: 10.1016/j.apmr.2008.11.004
- Given, J. D., Dewald, J. P., & Rymer, W. Z. (1995). Joint dependent passive stiffness in paretic and contralateral limbs of spastic patients with hemiparetic stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 59(3), 271-279.
- 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. I: 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.
- Hinkle, J. L., & Guanci, M. M. (2007). Acute ischemic stroke review. *J Neurosci Nurs*, 39(5), 285-293, 310.
- 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.
- Huseyinsinoglu, B. E., Ozdincler, A. R., & Krespi, Y. (2012). Bobath Concept versus constraint-induced movement therapy to improve arm functional recovery in stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, 26(8), 705-715. doi: 10.1177/0269215511431903
- Kandel, E., Schwartz, J., & Jessel, T. (2000). *Principles of neural science*. New-York: McGraw-Hill.
- Kleim, J. A., & Jones, T. A. (2008). Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *J Speech Lang Hear Res*, 51(1), S225-239. doi: 10.1044/1092-4388(2008/018)

- Kobayashi, T., Leung, A. K., Akazawa, Y., Tanaka, M., & Hutchins, S. W. (2010). Quantitative measurement of spastic ankle joint stiffness using a manual device: a preliminary study. *J Biomech*, 43(9), 1831-1834. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.024
- 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
- 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., Bernhardt, J., & Kwakkel, G. (2011). *Stroke rehabilitation*. *Lancet*, 377(9778), 1693-1702. doi: 10.1016/S0140-6736(11)60325-5
- 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.
- Lennon, S. (2003). Physiotherapy practice in stroke rehabilitation: a survey. *Disabil Rehabil*, 25(9), 455-461. doi: 10.1080/0963828031000069744
- Lennon, S., Ashburn, A., & Baxter, D. (2006). Gait outcome following outpatient physiotherapy based on the Bobath concept in people post stroke. *Disabil Rehabil*, 28(13-14), 873-881. doi: 10.1080/09638280500535132
- Lennon, S., Baxter, D., & Ashburn, A. (2001). Physiotherapy based on the Bobath concept in stroke rehabilitation: a survey within the UK. *Disabil Rehabil*, 23(6), 254-262.
- 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., Crone, C., Mazevet, D., Biering-Sørensen, F., & Nielsen, J. B. (2010). Distinguishing active from passive components of ankle plantar flexor stiffness in stroke, spinal cord injury and multiple sclerosis. *Clin Neurophysiol*, 121(11), 1939-1951. doi: 10.1016/j.clinph.2010.02.167
- 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.
- Machado, A. (2005). *Neuroanatomia Funcional* (2nd ed ed.): Atheneu Rio.

- 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., Alibiglou, L., Thajchayapong, M., & Rymer, W. Z. (2008). Muscle and reflex changes with varying joint angle in hemiparetic stroke. *J Neuroeng Rehabil*, 5, 6. doi: 10.1186/1743-0003-5-6
- 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.
- Mochizuki, L., & Amadio, A. (2006). As informações sensoriais para o controle postural. *Fisioterapia em Movimento*, 19(2), 11-18.
- 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
- Nordez, A., Cornu, C., & McNair, P. (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(7), 755-760. doi: S0268-0033(06)00057-X [pii]10.1016/j.clinbiomech.2006.03.005
- Nudo, R. J. (2007). Postinfarct cortical plasticity and behavioral recovery. *Stroke*, 38(2 Suppl), 840-845. doi: 10.1161/01.STR.0000247943.12887.d2
- 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. *Physiother Theory Pract*, 23(3), 137-152. doi: 779288979 [pii]10.1080/09593980701209154
- 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, & Lephart. (2002). The Sensoriomotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal for Athletic Training*, 37(1), 80-84.
- 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.
- Ross, S. A., Foreman, M., & Engsberg, J. R. (2011). Comparison of 3 different methods to analyze ankle plantarflexor stiffness in children with spastic diplegia cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*, 92(12), 2034-2040. doi: 10.1016/j.apmr.2011.06.025

- 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.
- 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.
- 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
- 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.
- Taub, E., Uswatte, G., Bowman, M. H., Mark, V. W., Delgado, A., Bryson, C., Bishop-McKay, S. (2013). Constraint-induced movement therapy combined with conventional neurorehabilitation techniques in chronic stroke patients with plegic hands: a case series. *Arch Phys Med Rehabil*, 94(1), 86-94. doi: 10.1016/j.apmr.2012.07.029
- Teasell, R., Foley, N., Pereira, S., Sequeira, K., & Miller, T. (2012). Evidence to practice: botulinum toxin in the treatment of spasticity post stroke. *Top Stroke Rehabil*, 19(2), 115-121. doi: 10.1310/tsr1902-115
- Teasell, R., Foley, N., Salter, K., Bhogal, S., Jutai, J., & Speechley, M. (2009). Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation: executive summary, 12th edition. *Top Stroke Rehabil*, 16(6), 463-488. doi: 10.1310/tsr1606-463
- Teasell, R., Meyer, M. J., McClure, A., Pan, C., Murie-Fernandez, M., Foley, N., & Salter, K. (2009). Stroke rehabilitation: an international perspective. *Top Stroke Rehabil*, 16(1), 44-56. doi: 10.1310/tsr1601-44
- Toh, S., & Fong, K. (2012). Systematic Review on the Effectiveness of Mirror Therapy in Training Upper Limb Hemiparesis after Stroke. *Hong Kong Journal of Occupational Therapy*, 22, 84-95.
- 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., & Aguilá, 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

Willerslev-Olsen, M., Lorentzen, J., Sinkjaer, T., & Nielsen, J. B. (2013). Passive muscle properties are altered in children with cerebral palsy before the age of 3 years and are difficult to distinguish clinically from spasticity. *Dev Med Child Neurol*, 55(7), 617-623. doi: 10.1111/dmch.12124

Anexo A

Declaração Consentimento Informado

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

*Considerando a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial
(Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996 e Edimburgo 2000)*

Designação do Estudo:

“Componentes neurais/biomecânicas do Stiffness em indivíduos após AVE”

Eu, abaixo-assinado, _____ (nome do voluntário), compreendi a explicação que me foi fornecida acerca da investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo em que serei incluído. Foi-me dada 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 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, aceito colaborar no referido projeto de investigação.

Data: ____ / _____ / 2013

Assinatura do participante:

O Investigador responsável:

Nome:

Assinatura:

Anexo B

Resultados de *Stiffness* (valores para todas as amplitudes)

Tabela VII: Valores de *stiffness* para todas as amplitudes, no indivíduo A

Indivíduo A												
Angulos	Velocidade 5º/s				Velocidade 1º/s				Velocidade 0,25º/s			
	dir		esq CONTRA		dir		esq CONTRA		dir		esq CONTRA	
	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1
	Stiffness IPSI M0 5	Stiffness IPSI M1 5	Stiffness CONTRA M0 5	Stiffness CONTRA M1 5	Stiffness IPSI M0 1	Stiffness IPSI M1 1	Stiffness CONTRA M0 1	Stiffness CONTRA M1 1	Stiffness IPSI M0 0,25	Stiffness IPSI M1 0,25	Stiffness CONTRA M0 0,25	Stiffness CONTRA M1 0,25
-15		0,9237								1,0393		
-14		0,852156								0,947756		
-13		0,785028								0,861828		
-12		0,722172								0,781372		
-11		0,663444								0,706244		
-10		0,6087	0,3544	1,3866			0,8912	1,0603		0,6363	1,0305	1,0081
-9		0,557796	0,3577588	1,273496	1,00268		0,81056	0,979364	0,86806	0,571396	0,92838	0,94098
-8	0,49786	0,510588	0,3585664	1,166488	0,91594		0,73688	0,902892	0,87588	0,511388	0,83874	0,87794
-7	0,51144	0,466932	0,3568396	1,065432	0,83916		0,66992	0,830788	0,87422	0,456132	0,76086	0,81886
-6	0,52178	0,426684	0,3525952	0,970184	0,77162		0,60944	0,762956	0,86404	0,405484	0,69402	0,76362
-5	0,529	0,3897	0,34585	0,8806	0,7126		0,5552	0,6993	0,8463	0,3593	0,6375	0,7121
-4	0,53322	0,355836	0,3366208	0,796536	0,66138		0,50696	0,639724	0,82196	0,317436	0,59058	0,66418
-3	0,53456	0,324948	0,3249244	0,717848	0,61724		0,46448	0,584132	0,79198	0,279748	0,55254	0,61974
-2	0,53314	0,296892	0,3107776	0,644392	0,57946		0,42752	0,532428	0,75732	0,246092	0,52266	0,57866
-1	0,52908	0,271524	0,2941972	0,576024	0,54732		0,39584	0,484516	0,71894	0,216324	0,50022	0,54082
0	0,5225	0,2487	0,2752	0,5126	0,5201		0,3692	0,4403	0,6778	0,1903	0,4845	0,5061
1	0,51352	0,228276	0,2538028	0,453976	0,49708		0,34736	0,399684	0,63486	0,167876	0,47478	0,47438
2	0,50226	0,210108	0,2300224	0,400008	0,47754		0,33008	0,362572	0,59108	0,148908	0,47034	0,44554
3	0,48884	0,194052	0,2038756	0,350552	0,46076	0,23766	0,31712	0,328868	0,54742	0,133252	0,47046	0,41946
4	0,47338	0,179964	0,1753792	0,305464	0,44602	0,22692	0,30824	0,298476	0,50484	0,120764	0,47442	0,39602
5	0,456	0,1677	0,14455	0,2646	0,4326	0,2181	0,3032	0,2713	0,4643	0,1113	0,4815	0,3751
6	0,43682	0,157116	0,1114048	0,227816	0,41978	0,21108	0,30176	0,247244	0,42676	0,104716	0,49098	0,35658
7	0,41596	0,148068	0,0759604	0,194968	0,40684	0,20574	0,30368	0,226212	0,39318	0,100868	0,50214	0,34034
8	0,39354	0,140412	0,0382336	0,165912	0,39306	0,20196	0,30872	0,208108	0,36452	0,099612	0,51426	0,32626
9	0,36968	0,134004	0,0017588	0,140504	0,37772	0,19962	0,31664	0,192836	0,34174	0,100804	0,52662	0,31422
10	0,3445	0,1287	0,044	0,1186	0,3601	0,1986	0,3272	0,1803	0,3258	0,1043	0,5385	0,3041
11	0,31812	0,124356	0,0884732	0,100056	0,33948	0,19878	0,34016	0,170404	0,31766	0,109956	0,54918	0,29578
12	0,29066	0,120828	0,1351616	0,084728	0,31514	0,20004	0,35528	0,163052	0,31828	0,117628	0,55794	0,28914
13	0,26224	0,117972	0,1840484	0,072472	0,28636	0,20226	0,37232	0,158148	0,32862	0,127172	0,56406	0,28406
14	0,23298	0,115644	0,2351168	0,063144	0,25242	0,20532	0,39104	0,155596	0,34964	0,138444	0,56682	0,28042
15	0,203	0,1137	0,28835	0,0566	0,2126	0,2091	0,4112	0,1553	0,3823	0,1513	0,5655	0,2781
16	0,17242	0,111996	0,3437312	0,052696	0,16618	0,21348	0,43256	0,157164		0,165596	0,55938	0,27698
17	0,14136	0,110388	0,4012436	0,051288	0,11244	0,21834	0,45488	0,161092		0,181188	0,54774	0,27694
18	0,10994	0,108732	0,4608704	0,052232	0,05066	0,22356	0,47792	0,166988		0,197932	0,52986	0,27786
19		0,106884	0,5225948	0,055384		0,22902	0,50144	0,174756		0,215684	0,50502	0,27962
20		0,1047	0,5864	0,0606		0,2346	0,5252	0,1843		0,2343	0,4725	0,2821
21		0,102036	0,6522692	0,067736		0,24018	0,54896	0,195524		0,253636	0,43158	0,28518

22		0,098748	0,7201856	0,076648		0,24564	0,57248	0,208332		0,273548	0,38154	0,28874
23		0,094692	0,7901324	0,087192		0,25086	0,59552	0,222628		0,293892	0,32166	0,29266
24		0,089724		0,099224		0,25572	0,61784	0,238316		0,314524	0,25122	0,29682
25		0,0837		0,1126		0,2601	0,6392	0,2553		0,3353	0,1695	0,3011
26		0,076476		0,127176		0,26388	0,65936	0,273484		0,356076	0,07578	0,30538
27		0,067908		0,142808		0,26694		0,292772		0,376708		0,30954
28				0,159352		0,26916		0,313068		0,397052		0,31346
29				0,176664		0,27042		0,334276		0,416964		0,31702
30				0,1946		0,2706		0,3563		0,4363		0,3201
31						0,26958		0,379044		0,454916		0,32258
32						0,26724		0,402412		0,472668		0,32434
33								0,426308				0,32526
34								0,450636				0,32522
35								0,4753				0,3241
36								0,500204				0,32178
37								0,525252				0,31814
38								0,550348				0,31306
39								0,575396				0,30642

Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5º/s; 1 – velocidade 1º/s; 0,25 – velocidade 0,25º/s

Tabela VIII: Valores de *stiffness* para todas as amplitudes, no indivíduo B

Indivíduo B												
	Velocidade 5º/s				Velocidade 1º/s				Velocidade 0,25º/s			
	dir		esq CONTRA		dir		esq CONTRA		dir		esq CONTRA	
	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1
Angulos	Stiffness IPSI M0 5	Stiffness IPSI M1 5	Stiffness CONTRA M0 5	Stiffness CONTRA M1 5	Stiffness IPSI M0 1	Stiffness IPSI M1 1	Stiffness CONTRA M0 1	Stiffness CONTRA M1 1	Stiffness IPSI M0 0,25	Stiffness IPSI M1 0,25	Stiffness CONTRA M0 0,25	Stiffness CONTRA M1 0,25
36		0,202368			0,15072	0,334844			0,31486			
35		0,1633			0,1226	0,292			0,2972			
34		0,127712			0,09688	0,252396			0,27774	0,090296		
33		0,095436			0,07344	0,215888			0,25672	0,054888		
32		0,066304			0,05216	0,182332			0,23438	0,023032		
31	5,2272	0,040148			0,03292	0,151584			0,21096	0,005416		
30	4,644	0,0168			0,0156	0,1235			0,1867	0,0306		
29	4,1316	0,003908			8E-05	0,097936			0,16184	0,052664		
28	3,6828	0,022144			0,01376	0,074748			0,13662	0,071752		
27	3,2904	0,038076			0,02604	0,053792			0,11128	0,088008		
26	2,9472	0,051872			0,03688	0,034924			0,08606	0,101576		
25	2,646	0,0637		0,15555	0,0464	0,018	0,3547	0,1457	0,0612	0,1126	0,0197	0,1725
24	2,3796	0,073728		0,11726	0,05472	0,002876	0,32724	0,133128	0,03694	0,121224	0,02964	0,151592
23	2,1408	0,082124		0,08443	0,06196	0,010592	0,30062	0,121324	0,01352	0,127592	0,03562	0,133636
22	1,9224	0,089056	0,35426	0,05682	0,06824	0,022548	0,27508	0,110456	0,00882	0,131848	0,03788	0,118584
21	1,7172	0,094692	0,29072	0,03419	0,07368	0,033136	0,25086	0,100692	0,02984	0,134136	0,03666	0,106388
20	1,518	0,0992	0,2381	0,0163	0,0784	0,0425	0,2282	0,0922	0,0493	0,1346	0,0322	0,097
19	1,3176	0,102748	0,19568	0,00291	0,08252	0,050784	0,20734	0,085148	0,06696	0,133384	0,02474	0,090372
18	1,1088	0,105504	0,16274	0,00622	0,08616	0,058132	0,18852	0,079704	0,08258	0,130632	0,01452	0,086456
17	0,8844	0,107636	0,13856	0,01133	0,08944	0,064688	0,17198	0,076036	0,09592	0,126488	0,00178	0,085204
16		0,109312	0,12242	0,01266	0,09248	0,070596	0,15796	0,074312	0,10674	0,121096	0,01324	0,086568
15		0,11107	0,1136	0,01045	0,0954	0,076	0,1467	0,0747	0,1148	0,1146	0,0303	0,0905
14		0,111968	0,11138	0,00494	0,09832	0,081044	0,13844	0,077368	0,11986	0,107144	0,04916	0,096952
13		0,113284	0,11504	0,00363	0,10136	0,085872	0,13342	0,082484	0,12168	0,098872	0,06958	0,105876
12		0,114816	0,12386	0,01502	0,10464	0,090628	0,13188	0,090216	0,12002	0,089928	0,09132	0,117224
11		0,116732	0,13712	0,02899	0,10828	0,095456	0,13406	0,100732	0,11464	0,080456	0,11414	0,130948
10		0,1192	0,1541	0,0453	0,1124	0,1005	0,1402	0,1142	0,1053	0,0706	0,1378	0,147
9		0,122388	0,17408	0,06371	0,11712	0,105904	0,15054	0,130788	0,09176	0,060504	0,16206	0,165332
8		0,126464	0,19634	0,08398	0,12256	0,111812	0,16532	0,150664	0,07378	0,050312	0,18668	0,185896
7		0,131596	0,22016	0,10587	0,12884	0,118368	0,18478	0,173996	0,05112	0,040168	0,21142	0,208644
6		0,137952	0,24482	0,12914	0,13608	0,125716	0,20916	0,200952	0,02354	0,030216	0,23604	0,233528
5		0,1457	0,2696	0,15355	0,1444	0,134	0,2387	0,2317	0,0092	0,0206	0,2603	0,2605
4		0,155008	0,29378	0,17886	0,15392	0,143364	0,27364	0,266408	0,04734	0,011464	0,28396	0,289512
3		0,166044	0,31664	0,20483	0,16476	0,153952	0,31422	0,305244	0,09112	0,002952	0,30678	0,320516
2		0,178976	0,33746	0,23122	0,17704	0,165908	0,36068	0,348376	0,14078	0,004792	0,32852	0,353464

1		0,193972	0,35552	0,25779	0,19088	0,179376	0,41326	0,395972	0,19656	0,011624	0,34894	0,388308
0		0,2112	0,3701	0,2843	0,2064	0,1945	0,4722	0,4482	0,2587	0,0174	0,3678	0,425
-1		0,230828	0,38048	0,31051	0,22372	0,211424		0,505228	0,32744	0,021976	0,38486	0,463492
-2		0,253024	0,38594	0,33618	0,24296	0,230292				0,025208	0,39988	
-3		0,277956			0,26424	0,251248						
-4		0,305792			0,28768	0,274436						
-5		0,3367			0,3134	0,3						
-6		0,370848			0,34152	0,328084						
-7		0,408404			0,37216	0,358832						
-8		0,449536			0,40544	0,392388						
-9		0,494412				0,428896						
-10		0,5432				0,4685						

Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5º/s; 1 – velocidade 1º/s; 0,25 – velocidade 0,25º/s

Tabela IX: Valores de *stiffness* para todas as amplitudes, no indivíduo C

Indivíduo C													
	Velocidade 5º/s				Velocidade 1º/s				Velocidade 0,25º/s				
	dir		esq CONTRA		dir		esq CONTRA		dir		esq CONTRA		
	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	
Angulos	Stiffness IPSI M0 5	Stiffness IPSI M1 5	Stiffness CONTRA M0 5	Stiffness CONTRA M1 5	Stiffness IPSI M0 1	Stiffness IPSI M1 1	Stiffness CONTRA M0 1	Stiffness CONTRA M1 1	Stiffness IPSI M0 0,25	Stiffness IPSI M1 0,25	Stiffness CONTRA M0 0,25	Stiffness CONTRA M1 0,25	
26		0,474716				0,403684				0,412812			
25	0,26	0,4262				0,364				0,3744			
24	0,3107	0,381884				0,328036		0,35958		0,338988			
23	0,35	0,341672		0,35802	0,09792	0,295648		0,37144		0,306504			
22	0,3791	0,305468		0,33748	0,02832	0,266692	0,58164	0,38006		0,276876	7,9312		
21	0,3992	0,273176		0,32546	0,13104	0,241024	0,51338	0,38592		0,250032	6,8966		
20	0,4115	0,2447		0,321	0,2124	0,2185	0,4546	0,3895		0,2259	5,9604	0,8969	
19	0,4172	0,219944		0,32314	0,27456	0,198976	0,40482	0,39128		0,204408	5,1178	0,8816	
18	0,4175	0,198812		0,33092	0,31968	0,182308	0,36356	0,39174		0,185484	4,364	0,8537	
17	0,4136	0,181208	0,25884	0,34338	0,34992	0,168352	0,33034	0,39136		0,169056	3,6942	0,8156	
16	0,4067	0,167036	0,24448	0,35956	0,36744	0,156964	0,30468	0,39062		0,155052	3,1036	0,7697	
15	0,398	0,1562	0,2366	0,3785	0,3744	0,148	0,2861	0,39		0,1434	2,5874	0,7184	
14	0,3887	0,148604	0,23472	0,39924	0,37296	0,141316	0,27412	0,38998	0,02108	0,134028	2,1408	0,6641	
13	0,38	0,144152	0,23836	0,42082	0,36528	0,136768	0,26826	0,39104	0,11654	0,126864	1,759	0,6092	
12	0,3731	0,142748	0,24704	0,44228	0,35352	0,134212	0,26804	0,39366	0,20036	0,121836	1,4372	0,5561	
11	0,3692	0,144296	0,26028	0,46266	0,33984	0,133504	0,27298	0,39832	0,27422	0,118872	1,1706	0,5072	
10	0,3695	0,1487	0,2776	0,481	0,3264	0,1345	0,2826	0,4055	0,3398	0,1179	0,9544	0,4649	
9	0,3752	0,155864	0,29852	0,49634	0,31536	0,137056	0,29642	0,41568	0,39878	0,118848	0,7838	0,4316	
8	0,3875	0,165692	0,32256	0,50772	0,30888	0,141028	0,31396	0,42934	0,45284	0,121644	0,654	0,4097	
7	0,4076	0,178088	0,34924	0,51418	0,30912	0,146272	0,33474	0,44696	0,50366	0,126216	0,5602	0,4016	
6	0,4367	0,192956	0,37808	0,51476	0,31824	0,152644	0,35828	0,46902	0,55292	0,132492	0,4976	0,4097	
5	0,476	0,2102	0,4086	0,5085	0,3384	0,16	0,3841	0,496	0,6023	0,1404	0,4614	0,4364	
4	0,5267	0,229724	0,44032	0,49444	0,37176	0,168196	0,41172	0,52838	0,65348	0,149868	0,4468	0,4841	
3	0,59	0,251432	0,47276	0,47162	0,42048	0,177088	0,44066	0,56664	0,70814	0,160824	0,449	0,5552	
2	0,6671	0,275228	0,50544	0,43908	0,48672	0,186532	0,47044	0,61126	0,76796	0,173196	0,4632		
1	0,7592	0,301016	0,53788		0,57264	0,196384	0,50058	0,66272	0,83462	0,186912	0,4846		
0	0,8675	0,3287	0,5696		0,6804	0,2065	0,5306	0,7215	0,9098	0,2019	0,5084		
-1	0,9932	0,358184	0,60012		0,81216	0,216736	0,56002	0,78808	0,99518	0,218088	0,5298		
-2	1,1375	0,389372	0,62896		0,97008	0,226948	0,58836	0,86294	1,09244	0,235404	0,544		
-3	1,3016		0,65564		1,15632		0,61514		1,20326	0,253776	0,5462		
-4	1,4867		0,67968		1,37304		0,63988		1,32932	0,273132	0,5316		
-5	1,694		0,7006		1,6224		0,6621		1,4723	0,2934	0,4954		
-6	1,9247		0,71792		1,90656		0,68132		1,63388	0,314508	0,4328		
-7	2,18		0,73116		2,22768		0,69706		1,81574	0,336384	0,339		
-8	2,4611				2,58792				2,01956	0,358956			

Tabela X: Valores de *stiffness* para todas as amplitudes, no indivíduo D

Indivíduo D												
	Velocidade 5º/s				Velocidade 1º/s				Velocidade 0,25º/s			
	dir CONTRA		esq		dir CONTRA		esq		dir CONTRA		esq	
	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1
Angulos	Stiffness CONTRA M0 5	Stiffness CONTRA M1 5	Stiffness IPSI M0 5	Stiffness IPSI M1 5	Stiffness CONTRA M0 1	Stiffness CONTRA M1 1	Stiffness IPSI M0 1	Stiffness IPSI M1 1	Stiffness CONTRA M0 0,25	Stiffness CONTRA M1 0,25	Stiffness IPSI M0 0,25	Stiffness IPSI M1 0,25
37								0,99496				
36								0,87572				0,079492
35					0,0125			0,7704	0,4541			0,0496
34		0,330988			0,01628	0,51862	0,18574	0,67828	0,38702			0,022228
33		0,315864			0,04014	0,43966	0,20202	0,59864	0,32666	0,72242		0,002816
32		0,301196			0,05956	0,36814	0,21518	0,53076	0,27254	0,67608	0,10462	0,025724
31		0,287152			0,07502	0,30358	0,22546	0,47392	0,22418	0,63106	0,09014	0,046688
30		0,2739			0,087	0,2455	0,2331	0,4274	0,1811	0,5876	0,0795	0,0659
29		0,261608			0,09598	0,19342	0,23834	0,39048	0,14282	0,54594	0,07246	0,083552
28		0,250444		0,00028	0,10244	0,14686	0,24142	0,36244	0,10886	0,50632	0,06878	0,099836
27		0,240576		0,02008	0,10686	0,10534	0,24258	0,34256	0,07874	0,46898	0,06822	0,114944
26		0,232172		0,03516	0,10972	0,06838	0,24206	0,33012	0,05198	0,43416	0,07054	0,129068
25		0,2254		0,0452	0,1115	0,0355	0,2401	0,3244	0,0281	0,4021	0,0755	0,1424
24		0,220428		0,05044	0,11268	0,00622	0,23694	0,32468	0,00662	0,37304	0,08286	0,155132
23		0,217424		0,05112	0,11374	0,01994	0,23282	0,33024	0,01294	0,34722	0,09238	0,167456
22		0,216556		0,04748	0,11516	0,04346	0,22798	0,34036	0,03106	0,32488	0,10382	0,179564
21		0,217992		0,03976	0,11742	0,06482	0,22266	0,35432	0,04822	0,30626	0,11694	0,191648
20		0,2219		0,0282	0,121	0,0845	0,2171	0,3714	0,0649	0,2916	0,1315	0,2039
19	0,1772	0,228448		0,01304	0,12638	0,10298	0,21154	0,39088	0,08158	0,28114	0,14726	0,216512
18	0,1413	0,237804		0,00548	0,13404	0,12074	0,20622	0,41204	0,09874	0,27512	0,16398	0,229676
17	0,1252	0,250136		0,02712	0,14446	0,13826	0,20138	0,43416	0,11686	0,27378	0,18142	0,243584
16	0,1265	0,265612		0,05164	0,15812	0,15602	0,19726	0,45652	0,13642	0,27736	0,19934	0,258428
15	0,1428	0,2844		0,0788	0,1755	0,1745	0,1941	0,4784	0,1579	0,2861	0,2175	0,2744
14	0,1717	0,306668		0,10836	0,19708	0,19418	0,19214	0,49908	0,18178	0,30024	0,23566	0,291692
13	0,2108	0,332584	0,26286	0,14008	0,22334	0,21554	0,19162	0,51784	0,20854	0,32002	0,25358	0,310496
12	0,2577	0,362316	0,17454	0,17372	0,25476	0,23906	0,19278	0,53396	0,23866	0,34568	0,27102	0,331004
11	0,31	0,396032	0,10038	0,20904	0,29182	0,26522	0,19586	0,54672	0,27262	0,37746	0,28774	0,353408
10	0,3653	0,4339	0,0411	0,2458	0,335		0,2011	0,5554	0,3109	0,4156	0,3035	0,3779
9	0,4212	0,476088	0,00258	0,28376	0,38478		0,20874	0,55928	0,35398	0,46034	0,31806	0,404672
8	0,4753	0,522764	0,02994	0,32268	0,44164		0,21902	0,55764	0,40234	0,51192	0,33118	0,433916
7	0,5252	0,574096	0,04026	0,36232	0,50606		0,23218	0,54976	0,45646	0,57058	0,34262	0,465824
6	0,5685	0,630252	0,03282	0,40244	0,57852		0,24846	0,53492	0,51682	0,63656	0,35214	0,500588
5	0,6028	0,6914	0,0069	0,4428			0,2681	0,5124	0,5839		0,3595	0,5384
4	0,6257	0,757708	0,03822	0,48316			0,29134	0,48148			0,36446	0,579452
3	0,6348	0,829344	0,10326	0,52328			0,31842	0,44144			0,36678	0,623936
2	0,6277	0,906476	0,18894	0,56292			0,34958	0,39156			0,36622	0,672044
1	0,602	0,989272	0,29598	0,60184			0,38506	0,33112			0,36254	0,723968

0	0,5553	1,0779	0,4251	0,6398			0,4251	0,2594			0,3555	0,7799
-1			0,57702	0,67656			0,46994	0,17568			0,34486	0,840032
-2				0,71188				0,07924				0,904556

Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5º/s; 1 – velocidade 1º/s; 0,25 – velocidade 0,25º/s

Tabela XI: Valores de *stiffness* para todas as amplitudes, no indivíduo E

Indivíduo E												
	Velocidade 5º/s				Velocidade 1º/s				Velocidade 0,25º/s			
	dir		esq CONTRA		dir		esq CONTRA		dir		esq CONTRA	
	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1	M0	M1
Ângulos	Stiffness IPSI M0 5	Stiffness IPSI M1 5	Stiffness CONTRA M0 5	Stiffness CONTRA M1 5	Stiffness IPSI M0 1	Stiffness IPSI M1 1	Stiffness CONTRA M0 1	Stiffness CONTRA M1 1	Stiffness IPSI M0 0,25	Stiffness IPSI M1 0,25	Stiffness CONTRA M0 0,25	Stiffness CONTRA M1 0,25
45						1,9441				0,676375		
44						1,77142				0,626684		
43						1,61146				0,580143		
42						1,46374				0,53668		
41		0,433132				1,32778				0,496223		
40		0,4153				1,2031				0,4587		
39		0,397948				1,08922				0,424039		
38		0,381124				0,98566				0,392168		
37		0,364876				0,89194				0,363015		
36		0,349252		0,360948		0,80758		0,343268		0,336508		0,286952
35		0,3343		0,3304		0,7321		0,3039		0,312575		0,2621
34		0,320068		0,302132		0,66502		0,268612		0,291144		0,239528
33		0,306604		0,276096		0,60586		0,237236		0,272143		0,219164
32		0,293956		0,252244		0,55414		0,209604		0,2555		0,200936
31		0,282172		0,230528		0,50938		0,185548		0,241143		0,184772
30		0,2713		0,2109		0,4711		0,1649		0,229		0,1706
29		0,261388		0,193312		0,43882		0,147492		0,218999		0,158348
28		0,252484		0,177716		0,41206		0,133156		0,211068		0,147944
27		0,244636		0,164064		0,39034		0,121724		0,205135		0,139316
26		0,237892		0,152308	0,525684	0,37318		0,113028	0,442872	0,201128		0,132392
25		0,2323		0,1424	0,5033	0,3601		0,1069	0,4312	0,198975		0,1271
24		0,227908		0,134292	0,480916	0,35062		0,103172	0,418328	0,198604		0,123368
23		0,224764		0,127936	0,458628	0,34426	1,0738	0,101676	0,404424	0,199943	0,699928	0,121124
22		0,222916		0,123284	0,436532	0,34054	1,0064	0,102244	0,389656	0,20292	0,652632	0,120296
21		0,222412		0,120288	0,414724	0,33898	0,9606	0,104708	0,374192	0,207463	0,608024	0,120812
20	0,5585	0,2233	0,8453	0,1189	0,3933	0,3391	0,934	0,1089	0,3582	0,2135	0,5662	0,1226
19	0,48644	0,225628	0,72622	0,119072	0,372356	0,34042	0,9242	0,114652	0,341848	0,220959	0,527256	0,125588
18	0,42314	0,229444	0,62706	0,120756	0,351988	0,34246	0,9288	0,121796	0,325304	0,229768	0,491288	0,129704
17	0,36812	0,234796	0,54614	0,123904	0,332292	0,34474	0,9454	0,130164	0,308736	0,239855	0,458392	0,134876
16	0,3209	0,241732	0,48178	0,128468	0,313364	0,34678	0,9716	0,139588	0,292312	0,251148	0,428664	0,141032
15	0,281	0,2503	0,4323	0,1344	0,2953	0,3481	1,005	0,1499	0,2762	0,263575	0,4022	0,1481
14	0,24794	0,260548	0,39602	0,141652	0,278196	0,34822	1,0432	0,160932	0,260568	0,277064	0,379096	0,156008
13	0,22124	0,272524	0,37126	0,150176	0,262148	0,34666	1,0838	0,172516	0,245584	0,291543	0,359448	0,164684
12	0,20042	0,286276	0,35634	0,159924	0,247252	0,34294	1,1244	0,184484	0,231416	0,30694	0,343352	0,174056
11	0,185	0,301852	0,34958	0,170848	0,233604	0,33658	1,1626	0,196668	0,218232	0,323183	0,330904	0,184052
10	0,1745	0,3193	0,3493	0,1829	0,2213	0,3271	1,196	0,2089	0,2062	0,3402	0,3222	0,1946
9	0,16844	0,338668	0,35382	0,196032	0,210436	0,31402	1,2222	0,221012	0,195488	0,357919	0,317336	0,205628

8	0,16634	0,360004	0,36146	0,210196	0,201108	0,29686	1,2388	0,232836	0,186264	0,376268	0,316408	0,217064
7	0,16772	0,383356	0,37054	0,225344	0,193412	0,27514	1,2434	0,244204	0,178696	0,395175	0,319512	0,228836
6	0,1721	0,408772	0,37938	0,241428	0,187444	0,24838	1,2336	0,254948	0,172952	0,414568	0,326744	0,240872
5	0,179	0,4363	0,3863	0,2584	0,1833	0,2161	1,207	0,2649	0,1692	0,434375	0,3382	0,2531
4	0,18794	0,465988	0,38962	0,276212	0,181076	0,17782	1,1612	0,273892	0,167608	0,454524	0,353976	0,265448
3	0,19844	0,497884	0,38766	0,294816	0,180868		1,0938	0,281756	0,168344	0,474943	0,374168	0,277844
2	0,21002	0,532036	0,37874	0,314164	0,182772		1,0024	0,288324	0,171576	0,49556	0,398872	0,290216
1	0,2222	0,568492	0,36118	0,334208	0,186884		0,8846	0,293428	0,177472	0,516303	0,428184	0,302492
0	0,2345	0,6073	0,3333	0,3549	0,1933		0,738	0,2969	0,1862	0,5371	0,4622	0,3146
-1	0,24644	0,648508		0,376192	0,202116			0,298572	0,197928	0,557879		0,326468
-2	0,25754	0,692164		0,398036	0,213428			0,298276	0,212824	0,578568		0,338024
-3	0,26732	0,738316		0,420384	0,227332			0,295844	0,231056	0,599095		0,349196
-4	0,2753	0,787012		0,443188	0,243924			0,291108	0,252792	0,619388		0,359912
-5	0,281	0,8383			0,2633				0,2782	0,639375		
-6	0,28394	0,892228			0,285556				0,307448	0,658984		
-7	0,28364	0,948844			0,310788				0,340704	0,678143		
-8	0,27962				0,339092				0,378136			
-9	0,2714				0,370564				0,419912			
-10	0,2585				0,4053				0,4662			

Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5º/s; 1 – velocidade 1º/s; 0,25 – velocidade 0,25º/s

