



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**  
**FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**Camille Marques Alves**

**Desenvolvimento e aplicação de um equipamento para avaliação da  
espasticidade pelo método limiar do reflexo de estiramento tônico**

**UBERLÂNDIA**  
**FEVEREIRO - 2019**

**Camille Marques Alves**

**Desenvolvimento e aplicação de um equipamento para avaliação da espasticidade pelo método limiar do reflexo de estiramento tônico**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

**Área de Concentração:** Engenharia de Reabilitação e Tecnologias Assistivas.

**Orientador:** Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves

**UBERLÂNDIA**

**FEVEREIRO - 2019**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

A474d      Alves, Camille Marques, 1995-  
2019      Desenvolvimento e aplicação de um equipamento para avaliação da  
espasticidade pelo método limiar do reflexo de estiramento tônico  
[recurso eletrônico] / Camille Marques Alves. - 2019.

Orientador: Eduardo Lázaro Martins Naves.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.  
Modo de acesso: Internet.  
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2019.356>  
Inclui bibliografia.  
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. 2. Espasticidade. 3. Reflexo de  
estiramento. 4. Espasticidade - Reabilitação. I. Naves, Eduardo Lázaro  
Martins, 1970- (Orient.) II. Universidade Federal de Uberlândia.  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

---

CDU: 62:61

Maria Salete de Freitas Pinheiro - CRB6/1262

**Camille Marques Alves**

**Desenvolvimento e aplicação de um equipamento para avaliação da espasticidade pelo método limiar do reflexo de estiramento tônico**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

---

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves

Orientador

---

Prof. Edgard Afonso Lamounier Júnior, PhD

Coordenador do curso de Pós-graduação em Engenharia Biomédica

**UBERLÂNDIA**

**FEVEREIRO – 2019**

**Camille Marques Alves**

**Desenvolvimento e aplicação de um equipamento para avaliação da espasticidade pelo método limiar do reflexo de estiramento tônico**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

**Banca Examinadora:**

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves - Orientador (UFU)

Prof. Dr. Adriano Alves Pereira (UFU)

Profª. Dra. Maristella Borges Silva (FACTHUS)

**UBERLÂNDIA**  
**FEVEREIRO – 2019**



## UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

## ATA DE DEFESA

Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, número 043, PPGEB				
Data:	<a href="#">vinte e seis de fevereiro de dois mil e dezenove</a>	Hora de início:	<a href="#">07:40</a>	Hora de encerramento:	<a href="#">09:25</a>
Matrícula do Discente:	11712EBI002				
Nome do Discente:	Camille Marques Alves				
Título do Trabalho:	Desenvolvimento e aplicação de um equipamento para avaliação da espasticidade pelo método limiar do reflexo de estiramento tônico				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Engenharia de Reabilitação e Tecnologias Assistivas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Sistema multimodal para treinamento a distância em ambiente virtual ou de realidade aumentada destinado aos usuários de cadeiras de rodas motorizadas.				

Reuniu-se no Anfiteatro do Bloco 1E, Campus [Santa Mônica](#), da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em [Engenharia Biomédica](#), assim composta: Professores Doutores: Adriano Alves Pereira - UFU; Maristella Borges Silva - FACTHUS; Eduardo Lázaro Martins Naves - UFU orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

[Aprovado\(a\).](#)

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título descrito na tabela acima. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Eduardo Lázaro Martins Naves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 28/02/2019, às 11:03, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Maristella Borges Silva, Usuário Externo**, em 04/03/2019, às 11:04, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Adriano Alves Pereira, Professor(a) do Magistério Superior**, em 11/03/2019, às 09:02, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://www.sei.ufu.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **1050162** e o código CRC **BB46E200**.

Referência: Processo nº 23117.014398/2019-78

SEI nº 1050162

## Agradecimentos

---

Agradeço primeiramente a Deus pela vida, pelas oportunidades, por todas as conquistas e por sempre iluminar o meu caminho e me fortalecer.

Aos meus pais, Francisca e Wellington, pelo amor incondicional e por sempre me apoiarem em todas as decisões. Por estarem ao meu lado em todas as situações, me dando força e me incentivando a buscar os meus sonhos. Tudo que sou hoje é graças a vocês e sua dedicação sem fim. Vocês são meus maiores exemplos.

A minha irmã Carol, por todos os momentos de alegria, por aguentar minhas chatices, e principalmente por ser a melhor pessoa da minha vida, minha melhor amiga.

Meu namorado Luís Fernando que aguentou todos os momentos ao meu lado, sempre acreditando no meu potencial e me incentivando. Além de sempre me colocar para cima nos momentos difíceis, me alegrando.

Ao meu orientador prof. Dr. Eduardo, por ter me acolhido em um projeto tão especial. Por incentivar a buscar sempre o melhor, e ter me ensinado tanto. Por ter um papel essencial em meu crescimento profissional e pessoal.

Minhas companheiras nessa jornada, Andressa e Isabela, vocês foram essenciais em todos os sentidos. Tenho gratidão eterna por tudo que fizeram por mim, o quanto aprendemos juntas, todos os conselhos, os momentos de descontração, os momentos de desespero e as preocupações. Foi um verdadeiro encontro de almas, e espero levar vocês comigo para toda a minha vida.

As minhas amigas Amanda, Dani, Ellen, Ludy, Luiza e Samila pela companhia todos os dias, os conselhos, as melhores risadas. E por fazer as horas no laboratório serem mais divertidas.

Aos meus amigos Thiago, Felipe e Daniel por todos os momentos compartilhados e por todos os ensinamentos.

A todos os meus amigos dos laboratórios NTA e Niats, por todo o apoio, por todo o aprendizado, e por toda a colaboração que tiveram nesse trabalho.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos e ao técnico Diego por todo o auxílio na construção das peças.

A Dra Jullyanna pelo acolhimento, e por ter apoiado essa pesquisa.

Meu eterno agradecimento aos pacientes e voluntários, vocês foram peça fundamental no desenvolvimento desse trabalho e no meu crescimento pessoal e profissional. Mudaram

completamente minha vida e a forma como enxergo o mundo. Me ensinaram a valorizar ainda mais os pequenos momentos, sem vocês nada disso seria possível.

Aos meus primos e amigos que sempre estão comigo nos momentos que mais preciso, por sempre me proporcionarem os melhores momentos de descontração.

A todos meus familiares que fazem parte da minha vida e torcem pelo meu sucesso.

A todos os funcionários da Faculdade de Engenharia Elétrica, em especial ao Edson que estava sempre disponível para ajudar em tudo que fosse necessário.

Aos professores da pós-graduação pelos ensinamentos.

Aos membros da banca por aceitarem contribuir com esse trabalho.

As instituições APARU, HC UFU e CERTO, por abrirem as portas para a realização desse trabalho

Agradeço as instituições CAPES, Fapemig e CNPq pelo apoio financeiro a pesquisa.

*“Dizem que antes de um rio entrar no mar, ele treme de medo.  
Olha para trás, para toda a jornada que percorreu, para os cumes,  
as montanhas, para o longo caminho sinuoso que trilhou  
através de florestas e povoados,  
e vê à sua frente um oceano tão vasto,  
que entrar nele nada mais é do que desaparecer para sempre.  
Mas não há outra maneira.  
O rio não pode voltar.  
Ninguém pode voltar.  
Voltar é impossível na existência.  
O rio precisa de se arriscar e entrar no oceano.  
E somente quando ele entrar no oceano é que o medo desaparece,  
porque apenas então o rio saberá que não se trata de desaparecer no oceano,  
mas de tornar-se oceano.”*

*Osho*

## Resumo

---

A espasticidade é uma desordem motora que afeta milhões de pessoas no mundo, pode surgir como sequela de um acidente vascular encefálico, paralisia cerebral, lesões medulares, entre outros fatores. Pode resultar em diversos danos e é caracterizada pelo aumento, dependente da velocidade, do reflexo de estiramento. A avaliação da espasticidade é de grande importância na prática clínica para acompanhar o processo de reabilitação. No entanto, ainda não existem medidas quantitativas padronizadas para essa avaliação. Desse modo, há um grande interesse na implementação de novos métodos que possam quantificar esse distúrbio de maneira adequada. O método do Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico (LRET) é bastante promissor, uma vez que, ele está em concordância com a definição da espasticidade. Essa medida representa o ângulo articular em que ocorre o reflexo de estiramento. Desse modo, o objetivo desse trabalho foi desenvolver um equipamento para a avaliação quantitativa da espasticidade por meio do método LRET. No qual o valor do LRET é obtido a partir do sinal eletromiográfico e do ângulo articular coletados durante a realização de estiramentos passivos manuais do membro acometido, em diferentes velocidades pré-ajustadas pelo terapeuta no software desenvolvido. O início da contração muscular foi detectado a partir de algoritmos implementados e obteve resultados eficientes. O equipamento desenvolvido foi aplicado na avaliação da espasticidade do bíceps braquial em treze pacientes. Também foi utilizada a escala modificada de Ashworth (EMA), a mais utilizada atualmente na prática clínica, com o intuito de correlacionar os dois métodos. O equipamento apresentou resultados eficientes e a metodologia utilizada no processamento dos dados foi bastante satisfatória, demonstrando ser um instrumento viável para aplicação na prática clínica. Além disso, o método do LRET apresentou uma forte correlação com a EMA, no entanto, apesar de ser a escala mais utilizada, foi demonstrado que não é o melhor parâmetro para avaliar a espasticidade.

**Palavras chave:** Espasticidade, Acidente Vascular Encefálico, Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico, avaliação quantitativa.

## Abstract

---

Spasticity is a motor disorder that affects millions of people around the world. It may originate as a sequela of a stroke, cerebral palsy, spinal cord trauma, among other factors. It is characterized by the speed dependent increase of the stretch reflex. The clinical evaluation of spasticity is of great importance in clinical practice, to get the results of rehabilitation. However, there are no standardized quantitative measures for this assessment. Thus, there is a great interest in the implementation of new methods that can adequately quantify this disorder. The Tonic Stretch Reflex Threshold (TSRT) method is very promising because it agrees with the definition of spasticity. This measure represents the articular angle at which the stretch reflex occurs. Thus, the objective of this work was to develop an equipment for the quantitative assessment of spasticity using the TSRT method. Thus, the TSRT value was obtained from the electromyographic and angular signals collected during the manual passive stretching of the affected limb, at several speeds predetermined by the developed software. The developed equipment was applied in the evaluation of spasticity of the brachial biceps, in thirteen patients. The Modified Ashworth Scale (MAS) was also used in order to correlate the two methods, since MAS is the most used in clinical practice. The equipment presented efficient results and the methodology used in the data processing was quite satisfactory, proving to be viable for application in clinical practice. However, there is a need to validate the equipment with more than one therapist. In addition, the TSRT method showed a strong correlation with the MAS, however, despite being the most used scale, it was shown that MAS it is not the best parameter to assess spasticity.

**Keywords:** Spasticity, Stroke, Tonic Stretch Reflex Threshold, quantitative evaluation.

# Sumário

---

Lista de Figuras .....	11
Lista de Tabelas.....	12
Abreviações e Siglas .....	13
<b>CAPÍTULO 1</b> .....	14
<b>Introdução e Motivação</b> .....	14
1.1.    Objetivos .....	16
1.2.    Objetivos Específicos .....	16
1.3.    Estrutura da dissertação.....	16
<b>CAPÍTULO 2</b> .....	17
<b>Fundamentação Teórica</b> .....	17
2.1.    Acidente Vascular Encefálico .....	17
2.2.    Espasticidade .....	19
2.3.    Métodos para avaliação da espasticidade .....	21
2.4.    Eletromiografia.....	26
2.5.    Eletrogoniometria.....	27
<b>CAPÍTULO 3</b> .....	29
<b>Materiais e Métodos</b> .....	29
3.1.    Questionário .....	29
3.2.    Dispositivo para avaliação da espasticidade .....	30
3.3.    Aplicação do dispositivo na prática clínica .....	41
<b>CAPÍTULO 4</b> .....	46
<b>Resultados</b> .....	46
4.1.    Questionário .....	46
4.2.    Dispositivo para avaliação da espasticidade .....	47
<b>CAPÍTULO 5</b> .....	53
<b>Discussão</b> .....	53
<b>CAPÍTULO 6</b> .....	58
<b>Conclusão</b> .....	58
6.1.    Limitações do estudo.....	58
6.2.    Trabalhos futuros.....	59
6.3.    Produções científicas.....	59
<b>Referências</b> .....	61
<b>APÊNDICE</b> .....	69

## Lista de Figuras

---

Figura 1: Tipos de AVE. ....	18
Figura 2: Representação gráfica do LRET. ....	25
Figura 3: Diagrama de blocos simplificado do sistema desenvolvido. ....	30
Figura 4: Diagrama de blocos do projeto de um EMG.....	31
Figura 5: Circuito de amplificação diferencial. ....	31
Figura 6: Circuito de amplificação com ganho ajustável. ....	32
Figura 7: Circuito de filtragem do sinal.....	33
Figura 8: Placa do circuito EMG.....	33
Figura 9: Sensor de fibra óptica com a zona sensível. O comprimento da fibra óptica é dado por $L$ e o diâmetro $d$ . O comprimento da zona sensível é representado por $c$ e a profundidade do corte no núcleo da fibra é $p$ . ....	34
Figura 10: Posicionamento do eletrogoniômetro de fibra óptica no braço. ....	35
Figura 11: Sinal eletromiográfico bruto e filtrado.....	37
Figura 12: Sinal eletromiográfico envelopado e após detecção do onset muscular. ....	38
Figura 13: Interface geral do sistema desenvolvido. ....	39
Figura 14: Tela de cadastro de dados do paciente. ....	40
Figura 15: Interface de coleta do sinal de repouso. ....	40
Figura 16: Posicionamento do eletrogoniômetro e dos eletrodos de EMG.....	43
Figura 17: Terapeuta realizando os estiramentos. ....	43
Figura 18: Feedback visual de velocidades de estiramento.....	44
Figura 19: Dispositivo para avaliação da espasticidade. ....	48
Figura 20: Aviso de estiramento não válido. ....	48
Figura 21: Sinal de EMG, ângulo articular e velocidade angular para um estiramento, com detecção do onset muscular. ....	49
Figura 22: Resultados do LRET apresentados na interface.....	50
Figura 23: Visualização da interface no final da coleta.....	50
Figura 24: Gráficos dos resultados do LRET para seis participantes.....	52

# Lista de Tabelas

---

Tabela 1: Escala Modificada de Ashworth.....22

Tabela 2: Características dos participantes da pesquisa .....42

Tabela 3: Tratam pessoas com espasticidade X Interesse em equipamentos para avaliar a espasticidade.....46

Tabela 4: Método utilizado depende da expertise X Interesse em equipamentos para avaliar a espasticidade.....47

Tabela 5: Resultados da avaliação de cada paciente. ....51

## Abreviações e Siglas

---

AVE: Acidente Vascular Encefálico

AVEH: Acidente Vascular Encefálico Hemorrágico

AVEI: Acidente Vascular Encefálico Isquêmico

EA: Escala de Ashworth

EMA: Escala Modificada de Ashworth

EMD: *Empirical Mode Decomposition*

EMG: Eletromiografia

FOP: Fibra Óptica Polimérica

IMF: Função de Modo Intrínseco

IMU: *Inertial Measurement Unit*

INPI: Instituto Nacional de Propriedade Intelectual

LRED: Limiar do Reflexo de Estiramento Dinâmico

LRET: Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico

NMS: Neurônio Motor Superior

OMS: Organização Mundial de Saúde

PC: Paralisia Cerebral

PLA: Plástico de Políácido Láctico

PMMA: Polimetil metacrilato

RRMC: Razão de Rejeição em Modo Comum

SpES: *Spasticity Evaluation System*

# CAPÍTULO 1

---

## Introdução e Motivação

A espasticidade é uma disfunção neuromuscular que afeta mais de 12 milhões de pessoas em todo o mundo [1] e está associada a distúrbios nos neurônios motores superiores, levando à hiperexcitabilidade do sistema nervoso central [2]. É caracterizada pelo aumento dependente da velocidade do reflexo de estiramento tônico, como resultado da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento [3]. Esse distúrbio pode prejudicar o controle voluntário da musculatura, limitando a amplitude do movimento articular e reduzindo a capacidade funcional do membro. Desta forma, as atividades diárias do paciente são diretamente afetadas [4].

A avaliação da espasticidade é muito importante no diagnóstico clínico para orientar o paciente para o melhor tratamento de reabilitação e quantificar seus resultados, sendo possível avaliar a eficácia desse tratamento. No entanto, não há um consenso sobre medidas clínicas válidas e confiáveis para avaliar a espasticidade, provavelmente devido à complexidade neurofisiológica [5]. A ferramenta mais comumente utilizada para esse fim é a Escala Modificada de Ashworth [6], por ser simples, fácil de implementar e não precisar de instrumentação [7]. No entanto, é uma medida subjetiva e a avaliação depende da experiência do terapeuta e pode apresentar divergências entre as medidas realizadas por diferentes terapeutas [8], portanto, sua confiabilidade inter e intra examinador permanece controversa [7]. Por outro lado, existem medidas objetivas que utilizam métodos neurológicos ou biomecânicos para avaliação.

Medidas objetivas utilizando métodos biomecânicos podem envolver dinamômetros e motores de torque, permitindo a padronização da velocidade de alongamento [7]. No entanto, esse tipo de medida exige equipamentos caros e está focado em práticas laboratoriais, inviabilizando sua aplicação na prática clínica [9]. Técnicas de avaliação neurológica são realizadas por meio de estimulação elétrica dos nervos periféricos ou tendões [10], no entanto, essas medidas não consideram o fato do grau de espasticidade ser dependente da velocidade. Além disso, instrumentos para medir a espasticidade por meio da eletromiografia (EMG) podem quantificar espasticidade com maior precisão [8].

Um método alternativo e quantitativo é o método Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico (LRET), publicado pela primeira vez por Levin e Feldman [11]. Este método está de acordo com a definição de Lance da espasticidade e está diretamente envolvido nos aspectos neurais responsáveis por seu aparecimento [5]. Esta medida representa a excitabilidade dos motoneurônios a partir de influências supraespinhais. O LRET é calculado indiretamente por meio de reflexos de estiramento realizados em diferentes velocidades e de forma passiva, que são expressos em coordenadas de ângulo por velocidade, de modo que é representando o ângulo articular no qual os respectivos músculos articulares estão sendo recrutados a uma determinada velocidade. Assim, o LRET é quantificado por meio de uma regressão linear, criando uma coordenada angular para a velocidade zero [12].

O uso do LRET é uma boa alternativa como medida para avaliar a espasticidade, o desenvolvimento e melhoria de sistemas para sua quantificação são necessários. Diversos estudos utilizaram esse método no desenvolvimento de dispositivos para avaliação da espasticidade [7], [9], [13]. Kim et al. [7] e Calota et al. [13] desenvolveram dispositivos portáteis para a avaliação da articulação do cotovelo, no entanto, a técnica utilizada para o processamento dos sinais não apresentou meios para validar os estiramentos realizados, sendo assim, apenas foi relatado que alguns pontos estavam fora da zona de estiramento. Silva et al. [9] apresentou uma técnica de processamento precisa para a detecção dos *onsets* musculares, entretanto, o sistema desenvolvido não apresenta os resultados em tempo real, além de empregar um equipamento de custo elevado para implementação na prática clínica. Blanchette et al. [14] também utilizaram o método do LRET para avaliar a espasticidade, no entanto, adaptaram um eletrogoniômetro resistivo com um eletromiógrafo, sendo assim, não desenvolveram um equipamento específico para essa avaliação.

Nesse contexto, o desenvolvimento de um equipamento dedicado para avaliar a espasticidade, utilizando o método LRET tem como principal motivação contribuir para uma melhor avaliação da espasticidade. Mais precisamente, a concepção de um equipamento portátil, de baixo custo, fácil aplicabilidade na prática clínica e processamento dos sinais em tempo real mais adequado para essa aplicação. Em síntese, um dispositivo que apresente maior eficiência por superar as limitações dos estudos mencionados.

## **1.1. Objetivos**

O objetivo deste estudo foi desenvolver um equipamento dedicado, portátil, com uma interface intuitiva e de baixo custo, para quantificar objetivamente a espasticidade, utilizando o método LRET.

## **1.2. Objetivos Específicos**

Os objetivos específicos são:

- ❖ Realizar uma pesquisa com profissionais da área da saúde, a fim de entender se há a necessidade de um equipamento dedicado para a avaliação da espasticidade.
- ❖ Construir um equipamento dedicado para avaliação da espasticidade pelo método LRET.
- ❖ Aplicar o dispositivo em pacientes pós-AVE com espasticidade no músculo bíceps braquial, para verificar sua eficiência na quantificação da espasticidade na prática clínica.
- ❖ Correlacionar os resultados do LRET com a Escala Modificada de Ashworth.

## **1.3. Estrutura da dissertação**

Esta dissertação de mestrado foi organizada em 6 capítulos, divididos a seguir.

O Capítulo 2 apresenta uma revisão da literatura existente relacionada a conceitos básicos sobre (1) Acidente Vascular Encefálico (AVE); (2) espasticidade; (3) métodos de avaliação da espasticidade; (4) Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico (LRET); (5) eletromiografia (EMG); (6) eletrogoniometria.

A seção de Materiais e Métodos é apresentada no Capítulo 3, onde experiências off-line e on-line são descritas com as informações dos participantes, protocolo de experiência, hardware e software detalhes.

O Capítulo 4 mostra os resultados obtidos neste trabalho.

No Capítulo 5 os resultados obtidos são discutidos, em relação ao que é apresentado na literatura.

Finalmente, o Capítulo 6 revela as conclusões e trabalhos futuros.

## CAPÍTULO 2

---

### Fundamentação Teórica

#### 2.1. Acidente Vascular Encefálico

As doenças crônicas representam uma importante parcela na mobilização de recursos frente às necessidades de atenção à saúde, uma vez que, a população tem enfrentado o processo de envelhecimento. Dentre essas doenças está o Acidente Vascular Encefálico (AVE). O AVE, juntamente com as doenças cardíacas e o câncer são as principais causas de mortalidade no mundo e uma das principais causas de incapacidade a longo prazo [15]. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) afeta cerca de 16 milhões de pessoas a cada ano no mundo [15], sendo que no Brasil, de acordo com o DATASUS, entre janeiro e novembro de 2018 houve 175.694 internações e 28.121 óbitos ocasionados pelo AVE [16], constituindo a segunda maior causa de mortalidade no país.

##### 2.1.1. Definição e fatores de risco

O AVE é caracterizado por uma súbita alteração na forma como o sangue é fornecido ao cérebro, geralmente resulta da restrição de irrigação sanguínea ao cérebro ou rompimento de vasos, compreendendo duas etiologias: AVE isquêmico (AVEi), classificado como interrupção da circulação cerebral ou AVE hemorrágico (AVEh), em decorrência do rompimento de vasos sanguíneos [17], [18], como mostra a Figura 1. Podendo comprometer a função do encéfalo de modo global ou local. Dentre os tipos, 87% dos casos possuem origem isquêmica, enquanto 13% são hemorrágicos [19].

Existem diversos fatores que podem influenciar para o aumento da probabilidade da ocorrência de um AVE, são os denominados fatores de risco, que podem ser classificados em não modificáveis, que não possuem tratamento e modificáveis, onde se enquadram aqueles que podem ser prevenidos. Quando identificados precocemente, o risco de novas ocorrências diminui [20].

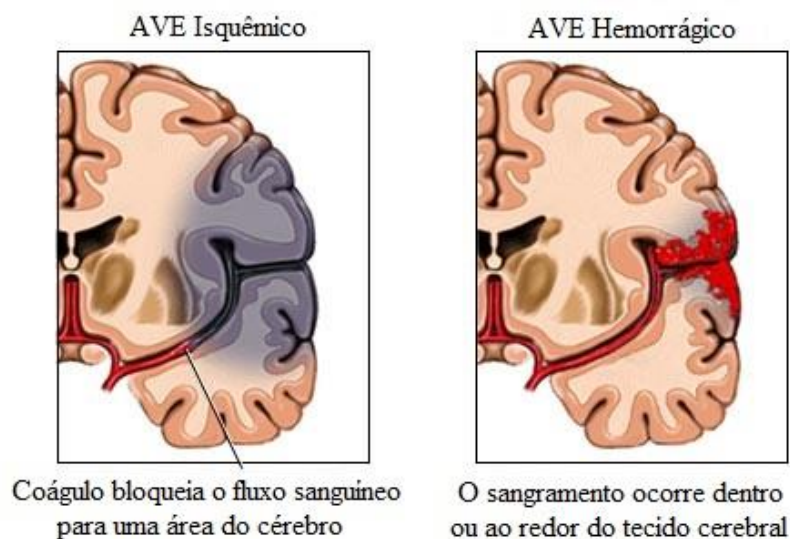


Figura 1: Tipos de AVE. Fonte: Adaptado de [21].

Os principais fatores de risco não modificáveis são a hereditariedade, o sexo e a etnia [22]. Por outro lado, exemplo de fatores de risco modificáveis são a hipertensão, o diabetes, o tabagismo, o sedentarismo e os anticoncepcionais orais [22]. A dislipidemia é considerada o fator de risco mais prevalente para o AVE, e se dá principalmente pela falta de controle e acompanhamento, pelos maus hábitos alimentares e pelo abuso de medicamentos [23]. Outros fatores que podem se relacionar com o AVE são: o uso abusivo de álcool, infecções e processos inflamatórios.

### **2.1.2. Sequelas decorrentes do AVE**

Os sinais e sintomas do AVE podem variar de acordo com a localização e extensão da lesão, além do atendimento precoce [9]. Em geral, quanto maior a área atingida pior será o quadro do paciente [9]. O hemisfério de acometimento da lesão, direito ou esquerdo, também influencia nas manifestações clínicas e nas sequelas decorrentes da mesma. Alguns exemplos de sintomas que ocorrem de forma isolada ou combinada são: alteração visual, alteração cognitiva, confusão mental, disfasia, desorientação, negligência, distúrbios da memória, surdez, fraqueza ou perda sensitiva de um lado do corpo [24].

As sequelas neuropsiquiátricas do AVE são muitas vezes incapacitantes, têm um efeito negativo na recuperação do AVE e diminuem a qualidade de vida [25]. Sabe-se que a hemiparesia é o déficit neurológico mais frequente pós-AVE, ela é caracterizada pela fraqueza em um dos lados do corpo. Por outro lado, pacientes hemiplégicos apresentam

comprometimento da mobilidade de um lado do corpo, caracterizando uma paralisia do membro afetado [26].

Geralmente, pacientes pós AVE apresentam um movimento prejudicado, o que pode ser devido a uma combinação de síndromes do neurônio motor superior [27]. A Síndrome do Neurônio Motor Superior é caracterizada clinicamente pela presença de sinais “positivos”, tais como espasticidade, hipereflexia, reflexos cutâneos exaltados, além de anormalidades do controle motor voluntário. Os sinais “negativos” podem incluir paresia, fadiga e perdas de coordenação e destreza [28]. Pacientes com espasticidade apresentam padrões posturais anormais, o que pode estar relacionado ao desequilíbrio entre a força agonista e antagonista e a hipertonía. Nos membros superiores, os padrões mais comumente vistos são adução e rotação interna no ombro, flexão no cotovelo, punho e dedos e pronação no antebraço.

Juntamente com a hemiparesia e a hemiplegia, a espasticidade é observada na maioria dos pacientes pós-AVE e compromete diretamente a função motora, exercendo grande influência em suas incapacidades. Pode ocasionar o desuso do membro acometido, tais como dores e contraturas articulares, ocasionando mais limitações funcionais ao paciente [29].

## **2.2. Espasticidade**

A espasticidade é um dos distúrbios mais recorrentes e incapacitantes em pessoas com lesões neurológicas, como acidente vascular encefálico, paralisia cerebral, traumatismo crânioencefálico e traumas medulares [30]. Apesar de ser um tema bastante difundido na área clínica ainda não existe um consenso em relação a sua definição [31], no entanto, a definição mais aceita atualmente foi proposta por Lance em 1980 na qual a espasticidade é caracterizada pelo aumento dependente da velocidade do reflexo de estiramento tônico, como resultado da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento [3].

Os mecanismos fisiopatológicos que causam o aumento dos reflexos de estiramento na espasticidade ainda não são bem compreendidos [32]. Em indivíduos saudáveis, o rápido alongamento muscular não provoca a atividade muscular reflexa além do reflexo normal do tendão, por outro lado, os pacientes com espasticidade apresentam contração muscular prolongada quando os músculos espásticos são alongados. A espasticidade é causada principalmente por mudanças adaptativas na transmissão nas redes espinhais distais a uma lesão das vias motoras descendentes [33]. O grau de espasticidade pode variar desde uma

incapacidade insignificante a muito grave, podendo haver uma flutuação na espasticidade durante o dia.

Os sinais clínicos provenientes da espasticidade são específicos e caracterizados por um padrão de contração dos membros contralaterais à lesão encefálica [34]. Os principais sintomas apresentados são aumento do tônus muscular, reflexos hiperativos, movimentos involuntários, dor, diminuição das habilidades funcionais e atraso no desenvolvimento motor, postura anormal, contraturas (contração permanente do músculo e tendão devido à rigidez persistente e espasmos) e deformidades ósseas e articulares.

### **2.2.1. Fisiopatologia**

A espasticidade é um dos sinais positivos da Síndrome do Neurônio Motor Superior (NMS), é desencadeada a partir de uma lesão, como por exemplo um AVE. Qualquer dano ao longo do trato piramidal ou fibras extrapiramidais pode causar anormalidade no tônus muscular [27]. Danos nos neurônios motores superiores interrompem a comunicação entre o cérebro e a medula espinhal, resultando em um estado de desinibição dos reflexos espinhais [2].

As lesões de NMS diminuem o impulso inibitório no trato corticoespinhal para produzir espasticidade, desse modo, a mesma é gerada pela ativação local dos fusos musculares, mas sua propagação e manifestação requerem envolvimento do sistema nervoso central [30]. Após a lesão, a comunicação entre o cérebro e a medula espinhal é interrompido, produzindo um estado de desinibição dos reflexos espinhais. Na espasticidade, quando um músculo do membro é alongado, os fusos musculares respondem enviando potenciais de ação para a medula espinhal através dos neurônios sensoriais. No entanto, o sistema de retroalimentação negativa entre os fusos musculares e os neurônios motores alfa é interrompido devido à lesão de NMS e ocorre uma ativação muscular anormal.

Existem muitos mecanismos de *feedback* inter-relacionados que podem explicar a espasticidade [35]. Por exemplo, ao diminuir o impulso inibitório no trato corticoespinhal, a excitabilidade do neurônio motor alfa pode ser afetada, causando aumento da contração muscular, particularmente nos músculos flexores. Além disso, o trato motor que se origina no tronco cerebral pode aumentar a excitação dos neurônios espinhais [2], [35]. A interrupção da inibição mediada por interneurônios do músculo antagonista ou o aumento dos potenciais de ação nos neurônios sensoriais do fuso muscular também podem levar a uma ativação muscular anormal [36].

## **2.3. Métodos para avaliação da espasticidade**

A avaliação da espasticidade é muito importante no contexto clínico para orientar o paciente na intervenção mais adequada e quantificar seus resultados, sendo possível avaliar os efeitos da reabilitação. No entanto, devido à complexidade neurofisiológica e sua natureza multifatorial, não há concordância total entre os pesquisadores sobre qual método de avaliação é o mais adequado para a avaliação da espasticidade [37], ou seja, ainda não existe um “padrão ouro”.

Atualmente, na prática clínica, o mais utilizado são escalas descritivas, que por sua vez dependem da expertise de cada terapeuta. Portanto, há uma real preocupação na criação de novos métodos quantitativos para esse tipo de avaliação [5]. As avaliações podem ser divididas em métodos clínicos, biomecânicos e neurofisiológicos para avaliação da espasticidade.

### **2.3.1. Métodos subjetivos**

Clinicamente, a espasticidade é avaliada por meio da flexão e extensão passiva do membro, podendo sentir a resistência do músculo ao movimento. Os métodos mais utilizados são escalas de classificação ordinal, sendo que as mais empregadas são a escala de Ashworth ou a escala modificada de Ashworth.

#### **Avaliações clínicas**

##### **❖ *Escala de Ashworth e Escala Modificada de Ashworth***

Os métodos clínicos mais utilizados para estimar a espasticidade são a Escala de Ashworth (EA) e a Escala Modificada de Ashworth (EMA). Esse tipo de medida visa avaliar a espasticidade por meio da extensão e flexão passiva do membro do paciente. A escala original foi criada por Ashworth com o intuito de avaliar espasticidade em membros inferiores [6]. Ela varia de 0 a 4 de acordo com o aumento do tônus muscular, em que, 0 corresponde ao tônus normal e 4 ao tônus exagerado.

Posteriormente, com o intuito de avaliar membros superiores e com o objetivo de deixar a escala mais sensível a mudanças, Bohannon e Smith criaram a EMA [38]. A diferença entre elas se dá pela adição de um novo nível. A Tabela 1 apresenta a classificação EMA.

Tabela 1: Escala Modificada de Ashworth [38].

Classificação	Descrição
0	Não há aumento no tônus muscular
1	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por resistência mínima no final da amplitude do movimento articular (ADM), quando a região é movida em flexão ou extensão
1+	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante
2	Aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente
3	Aumento considerável do tônus e o movimento passivo é difícil
4	Parte afetada rígida em flexão ou extensão

Mesmo a EMA não sendo mais indicada para a avaliação da espasticidade [39], ela ainda é a escala mais utilizada pelos terapeutas na prática clínica. A sua grande vantagem está na simplicidade de aplicação, uma vez que, não necessita de nenhum instrumento e não possui custos. No entanto, a desvantagem desse tipo de avaliação está na falta de padronização, sendo que seus resultados podem sofrer alteração dependendo do terapeuta. Outro ponto a ser discutido é a falta de conformidade da EMA com a definição da espasticidade por Lance [40], por não levar em consideração a velocidade dependente.

#### ❖ *Escala Modificada de Tardieu*

A Escala de Tardieu foi descrita pela primeira vez em 1954 [41], como um método para avaliação da espasticidade, é utilizada principalmente em pacientes com paralisia cerebral, sendo pouco empregada em AVE. Em 1999, a Escala de Tardieu foi modificada para incluir posições e velocidades articulares padronizadas [42]. Os componentes mais importantes capturados na Escala de Tardieu são o ângulo de reação muscular a uma velocidade lenta, o ângulo de reação muscular a uma velocidade rápida e a qualidade da reação muscular a uma velocidade rápida. A escala é administrada aplicando alongamento passivo a um grupo muscular em duas velocidades.

A principal vantagem da Escala de Tardieu é que, em contraste com a escala de Ashworth, ela inclui avaliações em duas velocidades diferentes para discriminar entre contratura e espasticidade. Por outro lado, a Escala de Tardieu tem muitas limitações, sendo

que a mais significativa é a interpretação da escala, que depende de uma boa compreensão da diferença entre contratura e espasticidade. Outra limitação é a existência de muitas variações da escala original atualmente usada na prática clínica, o que pode gerar confusão aos terapeutas [43].

### **2.3.2. Métodos objetivos**

Atualmente, na prática clínica ainda existe uma considerável dependência de escalas descritivas, no entanto, existe uma necessidade e uma real preocupação no uso de abordagens que os resultados sejam objetivos e quantitativos.

#### **Avaliações neurológicas**

Existem três técnicas para a quantificação neurológica da espasticidade, o Reflexo de Hoffman, a onda F e os reflexos tendinosos. Normalmente são realizadas com a excitação nos tendões, que se dá por meio de eletroestimulação ou estimulações mecânicas [44]. No entanto, as medidas neurológicas não levam em consideração a definição da espasticidade, que é dependente da velocidade, o que torna inviável sua aplicação para tal avaliação.

#### **Avaliações biomecânicas**

Dispositivos biomecânicos têm sido frequentemente utilizados para avaliação da espasticidade. A grande vantagem é que eles fazem uma padronização da velocidade de alongamento e da amplitude aplicada, e assim são capazes de quantificar a resistência dependente da velocidade no músculo ao movimento passivo [45]. Essas avaliações têm mostrado grande eficiência na avaliação objetiva da espasticidade, no entanto, envolvem equipamentos caros e requerem recursos humanos especializados. Dessa forma, nem sempre podem estar disponíveis para aplicações na prática clínica.

Alguns trabalhos utilizaram avaliações biomecânicas para a quantificação da espasticidade, como Lindberg [46]. Seu trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um equipamento que executava movimentos passivos de flexão e extensão na articulação do punho, além de utilizar os sinais EMG para medir a atividade muscular. Os resultados sugerem a medição válida da espasticidade. Entretanto, o dispositivo não foi incluído na prática clínica.

Lee e colaboradores [47], assim como Pandyan [48], desenvolveram dispositivos biomecânicos portáteis para a avaliação da espasticidade utilizando movimentação passiva do

membro e medindo sua angulação. Apesar de utilizarem instrumentação semelhante, as metodologias aplicadas foram variadas, dificultando assim uma comparação entre as mesmas. Além disso, a maioria dos trabalhos estão focados principalmente nos componentes biomecânicos dos músculos, e não na fisiopatologia neural da espasticidade. Desse modo, a presente pesquisa tem o intuito de utilizar métodos que consideram esses aspectos, como o LRET.

### **2.3.3. Método do Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico (LRET)**

Entre os métodos propostos, o Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico (LRET) parece ser a abordagem mais promissora [13], refletindo mais precisamente a definição de espasticidade de Lance do que outros testes clínicos [49]. O seu objetivo é avaliar de uma forma quantitativa os componentes neurais da fisiopatologia da espasticidade. Esse método é baseado na teoria do controle motor, proposta por Levin e Feldman [11].

Essa teoria sugere que diferentes componentes do sistema neuromuscular tendem a buscar o equilíbrio nas interações, desse modo o LRET é dado pela excitabilidade dos motoneurônios a partir das influências supraespinhais. Esse método é baseado no modelo  $\lambda$  de controle motor, o qual sugere que o sistema neuromuscular tende a busca o estado estacionário. Dessa forma, o sistema nervoso apenas daria início ao movimento, a ativação muscular seria ativada pelo circuito espinhal [50].

Como a espasticidade é dependente da velocidade de estiramento, o valor do LRET é estimado a partir dos valores do Limiar do Reflexo de Estiramento Dinâmico (LRED), correspondentes aos pontos em um diagrama de fase (ângulo articular x velocidade da articulação) em que os motoneurônios e músculos relativos começam a ser recrutados em uma dada velocidade. Para se obter o valor do LRET é necessário obter o conjunto de LREDs evocados pelos estiramentos musculares feitos em diferentes velocidades, estimando por regressão linear o que seria a velocidade zero [9], [11]. Em outras palavras, o LRET identifica o ângulo articular mínimo no qual o recrutamento motoneuronal anormal começa, quando o músculo está em repouso e não há movimento, como mostrado na Figura 2. O valor do LRET está diretamente relacionado com a gravidade do quadro do paciente, sendo que, quanto maior o LRET pior é o nível de espasticidade [50].

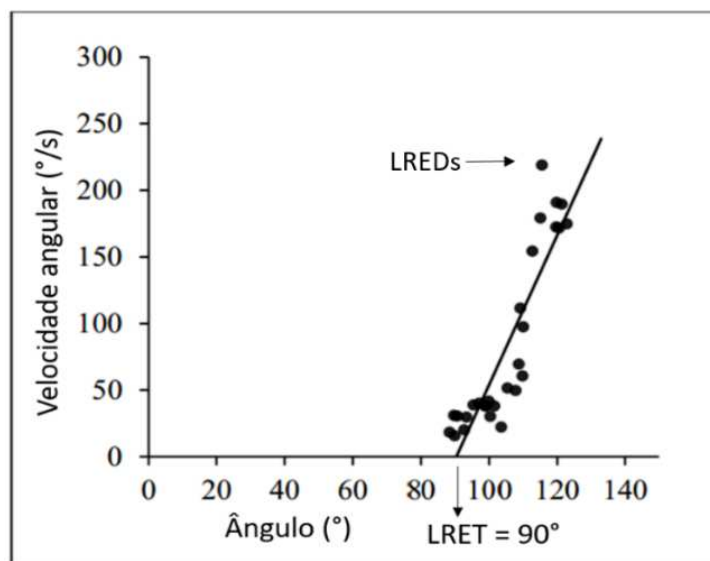


Figura 2: Representação gráfica do LRET. Adaptado de [51].

Levin et al. [52] e Marques et al. [5], 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. Calota et al. [13] verificou a confiabilidade do método intra e inter avaliadores e correlacionou o LRET com a EMA, comprovando a boa aplicabilidade do método LRET na prática clínica.

Alguns trabalhos tiveram como objetivo o desenvolvimento de dispositivos portáteis para a avaliação da espasticidade utilizando o método LRET. Kim e colegas [7] desenvolveram um equipamento baseado em um método de conjunto de dados, K-means, para detectar a contração muscular, utilizando sinais EMG e um eletrogoniômetro. O trabalho desenvolvido por Silva [9] também utilizou de um equipamento de eletromiografia adaptado com um eletrogoniômetro para realizar essa medida, obtendo resultados satisfatórios. Ang e colaboradores [53] utilizaram sensores inerciais para obter a medida do LRET e obteve uma boa correlação com métodos que utilizam os sinais EMG.

Apesar de muitos trabalhos apresentarem dispositivos que utilizam o método do LRET para avaliar a espasticidade, ainda não existe um equipamento dedicado para essa avaliação, uma vez que, muitos utilizaram adaptações de equipamentos existentes no mercado, como Silva e colaboradores [9], além de não apresentarem os resultados em tempo real. Outra motivação desse trabalho é a criação de um dispositivo portátil, de baixo custo e que seja totalmente aplicável na prática clínica, visto que, a maioria dos dispositivos desenvolvidos anteriormente são de difícil manuseio.

## 2.4. Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é o estudo clínico da atividade elétrica das fibras musculares, dos músculos e dos neurônios motores. Os resultados do EMG podem revelar disfunção dos neurônios motores, disfunção muscular ou problemas na transmissão do sinal do nervo para o músculo [54]. O sinal representa as propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, pode ser coletado de duas formas: EMG de superfície e EMG intramuscular. O EMG de superfície e os sinais EMG intramusculares são registrados por eletrodos não invasivos e eletrodos invasivos, respectivamente.

Atualmente, os sinais detectados na superfície são usados preferencialmente para obter informações sobre o tempo ou a intensidade da ativação muscular superficial [55]. Por não serem invasivos, são mais fáceis de utilizar e não causam desconforto aos pacientes, entretanto, é maior a ocorrência de interferências da atividade de outros músculos, adjacentes aos analisados. Esse fenômeno é denominado crosstalk, e pode ser reduzido a partir da configuração diferencial, na qual são utilizados dois eletrodos no mesmo músculo com o intuito de amenizar o ruído em modo comum. Esses eletrodos também podem ser ativos ou passivos, sendo que o primeiro possui um estágio de pré-amplificação.

O sinal EMG apresenta grande quantidade de artefatos, provenientes tanto da pele quanto de ruídos ambientes. A quantidade de tecido entre os músculos que se contraem e os eletrodos, juntamente com sua espessura, também afetam a amplitude do sinal EMG [56]. Estes efeitos podem ser parcialmente reduzidos usando filtros e amplificando o sinal. Portanto, o EMG deve ser processado e analisado para obter as informações necessárias.

Vários trabalhos que utilizam a eletromiografia precisam determinar o início da contração muscular, chamado de *onset*. As primeiras técnicas utilizavam inspeções visuais e manuais para fazer tal detecção, o que aumentava o tempo de processamento e nem sempre geravam dados confiáveis [57]. Desse modo, surgiu a necessidade de desenvolver métodos computacionais capazes de detectar os *onsets* musculares [50]. Diversas técnicas têm sido propostas na literatura [58], [59], no entanto, a maioria utiliza métodos que consideram o sinal que precede a atividade muscular como ruído, o que inviabiliza sua aplicação em pacientes que possuem espasticidade. Desta forma, para uma análise precisa, deve-se buscar uma técnica que filtre a atividade EMG base, como foi desenvolvido por Andrade e colaboradores [60], [61].

## 2.5. Eletrogoniometria

O eletrogoniômetro é um dispositivo eletrônico que usa sensores de medida angular, como potenciômetros, *strain gauges*, sensores inerciais e, mais recentemente, sensores baseados em fibra óptica polimérica (FOP) para registrar tais medições. Os dados dos ângulos são essenciais para identificar padrões anormais e caracterizar deficiências e incapacidades [62]. Pacientes com deficiência, como aqueles que sofrem de hemiparesia, podem apresentar velocidade e amplitude limitadas em alguns movimentos do corpo. Para tais casos, um eletrogoniômetro é uma ferramenta útil para medir ângulos articulares, como os cotovelos ou joelhos, para determinar a extensão da incapacidade.

Os eletrogoniômetros que utilizam potenciômetros são os mais utilizados. A resistência elétrica do potenciômetro pode ser usada para determinar o ângulo entre as juntas. Esses tipos de eletrogoniômetros são um tanto volumosos e restringem o movimento do paciente. A precisão do instrumento também pode ser comprometida devido à sua incapacidade de acompanhar alterações rápidas no eixo de rotação da articulação [63].

Outro eletrogoniômetro que também utiliza sensores resistivos são os *strain gauges*, também conhecido como eletrogoniômetro flexível. Possui uma mola que altera sua resistência elétrica proporcionalmente à mudança de ângulo entre os eixos longitudinais dos dois terminais. São considerados leves, portáteis, de fácil aplicação, não restringem os movimentos nem interferem nas atividades do paciente e se adaptam bem aos diferentes segmentos corporais, entretanto, apresentam dificuldade de calibração e possuem uma vida útil baixa [64].

Outro tipo de sensor utilizado para esta aplicação é o sensor IMU (*Inertial Measurement Unit*), ele é composto por giroscópios, acelerômetros e magnetômetros. Embora sejam compactos e leves, apresentam alta sensibilidade às interferências magnéticas e podem apresentar altos erros na medição do ângulo [65], [66]. A técnica de rastreamento de vídeo também é implementada, entretanto é muito cara [67].

Os sensores de fibra óptica polimérica (FOP) estão substituindo os sensores convencionais devido a várias vantagens, são compactos, leves, flexíveis, de baixo custo, imunes à interferência eletromagnética [68], além de apresentar alta estabilidade, resistência a impactos e altos limites de deformação que permitem a fibra para dobrar em ângulos com grande amplitude [69]. Essas vantagens permitem que os sensores FOP meçam a magnitude da amplitude de movimento das articulações humanas, o que foi aplicado na medição do ângulo do joelho [70] e na medida de ângulo articular do cotovelo [71].

Devido as suas inúmeras vantagens, os sensores de FOP vem sendo utilizados para dispositivos de avaliação da espasticidade que utilizam o método LRET. McGibbon e colaboradores [72] exploraram o uso da FOP para essa aplicação, enfatizando suas vantagens em relação a sensores convencionais. Portanto, esse sensor é considerado bastante promissor na avaliação da espasticidade pelo método LRET, sendo assim, a opção de estudo desse trabalho.

## CAPÍTULO 3

---

### Materiais e Métodos

Este estudo é composto pelo desenvolvimento de um dispositivo para avaliação da espasticidade - SpES (Spasticity Evaluation System), englobando um *hardware* e um *software*. O equipamento foi registrado pelo Instituto Nacional de Propriedade Intelectual (INPI) com o número de patente BR1020180134949. O *software* foi registrado no INPI pelo número BR512018051735-8. O estudo foi aprovado pelo Comitê Nacional de Ética em Pesquisa, com Certificado de Apresentação para Apreciação Ética do número 318.960.

#### 3.1. Questionário

Primeiramente, foi elaborado um questionário com o intuito de conhecer os métodos empregados pelos profissionais na avaliação clínica da espasticidade e entender a real necessidade do mercado, em relação a um equipamento que realiza essa medida. Esse questionário foi difundido pelo Conselho Regional de Fisioterapia e Terapia Ocupacional (CREFITO) de Minas Gerais, por meio da plataforma Google Forms, durante os meses de janeiro e fevereiro de 2018. O questionário foi respondido por 102 profissionais da saúde, entre eles fisioterapeutas, médicos e terapeutas ocupacionais, que participaram voluntariamente da pesquisa e concordaram com o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O objetivo do questionário foi conhecer o público alvo a partir das seguintes questões:

- ❖ Características do paciente tratado pelo terapeuta.
- ❖ Tipo de avaliação utilizada por eles na prática clínica para mensurar a debilidade do paciente e sua reabilitação
- ❖ Interesse no acesso a um dispositivo eletromédico que pudesse objetivamente avaliar a espasticidade.

A ferramenta utilizada para analisar os dados recebidos foi o Excel [73], de modo que, os resultados foram apresentados em duas formas: estatística descritiva e tabulação cruzada dos dados.

### 3.2. Dispositivo para avaliação da espasticidade

O dispositivo desenvolvido foi o SpES (Spasticity Evaluation System) que é um sistema integrado e portátil composto por um *hardware* e um *software*, com o intuito de quantificar a avaliação da espasticidade por meio do método de detecção do limiar do reflexo de estiramento tônico (LRET). O *hardware* é composto por um EMG e um eletrogoniômetro, sendo que os sinais obtidos passam por um condicionamento e são digitalizados e processados pelo *software* simultaneamente. O diagrama representado na Figura 3 mostra o funcionamento simplificado do sistema, de modo a obter o valor do LRET em tempo real. O diagrama de blocos do sistema proposto foi baseado no sistema desenvolvido por Silva et al. [9].

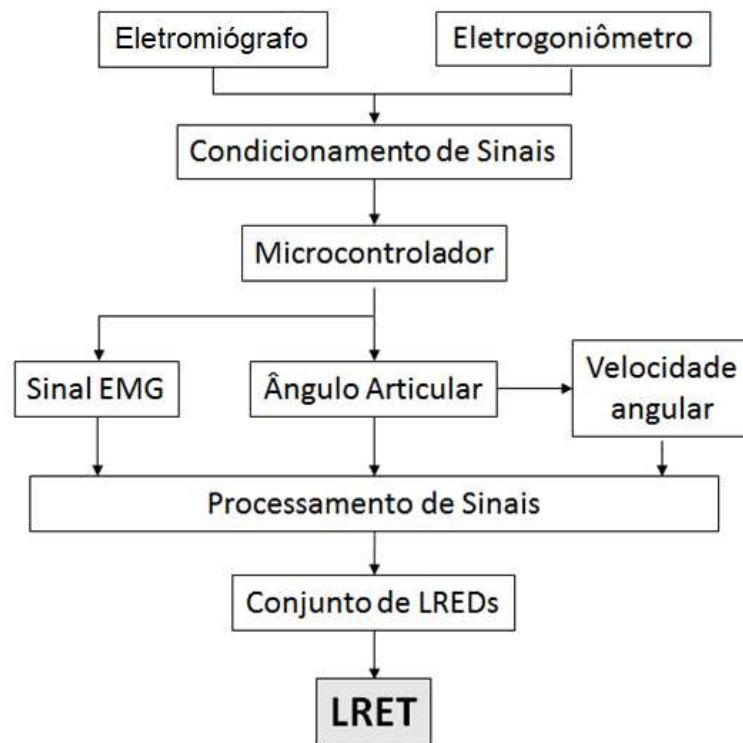


Figura 3: Diagrama de blocos simplificado do sistema desenvolvido. Adaptado de [9].

#### 3.2.1. Hardware

O *hardware* do dispositivo é composto por um eletromiógrafo em conjunto com um eletrogoniômetro, os quais são responsáveis pela captação dos sinais EMG e dos sinais de medida de deslocamento angular, respectivamente, e por um microcontrolador.

## Eletromiógrafo

O eletromiógrafo foi desenvolvido com o intuito de identificar o início da contração, *onset* muscular durante os estiramentos. A aquisição do sinal EMG deve seguir os seguintes passos, como mostra o diagrama de blocos na Figura 4.

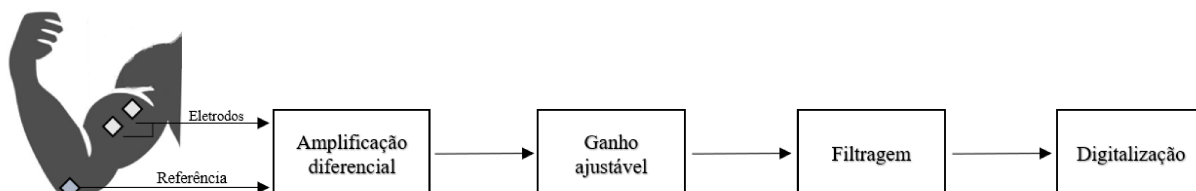


Figura 4: Diagrama de blocos do projeto de um EMG.

Cada estágio foi projetado de acordo com a aplicação final. O eletromiógrafo desenvolvido contém um canal, que pode ser utilizado em apenas um músculo por vez. A aquisição do sinal muscular foi feita por meio de eletrodos de superfície descartáveis. O primeiro estágio é a amplificação diferencial, a qual é responsável por eliminar os ruídos comuns, que estão presentes nos dois eletrodos. Para isso, foi utilizado um amplificador de instrumentação INA 155, que possui alta razão de rejeição em modo comum (RRMC), 90dB. Este estágio foi projetado para dar um ganho de 20 vezes no sinal de entrada. Pode ser visualizado a seguir, na Figura 5.

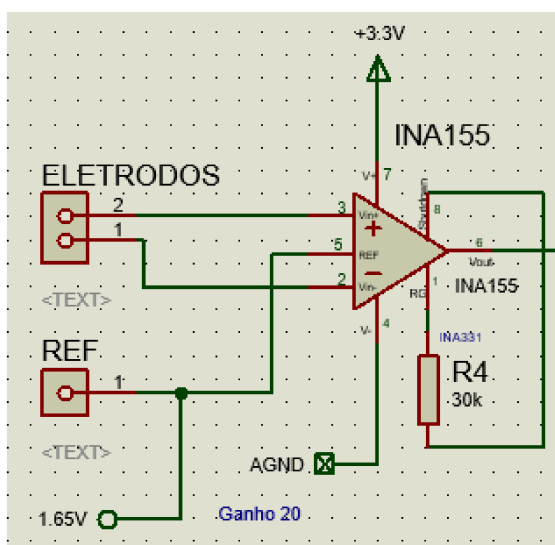


Figura 5: Circuito de amplificação diferencial.

O segundo estágio é composto por um filtro passivo RC, para eliminar possíveis componentes de baixa frequência, provenientes da pele. Em seguida foi realizada a amplificação do sinal, uma vez que, o sinal muscular detectado na pele possui baixa amplitude, em torno de 10mVpp, e com o intuito de melhorar a relação sinal-ruído. Para esse estágio utilizou um amplificador MCP601, projetado com ganho ajustável, de modo que o sinal pode ser amplificado em 760, 1000 ou 1200 vezes, Figura 6.

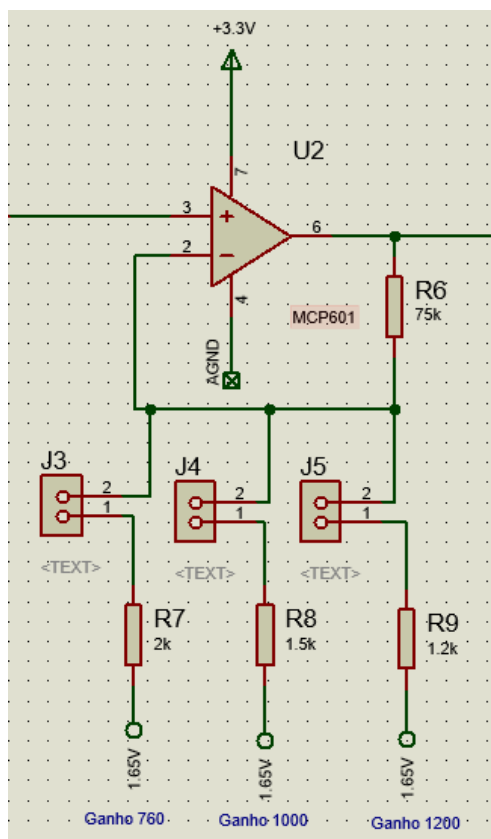


Figura 6: Circuito de amplificação com ganho ajustável.

O terceiro estágio é constituído pela filtragem do sinal EMG. A filtragem é necessária para delimitar a banda de frequência que o sinal é adquirido. O espectro do sinal EMG se encontra entre 20Hz e 1000Hz, com maior predominância de sinal de 20Hz a 250Hz. Para esse estágio, foram projetados um filtro passa alta de 20Hz e um filtro passa baixa de 500Hz, Figura 7.

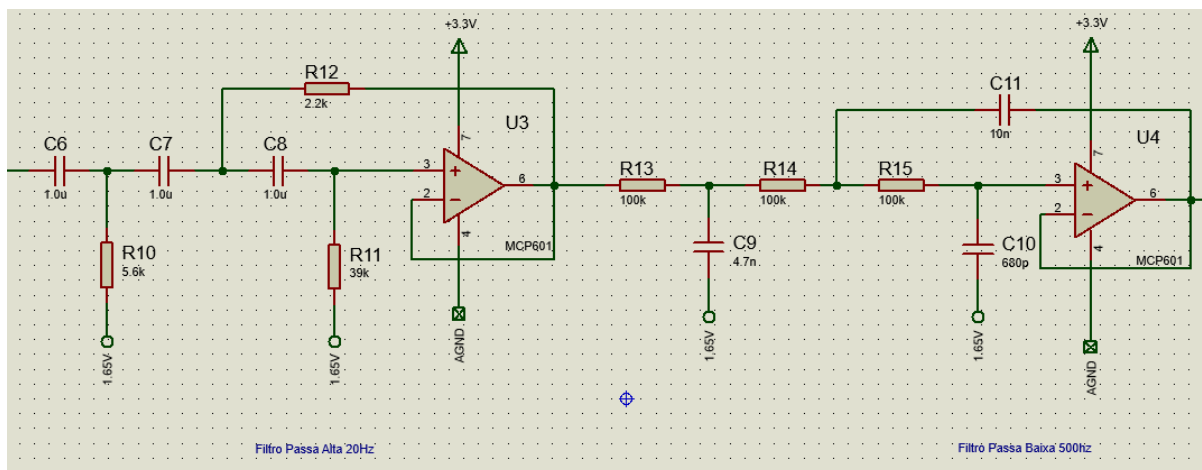


Figura 7: Circuito de filtragem do sinal.

Todos os componentes foram soldados na placa, Figura 8. A digitalização do sinal foi realizada utilizando o microprocessador Arduino uno. Essa etapa é responsável pela discretização do sinal EMG analógico. A resolução do microprocessador utilizado é 8 bits e a taxa de amostragem foi de 2000Hz, obedecendo o teorema de Nyquist [74].



Figura 8: Placa do circuito EMG.

## Eletrogoniômetro

O eletrogoniômetro desenvolvido é baseado na tecnologia de fibra óptica polimérica (FOP), esse sensor é composto por dois módulos: o emissor e o receptor de luz. O emissor é um diodo emissor de luz (LED), modelo IF-E96 (Fibra Óptica Industrial, Tempe, AZ, EUA), que tem um comprimento de onda de 660 nm e é alimentado por uma tensão de 3,3V. Uma resistência de 330 $\Omega$  foi utilizada no circuito com a intenção de limitar a corrente no LED. O módulo receptor é responsável por capturar a luz da fibra e é composto por um fotodiodo IF-

D91 (Industrial Fiber Optics, Tempe, AZ, EUA) e um amplificador de transimpedância com um ganho ajustável. A fibra óptica utilizada foi do modelo FB140-10 (Fibra Óptica Industrial, Tempe, AZ, EUA) com 160 mm de comprimento, o núcleo da fibra conduz os sinais ópticos e é composto por Polimetil Metacrilato (PMMA), com 980  $\mu\text{m}$  de diâmetro.

O princípio da variação de intensidade para estimativa de ângulo consiste na atenuação da potência óptica em proporção ao ângulo de curvatura da fibra, esta atenuação é captada pelo fotodiodo. No entanto, essa atenuação é muito baixa, por isso é necessário realizar um corte lateral na fibra, criando uma zona sensível, para melhorar sua sensibilidade. O uso desta técnica permite o controle da sensibilidade através do comprimento e profundidade da zona sensível, bem como a rugosidade de sua área de superfície [71]. Com diferentes flexões, é possível alterar o ângulo entre a zona sensível e o raio incidente, alterando assim a leitura do fotodiodo.

A zona sensível foi criada polindo o material com uma lixa (granulação 400) conectada a uma broca, para assegurar uma superfície lisa e contínua, desde que os parâmetros sensíveis do corte podem influenciar a resposta do sensor. O valor do comprimento e profundidade da zona sensível foi fixado em 14 mm e 0,6 mm, respectivamente. O corte lateral pode ser mais bem compreendido na Figura 9.

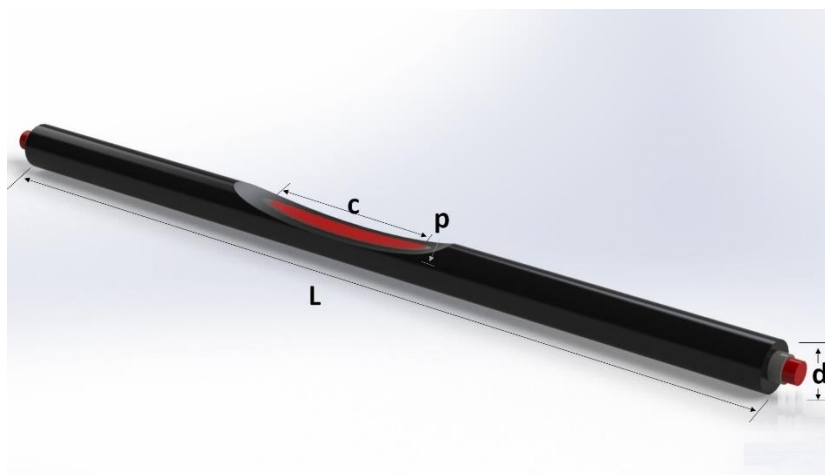


Figura 9: Sensor de fibra óptica com a zona sensível. O comprimento da fibra óptica é dado por  $L$  e o diâmetro  $d$ . O comprimento da zona sensível é representado por  $c$  e a profundidade do corte no núcleo da fibra é  $p$ .

Com o intuito de isolar o circuito elétrico do paciente, e para melhor fixação no membro, foi criada uma estrutura de plástico de poliácido láctico (PLA) a partir de impressão 3D. O eletrogoniômetro pode ser visualizado na Figura 10.



Figura 10: Posicionamento do eletrogoniômetro de fibra óptica no braço.

O trabalho realizado por Rezende e colaboradores [71], validou e verificou o desempenho deste sensor em comparação com o sensor mais utilizado para esse fim, o eletrogoniômetro resistivo. Os resultados mostraram que os sensores demonstraram um comportamento linear, pelo alto índice de correlação tanto no teste de bancada ( $R^2 = 0,989$ ) quanto na medida de ângulos articulares ( $R^2 = 0,987$ ). Além de demonstrar a repetibilidade do sensor FOP.

### 3.2.2. *Software*

O desenvolvimento do *software* pode ser dividido em duas etapas. A primeira etapa é composta pelo processamento dos sinais EMG e dos sinais de deslocamento angular, provenientes do *hardware*, e do cálculo do LRET. Enquanto a segunda parte é a interface do usuário, na qual serão mostrados a coleta de dados em tempo real e os resultados obtidos para cada paciente. O *software* foi desenvolvido utilizando as plataformas Arduino IDE [75], Visual Studio 2017 [76] e MATLAB R2017a [77].

### **Processamento dos sinais**

Os sinais EMG e angulares são coletados e processados com a técnica utilizada por Silva et al. [9], no entanto, em tempo real. Primeiramente os sinais são lidos e digitalizados pelo microprocessador ATMEL ATMEGA328 presente no Arduino Uno. Esse microprocessador possui resolução de 8 bits e pode operar em até 20MHz de frequência. O *software* inicial foi desenvolvido no Arduino IDE, na linguagem c++. A frequência de amostragem dos dados foi

de 2000Hz, fator este imprescindível para a localização correta do ângulo da articulação no qual ocorre o reflexo de estiramento.

Por meio de comunicação USB, os dados são enviados para a plataforma Visual Studio, que em conjunto com o MatLab realiza todo o processamento dos sinais e o cálculo do valor final do LRET. As etapas de processamento dos sinais são [9]:

- ❖ Amostragem do sinal.
- ❖ Redução de ruídos e artefatos.
- ❖ Conversão da escala do sinal angular e cálculo da velocidade angular.
- ❖ Detecção do *onset* muscular evocado pelo reflexo de estiramento.
- ❖ Localização angular do estiramento.
- ❖ Marcação dos pontos LREDs e definição do conjunto de coordenadas ângulo versus velocidade.
- ❖ Cálculo da regressão linear sobre os pontos de LRED
- ❖ Detecção do LRET.

Primeiramente é realizada a redução de ruídos e artefatos dos sinais de coleta angulares, que tem como objetivo eliminar, principalmente, ruídos de indução eletromagnética 60Hz. Em seguida é feita a conversão da escala dos sinais angulares, uma vez que eles foram adquiridos em tensão (volts) e devem ser passados para ângulo (graus). Essa conversão foi realizada após a calibração do sensor de fibra óptica, que foi realizada apenas na primeira utilização do sensor. Essa calibração foi realizada a cada 5 graus, manualmente, e resultou em uma regressão polinomial de terceira ordem, pela qual obteve-se a seguinte equação:

$$y = -7,6308x^3 + 55,942x^2 - 168,07x + 212,29$$

Onde y representa o valor em graus e x o valor em volts. Essa regressão obteve um coeficiente de determinação ( $R^2$ ) de 0,9992. Sendo que, para cada fibra é realizada uma calibração diferente. Essa conversão é realizada em tempo real, de modo que, a medida que é realizado o deslocamento angular, seus valores são plotados na interface do sistema.

Após obter os valores em graus, é possível calcular a velocidade angular. O cálculo da velocidade angular é definido pela derivada do sinal angular, em relação ao tempo. Essa derivação pode ocasionar artefatos no sinal, portanto ele também foi filtrado em uma frequência de corte de 20Hz. Ao final de cada estiramento é plotado o gráfico de velocidade angular na interface do sistema.

A técnica utilizada para detectar os *onsets* musculares foi desenvolvida por Andrade et al. [60], [61]. Essa técnica é baseada na filtragem do sinal com o intuito de otimizar a extração dos potenciais de unidades motoras presentes no EMG. O sinal eletromiográfico é decomposto a partir da técnica EMD (*Empirical Mode Decomposition*), no qual qualquer conjunto de dados complicado pode ser decomposto de forma adaptável em um número finito e muitas vezes pequeno de funções do modo intrínseco (IMFs). O nome da função do modo intrínseco é adotado porque esses componentes representam os modos de oscilação incorporados nos dados.

Após a filtragem do sinal, é determinado os pontos de início da atividade reflexa. Nessa etapa foi calculado o envelope do sinal EMG, associado à definição de um limiar de disparo. A estratégia utilizada para o cálculo da envoltória do sinal foi a Transformada de Hilbert (TH). Esse processamento foi realizado utilizando o *software* MatLab 2017, o qual incorpora todo o processamento, a filtragem, cálculo do envelope do sinal e a detecção do *onset*. Baseado no limiar do sinal, atribuímos um parâmetro para um número de desvios padrões da atividade EMG, os quais foram calculados a partir do sinal de repouso coletado.

Os dados necessários para implementação do processamento foram, o sinal EMG bruto, a frequência de amostragem, o intervalo de tempo em que está o sinal de repouso e o limiar para detecção. Como resposta são retornados o sinal filtrado e o vetor de limiares, utilizados como limiar de detecção da contração. A Figura 11 mostra o sinal bruto coletado e o resultado do sinal filtrado.

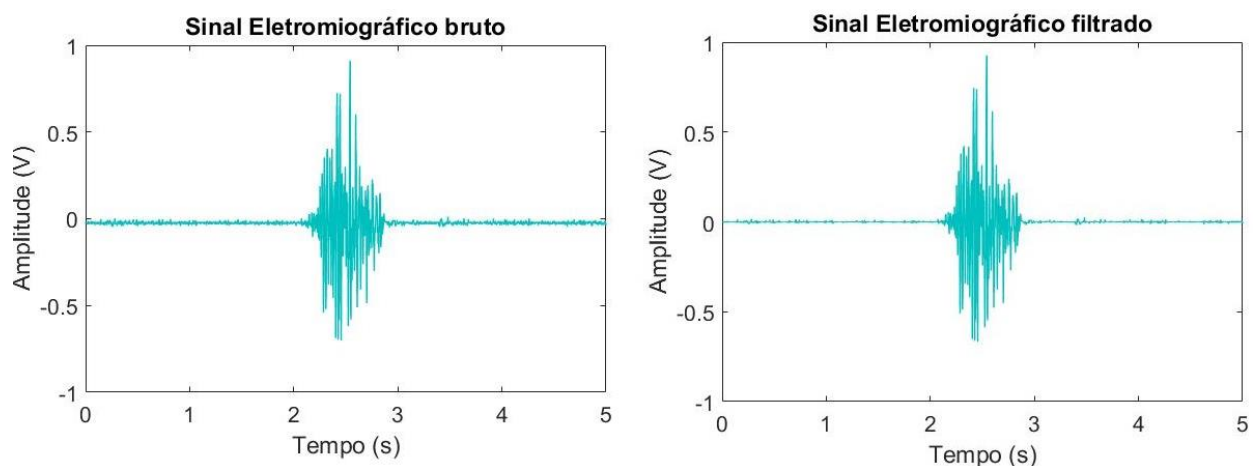


Figura 11: Sinal eletromiográfico bruto e filtrado

Para detecção do *onset* muscular, foi utilizado o vetor de limiares retornados a partir do processamento dos dados. Esse vetor é caracterizado por limiares que são definidos a partir das

zonas de detecção de atividade muscular. A atividade EMG detectada é caracterizada por um vetor que possui elementos diferentes de zero, por outro lado, se não houve detecção de atividade os elementos serão iguais a zero. Dessa forma, o início da zona de contração muscular reflexa é facilmente detectada no vetor de limiares.

O vetor de limiares passa por uma varredura e a primeira posição em que a contração foi detectada é marcada como o ponto onde ocorreu o *onset* muscular. A Figura 12 mostra o envelope do sinal EMG e o ponto de detecção do *onset* muscular.

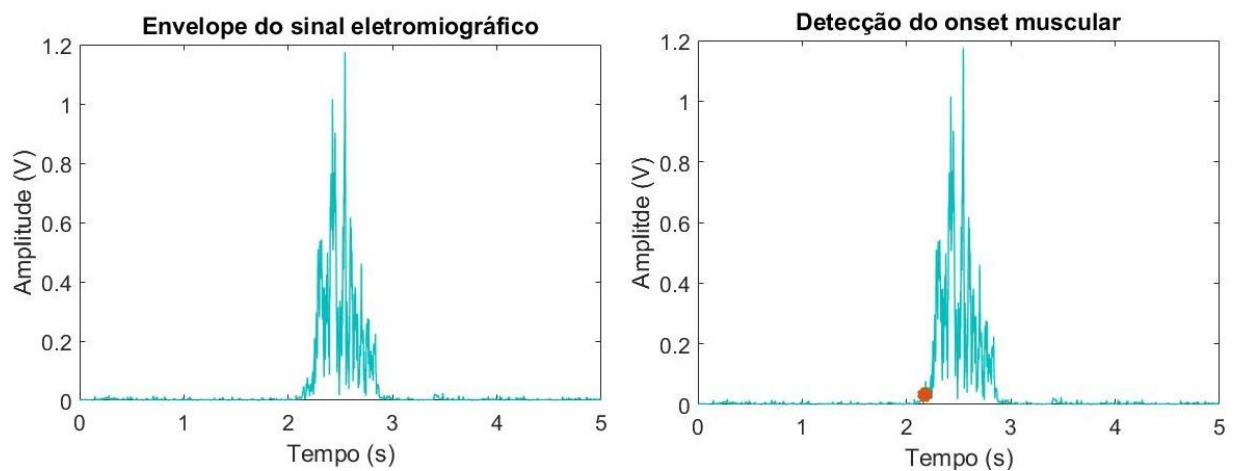


Figura 12: Sinal eletromiográfico envelopado e após detecção do *onset* muscular.

Após identificar o *onset* muscular, é necessário avaliar se ele foi válido ou não, uma vez que, pode acontecer da detecção ocorrer fora de uma zona de estiramento, devido a artefatos, ruídos ou possíveis falhas técnicas. Para avaliar se o *onset* foi detectado durante um estiramento válido, é necessário avaliar o sinal do eletrogoniômetro, para verificar se o *onset* ocorreu durante uma zona de estiramento. Para tanto, foi implementado no *software* uma varredura, afim de detectar o valor do ângulo em que é detectado o início do estiramento, obtendo esse valor, é possível comparar o instante de tempo detectado no sinal EMG com o valor do ângulo e a velocidade angular detectados no mesmo instante de tempo, e assim verificar se o *onset* ocorreu durante o movimento do membro do paciente. Se o instante de tempo coincidir com o momento em que o membro do paciente estava com velocidade nula ou o ângulo era maior que 120, o estiramento era considerado não válido.

A cada estiramento válido a coordenada detectada de ângulo por velocidade, em valores absolutos, era armazenado e plotado na interface, formando o gráfico com todos os LREDs evocados. A partir desses valores, ao encerrar os 30 estiramentos válidos, foi calculada a

regressão linear dos pontos. De modo que o LRET é calculado como o valor do ângulo onde a velocidade angular é nula. Obtendo o valor final e encerrando o processamento dos sinais.

Essa técnica de processamento também foi implementada por Silva et al. [9], no entanto, nesse trabalho todo o processamento foi realizado em tempo real.

## Interface

A interface geral do sistema foi desenvolvida na linguagem C#, utilizando a plataforma Visual Studio 2017, pode ser visualizada na Figura 13. Ao abrir a interface, ela é composta pelos botões de início e ajuda, sendo que o botão para iniciar a coleta fica desabilitado até o terapeuta realizar o cadastro do paciente e realizar a conexão com o *hardware*. Dessa forma, o botão de início é composto pelo cadastro do paciente e pela conexão com a porta serial, e o botão de ajuda tem o intuito de auxiliar o terapeuta na utilização da interface. Também na interface, é possível visualizar um *feedback* visual para o terapeuta, mostrando o movimento do braço do paciente e um braço modelo, que se movimenta de acordo com as velocidades de estiramento propostas. O intuito é o terapeuta realizar os estiramentos no membro do paciente na mesma velocidade em que é mostrado na interface.

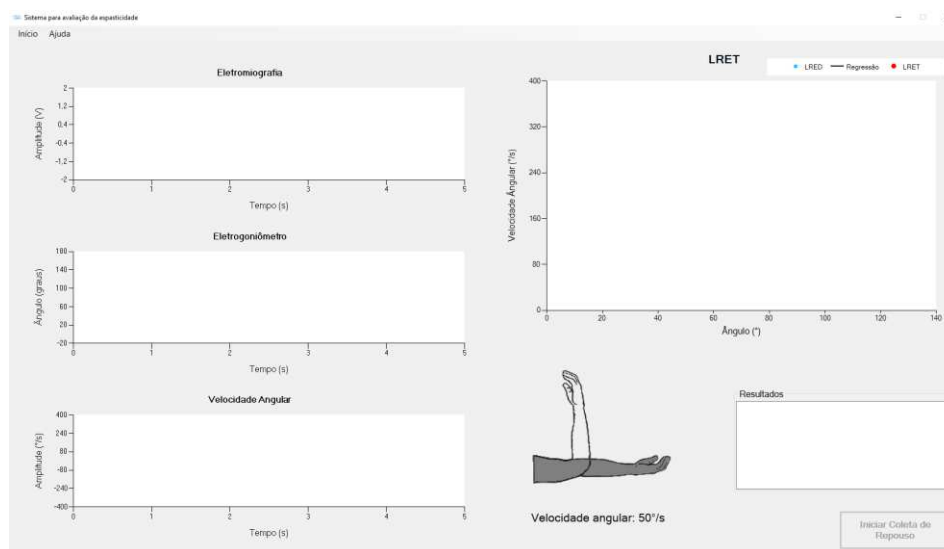


Figura 13: Interface geral do sistema desenvolvido.

A opção de cadastramento do paciente permite que o terapeuta preencha todas as informações da coleta, e salve os dados de cada paciente em um arquivo, para posterior consulta. A tela de cadastro do paciente pode ser visualizada na Figura 14. Após o cadastro do paciente, o terapeuta pode realizar a conexão com o dispositivo e iniciar a coleta.

Paciente

Nome do paciente:  Data:  nº:

Profissão:  Data de nascimento:  Idade:

Endereço:  CEP:

Cidade/UF:  Telefone:  Email:

Sexo:   
☐ Feminino   
☐ Masculino

Tipo de AVE:   
☐ Isquêmico   
☐ Hemorrágico

Lado dominante:

Tempo de lesão:

Toma remédico de uso contínuo?   
☐ Sim   
☐ Não

Qual?

Qual período do dia?

Membro:   
☐ Superior   
☐ Inferior

Lado:   
☐ Direito   
☐ Esquerdo

Paresia:   
☐ Hemiparético   
☐ Hemiplégico

Observações:

Salvar

Figura 14: Tela de cadastro de dados do paciente.

Primeiramente, assim que se inicia a coleta, é aberta a interface para coleta de repouso do EMG, a qual são coletados cinco segundos do paciente com o membro totalmente relaxado. Esse sinal é posteriormente utilizado no processamento dos sinais EMG e na detecção do *onset* muscular. A interface de repouso pode ser vista na Figura 15. Após a coleta do EMG em repouso, pode se iniciar a coleta dos estiramentos.

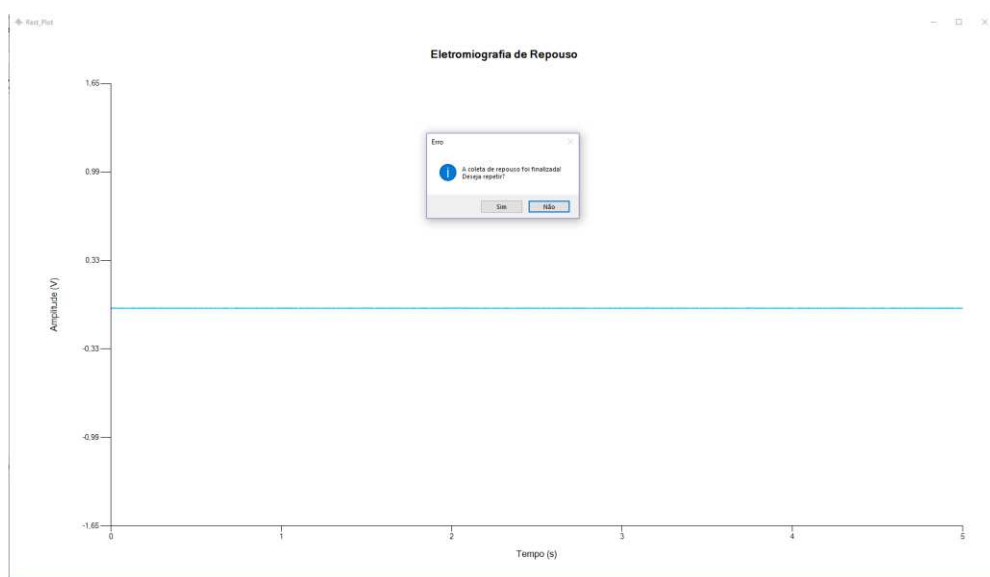


Figura 15: Interface de coleta do sinal de repouso.

### **3.3. Aplicação do dispositivo na prática clínica**

#### **3.3.1. Detalhamento da amostra**

Para este estudo, foram convidados um total de 18 participantes, com sequela comprovada de AVE. Eles foram recrutados em três instituições, no Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HC-UFU), na Associação dos Paraplégicos de Uberlândia (APARU) e no Centro de Excelência em Reabilitação e Trabalho Orientado de Uberlândia (CERTO). Todos os pacientes e responsáveis nas instituições foram informados a respeito dos procedimentos realizados e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Os voluntários responderam uma ficha com os dados gerais, histórico da lesão, tipo de lesão e lado afetado.

#### **3.3.2. Critérios de elegibilidade**

Como critérios de elegibilidade, os pacientes participantes da pesquisa devem:

- ❖ Ter sofrido acidente vascular encefálico isquêmico ou hemorrágico com acometimento nos hemisférios cerebrais direito ou esquerdo, documentado por tomografia computadorizada ou ressonância magnética.
- ❖ Possuir sinais clínicos de hemiparesia ou hemiplegia com comprometimento de membro superior.
- ❖ Apresentar espasticidade de flexores do cotovelo.
- ❖ Não apresentar acometimentos visuais e auditivos graves.
- ❖ Não apresentar outras doenças musculoesqueléticas ou neurodegenerativas associadas.
- ❖ Não apresentar déficit cognitivo ou psicomotor.
- ❖ Não fazer uso de medicamentos com influência no tônus muscular ou estado de vigília.
- ❖ Apresentarem-se clinicamente estáveis.
- ❖ Ter assinado o termo de consentimento livre e esclarecido.

Devido à falta de dados, e por apresentarem outras sequelas associadas a espasticidade, cinco pacientes foram excluídos da pesquisa, sendo assim, 13 pacientes foram analisados efetivamente. As características dos pacientes analisados podem ser visualizadas na Tabela 2. Sendo que a média de idade dos pacientes foi de  $57,61 \pm 7,43$  anos e a média do tempo de lesão foi  $56,23 \pm 40,16$  meses.

Tabela 2: Características dos participantes da pesquisa

Paciente	Sexo	Idade	Tipo do AVE	Tempo de lesão (meses)	Tipo de sequela	Lado comprometido
1	F	57	H	36	Hemiparético	D
2	F	64	I	5	Hemiplégico	E
3	M	60	I	12	Hemiplégico	E
4	F	58	I	156	Hemiplégico	D
5	M	56	I	12	Hemiparético	E
6	M	54	I	24	Hemiparético	E
7	M	24	I	24	Hemiparético	E
8	M	55	I	36	Hemiplégico	D
9	F	70	I	48	Hemiparético	E
10	M	52	H	60	Hemiparético	D
11	M	71	H	210	Hemiplégico	D
12	F	57	I	60	Hemiplégico	E
13	M	71	H	48	Hemiplégico	E

H: hemorrágico; I: isquêmico.

### 3.3.3. Protocolo experimental

Inicialmente foi realizado a avaliação clínica da espasticidade pela EMA, realizando a extensão passiva do cotovelo até a amplitude permitida, a fim de avaliar a espasticidade do músculo bíceps braquial. Em seguida, o mesmo avaliador realizou a medida do LRET utilizando o equipamento desenvolvido.

O protocolo específico para a avaliação foi realizado de acordo com os seguintes passos:

- ❖ Preparar o dispositivo e o software para a coleta.
- ❖ Primeiramente o paciente deve ser posicionado sentado confortavelmente em uma cadeira, mantendo o braço comprometido relaxado e em uma posição confortável e neutra.
- ❖ O terapeuta deve avaliar o paciente pela EMA.
- ❖ Abrir o software e realizar o cadastro do paciente, colocando todos os dados necessários.
- ❖ Preparar a superfície onde serão colocados os eletrodos de EMG e posicioná-los no bíceps braquial, e o eletrodo de referência posicionado no cotovelo, ambos de acordo com a recomendação SENIAM (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*).

- ❖ Posicionar o eletrogoniômetro no cotovelo de acordo com a Figura 16.



Figura 16: Posicionamento do eletrogoniômetro e dos eletrodos de EMG no braço do paciente.

- ❖ Instruir o paciente para manter o braço relaxado durante todo o procedimento, sem realizar contrações voluntárias.
- ❖ Iniciar a coleta no *software*. Realizar os movimentos de extensão do membro de acordo com as velocidades determinadas na interface, por meio do *feedback* visual, Figura 17. Ao final devem ser realizados 30 estiramentos válidos.

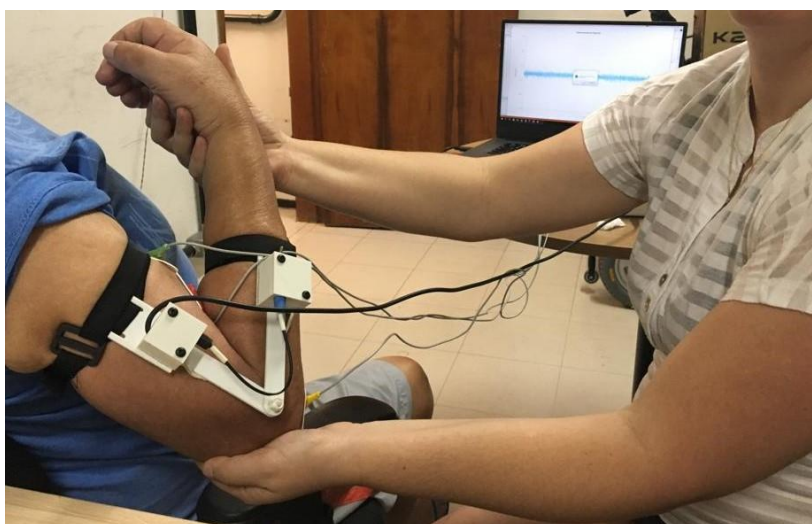


Figura 17: Terapeuta realizando os estiramentos.

As velocidades de estiramento foram determinadas no *software* em modo crescente, de acordo com o protocolo definido por Marques et al. [78], e eram mostradas para o terapeuta na

interface de coleta. Para facilitar a coleta de dados na velocidade certa, foi desenvolvido um *feedback* visual, o qual apresentavam a imagem de dois braços. Um deles, denominado braço modelo, seguia o padrão das velocidades pré-determinadas, enquanto o outro seguia a velocidade realizada pelo terapeuta em tempo real. Dessa forma, o fisioterapeuta deveria seguir a velocidade do braço modelo, 50°/s, 80°/s, 110°/s, 140°/s, 170°/s e 200°/s, facilitando assim o *feedback* visual e aumentando a confiabilidade do sistema. A Figura 18 mostra como a interface apresenta esse *feedback* visual.



Figura 18: *Feedback* visual de velocidades de estiramento.

#### 3.3.4. Análise dos dados

Após a coleta, os dados foram armazenados em um arquivo no formato .txt, o qual era composto pelos dados de cadastro do paciente, os dados de velocidade e ângulo dos LREDs e o resultado do LRET com seu valor, a equação da reta e o coeficiente de determinação ( $R^2$ ). Além disso, a correlação do LRET com a EMA foi calculada a partir da correlação de Spearman, utilizando o *software* R [79], para isso os valores referentes a escala 1+, foram considerados 1,5. A correlação de Spearman tem variação entre -1 e 1, na qual quanto mais perto dos extremos melhor a associação entre as variáveis. Uma correlação forte apresenta resultados entre 0,7 e 1, é considerada moderada se o valor estiver entre 0,4 e 0,69, por fim será considerada correlação fraca se o valor estiver entre 0,1 e 0,39.

### **Retirada de pontos discrepantes**

Foram observados alguns pontos de LRED fora da conformidade fisiológica [13], portanto considerados pontos falsos. Esses pontos foram excluídos da coleta, manualmente, de acordo com os seguintes parâmetros:

- ❖ Os pontos cuja atividade muscular foi detectada com velocidades inferiores a  $2^\circ/\text{s}$ .
- ❖ Os pontos cuja atividade detectada ocorreu a menos de  $5^\circ$  do ponto inicial com uma velocidade angular inferior a  $100^\circ/\text{s}$ .

## CAPÍTULO 4

---

### Resultados

#### 4.1. Questionário

Entre os 102 profissionais que responderam ao questionário, observou-se que 80,8% deles atenderam pacientes com espasticidade. A maioria desses pacientes apresentam espasticidade como efeito colateral de: acidente vascular cerebral (64,3%), paralisia cerebral (38,09%), traumatismo cranioencefálico (22,61%), a maioria dos terapeutas atendem mais de uma patologia. Quanto aos métodos de avaliação da espasticidade, a maioria dos terapeutas utilizam na prática clínica a Escala de Ashworth (24,5%), a Escala de Ashworth Modificada (10,78%) e avaliações clínicas (12,74%), e os profissionais que não tratavam pessoas com espasticidade não conhecem nenhum método.

Em relação à percepção dos terapeutas sobre os métodos utilizados para avaliação da espasticidade, foi questionado se eles consideravam esses métodos dependentes ou não de sua perícia, 87,5% deles responderam afirmativamente, e até mesmo os terapeutas que não tratam a espasticidade têm essa percepção. Também foi questionado se eles estariam interessados em ter acesso à uma metodologia que usa equipamentos para avaliar a espasticidade, 92,3% dos terapeutas responderam que estão interessados.

Os dados também foram analisados através de tabulações cruzadas para ver se havia uma relação entre as respostas dos participantes a algumas perguntas. Na Tabela 3, pode se observar a relação entre os terapeutas que tratam pacientes com espasticidade e se estariam interessados em adquirir equipamentos que pudessem realizar essa avaliação.

Tabela 3: Tratam pessoas com espasticidade X Interesse em equipamentos para avaliar a espasticidade.

	Interesse em um equipamento		
	Não	Sim	Total
	Não	Sim	Total
Tratam pessoas com espasticidade	4	15	19
	4	79	83
	8	94	102

Nesta tabela, de 83 terapeutas que tratam pacientes com espasticidade, 79 estariam interessados em usar um equipamento para avaliação, enquanto dos 19 terapeutas que não atendem esses pacientes, 15 disseram que estariam interessados em um equipamento que avaliaria espasticidade na prática clínica, portanto, um total de 94 profissionais teria esse interesse, correspondendo a 92,16% da amostra total.

Outra relação analisada foi entre o método utilizado para avaliar a espasticidade e a percepção que eles tem em relação aos métodos dependerem de sua experiência, e se isso influencia seu interesse em adquirir um equipamento dedicado à avaliação da espasticidade, os resultados são mostrados na Tabela 4.

Tabela 4: Método utilizado depende da expertise X Interesse em equipamentos para avaliar a espasticidade.

Métodos dependem da expertise	Interesse em um equipamento			
		Não	Sim	Total
	Não	3	5	8
	Sim	10	84	94
Total	13	89	102	

Sobre a subjetividade do método utilizado, 94 terapeutas responderam que o método utilizado por eles é dependente de sua expertise, e 84 deles estão interessados em adquirir um instrumento para avaliar a espasticidade. Enquanto 10 terapeutas, mesmo reconhecendo que o método usado por eles pode não ser o mais preciso, ainda não tem interesse em adquirir o equipamento.

## 4.2. Dispositivo para avaliação da espasticidade

O dispositivo desenvolvido foi denominado de SpEs (Spasticity Evaluation System), ou sistema para avaliação da espasticidade. Ele é composto pelo eletromiógrafo, pelo eletrogoniômetro e pelo *software*. É um dispositivo portátil e de fácil manuseio, além de apresentar uma interface intuitiva e os resultados em tempo real, também é um dispositivo de baixo custo. O equipamento desenvolvido pode ser visualizado na Figura 19.



Figura 19: Dispositivo para avaliação da espasticidade.

Os estiramentos que foram detectados como não válidos não foram considerados ao final da coleta, sendo que era exibido para o terapeuta um aviso para executar novamente. Como pode ser visto na Figura 20.

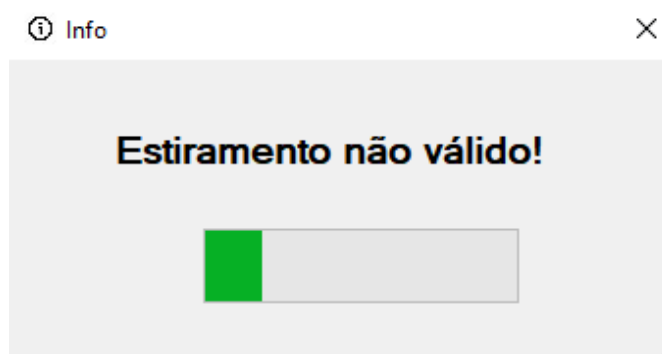


Figura 20: Aviso de estiramento não válido.

A Figura 21 mostra os gráficos obtidos ao final de um estiramento, onde é possível visualizar o sinal EMG, a variação do ângulo articular e a velocidade angular calculada, todos em tempo real. Ao final de cada estiramento o *onset* muscular é calculado e mostrado nos gráficos, no instante de tempo em que ocorreu, pontos vermelhos nos gráficos. É possível observar pela respectiva Figura que o método para detecção do *onset* muscular apresentou um bom desempenho, detectando sempre o início da contração muscular.

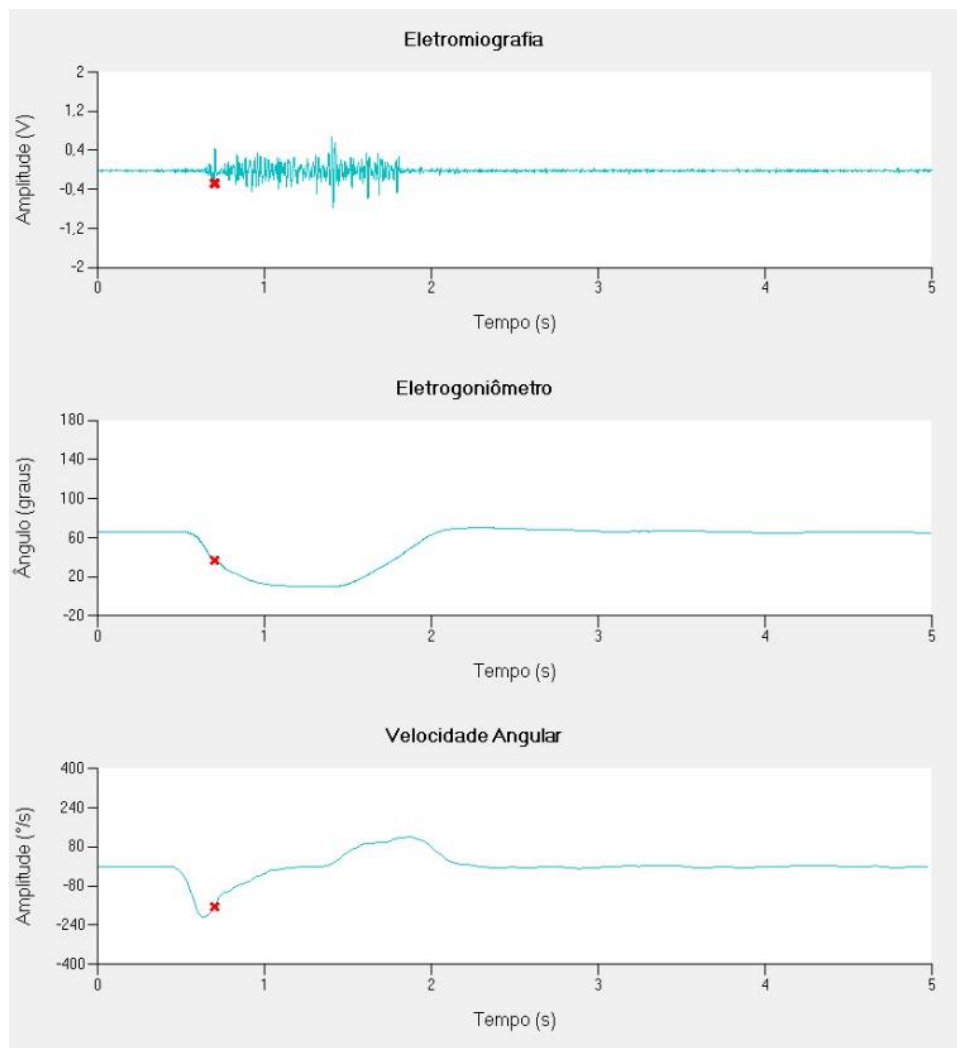


Figura 21: Sinal de EMG, ângulo articular e velocidade angular para um estiramento, com detecção do *onset* muscular.

A partir dos pontos marcados nos gráficos de início da contração muscular em resposta ao reflexo de estiramento, as coordenadas de ângulo por velocidade angular são armazenadas e a interface do *software* apresenta os pontos de LRED detectados para cada estiramento válido em tempo real. Em seguida, quando se obtém todos os pontos de LREDs, trinta estiramentos válidos, é traçado a reta de regressão linear, desse modo é calculado o valor do LRET e o valor do coeficiente de determinação da reta, Figura 22.

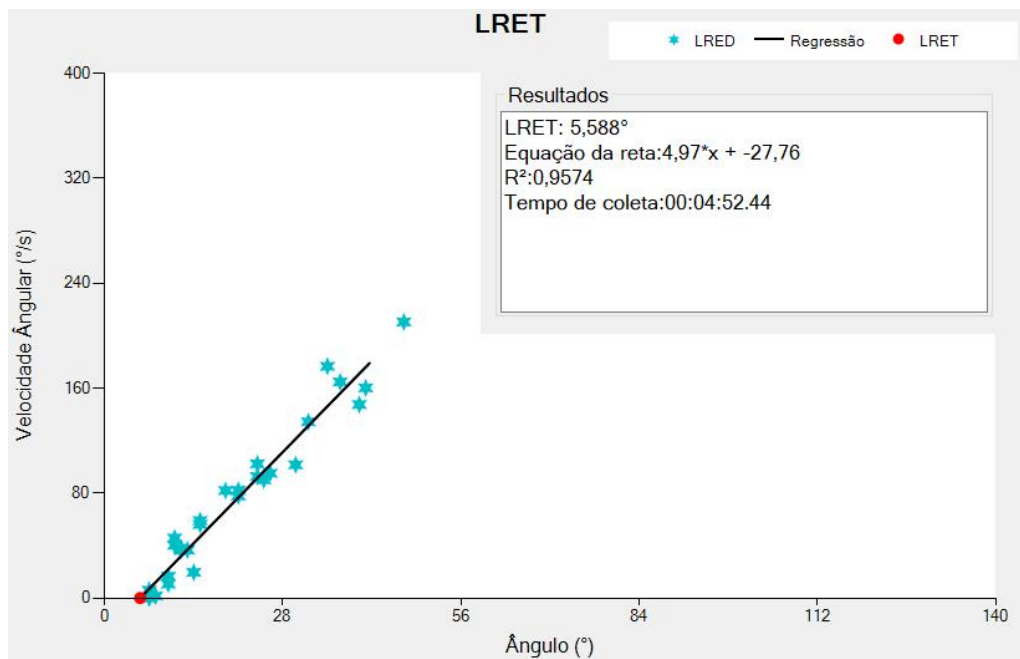


Figura 22: Resultados do LRET apresentados na interface.

Ao final da coleta, após os 30 estiramentos válidos, é fornecido os gráficos com os sinais processados, o valor final do LRET, a equação da reta e o coeficiente de determinação. Também é apresentado na interface o tempo total de coleta, como pode ser visto na Figura 23. Facilitando dessa forma a percepção dos resultados para o terapeuta e o paciente.

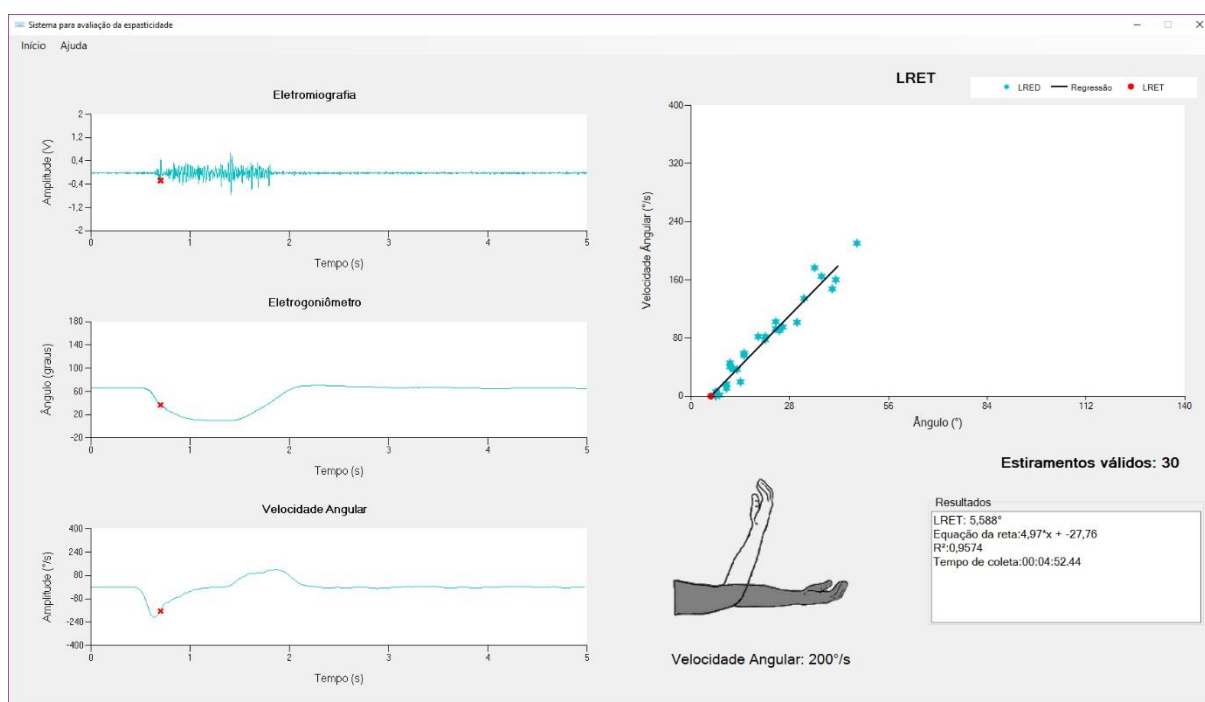


Figura 23: Visualização da interface no final da coleta.

A

Tabela 5 apresenta os resultados da avaliação dos 13 pacientes analisados, incluindo a avaliação da espasticidade por meio da aplicação da EMA, os valores de LRET e o coeficiente de determinação da regressão linear dos pontos de LRED.

Tabela 5: Resultados da avaliação de cada paciente.

Paciente	R <sup>2</sup>	LRET	EMA
1	0,9574	5,58°	1+
2	0,8904	2,50°	0
3	0,8877	78,10°	2
4	0,8815	40,47°	1+
5	0,8124	10,66°	1
6	0,7926	29,77°	1
7	0,6929	97,55°	3
8	0,6134	90,55°	2
9	0,6955	13,54°	1
10	0,522	107,33°	2
11	0,5124	80,91°	2
12	0,5057	48,82°	1+
13	0,5052	68,83°	1+

R<sup>2</sup>: Coeficiente de determinação; LRET: Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico; EMA: Escala Modificada de Ashworth.

A correlação de Spearman entre os valores do LRET e da EMA foi de 0,8925 sendo, portanto, considerada uma correlação forte.

Foram selecionados seis pacientes para melhor visualização dos resultados, de modo que, é possível observar que o equipamento foi capaz de medir diferentes níveis de espasticidade, desde um grau de espasticidade leve à um grau elevado. Os gráficos abaixo, Figura 24, correspondem aos resultados das coordenadas de ângulo versus velocidade angular, para esses seis pacientes. É possível visualizar os pontos de LREDs capturados em diferentes velocidades, definindo a reta de regressão linear. De modo que, o valor estimado para o LRET representa o ângulo em que a velocidade é zero. Nos gráficos também é possível identificar o valor do coeficiente de determinação da reta (R<sup>2</sup>).

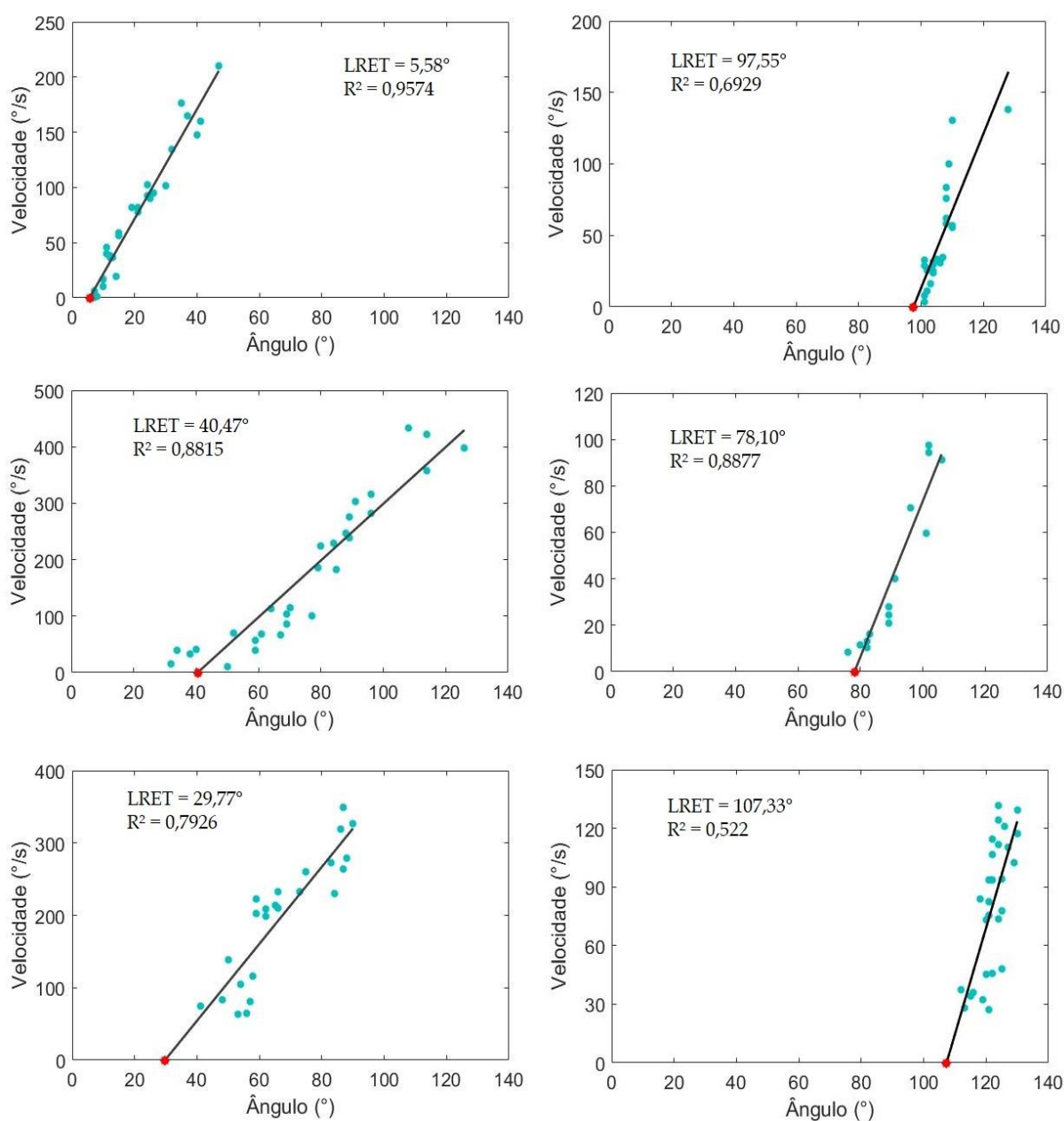


Figura 24: Gráficos dos resultados do LRET para seis participantes.

## CAPÍTULO 5

---

### Discussão

Considerando a quantidade de pessoas afetadas pelo AVE que apresentam a sequela de espasticidade, fica evidente que a falta de um método quantitativo para avaliação desse distúrbio, prejudica o tratamento delas, na medida que falha ao direcionar o terapeuta na busca da melhor terapêutica, demonstrando assim, a importância dessa avaliação para a reabilitação destas pessoas. Neste sentido, este estudo propõe um equipamento dedicado, portátil e de baixo custo para a avaliação quantitativa e objetiva da espasticidade por meio do método Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico (LRET). Os resultados mostraram que foi possível desenvolver um equipamento viável para a avaliação objetiva da espasticidade na prática clínica.

O questionário desenvolvido nesse estudo teve como objetivo conhecer a necessidade de um equipamento para avaliar a espasticidade na prática clínica. Como o questionário proposto foi disseminado sem restrições para fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e médicos, foi possível observar que a maioria dos profissionais que responderam tratam pacientes com espasticidade, este fato pode ser explicado pelo número de pessoas afetadas no Brasil e no mundo [19], e também pela alta busca por reabilitação, uma vez que a espasticidade afeta a qualidade de vida, ocasionando a redução da capacidade de realizar atividades de vida diária [80]. Ward et al. também relatou que 89% dos pacientes relataram incapacidade total ou parcial no trabalho e descreveu que o desenvolvimento e a evolução da espasticidade em pacientes pós-AVE podem ser reduzidos e evitados por meio de intervenções precoces [81].

Nesse contexto, muitos estudos têm proposto dispositivos para a avaliação quantitativa da espasticidade, por meio de diferentes métodos de detecção. O método do LRET foi escolhido para essa pesquisa por estar em conformidade com a definição da espasticidade por Lance [3], a qual é a mais aceita atualmente, e é definida como uma síndrome do neurônio motor superior caracterizada por seu aumento ser dependente da velocidade. Desse modo, o principal componente de medida da espasticidade seria o limiar de excitabilidade do reflexo de estiramento, sendo que diferentes velocidades provocam diferentes reflexos de estiramento dinâmicos [13].

Vários estudos prévios relataram a eficiência do método LRET para a avaliação da espasticidade devido a sua confiabilidade [5], [7], [9], [13]. Desse modo, houve um crescimento

na busca pelo desenvolvimento de equipamentos portáteis e acessíveis, que utilizam esse método para realizar essa avaliação. Portanto, o objetivo desse estudo foi desenvolver um equipamento que fosse mais eficiente, com técnicas de processamento mais confiáveis e possuísse um baixo custo quando comparado com os existentes. Assim como os trabalhos anteriores, o dispositivo desenvolvido utilizou os sinais EMG e angulares para a detecção do LRET.

O equipamento desenvolvido possui um *hardware* e um *software* para aquisição e processamento dos dados obtidos nas coletas. O *hardware* é composto por um canal de eletromiografia e um eletrogoniômetro de fibra óptica plástica. Apesar de outros trabalhos também apresentarem metodologia semelhante [5], [13], [51], o diferencial se encontra na portabilidade e no baixo custo do equipamento desenvolvido, além do fácil manuseio e implementação em clínicas de reabilitação e até mesmo nas casas dos pacientes (que tem atendimento domiciliar). Silva et al. [9] propôs um sistema para a avaliação da espasticidade pelo método LRET, no entanto, o equipamento utilizado foi uma adaptação de um eletromiógrafo e um eletrogoniômetro comerciais, que devido ao alto custo de aquisição, dificulta o acesso ao equipamento, por parte dos terapeutas.

O eletrogoniômetro desenvolvido utilizou a tecnologia de fibra óptica, que tem sido bastante difundida na avaliação de ângulos articulares [71]. É um diferencial na avaliação da espasticidade e suas principais vantagens são apresentar uma tecnologia de baixo custo, confiável, facilmente implementável e adaptável em qualquer membro. A maioria dos estudos anteriores utilizaram eletrogoniômetros resistivos, que apresentam um grande volume no membro acometido do paciente e muitas vezes causam desconforto no momento dos estiramentos. Por outro lado, o goniômetro desenvolvido ficou compacto e confortável no braço dos pacientes.

O equipamento proposto por McGibbon e colaboradores [72] também utilizou os sinais EMG e angulares na determinação da espasticidade. Assim como o trabalho atual, também foi utilizado um sensor de fibra óptica na medida dos ângulos articulares. No entanto, o método aplicado para detecção do *onset* muscular e processamento do sinal EMG foram realizados utilizando um modelo de predição. Além de não apresentar uma interface intuitiva para o terapeuta na realização dos estiramentos passivos, também não levou em consideração o fator da espasticidade ser dependente da velocidade.

Em relação a implementação do processamento de detecção do *onset* muscular, e da detecção do LRET, a técnica implementada foi a mesma utilizada por Silva et al. [9], com a

diferença de que todo o processamento é realizado em tempo real e os resultados são mostrados imediatamente na interface do sistema. Tais características facilitam a análise do terapeuta e também proporcionam o *feedback* imediato dos resultados para o paciente. A técnica desenvolvida por Hu et al. também foi similar [82], no entanto, ele apresentou apenas um estudo preliminar e utilizou um método de detecção apenas dos reflexos dinâmicos, não obtendo o valor do LRET. Neste trabalho foi implementado um sistema de processamento baseado na técnica de Andrade et al. [60], [61]. A detecção dos *onsets* musculares ocorreu de maneira satisfatória, para isso foi utilizado um sinal de referência, em que o paciente estava em repouso, esse sinal foi coletado no intervalo de cinco segundos. Desse modo foi possível distinguir o sinal EMG com atividade muscular, distinguindo do sinal de repouso muscular, sendo possível detectar o início de cada contração. Foram coletados cinco segundos de repouso, para ter um tempo suficiente em que poderiam ocorrer mudanças na interface entre pele e eletrodo.

Além do sistema de detecção dos *onsets* musculares, foram implementados alguns parâmetros para verificar se os estiramentos tinham sido válidos ou não, afim de evitar que possíveis interferências na detecção correta dos estiramentos musculares, fator essencial para o cálculo correto do valor do LRET. Para isso, os valores de detecção do *onset* no sinal EMG foram comparados, por meio do instante de tempo em que ocorreu, com os sinais angulares, a fim de detectar se os estiramentos e as contrações musculares estavam realmente acontecendo. Outro parâmetro definido foi se o valor da velocidade e o valor do ângulo detectado estavam dentro da faixa biomecânica. Assim, a partir dessas análises, foram considerados como não válidos os estiramentos que não atendiam a esses requisitos, os outros trabalhos não realizaram essa exclusão de estiramentos em tempo real. Entretanto, mesmo com as implementações citadas acima, ainda houve identificação de pontos que não estavam dentro do esperado, passaram por análise posterior e exclusão de pontos mal detectados, assim como foi realizado no trabalho de Marques et al. [5].

Outro grande diferencial desse trabalho foi a interface desenvolvida, que continha um *feedback* visual em tempo real para o terapeuta. Como a realização do movimento passivo foi realizada de maneira manual, é difícil garantir que o terapeuta está realizando o estiramento na velocidade adequada. Neste contexto, a fim de minimizar essa questão, foi desenvolvido um meio visual para o terapeuta realizar os estiramentos na velocidade certa, sendo que ele deveria seguir o modelo demonstrado na interface. As velocidades utilizadas foram 50°/s, 80°/s, 110°/s, 140°/s, 170°/s e 200°/s, sendo que elas alteravam de modo crescente e foram realizados 5 estiramentos válidos para cada velocidade. A medida que eram detectados os estiramentos, o

*software* atualizava automaticamente para a nova velocidade, alertando o terapeuta por meio da interface. Alguns trabalhos utilizaram *feedback* auditivo [7], [13], no entanto, foi relatado que em alguns casos os pacientes anteciparam o estiramento baseado no som que era emitido. Silva et al. [9] realizou um treinamento prévio das velocidades com os terapeutas, entretanto, relatou a dificuldade em corresponder as faixas de velocidade pré-determinadas, ressaltando a importância de um *feedback* para o terapeuta avaliar se a velocidade de estiramento está sendo realizada de maneira eficiente.

Ao analisar os dados obtidos após a utilização do equipamento desenvolvido na prática clínica, pode-se observar que todas as coletas apresentaram um comportamento linear das coordenadas de ângulo por velocidade. De modo que, quanto maior a velocidade de estiramento, maior é o ângulo de resposta muscular, em conformidade com a definição da espasticidade por Lance [40]. Foi obtido um alto coeficiente de determinação quando comparado com outros trabalhos, demonstrando que os valores detectados de LREDs apresentaram um comportamento quase linear. Os dados de alguns pacientes apresentaram  $R^2$  mais baixo, como os casos em que seu resultado ficou em torno de 0,5, uma das possíveis causas desses valores pode ser a tensão do paciente no momento da coleta, apresentando uma relação sinal ruído baixa, afetando diretamente no processamento dos sinais e piorando a detecção dos *onsets* musculares, como foi descrito por Silva et al. [9].

Analisando os resultados, também é possível visualizar nos gráficos que o dispositivo conseguiu mensurar diferentes níveis de espasticidade. Desde pessoas que possuíam um grau muito baixo, como foi o exemplo da paciente 2, até pacientes com uma disfunção mais grave, como foi a detectada no paciente 10. Além disso, conseguiu classificar melhor os níveis de cada paciente, uma vez que, pacientes que apresentavam o mesmo escore na EMA apresentaram graus diferentes de espasticidade, pelo método LRET. A avaliação mais discrepante foram as dos pacientes 1 e 13, em que os dois foram avaliados como 1+, na EMA, e seus valores de LRET foram  $5,58^\circ$  e  $68,83^\circ$ , respectivamente. Os trabalhos citados anteriormente também apresentaram resultados semelhantes.

Os resultados obtidos na avaliação dos pacientes com o equipamento foram correlacionados com a avaliação mais utilizada na prática clínica, a Escala Modificada de Ashworth. Os dados obtidos apresentaram uma correlação positiva e forte entre as duas avaliações (0,8925), outros estudos também apresentaram esse resultado, como Ang et al. [53], que apresentou uma correlação de 0,807 entre as duas medidas, quando aplicado o protocolo

no bíceps braquial. Isso não é uma surpresa, porque tanto o dispositivo quanto o terapeuta estão tentando identificar o momento em que a resistência involuntária se instala.

A simplicidade na Escala Ashworth Modificada é a razão de sua popularidade e, ao mesmo tempo, também seu atributo mais criticado [31], [45]. Em particular, não é fácil identificar diferenças significativas entre os escores 1, 1+ e 2. Desse modo, se a reabilitação do paciente for definida de acordo com a gravidade de sua espasticidade, obtido com base nas avaliações, a falta de distinções sutis na pontuação da EMA representa um problema [39]. Um exemplo seria a paciente 2, que na EMA apresentou espasticidade no nível 0, e na detecção do LRET foi obtido 2,50°. Portanto, o equipamento desenvolvido pode ser usado nesses casos para diferenciar o nível de gravidade da espasticidade entre os pacientes com melhor precisão.

## CAPÍTULO 6

---

### Conclusão

A avaliação da espasticidade é de grande interesse na prática clínica, uma vez que, uma medida confiável e que traga informações relevantes a respeito do quadro clínico do paciente é importante para o acompanhamento de sua evolução. Há uma grande necessidade de implementação de um dispositivo totalmente dedicado para a avaliação da espasticidade na prática clínica, que possua um baixo custo, que seja intuitivo e facilmente aplicável.

Nesse sentido, foi desenvolvido um equipamento para a avaliação da espasticidade de forma quantitativa e confiável, por meio do método do limiar do reflexo de estiramento tônico (LRET). O sistema atua em tempo real, proporcionando um *feedback* visual para o terapeuta e para o paciente. A detecção e as técnicas de processamento dos sinais apresentaram resultados satisfatórios. Por tudo isso, o equipamento se mostrou uma medida viável para quantificação da espasticidade na prática clínica.

O sistema foi utilizado na prática clínica, como instrumento para a avaliação da espasticidade no músculo bíceps braquial. Apresentou resultados favoráveis, independentemente do nível de espasticidade, da idade do paciente e do tempo de lesão. No entanto, é necessária a sua aplicação em um maior número de pacientes para comprovar sua repetibilidade intra e inter terapeutas.

#### 6.1. Limitações do estudo

As limitações desse estudo compreendem principalmente: (1) a eventual não repetibilidade na detecção do LRET pelo dispositivo concebido, quando utilizado pelo mesmo avaliador e/ou por avaliadores diferentes; (2) aplicação em um número reduzido de pacientes; (3) ausência de uma tela no *software* para facilitar a calibração do eletrogoniômetro de fibra óptica; (4) carência de outra forma de avaliação quantitativa da espasticidade para efeitos de comparação com o dispositivo proposto.

## 6.2. Trabalhos futuros

Apesar dos avanços obtidos nesse estudo, no intuito de aprimorar ainda mais o protótipo desenvolvido sugere-se alguns pontos a serem trabalhados para superar suas limitações:

- ❖ Melhorar *feedback* para validação do estiramento para cada velocidade determinada.
- ❖ Validar o dispositivo a partir da repetibilidade com o mesmo avaliador e entre avaliadores.
- ❖ Refinar a técnica para obtenção do *onset*, buscando maior robustez do método.
- ❖ Aprimorar os critérios de exclusão de pontos discrepantes no *software*.
- ❖ Desenvolver um eletrogoniômetro capaz de transmitir os dados coletados sem fio, facilitando assim a sua fixação no membro do paciente.
- ❖ Criar uma tela auxiliar para calibração do eletrogoniômetro acessível na própria interface do *software*.
- ❖ Aplicar o sistema para avaliação da espasticidade em um número maior de pacientes e investigar sua eficiência em pacientes com outras doenças, como paralisia cerebral.
- ❖ Fazer ensaios do equipamento para obter seus parâmetros de funcionamento (repetibilidade, exatidão, precisão, entre outros).

## 6.3. Produções científicas

### Trabalhos publicados em periódicos

A. Rezende, C. Alves, I. Marques, M. A. Silva, and E. Naves, “Polymer Optical Fiber Goniometer: A New Portable, Low Cost and Reliable Sensor for Joint Analysis,” *Sensors*, Vol 18, Iss 12, p 4293, no. 12, p. 4293, 2018.

### Depósito de patente

A. Rezende, C. Alves, I. Marques, e E. Naves, “Dispositivo para Avaliação da Espasticidade baseado no método LRET,” *INPI – Instituto Nacional de Propriedade Intelectual*, BR1020180134949.

### Registro de *software*

A. Rezende, C. Alves, I. Marques, e E. Naves, “Spes – Spasticity Evaluation System,” *INPI – Instituto Nacional de Propriedade Intelectual*, BR512018051735-8.

### **Trabalhos publicados em anais de congressos**

**C. M. Alves**, A. R. Rezende, A. M. Freitas, and A. B. Soares, “Decodificação Da Atividade Cortical De Estímulos Auditivos Espacialmente Distribuídos Em Single Trial,” *An. do V Congr. Bras. Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio Eng. Biomédica*, pp. 349–352, 2018.

A. R. Rezende, **C. M. Alves**, E. L. M. Naves, M. F. G. Coelho, and V. L. Gonçalves, “Controle De Um Teclado Virtual Por Meio De Comandos Musculares Faciais,” *An. do V Congr. Bras. Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio Eng. Biomédica*, pp. 342–345, 2018.

**C. M. Alves et al.**, “Alterações Musculares Na Marcha Pós Cirurgia Para Sutura De Lesão Meniscal Do Tipo ‘Alça De Balde’: Um Estudo Piloto,” *An. do 6º Encontro Nacional de Biomêcnica*, 2018.

**C. M. Alves et al.**, “Efeitos da Artroplastia de Quadril na Força de Reação do Solo Durante a Caminhada: Um Estudo Piloto,” *An. do 6º Encontro Nacional de Biomêcnica*, 2018.

### **Trabalhos aceitos em anais de congressos**

**C. M. Alves**, E. M. Santana, and E. L. M. Naves, “Influence of visual and proprioceptive systems in the postural balance of Young adults,” *An. do XXVI Congr. Bras. Engenharia Biomédica*.

A. R. Rezende, **C. M. Alves**, A. M. Freitas and A. B. Soares, “Classification of cortical signals of spatially distributed auditory stimuli,” *An. do XXVI Congr. Bras. Engenharia Biomédica*.

L. R. Borges, **C. M. Alves**, A. R. Rezende, E. P. Zambalde and E. L. M. Naves, “Analysis of complementary colors through brain response and human perception,” *An. do XXVI Congr. Bras. Engenharia Biomédica*.

## Referências

---

- [1] American Association of Neurological Surgeons, “Spasticity – Causes, Symptoms and Treatments,” *Neurological Conditions and Treatments*, 2018. [Online]. Available: <https://www.aans.org/Patients/Neurosurgical-Conditions-and-Treatments/Spasticity>. [Accessed: 05-Dec-2018].
- [2] R. Bhimani and L. Anderson, “Clinical Understanding of Spasticity: Implications for Practice,” *Rehabilitation Research and Practice*, vol. 2014, pp. 1–10, 2014. <http://dx.doi.org/10.1155/2014/279175>
- [3] J. Lance, *Spasticity: Disorder of Motor Control*. 1980.
- [4] A. Kheder and K. P. S. Nair, “Spasticity: pathophysiology, evaluation and management,” *Practical Neurology*, vol. 12, no. 5, pp. 289–298, Oct. 2012. <https://doi.org/10.1136/practneurol-2011-000155>
- [5] I. A. Marques, M. B. Silva, A. N. Silva, L. M. D. Luiz, A. B. Soares, and E. L. M. Naves, “Measurement of post-stroke spasticity based on tonic stretch reflex threshold: implications of stretch velocity for clinical practice,” *Disability and Rehabilitation*, 2017. <https://doi.org/10.1080/09638288.2017.1381183>
- [6] B. ASHWORTH, “PRELIMINARY TRIAL OF CARISOPRODOL IN MULTIPLE SCLEROSIS.,” *The Practitioner*, 1964.
- [7] K. S. Kim, J. H. Seo, and C. G. Song, “Portable measurement system for the objective evaluation of the spasticity of hemiplegic patients based on the tonic stretch reflex threshold,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 33, no. 1, pp. 62–69, 2011. <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.09.002>
- [8] S. M. Aloraini, J. Gäverth, E. Yeung, and M. MacKay-Lyons, “Assessment of spasticity after stroke using clinical measures: A systematic review,” *Disability and Rehabilitation*. 2015. <https://doi.org/10.3109/09638288.2015.1014933>
- [9] M. B. Silva, “Método para avaliação quantitativa da espasticidade baseado no limiar do reflexo de estiramento tônico,” 2013.
- [10] M. P. Barnes, “An overview of the clinical management of spasticity,” in *Upper Motor Neurone Syndrome and Spasticity*, 2008. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511544866.002>
- [11] M. F. Levin and A. G. Feldman, “The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control,” *Brain Research*, 1994. <https://doi.org/10.1016/0006->

- [12] M. Germanotta, M. Petrarca, S. Rossi, A. Colazza, E. Castelli, and P. Cappa, “Measure of stretch reflex spatial thresholds at the ankle in a patient with CP using the Anklebot,” *Gait & Posture*, 2014. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00277>
- [13] A. Calota, A. G. Feldman, and M. F. Levin, “Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 119, no. 10, pp. 2329–2337, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.07.215>
- [14] A. K. Blanchette, A. A. Mullick, K. Moin-Darbari, and M. F. Levin, “Tonic Stretch Reflex Threshold as a Measure of Ankle Plantar-Flexor Spasticity After Stroke,” *Physical Therapy*, vol. 96, no. 5, pp. 687–695, May 2015. <https://doi.org/10.2522/ptj.20140243>
- [15] World Health Organization 2014, “GLOBAL STATUS REPORT on noncommunicable diseases 2014,” 2014.
- [16] Ministério da Saúde (Brasil). DATASUS - Departamento de Informática do SUS, “Procedimentos Hospitalares do SUS por local de residência - Notas Técnicas,” 2017. [Online]. Available: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/sih/qrdescr.htm>. [Accessed: 15-Jan-2019].
- [17] D. Pazzanese, “Acidente Vascular Cerebral Isquêmico: fatores preditores de incapacidade e mortalidade,” 2013.
- [18] M. Hanley, L. Morrison, and R. O’Caoimh, “All Types of Hemorrhagic Stroke Are Not Created Equally,” *JAMA Internal Medicine*, vol. 177, no. 9, p. 1398, Sep. 2017. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2017.3237>
- [19] E. J. Benjamin *et al.*, “Heart disease and stroke statistics - 2018 update: A report from the American Heart Association,” *Circulation*, 2018.
- [20] L. Copstein, J. G. Fernandes, and G. A. N. Bastos, “Prevalência e fatores de risco para AVC numa população do sul do Brasil,” *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, vol. 71, no. 5, pp. 294–300, 2013. <http://dx.doi.org/10.1590/0004-282X20130024>
- [21] “BrainsGate.” [Online]. Available: [http://www.brainsgate.com/eng/page.php?id=3&instance\\_id=9](http://www.brainsgate.com/eng/page.php?id=3&instance_id=9). [Accessed: 24-Jan-2019].
- [22] M. J. O’Donnell *et al.*, “Risk factors for ischaemic and intracerebral haemorrhagic stroke in 22 countries (the INTERSTROKE study): A case-control study,” *The Lancet*, vol. 376, no. 9735, pp. 112–123, Jul. 2010. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(10\)60834-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(10)60834-3)

- [23] P. B. Gorelick *et al.*, “Vascular contributions to cognitive impairment and dementia: A statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association,” *Stroke*. 2011. <https://doi.org/10.1161/STR.0b013e3182299496>
- [24] F. M. Alfieri, M. Riberto, J. A. F. Lopes, T. R. Filippo, M. Imamura, and L. R. Battistella, “Postural Control of Healthy Elderly Individuals Compared to Elderly Individuals with Stroke Sequelae,” *The open neurology journal*, vol. 10, pp. 1–8, 2016. <https://doi.org/10.2174/1874205x01610010001>
- [25] J. M. Ferro, L. Caeiro, and M. L. Figueira, “Neuropsychiatric sequelae of stroke,” *Nature Reviews Neurology*, vol. 12, no. 5. Nature Publishing Group, pp. 269–280, 11-May-2016. <https://doi.org/10.1038/nrneurol.2016.46>
- [26] D. García Carrasco and J. Aboitiz Cantalapiedra, “Effectiveness of motor imagery or mental practice in functional recovery after stroke: a systematic review,” *Neurología (English Edition)*, vol. 31, no. 1, pp. 43–52, Jan. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.nrleng.2013.02.008>
- [27] C. L. Kuo and G. C. Hu, “Post-stroke Spasticity: A Review of Epidemiology, Pathophysiology, and Treatments,” *International Journal of Gerontology*, vol. 12, no. 4, No longer published by Elsevier, pp. 280–284, 01-Dec-2018. <https://doi.org/10.1016/j.ijge.2018.05.005>
- [28] D. V. V. Vaz *et al.*, “Alterações musculares em indivíduos com lesão do neurônio motor superior,” *Fisioterapia e Pesquisa*, 2006.
- [29] C. Marciniak, “Poststroke Hypertonicity: Upper Limb Assessment and Treatment,” *Topics in Stroke Rehabilitation*, 2011. <https://doi.org/10.1310/tsr1803-179>
- [30] G. Sheean and J. R. McGuire, “Spastic Hypertonia and Movement Disorders: Pathophysiology, Clinical Presentation, and Quantification,” *PM and R*. 2009. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2009.08.002>
- [31] S. Malhotra, A. D. Pandyan, C. R. Day, P. W. Jones, and H. Hermens, “Spasticity, an impairment that is poorly defined and poorly measured,” *Clinical Rehabilitation*, 2009. <https://doi.org/10.1177/0269215508101747>
- [32] M. Krupa Pandey, “Spasticity: Practice Essentials, Background, Pathophysiology,” 2018. [Online]. Available: <https://emedicine.medscape.com/article/2207448-overview#a4>. [Accessed: 23-Jan-2019].
- [33] G. Rizzolatti, G. Luppino, and M. Matelli, “The organization of the cortical motor system: New concepts,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1998.

- [https://doi.org/10.1016/S0013-4694\(98\)00022-4](https://doi.org/10.1016/S0013-4694(98)00022-4)
- [34] D. Burke, J. Wissel, and G. A. Donnan, "Pathophysiology of spasticity in stroke," *Neurology*, 2013. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e31827624a7>
  - [35] A. Mukherjee and A. Chakravarty, "Spasticity mechanisms - for the clinician," *Frontiers in Neurology*, 2010. <https://doi.org/10.3389/fneur.2010.00149>
  - [36] J. B. Nielsen, C. Crone, and H. Hultborn, "The spinal pathophysiology of spasticity - From a basic science point of view," in *Acta Physiologica*, 2007. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2006.01652.x>
  - [37] M. A. Khalili and M. Rasulzadeh, "Spasticity: A review of methods for assessment and treatment," *Iranian Rehabilitation Journal*, vol. 9, no. 14, pp. 60–64, 2011. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.sc.3101928>
  - [38] M. B. Bohannon, R. W., Smith, "Escala modificada de Ashworth," *Physical Therapy*, 1987.
  - [39] J. F. M. Fleuren *et al.*, "Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity," *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, vol. 81, no. 1, pp. 46–52, 2010. <http://dx.doi.org/10.1136/jnnp.2009.177071>
  - [40] J. Lance, "Pathophysiology of spasticity and clinical experience with Baclofen," in *Spasticity: Disordered motor control*, 1980.
  - [41] G. TARDIEU, S. SHENTOUB, and R. DELARUE, "[Research on a technic for measurement of spasticity].," *Revue neurologique*, vol. 91, no. 2, pp. 143–4, 1954.
  - [42] R. N. Boyd and H. K. Graham, "Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy," *European Journal of Neurology*, 1999. <https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.1999.tb00031.x>
  - [43] M. Banky and G. Williams, "Tardieu Scale," *Journal of Physiotherapy*. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2017.01.002>
  - [44] D. WADE, "Upper motor neurone syndrome and spasticity. Clinical management and neurophysiology," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 2001. <http://dx.doi.org/10.1136/jnnp.71.6.822d>
  - [45] F. Biering-Sørensen, J. B. Nielsen, and K. Klinge, "Spasticity-assessment: A review," *Spinal Cord*, vol. 44, no. 12, pp. 708–722, 2006. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.sc.3101928>
  - [46] P. G. Lindberg, J. Gäverth, M. Islam, A. Fagergren, J. Borg, and H. Forssberg, "Validation of a new biomechanical model to measure muscle tone in spastic muscles,"

- Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2011.  
<https://doi.org/10.1177/1545968311403494>
- [47] H. M. Lee, J. J. J. Chen, M. S. Ju, C. C. K. Lin, and P. P. W. Poon, “Validation of portable muscle tone measurement device for quantifying velocity-dependent properties in elbow spasticity,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2004.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.02.002>
- [48] A. D. Pandyan, C. I. M. Price, H. Rodgers, M. P. Barnes, and G. R. Johnson, “Biomechanical examination of a commonly used measure of spasticity,” *Clinical Biomechanics*, 2001. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00084-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00084-5)
- [49] C. P. Phadke, F. Ismail, and C. Boulias, “Current Challenges to Clinical Assessment of Spasticity,” *International Journal of Neurology Research*, vol. 1, no. 1, pp. 1–4, Feb. 2015. <https://doi.org/10.6051/j.issn.2313-5611.2015.01.11>
- [50] A. N. Silva, “Método para detecção do onset da atividade muscular para medida do limiar do reflexo de estiramento tônico,” 2015.
- [51] A. N. Silva, M. B. Silva, I. A. Marques, E. L. M. Naves, and A. B. Soares, “Proposal of a real-time computational tool for the measurement of spasticity in stroke patients,” in *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference, BRC*, 2014.  
<https://doi.org/10.1109/BRC.2014.6880995>
- [52] M. F. Levin, R. W. Selles, M. H. G. Verheul, and O. G. Meijer, “Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients: Implications for normal motor control,” *Brain Research*, 2000. [https://doi.org/10.1016/S0006-8993\(99\)02298-2](https://doi.org/10.1016/S0006-8993(99)02298-2)
- [53] W. S. Ang, H. Geyer, I. M. Chen, and W. T. Ang, “Objective Assessment of Spasticity with a Method Based on a Human Upper Limb Model,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 7, pp. 1414–1423, 2018.  
<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2821197>
- [54] J. R. Daube and D. I. Rubin, “Needle electromyography,” *Muscle and Nerve*. 2009.  
<https://doi.org/10.1002/mus.21180>
- [55] R. H. Chowdhury, M. B. I. Reaz, M. A. Bin Mohd Ali, A. A. A. Bakar, K. Chellappan, and T. G. Chang, “Surface electromyography signal processing and classification techniques,” *Sensors (Switzerland)*. 2013. <https://doi.org/10.3390/s130912431>
- [56] T. A. Kuiken, M. M. Lowery, and N. S. Stoykov, “The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk,” *Prosthetics and Orthotics International*,

2003. <http://dx.doi.org/10.3109/03093640309167976>
- [57] J. H. Abbink, A. Van Der Bilt, and H. W. Van Der Glas, "Detection of onset and termination of muscle activity in surface electromyograms," *Journal of Oral Rehabilitation*, 1998. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1998.00242.x>
  - [58] S. Solnik, P. Rider, K. Steinweg, P. Devita, and T. Hortobágyi, "Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection," *European Journal of Applied Physiology*, 2010. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1521-8>
  - [59] K. C. McGill, "Surface electromyogram signal modelling," *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2004. <https://doi.org/10.1007/BF02350985>
  - [60] A. O. Andrade, S. Nasuto, P. Kyberd, C. M. Sweeney-Reed, and F. R. Van Kaniijn, "EMG signal filtering based on Empirical Mode Decomposition," *Biomedical Signal Processing and Control*, 2006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2006.03.003>
  - [61] A. O. Andrade, S. J. Nasuto, and P. Kyberd, "Extraction of motor unit action potentials from electromyographic signals through generative topographic mapping," *Journal of the Franklin Institute*, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jfranklin.2006.10.006>
  - [62] L. Mangiapelo, "Implementing an Electrogoniometer Using Freescale's low g accelerometers."
  - [63] P. T. Wang, C. E. King, A. H. Do, and Z. Nenadic, "A durable, low-cost electrogoniometer for dynamic measurement of joint trajectories," *Medical Engineering and Physics*, 2011. <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.12.008>
  - [64] M. Donno, E. Palange, F. Di Nicola, G. Bucci, and F. Ciancetta, "A new flexible optical fiber goniometer for dynamic angular, measurements: Application to human joint movement monitoring," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2008. <http://dx.doi.org/10.1109/TIM.2008.925336>
  - [65] P. Picerno, A. Cereatti, and A. Cappozzo, "A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units," *Gait and Posture*, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.006>
  - [66] M. El-Gohary and J. McNames, "Shoulder and elbow joint angle tracking with inertial sensors," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2208750>
  - [67] A. G. Leal-Junior, A. Frizera, and M. J. Pontes, "Compensation technique for environmental and light source power variations applied in a polymer optical fiber curvature sensor for wearable devices," *Research on Biomedical Engineering*, 2018.

<https://doi.org/10.1590/2446-4740.04917>

- [68] A. R. Prado *et al.*, “Polymethyl methacrylate (PMMA) recycling for the production of optical fiber sensor systems,” *Optics Express*, 2017. <https://doi.org/10.1364/OE.25.030051>
- [69] K. Peters, “Polymer optical fiber sensors - A review,” *Smart Materials and Structures*. 2011. <https://doi.org/10.1088/0964-1726/20/1/013002>
- [70] A. G. Leal-Junior, A. Frizera, L. M. Avellar, and M. J. Pontes, “Design considerations, analysis, and application of a low-cost, fully portable, wearable polymer optical fiber curvature sensor,” *Applied Optics*, 2018. <https://doi.org/10.1364/AO.57.006927>
- [71] A. Rezende, C. Alves, I. Marques, M. A. Silva, and E. Naves, “Polymer Optical Fiber Goniometer: A New Portable, Low Cost and Reliable Sensor for Joint Analysis,” *Sensors, Vol 18, Iss 12, p 4293 (2018)*, no. 12, p. 4293, 2018. <https://doi.org/10.3390/s18124293>
- [72] C. A. McGibbon, A. Sexton, M. Jones, and C. O. Connell, “Quantification of elbow muscle tone from an instrumented manual stretch-reflex test,” vol. 1, no. 5, pp. 1–11, 2016. <https://doi.org/10.15761/PMRR.1000129>
- [73] Microsoft, “Microsoft Excel - software de planilhas,” 2014. [Online]. Available: <https://products.office.com/pt-br/excel>. [Accessed: 23-Jan-2019].
- [74] E. Candès and M. Wakin, “An Introduction To Compressive Sampling,” *IEEE Signal Processing Magazine*, 2008. <https://doi.org/10.1109/MSP.2007.914731>
- [75] A. Software, “Arduino Software,” *Processing*, no. February, pp. 1–12, 2010.
- [76] Microsoft, “Visual Studio IDE, Editor de Código, VSTS e Centro de Aplicativos - Visual Studio,” 2018. [Online]. Available: <https://visualstudio.microsoft.com/pt-br/?rr=https%3A%2F%2Fwww.google.com%2F>. [Accessed: 23-Jan-2019].
- [77] MathWorks, “MATLAB; Simulink,” *Natick, Massachusetts*, 2018. [Online]. Available: <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>. [Accessed: 23-Jan-2019].
- [78] I. A. Marques, “Influência da Forma de Variação da Velocidade de Estiramento na Avaliação da Espasticidade por Meio do Reflexo de Estiramento Tônico em Pacientes pós Acidente Vascular Encefálico,” 2014.
- [79] Plataforma R, “R: The R Project for Statistical Computing,” 2018. [Online]. Available: <https://www.r-project.org/>. [Accessed: 28-Jan-2019].
- [80] N. H. Mayer, A. Esquenazi, and M. K. Childers, “Common patterns of clinical motor dysfunction,” *Muscle & Nerve*, 1997.

- [81] A. B. Ward, "A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity," *European Journal of Neurology*. 2012. <https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2011.03448.x>
- [82] B. Hu *et al.*, "Spasticity Measurement Based on the HHT Marginal Spectrum Entropy of sEMG Using a Portable System: A Preliminary Study," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2018. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2838767>

## APÊNDICE

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada “**Desenvolvimento e aplicação de um equipamento para avaliação da espasticidade pelo método limiar do reflexo de estiramento tônico**”, sob a responsabilidade dos pesquisadores **Eduardo Lázaro Martins Naves e Camille Marques Alves**.

Nesta pesquisa nós estamos buscando avaliar, com um dispositivo, membros superiores acometidos em pacientes pós-AVE.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pelos pesquisadores Camille Marques Alves e Eduardo Lázaro Martins Naves, antes do início da pesquisa, no momento de acesso ao paciente e somente após a assinatura de consentimento do mesmo, começara a coleta de dados.

Na sua participação, você deverá relaxar os músculos e o terapeuta irá realizar movimentos passivos com o membro superior acometido. Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada. Você não terá nenhum gasto nem ganho financeiro por participar na pesquisa. Os riscos consistem em alguma alergia ao utilizar eletrodos descartáveis para a coleta de dados. Os benefícios serão promover uma avaliação mais efetiva, a fim de melhorar a reabilitação do membro acometido. Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem qualquer prejuízo ou coação. Até o momento da divulgação dos resultados, você também é livre para solicitar a retirada dos seus dados da pesquisa. Uma via original deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você.

Em caso de qualquer dúvida ou reclamação a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com: Eduardo Lázaro Martins Naves (34) 3239-4769 ou Camille Marques Alves (34) 32394243. Você poderá também entrar em contato com o CEP - Comitê de Ética na Pesquisa com Seres Humanos na Universidade Federal de Uberlândia, localizado na Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, *campus* Santa Mônica – Uberlândia/MG, 38408-100; telefone: 34-3239-4131.

Uberlândia, ..... de ..... de 2018

---

Eduardo Lázaro Martins Naves

---

Camille Marques Alves

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

---

Assinatura do participante da pesquisa