

ORGANIZAÇÃO DO STIFFNESS PASSIVO DO COTOVELO EM SUJEITOS COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

Soraia Pereira ¹, Andreia Sousa ², Rubim Santos ³ e Augusta Silva ⁴

¹ESTSP – Escola Superior de Saúde; soraiarantes@gmail.com

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Saúde; andrea.asps@gmail.com

³CEMAH – Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana da Escola Superior de Saúde; rss@estsp.ipp.pt

⁴ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Saúde; smaugusta@gmail.com

PALAVRAS CHAVE: Acidente Vascular Encefálico, *Stiffness*, Conceito de Bobath.

RESUMO: *Das possíveis alterações decorrentes da lesão por Acidente Vascular Encefálico é de evidenciar as alterações de controlo postural que se podem refletir no aumento do stiffness passivo. A reabilitação neuro-motora visa potenciar a reorganização das redes neurais tendo em conta a capacidade intrínseca do Sistema Nervoso Central de se adaptar face ao input aferente. Posto isto, pretende-se descrever o comportamento do stiffness passivo do cotovelo em sujeitos com Acidente Vascular Encefálico face à intervenção em fisioterapia. A amostra consistiu em 5 participantes com média de idade de 44 anos, 2 do sexo feminino e 3 do masculino, com um acidente vascular único e unilateral no território da artéria cerebral média a um nível subcortical. A intervenção em fisioterapia decorreu durante o período de 3 meses, com sessões diárias de duração de 60 minutos por sessão. O programa de intervenção foi baseado no conceito de Bobath, teve por principio a resolução de problemas neuromotores identificados no âmbito do processo de raciocínio clínico e privilegiou também a integração em tarefas funcionais. O stiffness do cotovelo e a atividade EMG, dos músculos bíceps, tríceps (cabeça lateral) e braquiorradial foram avaliados antes (M0) e após (M1) a intervenção. Nos 5 participantes do estudo observou-se uma diminuição do stiffness passivo do cotovelo predominantemente no membro superior contralesional face à intervenção em fisioterapia.*

1. INTRODUÇÃO

Das diferentes lesões do SNC, no Acidente Vascular Encefálico (AVE) tem-se verificado uma diminuição da taxa de mortalidade de 79,9 óbitos por 100 000 habitantes para os 61,9 entre os anos de 2007 e 2011 [1]. No entanto, estima-se que 60% dos indivíduos que sofreram um AVE apresentem alterações na função neuromotora e 50% apresentem comprometimento da independência funcional, o que torna esta condição um problema social e económico significativo [2].

Nos sujeitos após AVE, a articulação do cotovelo apresenta uma orientação atípica marcada por um componente flexor, que é considerado o comportamento antigravítico no membro superior estando associado à excitabilidade do sistema vestibular [3]. O comportamento atípico descrito repercute-se num aumento do *stiffness* que se define pela resistência que as estruturas intra e extra-articulares oferecem ao deslocamento intersegmentar [4]. Apesar de considerada como uma propriedade mecânica, o *stiffness* pode ter na sua génese um componente neural [5, 6] que depende do limiar de excitabilidade dos motoneurónios e interneurónios assim como do *output* dos sistemas reticuloespinal e vestibuloespinal [7, 8].

Como a regulação da atividade de músculos com função antigravítica depende do output do cerebelo, alterações relacionadas com a lesão vascular que condicionem o input para esta estrutura podem explicar em parte este comportamento atípico, entendido como uma condição de hipertonia decorrente de uma falta de inibição por parte do SNC [9]. A recolha de

informação por parte dos recetores periféricos, como os fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de *Golgi* (OTG), e respetivo envio para o cerebelo, dependem do nível de atividade muscular [10, 11], considerando que este é um dos problemas primários nestes sujeitos. De facto, os OTG, que estão em maior número nos músculos antigravíticos, desempenham um papel importante na monitorização da tensão muscular em relação às forças da gravidade [11, 12].

Com base no exposto, importa questionar se a intervenção em fisioterapia com o objetivo principal de aumentar o nível de atividade muscular no âmbito do CP destes sujeitos poderá influenciar a expressão do *stiffness*. De facto, sendo possível a organização estrutural e funcional do SNC através da reorganização de redes neurais [13], fundamenta-se a intervenção no âmbito da reabilitação neuromotora [14]. Sendo a recuperação da função do membro superior e da coordenação intra-membros, objetivos fundamentais na reabilitação neuromotora após um AVE justifica-se a pertinência de descrever as modificações ocorridas em variáveis relacionadas com o CP, como o *stiffness* passivo, em sujeitos com AVE quando submetidos a um programa de intervenção em fisioterapia.

2 METEDOLOGIA

2.1 AMOSTRA

O estudo de séries de estudos de casos inclui participantes com um evento vascular único e unilateral no território da ACM a um nível

subcortical tendo sido este o principal critério de inclusão a par da identificação de alterações do CP do ombro contralesional. Foram também considerados como critérios de inclusão, o aumento da resistência ao alongamento passivo dos músculos do cotovelo avaliado através da escala de Tardieu; a capacidade de manter o conjunto postural de sentado sem apoio [15-18] e de compreender e

seguir instruções [19]. Foram excluídos sujeitos com patologia neurológica e músculo esquelética adicional que interferissem com a recolha.

Na tabela 1 encontra-se a caracterização dos participantes que integraram este estudo de séries de casos, relativamente às medidas antropométricas e dados clínicos.

Tabela 1- Caracterização dos participantes

Participante	Género	Idade	Peso	Altura	Tempo de evolução	Lado CONTRA	Área de lesão
A	F	39	65	170	27	Drt	Lesão corticosubcortical
B	F	38	63	165	12	Esq	Lesão lenticocapsular
C	M	61	89	176	6	Esq	Lesão lenticulocapsular interna anterior e semioval direito
D	M	47	95	176	30	Drt	Lesão lenticulo-capsulo-radiario direita
E	M	37	76	185	30	Esq	Lesão cortico-subcortical

2.2 INSTRUMENTOS

Para a avaliação do stiffness recorreu-se ao dinamómetro isocinético Biodex System 4 Pro® [Biodex Medical Systems, Inc, Ramsay Road Shirley, New York, USA].

Para o registo da atividade da eletromiografia (EMG) recorreu-se ao Biopac MP150 Workstation (Biopac Systems Inc. , Santa Barbara , CA, 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 100MΩ e CMRR (*Common-mode rejection ratio*) de 95

dB [20]. A impedância cutânea foi avaliada através do medidor Noraxon® (Noraxon®, Scottsdale Arizona).

2.3 PROCEDIMENTOS

A avaliação ocorreu num momento inicial (M0) e após 3 meses (M1). Para a recolha do *stiffness* cada participante foi posicionado com o ombro a 15° de flexão e abdução, cotovelo a 45° de flexão, antebraço e punho em posição neutra com os dedos em ligeira flexão [21] e em contato com a borda do *manipulandum* [22]. Os valores do ângulo, torque e a atividade EMG dos músculos bíceps, tríceps (cabeça lateral) e braquiorradial foram

registados durante o movimento passivo de extensão do cotovelo a 1º/s entre as amplitudes de 90º e 0º de flexão do cotovelo [23]. [22].

3.1 ANÁLISE DE DADOS

O sinal EMG foi filtrado com um *bandpass* de 20 a 450 Hz [24]. Posteriormente foi calculado o valor do *Root Mean Square* [25]. Foram excluídos os dados que apresentassem um aumento de 5% de intensidade no sinal EMG.

O *stiffness* [26] foi calculado através da derivada de uma função polinomial de quarta ordem para a relação entre o ângulo e o torque:

$$[F[x] = ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e],$$

x representa a posição angular do cotovelo e [F[x] o torque [27].

3.2 INTERVENÇÃO

A intervenção baseou-se no conceito de Bobath com recurso ao processo do raciocínio clínico. Teve a frequência diária de 60 minutos. Identificou-se como problema principal a diminuição do controlo postural do complexo ombro. Este está integrado numa cadeia cinética que inclui os membros inferiores e tronco, interferindo com padrões motores e com a função do membro superior [28]. Consequentemente, as estratégias de intervenção procuraram potenciar também a relação entre os segmentos corporais ajustada aos conjuntos posturais de decúbito dorsal (Fig. 1), de pé com referência proprioceptiva sobre membros superiores (Fig. 2) assim como em sequências de movimento (Fig. 3). Sendo que estas estratégias foram precedidas por uma fase preparatória.

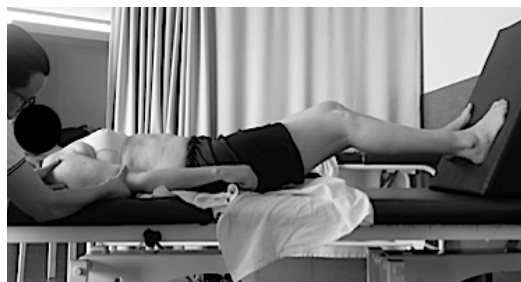


Figura 1 - Participante A



Figura 2 - Participante D Figura 3 - Participante C

O *handling* foi direcionado para recrutar atividade muscular tendo-se privilegiado o *input* aferente das fibras tipo Ib e tipo II, através da variação da tensão muscular (Fig. 4) e estados de comprimento muscular (Fig. 5) respetivamente, em detrimento das grandes variações de estados de comprimento muscular (fibras tipo Ia). Através deste *input* específico procurou-se influenciar a formação reticular e o cerebelo [29, 30] na medida em que é predominantemente o estímulo proprioceptivo o responsável pela constante atualização da representação espacial dos segmentos face à deslocação do corpo no espaço (Fig. 6).



Figura 4 - Participante D Figura 5- Participante E



Figura 6 - Participante B

As tarefas funcionais foram selecionadas com base nos objetivos do participante. Independentemente da variabilidade das estratégias importa salientar que a base da intervenção foi a adequação do tipo e intensidade do *input* aferente para organizar o controlo postural e o esquema corporal, na medida em que este é considerado a base da ação e da percepção [31].

No final da intervenção integrou-se os componentes alcançados na sessão nas tarefas de vida diária [32, 33]. Clinicamente, as alterações significativas adquiridas na intervenção (plasticidade funcional) nem sempre são transferidas para as atividades de vida diária (plasticidade estrutural). Para potenciar esta transposição a intervenção envolveu a prática através da repetição variada[34].



Figura 7 - Integração dos componentes na tarefa funcional, a marcha, nos participantes A, D, e C respetivamente.

Na intervenção foi fundamental uma resposta ativa por parte dos participante. Como os OTG são mais sensíveis a alterações na tensão muscular produzido pela contração muscular [11, 12] procurou-se um envolvimento da musculatura tónica através de *handling* específico de forma a potenciar o *input* aferente das fibras tipo II para a formação reticular [29].

4 ÉTICA

O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da ESTSP. Os participantes assinaram um consentimento informado baseado na Declaração de Helsínquia.

5. RESULTADOS

Nos 5 participantes verificou-se que o *stiffness* do MS CONTRA apresentou uma modificação no sentido da diminuição em todas as amplitudes. Relativamente ao MS IPSI, 3 participantes apresentaram uma modificação no sentido da diminuição do *stiffness* deste membro em M1, nas amplitudes iniciais e intermédias (Fig. 8).

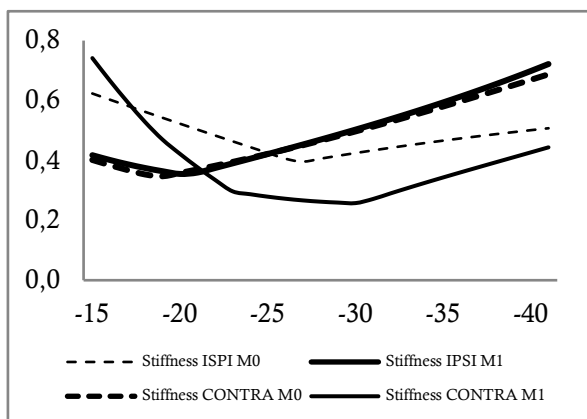


Figura 8 – Gráfico tipo demonstrativo da variação do *stiffness* .

6. DISCUSSÃO

Neste estudo foi possível observar modificações no *stiffness* passivo do cotovelo em participantes com AVE na ACM, face à intervenção em fisioterapia.

A intervenção privilegiou o *input* específico baseado no facto de que as sinergias posturais são mais tenso-dependentes em detrimento das comprimento-dependentes. Potenciando esta transmissão, através das vias espinocerebelares para o cerebelo, exploramos a potencialidade do cerebelo em regular a atividade dos NM extensores. De facto, esta estrutura, através da sua influência sobre os núcleos vestibulares e em conjunto com o sistema reticular pode influenciar vários segmentos corporais no âmbito do CP e mais especificamente nos APAs [35-37].

Sendo parte integrante do CP, o *stiffness* resulta de uma relação complexa de várias fontes de informação aferente nomeadamente, OTG, fusos neuromusculares, receptores cutâneos e os mecanorreceptores. No presente estudo, o *stiffness* do cotovelo do MS CONTRA apresentou uma modificação no

sentido da diminuição de M0 para M1 em todos os sujeitos. A capacidade de adaptação do *stiffness* do cotovelo pode estar relacionada com a capacidade de regular a atividade muscular ou de modificar os componentes de movimento [38]. Estes achados são concordantes com estudos anteriores que referem que os sujeitos podem modular o *stiffness* do cotovelo com a aprendizagem [38]. De facto, esta modificação do *stiffness* pode estar relacionado com a melhoria da capacidade de regular atividade do músculo braquiorradial, uma vez que o aumento do número de pontes actina-miosina e do comprimento dos sarcómeros são componentes intrínsecos do *stiffness* muscular, relacionado com o *stiffness* articular [39]. Por outro lado, o *stiffness* representa a resistência dos tecidos moles ao deslocamento intersegmental, podendo ser uma reorganização do SNC à diminuição do controlo postural ou dos fatores biomecânicos [38, 40]. Estes factos apontam para uma modificação do CP no sentido de uma melhor regulação da atividade muscular antigravítica que se repercutiu na diminuição do *stiffness* de M0 para M1. Este achado pode então refletir uma reorganização do SNC ou uma modificação biomecânica dos tecidos.

No membro IPSI, o *stiffness* de três participantes entre M0 e M1 apresentou uma modificação no sentido da diminuição sugerindo uma reorganização do CP do lado IPSI. Por outro lado, os outros dois participantes apresentaram uma tendência no sentido do aumento. Este aumento pode estar relacionado com a elevada variabilidade do teste podendo estar relacionado com o nível de

atenção dos sujeitos, com o conhecimento prévio do procedimento e o grau de relaxamento do sujeito [22].

Através do input aferente, da tarefa e do contexto consegue-se influenciar o SNC promovendo a neuroplasticidade no sentido da sua reorganização [41]. Esta reorganização é potenciada pela experiência sensorio-motora e propriocetiva que é o movimento. De facto, através do input é possível ao SNC organizar o output que neste contexto se traduziu na reorganização do *stiffness*. A constante adaptação do controlo postural à informação aferente periférica dita a organização do movimento. Deste facto resulta a necessidade da contínua investigação na área do controlo postural através de estudos randomizados que permitam inferir acerca do papel da fisioterapia nos diferentes componentes do controlo postural. Posto isto, sugere-se também em adição aos instrumentos utilizados neste estudo, o investigação do reflexo de Hoffman no músculo BR para melhor compreensão das interacções neurais funcionais [42].

REFERÊNCIAS

- [1] Sousa-Uva M, Dias M. "Prevalência de Acidente Vascular Cerebral na população portuguesa: dados da amostra ECOS 2013". *Observações_Boletim Epidemiológico*. 2014;12-4.
- [2] Mikołajewska E. "NDT-Bobath method in normalization of muscle tone in post-stroke patients". *Adv Clin Exp Med*. 2012;21(4):513-7.
- [3] Kline TL, Schmit BD, Kamper DG. "Exaggerated interlimb neural coupling following stroke". *Brain*. 2007;130(Pt 1):159-69.
- [4] Gabriel RC, Abrantes J, Granata K, Bulas-Cruz J, Melo-Pinto P, Filipe V. "Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences". *Phys Ther Sport*. 2008;9(1):16-24.
- [5] Chung SG, Van Rey E, Bai Z, Roth EJ, Zhang LQ. "Biomechanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia". *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(10):1638-46.
- [6] Chung SG, van Rey E, Bai Z, Rymer WZ, Roth EJ, Zhang L-Q. "Separate Quantification of Reflex and Nonreflex Components of Spastic Hypertonia in Chronic Hemiparesis". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008;89(4):700-10.
- [7] Miller DM, Klein CS, Suresh NL, Rymer WZ. "Asymmetries in vestibular evoked myogenic potentials in chronic stroke survivors with spastic hypertonia: Evidence for a vestibulospinal role". *Clinical Neurophysiology*. 2014;125(10):2070-8.
- [8] Mukherjee A, Chakravarty A. "Spasticity mechanisms - for the clinician". *Front Neurol*. 2010;1:149.
- [9] Willerslev-Olsen M, Lorentzen J, Sinkjaer T, Nielsen JB. "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*. 2013;55(7):617-23.
- [10] Aruin A, Shiratori T. "Anticipatory postural adjustments while sitting: the effects of different leg supports". *Exp Brain Res*. 2003;151(1):46-53.
- [11] Raine S, Meadows L, Lynch-Ellerington M. "Bobath Concept - Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation". United Kingdom: Wiley-Blackwell Publishing Ltd.; 2009.
- [12] Moore JC. "The Golgi tendon organ: a review and update". *Am J Occup Ther*. 1984;38(4):227-36.
- [13] Grefkes C, Ward NS. "Cortical Reorganization After Stroke: How Much and How Functional?" *The Neuroscientist*. 2014;20(1):56-70.
- [14] Marque P, Gasq D, Castel-Lacanal E, De Boissezon X, Loubinoux I. "Post-stroke hemiplegia rehabilitation: Evolution of the concepts". *Ann Phys Rehabil Med*. 2014;57(8):520-9.
- [15] Kusoffsky A, Apel I, Hirschfeld H. "Reaching-lifting-placing task during standing after stroke: Coordination among ground forces, ankle muscle activity, and hand movement" *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(5):650-60.
- [16] Messier S, Bourbonnais D, Desrosiers J, Roy Y. "Kinematic Analysis of Upper Limbs and Trunk Movement During Bilateral Movement After Stroke". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006;87(11):1463-70.
- [17] Reisman D, Scholz J. "Workspace location influences joint coordination during reaching in post-stroke hemiparesis". *Experimental Brain Research*. 2006;170(2):265-76.
- [18] Reisman DS, Scholz JP. "Deficits in Surface Force Production During Seated Reaching in People After Stroke". *Physical Therapy*. 2007;87(3):326-36.
- [19] Prange G, Jannink M, Stienen A, van der Kooij H, Ijzerman M, Hermens H. "An explorative, cross-sectional study into abnormal muscular coupling during reach in chronic stroke

- patients". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2010;7(1):14.
- [20] Correia PP, Mil-Homens P. *"A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano"*. Lisboa 2004.
- [21] Brinkworth RSA, Tuncer M, Tucker KJ, Jaberzadeh S, Türker KS. *"Standardization of H-reflex analyses"*. *Journal of Neuroscience Methods*. 2007;162(1-2):1-7.
- [22] Starsky AJ, Sangani SG, McGuire JR, Logan B, Schmit BD. *"Reliability of biomechanical spasticity measurements at the elbow of people poststroke"*. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86 (8):1648-54.
- [23] Condliffe EG, Clark DJ, Patten C. *"Reliability of elbow stretch reflex assessment in chronic post-stroke hemiparesis"*. *Clin Neurophysiol*. 2005;116(8):1870-8.
- [24] Matias R, Batata D, Morais D, Miguel J, Estiveira R. *"Estudo do Comportamento Motor dos Músculos Deltóide, Trapézio, e Grande Dentado Durante a Elevação do Braço em Sujeitos Assintomáticos"*. *EssFisioOnline*. 2006;Vol.2 N°4:3-23.
- [25] Lorentzen J, Grey MJ, Crone C, Mazevet D, Biering-Sørensen F, Nielsen JB. *"Distinguishing active from passive components of ankle plantar flexor stiffness in stroke, spinal cord injury and multiple sclerosis"*. *Clin Neurophysiol*. 2010;121(11):1939-51.
- [26] Hodges PW, Bui BH. *"A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography"*. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*. 1996;101(6):511-9.
- [27] Sousa AS, Santos R, Silva A. *"Ankle Intrinsic Stiffness in Subcortical Poststroke Subjects"*. *J Mot Behav*. 2016:1-8.
- [28] Robertson JVG, Roche N, Roby-Brami A. *"Influence of the side of brain damage on postural upper-limb control including the scapula in stroke patients"*. *Experimental Brain Research*. 2012;218(1):141-55.
- [29] Brodal A. *"Neurological anatomy in relation to clinical medicine"*. Third edition, New York: Oxford University Press; 1981. 1,053 p.
- [30] Lundy-Ekman L. *"Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação"*. 3ª Edição ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.
- [31] Medina J, Coslett HB. *"From maps to form to space: touch and the body schema"*. *Neuropsychologia*. 2010;48(3):645-54.
- [32] Kollen BJ, Lennon S, Lyons B, Wheatley-Smith L, Scheper M, Buurke JH, et al. *"The effectiveness of the Bobath concept in stroke rehabilitation: what is the evidence?"* *Stroke*. 2009;40(4):e89-97.
- [33] Raine S. *"Defining the Bobath concept using the Delphi technique. Raine: a response"*. *Physiother Res Int*. 2007;12(1):50-1.
- [34] Gjelsvik BB, Syre L. *"The Bobath Concept in Adult Neurology"*. 2nd Edition ed: Thieme; 2016.
- [35] Haines D. *"Neurociência Fundamental para aplicações básicas e clínicas"*. 3ª Edição 2008.
- [36] Gjelsvik BEB. *"The Bobath Concept in Adult Neurology"*. New York: Thieme; 2008.
- [37] Bengtsson F, Hesslow G. *"Cerebellar control of the inferior olive"*. *Cerebellum*. 2006;5(1):7-14.
- [38] Kuxhaus L, Zeng S, Robinson CJ. *"Dependence of elbow joint stiffness measurements on speed, angle, and muscle contraction level"*. *J Biomech*. 2014;47(5):1234-7.
- [39] Riemann BL, Lephart SM. *"The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability"*. *J Athl Train*. 2002;37(1):80-4.
- [40] Huang CY, Wang CH, Hwang IS. *"Characterization of the mechanical and neural components of spastic hypertonia with modified H reflex"*. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16(4):384-91.
- [41] Richards LG, Stewart KC, Woodbury ML, Senesac C, Cauraugh JH. *"Movement-dependent stroke recovery: a systematic review and meta-analysis of TMS and fMRI evidence"*. *Neuropsychologia*. 2008;46(1):3-11.
- [42] Misiaszek JE. *"The H-reflex as a tool in neurophysiology: its limitations and uses in understanding nervous system function"*. *Muscle Nerve*. 2003;28(2):144-60.