

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

ELGISON DA LUZ DOS SANTOS

**ESCALA MÉTRICA DE AVALIAÇÃO DE ESPASTICIDADE UTILIZANDO
SINAIS MECANOMIOGRÁFICOS DE FLEXORES DE COTOVELOS DE
INDIVÍDUOS COM COMPROMETIMENTOS SUPRAMEDULARES**

**CURITIBA
2020**

ELGISON DA LUZ DOS SANTOS

**ESCALA MÉTRICA DE AVALIAÇÃO DE ESPASTICIDADE UTILIZANDO
SINAIS MECANOMIOGRÁFICOS DE FLEXORES DE COTOVELOS DE
INDIVÍDUOS COM COMPROMETIMENTOS SUPRAMEDULARES**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Tecnologia em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama
Coorientador: Prof. Dr. Eddy Krueger

CURITIBA

2020

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central
Sônia Maria Magalhães da Silva - CRB-9/1191

S237e
2020

Santos, Elgison da Luz dos

Escala métrica de avaliação de espasticidade utilizando sinais mecanomiográficos de flexores de cotovelos de indivíduos com comprometimentos supramedulares / Elgison da Luz dos Santos ; orientador, Percy Nohama ; coorientador, Eddy Krueger. – 2020.

128 f. : il. ; 30 cm

Tese (doutorado) - Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2020.
Bibliografia: f. 111-117

1. Espasticidade muscular. 2. Espasticidade – Diagnóstico. 3. Propriocepção.
4. Mecanorreceptores. 5. Ciências médicas. I. Nohama, Percy. II. Krueger, Eddy.
III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em
Tecnologia da Saúde. III. Título.

CDD. 20. ed. – 610



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola Politécnica
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE Nº 007

A Tese de Doutorado intitulada "**ESCALA MÉTRICA DE AVALIAÇÃO DE ESPASTICIDADE UTILIZANDO SINAIS MECANOMIOGRÁFICOS DE FLEXORES DE COTOVELO DE INDIVÍDUOS COM COMPROMETIMENTOS SUPRAMEDULARES**" defendida em sessão pública pelo candidato **Elgison da Luz dos Santos** no dia **27 de março de 2020**, foi julgada para a obtenção do título de Doutor em Tecnologia em Saúde, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Percy Nohama – Orientador e Presidente – PUCPR

Prof. Dr. Adriane Muller Nakato – PUCPR

Prof. Dr. Maria Cláudia Ferrari de Castro – FEI/SP

Prof. Dr. Luciana Vieira Castilho Weinert – UFPR

Prof. Dr. Paulo Roberto Stefani Sanches – HCPA/UFRGS

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 24 de junho de 2020.

Prof. Dr. Percy Nohama,

Coordenador do PPGTS PUCPR

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer a Deus, que me deu forças para chegar até aqui. Sem ele, nada disso seria possível. Deus me ensinou que eu deveria chegar até onde meus sonhos me levassem. O curso de doutorado sempre foi um desses sonhos, embora fosse um sonho distante. Mas Deus me ajudou e abriu as portas colocando as pessoas certas no meu caminho, e consegui chegar até aqui.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Percy Nohama, um professor exemplar tanto na pesquisa quanto na vida. Posso dizer que é mais que um orientador. É um incentivador. Alguém que abriu as portas para meu ingresso na Pós-Graduação, acreditando em mim mesmo quando nem eu acreditava mais. É um instrumento de Deus na terra, que sempre tem uma palavra de fé inspirando todos a sua volta. Fica minha eterna admiração e respeito.

Ao meu coorientador Prof. Dr. Eddy Krueger, uma pessoa de uma inteligência incrível, que me ajudou desde os meus primeiros passos no mestrado, corrigindo-me, dando broncas, mas sempre com muito respeito. Mesmo distante, colaborou muito para a realização do meu doutorado. Foi fundamental para meu crescimento acadêmico e sou muito grato por isso.

Ao Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto, exemplo de carisma, dedicação e inteligência. Fica meu reconhecimento por toda ajuda durante vários momentos do curso, desde me ajudar a compreender melhor as questões matemáticas, os sinais e procedimentos experimentais, como também para dar uma palavra de incentivo e uma conversa amigável.

Aos meus pais, por todo amor ao longo da vida. Sem a dedicação deles, eu não seria nada. Mesmo sabendo de todas as dificuldades que passamos ao longo da vida, nunca deixaram de acreditar em mim e sempre fizeram de tudo para me dar a oportunidade de estudar. Estendo também o agradecimento a minha irmã que, quando adolescente, muitas vezes teve que abrir mão de algumas coisas para que

eu pudesse cursar faculdade. Tudo isso possibilitou eu chegar aqui, e só tenho a agradecer pela família que Deus meu deu.

Às amigas do curso e da vida, Wally Auf der Strasse, Maira Ranciaro e Maria de Fátima Fernandes Vara, que juntos formamos um quarteto inseparável, seja para os momentos de pesquisa e também para os momentos de descontração ou de angústia. Cada uma, em algum momento, ensinou-me muito, principalmente a ter persistência nas horas de desânimo. Além de me ajudar nos artigos, nas coletas ou nos processamentos. Enfim, cada uma teve uma participação mais que especial nesta pesquisa. Elas estarão sempre no meu coração.

À Secretária do PPGTS, Ana Cláudia Kampa, sempre gentil e carismática; com um sorriso, tirava as minhas dúvidas, mesmo quando estava com muitas tarefas, como nos dias dos seminários. Certamente, após trabalharmos juntos na organização do SETES tornamo-nos amigos. A ela, muito obrigado por toda a ajuda e paciência em todos os momentos. Estendo meu agradecimento à secretária do PPGB, que foi sempre cordial comigo quando a Ana não estava.

Aos demais professores do PPGTS, em especial, ao Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheeren e Profa. Dra. Elisangela Ferretti Manfra, que sempre me ajudaram e incentivaram na realização da pesquisa, seja durante as disciplinas cursadas ou nas reuniões marcadas em seus gabinetes. Sou muito grato por tudo.

À Prefeitura Municipal de Rio Branco do Sul, em nome da secretária Municipal de Saúde de Rio Branco do Sul, Sra. Cacimara Bontorim, que me concedeu liberação parcial para concretização do doutorado, e Sra. Adélia Radecki, que na época estava na coordenação do setor de Fisioterapia, que me incentivou a me inscrever no curso e entendeu que eu poderia solicitar dispensa parcial para realização do curso. A elas, minha gratidão.

Às colegas de trabalho do CMAE Rio Branco do Sul, pela torcida, incentivo, paciência e ânimo. Sem elas, não teria chegado até aqui.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES), pela isenção de mensalidades concedida. – Código de Financiamento 001.

À diretoria e funcionários da ADFP, por permitirem a realização da coleta de dados. Com certeza foi uma parceria muito prazerosa e sempre estarei disposto a colaborar com a instituição.

Aos voluntários da pesquisa que dedicaram seu tempo para ir até a ADFP visando contribuir com a ciência. Mesmo quando o protocolo perdurava bastante ou necessitavam ser repetidos em dias alternados, estiveram sempre dispostos a colaborar. Posso dizer que fiz novos amigos.

RESUMO

SANTOS, Elgison da Luz dos. **Escala Métrica de avaliação de espasticidade utilizando sinais mecanomiográficos de flexores de cotovelos de indivíduos com comprometimentos supramedulares.** 129 pp. Tese de Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba-PR, 2020.

A Escala Modificada de Ashworth (MAS) é o instrumento de avaliação mais utilizado para medir os níveis de espasticidade. Porém, apresenta subjetividade. A mecanomiografia (MMG) quantifica as vibrações musculares durante os eventos de contração e alongamento musculares e apresenta correlação com os níveis de espasticidade. Diante disso, objetiva-se criar uma escala de avaliação quantitativa de espasticidade por meio dos sinais mecanomiográficos. Para isso, três protocolos experimentais foram desenvolvidos. No protocolo 1, realizou-se a avaliação pela MAS dos flexores de cotovelo, enquanto captavam-se os sinais de MMG. Optou-se pelo processamento dos sinais no domínio do tempo por ter apresentado melhor correlação com os grupos de MAS. Definiu-se um algoritmo capaz de corrigir os valores de MMG a partir de uma grandeza universal, G ($MMG_{(G)}$). Posteriormente, correlações foram testadas para verificar qual modelo matemático possibilitaria uma escala fidedigna e correspondente aos níveis da MAS. No protocolo 2, foram avaliados 21 voluntários, inicialmente medindo-se a dobra cutânea (DC), seguido de estímulos elétricos de 3 s para gerar contração muscular durante a aquisição do sinal de $MMG_{(G)}$, repetidos quatro vezes com diferentes massas de sensores. No protocolo 3, foram selecionados 11 voluntários e, dois fisioterapeutas, com experiência e de forma cega, avaliavam pela MAS enquanto coletavam-se os sinais de $MMG_{(G)}$, seguindo o mesmo procedimento do protocolo experimental 1. O coeficiente de correlação intraclasses (ICC) foi aplicado para verificar a confiabilidade da escala desenvolvida. Como resultados, observou-se que a regressão polinomial de 2ª ordem mostrou o melhor ajuste ($R^2 = 0,987$) e com diferenças insignificantes nos valores residuais (média de $\pm 0,001 G$) entre a MAS e a $MMG_{(G)}$. Na descrição dos níveis da escala proposta, foram utilizados três conjuntos numéricos como mediana, valores mínimos e máximos de $MMG_{(G)}$ de cada faixa MAS, apresentando intervalos regulares e correspondentes com os níveis de MAS. O resultado do protocolo 2 mostrou atenuação sobre o sinal de $MMG_{(G)}$ conforme aumenta-se a massa do sensor e também quando há aumento da espessura do tecido adiposo. Por isso, foi acrescido nos valores originais da escala 11,6% para sensores maiores que 0,94 até 2,64 g, e 14,9% para sensores com massa acima dessa faixa. Em relação à atenuação ocasionada pela dobra cutânea, observou-se uma diferença na média entre grupos. Assim, determinou-se a atenuação da $MMG_{(G)}$ para cada faixa de massa do sensor, havendo atenuação no grupo $DC > 13$ mm em 5,5, 8,6, 1,4 e 3,0 % para os sensores de massa igual a 0,94, 2,64, 5,44 e 7,14 g, respectivamente. Considerando as influências da massa do sensor e tecido adiposo, o ICC mostrou confiabilidade clínica interavaliadores para a escala desenvolvida. Desta forma, conclui-se que foi possível conceber um modelo matemático que permite a criação de uma nova escala métrica para a avaliação quantitativa da espasticidade, utilizando como parâmetro apenas sinais mecanomiográficos, o que minimiza erros e divergências entre profissionais, favorecendo a um diagnóstico mais objetivo, fidedigno e preciso.

Palavras – chave: Espasticidade muscular. Avaliação da espasticidade. Escala Modificada de Ashworth. Mecanomiografia.

ABSTRACT

SANTOS, Elgison da Luz dos. **Metric scale for assessing spasticity of elbow flexors in individuals with supramedullary involvement using mechanomyographic signals.** 129 pp. Doctoral Thesis - Graduate Program in Health Technology, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba-PR, 2020.

Spasticity is a common disorder in people who have an injury into the upper motor neuron. The Modified Ashworth Scale (MAS) is the most used assessment tool to measure its impairment levels. However, it is subjective. Mechanomyography (MMG) quantifies muscle vibrations during muscle contraction and stretching events and correlates with spasticity levels. Therefore, the aim of this study is to create a quantitative rating scale of spasticity by means of MMG signal. For this, three experimental protocols were developed. In protocol 1, the evaluation by means of MAS of the elbow flexors was performed, while the MMG signals were acquired. We opted for the processing of signals in the time domain because it had shown better correlation with MAS. An algorithm capable of correcting MMG values from an universal quantity in G ($MMG_{(G)}$) was defined. Subsequently, correlations were tested to verify which mathematical model would allow a reliable scale and corresponding to MAS levels. In protocol 2, 21 volunteers were evaluated, initially measuring the skinfold (DC), followed by electrical stimuli during 3 s to generate muscle contraction during the acquisition of the $MMG_{(G)}$, repeated 4 times with different sensor masses. In protocol 3, 11 volunteers were selected, and two physiotherapists, with experience and in blindly mode, had assessed them by MAS, while the $MMG_{(G)}$ signals were acquired, following the same procedure as in the experimental protocol 1. The intra-class correlation coefficient (ICC) was applied to verify the inter-rater reliability of the developed scale. As a result, it was observed that 2nd order polynomial regression proved to be the best fit ($R^2=0.987$) and with insignificant differences in residual values (mean \pm 0.001 G) between MAS and $MMG_{(G)}$. In describing the levels of the proposed scale, three numerical sets were used: median, minimum and maximum values of $MMG_{(G)}$ of each MAS range, with regular and corresponding intervals with the MAS levels. The result of protocol 2 showed attenuation on the $MMG_{(G)}$ as the mass of the sensor increases and also when there is an increase in the thickness of the adipose tissue. For this reason, 11.6% was added to the original scale values for sensors greater than 0.94 g to 2.64 g, and 14.9% for sensors with mass above this range. Regarding the attenuation caused by skin fold, a mathematical difference was observed in the mean between groups. Thus, the attenuation of the $MMG_{(G)}$ was determined for each mass range of the sensor, with attenuation in the $DC > 13$ mm in 5.5, 8.6, 1.4 and 3.0% for the sensors of mass equal to 0.94, 2.64, 5.44, and 7.14 g, respectively. Considering the influences of the sensor mass and adipose tissue, the ICC showed that there was inter-rater clinical reliability for the scale developed. Thus, one may conclude that it was possible to conceive a mathematical model that allows the creation of a new metric scale for the quantitative assessment of spasticity, using only $MMG_{(G)}$ signals as input parameter. This minimizes errors and divergences among professionals, favoring a more objective, accurate, and reliable diagnosis.

Keywords: Muscle spasticity. Spasticity assessment. Modified Ashworth Scale. Mecnomyography.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ADFP	– Associação dos Deficientes Físicos do Paraná
ADM	– Amplitude de Movimento
ARC	– Analisador de rigidez comercial
AVE	– Acidente vascular encefálico
CNS	– Conselho Nacional de Saúde
ET	– Escala de Tardieu
ETM	– Escala de Tardieu Modificada
EMG	– Eletromiografia
IRP	– Índices de Rigidez Passiva
LM	– Lesão Medular
LRH	– Limiar do Reflexo de Hoffman
LRE	– Latência do reflexo de estiramento
LRET	– Limiar do reflexo de estiramento tônico
LVRE	– Limiar de velocidade do reflexo de estiramento
MAS	– Escala Modificada de Ashworth (do Inglês: <i>Modified Ashworth Scale</i>)
MF	– Mediana da Frequência
MMG	– Mecanomiografia
MMG _{Amp}	– Amplitude absoluta da Mecanomiografia
MMG _{ME}	– Mediana de Energia da Mecanomiografia
MMG _{MF}	– Mediana de Frequência da Mecanomiografia
MMG _G	– Valor em G da Mecanomiografia
MMII	– Membros inferiores

MMSS	– Membros superiores
MPF	– Potência média da Frequência
PC	– Paralisia cerebral
RMS	– Raíz média Quadrática (do Inglês: <i>Root Mean Square</i>)
SNC	– Sistema nervoso central
TCE	– Traumatismo crânio-encefálico
TCLE	– Termo de consentimento livre e esclarecido
TMP	– Torque ao movimento passivo
UMs	– Unidades Motoras

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Estruturas integradas e hierárquicas do sistema motor envolvidas na realização de movimentos voluntários. As informações sensoriais que também atuam no controle de movimento foram omitidas para melhor visualização. Adaptado de Lundy-Ekman (2011). 24
- Figura 2 - Modelo do sistema de avaliação mostrando o manguito de punho, onde estavam acoplados os sensores de pressão. Estes mediam a resistência muscular imposta durante o movimento passivo. Um giroscópio no antebraço, e o eletrogoniômetro no cotovelo, captam informações do deslocamento angular. As variáveis biomecânicas são enviadas para um sistema diferencial de pressão que reconhece as alterações fornecidas pelos sensores e, então, são convertidos em sinais digitais para serem apresentados no computador. Adaptado de Lee et al.(2004) 33
- Figura 3 - Sistema desenvolvido com célula de carga no antebraço e eletrogoniômetro posicionado na articulação do cotovelo. Durante o teste, o avaliador realiza movimentos de extensão do cotovelo enquanto os dados são adquiridos e enviados para o computador. Adaptado de Pandyan et al. (2001) 35
- Figura 4 - Posicionamento do voluntário durante a coleta de dados na contração isométrica voluntária máxima em aproximadamente zero grau de extensão de cotovelos (primeira imagem) e na posição final em flexão na contração isocinética passiva (segunda imagem). Nota-se em 1: a manopla de cotovelo / ombro. 2: dinamômetro, 3: exibição e controle do computador plataforma 4: cama de exame. Extraído de Wang et al. (2019) 38
- Figura 5 - Posicionamento dos sensores inerciais durante a coleta de dados. Extraído de Van Den Noort et al. (2009) 41
- Figura 6 - Exemplo da realização do teste do pêndulo com uso de sensores inerciais (a) e Oscilação teórica da haste em graus ao longo do tempo (time) durante o teste do pêndulo de Wartenberg com os parâmetros avaliados (b). Extraído de Sterpi et al. (2013). 42
- Figura 7 - Exemplo do Sistema de avaliação da espasticidade com uso da EMG da musculatura do antebraço, deslocamento angular e resistência ao movimento na articulação do punho. Os sinais de EMG captados passam por um conversor analógico-digital (A/D) e mostrados na tela do computador. Para o controle do equipamento, o computador envia informações de realimentação via conversor digital-analógico (D/A) para controle do motor. Adaptado de Pisano et al. (2000). 45
- Figura 8 - Exemplo de sistema com EMG e sensores inerciais. Extraído de Bar-On et al. (2013) 47

Figura 9 - Sistema desenvolvido para avaliação da espasticidade por meio do LRET, onde se coletam os sinais da EMG do músculo bíceps e tríceps braquial e posição angular da articulação do cotovelo por meio de um eletrogoniômetro. Os sinais da EMG e posição angular são enviados para um módulo do sensor, onde são gravados e processados, sendo visíveis na tela do computador portátil. Adaptado de Kim, Seo e Song (2011).....	50
Figura 10 - Modelo de Medida da velocidade da onda de cisalhamento (VOC) nos músculos bilaterais do bíceps braquial. Dez SWVs foram medidos com a articulação do cotovelo a 90° de flexão no BB esquerdo (a) e no BB direito (B) e em extensão, próximo a 180°, no BB Esquerdo (c) e 130° no BB direito (d). Observa-se que houve diferença nas (VOC) em (d), o que representa aumento da rigidez durante o alongamento passivo. Extraído de Gao et al. (2018).....	52
Figura 11 - Termograma com as diferenças entre os músculos espásticos e não espásticos, antes e após a reabilitação. Extraído de Nowak, Mraz e Mraz. (2019).....	53
Figura 12 - Sistema de MMG customizado utilizado na coleta de dados	60
Figura 13 - Colocação do sensor MMG no membro superior e avaliação da MAS desde a flexão do cotovelo (A) até a extensão (B).....	61
Figura 14 - Etapas para calcular os valores residuais de cada modelo regressão e obter os intervalos de confiança da escala métrica proposta.	65
Figura 15 - Adipômetro científico analógico (Cescorf™) utilizado para medir a dobra cutânea	67
Figura 16 - Posicionamento do Voluntário durante a coleta de dados e, em destaque, os eletrodos de estimulação elétrica e sensor de MMG utilizado no protocolo experimental	68
Figura 17 - Sequência de coleta de dados com a estimulação elétrica adicionando massa sobre o sensor de MMG	69
Figura 18 - Etapas dos procedimentos para verificar a confiabilidade interexaminadores da escala métrica desenvolvida	72
Figura 19 - Distribuição dos voluntários em relação ao sexo em cada classe de espasticidade determinadas pela MAS	73
Figura 20 - Distribuição das etiologias, PC ou AVE, para cada nível de MAS, independentemente do gênero.....	74
Figura 21 - (A) Percentual de Membros comprometidos e avaliados conforme o sexo (F ou M) e a (B) etiologia (PC ou AVE).	74
Figura 22 - Sinais MMG brutos (em mV) adquiridos em voluntários nível MAS 1 (A) e MAS 4 (B) nos eixos X, Y e Z, respectivamente.....	75

Figura 23 - Mediana da $MMG_{(G)}$ para os subgrupos de AVE e PC.....	76
Figura 24 - Mediana da $MMG_{(G)}$ para cada nível MAS agrupando as etiologias (PC e AVE) e também os gêneros.	77
Figura 25 - Correlação linear obtida entre $MMG_{(G)}$ e MAS no grupo flexores de cotovelo e o intervalo de confiança gerado pelos valores residuais... 78	78
Figura 26 - Correlação polinomial de 2º ordem entre $MMG_{(G)}$ e MAS no grupo flexores de cotovelo e o intervalo de confiança gerado pelos valores residuais.....	80
Figura 27- Sinal de $MMG_{(G)}$ com as diferentes massas dos sensores	82
Figura 28 - Sinal de $MMG_{(G)}$ entre o grupo $DC \leq 13$ e $DC > 13$ mm coletados com o sensor de 0,94 g.....	84
Figura 29 - Sinal de $MMG_{(G)}$ entre o grupo $DC \leq 13$ e $DC > 13$ mm coletados com o sensor de 2,64 g.....	84
Figura 30 - Sinal de $MMG_{(G)}$ entre o grupo $DC \leq 13$ e $DC > 13$ mm coletados com o sensor de 5,44 g.....	85
Figura 31 - Sinal de $MMG_{(G)}$ entre o grupo $DC \leq 13$ e $DC > 13$ mm coletados com o sensor de 7,14 g.....	85
Figura 32 - Escala Métrica de avaliação da espasticidade após considerar as atenuações ocasionadas pela massa do sensor e tecido adiposo.....	88
Figura 33 - Média do sinal de $MMG_{(G)}$ em cada nível da MAS definido pelos avaliadores 1 e 2.....	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Escala quantitativa para avaliação da espasticidade baseada pela regressão linear.....	79
Tabela 2 - Escala Métrica para avaliação da espasticidade baseada pela regressão Polinomial de 2ª ordem.....	81
Tabela 3 - Média e desvio padrão (DP) da MMG(G) com as diferentes massas do sensor e percentual de atenuação	83
Tabela 4 - Níveis Ajustados da escala quantitativa de avaliação da espasticidade considerando as variações de massa do sensor.....	83
Tabela 5 - Média da MMG(G) em cada grupo DC obtidos com sensores de diferentes massas e a atenuação do sinal de acordo com as DC	86
Tabela 6 - Ajustes da escala quantitativa de avaliação da espasticidade considerando a dobra cutânea do avaliado	87
Tabela 7 - Confiabilidade interavaliadores da escala métrica conforme Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC).	90

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVOS	21
1.1.1 <i>Objetivo Geral</i>	21
1.1.2 <i>Objetivos Específicos</i>	21
1.2 ESTRUTURA DA TESE	22
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	23
2.1 ORGANIZAÇÃO E INTEGRIDADE DO SISTEMA MOTOR.....	23
2.2 ESPASTICIDADE	25
2.3 AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE	26
2.3.1 <i>Escala Modificada de Ashwort</i>	26
2.3.2 <i>Escala de Tardieu</i>	27
2.3.3 <i>Escala de Penn</i>	28
2.3.4 <i>Teste do Pêndulo de Wartemberg</i>	29
2.3.5 <i>Escala Australiana de Avaliação da Espasticidade</i>	29
2.4 SISTEMAS DE AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA ESPASTICIDADE.....	30
2.4.1 <i>Abordagens Biomecânicas</i>	32
2.4.2 <i>Abordagens Neurofisiológicas</i>	43
2.4.3 <i>Abordagens Híbridas</i>	44
2.4.4 <i>Abordagem por exames de Imagens</i>	51
2.5 MECANOMIOGRAFIA E APLICAÇÃO NA AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE..	54
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	57
3.1 APROVAÇÃO ÉTICA.....	57
3.2 LOCAL E PERÍODO DAS ETAPAS EXPERIMENTAIS	57
3.3 PROTOCOLO EXPERIMENTAL 1 - CONCEPÇÃO DA ESCALA QUANTITATIVA BASEADA NOS SINAIS DE MMG	58
3.3.1 <i>População e Amostra</i>	58
3.3.2 <i>Sistema de aquisição de MMG</i>	59
3.3.3 <i>Coleta de dados de MMG simultaneamente a avaliação pela MAS</i>	60
3.3.4 <i>Processamento dos sinais</i>	62
3.3.5 <i>Concepção dos modelos matemáticos e desenvolvimento de uma escala métrica de avaliação da espasticidade</i>	64
3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL 2 - INFLUÊNCIA DA MASSA DO SENSOR E DO TECIDO ADIPOSEO SOBRE OS SINAIS DE MMG	65
3.4.1 <i>População e Amostra</i>	65
3.4.2 <i>Avaliação Pré-Protocolo</i>	66
3.4.3 <i>Equipamento de Eletroestimulação e de coletas da MMG</i>	67
3.4.4 <i>Procedimentos experimentais</i>	67
3.4.5 <i>Processamento dos sinais MMG_(G)</i>	69
3.4.6 <i>Análise Estatística</i>	70

3.5	PROTOCOLO EXPERIMENTAL 3 - CONFIABILIDADE INTER-AVALIADORES DA ESCALA MÉTRICA BASEADA NOS SINAIS DE MMG _(G)	70
3.5.1	<i>População e Amostra</i>	70
3.5.2	<i>Procedimentos experimentais</i>	71
3.5.3	<i>Análise de Concordância interavaliadores</i>	71
4.	RESULTADOS	73
4.1	PROTOCOLO EXPERIMENTAL 1 - CONCEPÇÃO DA ESCALA QUANTITATIVA BASEADA NOS SINAIS DE MMG.....	73
4.1.1	<i>Caracterização da Amostra</i>	73
4.1.2	<i>Análise dos Sinais de MMG nas diferentes etiologias, gênero e níveis de Espasticidade</i>	75
4.1.3	<i>Modelo matemático baseado na correlação linear entre MMG_(G) e MAS</i>	77
4.1.4	<i>Modelo matemático baseado na correlação Polinomial de Segunda Ordem entre MMG_(G) e MAS</i>	79
4.2	PROTOCOLO EXPERIMENTAL 2 – INFLUÊNCIA DA MASSA DO SENSOR E DO TECIDO ADIPOSEO SOBRE OS SINAIS DE MMG _(G)	81
4.2.1	<i>Característica da amostra</i>	81
4.2.2	<i>Influência da massa do sensor no sinal MMG_(G) em músculos flexores de cotovelo</i>	81
4.2.3	<i>Influência do tecido adiposo no sinal MMG_(G) em músculos flexores de cotovelo</i>	83
4.2.4	<i>Escala Métrica considerando atenuação da massa do sensor e tecido adiposo</i>	87
4.3	PROTOCOLO 3- CONFIABILIDADE INTERAVALIADORES DA ESCALA MÉTRICA BASEADA NOS SINAIS DE MMG.....	88
5.	DISCUSSÃO	91
5.1	CONCEPÇÃO DA ESCALA MÉTRICA.....	91
5.2	INFLUÊNCIA DA MASSA DO SENSOR E DO TECIDO ADIPOSEO SOBRE O SINAL DE MMG _(G) DE FLEXORES DE COTOVELO.....	96
5.3	CONFIABILIDADE INTERAVALIADORES DA ESCALA MÉTRICA DE AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE.....	101
5.4	LIMITAÇÕES DA PESQUISA.....	103
5.5	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	104
6.	CONCLUSÕES	106
7.	CONTRIBUIÇÕES DA TESE E PERSPECTIVAS FUTURAS	108
	REFERENCIAS	111
	APÊNDICES	118
	ANEXOS	123

1. INTRODUÇÃO

A espasticidade é um distúrbio motor frequente, incapacitante e que afeta milhões de pessoas em todo o mundo (ALVES, 2019). É decorrente de uma lesão no neurônio motor superior que gera hipertonia e hiperreflexia muscular (KHAN et al., 2019). Há consenso de que a espasticidade é caracterizada pelo aumento dependente da velocidade do reflexo de estiramento tônico, como resultado da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento (LUO et al., 2019).

Embora o quadro clínico da espasticidade seja reconhecido entre os profissionais da saúde, o processo de avaliação do nível de acometimento ainda deixa lacunas e permite limitações e/ou divergências entre avaliadores (BIERING-S; NIELSEN; KLINGE, 2006; SILVA et al., 2017). Isto se deve ao fato de que a maioria dos mecanismos de avaliação aplicados na prática profissional decorre do emprego de escalas subjetivas. Dentre as escalas, tem-se a Escala Modificada de Ashworth (MAS¹), Escala de Tardieu (MORRIS e WILLIAMS, 2018) e escala Australiana de avaliação da espasticidade (ASAS²) (LOVE et al., 2016). A MAS é a escala mais reconhecida e utilizada pelos profissionais da área da saúde, devido a facilidade de aplicação e por não necessitar de nenhum equipamento ou instrumentação (ALVES, 2019).

Na avaliação empregando a MAS a classificação depende da experiência do avaliador. Isto porque o avaliador determina o nível de acometimento baseando-se na resistência imposta durante o movimento passivo (ALORAINI et al., 2015). Ou seja, o avaliador utiliza-se de uma escala numérica, variando de zero (nenhuma resistência) a quatro (rigidez em flexão ou extensão), mas isso depende da percepção no momento do teste (KONG; LEE; CHUA, 2012). Outro ponto importante é que a MAS não considera o fato da espasticidade ser dependente da velocidade de alongamento muscular (KONG; LEE; CHUA, 2012). Desta forma, a determinação do nível de acometimento pode gerar controvérsias. Portanto, mesmo sendo a mais aplicada clinicamente, a MAS apresenta baixa confiabilidade inter e

¹ do inglês *Modified Ashworth Scale*

² do Inglês *Australian Spasticity Assessment Scale*

intra examinadores (KHALILI; PAHLEVANIAN, 2010) sendo pouco segura para o avaliador e para o avaliado.

A determinação correta do nível de acometimento da espasticidade é importante em diferentes aspectos; seja para facilitar a comunicação entre equipes de saúde; auxiliar um profissional de saúde durante um diagnóstico inicial ou tomada de decisão; avaliar a eficácia de uma terapêutica proposta, mesmo quando há substituição dos profissionais envolvidos; priorizar os recursos e tratamentos ou diminuir tratamentos desnecessários. Consequentemente, a correta classificação tornará mais efetiva a prevenção de contraturas e deformidades.

A necessidade de avaliar de forma confiável a espasticidade vai além do convívio de clínicas e consultórios. Outro exemplo em que a avaliação da espasticidade deve ser minuciosa é no esporte paralímpico. Em algumas modalidades, como a *boccia* paralímpica, o grau de espasticidade compõe um dos critérios para considerar a elegibilidade e alocar o atleta nas diferentes classes deste esporte (BISFED, 2017). A única maneira de se atribuir uma classe para o respectivo esporte ocorre pela avaliação do atleta por um painel de classificação internacional. Neste painel, todas as regras devem estar em conformidade com o código de classificação do Comitê Paralímpico Internacional (IPC, 2017). Inicialmente, a classificação era baseada apenas no diagnóstico médico. A partir da década de 1980, começou a considerar também os aspectos funcionais e, mais recentemente, a classificação caminha junto com a ciência e tecnologia (TWEEDY; BECKMAN; CONNICK, 2014). Portanto, as avaliações devem ser criteriosas e, no que tange à espasticidade, a avaliação deve apresentar a máxima fidedignidade e segurança para evitar erros e/ou injustiças com os atletas.

Ao encontro da necessidade de apresentar formas de avaliação que minimizem a subjetividade, métodos quantitativos são descritos em diferentes estudos. Estas medidas baseiam-se na abordagem de dados biomecânicos (AARESTAD et al., 2004; LEE et al., 2004; Li et al., 2017; PANDYAN et al., 2001; PIERCE et al., 2006; RYDAHL e BROUWER, 2004; WANG et al., 2019) e/ou neurofisiológicos (DAMIANO et al., 2002; PISANO et al., 2000; WANG, H. et al., 2017; WANG, L. et al., 2017). Há também uma forma de medidas baseada no limiar

do reflexo de estiramento tônico (LRET) (ALVES, 2019; CALOTA; FELDMAN; LEVIN, 2008; KIM; SEO; SONG, 2011; SILVA et al., 2017).

Apesar da diversidade de métodos quantitativos, restrições ou limitações ainda são encontradas para a utilização dessas abordagens na prática clínica ou na avaliação de paratletas. Exemplo disso é que, a abordagem biomecânica utiliza-se de equipamentos de elevados custos, como os motores isocinéticos (WANG et al., 2019), que necessitam de salas especiais e treinamentos específicos dos profissionais (SILVA, 2013). Isso encarece a avaliação e/ou dificulta a operação em clínicas, consultórios ou locais de competições desportivas. Além disso, os aspectos neurais da espasticidade não são levados em consideração nesta forma de avaliação. Já a abordagem neurofisiológica, considera os aspectos neurais, uma vez que envolvem medidas da excitabilidade de motoneurônios alfa e respostas do reflexo de *Hoffmann*³ ou onda F⁴. Por outro lado, a abordagem neurofisiológica ainda não apresenta correlação clara com os achados clínicos (SILVA, 2013) e também necessitam de equipamentos com valores pouco acessíveis, como um eletromiógrafo comercial.

O método avaliativo pelo LRET, utiliza-se da representação da excitabilidade dos motoneurônios resultantes das influências supraespinais e segmentar (MARQUES et al., 2019; SILVA et al., 2017). Portanto, baseia-se na teoria do controle motor descrito por Feldman (1986). Essa medida é obtida indiretamente de reflexos de estiramentos realizados em diferentes velocidades, expressos em coordenadas angulares e de velocidade. Deste modo, representa-se o ângulo articular em que os motoneurônios e os respectivos músculos da articulação que 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 (ALVES, 2019; CALOTA; FELDMAN; LEVIN, 2008; SILVA et al., 2017).

³ Técnica que envolve a estimulação elétrica das fibras *Ia* em um nervo periférico e o registro da resposta reflexa em um músculo inervado por este nervo

⁴ Resposta motora tardia resultante da ativação antidrômica de um ou de um pequeno número de neurônios motores após a estimulação elétrica de um nervo periférico

As medidas pelo LRET, também apresentam limitações. Entre tais limitações, destacam-se a adaptação de equipamentos comerciais de alto custo de aquisição, processamento de sinais apenas *off-line* (SILVA, 2013), coletas envolverem poucos voluntários, principalmente de níveis mais elevados de espasticidade (ALVES, 2019) . Além disso, os trabalhos coletaram dados apenas em ambientes laboratoriais, o que dificulta a reprodutibilidade clínica. Além disso, a carência de mecanismos quantitativos de avaliação da espasticidade impede uma comparação mais fidedigna da eficácia do método (ALVES, 2019). Desta maneira, ainda persiste o uso das escalas subjetivas como padrão ouro nas clínicas e consultórios.

Na busca de apresentar um método quantitativo de avaliação da espasticidade, com baixo custo e que seja acessível aos profissionais de saúde, recentemente investigou-se o uso dos sinais de mecanomiografia (MMG) como forma de avaliação (SANTOS et al., 2016; WANG, H. et al., 2017). A MMG permite medir as vibrações geradas pela contração muscular e eventos de alongamento. Essas vibrações originam-se no interior do músculo e são registradas na superfície da pele (NOGUEIRA-NETO et al., 2013; VARA et al., 2019). Comparados ao custo de outros equipamentos, os sensores de MMG são financeiramente acessíveis e podem ser facilmente colocados em diferentes locais do corpo.

As primeiras relações entre MMG e tônus muscular em humanos foram descritas por Huang, Wang e Hwang (2006). Eles correlacionaram dados da MAS com os componentes neurais (EMG) e mecânicos (MMG), entre pessoas hígdas e com lesão medular (LM) e com acidente vascular encefálico (AVE). No trabalho desses autores, surgiram indícios de possíveis correlações entre as medidas de MMG e a MAS, mas de forma limitada, pois não houve detalhamento das diferenças nos sinais entre os níveis de MAS, tampouco apresentou-se uma escala quantitativa utilizando-se dos sinais de MMG. O resultado de Huang, Wang e Hwang (2006) motivou novas pesquisas baseadas em sinais da MMG, com o entendimento subjacente de que eram necessários melhores algoritmos e experimentos bem projetados para aumentar a confiabilidade do sistema MMG para um nível clinicamente aceitável.

Neste contexto, o grupo de pesquisa do Prof. Dr. Nohama iniciou um projeto maior do qual o presente trabalho faz parte. Para isso, em um primeiro momento, correlacionaram-se os sinais de MMG com os níveis de espasticidade determinados pela MAS, utilizando-se do processamento de sinais no domínio do tempo e da frequência (SANTOS, 2016). O resultado mostrou que o sinal de MMG, no domínio do tempo (mediana da energia), apresentou melhor correlação, pelo teste de regressão linear e no teste de Spearman, sendo sensível para detectar variações dos níveis de espasticidade. Não obstante, os primeiros achados no trabalho de Santos (2016) foram promissores e evidenciavam ineditismo, instigando ao prosseguimento das investigações. Porém, nesta fase, para evidenciar uma metodologia mais refinada e que possibilitaria a descrição de uma escala métrica para avaliação da espasticidade utilizando-se dos sinais de MMG. Desta forma, criando uma escala efetivamente quantitativa e objetiva, e que poderia ser embarcada em diferentes tecnologias, inclusive equipamentos biomédicos portáteis.

O desenvolvimento de uma nova escala métrica baseada nos sinais de MMG é inédito, pois não se encontrou na literatura consultada nenhuma escala descrita e validada com este tipo de grandeza. Isto reforça que a presente pesquisa contribui para inovação nas áreas da ciência, tecnologia, saúde pública e, conseqüentemente, na área profissional e social. A contribuição para a área científica é verificada pela descrição de uma metodologia inovadora, dando fundamentação sobre a forma de aquisição e processamento dos sinais de MMG na avaliação quantitativa da espasticidade. Para a área da saúde pública, a inovação está na apresentação de uma escala quantitativa de uso clínico de baixo custo, que poderá evitar gastos com medicações ou terapias excessivas e desnecessárias, provenientes de diagnósticos imprecisos ou errôneos. Assim, os recursos utilizados na saúde que podem ser revertidos para uso em outras prioridades. Além disso, pode contribuir diretamente com os profissionais da área da saúde, que futuramente poderão aplicar uma metodologia de avaliação objetiva, mais confiável e reproduzível durante as consultas e todos terão a mesma abordagem, possibilitando um diagnóstico mais preciso.

Para a área tecnológica a presente pesquisa também evidencia inovação. Isto porque uma vez obtida uma escala métrica poderá, futuramente, esta poderá ser embarcada em equipamentos biomédicos portáteis, configurando-se em um produto. Na área social, em função da maior clarividência de seus diagnósticos, os pacientes receberão tratamento mais adequado e/ou melhor monitorizado, e com isso, resultando em melhor qualidade de vida. Na área desportiva, ajudará a evitar possíveis inelegibilidades ou incoerências na categorização de atletas nas respectivas classes competitivas.

É importante destacar que a proposição deste método quantitativo de avaliação da espasticidade não visa destituir o conhecimento clínico dos profissionais. Mas sim, a escala métrica será um instrumento de auxílio diagnóstico, que favorecerá aos profissionais avaliadores a uma tomada de decisão, principalmente aos profissionais em formação ou com pouca experiência, uma vez que terão um instrumento que trará mais objetividade ao no seu diagnóstico.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

A presente pesquisa tem como objetivo geral criar uma escala de avaliação quantitativa de espasticidade por meio de sinais mecanomiográficos, a partir dos músculos flexores de cotovelo de pessoas com lesão supramedular.

1.1.2 Objetivos Específicos

Para alcançar o objetivo geral da pesquisa, foi imprescindível realizar com êxito os seguintes objetivos específicos:

- (i) Conceber modelos matemáticos que forneçam uma escala métrica para avaliar a espasticidade dos músculos flexores de cotovelo, por meio dos

- sinais mecanomiográficos, em pessoas com distúrbios neurológicos supramedulares;
- (ii) Avaliar a influência da massa do sensor e do tecido adiposo sobre o sinal mecanomiográfico nos músculos flexores de cotovelo, considerando tais influências na escala métrica de avaliação da espasticidade;
 - (iii) Analisar a confiabilidade interavaliadores da escala métrica de avaliação da espasticidade baseada nos sinais mecanomiográficos nos músculos flexores de cotovelo em pessoas com distúrbios neurológicos supramedulares.

1.2 ESTRUTURA DA TESE

Além desta parte introdutória, na qual contextualizou-se o problema sob estudo, e os objetivos da pesquisa, esta Tese está estruturada em mais seis capítulos. No Capítulo 2, apresenta-se a fundamentação teórica contemplando uma revisão de literatura sobre a integração do sistema motor, espasticidade e os mecanismos de avaliação qualitativos e quantitativos, bem como uma descrição sobre a técnica de mecanomiografia e a utilização da mesma na avaliação de espasticidade. No Capítulo 3, descreve-se a metodologia empregada, sendo detalhada passo a passo de três protocolos desenvolvidos no presente trabalho. Já no Capítulo 4, estão os resultados obtidos, subdivididos em três partes, conforme cada um dos protocolos desenvolvidos. Nesta etapa, constam-se os resultados estatísticos e descrições da composição da escala métrica baseada nos sinais de MMG. No Capítulo 5, apresenta-se uma discussão dos resultados frente aos demais estudos e autores, além de limitações e sugestões de continuidade do estudo. Finalmente, no Capítulo 6, apresentam-se as conclusões decorrentes dos resultados obtidos.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Para ocorrer um movimento voluntário, torna-se necessária a atuação dos sistemas nervoso (central e periférico) e muscular. O sistema motor compreende, desde a geração e transmissão dos impulsos nervosos até as estruturas motoras responsáveis pelo movimento. Determinadas lesões encefálicas, ao nível de neurônio motor superior, provocam alterações neste sistema, sendo comum a espasticidade. Assim, nesta seção, apresenta-se os fundamentos teóricos sobre os quais assenta-se esta pesquisa. Descreve-se sobre a integridade do sistema motor, a espasticidade e os métodos de avaliação qualitativa e quantitativa.

2.1 ORGANIZAÇÃO E INTEGRIDADE DO SISTEMA MOTOR

Ler, conversar, caminhar e alimentar-se são apenas alguns exemplos de ações que exigem integração do sistema motor (CHINELATO; PERPÉTUO; KRUEGER-BECK, 2010). O sistema motor envolve a conexão entre os neurônios motores superiores (ou primeiro neurônio) e neurônios motores inferiores (ou segundo neurônio). Neurônios motores superiores (NMS) estão localizados na área motora do cérebro. Neurônios motores inferiores (NMI) estão localizados no tronco encefálico e na porção anterior da medula espinal. Os axônios dos neurônios motores superiores fazem sinapses com interneurônios na medula espinal e, ocasionalmente, diretamente com os neurônios motores inferiores. Ou seja, os NMS regulam a atividade dos NMI, por meio dos neurotransmissores. A ativação dos NMI permite a contração dos músculos voluntários do corpo (LENT, 2004).

A atuação do SNC inicia-se desde o momento em que o indivíduo toma a decisão em realizar um movimento (LENT, 2004), gerando estímulos na área de planejamento motor do lobo frontal. Pelo neurônio motor superior, estes estímulos chegarão nos circuitos de controle localizado no cerebelo e núcleos da base que controlam a informação nos tratos motores descendentes e fazem com que tais estímulos cheguem até os interneurônios da medula espinal. Sequencialmente, nos neurônios motores inferiores. Os motoneurônios inferiores são encarregados de conduzir a informação até o sistema muscular os quais irão contrair-se ou relaxar

possibilitando o movimento (LUNDY-EKMAN, 2011). A Figura 1 exemplifica a integração do sistema motor.

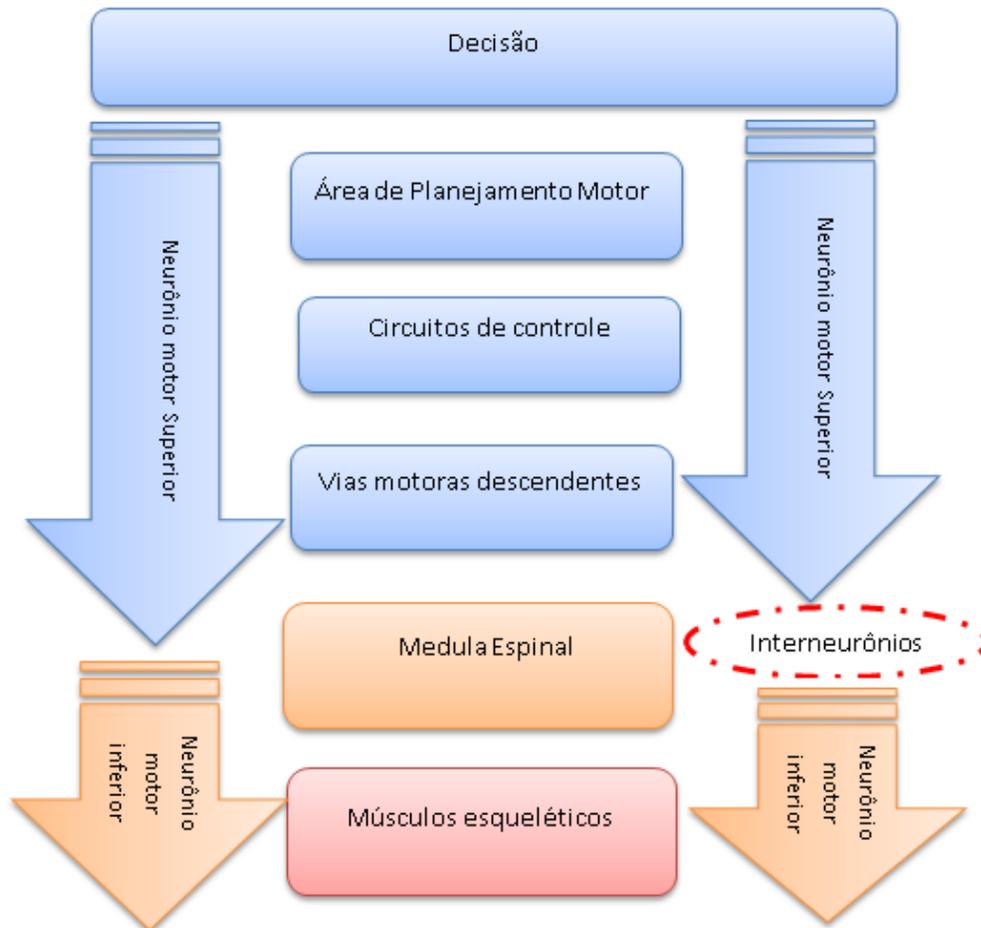


Figura 1 - Estruturas integradas e hierárquicas do sistema motor envolvidas na realização de movimentos voluntários. As informações sensoriais que também atuam no controle de movimento foram omitidas para melhor visualização. Adaptado de Lundy-Ekman (2011).

A complexidade de movimentos executados pelo homem exigiu que o sistema nervoso atingisse o seu ápice de desenvolvimento nesta espécie (LENT, 2004). Por isso, os seres humanos apresentam um sistema sensorio motor bem definido e que permite armazenar e elaborar novas estratégias de controle motor, deixando de ser provido somente de reflexos segmentares. Desta forma, para que ocorram movimentos precisos e coordenados, deve haver integridade das regiões

periféricas, espinal, tronco encefálico, cerebelar e cerebral (MACHADO, ANGELO B.M.; HAERTEL, 2006).

Por outro lado, algumas lesões, que podem ser traumáticas ou não, podem acometer a integridade do sistema motor. São alguns exemplos destas lesões a encefalopatia crônica não progressiva da infância, conhecida como paralisia cerebral (PC), o acidente vascular encefálico (AVE), o traumatismo crânio encefálico (TCE), dentre outras. Essas lesões podem acometer o neurônio motor superior em diferentes locais do encéfalo. Assim, haverá diferentes distúrbios do movimento, caracterizando diferentes tipos de tônus⁵ muscular. Por exemplo, lesão no neurônio motor superior em nível cortical (córtex motor) normalmente apresenta hipertonia (aumento de tônus muscular) e espasticidade (hipertonia elástica, velocidade-dependente, com presença do sinal de canivete) (SILVA, 2013).

2.2 ESPASTICIDADE

A espasticidade afeta milhões de pessoas em todo o mundo (ALVES, 2019). É um distúrbio frequente nas lesões congênitas ou adquiridas do neurônio motor superior (KHAN et al., 2019; KOHAN et al., 2009) secundária a situações clínicas como acidente vascular encefálico (MARQUES et al., 2019) encefalopatia crônica não progressiva da infância, ou Paralisia cerebral (PC) (BAR-ON et al., 2013), lesão medular, tumores cerebrais (PAVAN et al., 2010), traumatismo crânio-encefálico (BHIMANI; ANDERSON, 2014; PATTUWAGE et al., 2016), doença neurodegenerativa ou desmielinizante, como a esclerose múltipla (KHAN et al., 2019). Mesmo não possuindo uma fisiopatologia bem esclarecida (FELICE et al., 2011), existe consenso de que a espasticidade é caracterizada por uma alteração do tônus muscular devido à exacerbação do reflexo profundo, causada pelo aumento da velocidade dependente de resposta ao reflexo de estiramento (LUO et al., 2019).

As manifestações da espasticidade podem se apresentar com várias combinações de sinais, como clônus⁶, hiperreflexia, sinal de Babinski⁷, distonias

⁵ Estado parcial de contração de um músculo em repouso.

⁶ Rápidas e repetidas contrações musculares, espasmos.

⁷ Definido por flexão dorsal do hálux quando realizado estímulo plantar.

espásticas⁸ dentre outros (KHAN *et al.*, 2019). Quando não tratada, a espasticidade pode resultar em outros problemas como contraturas, dores, hipotrofias, atrofia muscular, alterações posturais e comprometimento funcional (KARRI *et al.*, 2017; MILLS; DOSSA, 2016). Conseqüentemente, prejudica as atividades de vida diária como alimentação, locomoção, transferência, cuidados e higiene, posicionamento e facilita o aparecimento de lesão por pressão (FELICE *et al.*, 2011; KHAN *et al.*, 2019).

Nos membros superiores, a espasticidade predomina nos músculos flexores, adotando postura em adução e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo, pronação do punho e flexão dos dedos. Nos membros inferiores, predomina nos músculos extensores, com extensão e rotação interna do quadril, extensão do joelho, com flexão plantar e inversão do pé (DANTAS, 2008).

2.3 AVALIAÇÃO QUALITATIVA DA ESPASTICIDADE

Lianza *et al.* (2001) recomendam que para a avaliação da espasticidade pode-se utilizar indicadores quantitativos e qualitativos para identificar os padrões clínicos de disfunções. A avaliação qualitativa envolve a aplicação de escalas que dependem da interpretação do avaliador.

2.3.1 Escala Modificada de Ashworth

Lianza *et al.* (2001) recomendam que para a avaliação da espasticidade pode-se utilizar indicadores quantitativos e qualitativos para identificar os padrões clínicos de disfunções. A Escala Modificada de Ashworth, do Inglês *Modified Ashworth Scale* (MAS), disposta no Quadro 1, é a mais utilizada na prática clínica (Alves, 2019). Isto ocorre devido à sua fácil aplicação e por não necessitar de qualquer instrumento adicional. Entretanto, devido à subjetividade e às limitações que esta escala apresenta, tais como não levar em conta o fato da espasticidade

⁸ Distúrbios neurológicos dos movimentos caracterizado por contrações involuntárias.

ser dependente da velocidade e permitir divergência entre avaliadores, faz-se necessário a sua substituição (KHALILI; PAHLEVANIAN, 2010).

Quadro 1 - Escala Modificada Ashworth

Nível	Resposta do Tônus Muscular
0	Sem aumento do tônus muscular
1	Discreto aumento no tônus muscular, manifestado pelo apreender e liberar, ou por mínima resistência ao final da amplitude de movimento, quando a parte (ou partes) afetada é movimentada em flexão e extensão
1+	Discreto aumento no tônus muscular, seguido de resistência em menos da metade da amplitude de movimento
2	Marcante aumento do tônus muscular na maior parte da amplitude de movimento, porém o movimento ainda é facilitado
3	Considerável aumento no tônus muscular, com movimentos passivos dificultados
4	A parte (ou partes) afetada mostra-se rígida à flexão ou extensão

Fonte: Adaptado de Bohannon e Smith (1986).

2.3.2 Escala de Tardieu

Outra escala utilizada para avaliação da espasticidade é a Escala de Tardieu, apresentada do Quadro 2. Nesta escala, mede-se o aumento dependente da velocidade do tônus muscular e compara-se a intensidade e o ângulo de saída do tônus muscular aumentado, em três diferentes velocidades de movimento (ANSARI et al., 2013). Como pontos negativos da Escala de Tardieu, pode-se citar a viabilidade, questionada especialmente no seu uso com crianças, além de demandar muito tempo para realizar a avaliação (LU; GÜNEL, 2012). Isso explica a grande variação de protocolos de teste para a aplicação clínica desta escala. Embora a Escala de Tardieu leve em consideração a velocidade de estiramento do músculo durante a avaliação, nenhuma padronização das três velocidades diferentes é definida. Assim, esta escala não é a mais indicada para uso diário nas clínicas.

Quadro 2 - Escala de Tardieu

Grau	Descrição
0	Nenhuma resistência no decorrer do movimento passivo
1	Uma ligeira resistência ao longo do curso do movimento passivo, sem precisão do ângulo específico
2	Clara rigidez em um ângulo específico, interrompendo o estiramento, seguido por relaxamento.
3	Clônus fatigável que dura menos de 10 segundos, e que aparece em um ângulo específico, enquanto o avaliador está mantendo a pressão.
4	Clônus não fatigável que dura mais de 10 segundos, e que aparece em um ângulo específico enquanto o avaliador está mantendo a pressão.
5	A articulação está imóvel.

Fonte: Adaptado de Ansari et al. (2013).

2.3.3 Escala de Penn

Outra escala subjetiva é a escala de frequência de espasmos de Penn. Trata-se de uma escala ordinal, que mede a frequência de espasmos dos membros inferiores em relação ao tempo (1 h) ou por comprometimento funcional. É graduada em cinco níveis que variam de zero a quatro, conforme quadro 3 (BARBOSA e CABEZAS, 2013).

Quadro 3 - Escala de frequência de espasmos de Penn

Grau	Descrição
0	Ausente
1	Espasmos leves na estimulação
2	Espasmos infrequentes, menos de um por hora
3	Espasmos ocorrem, mais de um por hora
4	Espasmos ocorrem, mais de 10 vezes por hora

Fonte: Adaptado de Barbosa e Cabezas (2013).

2.3.4 Teste do Pêndulo de Wartenberg

Um outro teste conhecido trata-se do Teste do Pêndulo, descrito por Wartenberg, em 1951. Trata-se de um método biomecânico que usa a gravidade para provocar reflexo de estiramento durante o balanço no membro inferior. A execução prática ocorre com o examinador realizando um movimento pendular na musculatura do paciente que deseja avaliar. Embora o exame seja prático e tenha correlação com a MAS, o teste também apresenta limitações, pois a correlação com a MAS depende da postura do avaliado e da capacidade de relaxamento muscular total. Além disso, a aplicabilidade do Teste do Pêndulo acontece apenas para flexores e extensores de joelho, não sendo viável para avaliação nos membros superiores. Além disso, esse teste não distingue se o aumento da resistência do músculo espástico ocorre devido à resistência viscoelástica ou se é resistência dependente da velocidade.

2.3.5 Escala Australiana de Avaliação da Espasticidade

Atualmente, nenhuma ferramenta clínica identificada demonstra simplicidade, portabilidade e níveis aceitáveis de validade e confiabilidade. Por esse motivo, Love et al. (2016) buscaram apresentar a *Australian Spasticity Assessment Scale* (ASAS), combinando os melhores aspectos da Escala de Tardieu e da Escala de Tardieu Modificada e que fosse facilmente aplicado na clínica. Por isso, a estrutura da escala é padronizada e muito semelhante a MAS, conforme mostra o Quadro 4.

Como observado, entre as escalas subjetivas mais conhecidas para avaliação da espasticidade, a avaliação depende muito da sensibilidade e experiência do avaliador. Por isso, é possível que ocorram divergências e, portanto, todas apresentam limitações. Visando minimizar a subjetividade, vem sendo propostas técnicas que possibilitem avaliar quantitativamente o nível da espasticidade. As avaliações quantitativas serão descritas na sequência.

Quadro 4 - Australian Spasticity Assessment Scale (ASAS)

Grau	Descrição
0	Nenhuma resistência no movimento passivo rápido (MPR) (ou seja, sem espasticidade)
1	A resistência ocorre no MPR, seguida pela liberação. Não há resistência ao MPR em todo o restante da faixa
2	A resistência ocorre na segunda metade da faixa disponível (após o ponto intermediário) durante a rotação e é seguida por resistência em toda a faixa restante
3	A resistência ocorre na primeira metade da faixa disponível (até e incluindo o ponto intermediário) durante a rotação e é seguida por resistência em toda a faixa restante
4	Ao tentar MPR, a parte do corpo parece fixa, mas se move lentamente (a contratatura é registrada separadamente)

Fonte: Adaptado de Love et al.(2016).

2.4 SISTEMAS DE AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA ESPASTICIDADE

Não há dúvidas de que a correta classificação do grau da espasticidade é importante tanto para o diagnóstico inicial como também para comparar os efeitos de um tratamento proposto. Assim, abordagens quantitativas da espasticidade assim como equipamentos vêm sendo estudados e desenvolvidos. O Quadro 5 sintetiza os principais estudos revisados durante este trabalho, apresentando o tipo de abordagem utilizada, se neurofisiológica e/ou biomecânica, as variáveis de medidas, se houve e qual escala subjetiva comparou, lesão neurológica investigada e o segmento corporal avaliado. Os trabalhos que utilizaram a mesma natureza de medida ou tecnologias similares foram agrupados para serem descritos nos mesmos subtópicos, independente da cronologia.

Conforme descrito no Quadro 5, há diferentes formas de avaliação, incluindo as abordagens neurofisiológicas (eletromiografia), biomecânicas (medidas de torque, pressão, ângulos) e a junção de ambas (híbridas). Diferentes equipamentos foram desenvolvidos especialmente (customizados) ou adaptados de equipamentos comerciais, incluindo os isocinéticos, sensores inerciais, tonômetro muscular, mecanomiógrafo e eletromiógrafo, conforme abordados na sequência.

Quadro 5 - Cronologia dos estudos envolvendo sistemas de avaliação quantitativa da espasticidade.

Autor/ Ano	Amostra (pessoas com lesão neurológica)	Tipo de Abordagem		Grupo controle Hígidos (amostra)	Variáveis ou tecnologia utilizada na avaliação quantitativa	Escala subjetiva comparada	Etiologia da espasticidade	Segmento corporal avaliado
		B	N					
(PISANO et al., 2000)	53	X	X	**	EMG e força	MAS	AVE	MMSS
(PANDYAN et al., 2001)	16	X		**	RMP e força	MAS	AVE	MMSS
(LEONARD; STEPHENS; STROPPEL, 2001)	10	X		10	Pressão muscular	MAS	PC e AVE	MMSS
(DAMIANO et al., 2002)	22	X	X	9	EMG e torque	MAS	PC	MMII
(MCCREA; ENG; HODGSON, 2003)	17	X		**	Torque	MAS	AVE	MMSS
(AARESTAD et al., 2004)	10	X		**	Pressão muscular	***	PC	MMSS e MMII
(LEE et al., 2004)	15	X		15	Torque	MAS	AVE	MMSS
(RYDAHL; BROUWER, 2004)	23	X		23	Pressão muscular	MAS	AVE	MMII
(KIM et al., 2005)	20	X	X	20	Torque, ângulo	MAS	AVE	MMII
(PIERCE et al., 2006)	15	X		**	Torque	MAS	PC	MMII
(GORDON et al., 2006)	13	X	X	8	Torque, EMG	MAS	PC	MMSS
(KUMAR; PANDYAN; SHARMA, 2006)	111	X		***	Torque	MAS	AVE	MMSS
(CALOTA; FELDMAN; LEVIN, 2008)	20		X	20	LRET	MAS	AVE	MMSS
(VAN DEN NOORT; SCHOLTES; HARLAAR, 2009)	20	X		1	Ângulo	MAS	PC	MMII
(LIDSTRÖM et al., 2009)	15	X		15	Pressão muscular	***	PC	MMII
(VAN DEN NOORT et al., 2010)	20	X		**	Ângulo	MAS	PC	MMII
(FLEUREN et al., 2010)	30	X	X	**	EMG, Ângulo, torque	MAS	DE	MMSS e MMII
(KIM; SEO; SONG, 2011)	15		X	**	LRET	MAS	AVE	MMSS
(BAR-ON et al., 2013)	28	X	X	10	Ângulo e EMG	MAS e Tardieu	PC	MMII
(SANTOS et al., 2016)	22	X		**	MMG	MAS	DE	MMSS e MMII

(BLANCHETTE et al., 2016)	28		X	**	LRET	MAS	AVE	MMII
(SILVA et al., 2017)	5		X	**	LRET	MAS	AVE	MMSS
(LI et al., 2017)	14	X		***	Pressão muscular	MAS	AVE	MMSS
(WANG et al., 2017b)	39		X	***	EMG	MAS	AVE	MMSS
(WANG et al., 2017a)	39	X	X		EMG e MMG	MAS	AVE	MMSS
(GAO et al., 2018)	24	**	**	16	Ultrassom	MAS e Tardieu	AVE	MMSS
(JUN et al., 2018)	10	X	X	10	EMG e MMG	MAS	DE	MMII
(NOWAK; MRAZ; MRAZ, 2019)	40	**	**	**	Temperatura	MAS	AVE	MMII
(WANG et al., 2019)	14	X		14	torque, posição e tempo	MAS	AVE	MMSS
Legenda: B = Biomecânica; N = Neurofisiológica; EMG = Eletromiografia; MMG = mecanomiografia; LRET = Limiar do reflexo de estiramento tônico; RMP = Resistência ao movimento passivo; PC = Paralisia cerebral; AVE = acidente vascular encefálico; MAS = Escala Modificada de Ashworth (<i>Modified Ashworth scale</i>); MMSS = Membros superiores; MMII = membros inferiores; DE = Diferentes etiologias; ** = não relatado.								

2.4.1 Abordagens Biomecânicas

A avaliação da espasticidade por meio da abordagem biomecânica utiliza-se das respostas de posição articular, velocidade angular e torque (reativo e resistivo) durante movimentos passivos em velocidades controladas ou não. São vários os protocolos descritos.

2.4.1.1 Medidas de torque, ângulo, velocidade

Os estudos de Lee et al. (2004) e Gordon et al. (2006) mediram o torque de reação durante o movimento passivo de flexão e extensão do cotovelo de pacientes com espasticidade em comparação aos hígidos. Em ambos os estudos, o torque foi medido por meio de sensores acoplados a um manguito e preso no punho do avaliado. Esses sensores mediam a resistência muscular imposta durante os movimentos passivos. Um giroscópio posicionado na articulação do cotovelo media

o deslocamento angular. A Figura 2 apresenta o modelo do sistema desenvolvido por Lee et al. (2004).

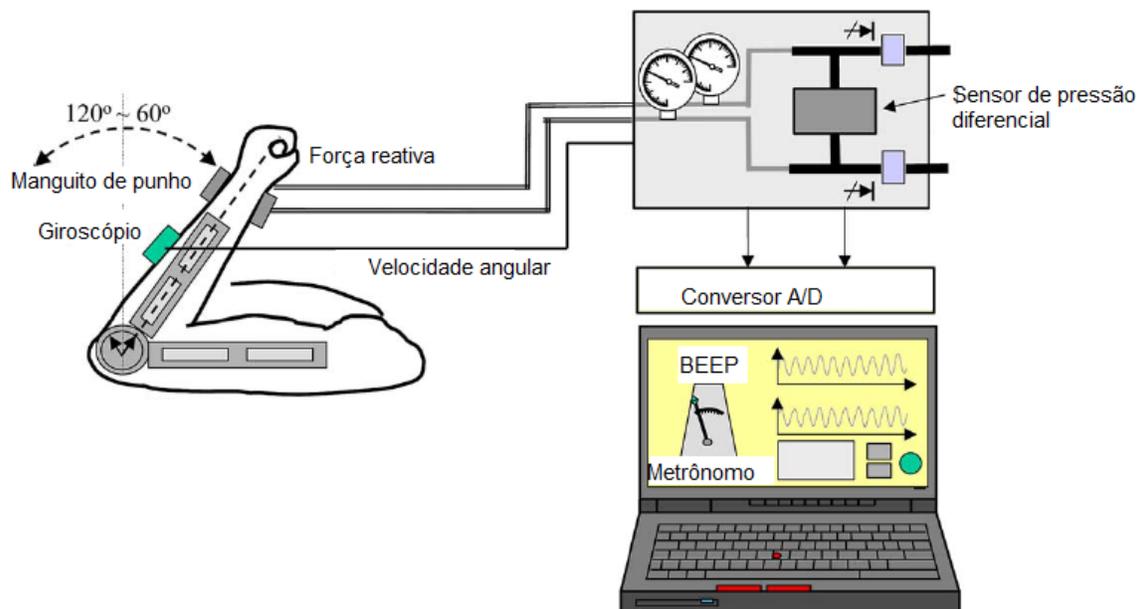


Figura 2 - Modelo do sistema de avaliação mostrando o manguito de punho, onde estavam acoplados os sensores de pressão. Estes mediam a resistência muscular imposta durante o movimento passivo. Um giroscópio no antebraço, e o eletrogoniômetro no cotovelo, captam informações do deslocamento angular. As variáveis biomecânicas são enviadas para um sistema diferencial de pressão que reconhece as alterações fornecidas pelos sensores e, então, são convertidos em sinais digitais para serem apresentados no computador. Adaptado de Lee et al.(2004).

Nas descrições de Lee et al. (2004), o processo de coleta de dados foi realizado com pacientes com AVE e um grupo controle hígido. Consistiu de 10 movimentos passivos no cotovelo em quatro velocidades diferentes, controlada por um metrônomo. Já no estudo de Gordon et al. (2006), a amostra foi composta por 13 crianças com PC e um grupo controle por 8 crianças hígdas. Os ciclos de movimentos foram realizados em 3 velocidades diferentes, usando um metrônomo como marcação (25, 100 e 175 bpm). Foram coletados sinais de EMG para garantir que os movimentos eram passivos. Qualquer atividade muscular detectada descartava a coleta. Em ambos os estudos, os voluntários foram avaliados por meio da MAS e os resultados evidenciaram que a resistência imposta foi maior nos

indivíduos com espasticidade (AVE ou PC) se comparado aos hígidos. O aumento da resistência também teve correlação com a MAS. Isso sugere que a medida quantitativa por meio do torque permitiria avaliar os níveis de espasticidade. No entanto, este mecanismo apresenta limitações, pois a resistência mostrada durante a avaliação reflete unicamente sobre a estrutura muscular, ou seja, somente os aspectos não neurais da espasticidade. Porém, a resistência ao movimento passivo da pessoa com espasticidade é influenciada tanto por mudanças nas propriedades viscoelásticas do tecido mole e estruturas articulares quanto por atividades neuronais (reflexo de estiramento). Embora Gordon et al. (GORDON et al., 2006) descrevam que em velocidades maiores, os músculos espásticos requeiram maiores forças para serem movimentados passivamente, não está totalmente estabelecido se há limiares específicos para cada nível de espasticidade, dificultando a aplicabilidade clínica. Outra observação a ser feita é que esses autores também não explicitam qual o torque medido: se foi o torque do operador, do músculo da pessoa avaliada ou o somatório deles. Além disso, o equipamento descrito necessita de calibração periódica, uma vez que o desgaste do material fabricado produz alterações na resistência do manguito, o que leva a alterações nas variáveis medidas.

Outro estudo também envolvendo medidas biomecânicas foi descrito por (PANDYAN et al., 2001). Nele, avaliaram-se a articulação do cotovelo de 16 indivíduos que tiveram AVE, com um dispositivo biomecânico composto por uma célula de carga e um eletrogoniômetro (Figura 3). Eles analisaram a resistência ao movimento passivo, buscando validar com uma escala clínica (MAS). A resistência ao movimento passivo foi obtida por meio de regressão linear, considerado a inclinação do gráfico de força aplicada em relação à amplitude articular obtida durante o movimento passivo. O resultado indicou que a resistência ao movimento passivo foi maior para os segmentos avaliados que possuíam espasticidade, mas diminuiu conforme aumentou a velocidade e a repetição dos movimentos. Além disso, verificou-se fraca correlação entre a resistência ao movimento passivo e a MAS, o que, segundo os autores, ocorreu devido à baixa confiabilidade da escala MAS. Entretanto, algumas limitações foram observadas no estudo. Embora tenham

avaliado 16 indivíduos com AVE, essa amostra foi pequena e considerou apenas níveis baixos de espasticidade. Não houve aquisição de sinais de EMG, que poderiam indicar mudanças nas atividades neurais durante a resistência ao movimento passivo e com isso, diferenciar se as mudanças da resistência ao movimento passivo seriam ocasionadas pelas alterações neurais ou biomecânicas. Desta forma, não apresentou reprodutibilidade clínica dos achados e nem valor específico para cada nível da MAS, não sendo facilitada a aplicação no dia a dia. Uma opção de estudo, nesse caso, seria correlacionar a resistência aplicada pelo avaliador e a força e não o ângulo, uma vez que o membro comprometido pode ter um comportamento não linear.



Figura 3 - Sistema desenvolvido com célula de carga no antebraço e eletrogoniômetro posicionado na articulação do cotovelo. Durante o teste, o avaliador realiza movimentos de extensão do cotovelo enquanto os dados são adquiridos e enviados para o computador. Adaptado de Pandyan et al. (2001).

Pierce et al. (2006) também pesquisaram a espasticidade em indivíduos com PC, buscando avaliar a confiabilidade de teste e reteste do pico de torque dos músculos flexores e extensores de joelho por meio de dinamômetro. Concluíram que para o método de pico de torque com velocidade angular em $180^\circ/s$, havia

confiabilidade. No entanto, a utilização do pico de resistência como método de classificação do nível de espasticidade, baseado na confiabilidade de teste e reteste, deve ser feito com cautela, tendo em vista que o trabalho desses autores limitou-se em investigar a confiabilidade em apenas uma velocidade (180 °/s) e como a espasticidade é dependente da velocidade de estiramento, é preciso novos estudos que correlacionem o pico de torque em outras velocidades, incluindo testes mais lentos (80 e 120 °/s) e mais rápidos (240 e 260 °/s).

Fleuren et al. (2010) também buscaram definir a confiabilidade da MAS com dados quantitativos provenientes de força, ângulo e sinal de EMG, de membros superiores e inferiores, com velocidades diferentes entre as sessões. A partir dos sinais analisados de ângulo e EMG dos membros superiores e inferiores, foram retiradas a média e o valor da raiz média quadrática (RMS) para apenas um período da sessão para análise; devido a esse fator podem não ter chegado a uma diferença significativa, pois os valores de tensão do EMG terem pico em período de tempo curto, não mostrariam diferenças estatísticas, e não houve correlação direta entre os sinais biomecânicos. Esse estudo também mostrou que a MAS é insuficiente para avaliar a espasticidade. Isso justifica a importância de investigar novas formas de avaliação, além de uma forma viável de aplicabilidade clínica, uma vez que esse estudo requer uma análise de sinais mais aprofundada.

Outros estudos similares são descritos por Damiano et al. (2002), que utilizaram EMG, dinamometria e goniometria, com várias escalas de espasticidade e várias velocidades; e (RABITA et al., 2005), que utilizaram EMG, torque e velocidade, para diferentes níveis de espasticidade. Ambos investigaram o RMP e sua relação com a MAS. Os resultados alcançados também mostraram-se inconsistentes na correlação dos dados quantitativos com a MAS, sendo que os dados biomecânicos mostram diferenças estatísticas entre os variáveis avaliadas; porém, ambos os estudos não proporcionam uma correlação direta dos dados e nem para os níveis de espasticidade, gerando um dado quantitativo ou desvio padrão que poderia ser utilizado nas clínicas. Isso reforça que a MAS, isoladamente, não é suficiente para avaliação confiável da espasticidade. Por outro lado, os estudos descritos até aqui foram realizados em ambientes laboratoriais, com poucos

voluntários e todos necessitam de treinamento adicional do avaliador para avaliar e correlacionar os sinais. Como esses estudos não buscaram criar uma escala ou definir limiares para cada nível de espasticidade ou definir valores de forma didática para facilitar ao profissional de saúde, não propiciam viabilidade para uso na clínica diária. Além disso, o número baixo de pacientes, para cada nível de espasticidade (intra-classe), faz com que a reprodutibilidade seja questionada. Assim, necessitam de continuidade nas investigações para comprovação dos achados.

Mais recentemente, (WANG et al., 2019) buscaram respostas nas variáveis biomecânicas; porém, com uma linha de pesquisa diferente dos outros autores já descritos. A investigação foi baseada em medidas de contração isométrica voluntária máxima (CIVM). O protocolo foi realizado nos membros superiores (comprometido e não comprometido) de 14 pessoas hemiplégicas pós-AVE como método de avaliação da espasticidade (Figura 4). Foram registrados e calculados valores de pico de torque, posição e tempo (tempo de subida e tempo de manutenção do pico de torques) a partir dos sinais CIVM. Movimentos passivos foram realizados e duas características, o torque máximo de resistência e a rigidez muscular, foram medidos para caracterizar as propriedades dos reflexos de estiramento espástico. Posteriormente, a eficácia e a confiabilidade do método de avaliação da espasticidade baseado em CIVM foram avaliadas com a análise de correlação de Spearman e coeficientes de correlação intra-classe (ICCs).

Os resultados apresentados por Wang et al. (2019) evidenciaram que o tempo de manutenção do pico de torque e o tempo de subida no braço comprometido foram maiores em comparação aos do braço contralateral (não comprometido), considerando que o pico de torque no lado comprometido foi significativamente menor que no braço contralateral. Os resultados mostraram uma correlação moderada ($r = 0,503$, $p = 0,047$) entre o tempo de manutenção e o torque passivo resistente. Além disso, observou-se uma correlação moderada entre o tempo de manutenção e a rigidez muscular ($r = 0,653$, $p = 0,011$). Enquanto isso, os ICCs para medições intra-temporais de CIVM variaram entre 0,815 e 0,988. Embora o estudo de tais autores tenha mostrado que a CIVM seja promissora na avaliação da espasticidade em pacientes pós-AVE, o uso clínico dessa forma de

avaliação pode excluir alguns pacientes e, assim, tornando o método limitado. Algumas pessoas que apresentam espasticidade dificilmente poderiam realizar CIVM com o braço comprometido, porque suas forças musculares seriam geralmente muito baixas para realizar qualquer movimento ativo ou porque podem apresentar rigidez muscular ou deformidades.

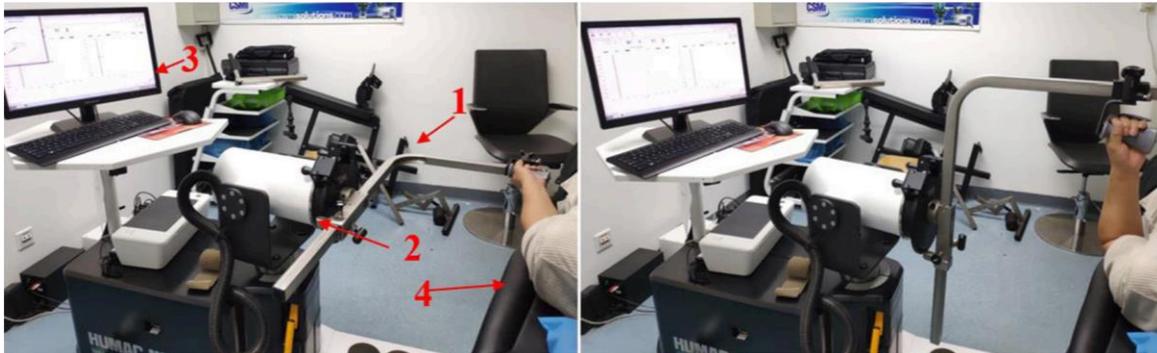


Figura 4 - Posicionamento do voluntário durante a coleta de dados na contração isométrica voluntária máxima em aproximadamente zero grau de extensão de cotovelos (primeira imagem) e na posição final em flexão na contração isocinética passiva (segunda imagem). Nota-se em 1: a manopla de cotovelo / ombro. 2: dinamômetro, 3: exibição e controle do computador plataforma 4: cama de exame. Extraído de Wang et al. (2019).

Assim, os recursos descritos podem não fornecer resultados suficientes quando usados para avaliar o nível de espasticidade destes segmentos. Outro fator que também pode limitar é o fato de que os setores de saúde podem dispor de dinamômetro, mas pode não ser possível o treinamento e suporte do profissional para registrar, processar e analisar o torque ao longo do tempo. Além disso, o método descrito também não foi correlacionado com outros métodos de avaliação e baseou-se em uma amostra relativamente pequena e com graus baixos de espasticidade. Além disso, não apresentou grupo controle com número suficiente. Assim, não é possível propor critérios de diagnóstico para avaliação da espasticidade baseado no método descrito.

2.4.1.2 Miotonometria

O *Myotonometer* (Neurogenic Technologies Inc, Missoula, MT, EUA), ou tonômetro muscular, é uma tecnologia para avaliação de espasticidade que pode ser enquadrada nas medidas biomecânicas. Trata-se de um dispositivo eletrônico portátil que permite a quantificação do tônus muscular ou rigidez (em repouso) e força muscular (durante a contração muscular), medindo a quantidade de deslocamento de tecido muscular por unidade de força aplicada por uma sonda sob pressão no músculo. Este dispositivo fornece uma quantificação do nível de gravidade da condição espástica comparando ambas as medições (LEONARD; STEPHENS; STROPPEL, 2001; RYDAHL; BROUWER, 2004; LIDSTRÖM et al., 2009, AARESTAD et al., 2004; LI et al., 2017).

Usando o tonômetro, o estudo de Leonard, Stephens e StroppeL (2001) comparou o deslocamento do músculo bíceps braquial de 10 participantes com tônus muscular aumentado e 10 hígidos, e o resultado mostrou diferenças significativas entre os grupos, além de apresentar correlação com a MAS. Rydahl et al. (RYDAHL; BROUWER, 2004) utilizaram o dispositivo para comparar o tônus do músculo flexor plantar do tornozelo de 23 pacientes que tiveram AVE com o tônus do grupo controle composto por pessoas hígidas. Concluíram que os movimentos dos tecidos musculares foram significativamente diferentes ($p < 0,005$) entre os dois grupos comparados. Ambos os estudos mostraram que a tecnologia parece promissora para avaliar neste tipo de patologia. Outros estudos, como o de Lidström et al. (2009) e Aarrestad et al. (2004), também estudaram a confiabilidade intra e inter examinadores dessa tecnologia; porém, em pacientes com PC e os resultados foram similares aos estudos realizados com AVE.

O estudo de Li et al. (2017) também objetivou a validação da miotonometria, comparando a medida com a técnica de alongamento convencional com a MAS. Porém, foi diferente dos outros estudos que utilizaram tonômetro descritos anteriormente (LEONARD; STEPHENS; STROPPEL, 2001; RYDAHL; BROUWER, 2004), pois nestes, envolveram-se alongamentos senoidais em pequenas perturbações e o estudo de Li et al. (2017) utilizou um protocolo passivo de rampa

de espera com uma faixa muito maior para simular testes clínicos típicos de espasticidade. Além disso, um modelo de mola de duas camadas foi aplicado para identificar o deslocamento muscular dos deslocamentos totais do tecido na análise de tonometria. O resultado do estudo mostrou uma diminuição significativa da complacência e deslocamento muscular nas medidas da miotonometria e um aumento do torque total no alongamento passivo de alta velocidade no lado espástico. Além disso, correlações significativas foram observadas entre as duas medidas, o que pode fornecer evidências de validade da miotonometria para avaliação da espasticidade nos músculos dos membros superiores.

No entanto, para o uso clínico, o estudo apresenta uma limitação relacionada aos testes clínicos, uma vez que o posicionamento do cotovelo do avaliado foi estabelecido em 90° de flexão. Para a descrição metodológica e investigação em ambientes de pesquisa, a estratégia de estabelecer uma posição articular única em 90° pode ter sido uma vantagem para comparação entre os sujeitos. No entanto, para usabilidade prática diária, isto pode ser limitante, pois nem sempre as características dos pacientes permitem alcançar essa posição, principalmente em pacientes com níveis elevados de espasticidade, onde uma rigidez em extensão de cotovelo impediria tal ângulo. Por isso, o trabalho carece de maior descrição sobre as possibilidades de realização do teste em diferentes posições articulares e/ou descrever as possíveis alterações quando o posicionamento articular tiver ajustes diferentes.

2.4.1.3 Sensores Inerciais

Sensores inerciais também foram utilizados nas abordagens biomecânicas para determinar o ângulo de captura durante algumas avaliações (VAN DEN NOORT; SCHOLTES; HARLAAR, 2009; VAN DEN NOORT et al., 2010). Comparou-se o uso desse dispositivo com a goniometria na avaliação quantitativa da espasticidade, em 20 crianças com PC, como ilustra a Figura 5. Como resultados, percebeu-se que os sensores inerciais apresentam desempenho superior aos de goniometria. Isto em decorrência do reposicionamento da

movimento de queda altera de flexão para extensão); AUC (área abaixo da curva, ou seja, área entre o ângulo do joelho durante oscilações e o ângulo restante); VFR (Velocidade para a primeira reversão); e TFR (tempo para primeira reversão, ou seja, intervalo de tempo entre o início da queda e a primeira reversão de flexão para extensão).

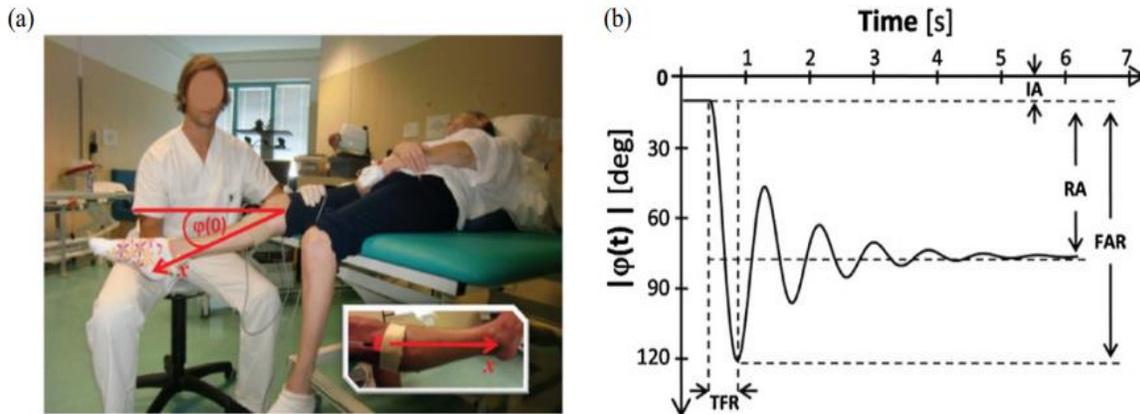


Figura 6 - Exemplo da realização do teste do pêndulo com uso de sensores inerciais (a) e Oscilação teórica da haste em graus ao longo do tempo (time) durante o teste do pêndulo de Wartenberg com os parâmetros avaliados (b). Extraído de Sterpi et al. (2013).

Como resultado, Sterpi et al. (2013) mostraram correlação significativa intra e interavaliadores dos parâmetros quantitativos avaliados durante a aplicação do TPW. Entre a MAS e o TPW, também houve correlação; porém, fraca. Entretanto, mesmo que os parâmetros estudados tenham sido favoráveis para determinar o nível de espasticidade de forma quantitativa durante o teste do pêndulo, ainda deve integrar novos estudos para incorporar esse dispositivo de avaliação na prática diária; principalmente, incluindo diferentes graus de espasticidade e comprometimento dos voluntários. Percebe-se que o método descrito seria restritivo para alguns pacientes. Por exemplo, o teste de pêndulo exige que o paciente permaneça sentado. Com isso, pacientes com maiores comprometimentos que não apresentariam tal capacidade teriam que ser avaliados em posturas adaptadas. Por esse motivo, novos protocolos padronizados visando garantir erros mínimos em caso de adaptações da postura e que analisem a ativação voluntária dos músculos investigados ou um aumento abrupto da rigidez, devem ser propostos.

2.4.2 Abordagens Neurofisiológicas

A abordagem neurofisiológica utiliza-se de análises da atividade elétrica neuromuscular dos músculos agonistas, antagonistas ou ambos, durante movimentos ativos ou passivos captados por meio do sinal da eletromiografia de superfície (EMG).

2.4.2.1 Eletromiografia

Wang et al. (2017b) propuseram um índice baseado nos sinais de EMG de músculos espásticos e não espásticos (bíceps e tríceps braquial). O índice proposto foi obtido pelo quociente entre a raiz média quadrática (RMS) do sinal de EMG do grupo muscular agonista e a somatória dos valores RMS dos sinais de EMG dos grupos musculares agonista e antagonista. Os pesquisadores avaliaram 39 pacientes com diagnóstico de AVE. Esses pacientes foram subdivididos em quatro grupos de acordo com a MAS. Os resultados mostraram que a correlação entre a MAS e o índice baseado na EMG na avaliação da espasticidade do cotovelo foi significativo ($p < 0,005$) (WANG et al., 2017b). Eles observaram que a análise da EMG no domínio do tempo determinou diferenças entre os vários níveis de espasticidade. Assim, esta forma de avaliação parece ser viável para quantificar a espasticidade. Porém, para uso clínico, ainda precisa ser mais explorada, pois não foi determinado um índice de correlação entre os diferentes níveis e também não considerou aspectos não neurais e fatores individuais. Isso limitaria a reprodutibilidade clínica e tornaria a correlação fraca para prática diária.

A correlação da EMG na espasticidade foi investigada em outros estudos, como os de Kim et al. (2005) e Pisano et al. (2000). Porém, esses também coletaram dados biomecânicos, podendo ser considerada uma abordagem híbrida. Por isso, serão aqui discutidos em um tópico específico.

2.4.3 Abordagens Híbridas

Conforme descrito no Quadro 5, alguns artigos revisados apresentaram dados biomecânicos e neurofisiológicos. Um desses trabalhos utilizou dados eletromiográficos e dinamométricos, além da avaliação clínica por meio da MAS (KIM et al., 2005). Os autores avaliaram a articulação do tornozelo de 20 pessoas com espasticidade, causadas por AVE e compararam com um grupo controle compostos por pessoas híbridas. Após a determinação do nível de acometimento pela MAS, o dinamômetro realizava movimentos passivos em 4 velocidades (60, 120, 180 e 240 °/s). Os parâmetros medidos foram torque e ângulo. Concomitantemente aos movimentos do dinamômetro, realizou-se a captura do sinal da EMG do músculo gastrocnêmio. O resultado mostrou que todos os parâmetros avaliados (torque, limiar angular e trabalho) e a atividade eletromiográfica foram significativamente maiores nos pacientes espásticos em relação ao grupo controle. Mostraram também que o pico de torque no grupo com espasticidade diminuiu conforme aumentou a velocidade angular de 60 °/s para 180 °/s, sendo mais acentuado durante a primeira mudança (60 para 120 °/s). Em relação ao trabalho, o grupo com AVE não apresentou aumento de forma linear, diferente do encontrado no grupo controle. O limiar angular e a atividade eletromiográfica integrada aumentaram significativamente com o aumento da velocidade em ambos os grupos. Desta maneira, os parâmetros da avaliação isocinética foram correlacionados significativamente com a MAS; porém, os sinais da EMG não apresentaram correlação significativa com os dados da escala da MAS. Pisano et al. (2000) já haviam buscado correlacionar os índices biomecânicos computadorizados com a MAS e os dados neurofisiológicos adquiridos pela EMG, utilizando-se de um sistema customizado (Figura 7).

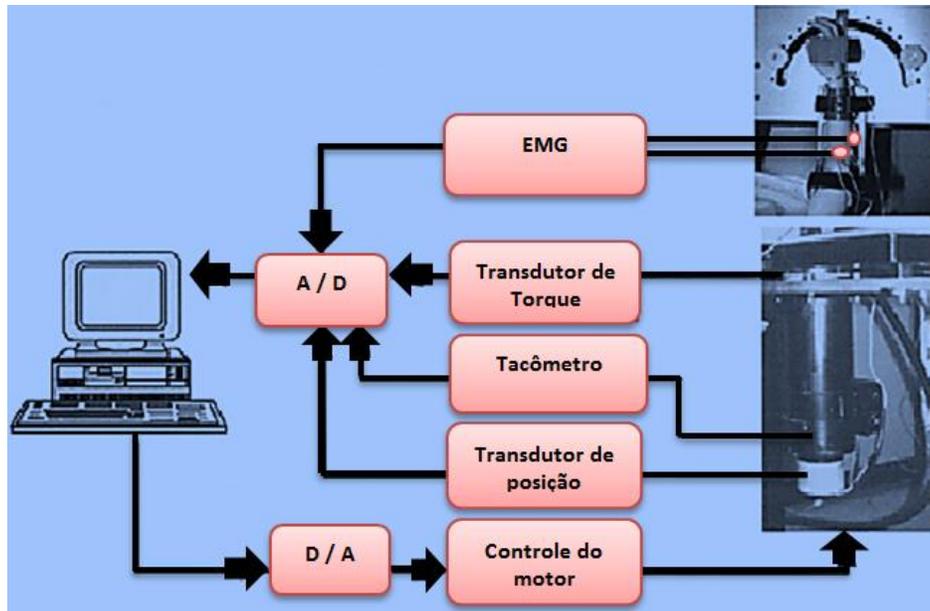


Figura 7 - Exemplo do Sistema de avaliação da espasticidade com uso da EMG da musculatura do antebraço, deslocamento angular e resistência ao movimento na articulação do punho. Os sinais de EMG captados passam por um conversor analógico-digital (A/D) e mostrados na tela do computador. Para o controle do equipamento, o computador envia informações de realimentação via conversor digital-analógico (D/A) para controle do motor. Adaptado de Pisano et al. (2000).

Pisano et al. (2000) caracterizaram os componentes intrínsecos e neurais do tônus muscular dos pacientes com espasticidade. Os sinais neurofisiológicos avaliados foram latência do reflexo de Hoffmann (LRH), razão entre reflexo H máximo e M máximo (H_{max}/M_{max}), limiar de velocidade do reflexo de estiramento (LVRE), área e latência do reflexo de estiramento (LRE) e índices de rigidez passiva (IRP) e total (IRT). A Figura 7 mostra o diagrama de blocos do sistema usado para o experimento. O protocolo foi realizado na musculatura da articulação do punho. O resultado mostrou que o reflexo H latente não foi significativo entre indivíduos com espasticidade e hígidos. Os valores da razão H_{max}/M_{max} , valores de área do LRE, IRP e IRT foram significativamente maiores em pacientes com espasticidade em relação aos hígidos. Já o LVRE foi significativamente menor em pessoas espásticas que em hígidas. Pelos dados encontrados, a LRH e H_{max}/M_{max} não teve correlação significativa com a MAS. Observou-se que o reflexo H, mesmo em pacientes com o mesmo grau de espasticidade determinado pela MAS, apresentou reflexos diferentes e reflexos similares em intensidade, podem ser originados de pacientes

avaliados com níveis diferenciados pela MAS. Observou-se que a MAS apresentou correlação significativa com o estiramento mecânico, principalmente em LVRE e IRT. Já o IRP não apresentou correlação significativa com a MAS (PISANO et al., 2000).

Ambos os estudos, Pisano et al. (2000) e Kim et al. (2005), não estabeleceram uma forte correlação de dados neurofisiológicos (pela EMG) com os achados clínicos. Para que a utilização da EMG possa ser disseminada entre profissionais de saúde como forma de avaliação de espasticidade, novos estudos devem ser realizados, apresentando novos ajustes e processamento de sinal. Além disso, eletromiógrafos comerciais possuem custos elevados, o que encarece uma avaliação, principalmente em se tratando de saúde pública. Além disso, necessitam de pessoal especializado para realizar o processamento dos sinais, o que tornaria a avaliação mais demorada e poderia não ser vantajoso aos serviços de saúde.

Embora os estudos descritos nas abordagens híbridas utilizem a EMG com o intuito de identificar a presença da atividade reflexa durante as medidas biomecânicas, a atividade neuromuscular (abordagem neurofisiológicas) não foi analisada conjuntamente com as medidas de resistência e velocidade (abordagem biomecânicas). Portanto, não contempla um método avaliativo completo, principalmente ao levar em consideração a definição de espasticidade mais aceita e descrita por Lance, em 1980, na qual é caracterizada pelo aumento dependente da velocidade do reflexo de estiramento tônico, como resultado da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento.

Pensando na integração dos sinais neurofisiológicos e biomecânicos, Bar-On et al. (2013) desenvolveram um instrumento biomédico baseando-se em sinais multidimensionais e eletromiográficos (Figura 8). Com esta tecnologia, esses autores buscaram determinar as propriedades de dados neurofisiológicos (EMG), biomecânicos (relacionados ao posicionamento, movimento e torque) e a confiabilidade desses dados em relação à MAS e ao teste de Tardieu. Foram avaliadas 28 crianças com espasticidade decorrente de PC e 10 crianças hígdas. Dados eletromiográficos dos músculos gastrocnêmio e isquiotibiais foram coletados. Para definir a posição da articulação, velocidade angular e aceleração,

utilizou-se sensores inerciais. Uma célula de carga foi acoplada para obter o torque durante a movimentação articular. Com o voluntário devidamente posicionado, ensaios com estiramento muscular foram realizados manualmente movendo o membro a partir de um ângulo articular predefinido. Foram executados movimentos passivos em baixa, média e alta velocidade. Todos os parâmetros observados foram maiores em crianças com espasticidade comparadas ao grupo de crianças hígdas, mostrando correlação moderada entre a MAS e a escala de Tardieu, nos isquiotibiais (BAR-ON et al., 2013).



Figura 8 - Exemplo de sistema com EMG e sensores inerciais. Extraído de Bar-On et al. (2013).

Pelos resultados apresentados no estudo de Bar-On et al. (2013), a técnica mostrou gerar uma medida confiável para avaliar a espasticidade. No entanto, para utilização clínica ou reprodução comercial, o estudo deixa algumas lacunas, pois a coleta de dados aconteceu somente na articulação do joelho e, seguindo o mesmo caminho dos demais estudos revisados para o estado da arte, o protocolo foi realizado com reduzido número de voluntários. Assim, tornam-se necessários novos ensaios clínicos, de preferência multicêntricos, envolvendo outras articulações e maior número de voluntários. Além disso, obter os dados usando o equipamento em crianças com PC mais severa em um consultório também pode ser difícil e apresentar dados inconclusivos, pois o método avaliativo dos autores selecionou um ângulo articular pré-definido e, pacientes com níveis de espasticidade podem apresentar rigidez ou deformidades articulares que impeçam tal posicionamento.

Nesse caso, as deformidades articulares poderiam levar a erros de medidas e não ficou claro no estudo como considerar esses fatores durante a avaliação. A avaliação também foi executada apenas em músculos do MMII, necessitando esclarecer sobre avaliação em MMSS, pois na clínica são avaliados diferentes segmentos.

2.4.3.1 *Limiar de Reflexo de Estiramento Tônico (LRET)*

A avaliação pelo LRET utiliza da representação da excitabilidade dos motoneurônios resultantes das influências supraespinais e segmentar (SILVA et al., 2017). Portanto, baseia-se na teoria do controle motor. Esta medida é obtida indiretamente de reflexos de estiramentos realizados em diferentes velocidades, expressos em coordenadas angulares e de velocidade. Deste modo, representa-se 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 (SILVA et al., 2017).

Kim, Seo e Song (2011) e Calota et al. (2008) desenvolveram dispositivos portáteis para a avaliação da espasticidade na articulação do cotovelo pelo LRET. Calota et al. (2008) investigaram a confiabilidade intra e interavaliador na quantificação do grau do tônus muscular e a correlação do LRET com o grau de resistência ao estiramento pela MAS. Foram avaliados 20 homens e 4 mulheres pós-AVC. A coleta de dados consistiu da gravação do sinal de EMG do músculo bíceps braquial, enquanto o examinador realizava movimentos passivos de flexão e extensão do cotovelo, em diferentes velocidades, auxiliado por um metrônomo. Os ângulos articulares em que os sinais de EMG do músculo bíceps braquial aumentavam (valor acima do registrado durante o repouso) determinava o limiar do reflexo de estiramento dinâmico dependente de velocidade (LREDV). O LRET foi calculado a partir da intersecção da linha de regressão linear com o eixo do ângulo, advindo do LREDV. O estudo mostrou que a confiabilidade intra e interavaliador da classificação pelo LRET foram de moderada a boa para os pacientes em níveis de

classificação mais elevados de espasticidade, mas pode não apresentar a mesma confiabilidade para pacientes com menores graus de espasticidade.

Uma das limitações observadas nestes estudos foi em relação à sincronização dos equipamentos para detecção da contração muscular e velocidade de realização de estiramentos. Sobre as diferentes velocidades de alongamentos, um estudo realizado por Marques et al. (2019) avaliaram se uma sequência de variação de velocidade influenciaria no LRET e os resultados mostraram que o LRET adquirido com aumento progressivo de velocidade foi o método de avaliação mais eficiente para o objetivo proposto e sugere-se que a avaliação da espasticidade na prática clínica seja realizada por alongamentos consecutivos e com velocidade crescente.

Em outra investigação, correlacionou-se dados com base no LRET com a escala clínica MAS, avaliando a articulação de cotovelo em 15 voluntários (KIM; SEO; SONG, 2011). A Figura 9 mostra o esquema utilizado na pesquisa. Pela imagem, é possível entender que um equipamento faz a captação de EMG de bíceps e tríceps braquial, enquanto um eletrogoniômetro posicionado ao lado do cotovelo registra os graus de deslocamento. Todos os dados coletados (sinais de EMG e eletrogoniometria) eram enviados para uma placa de armazenamento e processamento de dados, denominada módulo do sensor. Após processados, os sinais eram mostrados na tela do computador. Assim, como no estudo de Calota et al. (2008), os resultados apresentados por Kim, Seo e Song (2011) também não se mostraram eficientes em relação à detecção do início da contração muscular (*onset* muscular) para o processamento dos sinais. Por isso, não apresentou meios para validar os estiramentos realizados. Outros estudos como de Blanchette et al. (2016) e Silva et al. (2017) também investigaram a espasticidade nos membros superiores em indivíduos pós AVE e verificaram a aplicabilidade do método, comprovando a faixa biomecânica e os padrões obtidos a partir da variação das velocidades empregadas durante os estiramentos, mas também não apresentaram uma solução para a questão da detecção da contração muscular. Porém, esses estudos observaram que o aumento da espasticidade gerou aumento no LRET, ou seja, maior valor do LRET significa maior grau de espasticidade, mesmo estando

classificado dentro de um mesmo nível de MAS. Isto reforça a ideia de que o LRET possui maior sensibilidade em relação à MAS para avaliação da espasticidade. Isto porque a MAS permite classificar em apenas seis níveis e a classificação é baseada somente na sensibilidade do avaliador, o que não é suficiente para detectar pequenas alterações nos níveis de espasticidade, ao contrário do que ocorre pela avaliação pelo LRET (SILVA et al., 2017).

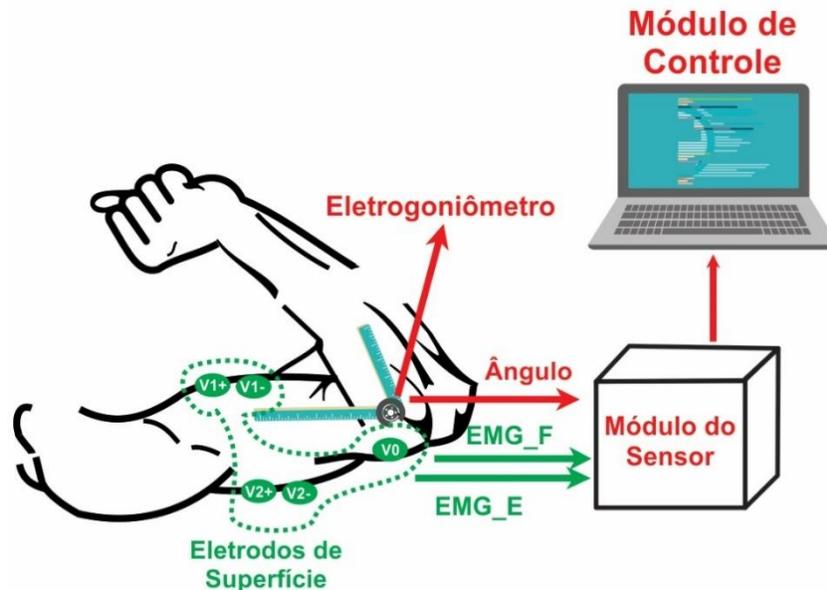


Figura 9 - Sistema desenvolvido para avaliação da espasticidade por meio do LRET, onde se coletam os sinais da EMG do músculo bíceps e tríceps braquial e posição angular da articulação do cotovelo por meio de um eletrogoniômetro. Os sinais da EMG e posição angular são enviados para um módulo do sensor, onde são gravados e processados, sendo visíveis na tela do computador portátil. Adaptado de Kim, Seo e Song (2011).

Apesar das medidas pelo LRET ter vantagem por vir ao encontro com a definição de espasticidade descrita por Lance (1980), essa forma de medida também abre lacunas para questionamentos sobre a utilização e reprodutibilidade clínica. Dentre esses pontos, destacam-se o fato das amostras apresentarem pequeno número de pacientes e abordando espasticidade com níveis leve e moderado (MAS 0 a 2), o que não garante que o LRET seja de fato reprodutível, incluindo pacientes com nível de espasticidade severa (MAS 3 ou 4). Além disso, a técnica utilizada para o processamento dos sinais não apresentou meios para validar os estiramentos realizados independentemente do nível de acometimento.

Outras limitações para uso clínico seria a própria adaptação de equipamentos comerciais, que se pode utilizar-se de equipamentos de valores elevados (acima de US\$ 5,000.00) e isto elevaria o valor de uma avaliação. Além disso, na literatura revisada, os processamentos de sinais eram realizados apenas *off line*, o que dificultaria a operação pelos profissionais de saúde. A amostra de cada estudo também envolveu baixo número de voluntários, coletados em ambientes laboratoriais não multicêntricos e comparando com avaliações subjetivas devido à carência de mecanismos quantitativos, além de não ter sido avaliado o impacto do avaliador sobre o movimento. Todos esses fatores impedem uma comparação fidedigna dos métodos apresentados. Portanto, ainda fazem-se necessárias novas investigações para verificar a real usabilidade pelos profissionais da área médica.

2.4.4 Abordagem por exames de Imagens

Dois dos artigos revisados abordavam avaliação de músculos espásticos por meio de coletas de imagens médicas: um utilizou imagens de ultrassom (IU) e outro termogramas.

Usando IU, Gao et al. (2018) quantificaram a ecogenicidade muscular e rigidez por meio dos parâmetros de pixel em escala de cinza e velocidade da onda de cisalhamento (VOC, em m/s). As imagens foram coletadas do bíceps braquial (BB) de três grupos (Figura 10). Assim, 16 imagens foram coletadas do BB de pessoas hígdas, 12 imagens de pessoas sem espasticidade pós-AVE, 12 imagens de pessoas com espasticidade pós-AVE. Um total de 20 VOC foram medidos em cada BB, tanto com o cotovelo em flexão de 90° como na extensão máxima possível, usando imagem por impulso de força de radiação. As imagens foram correlacionadas com escalas clínicas (MAS e Tardieu). Pelos resultados, a VOC diferiu significativamente entre os músculos BB espásticos e não espásticos. Houve diferenças significativas em VOC medida entre os dois ângulos do cotovelo (figura 10), além de verificar que houve correlação negativa entre SWV amplitude de movimento passivo ($R^2 = -0,88$, $p < 0,0001$) nos membros superiores espásticos. Assim, o uso de IU pode ser viável na avaliação quantitativa de BB espástico.

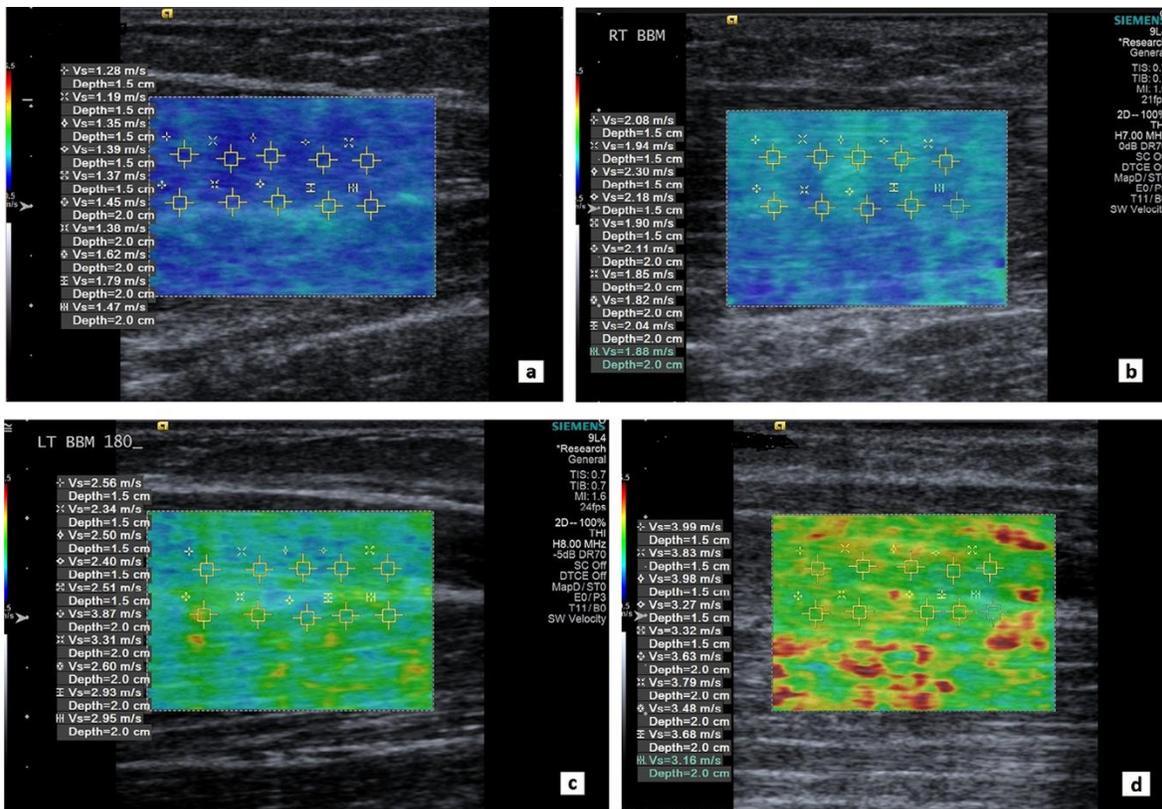


Figura 10 - Modelo de Medida da velocidade da onda de cisalhamento (VOC) nos músculos bilaterais do bíceps braquial. Dez SWVs foram medidos com a articulação do cotovelo a 90° de flexão no BB esquerdo (a) e no BB direito (b) e em extensão, próximo a 180°, no BB Esquerdo (c) e 130° no BB direito (d). Observa-se que houve diferença nas (VOC) em (d), o que representa aumento da rigidez durante o alongamento passivo. Extraído de Gao et al. (2018).

Utilizando termogramas, efetuou-se uma comparação de temperatura entre a parte posterior espástica e a não espástica dos membros inferiores durante a reabilitação física dos pacientes (NOWAK; MRAZ; MRAZ, 2019). Os autores avaliaram as alterações de temperatura, gravidade da espasticidade e padrão da marcha. Como principais resultados, os autores descrevem que a temperatura basal na extremidade espástica foi significativamente menor do que na extremidade normal (temperatura média 28,93 °C vs 30,20 °C; $p = 0,0001$). Após a reabilitação, a temperatura na extremidade espástica aumentou significativamente (Figura 11); no entanto, a diferença significativa persistiu entre as duas extremidades (temperatura média 29,76 °C vs 30,54 °C; $p = 0,0001$). Embora esse estudo não objetivou avaliar níveis de espasticidade, sugere que a variação de temperatura, antes e após o tratamento físico, tenha também sido alterada pela variação do

tônus. Porém, ainda precisam de novas coletas e clareza sobre a utilização dessa ferramenta com este objetivo.

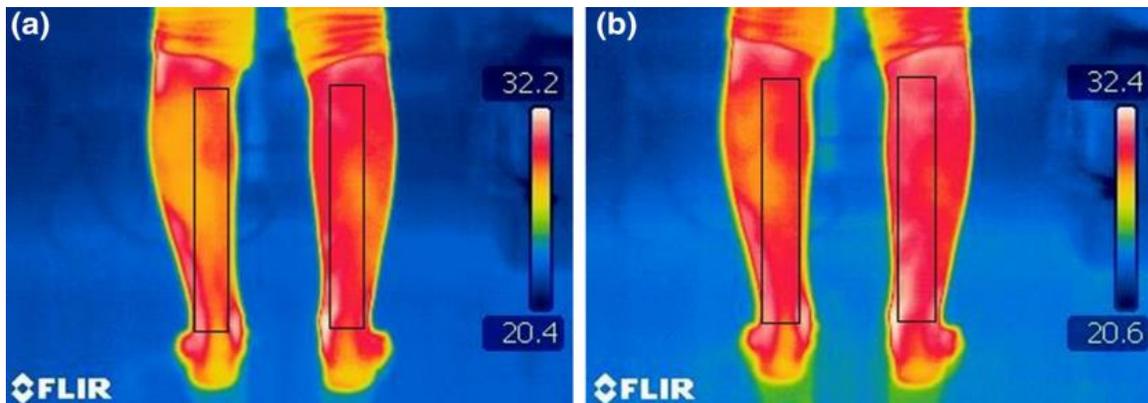


Figura 11 - Termograma com as diferenças entre os músculos espásticos e não espásticos, antes e após a reabilitação. Extraído de Nowak, Mraz e Mraz (2019).

Como verificado, ambos os estudos que utilizaram exame de imagens como forma de avaliar a tonicidade dos músculos tiveram resultados promissores. Nos dias atuais, a ultrassonografia é bem reconhecida como exame complementar para auxiliar um diagnóstico. Mas, para classificar a espasticidade é algo novo e promissor. Todavia, alguns fatores podem limitar o uso desta tecnologia com intuito de avaliar a espasticidade, pois os exames de ultrassom são pouco acessíveis. Em se tratando de saúde pública, há filas de espera para tais exames. Equipamentos de ultrassons de imagens são caros e exigem um profissional com treinamento específico para operar ou interpretar o exame. Hoje, no Brasil, os exames de ultrassom são realizados apenas por médicos, o que dificultaria a avaliação pela equipe multidisciplinar na prática diária.

Já em relação aos termogramas, estes podem ser adquiridos por profissionais não médicos. Além disso, é possível levar uma câmera termográfica até o consultório e obter as imagens. Porém, dependendo do local de coletas, as imagens podem não apresentar validade científica. Para coletar os termogramas, é necessário dispor de uma sala com temperatura controlada e que o avaliado mantenha um tempo para climatização. Para avaliação da espasticidade isto já pode ser um fator limitante, pois o tempo de climatização, geralmente 15-20 minutos, já

poderia alterar o tônus. Além disso, o tempo para o profissional obter os resultados também seria longo e dificultaria o fluxo de pacientes. Por isso, novos protocolos clínicos utilizando esta tecnologia precisam ser descritos visando determinar a possibilidade de utilização no próprio consultório.

2.5 MECANOMIOGRAFIA E APLICAÇÃO NA AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE

A mecanomiografia é descrita como uma técnica de registro das oscilações musculares durante contrações e alongamentos. As oscilações são geradas pelo abalo de fibras musculares que causam a propagação de ondas de pressão pelo tecido. Essas ondas podem ser monitorizadas na superfície da pele na forma de vibrações (NOGUEIRA-NETO et al., 2013; VARA et al., 2019). O som gerado pela contração de um músculo esquelético é geralmente atribuído a vibrações do tecido ativo e pode determinar a origem de um tom de aproximadamente 36 a 40 Hz (MINEIRO et al., 2014). No entanto, durante a contração muscular, ocorre o entrelaçamento entre actina e miosina (BERNE; LEVY, 2010) que, ao se contraírem, produzem abalos musculares, concentrados entre as frequências de 5 a 50 Hz (NEERING et al., 1991).

Há registros históricos seculares relacionados ao som muscular, sendo que já em 1665, um padre jesuíta percebeu a ocorrência de som quando posicionava os dedos próximos ao ouvido e ruídos ao movimentar os punhos (MINEIRO et al., 2014). No entanto, somente em 1810 houve um entendimento mais alusivo de que tais sons eram provenientes da contração muscular, porém ainda com descrições sutis. Somente no século XX é que às investigações foram mais detalhadas e com registros mais precisos das vibrações musculares, utilizando-se de diferentes dispositivos de coletas, tais como microfones capacitivos, transdutores piezoelétricos e acelerômetros (NOGUEIRA NETO, 2013).

Com o desenvolvimento tecnológico, em especial nas últimas décadas, os sinais de MMG tem sido objeto de estudos com diferentes propósitos na área da saúde. Dentre eles, podemos destacar, o trabalho de Krueger-Beck et al., (2010), que observou a resposta destes sinais durante a aplicação de estimulação elétrica

funcional em indivíduos saudáveis e paraplégicos, para futura utilização em controle motor artificial e neuropróteses. Em outras investigações, a MMG foi estudada em relação às alterações da força muscular em contrações isométricas (BECK et al., 2009) e dinâmicas (YUNGHER et al., 2011); na comparação de músculos com diferentes padrões de tipos de fibra sob condições de fadiga em contrações sustentadas (KIMURA et al., 2004); monitorar o comportamento das fibras musculares durante contrações musculares eliciadas eletricamente ou voluntariamente (SCHEEREN, 2011); na avaliação de distrofia do músculo diafragma (SARLABOUS et al., 2012); disfagia (LEE; STEELE; CHAU, 2011); mialgia (SØGAARD et al., 2012) e, ainda, *biofeedback* para alívio de dor muscular (VEDSTED et al., 2011).

Ainda mais recentemente, a MMG tem sido investigada como um método para medir a espasticidade quantitativamente. A aplicação dos sinais de MMG como avaliação da espasticidade se mostrou viável no estudo de Wang et al. (2017a). Eles utilizaram a MMG e EMG durante a avaliação da espasticidade no cotovelo de pacientes com AVE. Analisaram os sinais de MMG e EMG no bíceps e tríceps braquial, durante a flexão e extensão do cotovelo associados a um método de reconhecimento de padrões baseado em máquina de suporte vetorial (SVM). Avaliaram os descritores RMS, potência média (MP) e frequência mediana (MF), tanto da EMG como da MMG. Utilizaram a correlação de Spearman para investigar a relação entre as características dos sinais e graus de espasticidade. Os resultados mostraram que a correlação entre a MAS e cada uma das cinco variáveis estudadas (MMG_{RMS} do bíceps, MMG_{RMS} do tríceps, o EMG_{RMS} do bíceps, EMG_{RMS} do tríceps, EMG_{MPF} do tríceps) foi significativa ($p < 0,05$). A precisão do SVM com EMG, MMG, EMG-MMG foi de 70,9%, 83,3%, 91,7%, respectivamente.

Investigou-se também a correlação dos sinais mecanomiográficos (eixo transversal) com os níveis de espasticidade definidos pela MAS (SANTOS et al., 2016). Duas formas de processamento de sinais foram aplicadas. Uma pela análise temporal, utilizando a mediana da energia, e outra pela análise espectral, por meio da mediana da frequência. Verificou-se que entre os métodos de análise aplicados, a maior correlação foi obtida por meio da análise dos sinais no domínio temporal

($R^2= 0,9557$) por meio da mediana da energia. Na análise espectral, pela mediana da frequência, houve diferença entre os grupos extremos de MAS, isto é, entre os grupos MAS 0 e MAS 4; porém, não apresentou elevada linearidade ($R^2= 0,4883$). De modo similar, Jun *et al.* (JUN *et al.*, 2018) avaliou os músculos vasto lateral (agonista) e semitendinoso (antagonista) de 10 indivíduos com lesões cerebrais. Esses autores apresentaram uma equação para quantificar o movimento triaxial do músculo agonista versus músculos antagonistas. Pela equação de normalização proposta, foi possível distinguir estatisticamente os músculos espásticos e não espásticos, havendo concordância com a média MAS ($r = 0,69$, $p = 0,01$).

Apesar de apresentar boas correlações em diferentes linhas de pesquisa, novas investigações precisam ser realizadas, refinando os métodos de coletas e de processamento de sinais, como o presente estudo, permitindo a criação de uma escala métrica baseada nos sinais de MMG.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo, foi investigada a possibilidade de criar uma escala quantitativa de avaliação de espasticidade com base nas respostas dos sinais de MMG durante a avaliação clínica. Para atingir os objetivos propostos, três protocolos experimentais foram desenvolvidos e serão descritos separadamente.

3.1 APROVAÇÃO ÉTICA

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (CAAE n. 89709418.8.0000.0020, Parecer n. 2.745.072/2018), conforme (Anexo 1). Todos os voluntários que participaram deram seu consentimento e, somente após a leitura e assinatura do termo de consentimento (Apêndice 1) foi dado início aos procedimentos experimentais.

3.2 LOCAL E PERÍODO DAS ETAPAS EXPERIMENTAIS

As coletas de dados foram realizadas no setor de reabilitação da Associação dos Deficientes Físicos de Paraná (ADFP) e as análises dos sinais foram realizadas no Laboratório de Engenharia de Reabilitação da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (LER-PUCPR), conforme autorizações descritas nos anexos 2 e 3, respectivamente. As coletas de dados ocorreram entre os meses de agosto de 2018 a dezembro de 2019. Porém, estas coletas foram divididas em três momentos, conforme mostra o Quadro 6. Na sequência, serão descritos detalhadamente cada um dos protocolos.

Quadro 6 - Período de coleta de dados em cada protocolo experimental

Momento da coleta	Período de Coleta
Protocolo 1	Agosto 2018 – Novembro / 2018
Protocolo 2	Dezembro/2018 – Maio / 2019
Protocolo 3	Agosto/2019 – Dezembro / 2019

3.3 PROTOCOLO EXPERIMENTAL 1 - CONCEPÇÃO DA ESCALA QUANTITATIVA BASEADA NOS SINAIS DE MMG

3.3.1 População e Amostra

Nesta etapa experimental, dois grupos (A e B) foram selecionados: a população do grupo “A” foi composta por pessoas com comprometimentos neurológicos cerebrais (paralisia cerebral e acidente vascular encefálico) e do grupo “B” composta por pessoas hígdas. Para cada grupo, os voluntários deveriam se enquadrar nos critérios de inclusão e de exclusão definidos.

3.3.1.1 Critérios de inclusão e exclusão – Grupo “A”

No grupo “A”, foram incluídos os voluntários com comprometimentos neurológicos que se enquadrassem nos seguintes critérios:

1. diagnóstico de paralisia cerebral ou acidente vascular encefálico;
2. espasticidade em pelo menos um dos membros superiores;
3. em processo de reabilitação física ou participação em atividades esportivas adaptadas na Associação dos deficientes físicos do Paraná (ADFP), Curitiba, Paraná, Brasil;
4. idade entre 18 e 70 anos;
5. consentimento para participar na pesquisa.

Foram excluídos do grupo “A” os indivíduos que:

1. apresentaram lesões supramedulares diferentes de AVE ou PC ou alteração de tônus diferentemente de espasticidade;
2. realizaram cirurgias há menos de 6 meses no membro avaliado;
3. fizeram uso de toxina botulínica há menos de 3 meses;
4. apresentaram lesão cutânea no local de fixação dos sensores.

Os critérios de exclusão 2 e 3 foram estabelecidos apenas por questões de segurança do paciente e do pesquisador, evitando qualquer interferência no processo de recuperação e reabilitação do pós-operatório ou aplicação de toxina botulínica.

3.3.1.2 Critérios de inclusão e exclusão – Grupo “B”

No grupo “B”, foram incluídos os voluntários sem comprometimentos neurológicos que se enquadrassem nos seguintes critérios:

1. idade superior a 18 anos;
2. inexistência de doença neurológica ou osteomuscular diagnosticada;
3. sem tratamento médico devido a doenças sistêmicas ou uso de medicação de uso contínuo;
4. concordância e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido.

Seriam excluídos do Grupo “B” os indivíduos que:

1. relatassem sensibilidade ou alergia à fitas adesivas ou lesão cutânea nas regiões de posicionamento dos sensores;
2. tivessem hipersensibilidade ao estímulo elétrico;

3.3.2 Sistema de aquisição de MMG

Utilizou-se um sistema de MMG customizado (Figura 12) desenvolvido pela equipe do Prof. Nohama, no LER-PUCPR (NOGUEIRA-NETO, 2013). O sensor consistia de um acelerômetro triaxial Freescale MMA7260Q MEMS (13x18 mm, 0,94 g) com sensibilidade igual a 800 mV/G em 1,5 G (sendo G a aceleração da gravidade - $9,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$). O sistema passou por testes de calibração em que foi verificada a amplitude de oscilação e frequência usando uma mesa hidráulica MTS 647, alinhando o eixo com a base vibratória da mesa. Por meio do *software* de controle, variou-se a frequência de 5 a 30 Hz e definiu-se a faixa de deslocamento

para 0,5 mm. A mesa não possuía certificação válida para frequências acima 30 Hz; então, apenas as frequências abaixo desse limite foram testadas.

O *hardware* de aquisição possuía amplificação em 2,2x, mantendo uma banda passante de 5-50 Hz por meio de um filtro passa-faixa *Butterworth* de 3ª ordem. Um programa desenvolvido em plataforma *LabVIEW™* foi codificado para a aquisição dos sinais da MMG. O sistema continha uma placa de aquisição NI-USB 6221 da *National Instruments™*, configurada com frequência de aquisição de 1 kHz (valor fechado, não havendo possibilidade de alterar). O mesmo instrumento de coleta de dados foi utilizado em todos os protocolos experimentais da presente pesquisa.

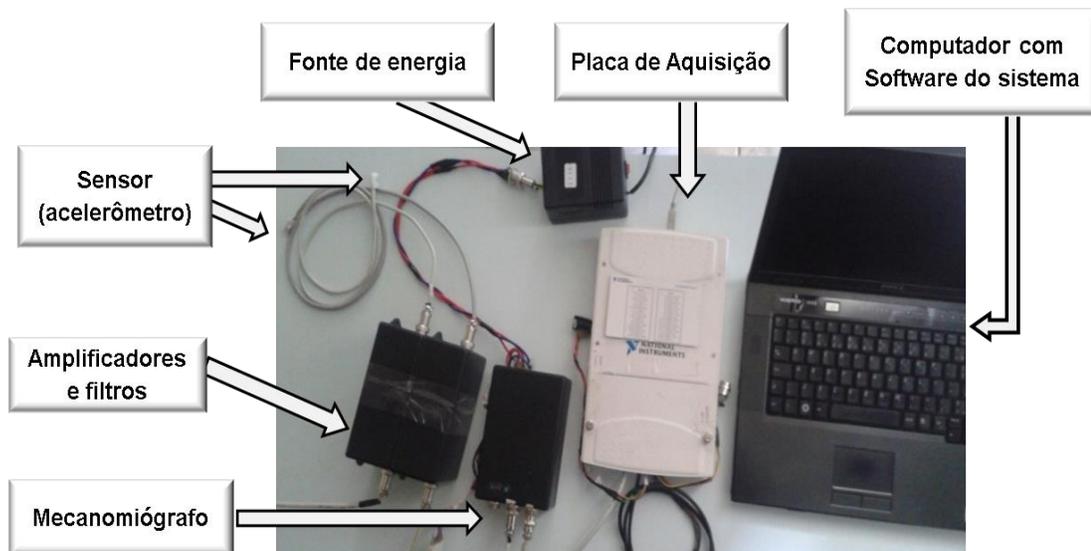


Figura 12 - Sistema de MMG customizado utilizado na coleta de dados.

3.3.3 Coleta de dados de MMG simultaneamente a avaliação pela MAS

Para compor os modelos matemáticos da escala métrica, foram obtidos sinais de MMG durante a avaliação clínica da espasticidade pela MAS, seguindo os procedimentos descritos a seguir:

1. preparou-se a pele do voluntário, com tricotomia e assepsia (álcool 70° INPM), nos locais de posicionamento dos sensores de MMG;
2. o sensor de MMG foi fixado na pele do voluntário com fita dupla face. Como o equipamento apresenta possibilidade de utilização de vários

sensores, padronizou-se utilizar o “sensor 1” sobre o ventre do grupo muscular flexores de cotovelo, no ponto de maior circunferência do bíceps braquial;

3. o voluntário foi posicionado sentado em uma cadeira de rodas com a parte posterior do tronco (costas) estabilizado pelo apoio da cadeira e pés fixados no apoio podal da cadeira. Esta postura permitia estabilizar o tronco e membros inferiores e evitar movimentos bruscos com outros segmentos corporais. Porém, durante a coleta, mantinha o membro superior avaliado confortável e livre para movimentação;
4. o avaliador posicionava uma mão no punho e a outra no cotovelo do avaliado. O teste do grau de espasticidade pela MAS consistia de movimentos passivos de extensão do cotovelo, em velocidade rápida, controlados por um metrônomo (120 batimentos por minuto).

A Figura 13 mostra a posição do sensor MMG sobre o grupo muscular flexor do cotovelo durante a avaliação da MAS, iniciando o teste com a flexão máxima do cotovelo (13-A) e terminando com sua extensão máxima (13-B). Os voluntários foram classificados em grupos, dependendo do nível de espasticidade da MAS (MAS 0, MAS 1, MAS 1+, MAS 2, MAS 3 e MAS 4).

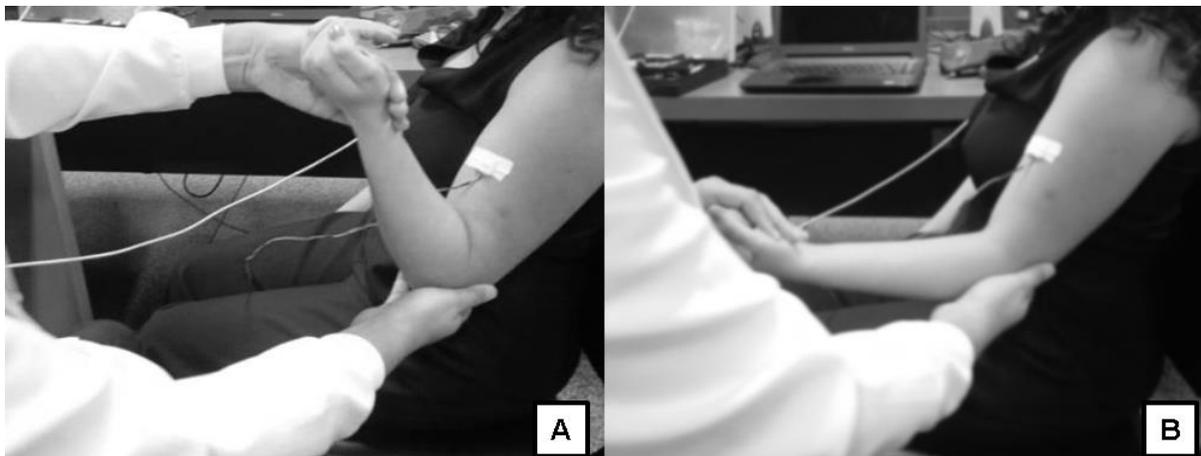


Figura 13 - Colocação do sensor MMG no membro superior e avaliação da MAS desde a flexão do cotovelo (A) até a extensão (B).

3.3.4 Processamento dos sinais

A etapa de processamento dos sinais foi realizada no programa MatLab® R2017a. A janela de análise do sinal de MMG compreendeu o tempo de todo o arco de movimento, com duração variável de 2 a 3 s. Determinou-se a mediana da amplitude absoluta dos eixos de vibração perpendicular (MMG_x), transversal (MMG_y) e longitudinal (MMG_z) às fibras musculares, conforme descrito na equação 1.

$$Med_j = \frac{1}{2} \left(|MMG_j|_{\frac{n}{2}}^n + |MMG_j|_{\frac{n}{2}+1}^{n-1} \right) \quad (1)$$

Onde:

j: 0 – X axis, 1 – Y axis, 2 – Z axis;

Med_j: valor da amplitude absoluta dos eixos da MMG j^{th} ;

MMG_j: amostra do eixo da MMG j^{th} ;

n: número de amostra na janela de análise.

Os valores de Med_j foram usados pela determinação da resultante de MMG (MMG_{res}), conforme descrito na Equação 2.

$$MMG_{res} = \sqrt{\sum_{j=0}^2 (Med_j)^2} \quad (2)$$

3.3.4.1 Normalização da grandeza dos sinais de MMG

Os valores de uma escala de avaliação da espasticidade por meio do processamento dos sinais mecanomiográficos são diretamente influenciados pelo *hardware* utilizado durante a coleta de dados, porque, em geral, os instrumentos de MMG apresentam ganhos diferentes e empregam sensores com diferentes

sensibilidades e massas. Além disso, quase sempre os equipamentos permitem que os sinais de MMG sejam expressos em diferença de potencial elétrico (V). Diante disso, para o presente estudo, foi necessário criar um algoritmo para transformar os valores medidos em mV para valores uma grandeza universal baseada na aceleração da gravidade (G). Este algoritmo foi desenvolvido pelo autor do estudo e foi aplicado para que a escala desenvolvida apresente a mesma exatidão e comportamento em sistemas de instrumentação construídos com diferentes circuitos eletrônicos e sensores disponíveis no mercado, mas cujas sensibilidades podem ser muito distintas. Para isso, foram necessárias duas etapas para transformar mV em G, que podem funcionar como uma referência comum, conforme expresso na Equação 3. Primeiro, é preciso determinar o ganho de *hardware* (eventualmente também o *software*) do sistema utilizado e cancelá-lo. Neste trabalho, apenas um ganho de *hardware* de 2,2x foi empregado. Segundo, é necessário ajustar os valores de acordo com a sensibilidade (S) do sensor de MMG empregado que, neste trabalho, foi de 800 mV/G.

$$MMG_{(G)} = (MMG_{res}/Ga)/S \quad (3)$$

Onde:

$MMG_{(G)}$: sinal de MMG em G;

Ga: ganho de hardware e / ou software de aquisição;

S: sensibilidade do sensor.

3.3.4.2 Análise estatística dos sinais de $MMG_{(G)}$

O modelo matemático ideal para compor a escala quantitativa baseada nos sinais de $MMG_{(G)}$ deveria distinguir o nível da espasticidade muscular independentemente da patologia supramedular avaliada (PC ou AVE). Para isso, após as coletas de dados, os voluntários do grupo “A” foram subdivididos em dois subgrupos de acordo com a lesão neurológica: subgrupo PC e Subgrupo AVE.

Então, foram realizadas análises estatísticas usando o teste de Mann Whitney e análises das variâncias entre os subgrupos: (1) paralisia cerebral vs. acidente vascular encefálico; (2) entre os gêneros masculino e feminino; (3) entre os grupos de MAS.

Os resultados dos testes estatísticos foram necessários para justificar a possibilidade da criação de uma escala métrica única que permitisse a aplicabilidade para ambas as patologias. Convencionou-se que, se não houvesse diferenças estatisticamente significativas entre os subgrupos paralisia cerebral e acidente vascular encefálico, os sinais de MMG poderiam ser agrupados para compor um único modelo matemático.

3.3.5 Concepção dos modelos matemáticos e desenvolvimento de uma escala métrica de avaliação da espasticidade

Correlações entre os sinais $MMG_{(G)}$ e os grupos MAS foram realizadas. As análises de regressão permitiram constatar a representatividade da $MMG_{(G)}$ para a espasticidade muscular, funcionando como um instrumento para indicar o nível de espasticidade por meio do registro de $MMG_{(G)}$. A partir dos modelos matemáticos gerados pelas correlações, obtinha-se um valor teórico de $MMG_{(G)}$ para cada nível de espasticidade determinada pela MAS. Então, valores residuais foram calculados a partir da diferença entre o valor real e o valor teórico. E, finalmente, a partir dos valores residuais, definiu-se um intervalo de confiança, possibilitando um ajuste mais fidedigno da escala e determinando pontos de cortes sem sobreposição dos diferentes níveis. A Figura 14 ilustra graficamente o algoritmo utilizado para concepção do intervalo de confiança. Inicialmente, considerou-se a correlação linear porque investigações preliminares indicaram que havia um elevado índice de correlação entre $MMG_{(G)}$ e MAS. O outro ajuste de regressão testado foi o polinomial de segunda ordem. Este forneceu um ajuste mais flexível e, conseqüentemente, este modelo produziu valores residuais menores, o que permitiu a elaboração da escala métrica proposta.

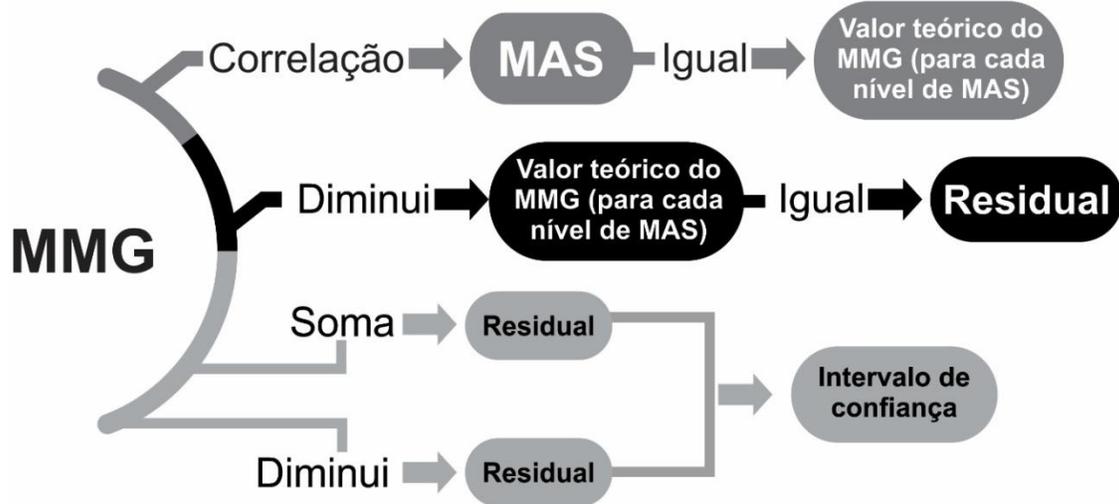


Figura 14 - Etapas para calcular os valores residuais de cada modelo regressão e obter os intervalos de confiança da escala métrica proposta.

3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL 2 - INFLUÊNCIA DA MASSA DO SENSOR E DO TECIDO ADIPOSEO SOBRE OS SINAIS DE MMG

Uma escala métrica de avaliação de espasticidade baseada nos sinais de $MMG_{(G)}$ deve ser propícia para utilização em instrumentos com diferentes características do sensor, como, por exemplo, a massa. Além disso, deve considerar as variações do tecido adiposo de cada avaliado. Diante disso, com o objetivo de determinar as influências da massa do sensor e do tecido adiposo do avaliado sobre o sinal de $MMG_{(G)}$ e possibilitando implementar tais alterações na escala proposta, coletou-se os dados durante o protocolo 2 da presente pesquisa.

3.4.1 População e Amostra

A população envolvida no segundo protocolo experimental da presente pesquisa foi composta por pessoas hígdas que se enquadravam nos critérios de inclusão e exclusão definidos.

3.4.1.1 Critérios de Inclusão e de exclusão – Protocolo Experimental 2

Para participar do protocolo 2, foram incluídos os voluntários hígidos que se enquadravam nos seguintes critérios:

1. nenhuma doença neuromuscular diagnosticada;
2. idade mínima de 18 anos;
3. assinatura no TCLE.

No presente protocolo de pesquisa, foram excluídos os voluntários que se enquadravam nos seguintes critérios:

1. alergia aos materiais componentes dos eletrodos;
2. hipersensibilidade dolorosa à passagem da corrente elétrica;
3. lesão cutânea nas regiões de colocação dos eletrodos e/ou sensores;
4. desistência por interesse próprio, a qualquer tempo, durante a coleta de dados.

3.4.2 Avaliação Pré-Protocolo

Todos os voluntários da pesquisa, após assinar o TCLE, foram submetidos a uma entrevista e avaliação pré-protocolo diretamente com o pesquisador. Uma ficha foi desenvolvida especificamente para a pesquisa e coletavam-se dados como: gênero, idade, massa, altura, dobra cutânea (DC), etiologia e tempo de lesão que ocasionou a espasticidade, se realiza fisioterapia ou atividade física, se faz uso de medicamentos (quais) e se realizou cirurgias recentes. O modelo de avaliação está disposto no Apêndice 2.

Para a coleta da DC utilizou-se o adipômetro científico analógico, da marca Cescorf™ (Figura 15), e foram obtidas três medidas sobre o bíceps braquial (BB), conforme protocolo descrito por Carnaval (1998). Considerou-se a média das três medidas. Para análise de dados, foram separados em 2 grupos, $DC \leq 13$ e $DC > 13$ mm. Utilizou-se este ponto de corte por ser o valor mediano da DC todos os participantes do protocolo 2.



Figura 15 - Adipômetro científico analógico (Cescorf™) utilizado para medir a dobra cutânea.

3.4.3 Equipamento de Eletroestimulação e de coletas da MMG

O instrumento para aquisição de dados de MMG_(G) utilizado neste protocolo foi o mesmo descrito durante o protocolo experimental 1. Em relação à estimulação elétrica, utilizou-se um estimulador comercial, da marca Ibramed™, modelo Neurodyn II, com os parâmetros configuráveis dentro das seguintes faixas de valores: duração da fase 50 – 500 μ s; intensidade 0 – 250 mA; frequência 0,5 Hz – 250 Hz. A verificação dos parâmetros do equipamento foi realizada no LER-PUCPR, com auxílio do grupo de pesquisa, onde o sinal de saída do estimulador elétrico foi conectado a uma carga resistiva de 1k Ω e a um osciloscópio e efetuada a leitura dos parâmetros, o qual apresentou exatidão (99,9%) na amplitude, na duração e frequência do sinal, conforme as características descritas pelo fabricante. Para contração evocada eletricamente, o equipamento foi configurado com os seguintes parâmetros fixos: frequência de burst 50 Hz, período ativo de pulso 200 μ s, intensidade de 45 mA, seguindo orientações do estudo de Cauraugh e Kim (2003).

3.4.4 Procedimentos experimentais

Nesta etapa, foram coletados dados para verificação das diferenças no sinal conforme se adiciona massa sobre o sensor de MMG_(G). Para isso, os procedimentos tiveram as seguintes fases:

(1) o voluntário permanecia sentado em uma cadeira, com musculatura de MMSS relaxados. Foi fixado o sensor de MMG na pele, sobre o ponto equidistante da origem proximal e distal (inserção) do músculo bíceps braquial (BB), utilizando-se de fitas adesivas e/ou micropores;

(2) eletrodos para eletroestimulação autoadesivos (5x5 cm) foram colocados na pele do voluntário. Para colocação do eletrodo, foram aplicados conhecimentos de anatomia palpatória para identificar as regiões de inervação e do tendão do músculo BB, sendo o cátodo posicionado na superfície ânterosuperior do músculo BB, sobre o ponto anatômico do nervo braquial e o ânodo sobre a porção distal do músculo BB, aproximadamente 3 cm da interlinha articular do cotovelo. A Figura 16 mostra o posicionamento do voluntário, os eletrodos e o sensor de MMG;

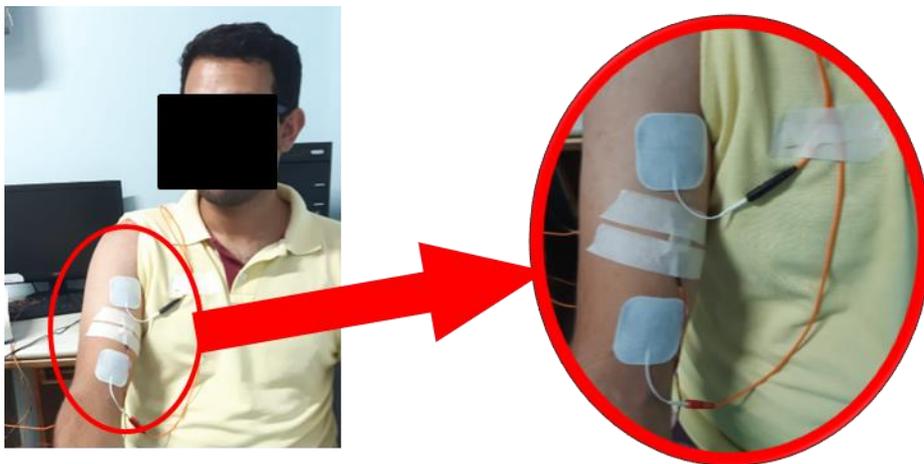


Figura 16 - Posicionamento do Voluntário durante a coleta de dados e, em destaque, os eletrodos de estimulação elétrica e sensor de MMG utilizado no protocolo experimental.

(3) foram realizadas contrações musculares evocadas eletricamente nos músculos flexores de cotovelo. A contração muscular era mantida por 3 s enquanto, simultaneamente, coletava-se se os sinais de MMG. Para cada membro superior, repetiu-se por quatro vezes a coleta com a estimulação elétrica, com intervalos de 5 min entre cada repetição. Isto para evitar possíveis acomodações neuromusculares ocasionadas pelo estímulo elétrico ou qualquer possibilidade de fadiga. Em cada repetição da estimulação, foi adicionado sobre o sensor de MMG um pequeno bloco confeccionado com bolinhas de chumbo, com massas

determinadas (1,7 e 4,5 g), conferidas em uma balança de precisão com certificação válida. Ressalta-se que, durante a primeira contração, a coleta era realizada apenas com o sensor de MMG (massa igual a 0,94 g). A partir da segunda estimulação, já era fixada a bolinha de chumbo sobre o sensor com fita dupla face para evitar deslocamento da mesma sobre o sensor. Assim, levou-se em consideração a massa original do sensor adicionada à massa externa (bolinha de chumbo), conforme descreve a Figura 17.

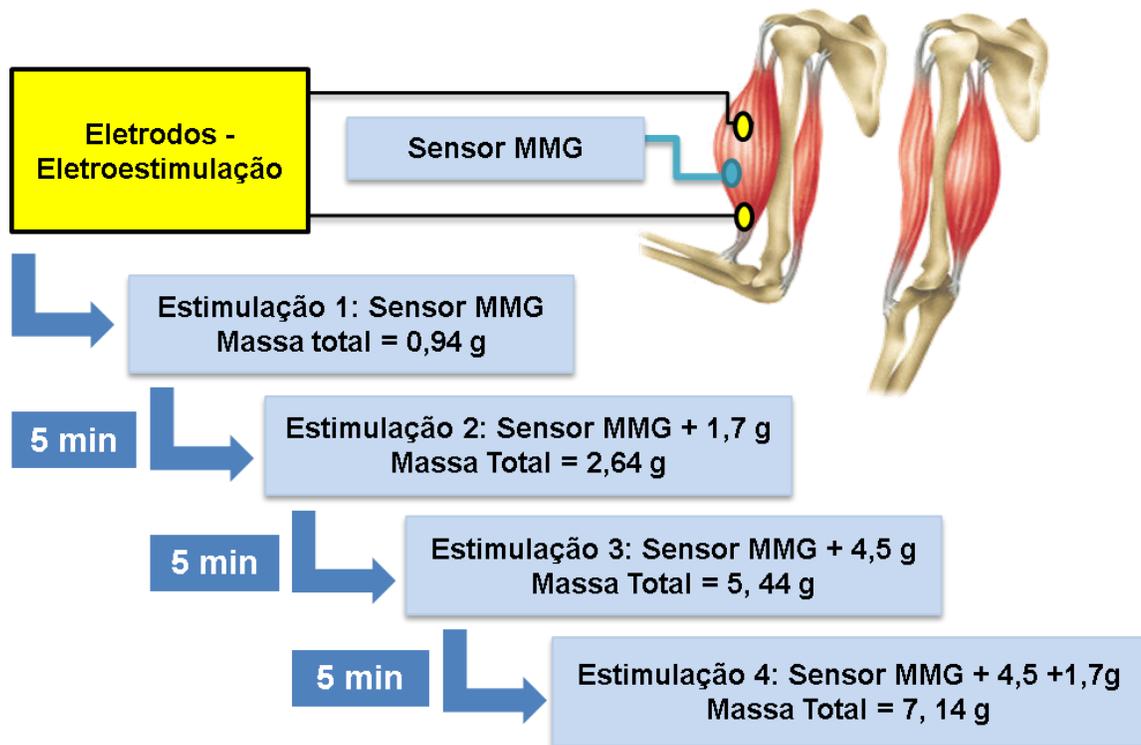


Figura 17 - Sequência de coleta de dados com a estimulação elétrica adicionando massa sobre o sensor de MMG.

3.4.5 Processamento dos sinais MMG_(G)

O processamento aplicado foi o mesmo descrito no protocolo 1 e também se realizou no programa MatLab™ R2017a. Neste caso, a análise do sinal de MMG envolveu uma janela de 1 s, compreendendo o intervalo entre 2 e 3 s, evitando possível atraso eletromecânico.

3.4.6 Análise Estatística

A análise estatística foi realizada com o *software* SPSS IBM *Statistics* (versão 25), conforme segue:

(1) para verificar a normalidade das amostras realizou-se o teste de normalidade de Shapiro-Wilk.

(2) para verificação da influência da massa do sensor sobre o sinal de MMG, aplicou-se o teste de Friedman; e a análise de variância (ANOVA) de um caminho foi utilizada para a determinação de possíveis diferenças estatísticas entre cada repetição em que se aumentava a massa do sensor;

(2) aplicou-se o teste de Mann-Whitney para verificar diferenças no sinal de MMG entre os grupos $DC \leq 13$ e $DC > 13$ mm, para todas as massas do sensor;

(3) calculou-se a média e o desvio padrão do sinal de MMG entre as coletas obtidas pelas diferentes massas do sensor e entre os grupos DC.

3.5 PROTOCOLO EXPERIMENTAL 3 - CONFIABILIDADE INTER-AVALIADORES DA ESCALA MÉTRICA BASEADA NOS SINAIS DE MMG_(G)

3.5.1 Amostra

No protocolo experimental 3, que buscava analisar a confiabilidade inter examinadores, a população avaliada foi composta por pessoas hígdas e pessoas com comprometimentos neurológicos (AVE e PC). Os critérios de inclusão e exclusão foram os mesmos estabelecidos no Protocolo 1 – Concepção da escala quantitativa baseada nos sinais de MMG_(G), acrescido de mais um requisito: não ter participado como voluntário em nenhum dos protocolos anteriores (protocolos 1 e 2) da presente pesquisa. Tal requisito visava proporcionar confiabilidade à escala, eliminando o viés que aconteceria caso o participante tivesse composto os dados para o desenvolvimento da própria escala.

3.5.2 Procedimentos experimentais

Durante os procedimentos do protocolo experimental 3, a forma de preparação do voluntário para coleta de dados e a instrumentação de aquisição dos sinais foram rigorosamente mantidas conforme o descrito no protocolo experimental 1. Isto inclui o local de fixação do sensor, posicionamento do voluntário, forma de realizar o teste pela MAS e o processamento dos sinais. Porém, durante o atual protocolo experimental, a determinação do nível de espasticidade pela MAS foi realizada de forma cega por dois fisioterapeutas, denominados de avaliador 1 e avaliador 2. Ambos avaliadores possuíam mais de 10 anos de atuação e treinamento na avaliação da espasticidade pela MAS. Destaca-se que os sinais de MMG eram coletados simultaneamente à realização do teste de espasticidade pela MAS, com cada um dos avaliadores. Para evitar interferência, esperava-se 5 min de intervalo entre os testes de cada avaliador e não havia qualquer comunicação entre os avaliadores durante a coleta de dados. Então, cada avaliador determinava o nível de espasticidade de acordo com a MAS e anotava em uma ficha reservada, que era colocada em um envelope e lacrado. Este envelope foi aberto somente após o processamento dos sinais de MMG. A Figura 18 ilustra a etapa de coleta de dados durante o protocolo 3.

3.5.3 Análise de Concordância interavaliadores

Análise de concordância se refere à capacidade de aferir resultados idênticos (mesma unidade de medida), aplicados ao mesmo sujeito/fenômeno, quer por instrumentos diferentes ou pelo mesmo instrumento em tempos diferentes, por avaliadores diferentes, ou por alguma combinação dessas situações. Neste caso, foi verificada a confiabilidade interavaliadores da escala desenvolvida, observando se os sinais de $MMG_{(G)}$ estariam dentro dos grupos da escala proposta empregando a $MMG_{(G)}$. O coeficiente de correlação intraclass (*Intraclass correlation coefficient* – ICC) foi escolhido porque é uma das ferramentas estatísticas mais utilizadas para a avaliação da confiabilidade de medidas. Para a interpretação da magnitude dos

coeficientes de correlação foi adotada a classificação sugerida por Mukaka (2012) em que: 0,00 a 0,30 apresenta correlação insignificante; 0,31 a 0,50 baixa correlação; 0,51 a 0,70 correlação moderada (porém não aceitável, por se tratar de um método de auxílio diagnóstico); 0,71 a 0,90 alta correlação (aceitável); 0,91 a 1,00 correlação muito alta (excelente).

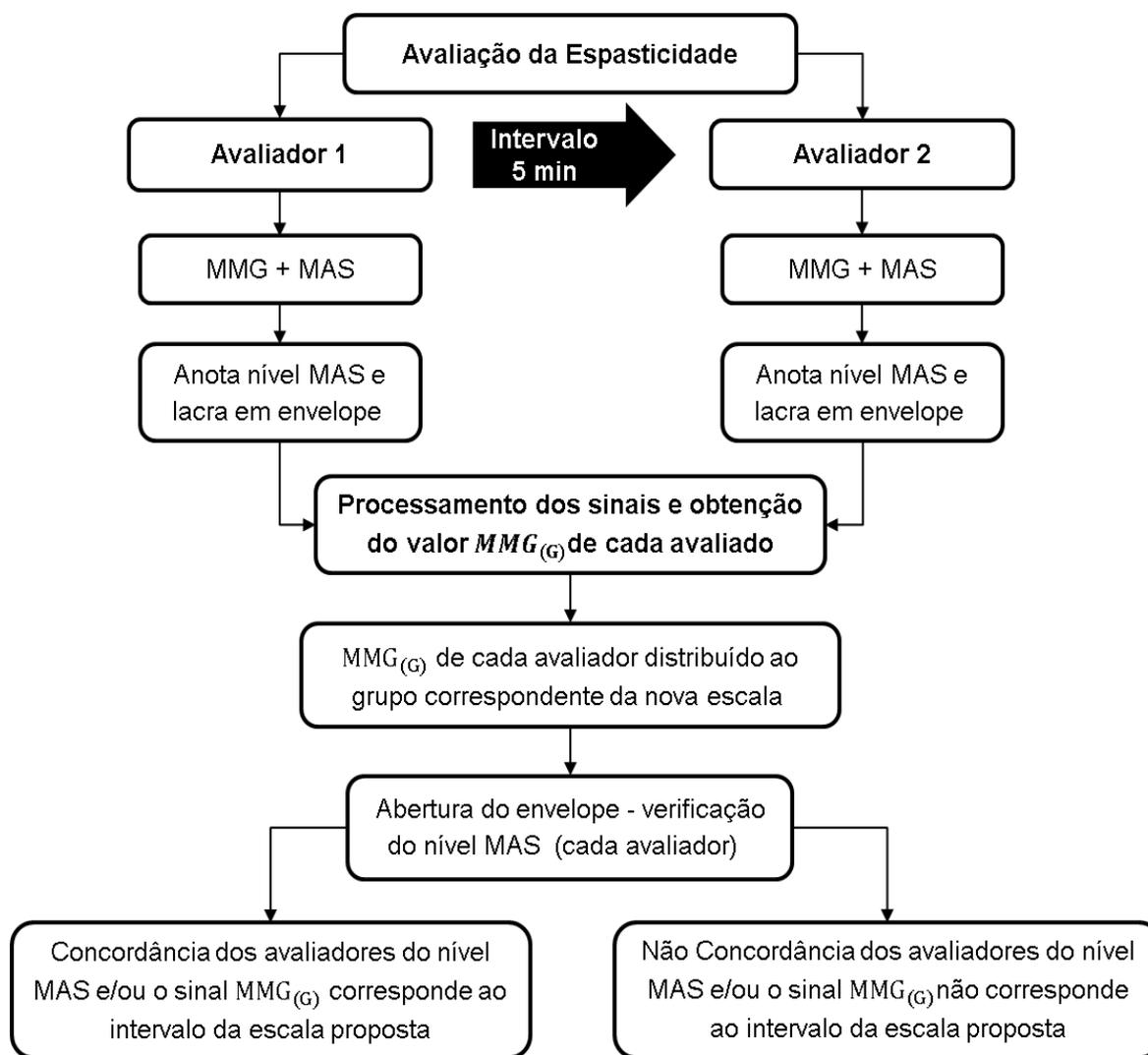


Figura 18 - Etapas dos procedimentos para verificar a confiabilidade interexaminadores da escala métrica desenvolvida.

4. RESULTADOS

Neste capítulo, são descritos os resultados obtidos por meio dos protocolos experimentais da pesquisa. Os dados estão organizados sequencialmente para cada protocolo, iniciando pela demografia dos voluntários, posteriormente, seguindo para a apresentação das variáveis de estudo.

4.1 PROTOCOLO EXPERIMENTAL 1 - CONCEPÇÃO DA ESCALA QUANTITATIVA BASEADA NOS SINAIS DE MMG

4.1.1 Caracterização da Amostra

Nesta etapa do estudo, o grupo amostral foi constituído por 34 voluntários, com diagnóstico de AVE (N = 11) ou PC (N = 23), de ambos os sexos (Masculino (M) = 19; Feminino (F) = 15), com idade média de 43,2 anos, totalizando 48 membros superiores avaliados. A Figura 19 mostra o percentual de distribuição dos voluntários em relação ao sexo, em cada classe de espasticidade determinada pela MAS. Contabilizou-se o número de membros superiores avaliados em cada nível de MAS (MAS 0 = 12; MAS 1 = 9; MAS 1+ = 10; MAS 2 = 7; MAS 3 = 5 e MAS 4 = 5 membros superiores avaliados)

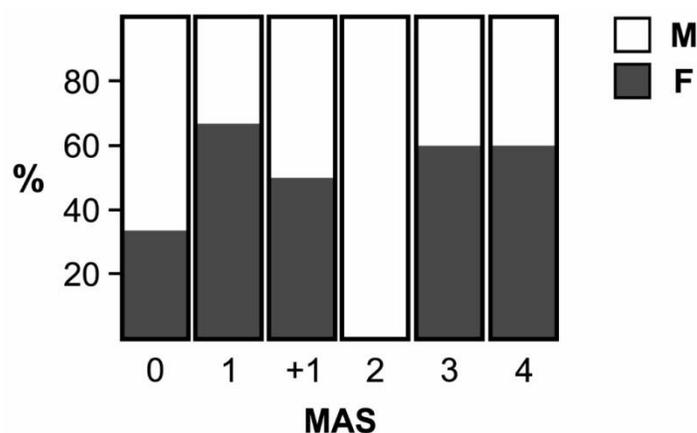


Figura 19 - Distribuição dos voluntários em relação ao sexo em cada classe de espasticidade determinadas pela MAS.

A Figura 20 mostra a distribuição, em percentual, das etiologias, PC ou AVE, para cada nível de MAS, independentemente do gênero.

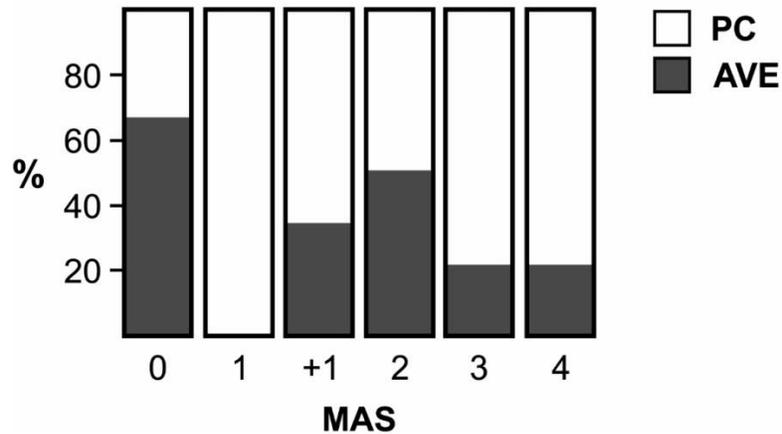


Figura 20 - Distribuição das etiologias, PC ou AVE, para cada nível de MAS, independentemente do gênero.

A Figura 21 apresenta o membro superior avaliado em relação ao sexo (F ou M) e em relação à etiologia da lesão supramedular (PC ou AVE).

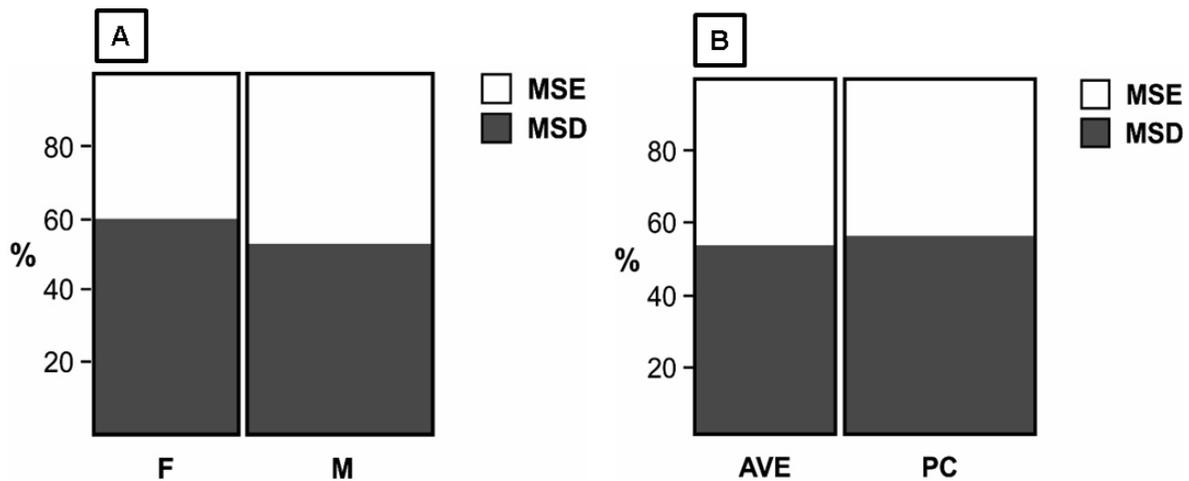


Figura 21 - (A) Percentual de Membros comprometidos e avaliados conforme o sexo (F ou M) e a (B) etiologia (PC ou AVE).

4.1.2 Análise dos Sinais de MMG nas diferentes etiologias, gênero e níveis de Espasticidade

As Figura 22-A e 22-B ilustram os sinais brutos (em mV) dos três eixos de vibração (X, Y e Z) de um voluntário representativo do nível 1 da MAS e outro do nível 4 da MAS, respectivamente. Percebe-se que a amplitude do $MMG_{(mV)}$ é maior em todos os eixos para o voluntário com maior nível de espasticidade.

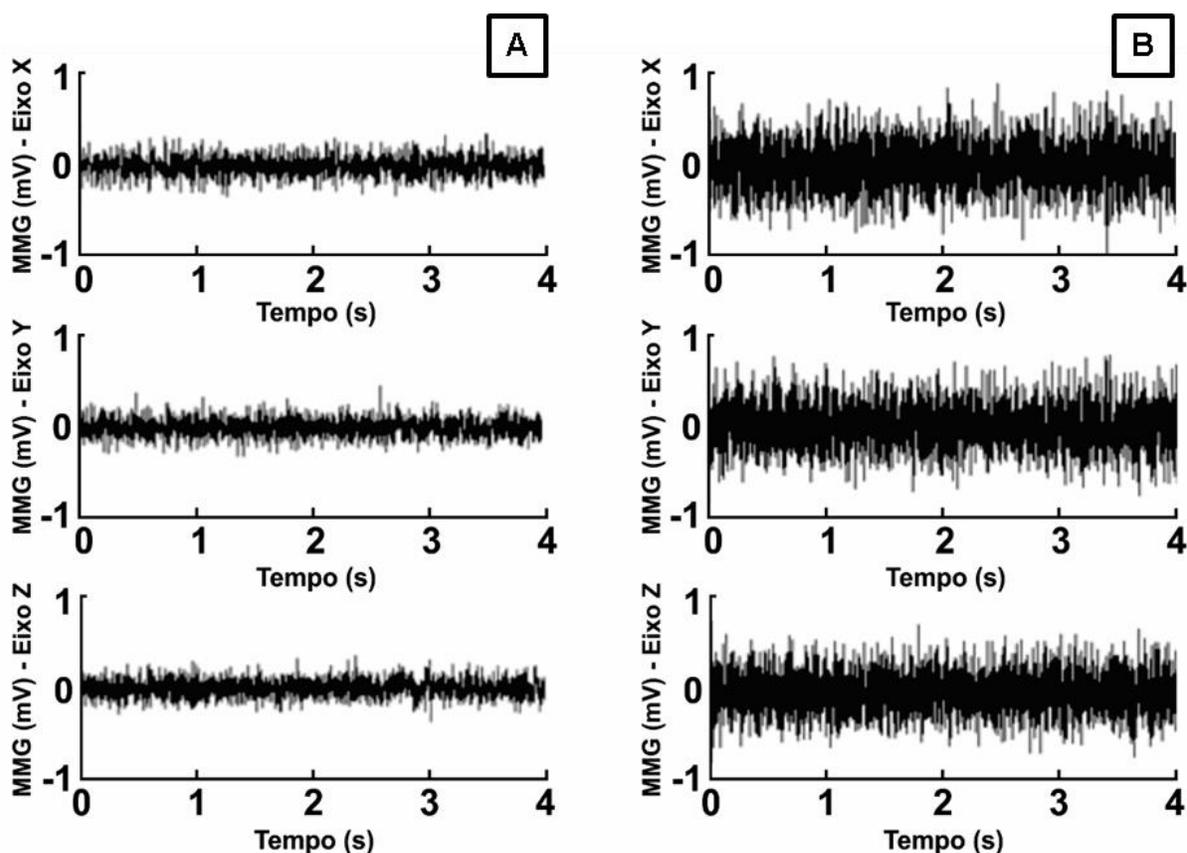


Figura 22 - Sinais MMG brutos (em mV) adquiridos em voluntários nível MAS 1 (A) e MAS 4 (B) nos eixos X, Y e Z, respectivamente.

Como as variáveis apresentaram distribuição não normal, optou-se pela estatística não paramétrica. A partir dos sinais brutos, realizou-se a conversão para a grandeza em G para todos os voluntários. Assim, a Figura 23 mostra mediana da $MMG_{(G)}$ para os subgrupos de AVE ($n = 11$) e PC ($n = 23$). Sobre estes resultados,

verificou-se que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os subgrupos PC e AVE (para o teste de Mann-Whitney, $p= 0,48$).

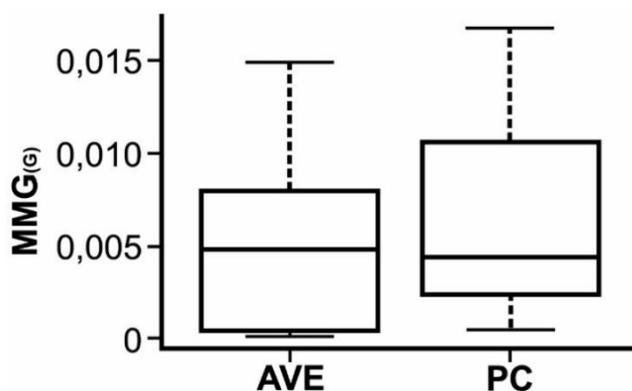


Figura 23 - Mediana da $MMG_{(G)}$ para os subgrupos de AVE e PC.

Investigou-se, também, a diferença na média da $MMG_{(G)}$ entre os gêneros e não houve diferenças estatisticamente significativas de acordo com o teste de Mann-Whitney ($p=0,75$). Foram também aplicados testes das variâncias entre os gêneros (M e F) e etiologias (AVE e PC). O p-valor dos resultados foram 0,675 e 0,613, entre os gêneros e etiologias, respectivamente. A interpretação é de que as variâncias podem ser consideradas iguais para os subgrupos. Assim, por não apresentar diferenças estatisticamente significativas entre os subgrupos (PC e AVE e M e F) e, além disso, considerando que as diferenças matemáticas entre os valores máximos e mínimos de cada subgrupo apresentaram-se próximos (diferença quase zero), os valores de $MMG_{(G)}$ foram agrupados para comparação em conjunto. Isso possibilitaria o desenvolvimento de uma escala métrica única que permitisse a classificação da espasticidade independente da etiologia (PC ou AVE) ou gênero da pessoa avaliada, tornando a aplicabilidade clínica mais facilitada. Desta forma, a Figura 24 mostra os valores de $MMG_{(G)}$ dos flexores de cotovelo, em cada grupo de MAS, analisados em conjunto os subgrupos. Sobre esses resultados, aplicou-se o teste de Kruskal-Wallis e verificou-se que houve diferenças significativas na $MMG_{(G)}$ entre os níveis de MAS ($p<0,005$).

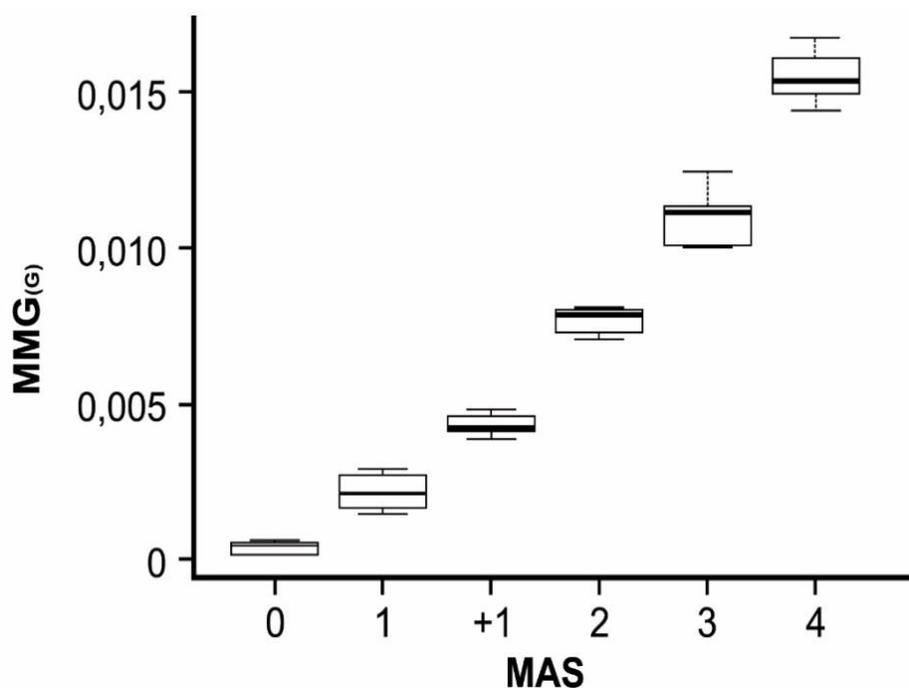


Figura 24 - Mediana da $MMG_{(G)}$ para cada nível MAS agrupando as etiologias (PC e AVE) e também os gêneros.

4.1.3 Modelo matemático baseado na correlação linear entre $MMG_{(G)}$ e MAS

A Figura 25 mostra a correlação linear entre a $MMG_{(G)}$ entre os níveis MAS e também o intervalo de confiança obtido a partir dos valores residuais do modelo matemático gerado pela regressão linear.

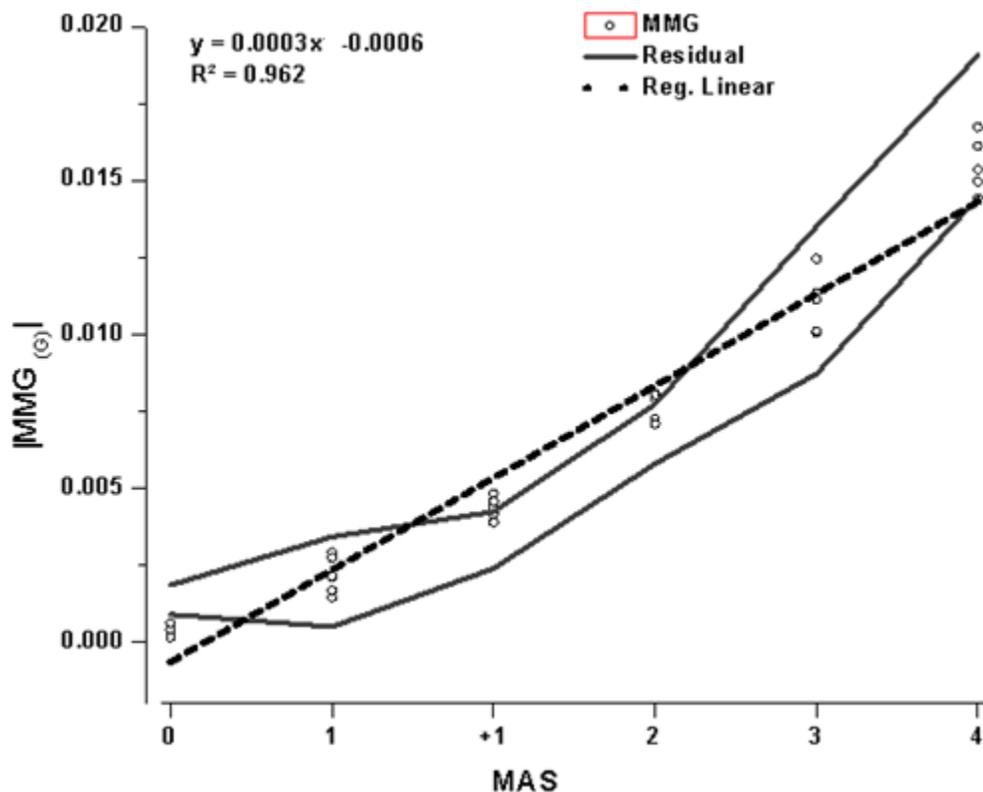


Figura 25 - Correlação linear obtida entre $MMG_{(G)}$ e MAS no grupo flexores de cotovelo e o intervalo de confiança gerado pelos valores residuais.

A partir do modelo gerado pela regressão linear, deixou-se a equação em função dos sinais mecanomiográficos (Equação 4), no qual a $MMG_{(G)}$ é a amplitude absoluta de MMG (em G) e o valor X representa o nível da escala proposta. A partir desse modelo, elaborou-se a Tabela 1, que apresenta os valores para uma nova classificação do nível de espasticidade, considerando o ajuste linear.

$$X = \left[\frac{(|MMG_{(G)}| + 0,0006)}{0,003} \right] \quad (4)$$

Tabela 1 - Escala quantitativa para avaliação da espasticidade baseada pela regressão linear

$ \text{MMG}_{(G)} (\times 10^{-2})$	Métrico/Ajustado (%)	Diferença (%)
$0,00 \leq \text{MMG}_{(G)} \leq 0,90$	16,6 / 5,6	11,0
$0,90 < \text{MMG}_{(G)} \leq 3,90$	33,3 / 24,2	9,1
$3,90 < \text{MMG}_{(G)} \leq 6,90$	50,0 / 42,8	7,2
$6,90 < \text{MMG}_{(G)} \leq 9,90$	66,6 / 61,5	5,1
$9,90 < \text{MMG}_{(G)} \leq 12,9$	83,3 / 80,1	3,2
$12,9 < \text{MMG}_{(G)} \leq 16,1$	100,0 / 100,0	0,0

4.1.4 Modelo matemático baseado na correlação Polinomial de Segunda Ordem entre $\text{MMG}_{(G)}$ e MAS

A Figura 26 ilustra a correlação polinomial de 2ª ordem entre a $\text{MMG}_{(G)}$ e a MAS e o respectivo intervalo de confiança obtido por meio dos valores residuais desta correlação. Analisando a resposta obtida, percebe-se que essa correlação apresenta um ajuste mais adequado quando comparada à regressão linear, permitindo um intervalo de confiança que abrangeria todos os níveis de espasticidade.

No entanto, na avaliação da espasticidade existem requisitos adicionais para estabelecer uma escala consistente. Um dos requisitos é que os valores coletados de mesmos níveis de MAS pertençam à mesma classe da escala baseada nos sinais de $\text{MMG}_{(G)}$. E, nessa lógica, diferentes níveis de MAS devem pertencer a diferentes classes da nova escala. Assim, para atender a estes requisitos e para fundamentar a escala com mais fidedignidade, foi necessário traçar uma curva em função da MAS. Por isso, realizou-se a correlação polinomial de 2ª entre os níveis de MAS com valores máximo, mediano e mínimo da $\text{MMG}_{(G)}$. A partir dessas regressões, obteve-se as equações 5, 6 e 7, respectivamente.

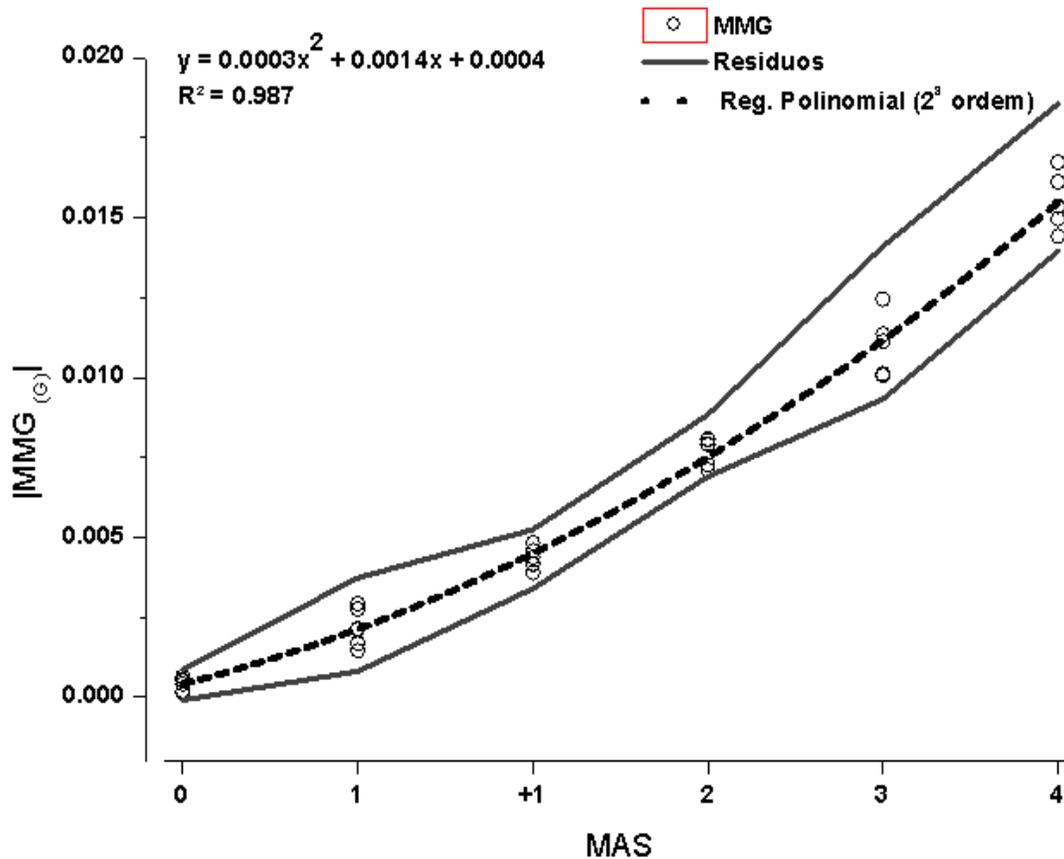


Figura 26 - Correlação polinomial de 2º ordem entre $MMG_{(G)}$ e MAS no grupo flexores de cotovelo e o intervalo de confiança gerado pelos valores residuais.

$$y = 10502x^2 + 489,11x - 0,0834 \quad (5)$$

$$y = -10438x^2 + 484,83x - 0,2597 \quad (6)$$

$$y = -11965x^2 + 510,36x + 0,0979 \quad (7)$$

Tais equações permitiram gerar novos ajustes nos valores de $MMG_{(G)}$ para cada nível de MAS e, após isso, realizou-se uma prova real se os valores de $MMG_{(G)}$ estariam inseridos no intervalo de confiança correspondente ao nível de MAS, mesmo que fosse o valor máximo ou mínimo de cada classe. Com isso, foi estabelecido os pontos de cortes da escala métrica quantitativa a espasticidade (Tabela 2), sendo fidedignos aos requisitos mencionados anteriormente. Desta forma, o modelo matemático para proporcionar uma escala métrica ideal de

avaliação de espasticidade baseada nos sinais de $MMG_{(G)}$ resultou da regressão polinomial de 2ª ordem.

Tabela 2 - Escala Métrica para avaliação da espasticidade baseada pela regressão Polinomial de 2ª ordem

$MMG_{(G)} (x10^{-2})$	Nível MAS	Métrica /Ajuste (%)	Diferença (%)
$0,0 \leq Y \leq 0,3$	0	16,6 / 5,9	10,7
$0,3 < Y \leq 1,3$	1	33,3 / 25,5	7,8
$1,3 < Y \leq 2,3$	1+	50,0 / 45,1	4,9
$2,3 < Y \leq 3,3$	2	66,6 / 64,7	1,9
$3,3 < Y \leq 4,4$	3	83,3 / 86,3	-3,0
$4,4 < Y \leq 5,1$	4	100,0 / 100,0	0,0

4.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL 2 – INFLUÊNCIA DA MASSA DO SENSOR E DO TECIDO ADIPOSEO SOBRE OS SINAIS DE $MMG_{(G)}$

Durante o protocolo 2, buscou-se analisar a influência da massa do sensor e do tecido adiposo sobre o sinal mecanomiográfico nos músculos flexores de cotovelo, possibilitando considerar tais influências na escala métrica baseada nos sinais de $MMG_{(G)}$ proposta no presente trabalho.

4.2.1 Característica da amostra

Participaram deste protocolo 21 indivíduos hígidos, de ambos os sexos (10 masculinos e 11 femininos), com idade média de $31,2 \pm 3,02$ anos de idade. Os dados foram coletados bilateralmente, totalizando 42 avaliações.

4.2.2 Influência da massa do sensor no sinal $MMG_{(G)}$ em músculos flexores de cotovelo

A Figura 27 mostra a distribuição da $MMG_{(G)}$ adquirida com diferentes massas dos sensores. Como as variáveis não apresentaram distribuição normal, aplicou-se a estatística não paramétrica. Pelo teste de Friedman, foi possível inferir

que existe o efeito da massa do sensor sobre o sinal de $MMG_{(G)}$, havendo diferenças estatisticamente significativas entre os sinais obtidos com o sensor de massas de 5,44 g ($p=0,043$) e 7,14 g ($p=0,002$), em relação ao de 0,94 g. Com relação aos sinais dos sensores de massas 0,94 g e 2,64g, não houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,714$) entre eles; porém, ocorreu uma atenuação de 11,6%, matematicamente representativa. Portanto, houve variações numéricas que afetam os índices da escala métrica, uma vez que o sinal da MMG apresenta valores próximos entre um nível e outro de espasticidade (na Escala Modificada de Ashworth).

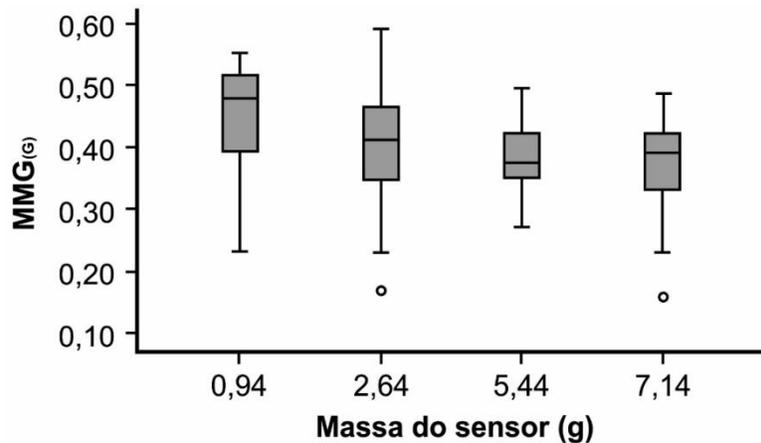


Figura 27- Sinal de $MMG_{(G)}$ com as diferentes massas dos sensores.

Dessa forma, analisou-se minuciosamente a média e o desvio padrão da $MMG_{(G)}$ obtido com os diferentes sensores (Tabela 3). Percebe-se que, conforme a massa do sensor aumentou, a média do sinal de $MMG_{(G)}$ decresceu. Com isso, é possível considerar um percentual de atenuação, considerando o valor de referência a massa do sensor de 0,94 g.

Tabela 3 - Média e desvio padrão (DP) da MMG(G) com as diferentes massas do sensor e percentual de atenuação

Massa total do Sensor (g)	Média MMG _(G)	DP MMG _(G)	Atenuação do sinal (%)
0,94	0,4416	0,0915	-
2,64	0,3902	0,0889	11,6%
5,44	0,3762	0,0605	14,8%
7,14	0,3757	0,0835	14,9%

Como constatado experimentalmente, as massas adicionadas sobre o sensor atenuaram o sinal de MMG_(G). Assim, se a massa do sensor de um equipamento de coleta de dados for maior do que 0,94 g, o sinal de MMG medido será atenuado devido à sua massa. Portanto, deve-se realizar o ajuste de escala nos valores de MMG_(G), compensando essa atenuação, a fim de se obter o sinal normalizado, como indicado na Tabela 4.

Tabela 4 - Níveis Ajustados da escala quantitativa de avaliação da espasticidade considerando as variações de massa do sensor

Escala métrica MMG _(G) Sensor 0,94 g (x10 ⁻²)	MAS	Escala Métrica considerando margem de 11,6% (x10 ⁻²)	Escala Métrica considerando margem de 14,8 e 14,9 % (x10 ⁻²)
0,0 ≤ Y ≤ 0,3	0	0,0 ≤ Y ≤ 0,33	0,0 ≤ Y ≤ 0,34
0,3 < Y ≤ 1,3	1	0,33 < Y ≤ 1,45	0,34 < Y ≤ 1,49
1,3 < Y ≤ 2,3	1+	1,45 < Y ≤ 2,55	1,49 < Y ≤ 2,64
2,3 < Y ≤ 3,3	2	2,55 < Y ≤ 3,68	2,64 < Y ≤ 3,78
3,3 < Y ≤ 4,4	3	3,68 < Y ≤ 4,91	3,78 < Y ≤ 5,05
4,4 < Y ≤ 5,1	4	4,91 < Y ≤ 5,69	5,05 < Y ≤ 5,85

4.2.3 Influência do tecido adiposo no sinal MMG_(G) em músculos flexores de cotovelo

As Figura 28, 29, 30 e 31 mostram, respectivamente, os sinais de MMG_(G) obtidos com o sensor com massa 0,94 g (padrão do equipamento de coleta de

dados), 2,64, 5,44 e 7,14 g em relação aos grupos $DC \leq 13$ e $DC > 13$ mm. Pelo teste de Mann-Whitney, não houve diferenças estatísticas nos sinais de $MMG_{(G)}$ entre os grupos de DC ($p > 0,005$), mesmo com aumento da massa do sensor.

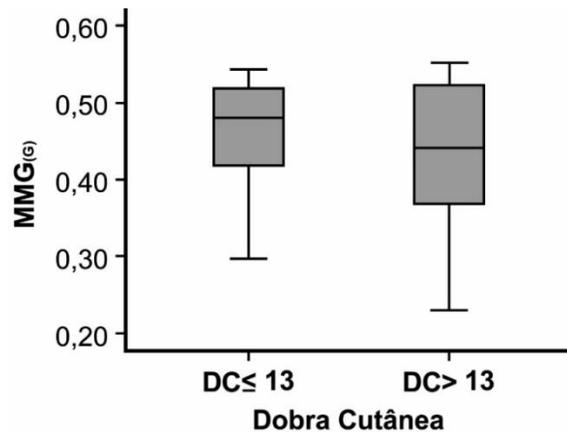


Figura 28 - Sinal de $MMG_{(G)}$ para os grupos $DC \leq 13$ e $DC > 13$ mm coletados com o sensor de 0,94 g.

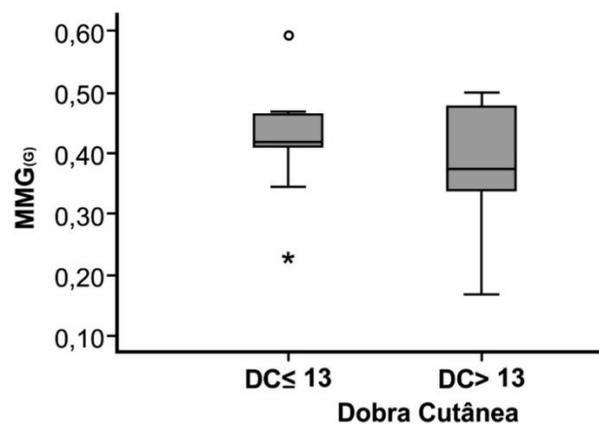


Figura 29 - Sinal de $MMG_{(G)}$ para os grupos grupo $DC \leq 13$ e $DC > 13$ mm coletados com o sensor de 2,64 g.

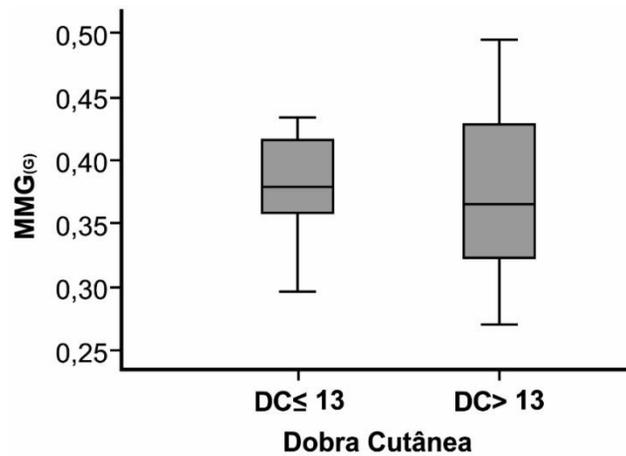


Figura 30 - Sinal de MMG(G) para os grupos grupo DC \leq 13 e DC $>$ 13 mm coletados com o sensor de 5,44 g.

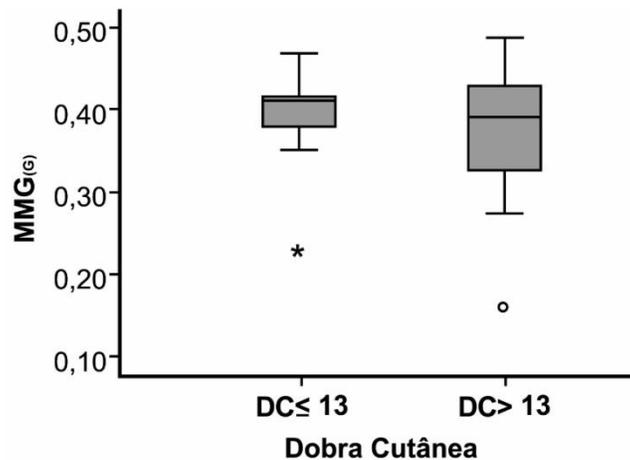


Figura 31 - Sinal de MMG(G) para os grupos DC \leq 13 e DC $>$ 13 mm coletados com o sensor de 7,14 g.

Apesar de não se ter constatado diferenças estatisticamente significativas no sinal de MMG(G) entre os grupos de dobras cutâneas, existem diferenças numéricas nas médias dos grupos. Por isso, analisou-se minuciosamente a média de atenuação para os respectivos sensores, conforme mostra a Tabela 5 e determinou-se o percentual de atenuação entre os grupos DC \leq 13 mm e DC $>$ 13 mm para os sensores com diferentes massas.

Tabela 5 - Média da MMG_(G) em cada grupo DC obtidos com sensores de diferentes massas e a atenuação do sinal de acordo com as DC

Grupos de Dobras Cutâneas (DC)	Massa do sensor			
	0,94 g MMG _(G)	2,64 g MMG _(G)	5,44 g MMG _(G)	7,14 g MMG _(G)
DC ≤ 13 mm	0,4602	0,4205	0,3822	0,3808
DC > 13 mm	0,4345	0,3842	0,3765	0,3690
Atenuação entre os grupos (%)	5,5	8,6	1,4	3,0

Pelos resultados apresentados na tabela 5, percebe-se que os efeitos da DC sobre o sinal de MMG_(G) são maiores para sensores com menor massa. Todavia, segundo o teste de Mann-Whitney não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos (0,94g [p=0,081]; 2,64g [p=0,063]; 5,44g [p=0,122] e [0,103]). Porém, como o sensor utilizado para a coleta de dados cuja escala métrica foi modelada (Protocolo Experimental 1) possuía 0,94 g, a Tabela 5 mostra os valores corrigidos conforme a DC considerando a atenuação de 5,5%, que é obtida com sensores desta massa. Porém, se a escala desenvolvida for implementada em um instrumento virtual de coleta de dados que tenham configurações de massa do sensor acima deste valor, o avaliador deverá ponderar as variações de acordo com a Tabela 6. Ademais, se a escala desenvolvida for embarcada em um instrumento virtual, deve haver uma opção para selecionar a massa do sensor e inserir a dobra cutânea do avaliado para ajustar automaticamente a escala.

Tabela 6 - Ajustes da escala quantitativa de avaliação da espasticidade considerando a dobra cutânea do avaliado

Escala métrica MMG_(G) Sensor 0,94 g (x10⁻²)	MAS	Escala Métrica para indivíduos com DC > 13 mm (x10⁻²)
0,0 ≤ Y ≤ 0,3	0	0,0 ≤ Y ≤ 0,33
0,3 < Y ≤ 1,3	1	0,33 < Y ≤ 1,37
1,3 < Y ≤ 2,3	1+	1,37 < Y ≤ 2,42
2,3 < Y ≤ 3,3	2	2,42 < Y ≤ 3,48
3,3 < Y ≤ 4,4	3	3,48 < Y ≤ 4,64
4,4 < Y ≤ 5,1	4	4,64 < Y ≤ 5,38

4.2.4 Escala Métrica considerando atenuação da massa do sensor e tecido adiposo

Após determinar as influências da massa do sensor de coleta de dados e do tecido adiposo, foi possível compor um índice para a escala métrica final. A escala métrica em questão contemplou, para cada nível, um intervalo que independente da massa do sensor e espessura das dobras cutâneas. Considerando as modelagens descritas nas etapas anteriores, foi possível estabelecer os pontos de cortes da escala considerando os valores atenuados, seja pela massa do sensor ou pela dobra cutânea. Como a escala métrica descrita a partir dos dados do sensor de 7,14 g (Tabela 4) abrange os valores de todas as demais atenuações, esses valores foram mais adequados para compor a escala de avaliação da espasticidade. No entanto, para tornar a escala ainda mais prática e visualmente mais compreensível, foi necessário normalizar os níveis entre 0 e 10, conforme ilustra a Figura 32. Para a normalização, foi estabelecido que o valor máximo de MMG_(G) do nível MAS 4 (MMG_(G) = 5,85) representaria 100%. A partir disso, definiu-se a escala com o percentual do valor máximo de MMG_(G) de cada nível correspondente na MAS, em decorrência da não linearidade apresentada.

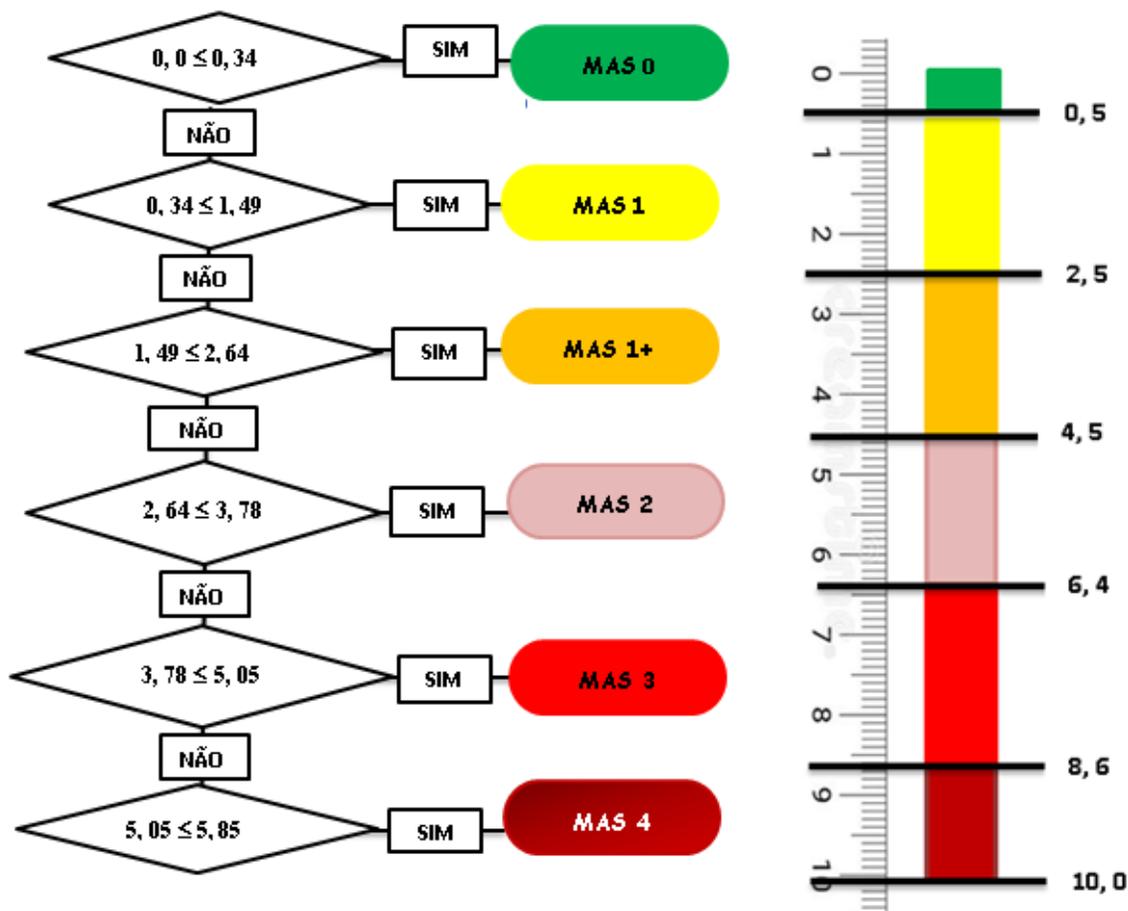


Figura 32 - Escala Métrica de avaliação da espasticidade após considerar as atenuações ocasionadas pela massa do sensor e tecido adiposo.

4.3 PROTOCOLO 3 - CONFIABILIDADE INTERAVALIADORES DA ESCALA MÉTRICA BASEADA NOS SINAIS DE MMG

Para verificar a confiabilidade da escala métrica desenvolvida, foram selecionados 11 pacientes, de ambos os sexos, com idade média de $43,9 \pm 3,02$ anos. As coletas foram realizadas em ambos os membros superiores, totalizando 22 coletas para cada avaliador. Ressalta-se que foram envolvidos neste protocolo somente voluntários que não participaram dos protocolos anteriores.

Em relação aos resultados obtidos por ambos os avaliadores, o teste da MAS mostrou concordância nos níveis de MAS entre os avaliadores. Quanto a média da $MMG_{(G)}$ em cada grupo de MAS, para ambos os avaliadores, pode ser observado

na Figura 33. Pela figura, nota-se que os sinais de MMG(G) em cada grupo de MAS foram muito próximos entre os avaliadores 1 e 2, variando apenas algumas casas decimais. De acordo com o teste de correlação de Spearman obteve-se uma correlação de R^2 igual a 0,9475 entre ambos os avaliadores.

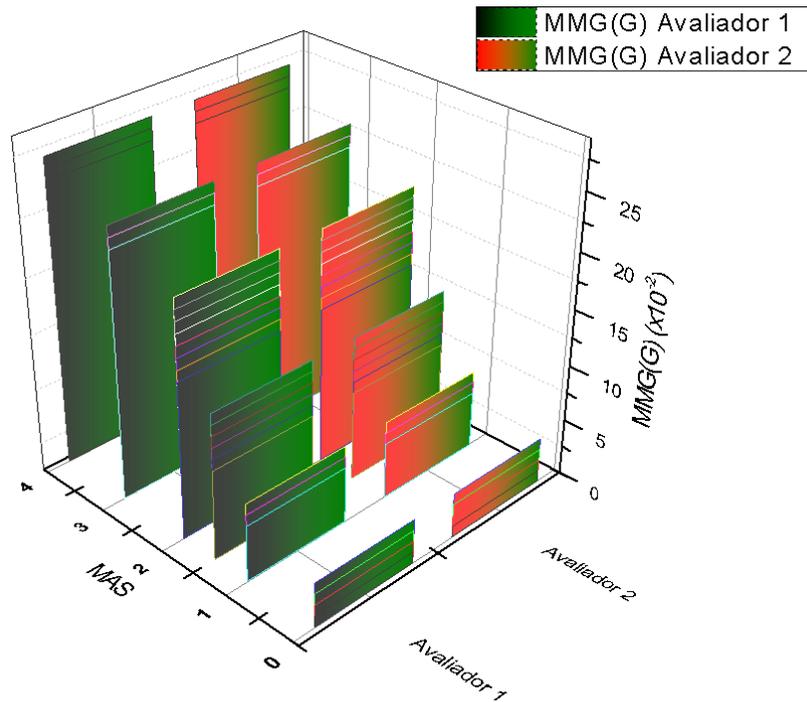


Figura 33 - Média do sinal de MMG(G) em cada nível da MAS definido pelos avaliadores 1 e 2.

A Tabela 7 apresenta o coeficiente de correlação intraclassas (ICC) da escala desenvolvida, já considerando as influências do sensor (0,94 g) e também a dobra cutânea de cada avaliado. A tabela mostra o ICC para cada nível de MAS e também considerando todos os níveis de forma geral, tanto para o avaliador 1 como para o avaliador 2. Conforme descrito na tabela, é possível notar que para o nível MAS 1 houve correlação moderada para ambos os avaliadores (ICC= 0,679 e 0,671, avaliador 1 e 2, respectivamente) e, neste nível, a escala proposta apresentou confiabilidade pouco aceitável. Porém, ao realizar o teste de ICC agrupando todos os níveis, a escala mostrou-se com confiabilidade aceitável, sendo ICC=0,808 para o avaliador 1 e ICC=0,788 para o avaliador 2. Por ser uma escala inovadora, em

que novas pesquisas poderão indicar novos ajustes, os coeficientes de correlação indicam que a escala proposta é reprodutível para medir o nível de espasticidade em ambiente clínico.

Tabela 7 - Confiabilidade interavaliadores da escala métrica conforme Coeficiente de Correlação Intraclases (ICC).

Nível MAS	ICC Avaliador 1	Correlação	ICC Avaliador 2	Correlação	Nível de Confiabilidade
0	0,974	Muita Alta	0,982	Muita Alta	Excelente
1	0,679	Moderada	0,671	Moderada	Pouco aceitável
1+	0,991	Muito Alta	0,788	Muito Alta	Excelente
2	0,868	Alta	0,984	Alta	Muito Bom
3	0,980	Muito Alta	0,994	Muito Alta	Excelente
4	1,00	Muito Alta	1,00	Muito Alta	Excelente
Geral	0,808	Alta	0,788	Alta	Excelente

5. DISCUSSÃO

Neste capítulo, encontra-se a discussão dos resultados obtidos no presente estudo à luz dos outros trabalhos e autores encontrados na literatura consultada, que também descrevem a MMG como mecanismo de avaliação da espasticidade e/ou em protocolos experimentais similares aos investigados para proposição da nova escala. A discussão está organizada seguindo a sequência dos protocolos experimentais realizados. Ao final, são também levantadas as limitações encontradas no presente estudo e as sugestões para trabalhos futuros.

5.1 CONCEPÇÃO DA ESCALA MÉTRICA

A MAS é a escala de avaliação da espasticidade mais utilizada (ARAMI et al., 2017; MARQUES et al., 2019; SILVA, 2013). Apesar dessa preferência, tem a desvantagem da variabilidade subjetiva do avaliador. Com isso, propor um método quantitativo para medir a espasticidade é fundamental nos dias de hoje (ALVES, 2019). Além disso, um método que mantenha correlação com os níveis de MAS será muito útil pois permitirá combinar o conhecimento clínico do profissional com a ferramenta de medida proposta. Diante disso, pesquisas clínicas preliminares começaram a aplicar a MMG como uma nova ferramenta promissora para avaliação da espasticidade. Em um estudo preliminar, Krueger et al. (2012) mostraram que a amplitude do sinal de MMG aumentou significativamente em indivíduos classificados em alguns níveis de espasticidade (MAS 2, por exemplo) em comparação com indivíduos sem espasticidade (MAS 0). No entanto, a amostra do estudo de Krueger et al. (2012) foi pequena e, além disso, examinou apenas a correlação linear. Os sinais MMG adquiridos permitiram distinguir apenas dois níveis de MAS, uma vez que não havia dados suficientes para propor uma nova escala.

A pesquisa prosseguiu buscando investigar a correlação dos sinais MMG com a MAS em maior número de voluntários. Então, Santos et al. (2016) examinou a correlação da MMG e MAS nos domínios temporal e espectral e seus achados indicaram maior coeficiente de correlação entre a MMG e MAS por meio da análise no domínio do tempo. O coeficiente de determinação (R^2), neste processamento, foi

de 0,962 nos grupos musculares agonistas. Na análise espectral, a frequência mediana indicou diferenças entre algumas classes de MAS, principalmente entre os extremos da escala, ou seja, entre MAS 0 e MAS 4, mas indicou uma correlação moderada, com R^2 igual a 0,488.

Com base nos resultados de Santos et al. (2016), a melhor correlação ocorreu no domínio do tempo, pela mediana da energia. Isto justifica a realização de uma escala para quantificar a espasticidade baseando-se nesta forma de análise. A análise dos sinais de MMG no domínio do tempo na presente tese é coerente com as descrições recentes de Wang et al. (2017b). Esses autores propuseram um índice, baseando-se nos sinais de EMG de músculos espásticos e não espásticos (bíceps e tríceps braquial). O índice proposto pelos autores foi obtido pelo quociente entre a raiz média quadrática (RMS) do grupo muscular músculo agonista, pela somatória dos valores RMS dos sinais de EMG dos grupos musculares agonista e antagonista. Os autores avaliaram 39 pacientes pós-AVC que foram subdivididos em quatro grupos, de acordo com a MAS. Os sinais eletromiográficos foram gravados, simultaneamente, no bíceps e no tríceps braquial durante a extensão ou flexão do cotovelo de forma passiva. Os resultados mostraram que a correlação entre a MAS e o índice baseado na EMG na avaliação da espasticidade do cotovelo foi significativo. Assim, os autores também observaram que a análise do domínio do tempo foi eficaz para avaliar a espasticidade; porém, com sinais de EMG. Apesar de Wang et al. (2017a) ter proposto um índice utilizando a média de agonistas e antagonistas pela EMG, difere-se do presente trabalho, uma vez que neste trabalho desenvolveu-se uma escala métrica utilizando-se os sinais de MMG do grupo muscular flexores de cotovelos, considerando apenas o músculo agonista.

Outro estudo também mostrou que a MMG é promissora na avaliação da espasticidade. Neste estudo, Wang et al. (2017a) analisaram os sinais MMG e EMG de bíceps e tríceps de pacientes pós-AVC durante a flexão e a extensão do cotovelo associados a uma máquina de suporte vetorial (SVM). Eles avaliaram os seguintes descritores de MMG e EMG: RMS, frequência média e frequência mediana (MF). Eles usaram a correlação de Spearman para investigar a relação entre as

características dos sinais e os níveis de espasticidade. Os resultados mostraram que houve uma correlação significativa ($p < 0,05$) entre a MAS e os seguintes descritores: MMG_{RMS} do bíceps braquial; MMG_{RMS} do tríceps braquial; EMG_{RMS} do bíceps; EMG_{RMS} do tríceps; EMG_{RMS} do tríceps. Por fim, os autores recomendaram o uso de EMG e MMG para avaliar a espasticidade. Novamente, o trabalho dos autores difere-se desta tese, pois neste trabalho elaborou-se a escala métrica baseando-se na correlação com a MAS, não havendo necessidade de outros recursos, como a associação de uma máquina de suporte vetorial. Além disso, os autores também não tinham por foco a criação de uma escala para quantificação da espasticidade.

A possibilidade de usar a MMG como uma medida de espasticidade levou à criação de uma escala métrica no presente estudo. Primeiro, foi necessário criar um algoritmo que permitisse gerar uma escala contínua em relação aos sinais de MMG, independente do ganho de *software* e *hardware* do equipamento e também da sensibilidade do sensor. Então, desenvolveu-se um algoritmo para ajustar a MMG_{RES} (valores em mV) para $MMG_{(G)}$ (valores em G), como indicado na Equação 3. Assim, este modelo criado torna os valores da MMG independentes do instrumento de coleta de dados e a escala utiliza-se de uma grandeza universal, G. A partir disso, correlações foram realizadas para obtenção de um modelo matemático que possibilitaria a criação escala métrica com ajustes fidedignos e com menores valores residuais.

A Figura 26 ilustra a regressão linear determinada pela Equação 4. Tal figura compreende um conjunto numérico entre o valor mais baixo (MAS 0) e o valor mais alto de $MMG_{(G)}$ obtido (MAS 4). E com base nesta regressão, elaborou-se os pontos de corte de uma escala métrica, conforme indicados na Tabela 1. A escala em questão possui 6 níveis, havendo cotas distribuídas de forma equidistante, obtidas a partir do percentual de ajuste entre o valor mínimo (MAS 0) e máximo (MAS 4) da $MMG_{(G)}$. Com a regressão linear, o maior valor de $MMG_{(G)}$ foi $16,1 \times 10^{-2}$ (G). Cada nível da escala proposta foi normalizado como porcentagens ajustadas. No entanto, essa divisão não é consistente, porque o resíduo médio calculado por meio dessa regressão foi bastante alto (0,0641 G) e também porque uma gama maior de valores

estava envolvida nos últimos níveis do que nos outros. A última coluna da Tabela 1 mostra diferenças entre uma escala métrica e a ajustada com a regressão linear. A diferença média foi de 5,93%. Para fins de comparação, as diferenças obtidas com a regressão não linear foram menores ($\pm 3,71\%$ - vide Tabela 2).

Diante disso, a escala elaborada pela correlação linear (Tabela 1) gera confusão e não mediu a espasticidade corretamente. Alguns valores de $MMG_{(G)}$ de diferentes níveis de MAS permaneceram na mesma classe da escala, enquanto $MMG_{(G)}$ do mesmo nível MAS estaria em classes diferentes na nova escala. Isso é uma consequência da determinação da correlação usando apenas os valores medianos de cada nível da MAS. Portanto, não seria viável manter uma escala de avaliação da espasticidade que pudesse suscitar dúvidas nos avaliadores em relação ao nível real de envolvimento da espasticidade. Desta forma, a primeira tentativa de definir uma nova escala a partir da análise de regressão linear teve sérias desvantagens e foi necessário realizar outras correlações para verificar qual gerava um ajuste mais fidedigno dos sinais. Outras correlações foram testadas, incluindo logarítmica e polinomial de 2ª e 3ª ordens.

A correlação polinomial de segunda ordem apresentou um ajuste mais confiável entre $MMG_{(G)}$ e MAS, pois os resíduos foram menores (0,001 (G)) e o coeficiente de determinação aumentou ($R^2 = 0,987$). A diferença entre a métrica e as porcentagens ajustadas diminuiu ($\pm 3,71\%$). Todavia, para compor uma nova escala, como visto na Tabela 2, foi necessário obter novos modelos matemáticos com base na correlação entre a MAS e com os valores máximos e mínimos, além dos valores medianos, da $MMG_{(G)}$. Estes modelos possibilitaram delimitar cada nível da nova escala com um nível correspondente da MAS, evitando sobreposição de valores de $MMG_{(G)}$ entre diferentes níveis. Com isso, na escala métrica desenvolvida a partir do modelo não-linear (polinomial de 2ª ordem), valores de $MMG_{(G)}$ do mesmo nível MAS permaneceram na mesma classe da escala proposta e valores de $MMG_{(G)}$ de diferentes níveis de MAS foram agrupados em diferentes níveis. Ademais, como os níveis da escala métrica possui correspondência com os níveis da MAS, o avaliador pode optar por usar o valor numérico disponível na

escala criada ou usar o nível da MAS correspondente, porém com um valor numérico que fornece mais objetividade durante a avaliação.

Apresentar um valor numérico de referência baseado na $MMG_{(G)}$ mesmo quando se utiliza a MAS é importante para evitar dúvidas ao avaliador, principalmente quando um avaliado apresenta diferenças mínimas e ficam suscetíveis de serem enquadrados em nível de espasticidade diferente ao que realmente pertence. Esse fato suscita dúvidas no avaliador devido à subjetividade que a MAS permite e apoia a ideia de que a MAS isoladamente não é eficaz para determinar o nível de espasticidade. Assim, a escala métrica desenvolvida tem relevância e aplicabilidade clínica.

No presente estudo, foram avaliados voluntários de diferentes etiologias (PC e AVE). Considerando que a espasticidade pode diferir, dependendo da causa da lesão, foi necessário aplicar um teste estatístico para verificar se haveria diferenças entre essas duas etiologias avaliadas. Como não houve diferenças estatísticas nos sinais de $MMG_{(G)}$ entre os grupos PC e AVE, foi possível agrupar os sinais de ambas as etiologias. A vantagem de agrupar as etiologias é que possibilita criar uma escala única que possa ser aplicada em diferentes etiologias, simplificando, mais uma vez, a aplicabilidade clínica. No entanto, para melhorar a confiabilidade da escala, novas investigações devem considerar outras etiologias supramedulares e/ou medulares. Vale ressaltar que a escolha de correlacionar os sinais de MMG com a escala clínica MAS decorre desta ser uma das escalas mais utilizadas entre os profissionais de saúde. Com isso, a escala métrica desenvolvida tem como grande diferencial de outros métodos apresentados nesta tese (vide Fundamentação Teórica), que é a facilidade de aplicação clínica e também o baixo custo, pois possibilitará que a escala seja embarcada em dispositivos biomédicos portáteis, diminuindo consideravelmente os custos se comparado a equipamentos que necessitam de salas e recursos especiais para instalação.

Como o sinal de MMG registra a vibração do tecido muscular na superfície da pele, o tecido adiposo pode atenuar características do sinal. Além disso, os sinais podem ser adquiridos por instrumentos com sensores de diferentes massas. Assim, estas características também devem ser incorporadas na escala proposta. Por isso,

elaborou-se o segundo protocolo de estudos, a fim de definir a influência desses fatores.

5.2 INFLUÊNCIA DA MASSA DO SENSOR E DO TECIDO ADIPOSEO SOBRE O SINAL DE MMG_(G) DE FLEXORES DE COTOVELO

Atualmente, é comum o uso de sensores de tamanhos e massas menores. Porém, alguns equipamentos ainda operam com sensores que possuem massas superiores ao utilizado na presente pesquisa. Desta forma, para aumentar a fidedignidade do sinal de MMG_(G), mesmo com diferentes sensores em diferentes instrumentos, foi necessário considerar a influência que a massa do sensor de coleta de dados pode causar sobre o sinal de MMG_(G). Assim, após desenvolver uma escala métrica de avaliação da espasticidade, houve a necessidade de ajustar os valores considerando as influências da massa do sensor, a fim de possibilitar que diferentes equipamentos possam ser utilizados por um usuário na medida de espasticidade em um consultório, por exemplo.

De maneira geral, os efeitos da massa do acelerômetro são ignorados por haver um entendimento de que a influência ocasionada pela massa do sensor é insignificante quando comparadas à massa do músculo que está sendo avaliado. No entanto, Baharin e Rahman (2009) descrevem que o efeito da massa do acelerômetro pode causar influências no sinal, e isso depende da localização do acelerômetro, do modo de vibração e da magnitude do sinal. Como o presente trabalho busca utilizar o sinal da MMG_(G) como medida de sinais biológicos para determinar quantitativamente os diferentes níveis de espasticidade, em que uma pequena variação da amplitude pode apresentar alteração do nível da escala, houve necessidade de determinar qual seria a influência sobre o sinal ao se utilizar de sensores com maiores massas. A quantificação dessa influência possibilitaria ajustes na escala métrica proposta.

Corroborando com a ideia de que o sensor altera a amplitude do sinal de MMG_(G), Ahn, Shin e Kim (2016), com objetivos e protocolos diferentes ao aplicado no presente estudo, também mostraram variações na amplitude e na frequência do sinal de MMG quando acrescentaram massa sobre o sensor do acelerômetro.

Porém, os autores avaliaram as influências da massa do sensor durante contrações voluntárias máximas do músculo reto femoral. Eles adicionaram valores de massas também diferentes ao utilizado no atual protocolo, partindo de 3 g para 8, 13, 18, 23 e 28 g. Como resultados, eles afirmaram que à medida que a massa do acelerômetro aumentou, os sinais tiveram alterações, sendo que a amplitude do sinal de MMG aumentou, enquanto que a mediana da frequência diminuiu. Ainda segundo os autores, quando se alterou de 8 para 13 g a massa do sensor, a amplitude do sinal MMG aumentou mais e o MMG_{MF} diminuiu mais. Apesar dos autores mostrarem a resposta do sinal com aplicação de diferentes massas sobre o sensor, algumas lacunas não foram bem estabelecidas, principalmente por não haver detalhado as diferenças do sinal em caso de sensores mais leves que 3 g e também com acréscimos menores de massas entre 3 e 8 g. Além disso, os resultados dos autores não poderiam compor a escala proposta uma vez que os valores preditos de variações foram obtidos nos músculos extensores do quadril, que anatomicamente são maiores que os músculos alvo da presente pesquisa. Por isso, houve a necessidade de realizar coleta de dados buscando identificar as influências e considerar na escala métrica.

A relação da massa do sensor sobre o sinal de $MMG_{(G)}$ na descrição da escala métrica de avaliação da espasticidade é necessária, principalmente, porque o sinal de $MMG_{(G)}$ obtido durante a avaliação de espasticidade possui uma amplitude baixa e o sinal tem variações mínimas entre um e outro nível de espasticidade. Com isso, os pontos de corte entre cada nível da escala são próximos. Isso vem ao encontro de que, mesmo que haja apenas uma diferença mínima no sinal influenciada pela variação de massa do sensor, essa diferença deve ser ponderada, pois impacta nos casos de pessoas que estivessem muito próximas dos pontos de cortes da escala. Neste caso, especificamente, o avaliado poderia ser incluído em um grupo diferente por não considerar o efeito da massa do sensor. Por outro lado, ajustando o sinal conforme a massa, o avaliado receberá a classificação adequada.

Assim, pelos resultados obtidos no presente estudo, houve diferença estatisticamente significativa somente quando adicionadas as maiores massas

sobre o sensor (5,44 e 7,14 g). No entanto, houve diferenças na média dos avaliados em todas as faixas de acréscimo de massa, inclusive quando alterada a massa de 0,94 para 2,64 g (média de $MMG_{(G)}$ em 0,4416 e 0,3902 G). Diferentemente do estudo de Ahn et al. (2016), no presente trabalho mostrou-se que houve decréscimo na média, sendo que o menor decréscimo ocorreu entre as duas últimas adições de massa de 5,44 para 7,14 g (média de $MMG_{(G)}$ de 0,3762 e 0,3757 G, respectivamente).

Vale ressaltar que o método escolhido para coleta de dados para comparar a influência da massa do sensor e também do tecido adiposo foi diferente do método de coleta de dados para a MAS e realizada exclusivamente com voluntários hígidos. A escolha pela contração muscular evocada eletricamente (e não com movimentos passivos, como realizada durante a coleta com a MAS) decorreu do fato de que evitaria a contração voluntária do avaliado, que poderia alterar a resposta do sinal. Além disso, a contração evocada eletricamente poderia garantir a mesma intensidade de vibração em todos os voluntários. Optou-se por obter os dados apenas de voluntários hígidos pelo fato de que, caso a pessoa tivesse lesão neurológica, o tônus muscular poderia variar durante a coleta e isto permitiria um viés, pois a diferença no sinal estaria relacionada à variação de tônus e não ocasionado pela alteração da massa do sensor.

Como o sinal da $MMG_{(G)}$ durante a realização da MAS foi captado na superfície da pele, os tecidos intermediários entre o músculo e a pele, principalmente o tecido adiposo, poderiam atuar como um filtro e atenuar o sinal. Assim, foi analisada as alterações no sinal de $MMG_{(G)}$ em diferentes camadas de tecido adiposo, verificadas pela espessura da dobra cutânea. Conforme listado na Tabela 5, percebeu-se que, entre os grupos $DC \leq 13$ mm e $DC > 13$ mm, houve atenuação da $MMG_{(G)}$ no grupo $DC > 13$. A atenuação foi de 5,5% quando se utilizou o sensor de 0,94 g (média da $MMG_{(G)}$ 0,4602G e 0,4345G para os grupos $DC \leq 13$ mm e $DC > 13$ mm, respectivamente). Quando se utilizou o sensor com 2,64, 5,44 e 7,14 g, a atenuação foi de 8,6% (0,4205G e 0,3842G), 1,4% (0,3822G e 0,3765G) e 3,0% (0,3808G e 0,3690G), respectivamente. Com isso, a espessura

da DC atuou como um filtro do sinal de $MMG_{(G)}$ e foi necessário ajustar os valores da escala métrica anteriormente descrita (Tabela 6).

Os achados do presente estudo vêm ao encontro de estudos anteriores descritos por Krueger et al. (2013). Estes autores analisaram a influência do tecido adiposo no sinal MMG_{RMS} do músculo reto femoral durante a contração voluntária máxima (CVM), e descobriram que camadas mais grossas de gordura atuam como um filtro passa-baixa para o sinal MMG_{RMS} . Os autores avaliaram dois grupos, DC < 10 (N = 10) e DC > 30 (N = 2) e encontraram valores mais baixos de MMG_{RMS} para DC > 30 que DC < 10 no eixo Z ($1,3 \pm 0,4$ e $2,7 \pm 0,8$ mV, respetivamente).

Em outras investigações, Mineiro *et al.*, 2014, analisaram os efeitos da dobra cutânea durante 40% e 70% da CVM do músculo reto femoral e o tecido adiposo também atuou como um filtro entre sensor e músculo (Mineiro et al, 2014). Além disso, como resultados os autores mostraram que as influências mais visíveis ocorrem nos valores mais baixos de MMG. Condizente com estas descrições, Scheeren et al. (2016), também analisaram a diferença do sinal de MMG_{RMS} e MMG_{FM} nos três eixos de vibração e também na resultante dos eixos, de dois grupos de dobra cutânea, DC < 10 mm (n= 9) e DC > 35 mm (n=7), também em 40% e 70% da CVM do reto femoral. Os resultados do estudo de Scheeren et al. (2016) foram semelhantes aos descritos Krueger et al. (2013) e Mineiro et al., (2014), isto é, em todos os estudos a dobra cutânea atenuou o sinal MMG.

Apesar dos estudos anteriores de Krueger et al., Mineiro et al. e Schereen et al., mostrarem a influência do tecido adiposo sobre a MMG, os protocolos experimentais foram exclusivamente em músculos do MMII, em especial do reto femoral, que é parte do quadríceps, um músculo com comprimento maior e, junto com os demais músculos que formam o quadríceps, é mais volumoso, comparado aos flexores de cotovelo. Desta maneira, a atenuação mostrada pelos autores não poderia generalizar para os sinais obtidos dos flexores de cotovelo, em que foi desenvolvida a escala de avaliação da espasticidade. Com isso, foi necessário um novo protocolo para o presente estudo, buscando detectar as influências da DC e gerar um índice de atenuação nos músculos de MMSS, especificamente dos

flexores de cotovelo, permitindo gerar um modelo para que a atenuação ocasionada pelo tecido adiposo neste segmento seja acrescida na escala.

Ademais, considerando que o tecido adiposo atua como filtro e que essas influências são mais perceptíveis nos valores baixos de MMG (Mineiro et al., 2014), e sabendo que os valores de $MMG_{(G)}$ obtidos na avaliação da espasticidade são baixos e as diferenças entre os grupos podem apresentar diferenças mínimas, qualquer variação entre os grupos poderia influenciar na medida da espasticidade, ou seja, uma escala de avaliação de espasticidade baseada nos sinais de $MMG_{(G)}$ deve apresentar uma forma de adequação nos valores de acordo com o tecido adiposo do avaliado para apresentar usabilidade para pessoas com diferentes composições corporais. Além do mais, como os valores baixos de $MMG_{(G)}$ são mais influenciados pelo tecido adiposo, os grupos MAS 0, MAS 1 e MAS1+ podem apresentar maior atenuação do sinal, dificultando a divisão desses subgrupos e induzindo a uma interpretação incorreta durante a avaliação.

Tendo em vista que tanto a massa do sensor quanto a dobra cutânea atenuaram o sinal da MMG, comparou-se, no presente estudo, as respostas da $MMG_{(G)}$ entre os grupos de DC com as diferentes massas do sensor. O resultado não mostrou diferenças estatísticas na $MMG_{(G)}$ entre grupos de DC, independentemente da massa de sensor utilizada. Porém, houve diferenças matemáticas, com atenuação de 11,6, 14,8 e 14,9% para os sensores de 2,64, 5,44 e 7,14 g, respectivamente. Assim, esses percentuais foram considerados como um índice de atenuação entre cada faixa de massa do sensor, já que os valores absolutos foram numericamente maiores que os valores da escala proposta, mesmo utilizando a mesma grandeza em (G). O valor absoluto de atenuação foi maior porque a coleta de dados no protocolo experimental 2 foi realizada pela estimulação elétrica que gera uma contração muscular visível e a amplitude maior no sinal de $MMG_{(G)}$ é maior se comparada ao sinal obtido simultaneamente à realização do teste pela MAS, como ocorreu no protocolo experimental 1. Por isso, os valores correspondentes da atenuação geraram uma nova escala, considerando as influências do tecido adiposo. Vale lembrar que, durante a coleta de dados do protocolo experimental 1, que permitiu a concepção do modelo matemático da

escala métrica, também foi obtido a DC de todos os voluntários; porém, os voluntários apresentavam valores de DC muito próximos, variando entre 10 e 13,3 mm, o que permitiu uma análise conjunta em grupo único.

5.3 CONFIABILIDADE INTERAVALIADORES DA ESCALA MÉTRICA DE AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE

Após a delimitação dos pontos de cortes da nova escala métrica e as influências do tecido adiposo e da massa do sensor sobre o sinal mecanomiográfico, analisou-se a confiabilidade da escala métrica desenvolvida entre diferentes avaliadores.

Como observado na fase de levantamento de revisão literária e descritos na parte de fundamentação teórica do presente estudo, existem várias metodologias e instrumentos de avaliação quantitativa de espasticidade, os quais incluem-se as abordagens de dados biomecânicos, neurofisiológicos e também pelo limiar do reflexo de estiramento tônico e, ainda, mais recentemente alguns estudos utilizaram-se de imagens térmicas e de ultrassonografia para verificar as diferenças de tônus.

Embora sejam descritas diferentes formas de medidas, ainda há requisitos que devem ser considerados para determinar uma forma quantitativa de avaliação da espasticidade para utilização clínica. Dentre os requisitos, inclui-se a avaliação da confiabilidade da medida e a usabilidade pelos profissionais. Em relação à usabilidade, a maioria dos estudos utilizam de instrumentos de alta tecnologia e/ou que necessitam de salas específicas para montagem do equipamento, como no caso de avaliações por meio de isocinéticos (KIM; SEO; SONG, 2011; PISANO et al., 2000), ou ainda, de instrumentos de custo elevado (acima de US\$ 10,000.00). Além disso, exigem um treinamento adicional do profissional de saúde para entender o processamento dos sinais. Tudo isso encarece uma avaliação e dificulta o uso na prática clínica diária. Neste sentido, a escala desenvolvida no presente trabalho supera esta limitação, pois o instrumento de coleta de dados poderá utilizar-se de sensores com custos baixos (menos de US\$ 100.00) e que não necessitam de salas especiais. Além disso, a partir do desenvolvimento da atual

escala baseada nos sinais de MMG, é possível dar continuidade com a incorporação de um instrumento biomédico virtual que permitirá o processamento em tempo real. Isto favorece ao profissional de saúde uma visualização diretamente em um monitor externo ou no equipamento, agilizando a interpretação dos resultados.

Outro requisito importante para determinar uma forma de avaliação quantitativa da espasticidade refere-se à confiabilidade entre avaliadores. Alguns estudos como de Pierce et al. (2006) e Wang et al. (2019) mostraram a confiabilidade dos métodos apresentados e afirmam que os respectivos métodos de avaliação são eficazes para avaliar quantitativamente a espasticidade. No entanto, não fica esclarecido se a confiabilidade interavaliadores foi realizada por pessoas externas à pesquisa ou pelos mesmos pesquisadores, pois isto pode interferir na coleta de dados e impactar na reprodutibilidade clínica. Além disso, também não esclarecem se houve confiabilidade entre todos os níveis da mesma maneira ou se algum nível apresentou maior ou menor correlação. Desta maneira, para verificar a fidedignidade da escala proposta, já considerando os aspectos de massa do sensor e tecido adiposo estabeleceu-se um protocolo, envolvendo dois fisioterapeutas com experiência na avaliação pela MAS e que executaram o teste de forma cega. Como resultados, o presente trabalho mostrou que os sinais de $MMG_{(G)}$ de ambos os avaliadores foram muito similares. Ao aplicar o teste de correlação de Spearman entre a $MMG_{(G)}$ de ambos os avaliadores, obteve-se R^2 igual a 0,9475, comprovando alta correlação. Isto mostra que a $MMG_{(G)}$ apresenta coerência nos sinais mesmo quando coletado por diferentes avaliadores. Um destaque importante é que durante a coleta de dados deste protocolo, o sensor ficou posicionado no mesmo ponto anatômico durante as avaliações realizadas pelos diferentes avaliadores. Ou seja, cada avaliador realizou o teste de Ashworth mas não necessitou acoplar o sensor. Isto é importante destacar porque pequenas variações do posicionamento do sensor sobre o músculo podem resultar em diferenças na aquisição dos sinais e gerar diferenças nos valores da escala. Como não era o objetivo do presente estudo, não foi incorporado na composição da escala a variabilidade ocasionada por discrepâncias no posicionamento do sensor mas que podem ser determinadas em futura investigações.

Foi analisada a confiabilidade da escala entre os diferentes níveis de MAS e também envolvendo todos os níveis. Entre os diferentes níveis, o menor coeficiente de correlação apresentou-se no nível MAS 1, tanto para o avaliador 1 (ICC igual a 0,679) como para o avaliador 2 (ICC igual a 0,671), inferindo, neste caso, um nível de confiabilidade não aceitável. Porém, este resultado pode ser explicado porque os níveis MAS 0, MAS 1 e MAS 1+ apresentam alterações de tônus, mas o escore da escala baseia-se na amplitude articular em que ocorre a resistência, fazendo com que alguns sinais estejam próximos do nível subsequente. Assim, para melhorar a confiabilidade da escala descrita, dever-se-ia agrupar alguns níveis, onde os níveis MAS 0, MAS 1 e MAS 1+ determinariam o grupo de espasticidade leve, os níveis MAS 2 e MAS 3 formariam o grupo espasticidade moderada e grupo MAS 4 envolveria o grupo espasticidade grave. Clinicamente, a classificação leve, moderada e grave já é utilizada pelos profissionais, vindo ao encontro de Musse et al. (2016), onde afirmam que durante a avaliação de indivíduos com AVE pode ser utilizado o índice de espasticidade composto (CSI). O CSI é composto por três seções. Na primeira sessão, mede-se a excitabilidade do tendão, que é pontuada em uma escala de 1 (normal) a 4 (resposta máxima hiperativo). Na segunda sessão, avalia-se a resistência sentida pelo examinador para a variação da extensão e flexão passiva do cotovelo, ao alongamento do músculo, a uma velocidade moderada, e é pontuado em uma escala de Ashworth modificada. A última sessão avalia a quantidade de clônus, numa escala de 1 (sem clônus) a 4 (clônus prolongado). Pontuações CSI variam de 5 a 9, 10 a 12 e 13 a 16, e correspondem à espasticidade leve, moderada e grave, respectivamente. Ressalta-se que, de maneira geral, a escala métrica proposta apresentou uma confiabilidade excelente tanto para o avaliador 1 (ICC igual a 0,808) como para avaliador 2 (ICC igual a 0,788). Porém, se houver o agrupamento dos grupos, a confiabilidade apresentada seria máxima de (ICC igual a 1,00).

5.4 LIMITAÇÕES DA PESQUISA

Toda pesquisa realizada deixa algo a ser aprimorado em novas investigações, isto porque após a análise dos dados surgem novos

questionamentos e possibilidades que a pesquisa atual não teve como objetivo investigar. Neste trabalho, as limitações compreendem principalmente: (i) aplicação em um único laboratório, o que poderia tornar uma amostra maior e mais diversificada, em caso de coletas multicêntricas; (ii) carência de outra forma de avaliação quantitativa da espasticidade para efeitos de comparação com a escala métrica proposta; (iii) mesmo pesquisador acoplar os sensores, podendo trazer diferenças nos valores da escala ocasionados pelo posicionamento do sensor visto que a correta fixação do sensor depende de conhecimento anatômico e treinamento de medida corporal (perimetria) para localizar o ponto de fixação; (iv) processamento dos sinais ocorrer *off line*, não mostrando o resultado em tempo real.

5.5 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Após o desenvolvimento da nova escala, algumas limitações foram verificadas. Assim, vislumbra-se a continuidade do presente estudo e com as seguintes sugestões:

- 1- realizar um estudo multicêntrico, coletando dados em diferentes laboratórios e locais, a fim de compor um banco de dados maior e, com isso, avaliar a confiabilidade em relação a utilização do equipamento por profissionais de diferentes centros, cidades, estados ou mesmos países;
- 2- na prática clínica, ainda não existe padronização sobre os ângulos articulares utilizados para verificar os níveis de espasticidade e nem mesmo uma velocidade específica para realizar o reflexo de estiramento. Assim, sugere-se verificar a confiabilidade e reprodutibilidade da escala desenvolvida com dados obtidos em diferentes ângulos articulares e em diferentes velocidades, buscando identificar possíveis variações para incorporar na escala. Além disso, poder-se-á analisar possíveis variações na da $MMG_{(G)}$ decorrentes de posicionamento do sensor em pontos anatômicos diferentes, com distância de 1 a 3 cm, do ponto selecionado no presente estudo. Isto pode ser

- importante para avaliação em pacientes com deformidades articulares ou lesões de pele que impossibilite posicionar o sensor no local indicado;
- 3- verificar a aplicabilidade da escala desenvolvida em outros grupos musculares espásticos, incluindo músculos do membro inferior. Como a escala foi desenvolvida utilizando-se de sinais de flexores de cotovelo, novos estudos poderão verificar a confiabilidade quando aplicada em outros grupos musculares, buscando identificar a necessidade de algum fator de correção da escala e, se necessário, um modelo para normalização dos sinais, permitindo o uso em todos os segmentos;
 - 4- embarcar o algoritmo que criou a escala em um instrumento biomédico de coleta de dados, possibilitando o processamento de dados diretamente no equipamento, mostrando o resultado em tempo real no visor do equipamento. Para isso, um estudo envolvendo o desenvolvimento tecnológico e verificação da funcionalidade do novo equipamento portátil por meio de testes clínicos será necessário, para comprovar a eficácia da escala acoplada no dispositivo;
 - 5- realizar um ensaio de avaliação da tecnologia em saúde, comparando a eficácia, eficiência e o custo-benefício da escala métrica desenvolvida com outros métodos descritos. Para incorporar uma nova tecnologia em saúde nos sistemas de saúde, faz-se necessário uma série de testes que comprovem se a tecnologia é viável sob a ótica de vários fatores. Como o presente trabalho propôs o desenvolvimento de uma nova escala métrica de avaliação da espasticidade, sendo apresentada uma nova tecnologia em saúde, sugere-se em continuidade a este estudo, realizar os procedimentos específicos de avaliação de tecnologia em saúde baseando-se em orientações nacionais, pela Política Nacional de Ciência e Tecnologia e Inovação em Saúde, e internacionais, pela Rede Internacional de Agências de Avaliação de Tecnologias em Saúde (INAHTA - International Network of Agencies for Health Technology Assessment).

6. CONCLUSÕES

Neste trabalho, buscou-se criar uma escala métrica de avaliação da espasticidade por meio dos sinais de MMG. Assim, a partir dos resultados obtidos, algumas conclusões podem ser extraídas:

(1) em relação à obtenção dos modelos matemáticos que permitissem uma escala métrica para avaliar a espasticidade dos músculos flexores de cotovelo, conclui-se que, os modelos obtidos a partir da regressão polinomial de 2ª ordem entre os valores medianos, mínimos e máximos da $MMG_{(G)}$ e a MAS gerou uma escala métrica para avaliação de espasticidade. A escala métrica criada por meio desses modelos teve correspondência com a MAS, em que valores de $MMG_{(G)}$ do mesmo nível MAS permanecessem no mesmo nível da escala proposta e valores de $MMG_{(G)}$ de diferentes níveis de MAS fossem agrupados em níveis diferentes, favorecendo a aplicabilidade clínica da escala;

(2) sobre a avaliação das influências da massa do sensor e do tecido adiposo sobre o sinal mecanomiográfico nos músculos flexores de cotovelo e considerando tais influências na escala métrica de avaliação da espasticidade, conclui-se que houve atenuação sobre o sinal de $MMG_{(G)}$ conforme aumentou a massa do sensor e a espessura do tecido adiposo. Por isso, foram acrescentados os percentuais de atenuação sobre os valores originais da escala métrica inicialmente descrita, buscando corrigir os valores da escala;

(3) com relação à avaliação da confiabilidade interavaliadores da escala métrica de avaliação da espasticidade desenvolvida, conclui-se que a escala apresentou confiabilidade como um instrumento de avaliação da espasticidade, pois quando agrupando todos os níveis em uma única análise, obteve níveis de confiabilidade excelentes para ambos os avaliadores;

(4) e, em geral, conclui-se, então, que a criação de uma escala métrica de avaliação quantitativa de espasticidade por meio de sinais mecanomiográficos, a partir dos músculos flexores de cotovelo de pessoas com lesão supramedular, foi eficaz. A nova escala apresenta correlação com a MAS; porém, elimina a subjetividade da MAS, tornando-se mais fidedigna para avaliar a espasticidade. A escala ideal foi obtida por meio de modelos matemáticos de correlação polinomial

de 2ª ordem, com a aplicação de um fator de correção devido às influências da massa do sensor e camada do tecido adiposo.

7. CONTRIBUIÇÕES DA TESE E PERSPECTIVAS FUTURAS

A partir do desenvolvimento da escala métrica de avaliação da espasticidade, algumas contribuições são trazidas por essa tese de doutorado, nas diferentes áreas, como segue:

1. Contribuições Científicas:

- ✓ A principal e original contribuição científica desta pesquisa foi a adequação e refinamento de uma metodologia para a obtenção de um modelo matemático que fornecesse uma escala métrica de avaliação da espasticidade baseando-se nos sinais de MMG_(G) em pessoas com lesão supramedular (PC e AVE). Não se encontrou na literatura consultada propostas de escalas utilizando-se desses sinais nem avaliando a confiabilidade desses sinais na avaliação da espasticidade entre diferentes avaliadores;
- ✓ Criação de um protocolo experimental para análise, em conjunto, das influências ocasionadas pela massa do sensor e do tecido adiposo, sobre a MMG_(G) e formas de implementação dessas influências na escala criada. Não foi encontrado na literatura consultada protocolos analisando ambas influências simultaneamente no membro superior, tampouco considerando as influências em uma escala métrica.

2. Contribuições Tecnológicas:

- ✓ Transformação de uma tecnologia já existente, que é sistema de MMG desenvolvido para diferentes fins, em um medidor de espasticidade, levando em conta a massa do sensor e a adiposidade do tecido.

3. Contribuições para saúde pública e para profissionais de saúde:

- ✓ A escala métrica criada pode ser usada diretamente em clínicas e/ou consultórios, não necessitando de equipamentos de alta tecnologia nem salas ou hospitais especializados. Isto diminui o custo operacional para utilização, sendo viável para utilização na saúde pública. Ademais, a utilização da escala que poderá evitar gastos com

medicações ou terapias excessivas e desnecessárias, provenientes de diagnósticos imprecisos ou errôneos;

- ✓ A escala desenvolvida é um instrumento de auxílio diagnóstico, que possibilitará aos profissionais avaliadores a uma tomada de decisão com maior detalhamento, principalmente aos profissionais em formação ou com pouca experiência, uma vez que terão um instrumento que trará mais objetividade ao seu diagnóstico. Assim, pensando em saúde pública, mas podendo estender-se aos profissionais de saúde da rede privada como um todo, a escala favorece uma comunicação única, dando mais fidedignidade a um diagnóstico ou parecer emitido por um profissional.

4. Contribuições Futuras para as áreas Tecnológica, Social e Desportiva:

- ✓ com a escala métrica desenvolvida, uma das contribuições futuras para a área tecnologia é que há possibilidade da escala baseada em MMG_(G) ser acoplada nos *softwares* dos estimuladores elétricos que operam em malha fechada com sistema de MMG. Assim, haverá a realimentação do nível de espasticidade em tempo real e poderá servir como um padrão segurança durante estimulação funcional, como em uma neuroprótese, por exemplo, onde os usuários poderão sofrer aumento do nível de espasticidade a qualquer momento e, se não houver controle ou cancelamento da estimulação, poderão ficar lesionados;
- ✓ na parte social, prevê-se que a escala desenvolvida possibilitará melhor fidedignidade no diagnóstico de espasticidade e os pacientes receberão tratamento mais adequado e melhor acompanhamento da terapêutica proposta, o que resultará em melhor qualidade de vida;
- ✓ na área paradesportiva, há possibilidade de inserir a nova escala nos painéis de classificação dos atletas, uma vez que há recomendações do IPC para associar métodos quantitativos durante os testes classificatórios dos atletas, a fim de diminuir as

divergências entre avaliadores e, com isso, evitar possíveis inelegibilidades ou incoerências na categorização de atletas nas respectivas classes competitivas.

REFERÊNCIAS

- AARESTAD, D. D. et al. Intra- and interrater reliabilities of the myotonometer when assessing the spastic condition of children with cerebral palsy. **Journal of Child Neurology**, v. 19, n. 11, p. 894–901, 2004.
- AHN, S.; SHIN, I.; KIM, Y. The effect of accelerometer mass in mechanomyography measurements. **Journal of Vibroengineering**, v. 18, n. 7, p. 4736–4742, 2016.
- ALORAINI, S. M. et al. Assessment of spasticity after stroke using clinical measures: A systematic review. **Disability and Rehabilitation**, v. 37, n. 25, p. 2313–2323, 2015.
- ALVES, C. M. Desenvolvimento e aplicação de um equipamento para avaliação da espasticidade pelo método limiar do reflexo de estiramento tônico. Dissertação (mestrado em Engenharia Biomédica), **Universidade Federal de Uberlândia**, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2019.
- ANSARI, N. N. et al. Clinical assessment of ankle plantarflexor spasticity in adult patients after stroke: Inter-and intra-rater reliability of the Modified Tardieu Scale. **Journal Brain Injury**. v. 27, n. May, p. 605–612, 2013.
- ARAMI, A. et al. A simple tool to measure spasticity in spinal cord injury subjects. **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**, p. 1590–1596, 2017.
- BAHARIN, N. H.; RAHMAN, R. A. Effect of Accelerometer Mass on Thin Plate Vibrations. **Journal Mekanikal**, n. 29, p. 100–111, 2009.
- BAR-ON, L. et al. A clinical measurement to quantify spasticity in children with cerebral palsy by integration of multidimensional signals. **Gait and Posture**, v. 38, n. 1, p. 141–147, 2013.
- BARBOSA, A. P. DA S.; CABEZAS, A. A. P. Desenvolvimento de um sistema para avaliação de espasticidade em lesados medulares. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia da Computação). **Universidade de São Paulo**, Curso de Engenharia da Computação, p. 102, 2013.
- BECK, T. W. et al. A wavelet-based analysis of surface mechanomyographic signals from the quadriceps femoris. **Muscle and Nerve**, v. 39, n. 3, p. 355–363, 2009.
- BERNE, R. M.; LEVY, M. N. **Fisiologia**. 6ª edição ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.
- BHIMANI, R.; ANDERSON, L. Clinical Understanding of Spasticity: Implications for Practice. **Rehabilitation Research and Practice**, v. 2014, p. 1–10, 2014.
- BIERING-S, F.; NIELSEN, J. B.; KLINGE, K. Spasticity-assessment: a review. **Spinal Cord**, v. 44, p. 708–722, 2006.

BISFED. – **BOCHA INTERNATIONAL SPORTS FEDERATION. Classification Rules.** Disponível em <http://www.bisfed.com/>, acesso em 20/02/2020.

BLANCHETTE, A. K. et al. Tonic Stretch Reflex Threshold as a Measure of Ankle Plantar-Flexor Spasticity After Stroke. **Physical Therapy**, v. 96, n. 5, p. 687–695, 2016.

CALOTA, A.; FELDMAN, A. G.; LEVIN, M. F. Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 10, p. 2329–2337, 2008.

CARNAVAL, P. E. **Medidas e avaliação em ciências do esporte.** Rio de Janeiro: 1998.

CAURAUGH, J. H.; KIM, S. B. Chronic stroke motor recovery: Duration of active neuromuscular stimulation. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 215, n. 1–2, p. 13–19, 2003.

CHINELATO, J. C. D. A.; PERPÉTUO, A. M. D. A.; KRUEGER-BECK, E. Espasticidade - Aspectos neurofisiológicos e musculares no tratamento com toxina botulínica do tipo A. **Revista Neurociências**, v. 18, n. 3, p. 395–400, 2010.

DANTAS, A. R. **Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação de Espasticidade.** Dissertação (mestrado em Engenharia Biomédica). Universidade Federal do Rio de Janeiro, Coordenação de Pós-Graduações em Engenharia (COPE), 2008.

DAMIANO, D. L. et al. What does the Ashworth scale really measure and are instrumented measures more valid and precise ? **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 44, p. 112–118, 2002.

FELDMAN, A. G. Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control. **Journal of Motor Behavior**, v. 18, n. 1, p. 17–54, 1986.

FELICE, T. D. et al. Eletroestimulação e Crioterapia para espasticidade em pacientes acometidos por Acidente Vascular Cerebral. **Revista Neurociências**, v. 19, n. 1, p. 77–84, 2011.

FLEUREN, J. F. M. et al. Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 81, n. 1, p. 46–52, 2010.

GAO, J. et al. Quantitative Ultrasound Imaging to Assess the Biceps Brachii Muscle in Chronic Post-Stroke Spasticity: Preliminary Observation. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 44, n. 9, p. 1931–1940, 2018.

GORDON, L. M. et al. Can Spasticity and Dystonia Be Independently Measured in Cerebral Palsy? **Pediatric Neurology**, v. 35, n. 6, p. 375–381, 2006.

HUANG, C. Y.; WANG, C. H.; HWANG, I. S. Characterization of the mechanical and neural components of spastic hypertonia with modified H reflex. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 4, p. 384–391, 2006.

IPC. **International Paralympic Committee**. Disponível <https://www.paralympic.org/ipc>, acesso em 12/01/2020.

JUN, S. W. et al. Brief report: Preliminary study on evaluation of spasticity in patients with brain lesions using mechanomyography. **Clinical Biomechanics**, v. 54, p. 16–21, 2018.

KARRI, J. et al. Practice patterns for spasticity management with phenol neurolysis. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 49, p. 482–488, 2017.

KHALILI, M. A.; PAHLEVANIAN, A. A. Evaluation of spasticity using the Ashworth Scale with Intermediate Scores (ASIS). **Iranian Rehabilitation Journal**, v. 8, n. 12, p. 21–25, 2010.

KHAN, F. et al. Non-pharmacological interventions for spasticity in adults: An overview of systematic reviews. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 62, n. 4, p. 265–273, 2019.

KIM, D. Y. et al. Biomechanical assessment with electromyography of post-stroke ankle plantar flexor spasticity. **Yonsei Medical Journal**, v. 46, n. 4, p. 546–554, 2005.

KIM, K. S.; SEO, J. H.; SONG, C. G. Portable measurement system for the objective evaluation of the spasticity of hemiplegic patients based on the tonic stretch reflex threshold. **Medical Engineering and Physics**, v. 33, n. 1, p. 62–69, 2011.

KIMURA, T. et al. Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 4–5, p. 533–539, 2004.

KOHAN, A. H. et al. Comparison of Modified Ashworth Scale and Hoffmann Reflex in Study of Spasticity. **Acta Medica Iranica**, v. 4, p. 4–7, 2009.

KONG, K. H.; LEE, J.; CHUA, K. S. Occurrence and temporal evolution of upper limb spasticity in stroke patients admitted to a rehabilitation unit. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 1, p. 143–148, 2012.

KRUEGER-BECK, E. et al. Mechanomyographic response during FES in healthy and paraplegic subjects. **2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10**, p. 626–629, 2010.

KRUEGER, E. et al. A new approach to assess the spasticity in hamstrings muscles using mechanomyography antagonist muscular group. **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology**

Society, EMBS, p. 2060–2063, 2012.

KUMAR, R. T. S.; PANDYAN, A. D.; SHARMA, A. K. Biomechanical measurement of post-stroke spasticity. **Age and Ageing**, v. 35, n. 4, p. 371–375, 2006.

LEE, H. M. et al. Validation of portable muscle tone measurement device for quantifying velocity-dependent properties in elbow spasticity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 5, p. 577–589, 2004.

LEE, J.; STEELE, C. M.; CHAU, T. Classification of healthy and abnormal swallows based on accelerometry and nasal airflow signals. **Artificial Intelligence in Medicine**, v. 52, n. 1, p. 17–25, 2011.

LENT, R. **Cem bilhões de neurônios: conceitos fundamentais de neurociências**. 2ª edição, 2002.

LEONARD, C. T.; STEPHENS, J. U.; STROPPEL, S. L. Assessing the spastic condition of individuals with upper motoneuron involvement: Validity of the Myotonometer. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 10, p. 1416–1420, 2001.

LI, X. et al. Assessing muscle spasticity with Myotometric and passive stretch measurements: Validity of the Myotonometer. **Scientific Reports**, v. 7, n. September 2016, p. 1–7, 2017.

LIANZA, S. et al. Diagnóstico e Tratamento da Espasticidade. **Sociedade Brasileira de Medicina Física e Reabilitação**, p. 1–12, 2001.

LIDSTRÖM, Å. et al. Intrarater and interrater reliability of myotonometer measurements of muscle tone in children. **Journal of Child Neurology**, v. 24, n. 3, p. 267–274, 2009.

LOVE, S. et al. Interobserver reliability of the Australian Spasticity Assessment Scale (ASAS). **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 58, p. 18–24, 2016.

LU, A. N.; GÜNEL, M. K. Intraobserver reliability of modified Ashworth scale and modified Tardieu scale in the assessment of spasticity in children with cerebral palsy. **Acta orhop. Tramamol.**, v. 46, n. 3, p. 196–200, 2012.

LUO, Z. et al. Advanced quantitative estimation methods for spasticity : a literature review. **Journal of International Medical Research**, v.0, pp. 1-13, 2019.

MACHADO, ANGELO B.M.; HAERTEL, L. M. **Neuroanatomia funcional**. 3ª Edição, 2006.

MARQUES, I. A. et al. Measurement of post-stroke spasticity based on tonic stretch reflex threshold: implications of stretch velocity for clinical practice. **Disability and Rehabilitation**, v. 41, n. 2, p. 219–225, 2019.

MCCREA, P. H.; ENG, J. J.; HODGSON, A. J. Linear spring-damper model of the hypertonic elbow: Reliability and validity. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 128, n. 1–2, p. 121–128, 2003.

MILLS, P. B.; DOSSA, F. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation for Management of Limb Spasticity - A Systematic Review. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 95, n. 4, p. 309–318, 2016.

MINEIRO, L. et al. Influência Da Gordura Subcutânea No Sinal Mecanomiográfico Em Diferentes Percentuais De Força. **Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB)**, Uberlândia/MG, p. 1–4, November, 2014.

MORRIS, S. L.; WILLIAMS, G. A historical review of the evolution of the Tardieu Scale A historical review of the evolution of the Tardieu Scale. **Brain Injury**, v. 00, n. 00, p. 1–5, 2018.

MUKAKA, M. M. Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. **Malawi Medical Journal**, v. 24, n. 3, p. 69–71, 2012.

NEERING, I. R. et al. Nonuniform volume changes during muscle contraction. **Biophysical Journal**, v. 59, n. 4, p. 926–933, 1991.

NOGUEIRA-NETO, G. N. et al. Estimulação elétrica funcional aplicada em cadeia aberta - Um estudo de caso com monitoração mecanomiográfica. **IFMBE Proceedings**, v. 33 IFMBE, p. 627–630, 2013.

NOGUEIRA NETO, G. N. **Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular**. Tese (Doutorado em Engenharia da Computação). Universidade Estadual de Campinas, Programa de Pós-Graduação em Engenharia da Computação, 2013.

NOWAK, I.; MRAZ, M.; MRAZ, M. Thermography assessment of spastic lower limb in patients after cerebral stroke undergoing rehabilitation. **Journal of Thermal Analysis and Calorimetry**, v. 0123456789, 2019.

PANDYAN, A. D. et al. Biomechanical examination of a commonly used measure of spasticity. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 10, p. 859–865, 2001.

PATTUWAGE, L. et al. Management of Spasticity in Moderate and Severe Traumatic Brain Injury: Evaluation of Clinical Practice Guidelines. **Journal Head Trauma Rehabilitation**. 2016.

PAVAN, K. et al. Validation of the Santa Casa Evaluation of Spasticity Scale. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v. 68, n. 1, p. 56–61, 2010.

PIERCE, S. R. et al. Test-Retest Reliability of Isokinetic Dynamometry for the Assessment of Spasticity of the Knee Flexors and Knee Extensors in Children With

Cerebral Palsy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 5, p. 697–702, 2006.

PISANO, F. et al. Quantitative measures of spasticity in post-stroke patients. **Clinical Neurophysiology**, v. 111, n. 6, p. 1015–1022, 2000.

RABITA, G. et al. Quantitative assessment of the velocity-dependent increase in resistance to passive stretch in spastic plantarflexors. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 7, p. 745–753, 2005.

RYDAHL, S. J.; BROUWER, B. J. Ankle stiffness and tissue compliance in stroke survivors: A validation of Myotonometer measurements. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 10, p. 1631–1637, 2004.

SANTOS, E. L. Correlação entre o sinal mecanomiográfico e a escala modificada de Ashworth durante avaliação clínica da espasticidade. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial). **Universidade Tecnológica Federal do Paraná**, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), 2016..

SANTOS, E. L. et al. Mechanomyography Signals in Spastic Muscle and the Correlation with the Modified Ashworth Scale. **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS.**, p. 3789–3792, 2016.

SARLABOUS, L. et al. Evaluation and adaptive attenuation of the cardiac vibration interference in mechanomyographic signals. **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS**, n. 1, p. 3400–3403, 2012.

SCHEEREN, E. M. Comportamento Do Sinal Mecanomiográfico Em Contrações Voluntárias E Estimuladas Eletricamente. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial). **Universidade Tecnológica Federal do Paraná**, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), 2011.

SCHEEREN, E. M. et al. Influence of subcutaneous fat on mechanomyographic signals at three levels of voluntary effort. **Revista Brasileira de Engenharia Biomedica**, v. 32, n. 4, p. 307–317, 2016.

SILVA, M. B. Método para avaliação quantitativa da espasticidade baseado no limiar do reflexo de estiramento tônico. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica), **Universidade Federal de Uberlândia**, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2013.

SILVA, M. B. et al. An improved approach for measuring the tonic stretch reflex response of spastic muscles. **Computers in Biology and Medicine**, v. 80, n. December 2016, p. 166–174, 2017.

SØGAARD, K. et al. Changed activation, oxygenation, and pain response of chronically painful muscles to repetitive work after training interventions: A randomized controlled trial. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 1, p. 173–181, 2012.

TWEEDY, S. M.; BECKMAN, E. M.; CONNICK, M. J. Paralympic Classification: Conceptual Basis, Current Methods, and Research Update. **PM and R**, v. 6, n. 8 SUPPL., p. S11–S17, 2014.

VAN DEN NOORT, J. C. et al. Evaluation of the Catch in Spasticity Assessment in Children With Cerebral Palsy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, n. 4, p. 615–623, 2010.

VAN DEN NOORT, J. C.; SCHOLTES, V. A.; HARLAAR, J. Evaluation of clinical spasticity assessment in Cerebral palsy using inertial sensors. **Gait and Posture**, v. 30, n. 2, p. 138–143, 2009.

VARA, M. F. F. et al. Correlation of the MMG Signal during the Manual Test of Shoulder Muscle Strength in Subjects with and without Spinal Cord Injury. **Pan American Health Care Exchanges, PAHCE**, v. 2019- March, p. 1–5, 2019.

VEDSTED, P. et al. Biofeedback effectiveness to reduce upper limb muscle activity during computer work is muscle specific and time pressure dependent. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 1, p. 49–58, 2011.

WANG, H. et al. Assessment of elbow spasticity with surface electromyography and mechanomyography based on support vector machine. **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS**, n. Table 1, p. 3860–3863, 2017a.

WANG, H. et al. Spasticity assessment based on the maximum isometrics voluntary contraction of upper limb muscles in post-stroke hemiplegia. **Frontiers in Neurology**, v. 10, n. MAY, p. 1–10, 2019.

WANG, L. et al. A new EMG-based index towards the assessment of elbow spasticity for post-stroke patients. **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS**, p. 3640–3643, 2017b.

YUNGHER, D. A. et al. Surface muscle pressure as a measure of active and passive behavior of muscles during gait. **Medical Engineering and Physics**, v. 33, n. 4, p. 464–471, 2011.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 – MODELO DO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu estou sendo convidado(a) como voluntário(a) a participar do estudo inicialmente intitulado *Proposta de criação de uma nova escala de avaliação da espasticidade empregando sinais mecanomiográficos* e que tem como objetivo principal criar uma escala de avaliação quantitativa de espasticidade por meio de sinais mecanomiográficos (MMG). Como objetivos específicos, espera-se (i) Avaliar a influência da massa do sensor sobre o sinal mecanomiográfico dos músculos; (ii) correlacionar diferentes etiologias de espasticidade com o sinal mecanomiográfico visando a construção de uma nova escala; (iii) Avaliar a influência do tecido adiposo sobre o sinal mecanomiográfico dos músculos abordados e; Criar uma escala para classificação quantitativa da espasticidade baseada na mecanomiografia (MMG) e considerando possíveis correlações com a etiologia, a massa do sensor, e o tecido adiposo, entre outros fatores.

Acreditamos que a pesquisa seja importante porque a espasticidade é caracterizada pelo aumento do tônus muscular (hipertonia). A classificação deste acometimento se baseia na quantificação da resistência quando os músculos são passivamente alongados, utilizando-se de escalas subjetivas, como a escala modificada de Ashworth. Pela necessidade de desenvolver uma avaliação quantitativa dos níveis de espasticidade, com dados mais confiável propõe-se esta pesquisa, como continuidade de um projeto anterior em que correlacionou os sinais de mecanomiografia com os diferentes níveis de espasticidade. E, nesta etapa da pesquisa, busca-se criar uma nova escala de avaliação da espasticidade, baseando-se em sinais de MMG. A MMG é uma técnica não-invasiva utilizada para o registro das oscilações (vibrações) dos músculos durante os eventos de contração e alongamento muscular. Assim, refinando o método de coleta de dados de MMG, espera-se elucidar, matematicamente, uma equação que configure uma escala de avaliação quantitativa, eliminando a subjetividade apresentada nos atuais processos de avaliação da espasticidade usadas em clínicas e consultórios.

PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO

A minha participação no referido estudo na parte experimental. Esta ocorrerá com a captação dos sinais em indivíduos hígidos e em músculos espásticos em dois protocolos distintos. Antes de cada protocolo, serão coletados dados por meio da anamnese e exame físico diretamente com o pesquisador, que é fisioterapeuta. Para obter os sinais, sensores

serão posicionados na pele, preso por fita dupla face, após tricotomia (raspagem dos pelos) e limpeza com álcool 70°. Em um dos protocolos experimentais, o pesquisador irá realizar uma contração muscular por meio da estimulação elétrica. Para isso, serão posicionados eletrodos autoadesivos no membro superior (região do braço) a ser avaliados. Este estímulo elétrico terá duração de 3 segundos, enquanto o sensor de MMG capta e grava os sinais das musculaturas, sensores estes acoplados (presos) na pele. Serão repetidos por 5 vezes, com intervalo de 5 minutos cada repetição, adiciona-se um bloquinho de chumbo com variações de 1 a 5 g ramas sobre o sensor de MMG. Os outros protocolos experimentais desta pesquisa envolverão a coleta dos sinais de MMG dos músculos espásticos, durante um teste clínico habitualmente realizado em clínicas e/ou consultórios, sem estímulo elétrico, sendo realizado um movimento articular passivo por um ou dois pesquisadores fisioterapeutas, enquanto gravam-se se os sinais de MMG por meio de sensores acoplados na pele. Assim, a pesquisa não usará métodos invasivos. Caso aconteça alguma intercorrência durante o protocolo, o pesquisador responsável pelo ensaio zelará pelo bem-estar do indivíduo, buscando os recursos assistenciais necessários.

RISCOS E BENEFÍCIOS

Fui alertado de que posso esperar alguns benefícios diretamente ligados a mim, como: informações pessoais sobre o nível de espasticidade; informações sobre o estado atual de comprometimento e alterações de posicionamento dos membros avaliados; exames físicos nos membros a serem avaliados para verificar se há lesões na pele ou alterações musculares diferentes da espasticidade; melhora da autoestima e saúde psicofísica, pois o indivíduo sente-se útil ao contribuir com estudos relacionados ao seu diagnóstico; desenvolvimento da sociabilidade, pois o indivíduo participará da pesquisa em ambiente externo ao seu convívio diário, possibilitando fazerem novas amizades; estímulo para tornar-se uma pessoa ativa, pois o voluntário terá que se deslocar até o local de coleta da pesquisa. Outros benefícios estão ligados a população em geral, como: gerar conhecimento para entender, prevenir ou aliviar um problema que afeta o bem estar das pessoas que possuem espasticidade; contribuição para uma forma de classificação quantitativa da espasticidade que auxilie no diagnóstico preciso e confiável; desenvolvimento de alternativas efetivas de avaliação que permite monitorar a evolução de um tratamento proposto, independentemente do profissional avaliador; fomento científico na área de pesquisa.

Recebi, também que é possível, embora com mínimas possibilidades, ocorrer alguns desconfortos, como, dor no membro espástico devido à realização do teste; aparecimento de eritema (vermelhidão) localizado ou irritação da pele (alergia) no local de fixação da fita adesiva dupla face; aumento do tônus momentaneamente e queimadura no local dos eletrodos. Dos quais medidas serão tomadas para sua redução, tais como estudos exaustivos sobre a forma correta de aplicação do método. Caso haja alguma intercorrência, os pesquisadores se comprometem a chamar o Serviço de Atendimento Móvel de Urgência (SAMU) e acompanhar os voluntários durante a etapa de atendimento, bem como arcar com custos medicamentosos, desde que estes danos sejam causados pela pesquisa.

SIGILO E PRIVACIDADE

Estou ciente de minha privacidade respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma me identificar será mantido em sigilo. Os

pesquisadores se responsabilizam pela guarda e confidencialidade dos dados, bem como a não exposição dos dados de pesquisa.

AUTONOMIA

É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação. Também fui informado de que posso recusar a participar do meu representado no estudo, ou retirar o consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, e de, por desejar sair da pesquisa, este não sofrerá qualquer prejuízo à assistência que vem sendo recebida.

RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO

Fica claro que a participação é livre e voluntária, isto é, não haverá nenhuma forma de pagamento (compensação financeira) relacionada à participação e às informações fornecidas, tanto antes, durante ou após a participação do estudo. Entretanto, em casos de lesões ou agravantes à saúde que tenham ocorrido comprovadamente em virtude da participação no protocolo de pesquisa, os pesquisadores e as instituições participantes serão responsáveis e assumirão o ressarcimento dos tratamentos necessários, em reparação a dano imediato ou tardio, comprometendo o indivíduo ou a coletividade, sendo o dano de dimensão física, psíquica, moral, intelectual, social, cultural ou espiritual do ser humano, em qualquer parte da pesquisa ou dela decorrente e jamais será exigido dos participantes da pesquisa, sob qualquer argumento, renúncia ao direito à indenização por dano. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei.

CONTATO

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são MSc. Elgison da Luz dos Santos, Prof. Dr. Eddy Krueger e Prof. Dr. Percy Nohama e com eles poderei manter contato pelos telefones (41) 996738423 e (41) 984639186.

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) é composto por um grupo de pessoas que estão trabalhando para garantir que seus direitos como participante de pesquisa sejam respeitados. Ele tem a obrigação de avaliar se a pesquisa foi planejada e se está sendo executada de forma ética. Se você achar que a pesquisa não está sendo realizada da forma como você imaginou ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (CEP) pelo telefone (41) 3271-2292 entre segunda e sexta-feira das 08h00 às 17h30 ou pelo e-mail nep@pucpr.br.

DECLARAÇÃO

Declaro que li e entendi todas as informações presentes neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e tive a oportunidade de discutir as informações deste termo. Todas as minhas perguntas foram respondidas e eu estou satisfeito com as respostas. Entendo que receberei uma via assinada e datada deste documento e que outra via assinada e datada será arquivada nos pelo pesquisador responsável do estudo.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

Dados do participante da pesquisa	
Nome:	
Idade:	

Dados do responsável pelo participante da pesquisa	
Nome:	
Telefone:	

Local, _____ de _____ de _____.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

Assinatura do responsável legal do participante da pesquisa

USO DE IMAGEM

Autorizo o uso de minha imagem para fins da pesquisa, sendo seu uso restrito a trabalhos acadêmicos e preservando o sigilo e identidade.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

APÊNDICE 2 - MODELO DE FICHA PRÉ-PROTOCOLO

FICHA PRÉ-PROTOCOLO

DADOS PESSOAIS:

VOLUNTÁRIO Nº: _____ TCLE em: ____ / ____ / _____

NOME: _____

SEXO: _____ RG: _____

ACOMPANHANTE /RSPONSÁVEL _____

DATA DE NASCIMENTO: _____ IDADE: _____

CAUSA DA ESPASTICIDADE: () AVE () PC

TEMPO DE LESÃO (em meses): _____

Distribuição topográfica: _____

Realiza atividade física e/ou Fisioterapia (qual?) _____

Alergia a algum medicamento ou componente? _____

Realizou cirurgia recente? _____

Aplicou TBA nos últimos 3 meses? _____

Apresenta alguma lesão cutânea nos locais de aplicação do sensor? _____

Lado Dominante: _____

PESO: _____ Altura: _____ IMC: _____

MEDICAMENTOS EM USO / TERAPIAS QUE PARTICIPA:

MEMBROS SUPERIORES AVALIADOS

() *Membro superior direito*

() *Membro Superior Esquerdo*

DOBRA CUTÂNEA – BÍCEPS BRAQUIAL

Lado Direito	Lado Esquerdo
1ª Medida	1ª Medida
2ª Medida	2ª Medida
3ª Medida	3ª Medida
<i>Média</i>	<i>Média</i>

Circunferência ventre muscular Bíceps Braquial Direito: _____

Circunferência ventre muscular Bíceps Braquial Esquerdo : _____

AVALIAÇÃO MAS - avaliador 1

MAS Flexores cotovelo direito _____

MAS Flexores cotovelo Esquerdo _____

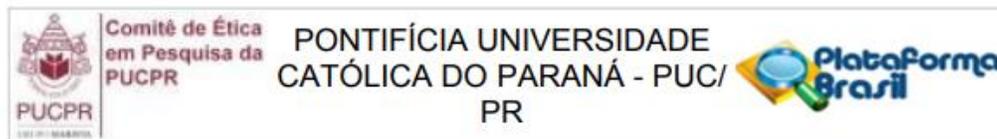
AVALIAÇÃO MAS - avaliador 2

MAS Flexores cotovelo direito _____

MAS Flexores cotovelo Esquerdo _____

ANEXOS

ANEXO 1 - PARECER DE APROVAÇÃO DO PROJETO PELO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: NOVA ESCALA DE AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE EMPREGANDO SINAIS MECANOMIOGRÁFICOS

Pesquisador: Elgison da Luz dos Santos

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 89709418.8.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Parana - PUCPR

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.745.072

Apresentação do Projeto:

Este projeto de pesquisa trata-se de uma continuação de um projeto maior, que foi iniciado como pesquisa de mestrado. Como continuidade, será refinado o método de quantificação da espasticidade baseado nos sinais de MMG, buscando responder as limitações do estudo anterior, além de coletar novos dados selecionando uma amostra mais específica para cada parte do estudo. Em resumo, as coletas de dados seguirão três etapas, conforme o quadro 1 constante no projeto apresentado pelo pesquisador.

Objetivo da Pesquisa:

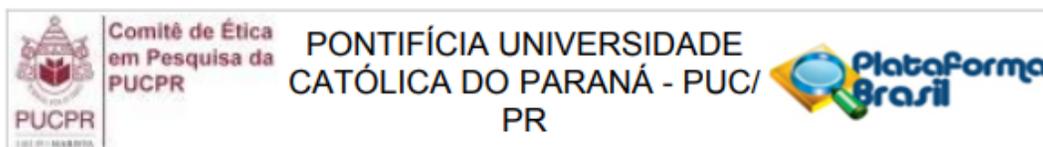
Objetivo Geral

A presente pesquisa tem como objetivo geral criar uma escala de avaliação quantitativa de espasticidade por meio de sinais mecanomiográficos.

Objetivos Específicos

Para alcançar o objetivo geral, a presente pesquisa deverá seguir os seguintes objetivos específicos:

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.745.072

- Avaliar a influência da massa do sensor sobre o sinal mecanomiográfico dos músculos;
- Correlacionar diferentes etiologias de espasticidade com o sinal mecanomiográfico visando a construção de uma nova escala;
- Avaliar a influência do tecido adiposo sobre o sinal mecanomiográfico dos músculos abordados;
- Criar uma escala para classificação quantitativa da espasticidade baseada na mecanomiografia e considerando possíveis correlações com a etiologia, a massa do sensor, e o tecido adiposo, entre outros fatores.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

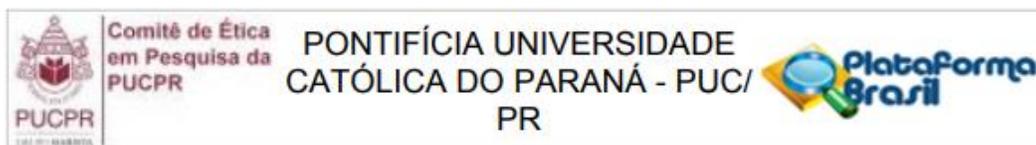
A pesquisa apresenta poucos riscos previsíveis durante a coleta de dados, entretanto, embora com mínima probabilidade, podem ocorrer alguns desconfortos, tais como:

- dor no membro espástico devido à realização do teste;
- aparecimento de eritema (vermelhidão) localizado ou irritação da pele (alergia) no local de fixação da fita adesiva dupla face;
- aumento do tônus momentaneamente;
- mobilização articular excessiva.

Em relação aos benefícios, este estudo trará benefícios diretos aos voluntários como também, por extensão, à população em geral. Os benefícios esperados diretamente ao voluntário incluem:

- informações seguras sobre o acometimento de espasticidade de forma quantitativa, com dados mais precisos e seguros.
- Inspeção e palpação nos membros a serem avaliados para verificar se há lesões na pele ou alterações musculares diferentes da espasticidade;
- melhora da autoestima e saúde psicofísica, pois o indivíduo sente-se útil ao contribuir com estudos relacionados ao seu diagnóstico;
- desenvolvimento da sociabilidade, pois o indivíduo participará da pesquisa em ambiente externo

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
 Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.745.072

ao seu

convívio diário, possibilitando fazerem novas amizades;

- estímulo para tornar-se uma pessoa ativa, pois o voluntário terá que se deslocar até o local de coleta da pesquisa

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A coleta de dados da presente pesquisa irá acontecer no laboratório de engenharia de reabilitação da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Os possíveis voluntários que irão compor a amostra são pacientes de clínicas de fisioterapia da área de neurologia, como a Associação dos Deficientes Físicos do Paraná (ADFP), desde que os voluntários estejam enquadrados nos critérios de inclusão elencados para cada uma das fases da pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todas as solicitações deste comitê em parecer anterior datado de 24/05/2018 foram atendidas a contento pelo pesquisador.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto aprovado

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1105513.pdf	18/06/2018 22:47:27		Aceito
Outros	TCUD_PUCPR.pdf	18/06/2018 22:46:52	Elgison da Luz dos Santos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Autorizacao_LER.pdf	16/06/2018 19:51:37	Elgison da Luz dos Santos	Aceito
Declaração de	img069.pdf	16/06/2018	Elgison da Luz dos Santos	Aceito

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155

Bairro: Prado Velho

CEP: 80.215-901

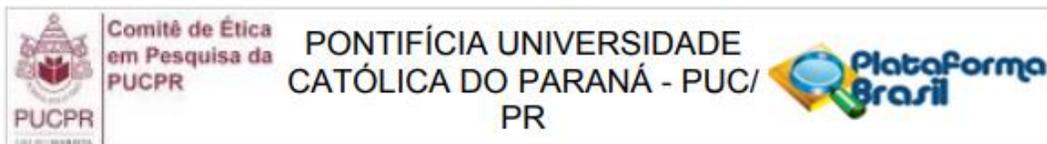
UF: PR

Município: CURITIBA

Telefone: (41)3271-2103

Fax: (41)3271-2103

E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.745.072

Instituição e Infraestrutura	img069.pdf	19:49:48	Santos	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projetomanusc_V2.docx	15/06/2018 15:33:32	Elgison da Luz dos Santos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_para_maiores_de_18_anos.docx	15/06/2018 15:18:08	Elgison da Luz dos Santos	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projetomanusc.docx	10/05/2018 15:35:30	Elgison da Luz dos Santos	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	10/05/2018 14:38:28	Elgison da Luz dos Santos	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CURITIBA, 29 de Junho de 2018

Assinado por:
NAIM AKEL FILHO
(Coordenador)

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155.

Bairro: Prado Velho

CEP: 80.215-901

UF: PR

Município: CURITIBA

Telefone: (41)3271-2103

Fax: (41)3271-2103

E-mail: cep@pucpr.br

ANEXO 2 - TERMO DE AUTORIZAÇÃO DO LOCAL DE COLETAS DE DADOS



ASSOCIAÇÃO DOS DEFICIENTES FÍSICOS DO PARANÁ

Rua XV de Novembro, 2765 – Alto da XV / CEP: 80.045-340 – Curitiba-PR / Fone: (41) 3264-7234 / Fax: (41) 3262-6097
www.adfp.org.br adfp@adfp.org.br



TERMO DE CONCORDÂNCIA DO LOCAL DE COLETA DE DADOS

Curitiba, 15 de junho de 2018

Ao

Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos – CEP PUCPR

Eu, Mauro Nardini, RG 10.287.337, possuo o cargo de Presidente e eu, Maria de Fátima Fernandes Vara, possuo o cargo de Diretora de Pesquisa na Associação dos Deficientes Físicos do Paraná (ADFP), instituição registrada no CNPJ 78344603000106, situada a Rua XV de novembro, 2765 - Alto da XV - Curitiba / Paraná. Representando a ADFP, declaramos que estamos cientes e de acordo com a condução do projeto de intitulado provisoriamente de *NOVA ESCALA DE AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE EMPREGANDO SINAIS MECANOMIOGRÁFICOS*, de autoria do pesquisador M.Sc Elgison da Luz dos Santos, orientado pelo prof. Dr. Percy Nohama e co-orientado pelo Prof. Dr. Eddy Krueger, em nossas dependências, tão logo o projeto seja aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa.

Declaro, também, que estamos cientes que os participantes da pesquisa serão os pacientes desta instituição, que possuem alterações neurofuncional, os quais serão convidados a participar de forma voluntária e autônoma, não causando nenhum prejuízo aos atendimentos dos mesmos, participando ou não da pesquisa. Declaramos, ainda, de que o presente trabalho deve seguir a Resolução CNS 466/2012 e suas complementares e que a pesquisa é de responsabilidade dos pesquisadores supracitados.

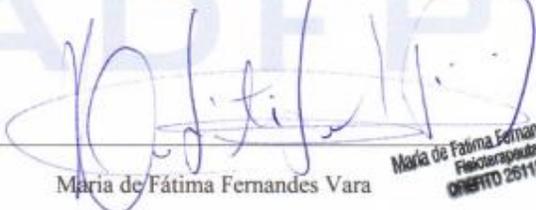
78.344.603/0001-06

ASSOCIAÇÃO DOS DEFICIENTES
FÍSICOS DO PARANÁRUA XV DE NOVEMBRO, 2765
ALTO DA RUA XV - CEP 80050-000
CURITIBA - PR

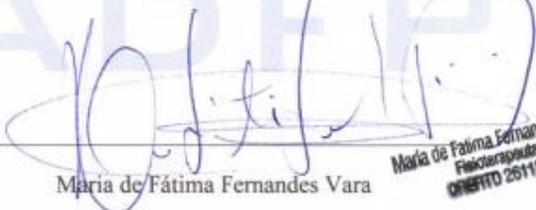
Mauro Nardini

Presidente da ADFP/PR


MAURO NARDINI
Associação dos Deficientes
Físicos do Paraná
PRESIDENTE


Maria de Fátima Fernandes Vara

Diretora de Pesquisa da ADFP/PR


Maria de Fátima Fernandes Vara
Fisioterapeuta
CRMSTO 25118-F

ANEXO 3 - TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE USO DO LABORATÓRIO PARA COLETA E ANÁLISE DE DADOS



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola Politécnica
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde - PPGTS

TERMO DE CONCORDÂNCIA E AUTORIZAÇÃO DE COLETA DE DADOS NO LABORATÓRIO DE ENGENHARIA DE REABILITAÇÃO – LER/PUCPR

Ao
Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos – CEP PUCPR

Eu, Prof. Dr. Percy Nohama, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PPGTS-PUCPR) e responsável pelo Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER), declaro que estou ciente e de acordo com a condução do projeto de pesquisa intitulado *NOVA ESCALA DE AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE EMPREGANDO SINAIS MECANOMIOGRÁFICOS*, de autoria do aluno de doutorado Elgison da Luz dos Santos e sob minha orientação, nas dependências do LER/PUCPR, tão logo o projeto seja aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa. Declaro, ainda, que o presente trabalho deverá seguir a Resolução CNS 466/2012 e suas complementares e que a pesquisa utilizará equipamentos já existentes no laboratório, sem gerar ônus à instituição ou participantes.

Curitiba, 14 de junho de 2108.

Prof. Dr. Percy Nohama
Orientador

Prof.º Dr.º Percy Nohama
Coordenador do Programa de Pós Graduação
em Tecnologia em Saúde - Escola Politécnica
PUCPR