

AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE BASEADA NA MEDIDA DO LIMIAR DO REFLEXO DE ESTIRAMENTO TÔNICO

M. B. Silva*, I. A. Marques*, A. N. Silva*, E. T. Palomari** e A. B. Soares*

* Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

** Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

e-mail: maristellaborges@gmail.com

Resumo: Espasticidade é uma desordem motora caracterizada pelo aumento dependente da velocidade do reflexo de estiramento tônico (tônus muscular) resultante da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento. A avaliação do grau de espasticidade é fundamental para o diagnóstico e o tratamento dos pacientes. No entanto, ainda não há um consenso sobre qual o melhor método de quantificação. Este trabalho descreve o desenvolvimento de um dispositivo para avaliação quantitativa da espasticidade baseado na detecção do limiar do reflexo de estiramento tônico. O sistema foi testado em dois pacientes com sequelas após Acidente Vascular Encefálico (AVE) e apresentou resultados satisfatórios, conseguindo discriminar os graus de espasticidade dos pacientes.

Palavras-chave: Espasticidade, Reflexo de estiramento, Avaliação da espasticidade.

Abstract: *Spasticity is a motor disorder characterized by a velocity dependent increase in the tonic stretch reflex caused by hyperexcitability of the stretch reflexes. Adequate evaluation of spasticity is very important for diagnosis and treatment of patients. However, there is no consensus on the best method to be used. This paper describes the development of a device for quantitative assessment of spasticity based on the tonic stretch reflex threshold. The system was tested with two post-stroke patients and showed promising results, being able to discriminate the degrees of spasticity of the patients.*

Keywords: *Spasticity, Stretch reflex, Spasticity measure.*

Introdução

Espasticidade é uma manifestação incapacitante de ocorrência comum após lesões de neurônios motores superiores que podem ser decorrentes de doenças como AVE, esclerose múltipla, lesões medulares, traumatismo craniano, entre outras lesões do sistema nervoso central [1]. Clinicamente é definida como aumento da resistência ao movimento passivo e fisiologicamente como uma desordem motora caracterizada por dois fatores que resultam da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento: a exacerbação dos reflexos tendinosos e o aumento dependente da velocidade do reflexo de estiramento tônico (tônus muscular) [2].

A avaliação do grau de espasticidade é fundamental para diagnosticar a sua presença, classificar sua

gravidade, formular a conduta de tratamento e verificar a eficácia da intervenção terapêutica empregada [3]. Devido à complexidade neurofisiológica do fenômeno, a quantificação da espasticidade ainda é um desafio e não há consenso em relação a qual medida avaliativa seria ideal. Os métodos comumente utilizados na prática clínica são baseados em pontuação de escalas como a Escala de Ashworth e a Escala Modificada de Asworth, porém estas apresentam limitações importantes, com um grande nível de subjetividade por dependerem da experiência de cada terapeuta na interpretação da resistência sentida ao estiramento passivo e na escolha da pontuação do grau de espasticidade [4, 5]. Outros métodos existentes envolvem o uso de sistemas biomecânicos e fornecem medidas mais objetivas, porém requerem muitas vezes equipamentos complexos, como dinamômetros isocinéticos.

Uma maneira alternativa para avaliar quantitativamente a espasticidade, em concordância com a definição de espasticidade de Lance (1980), e considerando prioritariamente os aspectos neurais de sua fisiopatologia é utilizar o limiar do reflexo de estiramento tônico (LRET). A mensuração deste está fundamentada em uma teoria de controle motor [6] e representa a excitabilidade dos motoneurônios resultantes das influências supraespinhais e segmentais. A medida do LRET é realizada indiretamente por meio da execução de vários reflexos de estiramentos em diferentes velocidades, os quais são expressos em coordenadas de ângulo e velocidade, representando o ângulo articular em que os motoneurônios e os respectivos músculos da articulação estão sendo recrutados em uma dada velocidade. Assim, o LRET é quantificado por uma coordenada angular para a velocidade zero dentro da faixa de amplitude biomecânica da articulação avaliada [7].

A utilização do valor do LRET como medida para a avaliação da espasticidade é promissora uma vez que esse valor pode fornecer informação sobre a presença ou não da espasticidade no músculo avaliado, além de graduar a gravidade da espasticidade quando ela estiver presente [7].

O desenvolvimento de sistemas portáteis para a detecção do LRET tem sido reportados em alguns estudos [8, 9]. No entanto, tais estudos não são definitivos em relação a maneira de quantificar o LRET. Assim, o objetivo desse trabalho é apresentar o sistema

desenvolvido pelos autores, bem como a metodologia base para avaliação quantitativa da espasticidade baseada na detecção do limiar do reflexo de estiramento tônico.

Materiais e métodos

Instrumentação – O sistema desenvolvido para a detecção do LRET realiza a monitoração simultânea da atividade eletromiográfica e do deslocamento angular durante a realização, em diferentes velocidades, de estiramentos manuais passivos do músculo espástico de interesse.

Para a captação dos sinais de eletromiografia (EMG) foi utilizado o equipamento MyosystemBr1-P84 da empresa DataHominis Tecnologia Ltda que possui conversor analógico digital de 16 bits, eletrodo de superfície ativo bipolar com distância de 10mm entre as barras de captação, ganho de 20x e razão de rejeição de modo comum de 92dB. O ganho total do canal EMG foi ajustado para valores entre 1000 e 2000 vezes, dependendo das características da atividade muscular de cada indivíduo. A filtragem analógica foi programada para a banda de frequência entre 15Hz e 1kHz e os sinais foram amostrados a 10kHz. Para a captação dos sinais de deslocamento angular foi utilizado o eletrogoniômetro EG1 da empresa EMG System do Brasil, adaptado para conectar-se ao canal auxiliar do eletromiógrafo, permitindo assim a coleta simultânea dos dois sinais realizada pelo *software* Myosystem-Br1 3.5. Os equipamentos utilizados podem ser visualizados na Figura 1.



Figura 1: Eletrogoniômetro (à direita) e eletromiógrafo com eletrodo ativo de captação e eletrodo de referência utilizados (à esquerda).

Sujeitos e protocolo experimental – A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia sob protocolo de registro 314/11. Os participantes foram informados sobre os procedimentos do estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Para avaliar o sistema desenvolvido, foram selecionados dois voluntários do sexo masculino que sofreram AVE isquêmico e possuíam comprometimento de membro superior com grau de espasticidade dos flexores do cotovelo ≥ 1 na Escala Modificada de Ashworth (EMA). Os participantes possuíam 55 e 73 anos de idade, com tempo de lesão de 7 e 19 meses e

comprometimento no hemisfério direito e esquerdo, respectivamente. Ambos não apresentavam contratura severa na articulação do cotovelo e não possuíam doenças neuromusculares associadas.

Inicialmente, foi realizada avaliação clínica da espasticidade dos músculos flexores do cotovelo (bíceps braquial, braquial, braquiorradial) realizando a extensão passiva do cotovelo até a amplitude permitida e graduando a resistência sentida pelo examinador de acordo com a EMA.

Em seguida, procedeu-se com a avaliação quantitativa da espasticidade do músculo bíceps braquial pelo método desenvolvido baseado na detecção do LRET. Para tanto, os pacientes foram posicionados em decúbito dorsal com o membro comprometido em leve abdução ombro (cerca de 45°), antebraço e punho em posição neutra. Realizou-se o preparo adequado da pele e o posicionamento do eletrodo EMG no músculo bíceps braquial conforme as determinações do protocolo SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles*). O eletrogoniômetro foi fixado na parte lateral do braço e antebraço, com a colocação do seu eixo de rotação na articulação do cotovelo, conforme a Figura 2.



Figura 2: Posicionamento do eletrogoniômetro.

Após a configuração adequada do *software* com ajuste de ganho para o sinal eletromiográfico, os pacientes foram instruídos a permanecerem durante a coleta de dados com o membro a ser avaliado em relaxamento.

Foram realizadas três coletas com a execução de 10 estiramentos manuais passivos em cada uma delas. Cada estiramento iniciou da posição máxima de flexão do cotovelo e foi até a posição máxima de extensão do cotovelo possível para cada paciente. A amplitude total de estiramento que pode ser alcançada é de aproximadamente 145° de flexão à 0° de extensão de cotovelo.

O avaliador (fisioterapeuta) foi treinado previamente para a realização de estiramentos com a velocidade de deslocamento angular lenta (até 99°/s), com a velocidade angular moderada (100 a 199°/s) e com a velocidade angular rápida (acima de 200°/s) [8]. Assim, cada coleta foi feita em uma das faixas de velocidade angular (lenta, moderada e rápida). A sequência de realização das 3 coletas foi randomizada por meio de sorteio simples. O intervalo de descanso entre cada estiramento foi de 10 segundos e entre cada coleta foi de 90 segundos.

Processamento dos sinais e análise dos dados – Foi desenvolvido um *software* na plataforma MATLAB 7.10 para o processamento *off-line* dos sinais EMG e de deslocamento angular coletados durante a execução dos estiramentos manuais passivos. Os dados das coletas de velocidade lenta, moderada e rápida foram lidos e carregados separadamente. A velocidade de deslocamento angular (gr/s) foi derivada do sinal de ângulo convertido para graus em relação ao tempo. O início da atividade muscular em resposta a cada estiramento realizado foi identificado por meio da implementação de técnicas de processamento de sinais EMG propostas por Silva (2013) que buscam detectar o limiar de atividade muscular [10]. O ponto em que a atividade muscular reflexa se inicia para uma dada velocidade de estiramento e seu respectivo ângulo caracteriza o limiar do reflexo de estiramento dinâmico (LRED), que é expresso em termos de coordenadas do ângulo e da velocidade. O LRET, que será utilizado para quantificar a espasticidade, é então computado como um valor de ângulo para a velocidade zero, por regressão linear sobre o conjunto de LREDs.

Resultados

A Figura 3 exemplifica o processamento dos sinais aplicado a uma coleta de estiramentos na faixa de velocidade moderada. Observa-se, no sinal EMG, a identificação do início da atividade muscular em resposta ao estiramento realizado e nos sinais de ângulo e velocidade, a marcação dos valores correspondentes à essa identificação do início da contração muscular.

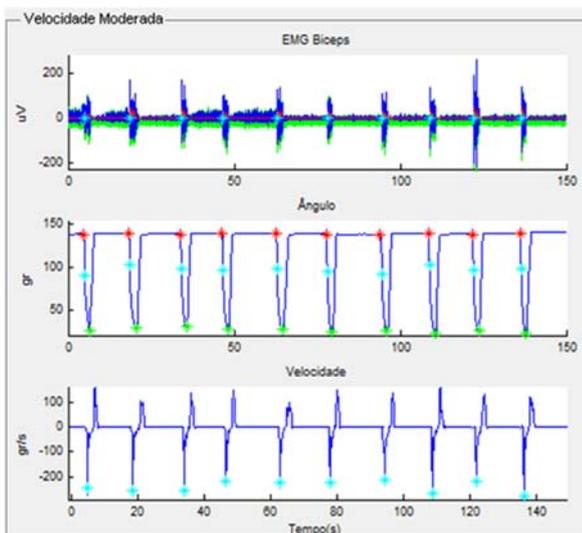


Figura 3: Aplicação do método de processamento de sinais para a coleta de estiramentos na velocidade moderada de um paciente.

A partir das marcações nos sinais de ângulo e velocidade para as 3 coletas (velocidades lenta, moderada e rápida) de cada paciente, obteve-se as coordenadas para regressão linear e cálculo do LRET, conforme mostrado na Figura 4.

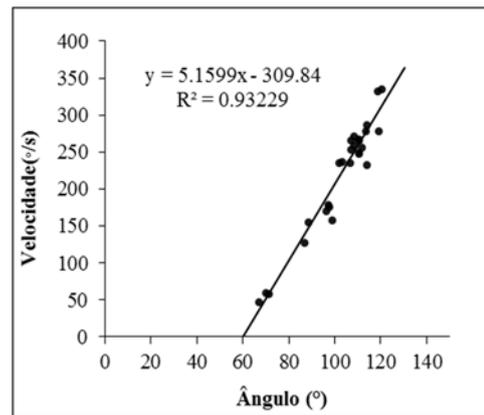


Figura 4: Ajuste de curva por regressão linear para os valores de LRED (ângulo versus velocidade) e detecção do valor de LRET.

A Tabela 1 apresenta, para os dois pacientes avaliados, a pontuação recebida na avaliação da espasticidade pela EMA e os resultados da avaliação quantitativa da espasticidade pelo método de detecção do LRET.

Tabela 1: Resultados obtidos durante a aplicação do protocolo experimental.

Paciente	Idade	LRET	EMA
1	55	60	1
2	73	90,3	2

LRET: Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico; EMA: Escala Modificada de Ashworth.

Discussão

Pesquisas em animais e em indivíduos com AVE crônico sugerem que o limiar do reflexo de estiramento pode ser alterado pelas vias descendentes do sistema nervoso central [11-12]. De acordo com essa evidência, o LRET pode ser uma medida adequada para mensurar a espasticidade quando comparada às medidas anteriormente descritas [13].

Estudos prévios investigaram a espasticidade nos músculos da articulação do cotovelo em indivíduos após AVE e verificaram que quando a espasticidade está presente, o LRET reside dentro da faixa biomecânica de movimento da articulação do cotovelo e que tal medida pode permitir a discriminação de diferentes graus de espasticidade [7, 14]. Além disso, tais estudos forneceram evidências da relação entre a espasticidade e padrões de desordem da atividade muscular, através de correlações com escalas clínicas (Fulg-Meyer e o índice de espasticidade composto).

Os resultados de nosso estudo mostraram que a utilização do dispositivo e do método desenvolvido permite discriminar diferentes níveis de espasticidade em indivíduos clinicamente diagnosticados com distintos graus de espasticidade. Observa-se que, quanto maior o valor do LRET, de acordo com a referência de amplitude

articular adotada, maior é o grau de espasticidade, ou seja, valores próximos ao máximo da amplitude de flexão do cotovelo indicam maior severidade da espasticidade. Em nossos experimentos, o valor de LRET obtido para o paciente 2 foi maior que o do paciente 1, indicando maior gravidade da espasticidade. Esses resultados estão condizentes com a avaliação clínica dos pacientes, o que mostra a potencialidade de uso clínico do método como ferramenta para discriminação quantitativa de graus de espasticidade.

As limitações desse trabalho consistem, principalmente, na avaliação do método ainda com um número reduzido de pacientes e na execução da análise dos dados somente de forma *off-line*. Entretanto, os autores já estão trabalhando no aprimoramento do sistema para processamento dos sinais em tempo real bem como na validação clínica da técnica, com a realização de testes com um número maior de pacientes.

Conclusão

Há interesse clínico crescente na quantificação da espasticidade de forma viável, objetiva e focada nos aspectos neurais de sua fisiopatologia, em contraste com os métodos subjetivos em uso na prática clínica atualmente. A mensuração quantitativa assume importância tanto para o diagnóstico, conduzindo a um tratamento mais apropriado, como para o acompanhamento da evolução do tratamento, proporcionando melhores prognósticos aos indivíduos.

A aplicação do método desenvolvido apresentou resultados bastante satisfatórios, conseguindo discriminar os graus de espasticidade dos pacientes participantes dos experimentos e apontou para as potencialidades do mesmo como elemento para avaliações quantitativas da espasticidade na prática clínica.

Agradecimentos

À CAPES, ao CNPq e à FAPEMIG pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] Sania N, Picelli A, Munari D, Geroin C, Ianes P, Waldner A, et al. Rehabilitation procedures in the management of spasticity. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2010;46(3):423-38.
- [2] Lance JW. Spasticity: Disorder of Motor Control. Chicago: Year Book Medical Publishers; 1980. p. 485-94.
- [3] Johnson GR, Pandyan AD. The measurement of spasticity. Em: Barnes MP, Johnson GR, editores. Upper Motor Neurone Syndrome and Spasticity: Clinical Management and Neurophysiology. 2 ed. New York: Cambridge Univ Press; 2008. p. 64-98.
- [4] Ashworth B. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *The Practitioner*. 1964;192(1):540-2

- [5] Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*. 1987;67(2):206-7.
- [6] Feldman AG. Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control. *J Motor Beh*. 1986;18:17-54.
- [7] Levin MF, Selles RW, Verheul MHG, Meijer OG. Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients: implications for normal motor control. *Brain Research*. 2000;853(2):352-69.
- [8] Calota A, Feldman AG, Levin MF. Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device. *Clinical Neurophysiology*. 2008;119:2329-37.
- [9] Kim KS, Seo JH, Song CG. Portable measurement system for the objective evaluation of the spasticity of hemiplegic patients based on the tonic stretch reflex threshold. *Medical Engineering & Physics*. 2011;33:62-9.
- [10] Silva MB. Método para avaliação quantitativa da espasticidade baseado no limiar do reflexo de estiramento tônico [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2013.
- [11] Feldman AG, Orlovsky, GN. The influence of different descending systems on the tonic stretch reflex in the cat. *Exp Neurol*. 1972;37:481-94.
- [12] Powers RK, Marder-meyer J, Rymer WZ. Quantitative relations between hypertonia and stretch reflex threshold in spastic hemiparesis. *Ann Neurol*. 1988; 23(2):115-24.
- [13] Calota A, Levin MF. Tonic stretch reflex threshold as a measure of spasticity: implications for clinical practice. *Top Stroke Rehabil*. 2009;16(3):177-88.
- [14] Musampa NK, Mathieu PA, Levin MF. Relationship between stretch reflex thresholds and voluntary arm muscle activation in patients with spasticity. *Experimental brain research*. 2007;181(4):579-93.