

## AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE BASEADA NA DETECÇÃO DO LIMIAR DE REFLEXO DE ESTIRAMENTO TÔNICO EM TEMPO REAL

I. A. Marques<sup>1\*</sup>, M. B. Silva<sup>2\*</sup>, A.N. Silva<sup>3\*</sup>, E. L. M. Naves<sup>4\*</sup>, A. B. Soares<sup>5\*</sup>

\*Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

e-mail: isabelamarquesvj@gmail.com

**Resumo:** A espasticidade é um distúrbio motor caracterizado pela hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento, dependente da velocidade, que incapacita milhões de pessoas em todo mundo. Assim, a avaliação clínica desta desordem é de grande importância para todos que estão envolvidos no processo de reabilitação, seja o profissional da área da saúde ou o paciente. Desta forma, o objetivo deste trabalho é propor a avaliação quantitativa em tempo real da espasticidade, com variação da sequência das faixas de velocidade de estiramento (50°/s, 80°/s, 110°/s, 140°/s, 170°/s e 200°/s) de forma crescente, decrescente ou randomizada, para verificar se as variações da sequência dos estiramentos alteram o resultado do LRET.

**Palavras-chave:** Espasticidade, LRET, AVE, Velocidade de Estiramento.

**Abstract:** Spasticity is a motor disorder characterized by hyperexcitability of the stretch reflex, velocity dependent, which prevents millions of people worldwide, consequently the clinical evaluation of this disorder is of great importance to all who are involved in the rehabilitation process, is the professional health or patient. Therefore, the aim of this work is to propose a quantitative real-time assessment of spasticity, with sequence variation of the pulling speed (50°/s, 80°/s, 110°/s, 140°/s, 170°/s and 200°/s) increasing, decreasing or randomly, to if the sequence variations of stretches alter will the outcome of LRET.

**Keywords:** Spasticity, LRET, stroke, velocity of stretch.

### Introdução

A espasticidade é uma desordem motora que afeta mais de 12 milhões de pessoas no mundo, é considerada uma seqüela importante, pois resulta em redução da capacidade funcional, limitação da amplitude de movimento articular, desencadeamento de dor, aumento do gasto energético metabólico e prejuízo nas tarefas diárias [1]. Esta desordem motora é caracterizada pelo aumento, dependente da velocidade, do reflexo de estiramento tônico com exacerbação dos reflexos tendinosos, resultantes da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento (Lance, 1980). Clinicamente a espasticidade é conhecida como aumento da resistência ao movimento passivo, dependente da velocidade de alongamento. A espasticidade é desencadeada por

doenças neurológicas, e a prevalência do distúrbio para traumatismos crânio-encefálicos é de 1-2:1000 habitantes, para acidentes vasculares encefálicos (AVE) é de 2-3:100 habitantes, para paralisia cerebral de 2:1000 nascidos vivos e para traumatismos raquimedulares 27:100000 habitantes. Este distúrbio está associado à redução do estado funcional em grande proporção de pacientes pós-AVE [2, 3].

A avaliação clínica da espasticidade é de grande importância para todos que estão envolvidos no processo de reabilitação, seja o profissional da área da saúde ou paciente, para avaliação da evolução do paciente. Porém, ainda não existe um consenso de medidas clínicas para avaliação da espasticidade que sejam válidas e confiáveis [4]. A escala modificada de Ashworth (EMA) é a ferramenta mais utilizada para medir a espasticidade na prática clínica por sua fácil aplicabilidade e baixo custo. No entanto, esta medida é considerada subjetiva, pois sua pontuação depende da interpretação do avaliador. Não há padronização para a execução da velocidade de estiramento uma vez que eles são feitos em velocidades constantes e podem variar entre os avaliadores. Outro problema é que não existem definições clínicas e biomecânicas para realização dos estiramentos [5].

Para minimizar a subjetividade das avaliações clínicas da espasticidade, e dar um valor quantitativo às mesmas, Silva (2013) propôs um sistema com aprimoramento das técnicas de processamento de sinais para avaliação quantitativa do distúrbio baseado na detecção do Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico (LRET). O LRET é representado pelo ângulo articular em que os motoneurônios e os respectivos músculos da articulação são recrutados. Como a espasticidade é dependente da velocidade de estiramento, o valor do LRET é estimado pelo limiar do reflexo de estiramento dinâmico (LRED), que é expresso por coordenadas de ângulo e velocidade. Assim sendo, o LRET trata-se de uma única medida que por definição deve ser quantificada em um estado de repouso, isto é, quando a velocidade é igual à zero. Entretanto, o LRET não pode ser estimado diretamente, mas pode ser mensurado indiretamente, pelo conjunto de LREDs evocados por estiramentos musculares feitos em diferentes velocidades, e estimando-o por regressão linear dos LREDs para a velocidade zero [6, 7].

No entanto, este trabalho apresentou algumas

limitações, como a não detecção do LRET em tempo real e a falta de um controle mais preciso para a execução de diferentes velocidades de estiramento. Para preencher estas lacunas, foi desenvolvido um *software* capaz de medir o LRET em tempo real, com *feedback* visual e auditivo, para o avaliador ser capaz de controlar as diferentes faixas de velocidade de estiramento de forma precisa. Desta forma, o objetivo deste trabalho é propor a avaliação quantitativa em tempo real da espasticidade, com variação da sequência das faixas de velocidade de estiramento de forma crescente, decrescente ou randomizada, para verificar se as variações da sequência dos estiramentos alteram o resultado da avaliação da espasticidade pelo LRET.

## Materiais e métodos

**Sujeitos da pesquisa** - Para esta pesquisa serão convidados vinte voluntários que sofreram AVE. Os participantes serão divididos em dois grupos (G1 e G2). O primeiro grupo (G1) será composto por dez pacientes com mais de um ano de lesão encefálica (fase crônica) e o outro grupo (G2) por dez pacientes com menos de um ano de acometimento (fase aguda). Todos os pacientes terão conhecimento dos procedimentos do estudo e assinarão o termo de livre consentimento. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Certificado de Apresentação para Apreciação Ética de número CAAE: 10252513.2.0000.5152.

Como critério para participação do estudo, os pacientes devem:

- i. Ter sofrido acidente vascular encefálico isquêmico com acometimento nos hemisférios cerebrais direito ou esquerdo, documentado por tomografia computadorizada ou ressonância magnética.
- ii. Possuírem sinais clínicos de hemiparesia com comprometimento de membro superior.
- iii. Apresentarem espasticidade de flexores do cotovelo.
- iv. Não apresentarem acometimentos visuais e auditivos graves.
- v. Não apresentarem outras doenças musculoesqueléticas ou neurodegenerativas associadas.
- vi. Não apresentarem déficit cognitivo ou psicomotor.
- vii. Não fazerem uso de medicamentos com influência no tônus muscular ou estado de vigília
- viii. Apresentarem-se clinicamente estáveis.

Os pacientes farão as avaliações no laboratório de engenharia biomédica da UFU. As fichas com dados de cada paciente contêm itens como: dados gerais, histórico da doença, lado da hemiparesia e antecedentes pessoais de patologias.

Para realização da avaliação foi convidada uma fisioterapeuta com experiência em fisioterapia aplicada à neurologia. Todas as avaliações serão realizadas no

período da manhã e cada paciente será avaliado em três sessões distintas, em dias consecutivos. Primeiramente os pacientes serão avaliados pela EMA e depois pelo LRET.

**Aparelho de captação dos sinais** - O instrumento responsável pela captação dos sinais biomédicos foi o *MyosystemBr1* (Figura 1). Este aparelho possui 8 canais de EMG e 4 os auxiliares, com resolução A / D de 16 bits e configurações programáveis, tais como ganho total, passa-baixa frequência de corte do filtro e taxa de amostragem para cada canal.

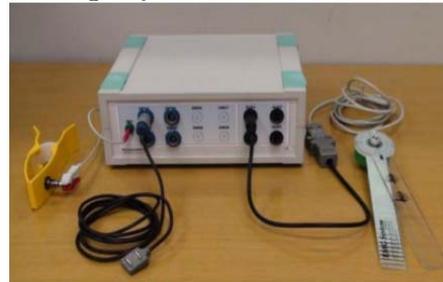


Figura 1: MyosystemBr1

Nele foram utilizados dois canais de entrada, sendo um canal de EMG para a gravação do músculo bíceps braquial e um auxiliar para a gravação do eletrogoniômetro. A detecção do sinal eletromiográfico é do tipo ativo e não-invasivo, na disposição simples diferencial. Para a eletromiografia, a colocação e posicionamento do eletrodo bem como o preparo da pele seguirão as determinações do protocolo SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*).

**Software para avaliação do LRET** - Para traduzir os sinais, medir e avaliar o LRET em tempo real foi desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica da UFU, um *software* capaz de fazer a aquisição e o processamento dos sinais biomédicos requeridos para esta avaliação. Este *software* foi confeccionado com linguagem *Microsoft Visual C # 2012 Express Edition*, mostrado na Figura 2.

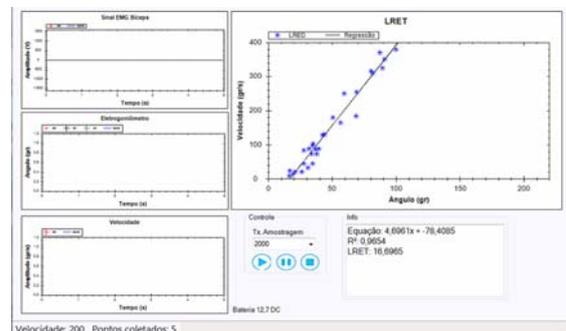


Figura 2: Interface do *software* de avaliação do LRET

O programa tem como disposição inicial fazer a aquisição de dados de forma adequada e, em seguida, plotar os dados de entrada na interface gráfica do usuário. Os três sinais devem ser visualizados: o sinal de

EMG, o deslocamento do ângulo e a velocidade de estiramento (Figura 3).

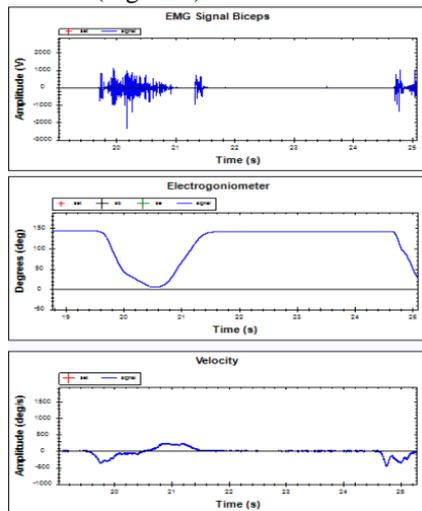


Figura 3: Visualização dos três sinais

Para a estimação do valor LRET é necessário detectar o momento inicial em que o paciente começa a resistir aos estiramentos dinâmicos (ED), caracterizados pelo início da atividade muscular do bíceps braquial. Neste momento os valores detectados da velocidade (eixo Y) e o ângulo (eixo X) formam os pontos plotados no gráfico de dispersão que irão definir a reta de regressão linear, como pode ser visto na figura 4.

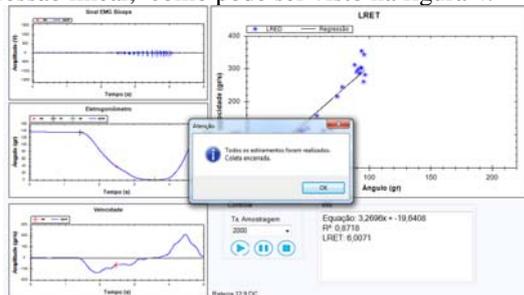


Figura 4: Visualização da interface no final da sessão.

**Protocolo de avaliação** - O protocolo para as avaliações será da seguinte forma:

- i. Avaliar o paciente pela Escala Modificada de Ashworth.
- ii. Preparar o equipamento *MyosystemBr1* para captação dos sinais musculares e a interface virtual.
- iii. Configurar o *software* para a coleta com nome do paciente, número da sessão, ajuste de ganho para o sinal eletromiográfico e calibração do eletrogoniômetro.
- iv. Posicionar o paciente em decúbito dorsal, com o membro comprometido em leve abdução de ombro (cerca de 45°), antebraço e punho em posição neutra.
- v. Preparar as superfícies de coleta que seguirão as determinações do protocolo SENIAM.
- vi. Posicionar o eletrodo de EMG no músculo bíceps braquial e acoplar o eletrogoniômetro

bilateralmente na articulação do cotovelo (Figura 5).



Figura 5: Posição do eletrodo e eletrogoniômetro

- vii. Fazer movimentos de extensão e flexão do antebraço (estiramentos). Serão executados no total trinta estiramentos por sessão.
- viii. Instruir os participantes a permanecerem com o membro avaliado em relaxamento durante todo o procedimento.

As execuções de estiramentos manuais passivos obedecem às faixas de velocidade angular variando entre 50°/s, 80°/s, 110°/s, 140°/s, 170°/s e 200°/s. Para cada faixa de velocidade serão executados cinco estiramentos, em um total de trinta estiramentos passivos por sessão. Sendo assim, o paciente será avaliado em três dias distintos para que em cada sessão seja aplicada uma metodologia diferente de execução da velocidade dos estiramentos crescente, decrescente e randomizado. O avaliador será treinado previamente para familiarizar-se com as faixas de velocidade que executará durante os estiramentos.

**Análise estatística** - Para a análise estatística dos dados será utilizado primeiramente o teste de Shapiro-Wilk, com intuito de identificar se as amostras provêm de uma distribuição normal. Caso os dados forem normais, como as amostras são dependentes, utiliza-se o teste t para dados pareados, comparando as três variáveis, duas a duas. Se os dados não forem provenientes de distribuição normal, utiliza-se o teste não paramétrico de Wilcoxon. Em qualquer dos dois casos, se o teste apresentar nível de significância de 5%, afirmamos que as médias são diferentes. Se elas forem iguais, concluímos que os dois métodos de velocidade testados possuem a mesma eficácia.

## Discussão

Considerando a quantidade de pessoas afetadas pela espasticidade e a incapacidade funcional gerada pelas sequelas neurais e motoras da doença, é de grande importância que sejam buscadas novas formas de tratamento para reabilitação dos pacientes acometidos. Porém, é inegável que a avaliação e quantificação da lesão devem ser procedimentos iniciais em busca da melhor terapêutica a ser aplicada, pois somente assim pode-se avaliar a reabilitação e a evolução do paciente.

Entretanto, como exposto anteriormente, ainda não existe um consenso de medidas clínicas para avaliação

da espasticidade que sejam válidas e confiáveis [4]. Por isto, em concordância com a definição da espasticidade proposta por Lance 1980, foi proposto por Silva 2013 o desenvolvimento de um sistema para avaliar quantitativamente a espasticidade baseado na detecção do LRET. Os resultados da pesquisa mostraram que o sistema é viável para estimar quantitativamente a espasticidade.

Portanto, este estudo vem com a proposta de avaliação da espasticidade pelo LRET, e assim solucionar algumas limitações demonstradas no trabalho anterior. Suas principais contribuições serão: proporcionar *feedback* visual e auditivo para o avaliador, em auxílio ao controle das diferentes faixas de velocidade de estiramento passivo; processar os dados em tempo real, obtendo assim o resultado imediatamente após a avaliação, agilizando o processo de diagnóstico e direcionamento terapêutico; mostrar durante a avaliação os valores parciais dos LREDS; concluir se a forma de variação das velocidades de estiramento (crescente, decrescente ou randomizada) interfere na avaliação do distúrbio.

### Conclusão

Espera-se com este trabalho oferecer uma ferramenta de fácil aplicabilidade, capaz de avaliar quantitativamente a espasticidade em tempo real. Este sistema auxiliará o fisioterapeuta na reabilitação neuromotora dos lesionados, demonstrando o grau de acometimento do paciente, e também a resposta à terapêutica aplicada.

### Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, à CAPES e a FAPEMIG pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

### Referências

1. Junqueira, R., A. Ribeiro, and A. Scianni, *Efeitos do fortalecimento muscular e sua relação com a atividade funcional ea espasticidade em indivíduos hemiparéticos*. Rev Bras Fisioter, 2004. **8**(3): p. 247-52.
2. Kim, J., H.-S. Park, and D.L. Damiano, *Accuracy and reliability of haptic spasticity assessment using HESS (Haptic Elbow Spasticity Simulator)*, in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, IEEE. p. 8527-8530.
3. Picon, P.D. and A. Beltrame, *Protocolos clínicos e diretrizes terapêuticas*. Brasília DF, 2002.
4. Smith, A.W., M. Jamshidi, and S.K. Lo, *Clinical measurement of muscle tone using a velocity-corrected modified Ashworth scale*. American journal of physical medicine & rehabilitation, 2002. **81**(3): p. 202-206.
5. Pandyan, A.D., et al., *A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity*. Clinical Rehabilitation, 1999. **13**(5): p. 373-383.
6. Levin, M.F. and A.G. Feldman, *The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control*. Brain research, 1994. **657**(1): p. 23-30.
7. Silva MB. Método para avaliação quantitativa da espasticidade baseado no limiar do reflexo de estiramento tônico [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2013.