

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA
CÂMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

RAFAEL AUGUSTO DE ARAUJO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE FADIGA
MUSCULAR UTILIZANDO MECANOMIOGRAFIA DURANTE A APLICAÇÃO DE
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA**

Ilha Solteira
2020

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

RAFAEL AUGUSTO DE ARAUJO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE FADIGA
MUSCULAR UTILIZANDO MECANOMIOGRAFIA DURANTE A
APLICAÇÃO DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Especialidade : Automação.

Aparecido Augusto de Carvalho
Orientador

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

A663d Araújo, Rafael Augusto de.
Desenvolvimento de um sistema de avaliação de fadiga muscular utilizando mecanomiografia durante a aplicação de estimulação elétrica / Rafael Augusto de Araújo. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2020
68 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2020

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
Inclui bibliografia

1. Mecanomiografia. 2. Estimulação elétrica funcional. 3. Fadiga muscular. 4. Controle em malha fechada.

Raiane da Silva Santos
Raiane da Silva Santos

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Desenvolvimento de um sistema de avaliação de fadiga muscular utilizando mecanomiografia durante a aplicação de estimulação elétrica.

AUTOR: RAFAEL AUGUSTO DE ARAUJO

ORIENTADOR: APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: Automação pela Comissão Examinadora:



Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP


Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP


Prof. Dr. MAURO CONTI PEREIRA
Departamento de Eletrotécnica / Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnológica de Mato Grosso do Sul - IFMS

Ilha Solteira, 03 de fevereiro de 2020

DEDICATÓRIA

À minha família, em especial a minha noiva Marlene, meus pais Antonio e Elisabeth e meus irmãos Bruno e Michele, por todo amor, confiança e motivação nos momentos mais difíceis.

Dedico também a todo o grupo de pesquisa do LIEB, que não medem esforços para ajudar e apoiar uns aos outros.

O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

“O sucesso é a soma de pequenos esforços repetidos dia após dia.” (Robert Collier)

RESUMO

A estimulação elétrica funcional (FES – *Functional Electrical Stimulation*) é amplamente utilizada na área de reabilitação, aplicada também em casos de lesão medular. Porém, ainda existem limitações com relação à aplicação clínica da FES utilizando controladores em malha fechada. Com isso, se faz necessário utilizar e aprimorar técnicas e sensores referentes a avaliação muscular durante protocolos de aplicação da FES. A mecanomiografia (MMG) é uma técnica promissora na avaliação da função muscular, possibilitando uma análise da fadiga muscular, registro de potenciais de ação da unidade motora, avaliação do comportamento muscular, entre outros. Vários estudos relacionam as propriedades contráteis dos músculos durante contrações voluntárias isométricas e dinâmicas com os sinais de MMG, bem como a utilização dos seus parâmetros para investigar a fadiga muscular. Nesse estudo, foi desenvolvido um sensor de MMG e incorporado em um sistema FES com capacidade de estimulação em malha aberta e malha fechada. Um protocolo de ensaio para membros inferiores foi proposto e testes com voluntários hígidos apontaram uma correlação linear significativa entre os valores RMS da MMG e a posição angular da articulação do joelho. Os testes realizados permitiram uma comparação entre a taxa de fadiga muscular gerada pela estimulação em malha aberta e a estimulação utilizando um controlador em malha fechada. Concluiu-se que os dados analisados demonstram bons resultados na avaliação da fadiga muscular durante sessões de eletroestimulação, bem como uma boa perspectiva na utilização do sinal de MMG para realimentação de um sistema de controle.

Palavras-chave: Mecanomiografia. Estimulação elétrica funcional. Fadiga Muscular. Controle em malha fechada.

ABSTRACT

Functional electrical stimulation (FES) is widely used in the rehabilitation area, also applied in cases of spinal cord injury. However, there are still many limitations regarding the clinical application of closed-loop FES. Thus, it is necessary to use and improve techniques and sensors related to muscle assessment during FES application protocols. Mechanomyography (MMG) is a promising technique in the evaluation of muscle function, allowing an analysis of muscle fatigue, recording of motor action potentials, assessment of muscle behavior, among others. Several studies relate the contractile properties of muscles during voluntary isometric and dynamic contractions with the signs of MMG, as well as the use of its parameters to investigate muscle fatigue. In this study, an MMG sensor was developed and incorporated into a FES system with open-loop and closed-loop stimulation capabilities. A test protocol for lower limbs was proposed and tests with healthy volunteers showed a significant linear correlation between MMG RMS values and the angular position of the knee joint. The tests performed allowed a comparison between the rate of muscle fatigue generated by open-loop stimulation and stimulation using a closed-loop controller. It was concluded that the analyzed data demonstrate good results in the evaluation of muscle fatigue during electrostimulation sessions, as well as a good perspective on the use of the MMG signal to feedback from a control system.

Keywords: Mechanomyography. Functional electrical stimulation. Muscle fatigue. Closed-loop control.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Unidade motora.....	16
Figura 2	- Propagação do impulso nervoso.....	17
Figura 3	- Ilustração gráfica do potencial de ação.....	17
Figura 4	- Representação de dois sarcômeros e suas respectivas bandas e zonas.....	19
Figura 5	- Princípio de ativação muscular em um indivíduo hígido (a) e um lesado medular com estimulação elétrica (b).....	21
Figura 6	- Curva F-D para célula excitável.....	22
Figura 7	- Formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas.....	23
Figura 8	- Formas de onda monofásicas.....	23
Figura 9	- Protocolos de estimulação elétrica.....	26
Figura 10	- Plataforma de testes.....	33
Figura 11	- Diagrama de blocos da plataformade teste.....	33
Figura 12	- Acelerômetro ADXL345.....	34
Figura 13	- Tela supervisorio para o sistema FES em malha aberta.....	35
Figura 14	- Tela supervisorio para o sistema FES em malha fechada.....	36
Figura 15	- Fixação do sensor de MMG e orientação dos eixos.....	37
Figura 16	- Testes iniciais em malha aberta para determinar a largura de pulso..	38
Figura 17	- Teste em malha fechada para Etapa 1.....	39
Figura 18	- Seleção dos pontos de análise de acordo com a posição angular.....	40
Figura 19	- Espectro de frequência obtido após Janelamento e FDFT.....	40
Figura 20	- Teste em malha aberta para o voluntário 6.....	41
Figura 21	- Gráfico do teste em malha aberta – Voluntário 1.....	43
Figura 22	- Teste de FES com controle RISE pré-fadiga – Voluntário 1.....	44
Figura 23	- Teste de FES com controle RISE pós-fadiga – Voluntário 1.....	44
Figura 24	- Gráfico do teste com controle RISE – Voluntário 1.....	45
Figura 25	- Gráfico da posição angular – Voluntário 1.....	45
Figura 26	- Gráfico do sinal MMG-RMS – Voluntário 1.....	46
Figura 27	- Teste de FES com controle RISE pré-fadiga – Voluntário 2.....	47
Figura 28	- Teste de FES com controle RISE pós-fadiga – Voluntário 2.....	47
Figura 29	- Gráfico do teste com controle RISE – Voluntário 2.....	48
Figura 30	- Gráfico do teste em malha aberta – Voluntário 2.....	49
Figura 31	- Gráfico da posição angular – Voluntário 2.....	50
Figura 32	- Gráfico do sinal MMG-RMS – Voluntário 2.....	50
Figura 33	- Gráfico do teste em malha aberta – Voluntário 3.....	51
Figura 34	- Posição angular dos testes pós-fadiga – Voluntário 3.....	52
Figura 35	- Gráfico do teste com controle RISE – Voluntário 3.....	53
Figura 36	- Gráfico da posição angular – Voluntário 3.....	53
Figura 37	- Gráfico do sinal MMG-RMS – Voluntário 3.....	54
Figura 38	- Testes de FES com Controle RISE – Voluntário 4.....	55
Figura 39	- Gráfico do teste em malha aberta – Voluntário 4.....	56
Figura 40	- Gráfico do teste em malha aberta – Voluntário 4.....	57
Figura 41	- Gráfico da posição angular – Voluntário 4.....	57
Figura 42	- Gráfico do sinal MMG-RMS – Voluntário 4.....	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Parâmetros FES investigados.....	26
Tabela 2	- Estado da arte dos trabalhos de avaliação da fadiga muscular evocado por FES através da MMG.....	30
Tabela 3	- Valores de análise estatística – Teste em malha aberta – Voluntário 1.....	42
Tabela 4	- Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste com controlador RISE – Voluntário 1.....	43
Tabela 5	- Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste com controlador RISE – Voluntário 2.....	47
Tabela 6	- Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste em Malha Aberta – Voluntário 2.....	48
Tabela 7	- Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste em Malha Aberta – Voluntário 3.....	51
Tabela 8	- Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste com controle RISE – Voluntário 3.....	52
Tabela 9	- Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste com controle RISE – Voluntário 4.....	55
Tabela 10	- Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste em malha aberta – Voluntário 4.....	56

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	12
1.1	OBJETIVOS.....	14
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	15
2.1	PRINCÍPIOS BÁSICOS DA CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	15
2.1.1	O Tecido Muscular.....	15
2.1.2	Potencial de Ação.....	16
2.1.3	Unidade Motora e a Contração Muscular.....	18
2.2	PRINCÍPIOS DA ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL.....	19
2.2.1	Histórico.....	19
2.2.2	Estimulação Elétrica Funcional.....	20
2.2.3	Formas de Onda da FES.....	22
2.3	TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	24
2.3.1	Eletromiografia.....	24
2.3.2	Mecanomiografia – Estado da Arte.....	25
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	32
3.1	PLATAFORMA DE TESTES.....	32
3.2	SENSOR DE MMG.....	34
3.3	PROGRAMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS.....	35
3.4	PROTOCOLO DE TESTES.....	36
3.4.1	Primeira Etapa – Teste pré-fadiga.....	38
3.4.2	Segunda Etapa – Teste com carga.....	38
3.4.3	Terceira Etapa – Teste pós-fadiga.....	39
3.5	PROCESSAMENTO E ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS.....	39
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	40
4.1	VOLUNTÁRIO 1.....	42
4.2	VOLUNTÁRIO 2.....	46
4.3	VOLUNTÁRIO 3.....	50
4.4	VOLUNTÁRIO 4.....	54

5	CONCLUSÃO	59
5.1	TRABALHOS FUTUROS.....	59
	REFERÊNCIAS	61

1 INTRODUÇÃO

A lesão da medula espinhal (SCI – *Spinal Cord Injury*) é um acometimento grave que afeta de forma severa o ser humano com repercussão física, psíquica e social. Anualmente, milhares de indivíduos em todo o mundo sofrem lesões na medula espinhal devido, principalmente, a acidentes de trânsito, atos de violência ou algum tipo de queda. A lesão pode resultar em uma obstrução parcial ou total da medula, que afeta diretamente o envio e o recebimento de sinais sensoriais-motores, entre o sistema nervoso central e às partes do corpo abaixo do nível da lesão.

Além do comprometimento motor, há diversos tipos de problemas associados à SCI, como o desenvolvimento de úlceras por pressão, alterações fisiológicas no sistema de esfíncteres fecal e urinário, trombose, embolia pulmonar, entre outras. A dor e a espasticidade associadas levam o indivíduo a viver sob sérias limitações de locomoção e realização de suas atividades diárias, diminuindo significativamente a qualidade de vida.

Um método que tem sido muito utilizado para restaurar movimentos funcionais de membros inferiores em indivíduos com SCI é a aplicação da estimulação elétrica funcional (FES – *Functional Electrical Stimulation*). A FES é a aplicação de estimulação elétrica nas inervações musculares para produzir uma contração muscular. A estimulação elétrica pode ser aplicada usando eletrodos transcutâneos (superfície), percutâneos (minimamente invasivos) ou implantados. Devido ao seu efeito terapêutico e funcional em pacientes com SCI, a FES tornou-se popular. O uso da FES tem o potencial de restaurar o movimento dos membros paralisados. O efeito terapêutico é conseguido treinando o músculo lesionado, através de uma sequência de estímulos elétricos aplicados à unidade motora.

Na literatura podem ser encontrados diversos tipos de pesquisa baseada em FES, como os sistemas de ativação do músculo dorsiflexor para correção de “*drop foot*” (KENNEY *et al.* 2002), (KESAR *et al.* 2010); aplicação em sistemas híbridos, ou seja, utilização da FES com órteses e exoesqueletos (CHEN *et al.* 2003), (QUINTERO; FARRIS; GOLDFARB, 2012); busca por diferentes tipos de pulsos para redução de fadiga muscular (KARU; DURFEE; BARZILAI, 1995); aplicação em músculos antagonistas de forma sincronizada para gerar um movimento cíclico: como os utilizados no FES-*cycling* (DONALDSON *et al.* 2000), (ESER *et al.* 2003); para gerar movimentos funcionais como levantar e sentar (RIENER *et al.* 2000); ou até mesmo para gerar marcha (NIGHTINGALE *et al.* 2007).

Uma área de pesquisa que tem sido muito explorada é o estudo de controladores usando FES. Dados levantados em uma pesquisa prévia demonstrou uma grande diversidade de técnicas de controle utilizadas na aplicação de FES para membros inferiores. Foram abordadas desde técnicas simples de controle, como o controlador Proporcional–Integral–Derivativo (PID), até técnicas mais elaboradas com utilização de redes neurais artificiais (RNAs), os denominados neuro-controladores. E também, foi observada uma ampla utilização dos sistemas de controle híbridos, que

fazem o acoplamento dos neuro-controladores com as técnicas de controle clássica e moderna.

Porém, ainda existem muitas limitações com relação à aplicação clínica da FES utilizando esses controladores, devido, principalmente, ao fato de que a planta apresenta características não lineares e altamente variantes no tempo, limitações de hardware e complexidade dos sistemas que dificultam a utilização por profissionais da área de reabilitação clínica.

Outro fator crítico que limita a utilização da FES é a fadiga muscular, uma vez que os músculos ativados artificialmente fadigam de forma mais rápida do que aqueles ativados pelos processos fisiológicos naturais. Devido a esse problema, um esforço considerável foi direcionado para o desenvolvimento de sistemas FES capazes de mensurar e analisar esse processo acelerado de fadiga muscular.

Apesar da diversidade de técnicas clínicas e laboratoriais existentes para mensurar a fadiga muscular, algumas delas apresentam a necessidade de coleta de material biológico, necessitam de materiais específicos e processos que aumentariam os custos de aplicação e não possibilitariam a análise em tempo real dos eventos ocorridos.

A utilização de sensores que possam monitorar o comportamento de contração muscular, bem como promover uma análise e/ou mensurar a fadiga muscular, se torna um grande aliado visando a otimização da aplicação clínica da FES utilizando controladores.

Duas técnicas, baseadas em sensores, que tem sido amplamente utilizadas na análise do comportamento muscular são a eletromiografia (EMG) e a mecanomiografia (MMG).

EMG possibilita avaliar padrões de recrutamento e de disparo de unidades motoras, bem como caracterizar a fadiga de músculos individuais. Embora a EMG tenha sido amplamente utilizada na avaliação de contrações musculares, suas características são altamente suscetíveis a interferências ocasionadas pelos pulsos da FES. Essas interferências levam à saturação do amplificador do sinal de EMG e, embora o pós-processamento possa eliminá-las, o uso para o treinamento FES em tempo real torna-se inviável. Portanto, os pesquisadores exploraram meios alternativos de medição da fadiga muscular durante a aplicação da FES.

A MMG é uma abordagem alternativa para EMGs na avaliação da função muscular. Vários estudos relacionam as propriedades contráteis dos músculos durante contrações voluntárias isométricas e dinâmicas com os sinais de MMG, bem como a utilização dos seus parâmetros para investigar a fadiga muscular.

A utilização da MMG na avaliação muscular é cada vez mais relatada devido à disponibilidade de sensores não invasivos, de alta precisão e baixo custo. No entanto, ainda é reduzido o número de estudos que utilizaram MMG para avaliação da fadiga muscular durante contrações evocadas por FES. Logo, fica evidente a necessidade de aprimorar as técnicas e sensores referentes a avaliação da fadiga muscular durante protocolos de aplicação da FES.

Neste estudo, buscamos correlacionar parâmetros de sinais de MMG que possam detectar a fadiga muscular e antecipar instabilidades na ativação muscular,

de modo que possam inovar e/ou aprimorar as estratégias de controle. Para esse fim, foi desenvolvido um sistema com capacidade de monitoramento e extração de parâmetros temporais e espectrais de MMG, integrado em um sistema de eletroestimulação controlável.

1.1 OBJETIVOS

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema de avaliação da fadiga muscular utilizando sinais de MMG durante a contração evocada por FES.

Os objetivos específicos são:

- a) Pesquisar e investigar o estado da arte sobre avaliação da fadiga muscular durante aplicação da FES utilizando MMG;
- b) Desenvolver um sistema baseado em sinais de MMG, buscando uma avaliação em tempo real da fadiga muscular;
- c) Analisar a resposta do sinal de MMG durante contrações evocadas por FES em membros inferiores, buscando correlacionar fadiga muscular com posição angular da articulação do joelho;
- d) Analisar e comparar as respostas do sinal de MMG para aplicação da FES em malha aberta e em malha fechada.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Devido ao caráter multidisciplinar do assunto abordado, neste capítulo será apresentada uma revisão sobre conceitos fisiológicos e aspectos técnicos referentes a contração muscular, eletroestimulação funcional e mecanomiografia, buscando proporcionar ao leitor um melhor entendimento do trabalho.

2.1 PRINCÍPIOS BÁSICOS DA CONTRAÇÃO MUSCULAR

2.1.1 O Tecido Muscular

Os músculos são definidos como tecidos de células contráteis capazes de converter energia química em mecânica e que apresentam propriedades de irritabilidade, condutibilidade, contratilidade e uma capacidade limitada de crescimento (ENOKA, 2000).

Podem ser divididos basicamente em três tipos: liso, estriado cardíaco e estriado esquelético; cada um possuindo funções distintas e sendo compostos por um grande número de células conhecidas como fibras musculares (WILLMORE ; COSTILL, 2001).

O músculo liso funciona de forma involuntária, uma vez que não está sob controle consciente direto, sendo encontrado na parede dos órgãos mais internos e da maioria dos vasos sanguíneos. Sua função é fornecer capacidade de contração e relaxamento a estruturas internas do corpo (WILLMORE ; COSTILL, 2001).

O músculo estriado cardíaco é encontrado apenas no coração, sendo denominado coletivamente como miocárdio. Semelhante ao músculo liso, ele não se encontra sob controle consciente, possuindo um sistema de regulação de contratilidade próprio e influenciado pelos sistemas endócrino e nervoso (WILLMORE ; COSTILL, 2001).

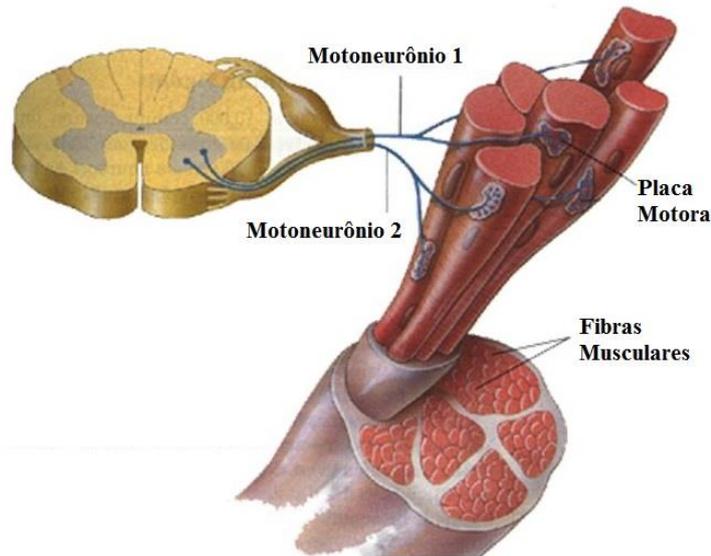
Músculos estriados esqueléticos são os responsáveis por todos os movimentos realizados pelo corpo e são assim chamados por estarem, na maioria das vezes, fixos ao esqueleto. Diferente dos anteriores, esses podem ser controlados conscientemente (WILLMORE ; COSTILL, 2001).

Os músculos são tecidos flexíveis, podendo se contrair e alongar, mas só produzem força na contração. Logo, um segundo conjunto de músculos é necessário para flexionar o membro no sentido oposto. Do primeiro conjunto os músculos são denominados agonistas e realizam o movimento primário, enquanto os do outro grupo, geralmente em posição oposta ao primeiro, são denominados antagonistas (FREIVALDS, 2004).

Os músculos esqueléticos são formados por conjuntos de fibras musculares, que são células especializadas também denominadas miócitos. Cada uma dessas fibras é composta por centenas de miofibrilas, núcleos celulares e retículo endoplasmático (BELTRAMINI, 1997).

Cada fibra muscular é inervada por um neurônio motor (motoneurônio) por pequenas ramificações do axônio, sendo que muitas fibras são inervadas por um mesmo neurônio. O conjunto do motoneurônio e as fibras por ele inervada constitui uma unidade motora, como é ilustrado na Figura 1.

Figura 1 – Unidade motora.



Fonte: Pansani (2012).

2.1.2 Potencial de Ação

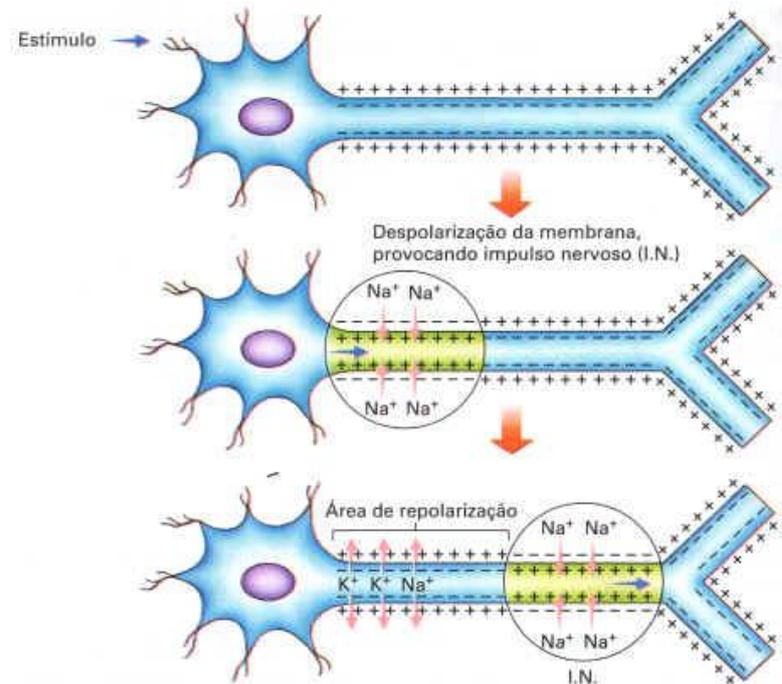
A contração muscular depende de uma ativação elétrica no músculo realizada pelo sistema nervoso central, sendo tal ativação iniciada no neurônio motor primário, localizado no córtex motor.

A composição dos líquidos intracelular e extracelular difere muito. Enquanto no interior da célula há grande concentração de potássio (K^+), e baixa concentração de sódio (Na^+), o oposto ocorre no exterior da célula, apresentando alta concentração de sódio e baixa concentração de potássio. Essa diferença ocorre devido a presença dos mecanismos de transporte na membrana plasmática, por transporte passivo (difusão) e transporte ativo (bombas de sódio e potássio, por exemplo).

Essa diferença das concentrações de íons de sódio e de potássio ocasiona uma diferença de potencial entre os dois lados da membrana plasmática. Chamada de potencial de repouso de membrana, essa diferença pode chegar a -90 mV.

Segundo Guyton e Hall (2006), os impulsos nervosos dos neurônios utilizam os potenciais de membrana, realizando a transmissão de informação no sistema nervoso. Assim, o impulso nervoso pode ser considerado um distúrbio elétrico que ocorre ao longo do axônio do neurônio, como ilustrado na Figura 2.

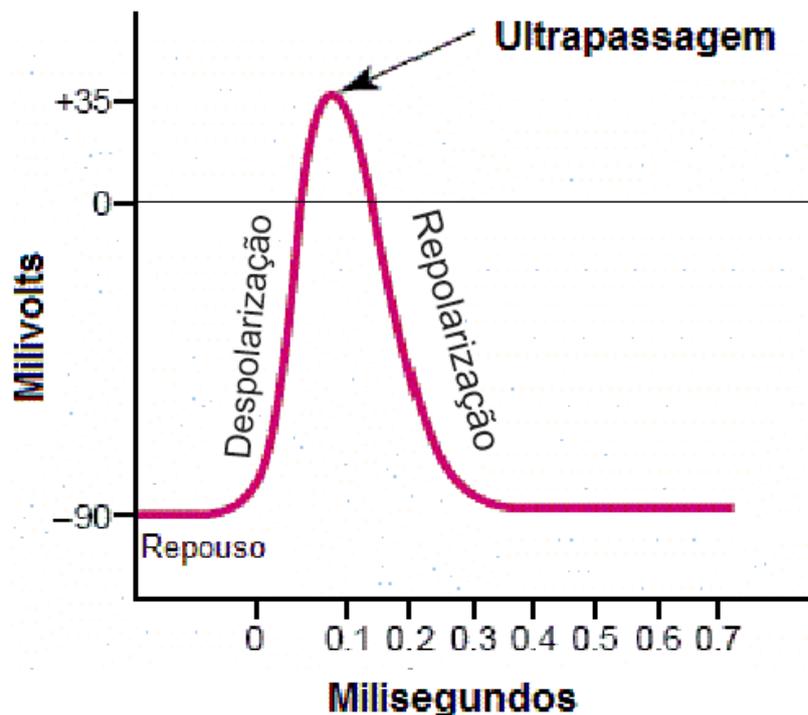
Figura 2 – Propagação do impulso nervoso.



Fonte: Miranda-Vilela (2010).

Na Figura 3 está representada as alterações do potencial de membrana, momentos de despolarização e repolarização, ilustrando o início explosivo do potencial de ação e sua quase idêntica recuperação.

Figura 3 - Ilustração gráfica do potencial de ação



Fonte: Adaptado de Guyton e Hall (2006).

Um potencial de ação pode ocorrer por diversos fatores, sendo necessário, apenas, que haja alteração da permeabilidade da membrana plasmática aos íons de sódio. Assim, deve ocorrer a entrada de íons Na^+ no interior celular, assinalando a despolarização da membrana, e alterando o potencial de membrana de -90 mV para $+35 \text{ mV}$.

Em sequência, após poucos milissegundos, os canais de sódio são fechados e os de potássio, abertos. Logo, os íons de potássio são bombeados para o meio extracelular, possibilitando que a célula retorne ao seu potencial de repouso na chamada repolarização da membrana. Quando o potencial de membrana ultrapassa o valor do potencial de repouso é dito que a mesma está hiperpolarizada.

O potencial de ação é causado por distúrbios que causam alterações no potencial de membrana, porém, o potencial só ocorre se o distúrbio produzir uma alteração acima de um limiar, caso contrário, mesmo com uma pequena alteração no potencial de membrana, o potencial de ação não é produzido.

2.1.3 Unidade Motora e a Contração Muscular

Um neurônio motor e todas as fibras musculares por ele inervadas formam o componente básico do controle motor, a chamada unidade motora.

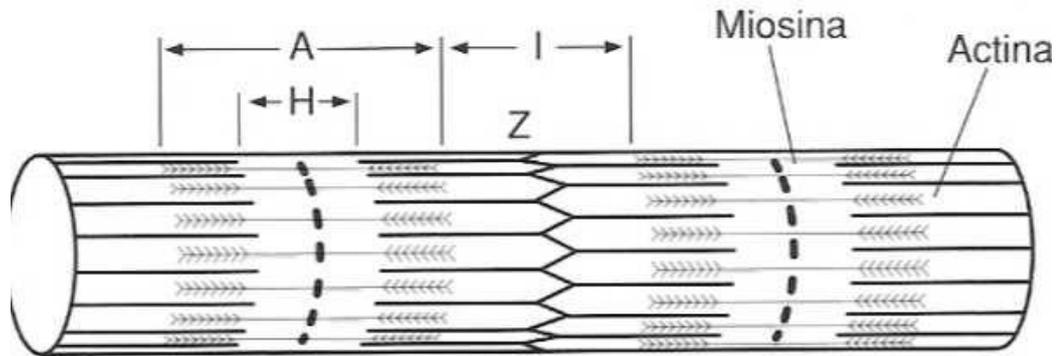
As unidades motoras possuem diferentes tipos de fibras musculares. As fibras musculares vermelhas que são relativamente lentas para contrair, porém podem manter a contração por um longo período de tempo sem fadiga. E as fibras musculares brancas, que contraem-se de maneira rápida e potente, porém elas entram em fadiga rapidamente. Embora os dois tipos de fibra muscular possam coexistir em um determinado músculo, cada unidade motora contém apenas um único tipo de fibra muscular.

Conforme Herzog e Nigg (1999), os músculos respondem a estímulos eletroquímicos vindouros dos motoneurônios. Através da junção neuromuscular, isto é, a sinapse entre o neurônio e a fibra muscular, potenciais de ação são transmitidos para as fibras e, como resposta, elas realizam contração, que é o resultado do deslizamento entre os filamentos presente no sarcômero.

Segundo Willmore e Costill (2001), o sarcômero é a unidade funcional do músculo, cuja estrutura está representado na Figura 4, e pode ser dividida em: Banda I, banda A e zona H, além da linha Z que o divide em seguimentos. A banda I é uma região do sarcômero onde só existem filamentos formados por uma proteína chamada actina (filamentos finos). A banda A tem sua região caracterizada pela presença de uma proteína conhecida como miosina (filamentos grossos). A zona H é a parte central da banda A, e só pode ser visualizada quando o sarcômero se encontra relaxado.

O deslizamento dos filamentos entre si ocorre devido à interação entre a miosina, e a actina. Esse processo gera a sobreposição desses filamentos na zona H, e o conseqüente encurtamento do sarcômero e do músculo, produzindo o que se entende por contração muscular (WILLMORE ; COSTILL, 2001).

Figura 4 – Representação de dois sarcômeros e suas respectivas bandas e zonas



Fonte: Willmore e Costill (2001).

2.2 PRINCÍPIOS DA ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL

2.2.1 Histórico

Desde a antiguidade diversos povos conheciam peixes que produzem descargas elétricas, utilizados, inclusive, para o tratamentos de algumas doenças, como o peixe torpedo cujas descargas foram utilizadas no tratamento de gota e alívio de dores de cabeça, pelos romanos (LIANZA, 1993).

Os primeiros relatos de contrações involuntárias em músculos paralisados usando uma fonte externa para aplicação de sinais elétrico surgem com Franklin (1757).

Através dos estudos de Volta, em 1800, a criação da pilha eletroquímica possibilitou conhecer a tensão fornecida a capacitores. Assim, era possível identificar a amplitude do sinal de estimulação a partir da associação de pilhas (FARIA, 2006).

Em meados do século 19, Reymond estabelece que um trem de pulsos é necessário para gerar a máxima contração, e tal descoberta acarreta no desenvolvimento de diversos aparelhos com tal capacidade (FARIA, 2006). O *Inductorium*, criado por Helmholtz em 1850 podia gerar trem de pulsos com tensão e frequência configuráveis (GEDDES, 1994).

Com a evolução do conhecimento sobre eletricidade, e as novas tecnologias que possibilitaram o desenvolvimento de instrumentos que geram sinais elétricos definidos e conhecidos, as técnicas de estimulação foram cada vez mais aprimoradas.

Segundo Geddes (1994), um dos estimuladores mais importantes, conhecido como estimulador pinça, foi desenvolvido por Bernad em 1858. Era um estimulador de corrente e usava pilhas de zinco e cobre em braços de madeira e fixadas sob uma mola.

Em 1909, Lapicque desenvolveu um estimulador capacitivo com a possibilidade de carregar o capacitor com frações da tensão das pilhas usadas (GEDDES, 1994). Usando esse estimulador, Lapicque anunciou a lei fundamental da excitabilidade dos músculos, criando os termos reobase e cronaxia (KOZAN, 2012).

Nemesys (2004) explica reobase como a intensidade mínima de corrente necessária, em determinado tempo, para a excitação de uma fibra muscular. E cronaxia como o tempo de duração relacionado a intensidade de corrente igual ao dobro da reobase.

Em 1960, Kantrowitz (1960) aplicou eletroestimulação em um paciente com lesão na medula espinhal para que ele pudesse se levantar. Após alguns anos, foi iniciado o desenvolvimento de sistemas FES para aplicação de membros inferiores em pacientes paraplégicos (COOPER; BUNCH; CAMPA, 1973) e pacientes hemiplégicos (WATERS; MCNEAL; PERRY, 1975).

No Brasil, os primeiros relatos de trabalhos com eletroestimulação surgiram em meados da década de 1980, no Centro de Reabilitação da Santa Casa de São Paulo (LIANZA, 1993). O pesquisador Alberto Cliquet Jr, e sua equipe, foram capazes de fazer um paciente paraplégico voltar a andar após sessões de eletroestimulação (FARIA, 2006).

2.2.2 Estimulação Elétrica Funcional

A FES pode ser definida como a aplicação de corrente elétrica em um tecido excitável para complementar ou substituir uma função neurológica perdida. O objetivo da FES é evitar os problemas desencadeados pela lesão medular, melhorando a saúde e/ou funções voluntárias por meio de mudanças fisiológicas que são geradas.

O princípio neurofisiológico é gerar potenciais de ações artificiais em neurônios motores para causar contração muscular usando estimulação elétrica externa. Uma configuração da aplicação da FES em indivíduos SCI está representada na Figura 5, onde a via de comunicação medular natural é interrompida pela lesão medular, logo informações de comando de contração do sistema nervoso central não chegam ao músculo da pessoa com a lesão. Uma fonte geradora de novos comandos é fornecida pelo sistema de FES (NOGUEIRA-NETO, 2013).

Os sinais de eletroestimulação são aplicados por meio de eletrodos, superficiais (não invasivos) ou implantados (invasivos). Os eletrodos implantados permitem maior seletividade dos músculos/nervos estimulado utilizando menos energia do estimulador, quando comparado com o uso de eletrodos superficiais (FARIA, 2006).

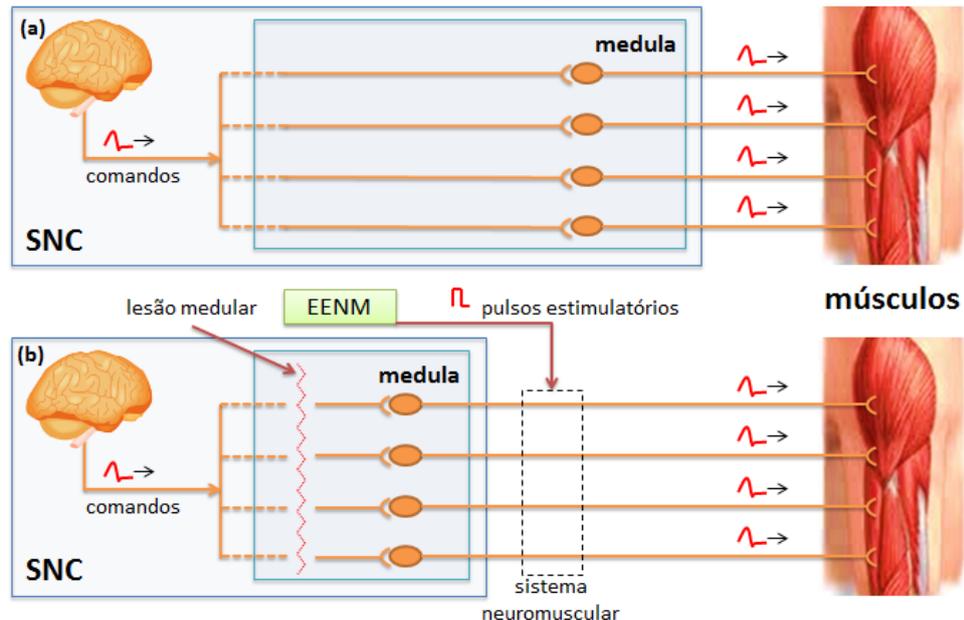
Contudo, as dificuldades encontradas para fazer a implantação dos eletrodos com procedimentos cirúrgicos, os riscos de reações ao corpo estranho e de quebra dos mesmos, fazem com que os eletrodos de superfície sejam mais utilizados (FARIA, 2006).

O uso de eletrodos superficiais acarreta no surgimento de uma impedância eletrodo-pele que deve ser considerada nos resultados de estimulação, assim como o posicionamento dos eletrodos e os parâmetros do pulso gerado (KOZAN, 2012). Essa impedância pode variar entre 700 Ω e 1,2 k Ω , de acordo com o acoplamento eletrodo-pele e impedância própria do tecido.

Os eletrodos devem ser posicionados sobre os pontos de ativação dos músculos (ponto motor), proporcionando a maior contração muscular para tal

estímulo. O tamanho dos eletrodos também é um fator importante, pois o uso de eletrodos pequenos pode causar irritação e lesões na pele devido à alta densidade de corrente aplicada. Se forem muito grandes a corrente pode se espalhar e estimular outros grupos musculares, prejudicando os resultados obtidos (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

Figura 5 – Princípio de ativação muscular em um indivíduo hígido (a) e um lesado medular com estimulação elétrica (b).



Fonte: Nogueira-Neto (2013)

Porém, vale ressaltar que independentemente do tipo e tamanho do eletrodo utilizado, a estimulação elétrica ativa artificialmente os neurônios motores e não as fibras musculares. Isso ocorre porque o limiar do potencial de ativação dos axônios motores é menor que o das fibras musculares. As fibras nervosas inervam os músculos. Conseqüentemente, as contrações musculares resultam da ativação de neurônios motores.

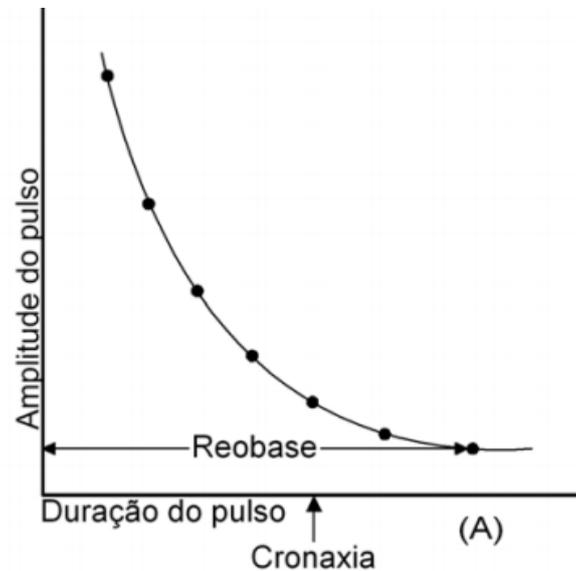
Ao aplicar a FES com eletrodos de superfície, a corrente de elétrons é convertida em uma corrente de íons no interior do tecido. Com os íons positivos se afastando do ânodo e sendo atraídos para o cátodo, surge um movimento de íons, que ao passar por membranas das células pode induzir um potencial de ação.

O estímulo externo também está sujeito ao princípio do tudo ou nada, ou seja, se a corrente que atravessa a membrana for pequena, o potencial da membrana pode não alcançar o limiar e logo volta ao potencial de repouso. Caso ela seja suficientemente grande, o potencial ultrapassa o limiar e é desencadeado um potencial de ação. Esse potencial de ação produzido é idêntico ao originário de um estímulo fisiológico (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

Existe, para uma única célula qualquer, uma família de estímulos com combinações F-D (força e duração) com a capacidade de disparar o potencial de ação. Na Figura 6, a curva separa as combinações F-D do estímulo que tem essa capacidade, tal que, qualquer pulso cujos parâmetros se encontram a direita e acima

da curva são capazes de levar a célula ao limiar de despolarização. Enquanto os sinais abaixo e a esquerda da curva, não produzem potenciais de ação (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

Figura 6 – Curva F-D para célula excitável.



Fonte: Robinson e Snyder-Mackler (2001)

A principal diferença entre a contração muscular originada de eletroestimulação e a por meios fisiológicos é referente a ordem de recrutamento das fibras musculares. Na contração voluntária, as primeiras fibras recrutadas são as do tipo S (fibras lentas e resistentes), seguidas pelas FR (rápidas e resistentes) e, por último, as fibras FF (rápidas e fadigáveis). Na contração via FES, o recrutamento é no sentido oposto, e por isso o grupo muscular fadiga mais rapidamente (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

2.2.3 Formas de Onda da FES

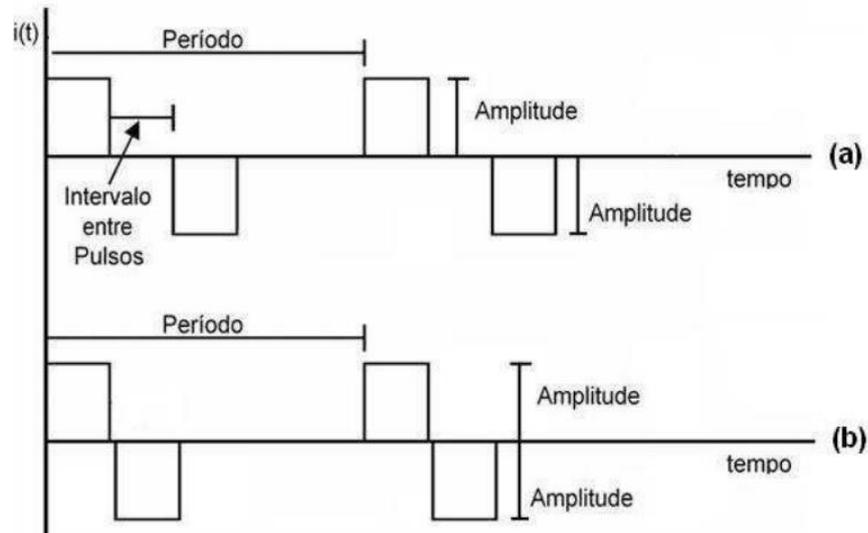
No sentido de evitar uma confusão com relação aos parâmetros de ondas utilizados em FES, devemos nos atentar as diferenças de nomenclatura utilizadas em relação a termos comuns a Engenharia Elétrica e Eletrônica.

Em eletrofisiologia o termo fase está relacionado com o sentido do fluxo de corrente, e, por consequência, um sinal monofásico é um sinal em que a corrente flui em apenas um sentido, e bifásico será o sinal cujo fluxo de corrente se dá nos dois sentidos. Um sinal é equilibrado se a energia aplicada em um sentido, for a mesma do sentido contrário, e desequilibrado em caso negativo. E um sinal é simétrico se a forma do sinal nos dois sentidos de corrente for a mesma, e assimétrico se os formatos do sinal forem diferentes.

A Figura 7 exemplifica as ondas bifásicas utilizadas em estimulação elétrica, ambas ondas são simétricas e equilibradas, e diferem apenas quanto ao intervalo

entre pulsos. Como estas ondas são balanceadas, não existe acúmulo de cargas em determinada região da estimulação.

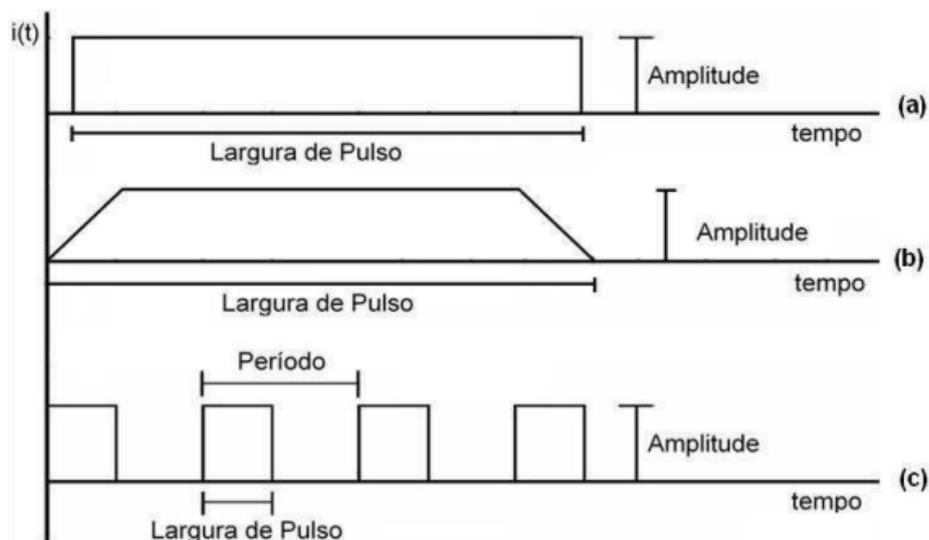
Figura 7 – Formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas



Fonte: Adaptado de Faria (2006)

As formas de onda da Figura 8 apresentam características de ondas monofásicas, assimétricas e desequilibradas. Em geral, sinais monofásicos são utilizados com pequenas amplitudes de corrente e não tem como objetivo gerar movimento.

Figura 8 – Formas de onda monofásicas



Fonte: Adaptado de Faria (2006)

O controle da força muscular pode ser realizado pela modulação de amplitude, largura de pulso ou frequência. Entre as limitações da modulação de frequência está

a saturação de força muscular para frequências acima de 30 Hz e fadiga precoce com frequências crescentes.

Também é relatado que o uso de frequências de estimulação inferiores a 20 Hz não possibilita a geração de movimentos funcionais (PETROFSKY, 2004 ; AGNE, 2005), e frequências acima de 70 Hz causam desconforto para pacientes hígidos, segundo Braun (1988), Rooney, Currier e Nitz (1992) e Rabischong (1996).

2.3 TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO MUSCULAR

2.3.1 Eletromiografia

A EMG é uma técnica utilizada para registrar a soma dos estímulos neuromusculares (da unidade motora para periferia muscular), por meio de dois eletrodos. Os sinais da EMG informam quanto à amplitude, aos domínios temporal e espectral relacionados à contração-relaxamento da unidade motora.

A EMG pode ser dividida em dois tipos, relacionado ao tipo do eletrodo utilizado: de superfície (não invasivo) e de profundidade (invasivo). A primeira utiliza eletrodos na superfície da pele, enquanto a segunda utiliza eletrodos do tipo arame ou do tipo agulha.

Alguns autores ainda abordam a eletromiografia evocada (eEMG), referente ao sinal de EMG quando os músculos são ativados pela FES. No entanto, a natureza complexa do sinal eEMG, bem como sua sensibilidade ao ruído, geralmente requer pós-processamento trabalhoso por meio de algoritmos matemáticos, o que acaba inviabilizando o uso da EMG para avaliação muscular em tempo real.

Em investigações clínicas, a EMG é utilizada com a finalidade de comparar a funcionalidade normal com as disfunções musculares, nas áreas de histologia, psicologia, sensório-motora e biomecânica.

Historicamente, a EMG já foi utilizada na verificação e reabilitação de dores crônicas como lombalgias, lombociatalgias, enxaquecas, mialgias; alterações neurológicas como na hemiplegia, lesados medulares; para comparar tratamentos cardiovasculares após infarto; na cinesiologia: contrações isométricas, isotônicas e isocinéticas quanto à simetria de força entre membros durante a execução da tarefa ou atividade física e fadiga muscular (CRAM, 2003).

A EMG também já foi utilizada em conjunto com a termografia para investigar a fadiga muscular em contrações isocinéticas do bíceps braquial em Bartuzi, Roman-Liu e Wisniewski (2012); na contração isotônica durante a pedalada, como indicado por Quesada *et al.* (2015) e em contração isocinética do quadríceps, por Hadzic *et al.* (2015).

2.3.2 Mecanomiografia – Estado da Arte

A MMG é uma medida da soma das contribuições mecânicas feita pelas oscilações laterais da contração de fibras musculares esquelética, que pode ser registrado a partir da superfície de um músculo em contração. Foi observado que, durante um movimento voluntário, a forma do músculo muda de acordo com a natureza da contração. A amplitude do sinal MMG depende da magnitude das flutuações das fibras musculares sob tensão (ORIZIO, 1993) e foi correlacionado com o pico de torque durante as flutuações induzidas pela fadiga na força muscular (GOBBO *et al.*, 2006).

Diferentes sensores mecânicos, como acelerômetros, microfones capacitivos e tensiômetros, foram projetados para a coleta de dados desses sinais MMG. Vários estudos têm investigado a aplicação de tais sensores para análise mecânica em pesquisas neuromusculares, como o reconhecimento do tipo de fibra muscular, avaliação da força muscular e fadiga muscular. No entanto, o desenvolvimento de sensores MMG precisos, de baixo custo, leves e fáceis de usar, confiáveis e reproduzíveis ainda não foi totalmente consolidado.

Sendo assim, foi realizada uma revisão sistemática da literatura, buscando investigar os trabalhos que utilizaram o sinal de MMG para avaliação da fadiga muscular, durante protocolos de aplicação da FES.

A busca de informações foi realizada nas bases Web of Science, Scopus, IEEE Xplore, PUBMED e Google Scholar.

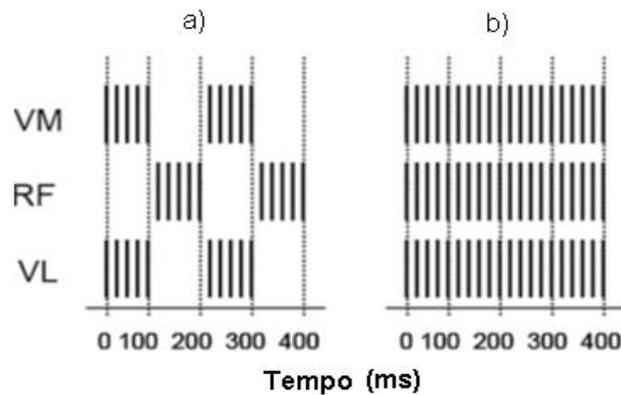
O idioma de preferência selecionado foi o inglês com critérios de pesquisa focados em: avaliação da fadiga muscular durante aplicação da FES utilizando sinal de MMG.

Os termos de busca foram: [*“Mechanomyography”* or *“MMG”*] and [*“functional electrical stimulation”* or *“FES”*] and [*“Fatigue”*].

Após a busca nas bases de dados, os trabalhos foram lidos e aplicados alguns critérios de exclusão. Os critérios de exclusão utilizados foram no sentido de considerar somente os trabalhos com utilização do sinal de MMG para avaliação da fadiga muscular em conjunto com a aplicação da FES, além de excluir trabalhos duplicados. E nenhum critério de inclusão foi considerado no desenvolvimento da pesquisa. Após a aplicação dos critérios, 16 trabalhos foram selecionados.

Entre os artigos analisados, o primeiro a ser considerado em ordem cronológica foi Decker *et al.* (2010) utilizou o sinal de MMG para comparar o desempenho de diferentes estratégias de estimulação para o FES-cycling. Foram testados em 12 indivíduos SCI, dois protocolos de estimulação, conforme Figura 9. Um com co-ativação dos músculos do quadríceps (Figura 9 b)) e outro com alternância de estimulação para músculos sinérgicos (Figura 9 a)). Não houve diferença com relação a cadência da pedalada entre os dois protocolos. O protocolo de estimulação alternado produziu maior tempo e distância de pedalada, além de utilizar menores níveis de intensidade de estimulação, e nenhuma diferença na amplitude média de MMG foi apresentada em comparação com o protocolo de co-ativação.

Figura 9 - Protocolos de estimulação elétrica.



Fonte: Adaptado de Decker *et al.* (2010)

Krueger-Beck *et al.* (2010 a) buscou indicar os melhores parâmetros de FES para controlar movimentos funcionais através de um índice de eficiência (EI), como definido na equação (1), onde α = ângulo, Δt = variação de tempo de amplitude de movimento e i = número do músculo.

$$EI = \frac{\sum_{i=1}^n (\alpha / \Delta t + |MFi - RMSi|)}{i} \quad (1)$$

Quatro tipos de perfis FES, especificados na Tabela 1, foram aplicados em dez indivíduos Hígidos (H) e três SCI, e os sinais de MMG e de um eletrogoniômetro foram registrados e inseridos na equação do EI. De acordo com os resultados, o perfil mais eficiente entre os testados, ou seja, que gerou menos fadiga no músculo estimulado, foi o de largura de pulso de 200 μ s e frequência de 50Hz.

Tabela 1 – Parâmetros FES investigados.

Perfis de FES (Pulso/Burst)						
Perfil	Pulso			Burst		
	on (μ s)	off (μ s)	f (kHz)	on (ms)	off (ms)	f (Hz)
10050	100	900	1	3	17	50
10070	100	900	1	3	11	70
20050	200	800	1	3	17	50
20070	200	800	1	3	11	70

on = duração de pulso ativo; off = duração de pulso inativo; f = frequência.

Fonte: Adaptado de Krueger-Beck *et al.* (2010 a).

Scheeren *et al.* (2010) Utilizou a análise ANOVA *one way* e o teste *post hoc* com diferença mínima quadrada, para comparar quatro tipos de perfil FES, os mesmos utilizados por Krueger-Beck *et al.* (2010 a) e especificados na Tabela 1. Os testes foram realizados em dez indivíduos H e três SCI. De acordo com os resultados, o perfil com menores valores RMS (*Root Mean Square*) e MF (*Mean Frequency*), indicando

uma menor taxa de fadiga, entre os testados, foi o de largura de pulso de 200 μ s e frequência de 50Hz.

Krueger-Beck *et al.*(2010 b) procurou mensurar a diferença entre a MMG-RMS e a MMG-MF entre indivíduos H e SCI. Os resultados da aplicação de FES em dez indivíduos H e 3 SCI foram coletados e comparados. Os sinais RMS e MF apresentaram variação inversamente proporcional. A explicação provável para os eventos está relacionada com o fenômeno da fadiga muscular e adaptação da célula nervosa.

Scheeren *et al.*(2011) investigou a relação tempo x frequência do sinal de MMG durante diferentes protocolos de estimulação FES. Foram analisados os dados de 10 indivíduos H obtidos através de 4 protocolos de estimulação diferentes aplicados ao quadríceps. Os sinais foram plotados utilizando regressão linear buscando encontrar a relação entre eles durante um protocolo de fadiga. Os resultados mostraram uma regressão linear com inclinação negativa e a melhor correlação encontrada foi para o músculo reto femoral.

Krueger *et al.*(2014) investigou o comportamento da energia do sinal MMG durante um protocolo de fadiga muscular com aplicação da FES. Os testes foram aplicados em 15 indivíduos SCI, mostrando um decaimento na energia do sinal de MMG, assim como no sinal de força durante a fadiga. Foi constatado também que a fadiga em indivíduos SCI ocorre mais rapidamente do que em indivíduos H, porém com a mesma tendência de resposta do sinal MMG.

Ng, Pourmajidian, Hamzaid (2014) avaliaram a resposta de dois tipos de sensores durante a aplicação de protocolo FES. Ambos os sinais foram correlacionados com o torque durante a contração muscular. Os resultados mostraram uma performance ligeiramente maior do sensor de contração muscular (*Muscle Contraction / MC-sensor*) desenvolvido por Dordevic *et al.* (2011) para avaliação da tensão muscular, enquanto o sensor VMG (*Vibromyography*) que tem como princípio de funcionamento um microfone, apresentou uma performance significativamente maior na detecção da fadiga muscular.

Semelhante ao trabalho de Scheeren *et al.*(2011), Krueger *et al.* (2016) investigou as características da relação tempo x frequência do sinal de MMG durante diferentes protocolos de estimulação FES. Foram analisados os dados de 20 indivíduos, sendo 10 H e 10 SCI, obtidos através de 4 protocolos de estimulação diferentes aplicados ao quadríceps. Cada protocolo de aplicação consiste em sustentar a articulação do joelho estendido acima de um ângulo limite por dois minutos. Os resultados para H e SCI também indicaram que MMG-RMS e MMG-MF são inversamente relacionados. Isso pode ser explicado pela coerência das unidades motoras durante o estado de fadiga ou pela adaptação do neurônio motor ao longo da aplicação da FES.

Mohamad *et al.*(2017) investigou a correlação entre a MMG e o torque muscular durante aplicação de protocolo FES em indivíduos SCI. Os testes foram realizados em 9 indivíduos SCI. Os sinais de MMG e de torque foram relacionados através da média e do pico de ambos os sinais. Após as análises estatísticas, foi possível verificar

que os sinais de MMG podem ser aplicados para mensurar a fadiga muscular durante atividades funcionais realizadas pela eletroestimulação.

Krueger, Popovic-Maneski, Nohama (2018) desenvolveram um dispositivo vestível para monitorar a fadiga muscular, através de sinais MMG, em uma prótese baseada em FES. Os testes foram realizados em 6 indivíduos SCI. Os sinais de MMG foram decompostos em 11 bandas de frequência através da transformada *Cauchy Wavelet*, e analisados de acordo com o protocolo de estimulação. Os resultados mostraram que o sinal de MMG pode ser utilizado para indicar em tempo real a fadiga muscular durante a aplicação da FES.

Islam *et al.* (2018) buscou investigar as respostas MMG a partir dos músculos do quadríceps durante a FES-cycling e quantificar suas alterações entre as condições pré e pós-fatiga em indivíduos SCI. Foram realizados teste com 6 indivíduos SCI, com protocolo de estimulação de 30 minutos em dois dias diferentes. Foram analisados os sinais RMS e MPF (*Mean Power Frequency*) de MMG, além do pico de torque de extensão. Todos os dados foram correlacionados e comparados entre os dois dias para as condições de pré e pós-fatiga, concluindo que o sinal MMG-RMS pode ser uma ferramenta útil para examinar a função muscular em tempo real de músculos específicos durante o FES-Cycling em indivíduos SCI. Além de verificar que, durante a FES-cycling, o sinal MMG-RMS revelou maior taxa de fadiga para o reto femoral e maior resistência à fadiga para o vasto medial em indivíduos com lesão medular.

Woods *et al.*(2018) desenvolveu um sistema para controle em malha fechada de um sistem FES-cycling, baseado na avaliação muscular pelo sinal de MMG. Utilizando a combinação dos sinais de microfones condensadores de baixo custo (MMG), sensores de força no pedal e a posição do ângulo do pedivela, desenvolveu um controlador PID para realizar o ajuste dos parâmetros FES. A resposta do controlador foi verificada através de simulações. Nos testes práticos o sinal de MMG não foi utilizado como realimentação. Participaram 7 indivíduos H e 1 indivíduo com parkinson, em testes realizados em uma plataforma desenvolvida para monitorar todos os parâmetros durante a pedalada. Os resultados mostraram que os sensores de MMG são eficazes na aplicação de protocolos FES em malha fechada.

Milanese *et al.*(2018) utilizou dois microfones capacitivos diferentes (digital e analógico) para aquisição do sinal MMG em um sistema de reabilitação vestível. O sistema de reabilitação possibilita que um indivíduo SCI reproduza os movimentos feitos por um indivíduo hígido (Treinador) através da FES. O sinal de MMG foi utilizado como detector da fadiga muscular. As respostas de ambos os microfones foram comparadas com sinais de EMG, onde pode-se observar uma melhor performance do microfone capacitivo digital na estimativa da fadiga muscular através do tempo.

Dzulkipli *et al.*(2018) desenvolveu um sistem de monitoramento do torque muscular utilizando redes neurais artificiais (RNA) com sinal de MMG, para situações onde o mesmo não pode ser mensurado. Foram realizados testes de extensão do joelho e movimento de sentar e levantar, ambos utilizando a aplicação da FES. O treinamento da RNA foi realizado com os teste de 3 indivíduos SCI. Após a RNA treinada, foram realizados novos testes em 5 indivíduos SCI para estimar o torque muscular. Os resultados mostraram que a RNA desenvolvida com o sinal de MMG

pode ser utilizada para estimar o torque muscular em tempo real, podendo proporcionar maior segurança para sistema de controle FES.

Jo *et al.*(2018) utilizaram vários métodos diferentes de análise do sinal de MMG para mensurar a fadiga muscular. Simultaneamente a aplicação de um estímulo FES constante, foram coletados os sinais de MMG de 21 indivíduos H. Os dados foram analisados com relação a amplitude (convex-hull, pico-a-pico e com o algoritmo Lempel-Ziv baseado em 2 e 3 símbolos) e com relação a frequência (mediana e média). Todos os dados foram correlacionados com o a fadiga muscular. Apresentando uma correlação linear para as análises convex-hull e pico-a-pico. O algoritmo Lempel-Ziv baseado em 3 símbolos demonstrou a melhor acurácia na correlação com a fadiga muscular. Entretanto, ambas as análises com relação a frequência não apresentaram nenhuma significância linear com a fadiga muscular.

Naeem *et al.*(2019) implementou um detector de fadiga baseado em MMG, para aplicação em pacientes SCI durante a prática do FES-cycling. Utilizando as características MFCC (mel frequency cepstral coefficient) do sinal MMG e utilizando o classificador SVM (support vector machine) apresentou uma nova abordagem promissora para a detecção de fadiga muscular. A validação foi realizada através de testes com 5 indivíduos SCI, durante um protocolo de 30 minutos de FES-cycling. A acurácia de classificação média para o validação cruzada foi superior a 90% utilizando as características MFCC.

Como pode-se observar, os trabalhos que buscam mensurar ou detectar a fadiga muscular durante aplicação da FES com a utilização de MMG são recentes, e ainda precisam de uma investigação mais abrangente, para consolidar os melhores sensores e as melhores técnicas de avaliação do sinal de MMG.

Na Tabela 2, estão especificados os sensores, músculos analisados, parâmetros de estimulação e os tipos de análise do sinal de MMG, para o estado da arte apresentado anteriormente. Nessa tabela é possível verificar com facilidade que o acelerômetro é o sensor mais utilizado para aquisição dos sinais de MMG.

Tabela 2- Estado da arte dos trabalhos de avaliação da fadiga muscular evocado por FES através da MMG.

Autor(es)	Sensor	Músculo(s)	Np	BP e TA	Parâmetros de Estimulação	Análise do Sinal	Análise Estatística
DECKER <i>et al.</i> (2010)	Acelerômetro (Entran EGAS)	RF, VL e VM	12 SCI	NI	F: 50Hz L.P.: 500µs A: 0 a 140mA	RMS e Média	ANOVA – one way ANOVA – two way
KRUEGER-BECK <i>et al.</i> (2010)	Acelerômetro (FreeScale MMA 7260Q)	RF e VL	10 H 3 SCI	Filtro: 4 – 40 Hz T.A.: 1 kHz	F: 50Hz e 70Hz L.P.: 200µs e 100µs A: NI	RMS e MF	Efficiency Index
SCHEEREN <i>et al.</i> (2010)	Acelerômetro (FreeScale MMA 7260Q)	RF e VL	10 H 3 SCI	Filtro: 4 – 40 Hz T.A.: 1 kHz	F: 50Hz e 70Hz L.P.: 200µs e 100µs A: NI	RMS e MF	ANOVA – one way post hoc test
KRUEGER-BECK <i>et al.</i> (2010)	Acelerômetro (FreeScale MMA 7260Q)	RF e VL	10 H 3 SCI	Filtro: 4 – 40 Hz T.A.: 1 kHz	F: 70Hz L.P.: 100µs A: NI	RMS e MF	Coefficiente de Correlação de Person
SCHEEREN <i>et al.</i> (2011)	Acelerômetro (FreeScale MMA 7260Q)	RF e VL	10 H	Filtro: 4 – 40 Hz T.A.: 1 kHz	F: 50Hz L.P.: 200µs A: 60 a 156V	RMS e MF	Regressão Linear
KRUEGER <i>et al.</i> (2014)	Acelerômetro (FreeScale MMA 7260Q)	RF	15 SCI	Filtro: 5 – 50 Hz T.A.: 1 kHz	F: 70Hz L.P.:NI A: NI	MMG-Energy	Friedmann test Wilcoxon Signed Rank
NG; POURMAJIDIAN; HAMZAID (2014)	MC-Sensor (TMG- BMG Ltd) e Vibromyography (Biopac, US)	RF	1 SCI	NI	NI	Sinal de Saída (Volts)	Coefficiente de Correlação
KRUEGER <i>et al.</i> (2016)	Acelerômetro (FreeScale MMA 7260Q)	RF e VL	10 H 10 SCI	Filtro: 4 – 40 Hz T.A.: 1 kHz	F: 50Hz L.P.:NI A: NI	RMS e MF	Komolgorov-Smirnov Paired-Sample t-test Regressão Linear (r ²) Coefficiente de Correlação de Person Scatterplots
MOHAMAD <i>et al.</i> (2017)	Sensor de Contração Muscular	RF	9 SCI	Filtro: 0 - 10 Hz T.A.: 5 kHz	F: 35Hz L.P.: 200µs A: 70 a 120mA	Pico e Média	MAPE Regressão Lineas (r ²) Análise Bland-Altman

Continua na próxima página.

Autor(es)	Sensor	Músculo(s)	Np	BP e TA	Parâmetros de Estimulação	Análise do Sinal	Análise Estatística
KRUEGER; POPOVIC-MANESKI; NOHAMA (2018)	Acelerômetro (FreeScale MMA 7260Q)	RF, VL E VM	6 SCI	Filtro: 5 – 100Hz T.A.: 1 kHz	F: 50Hz L.P.: 500µs A: 0 a 250V	Cauchy Wavelet e RMS	Wilcoxon Signed Rank
ISLAM <i>et al.</i> (2018)	Acelerômetro (Sonostics VMG BPS-II)	RF, VL E VM	6 SCI	Filtro: 20 – 200Hz T.A.: 2 kHz	F: 30Hz L.P.: 300µs e 400µs A: 60 a 120mA	RMS e MPF	ANOVA – one way Regressão Linear Consistência de Correlação Interclasse
WOODS <i>et al.</i> (2018)	Microfone Condensador	BF e VI	7 H 1 PK	Filtro: NI T.A.: 100 Hz	F: 40Hz L.P.: 200 a 250µs A: 40 a 55mA	NI	NI
MILANESE <i>et al.</i> (2018)	Microfone Condensador (Analogico e Digital)	Flexor e Extensor CR	14 H	Filtro: 2 – 50Hz T.A.: 1 kHz	F: 30Hz L.P.: 30µs A: 14mA	ARV, RMS e MF	Densidade Espectral de Potência (PSD)
DZULKIFLI <i>et al.</i> (2018)	Acelerômetro (Sonostics VMG BPS-II)	RF	8 SCI	Filtro: 20 – 200Hz T.A.: 1 kHz	F: 30Hz L.P.: 200µs A: 100mA	RMS-ZC e RMS	Regressão Linear
JO <i>et al.</i> (2018)	Acelerômetro (LIS311 STMicroelectronic s)	Tibial anterior	21 H	Filtro: 8 – 100Hz T.A.: 1 kHz	F: 60Hz L.P.: 240µs A: NI	Convex-Hull, Pico-a-Pico, Lempel-Ziv 2 e 3 simbolos, frequência média e mediana	Regressão Linear (r ²)
NAEEM <i>et al.</i> (2019)	Acelerômetro (Sonostics VMG BPS-II)	RF, VL E VM	5 SCI	Filtro: 20 – 200Hz T.A.: 2 kHz	F: 30Hz L.P.: 400µs A: 0 a 120mA	MFCC e RMS	Método de Validação Cruzada

Legenda: A: amplitude; ARV: *Average Rectified Value*; BF: Biceps Femoral; BP: Banda de Passagem; CR: Carpi Radial; F: frequência; H: Hígido; L.P.: Largura de Pulso; MAPE: *Mean Absolute Percentage Errors*; MF: *Mean Frequency*; MFCC: *Mel Frequency Cepstral Coefficient*; MPF: *Mean Power Frequency*; NI: Não Informado; Np: Número de Pacientes; PK: Parkinson; RMS: *Root-Mean-Square*; RMS-ZC: *Root-Mean-Square Zero Crossing*; RF: Reto Femoral; SCI: *Spinal Cord Injury*; TA: Taxa de Amostragem; VI: Vasto Intermedio; VL: Vasto Lateral; VM: Vasto Medial;

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica (LIEB) do Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, UNESP, Campus Ilha Solteira, sob orientação do Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho.

Investigou-se a utilização da MMG como técnica de avaliação da fadiga muscular e a viabilidade da integração deste sinal em um sistema FES de controle em malha fechada.

Foi utilizada a plataforma de testes desenvolvida por Kozan (2012), Sanches (2013) e Junqueira (2013), composta por um eletroestimulador elétrico neuromuscular de oito canais independentes, uma cadeira instrumentada com eletrogoniômetro, acelerômetros, giroscópios e circuitos de condicionamento de sinais e um dispositivo de processamento em tempo real, onde foi elaborado os algoritmos de controle em malha fechada.

A pesquisa com voluntários foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia do *Campus* da UNESP de Presidente Prudente (Projeto de Pesquisa CAAE 79219317.2.1001.5402).

Assim, neste capítulo apresentaremos os equipamentos e sensores utilizados, considerando todos os componentes de *hardware* e *software* implementados.

3.1 PLATAFORMA DE TESTES

A plataforma de testes é apresentada na Figura 10, e suas características são brevemente descritas a seguir.

Estimulador elétrico neuromuscular de 8 canais, controlado, com forma de onda de corrente de estimulação bifásica, retangular, com carga balanceada e capacidade de fornecer até 140 mA. Foi empregada modulação por largura de pulso devido à facilidade de implementação com circuitos eletrônicos digitais. Os parâmetros de estimulação podem ser alterados com facilidade e agilidade. Maiores detalhes podem ser obtidos em Sanches (2013) e Junqueira (2013).

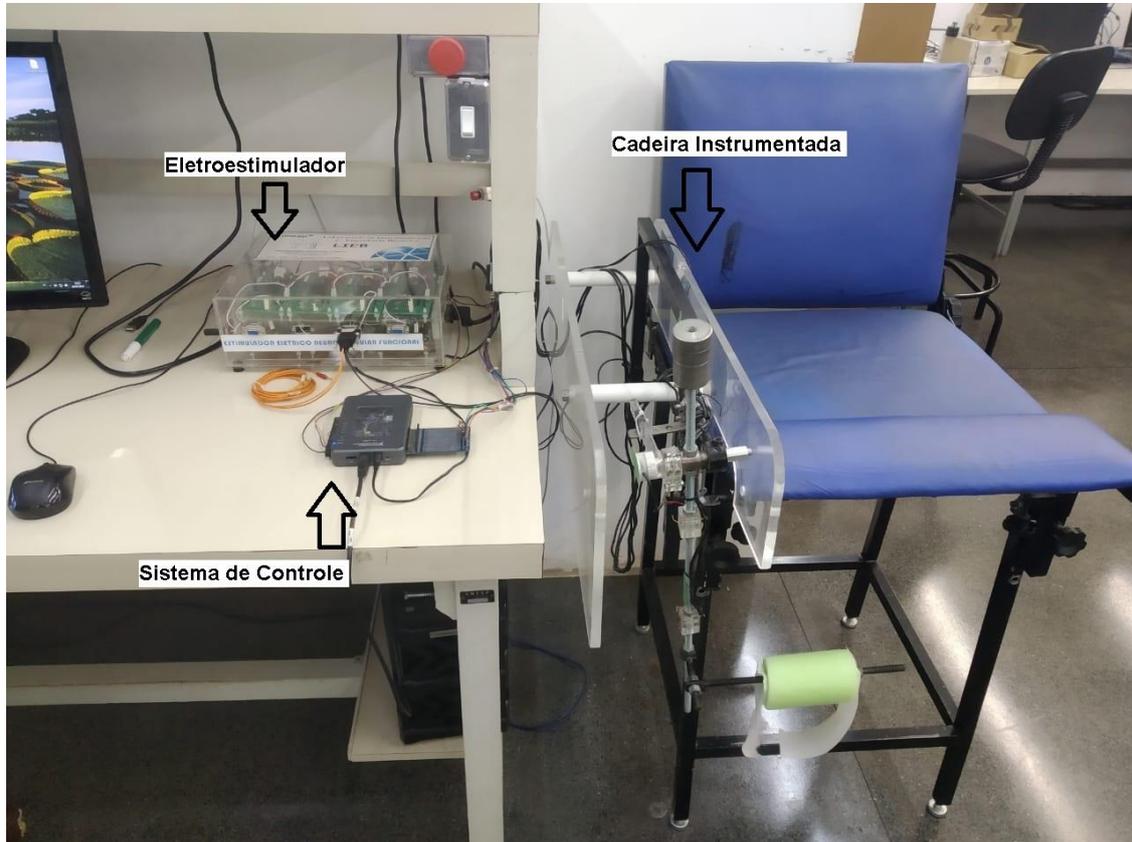
A intensidade da estimulação é controlada com o ajuste de três parâmetros principais, sendo eles: amplitude, frequência e largura de pulso. A amplitude do pulso foi ajustada para fornecer 80 mA. A frequência do sinal de estimulação foi fixada em 50 Hz. E a largura de pulso pode ser ajustada na faixa de 0 a 500 μ s.

Na cadeira instrumentada temos um eletrogoniômetro (Lynx®), um giroscópio LPR510AL (ST Microelectronics®) e dois acelerômetros triaxiais MMA7341 (Freescale®), possibilitando obter informações de posição, velocidade e aceleração angulares, que são utilizadas como realimentação do sistema de controle.

Para implementação do sistema de controle foi utilizado o dispositivo NI myRIO-1900 (National Instruments®), um sistema embarcado, com um processador de tempo real ARM® Cortex™-A9 dual-core, com entradas e saídas customizáveis do Xilinx FPGA (*Field Programmable Gate Array*). Juntamente com o *software* LabVIEW

Student Edition, onde foi desenvolvido todo o algoritmo de controle e configurado uma tela de supervisor para os testes.

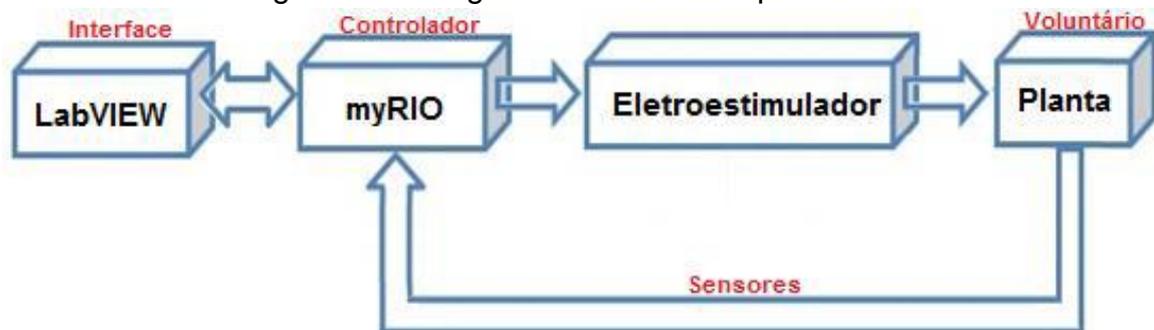
Figura 10 - Plataforma de testes.



Fonte: Próprio autor.

Buscando esclarecer o funcionamento da plataforma de testes, na Figura 11 temos um diagrama de blocos especificando onde cada componente apresentado se integra ao sistema.

Figura 11 – Diagrama de blocos da plataforma de teste.



Fonte: Kozan(2016)

3.2 SENSOR DE MMG

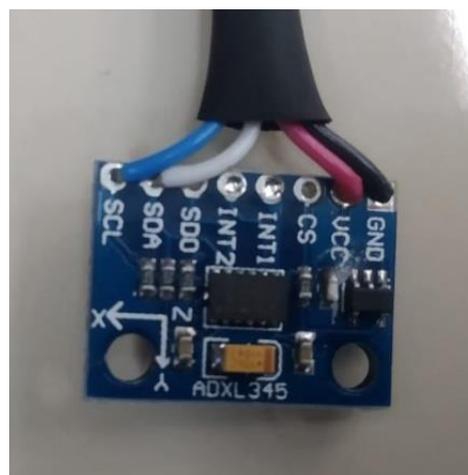
Após o levantamento apresentado na Tabela 2, foi definido a utilização do acelerômetro para aquisição dos sinais de MMG.

Visto que a plataforma de testes já estava definida, buscamos um sensor que, além de boa precisão e baixo custo, viabilizasse a integração do mesmo. Sendo assim, optou-se pela utilização de chips digitais com acelerômetros integrados, que disponibilizam a saída por meio dos protocolos de comunicação I2C (*Inter-Integrated Circuit*) e SPI (*Serial Peripheral Interface*), possibilitando a conexão direta no dispositivo myRIO.

Inicialmente foi utilizado o chip MPU6050, um dispositivo integrado MotionTracking de 6 eixos, que combina um giroscópio de 3 eixos, um acelerômetro de 3 eixos e um *Digital Motion Processor*™ (DMP) em um pequeno pacote de 4x4x0,9 mm. Com um barramento I2C dedicado e precisão do acelerômetro programável, possibilitaria o rastreamento de movimentos rápidos e lentos. Porém, devido a pré-programação do chip, a taxa de aquisição dos sinais do acelerômetro não atingiram os padrões encontrados na literatura, portanto, optou-se pela substituição do mesmo.

O segundo chip foi o ADXL345, apresentado na Figura 12, que é um acelerômetro de 3 eixos, pequeno, fino, ultrabaixo, com alta resolução (13 bits) e medição de até ± 16 g. Os dados de saída digital são formatados como dois complementos de 16 bits e podem ser acessados por meio de uma interface digital SPI (3 ou 4 fios) ou I2C. Sua alta resolução (3,9 mg / LSB) permite a medição de mudanças de inclinação inferiores a 1,0 °. Com resolução e taxa de aquisição programável, foi possível atingir os padrões de aquisição necessários.

Figura12: Acelerômetro ADXL345.



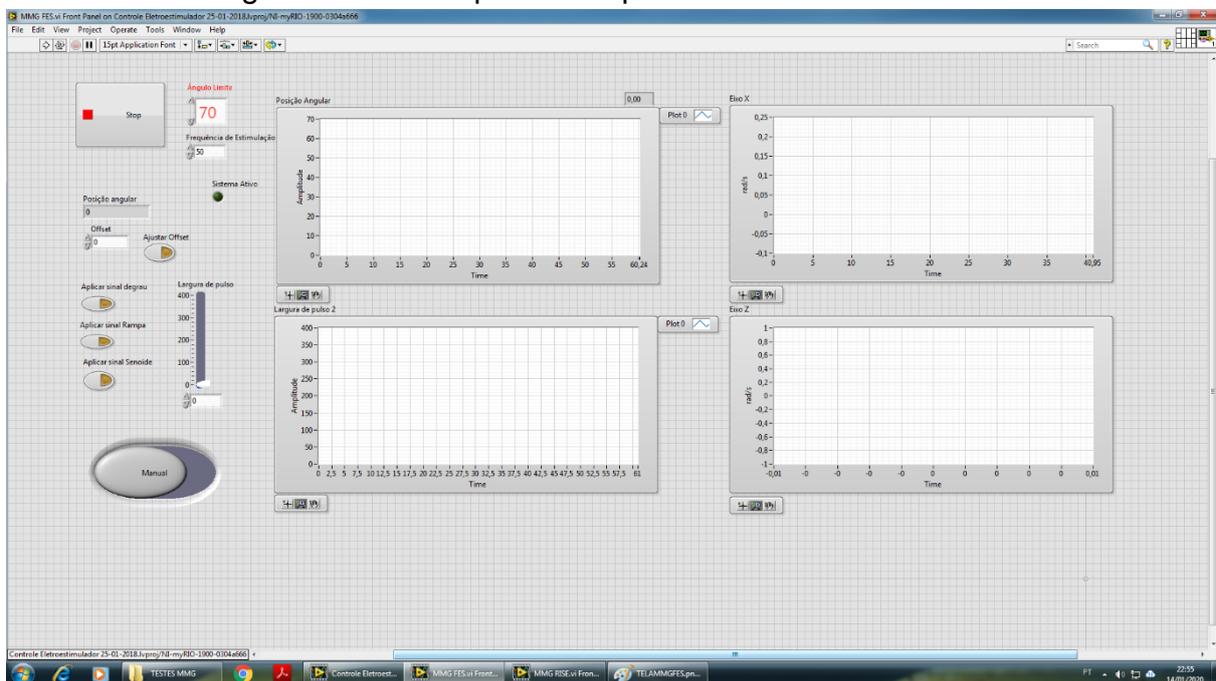
Fonte: Próprio Autor.

3.3 PROGRAMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS

A aquisição dos sinais do sensor de MMG foi realizada diretamente pelo dispositivo NI MyRIO-1900, utilizando o protocolo de comunicação I2C, e a programação para aquisição dos sinais foi implementada no software LabVIEW.

Foram implementados dois programas de aquisição de dados, o primeiro foi integrado com o sistema FES em malha aberta, onde a largura de pulso é controlada manualmente. Podemos visualizar a tela supervisorio do sistema FES em malha aberta na Figura 13.

Figura 13: Tela supervisorio para o sistema FES em malha aberta.



Fonte: Próprio Autor.

E o segundo foi integrado com um sistema FES em malha fechada, utilizando um controlador RISE (Robust Integral of the Sign of the Error) desenvolvido por Arcolezi (2019), que controla a largura de pulso de acordo com a posição angular da articulação do joelho. Na Figura 14 temos a tela supervisorio do sistema FES em malha fechada.

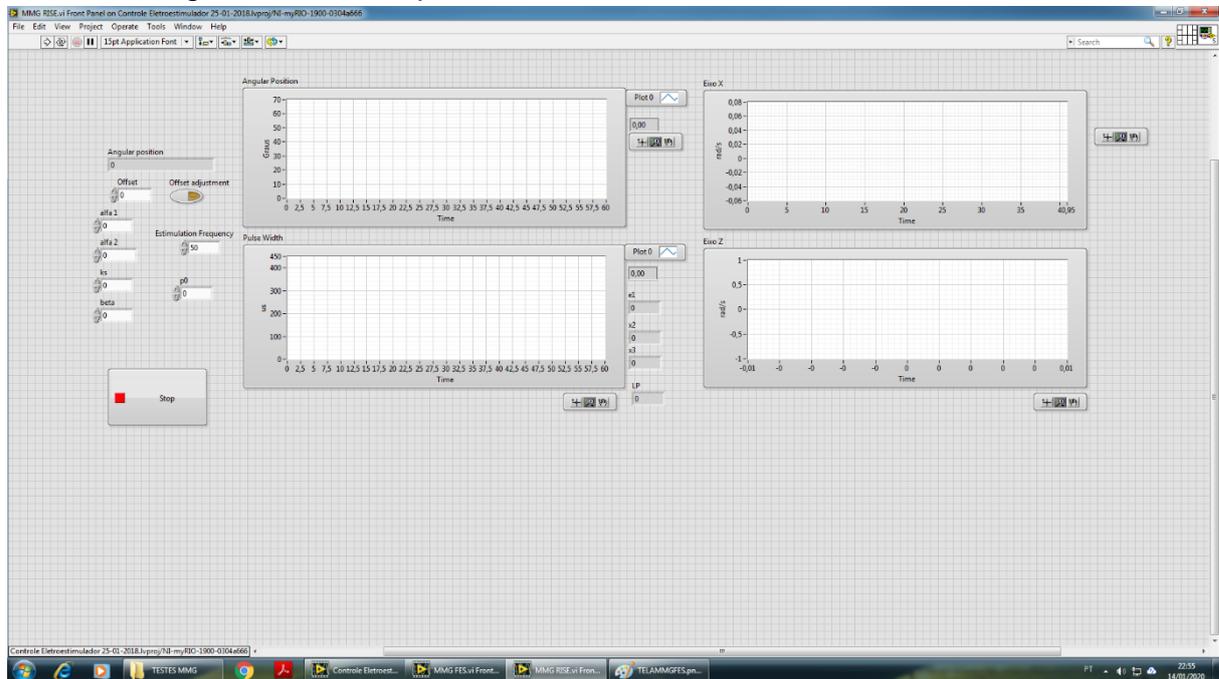
Em ambos, a aquisição dos sinais de MMG foi sincronizada com a aplicação da FES, desta forma garantimos que os dados fossem aqisitados exatamente no mesmo instante de tempo e durante todo o período dos testes realizados.

Devido a exigência de processamento do sistema de controle, a taxa de amostragem dos sinais de MMG ficou fixada em 200Hz, um pouco abaixo do encontrado na literatura. Porém, como a faixa de frequência predominante na análise dos sinais de MMG fica abaixo dos 50Hz, essa taxa de amostragem é suficiente para garantir um bom sinal.

Após a finalização de cada teste os dados são exportados e armazenados para análises futuras. O programa gera os dados em uma extensão TDMS, que

posteriormente foram convertidos para a extensão XLS, uma vez que as análises dos dados obtidos foram realizadas com os *softwares* Excel e o MATLAB.

Figura 14: Tela supervisorio do sistema FES em malha fechada.



Fonte: Próprio Autor.

3.4 PROTOCOLO DE TESTES

Os voluntários elegíveis para serem submetidos aos protocolos seriam pessoas com idade superior à 18 anos, homens e mulheres. Indivíduos com históricos de doenças cardiovasculares, gestantes ou qualquer outro empecilho que possa considerá-lo inapto a participar dos testes, foram excluídos da seleção.

Neste trabalho, os testes foram realizados com seis voluntários do sexo masculino, sendo todos hígidos, com idade de $25,2 \pm 3,63$ anos (média \pm dp), com altura de $1,77 \pm 0,09$ m (média \pm dp), peso corporal de $77,52 \pm 16,29$ kg (média \pm dp). Foi esclarecido a todos os voluntários a proposta do trabalho, os objetivos do mesmo e sobre todos os procedimentos a serem realizados. Um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido foi lido e assinado pelos voluntários, onde foram esclarecidos sobre os riscos, informados que não receberiam nenhum tipo de remuneração e que poderiam abandonar os testes a qualquer momento.

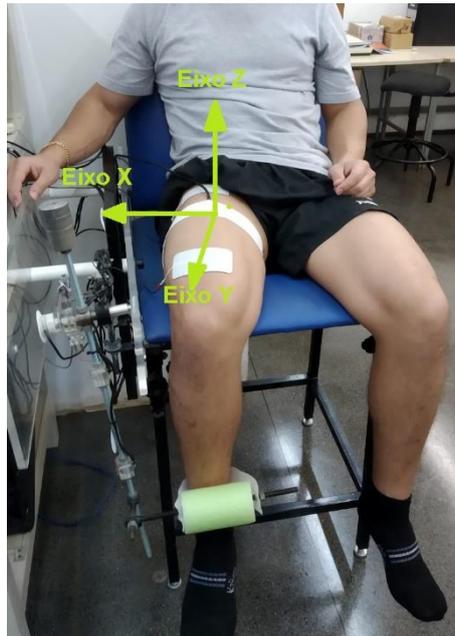
Para cada voluntário o encosto da cadeira e a posição da articulação do joelho foram ajustados, de forma que garantisse o conforto do voluntário e minimizasse a influência da rigidez elástica do joelho e contratura muscular.

Uma análise muscular e um procedimento com o auxílio de um estimulador elétrico comercial foram realizados para determinar o ponto motor de cada indivíduo, buscando garantir o posicionamento adequado dos eletrodos de superfície. Mais

informações sobre esse procedimento pode ser visto em (GOBBO *et al.*, 2014). Uma vez que os pontos motores foram definidos realizou-se a tricotomia e a higienização do local. Foram utilizados eletrodos autoadesivos retangulares de 50 x 90 mm.

O sensor de MMG foi posicionado no ventre do músculo reto femoral, entre os dois eletrodos, e fixado por uma cinta elástica ajustável, para que o sensor acompanhasse o movimento do músculo que estava sendo analisado. A Figura 15 mostra o posicionamento do sensor de MMG e a orientação dos eixos X, Y e Z após a fixação do sensor.

Figura 15: Fixação do sensor de MMG e orientação dos eixos.



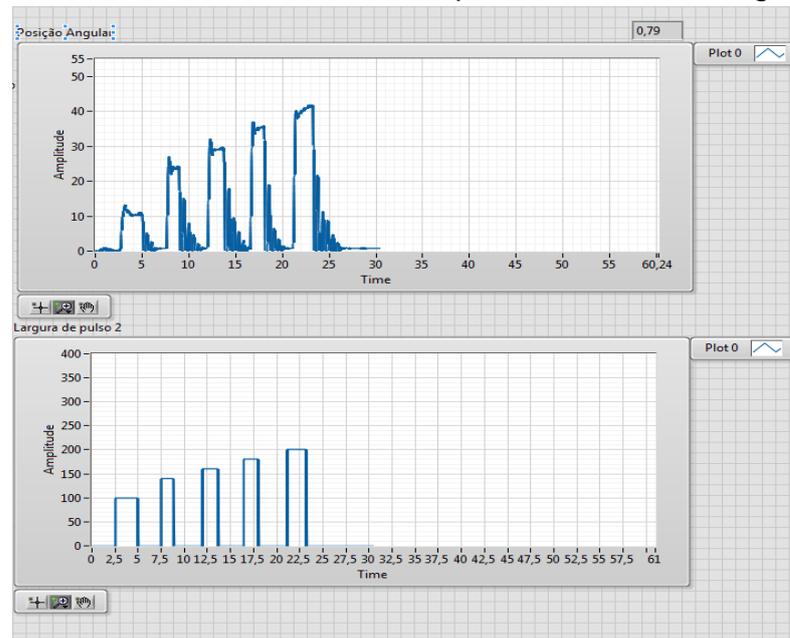
Fonte: Próprio Autor.

Após a identificação do ponto motor, aplicação dos eletrodos, e fixação do sensor de MMG foram realizados alguns testes iniciais em malha aberta aplicando um sinal degrau com duração entre 3 e 5 segundos, com o objetivo de determinar uma faixa de largura de pulso necessária para manter a posição angular da articulação do joelho entre os valores de 10° e 40°, considerando a posição de repouso da perna como 0°, além de familiarizar o voluntário com a aplicação da FES. A Figura 16 ilustra como foram realizados esses testes iniciais.

Durante os experimentos, os indivíduos foram instruídos a relaxar, e não influenciar o movimento da perna voluntariamente, permitindo que a FES realizasse todo o movimento. Além disso, por qualquer motivo, durante as sessões de FES, o voluntário poderia cessar o estímulo a qualquer momento, imediatamente, pressionando um interruptor, denominado “Botão da Tranquilidade”, que fica na mão do voluntário durante todo o teste realizado.

Os testes em malha aberta e malha fechada foram realizados alternadamente em dias diferentes, respeitando um intervalo mínimo de descanso para o músculo de 48 horas entre cada teste.

Figura 16: Testes iniciais em malha aberta para determinar a largura de pulso.



Fonte: Próprio autor.

Com o objetivo de avaliar e comparar a fadiga muscular gerada pela estimulação em cada caso, os testes foram padronizados e divididos em 3 etapas principais. As etapas foram denominadas como: Etapa 1 - Teste pré-fadiga; Etapa 2 - Teste com carga; Etapa 3 – Teste pós-fadiga.

3.4.1 Primeira Etapa – Teste pré-fadiga.

Realizada dois minutos após os testes iniciais, nesta etapa foi aplicada a FES com o objetivo de manter a articulação do joelho em 40° durante 60 segundos, sendo repetida 3 vezes e com um tempo de repouso de 60 segundos entre cada estimulação.

No teste em malha aberta o sinal aplicado foi um degrau, ajustando a largura de pulso para que o ângulo ficasse o mais próximo possível de 40° e mantido constante durante os 60 segundos do teste.

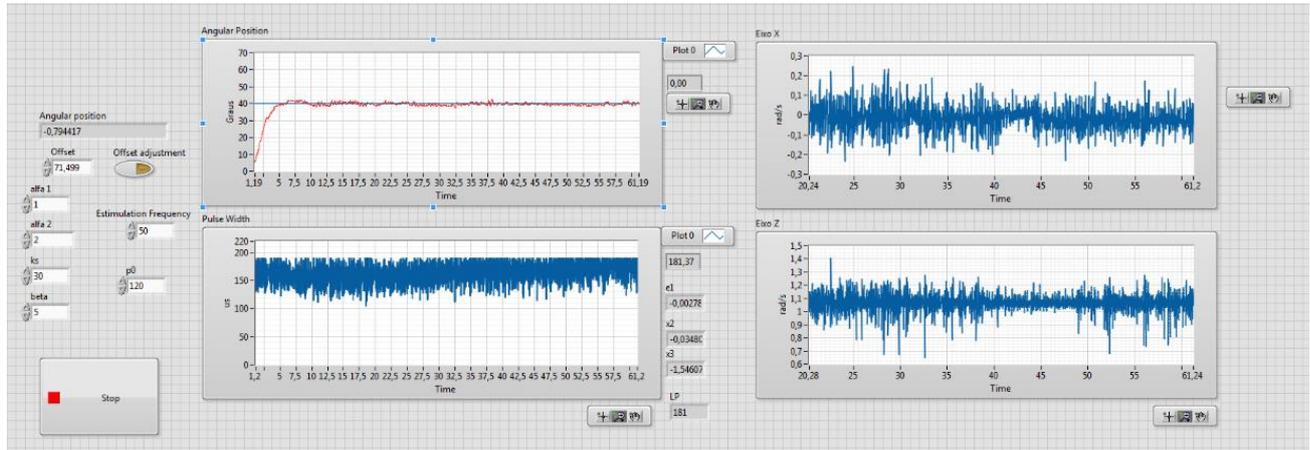
No teste em malha fechada foi setado o ângulo desejado em 40° e escolhido uma largura de pulso limite baseada nos testes iniciais, e o controlador RISE alterava a largura de pulso do sinal aplicado de forma que a articulação do joelho fosse mantida próxima ao ângulo desejado. Na Figura 17 fica evidente a mudança da largura de pulso sem ultrapassar o limite escolhido e como o controlador RISE manteve a perna próxima ao ângulo setado.

3.4.2 Segunda Etapa – Teste com carga.

Nesta etapa o objetivo principal foi forçar uma condição de fadiga muscular, para isso foi adicionado uma carga de 1 Kg ao tornozelo do voluntário e foi aplicada a FES de forma a manter a articulação do joelho em 40° durante o maior tempo possível.

Este teste foi repetido algumas vezes, até que musculo não conseguisse alcançar e manter a articulação do joelho a pelo menos 50% do angulo desejado.

Figura 17: Teste em malha fechada para Etapa 1.



Fonte: Próprio Autor.

3.4.3 Terceira Etapa – Teste pós-fadiga.

Nesta etapa a carga foi retirada, e analogamente a Etapa 1 foi aplicada a FES com o objetivo de manter a articulação do joelho em 40° durante 60 segundos, sendo repetida 3 vezes e com um tempo de repouso de 60 segundos entre cada estimulação.

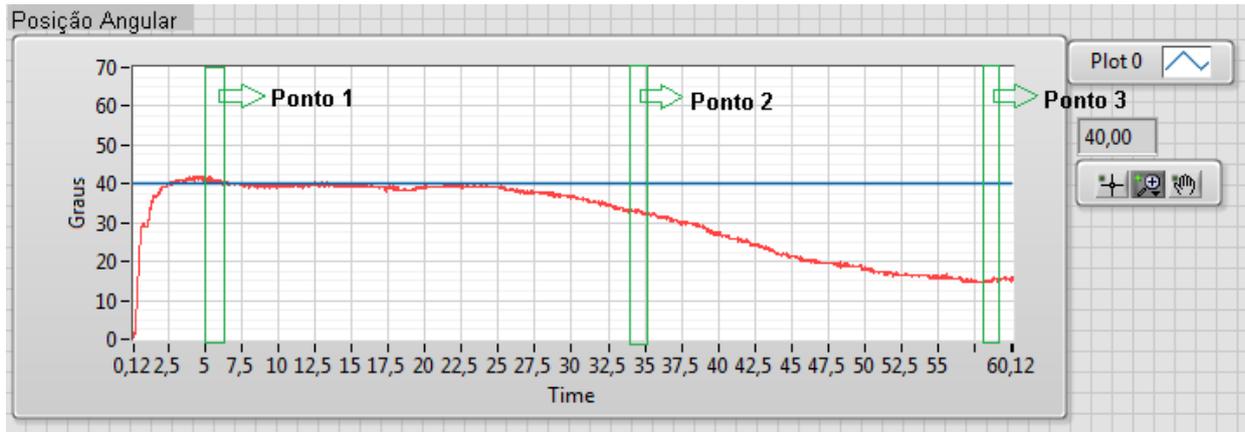
3.5 PROCESSAMENTO E ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

Os dados foram analisados em três pontos específicos, o primeiro ponto foi selecionado nos primeiros dez segundos de estimulação, logo após a estabilização da posição angular próxima aos 40°. O segundo ponto foi escolhido, geralmente, próximo aos trinta segundos, buscou-se analisar o sinal quando a posição angular estava decaindo em torno de 20% a 30% da posição inicial. O Terceiro ponto foi escolhido no final do teste, próximo aos 60 segundos, nessa faixa a posição angular estava sempre abaixo dos 50% da posição angular inicial. Na Figura 18 está exemplificado os pontos escolhidos de acordo com os critérios descritos.

Em cada ponto escolhido foi seccionado um segundo do sinal e analisado no domínio do tempo e da frequência com a utilização do *software* MATLAB. A análise no domínio do tempo investigou os valores RMS do sinal e a análise no domínio da frequência investigou a frequência média (FM) do sinal.

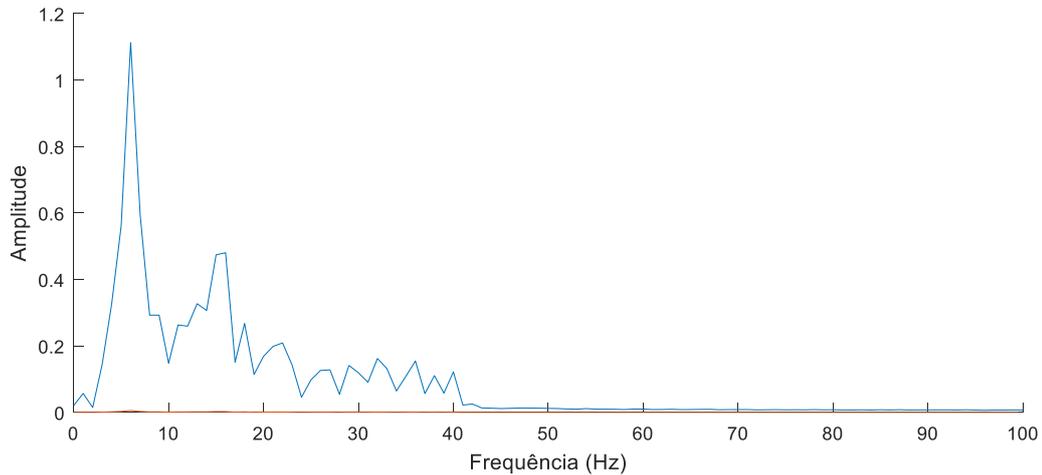
Para a análise de frequência o sinal digitalizado foi filtrado com um filtro Butterworth de 3ª ordem, passa-baixas de 50 Hz. Empregou-se a Transformada Rápida Discreta de Fourier (FDFT) com Janela Retangular de um segundo para se obter o espectro de frequência do sinal, como observado na Figura 19.

Figura 18: Seleção dos pontos de análise de acordo com a posição angular.



Fonte: Próprio Autor.

Figura 19: Espectro de frequência obtido após Janelamento e FDFT



Fonte: Próprio Autor.

Após o processamento dos dados os mesmos foram exportado para o Excel®, onde foi possível observar e analisar estatisticamente os padrões encontrados nos sinais. Inicialmente foi realizado uma regressão linear múltipla, relacionando o valor da posição angular com os valores dos três eixos do sensor de MMG, assim foi possível classificar qual dos eixos apresentava maior significância com relação a posição angular. Após definido o eixo com maior significância, foi calculado o coeficiente de correlação de *Pearson* (r), que informa a intensidade com que as duas variáveis se relacionam. Em seguida, através da regressão linear, foi obtido a linha de tendência para os valores de MMG e da posição angular e obtido o coeficiente de determinação para a linha de tendência (r^2).

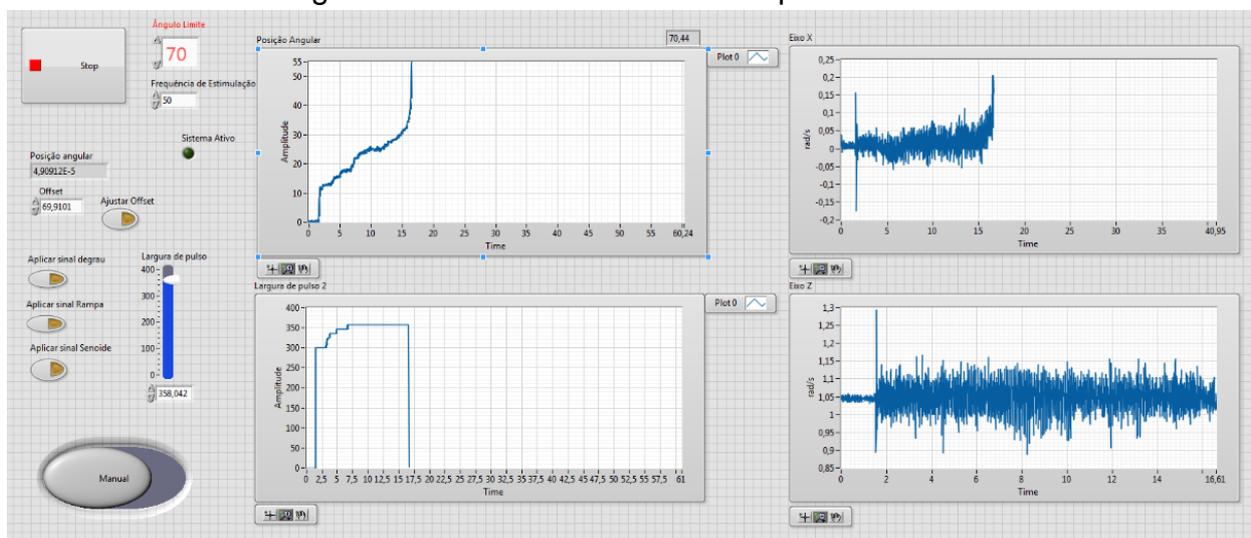
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dos seis voluntários selecionados para realização dos testes, em apenas quatro deles houve o aproveitamento e análise dos dados. Em dois casos os testes

realizados tiveram comportamentos inesperados, tanto para os testes em malha aberta, como para os testes em malha fechada, e não foi possível a aplicação do protocolo proposto nesse estudo.

Na Figura 20 temos uma tentativa de realização do teste em malha aberta para o voluntário 6 (resultado não aproveitado), como se pode perceber, a posição angular não estabiliza em um determinado angulo, e mesmo com a largura de pulso da FES constante a posição angular aumenta até exceder o angulo limite de 70°, setado como angulo de segurança e interrompe a estimulação automaticamente. Ficando evidente que com esse comportamento não seria possível a realização do protocolo proposto, os dados dos voluntários 5 e 6 não foram aproveitados para esse estudo.

Figura 20: Teste em malha aberta para o voluntário 6.



Fonte: Próprio Autor.

A partir da análise dos coeficientes da regressão linear múltipla verificou-se que o eixo mais significativo para capturar o sinal de vibração muscular foi o eixo X, pois apresentou os menores valores P, que indicam maior significância entre os dados relacionados ($P < 0,05$), resultado também obtido por Faller *et al.*(2009).

Assim como Costa (2008) constatou, observamos que os valores de FM analisados nos 3 pontos de interesse, tanto em malha aberta como em malha fechada, para todos os indivíduos se mantiveram relativamente estáveis. Embora apresentado uma leve tendência de correlação negativa, não foi observada correlação estatisticamente significativa em nenhum dos eixos do sensor de MMG com relação a posição angular.

Tendo em vista a baixa significância estatística dos valores de FM e dos Eixos Y e Z para os valores RMS, focamos em apresentar e discutir os resultados referentes os valores RMS do Eixo X do sensor de MMG, sendo correlacionados com a posição angular da articulação do joelho para cada indivíduo.

4.1 VOLUNTÁRIO 1

O primeiro voluntário a realizar os testes já havia participado de outros estudos relacionados a FES anteriormente, e não relatou nenhum desconforto ou dor durante a aplicação do nosso protocolo.

No primeiro dia foi realizado os testes de FES em malha aberta. Após os ajustes necessários na cadeira instrumentada, inciou-se o procedimento de identificação do ponto motor. Com os eletrodos e o sensor de MMG corretamente posicionados, os teste iniciais para determinar a faixa na largura de pulso foi realizado, obtendo os valores de 140 μ s e 210 μ s.

Aguardando dois minutos de intervalo, deu-se início a primeira etapa dos testes, descrito no item 3.4.1, e buscando manter a articulação do joelho em 40° a largura de pulso precisou ser ajusta, chegando ao valor máximo de 280 μ s.

Para a segunda etapa, agora utilizando a carga de 1Kg, descrito no item 3.4.2, a largura de pulso chegou ao valor de 355 μ s.

E finalmente na terceira etapa, descrita no item 3.4.3, os valores de largura de pulso chegaram à 400 μ s. Essa necessidade do aumento significativo da largura de pulso para atingir os mesmos valores ou valores menores de amplitude da posição angular evidencia a presença da fadiga muscular.

Analisando estatisticamente os dados do teste em malha aberta obtivemos os resultados apresentados na Tabela 3.

Tabela 3: Valores de análise estatística – Teste em malha aberta – Voluntário 1.

Testes em Malha Aberta	
Regressão Linear Múltipla	P = 0,0002
Correlação de <i>Pearson</i> Pré – Fadiga	r = 0,740
Correlação de <i>Pearson</i> Pós – Fadiga	r = 0,910

Fonte: Próprio Autor.

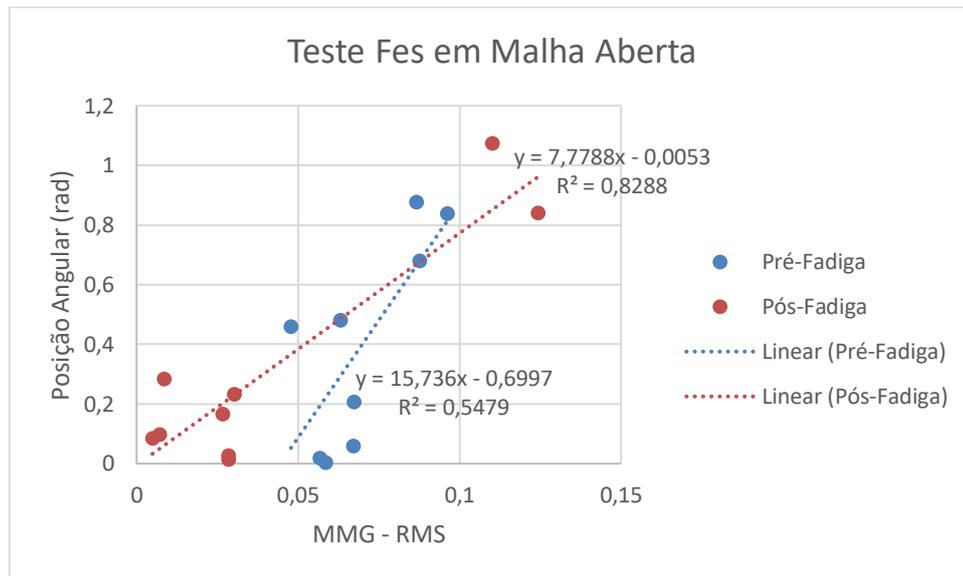
A Correlação de Pearson é interpretada da seguinte maneira:

- 0,9 a 1,0 - indica uma correlação muito forte;
- 0,7 a 0,9 - indica uma correlação forte;
- 0,5 a 0,7 - indica uma correlação moderada;
- 0,3 a 0,5 - indica uma correlação fraca;
- 0 a 0,3 - uma correlação desprezível.

Pelos dados apresentados, podemos observar uma forte/ muito forte correlação positiva para os valores de MMG-RMS e a posição angular da articulação do joelho, resultado semelhante as análises de Islam *et al.*(2018).

Na Figura 21 temos o gráfico de regressão linear simples, apresentando a linha de tendência, juntamente com a equação da reta e o valor de r^2 para os dados de pré-fadiga e pós-fadiga, onde fica visível a correlação positiva mencionada anteriormente.

Figura 21: Gráfico do teste em malha aberta – Voluntário 1.



Fonte: Próprio Autor.

Posteriormente, respeitando um intervalo mínimo de 48 horas foi realizado os testes de FES com o controlador RISE. O procedimento foi análogo ao anterior, exceto a identificação dos pontos motores que já havia sido realizada e marcada no primeiro teste. Os valores de Largura de Pulso (LP) utilizada em cada etapa e o resultado da análise estatística está apresentado na Tabela 4.

Tabela 4: Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste com controlador RISE – Voluntário 1.

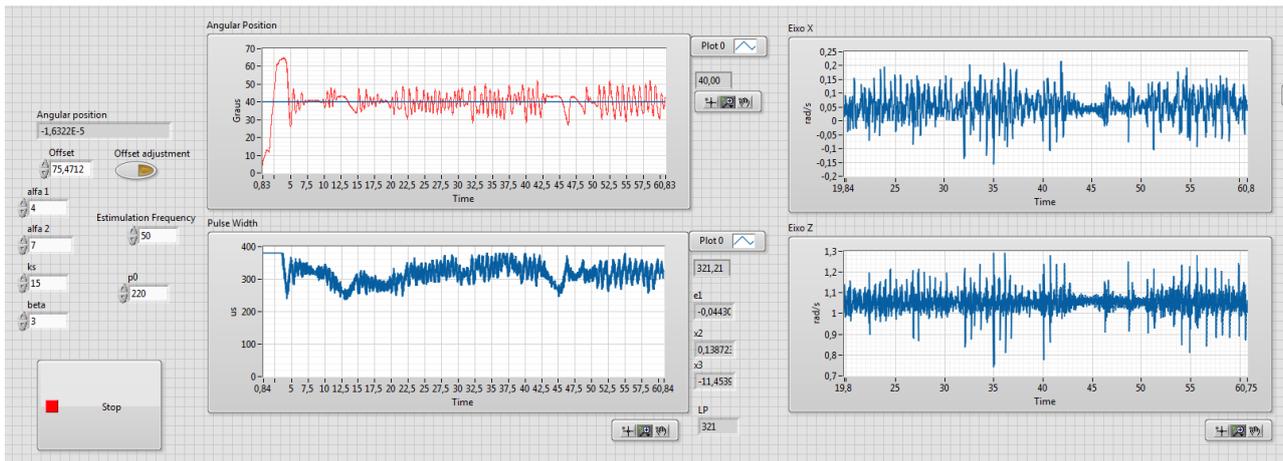
Testes com controlador RISE	
Teste Iniciais	LP = 220 μ s/380 μ s
Primeira Etapa	LP = 220 μ s/380 μ s
Segunda Etapa	LP = 220 μ s/400 μ s
Terceira Etapa	LP = 220 μ s/400 μ s
Regressão Linear Múltipla	P = 0,037
Correlação de <i>Pearson</i> Pré – Fadiga	r = 0,538
Correlação de <i>Pearson</i> Pós – Fadiga	r = 0,786

Fonte: Próprio Autor.

Nesse caso, aparentemente, observamos que não houve aumento significativo da largura de pulso para atingir os mesmos valores de amplitude da posição angular.

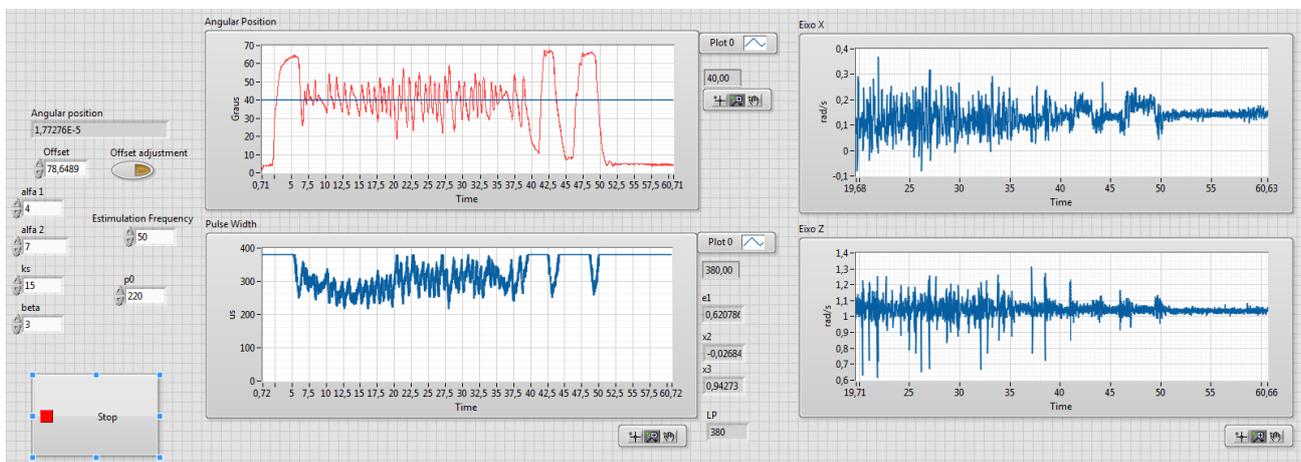
Porém o controlador ajusta a largura de pulso de acordo com a posição angular ao longo do tempo, desta forma, comparando os testes pré-fadiga da Figura 22 e pós-fadiga da Figura 23 podemos notar esse aumento da largura de pulso, onde em vários momentos do teste pós-fadiga a largura de pulso atinge a saturação de 400 μ s.

Figura 22: Teste de FES com controle RISE pré-fadiga – Voluntário 1.



Fonte: Próprio Autor.

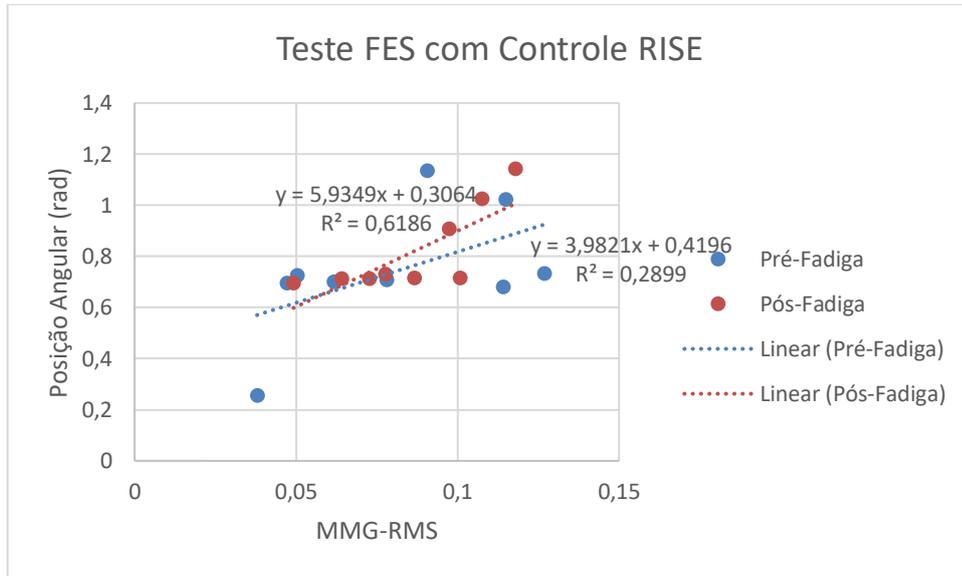
Figura 23: Teste de FES com controle RISE pós-fadiga – Voluntário 1.



Fonte: Próprio Autor.

Na Tabela 4 também podemos observar uma correlação positiva moderada/forte para os valores de MMG-RMS e a posição angular da articulação do joelho. A regressão linear, juntamente com a linha de tendência e sua equação, e o valor de r^2 está apresentado na Figura 24.

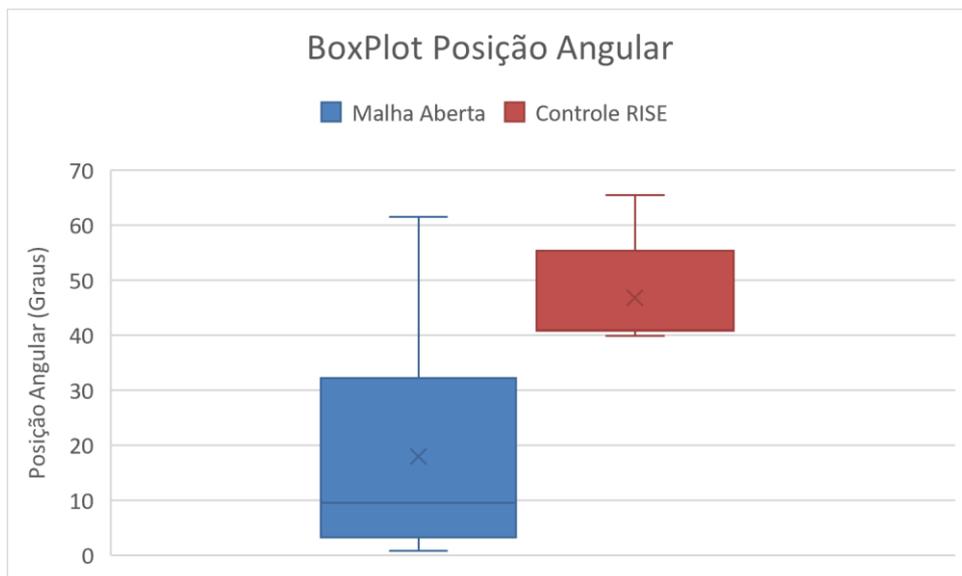
Figura 24: Gráfico do teste com controle RISE – Voluntário 1.



Fonte: Próprio Autor.

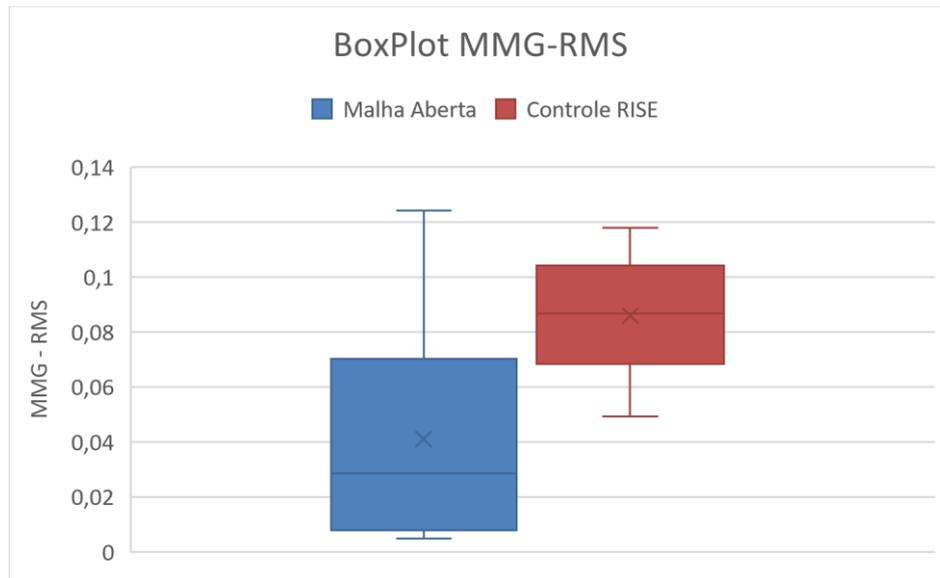
Com o intuito de comparar a fadiga muscular ocasionada pelos testes em malha aberta e os testes com o controlador RISE, plotamos os gráfico em *BoxPlot* da posição angular e do sinal MMG-RMS para cada um dos testes na condição pós-fadiga. Na Figura 25 temos o gráfico da posição angular de ambos os testes e na Figura 26 temos o gráfico do sinal MMG-RMS de ambos os testes.

Figura 25: Gráfico da posição angular – Voluntário 1.



Fonte: Próprio Autor.

Figura 26: Gráfico do sinal MMG-RMS – Voluntário 1.



Fonte: Próprio Autor.

Pelos gráficos de *BoxPlot* podemos observar que a posição angular e o sinal de MMG-RMS tiveram um comportamento semelhante, e em ambos os casos o teste com o controle RISE, manteve uma mediana superior ao teste em malha aberta. Desta forma, conseguimos concluir que o teste com controle RISE gerou uma taxa de fadiga muscular menor que o teste em malha aberta.

4.2 VOLUNTÁRIO 2

O segundo voluntário também já havia participado de outros estudos relacionados a FES anteriormente, e relatou um pequeno desconforto quando a posição angular, por algum motivo, ficava muito acima dos 40°.

No primeiro dia foi realizado os testes de FES com o controlador RISE. Após os ajustes necessários na cadeira instrumentada, inciou-se o procedimento de identificação do ponto motor. Com os eletrodos e o sensor de MMG corretamente posicionados, os teste iniciais para determinar a faixa na largura de pulso foi realizado.

Os valores de LP utilizada em cada etapa e o resultado da análise estatística está apresentado na Tabela 5.

Nesse caso, observamos que houve aumento significativo da largura de pulso para atingir os mesmos valores de amplitude da posição angular. Essa condição ocorreu devido ao relato de desconforto do voluntário, onde optou-se por iniciar os testes com uma faixa de LP relativamente baixa, e por isso, o controle chegava a saturação da LP de forma relativamente rápida, mesmo nos testes pré-fadiga como ilustrado no Figura 27.

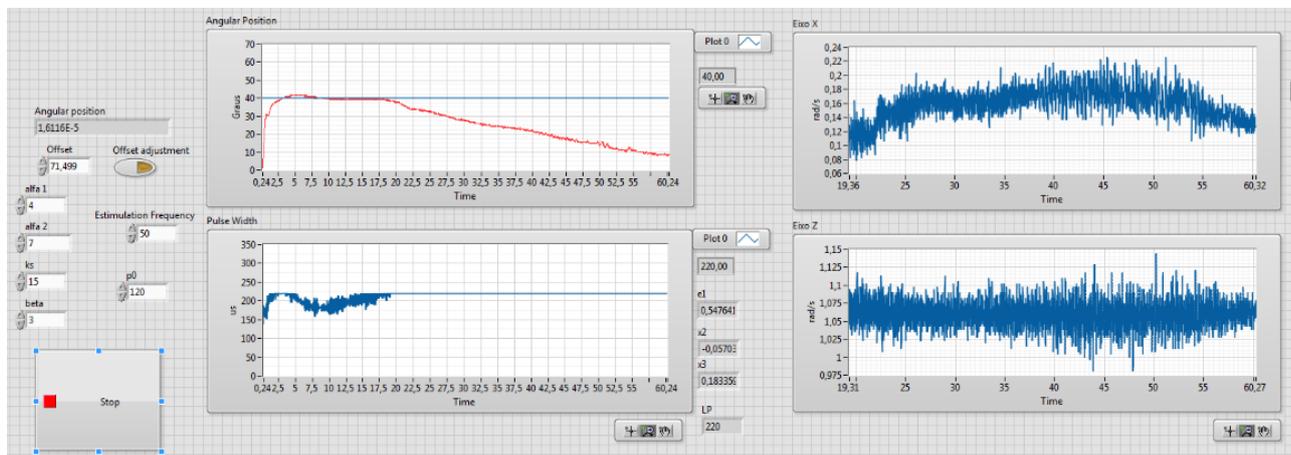
E quando a LP foi aumentada, nos testes pós-fadiga, os testes com o controlador RISE apresentou sinais de instabilidade após 30 segundos de estimulação, como apresentado na Figura 28.

Tabela 5: Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste com controlador RISE
– Voluntário 2.

Testes com Controlador RISE	
Teste Iniciais	LP = 130 μ s/220 μ s
Primeira Etapa	LP = 260 μ s/290 μ s
Segunda Etapa	LP = 330 μ s/360 μ s
Terceira Etapa	LP = 330 μ s/360 μ s
Regressão Linear Múltipla	P = 0,007
Correlação de <i>Pearson</i> Pré – Fadiga	r = 0,673
Correlação de <i>Pearson</i> Pós – Fadiga	r = 0,436

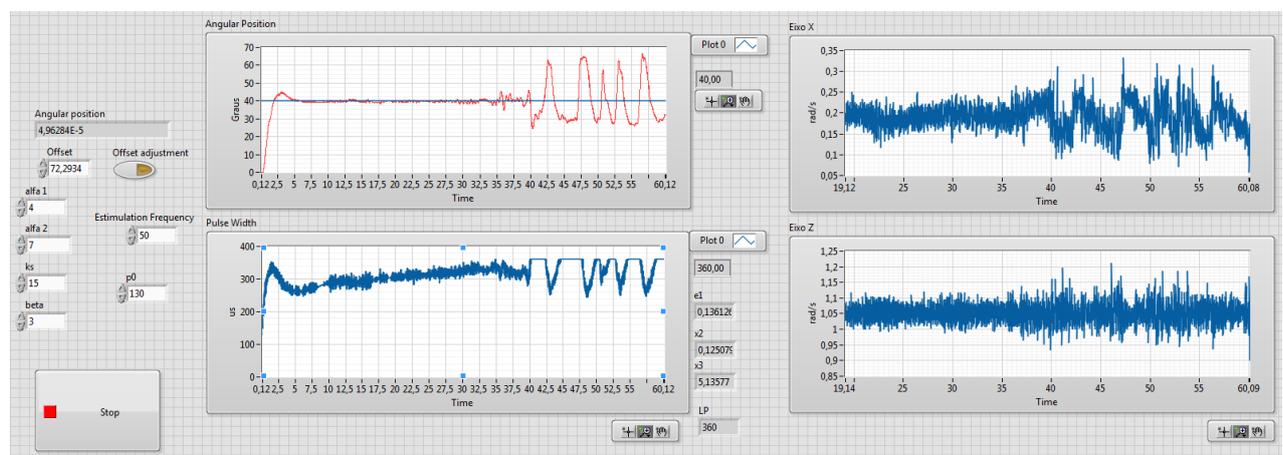
Fonte: Próprio Autor.

Figura 27: Teste de FES com controle RISE pré-fadiga – Voluntário 2.



Fonte: Próprio Autor.

Figura 28: Teste de FES com controle RISE pós-fadiga – Voluntário 2.



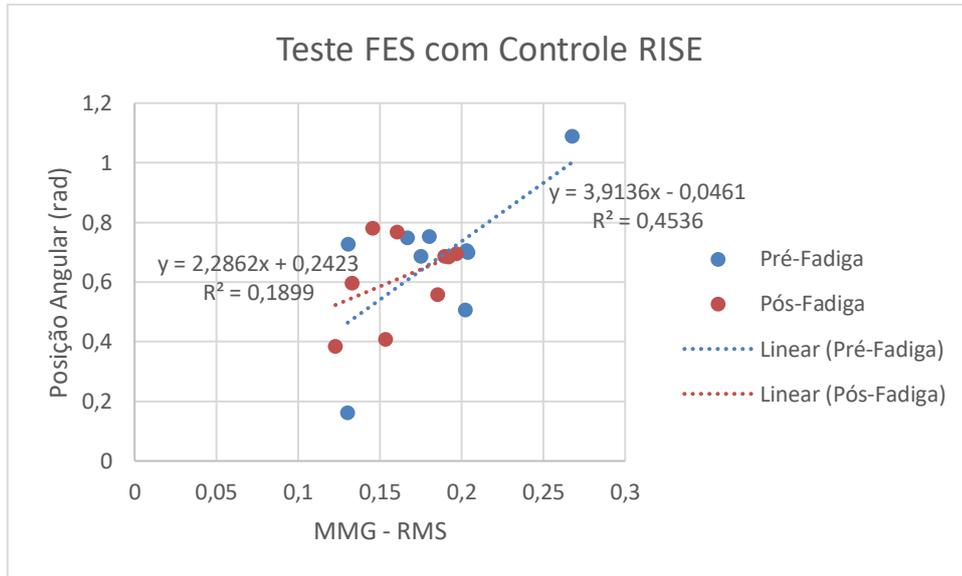
Fonte: Próprio Autor.

Os resultados da Tabela 5 apresentam uma correlação positiva moderada/fraca para os valores de MMG-RMS e a posição angular da articulação do

joelho. Possivelmente explicado pela rápida saturação do controlador e queda da posição angular e pela instabilidade ocorrida nos testes pós-fadiga.

A regressão linear, a linha de tendência e sua equação, e o valor de r^2 está apresentado na Figura 29.

Figura 29: Gráfico do teste com controle RISE – Voluntário 2.



Fonte: Próprio Autor.

Os testes em Malha Aberta foram realizados respeitando um intervalo mínimo de 48 horas. Utilizando o mesmo procedimento anterior, exceto a identificação dos pontos motores que já havia sido realizada e marcada no primeiro teste. Os valores de Largura de Pulso (LP) utilizada em cada etapa e o resultado da análise estatística está apresentado na Tabela 6.

Tabela 6: Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste em Malha Aberta – Voluntário 2.

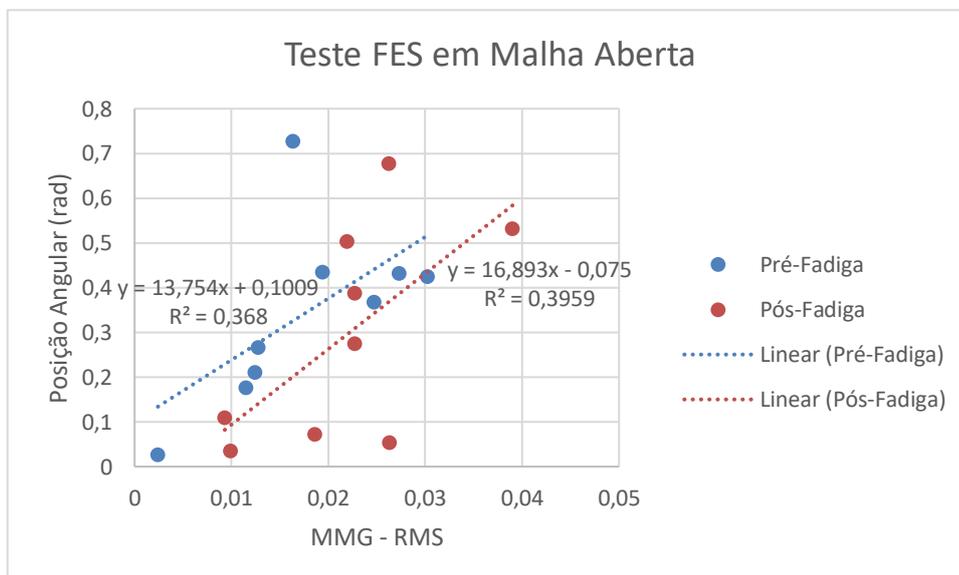
Testes em Malha Aberta	
Teste Iniciais	LP = 100 μ s/175 μ s
Primeira Etapa	LP = 190 μ s
Segunda Etapa	LP = 230 μ s
Terceira Etapa	LP = 250 μ s
Regressão Linear Múltipla	P = 0,01
Correlação de <i>Pearson</i> Pré – Fadiga	r = 0,607
Correlação de <i>Pearson</i> Pós – Fadiga	r = 0,629

Fonte: Próprio Autor.

Os dados apresentados na Tabela 6 indicam uma correlação moderada, tanto para os testes pré-fadiga, como para os testes pós-fadiga. Para os testes em malha aberta não ocorreu sinais de instabilidade, como apresentado para os testes com o controlador RISE. Porém, na maioria dos testes em malha aberta a FES não conseguiu manter a posição angular da articulação do joelho próxima aos 40° por mais de 20 segundos.

Na Figura 30 temos o gráfico de regressão linear simples, apresentando a linha de tendência, juntamente com a equação da reta e o valor de r^2 para os dados de pré-fadiga e pós-fadiga.

Figura 30: Gráfico do teste em malha aberta – Voluntário 2.

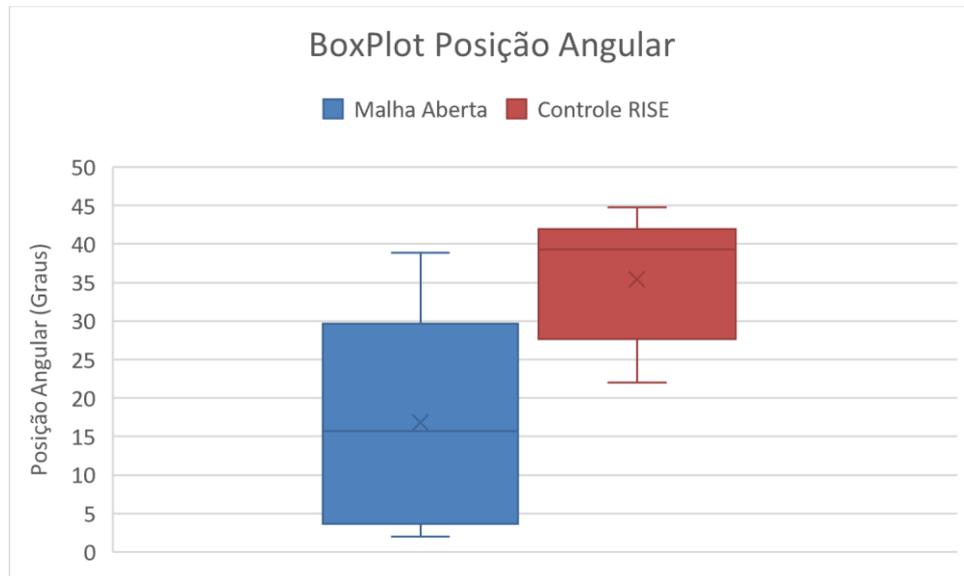


Fonte: Próprio Autor.

Analogamente a comparação realizada para os testes do voluntário 1, plotamos os gráficos em *BoxPlot* da posição angular e do sinal MMG-RMS para cada um dos testes na condição pós-fadiga. Na Figura 31 temos o gráfico da posição angular de ambos os testes e na Figura 32 temos o gráfico do sinal MMG-RMS de ambos os testes.

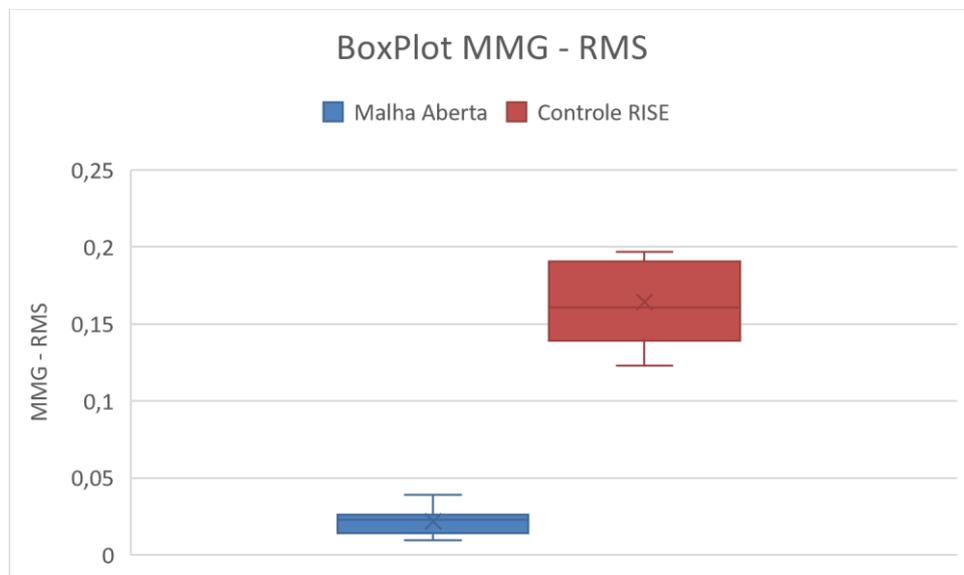
Mesmo com as diferenças relatadas nos ensaios do voluntário 2, os gráficos de *BoxPlot* apresentam o mesmo comportamento relatado nos teste do voluntário 1, podendo observar que a posição angular e o sinal de MMG-RMS tiveram um comportamento semelhante, e em ambos os casos o teste com o controle RISE, manteve uma mediana superior ao teste em malha aberta. Assim, fica evidente que o teste com controle RISE gerou uma taxa de fadiga muscular menor que o teste em malha aberta.

Figura 31: Gráfico da posição angular – Voluntário 2.



Fonte: Próprio Autor.

Figura 32: Gráfico do sinal MMG-RMS – Voluntário 2.



Fonte: Próprio Autor.

4.3 VOLUNTÁRIO 3

O terceiro voluntário afirmou que não teve nenhum contato com a FES anteriormente, mas não relatou nenhum desconforto ou dor durante a aplicação do nosso protocolo.

No primeiro dia foi realizado os testes de FES em malha aberta. Após os ajustes necessários na cadeira instrumentada, inciou-se o procedimento de identificação do

ponto motor. Com os eletrodos e o sensor de MMG corretamente posicionados, os teste iniciais para determinar a faixa na largura de pulso foi realizado.

Os valores de LP utilizada em cada etapa e o resultado da análise estatística está apresentado na Tabela 7.

Tabela 7: Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste em Malha Aberta – Voluntário 3.

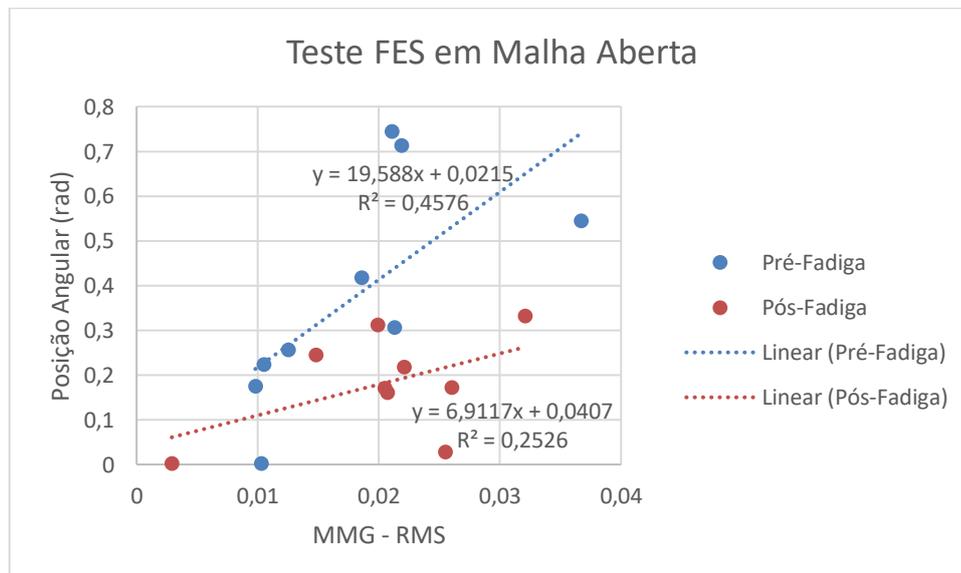
Testes em Malha Aberta	
Teste Iniciais	LP = 130 μ s/210 μ s
Primeira Etapa	LP = 280 μ s
Segunda Etapa	LP = 355 μ s
Terceira Etapa	LP = 400 μ s
Regressão Linear Múltipla	P = 0,003
Correlação de <i>Pearson</i> Pré – Fadiga	r = 0,676
Correlação de <i>Pearson</i> Pós – Fadiga	r = 0,503

Fonte: Próprio Autor.

Pelos dados apresentados, podemos observar uma moderada correlação positiva para os valores de MMG-RMS e a posição angular da articulação do joelho.

Na Figura 33 temos o gráfico de regressão linear simples, apresentando a linha de tendência, juntamente com a equação da reta e o valor de r^2 para os dados de pré-fadiga e pós-fadiga, onde fica visível a correlação positiva mencionada anteriormente.

Figura 33: Gráfico do teste em malha aberta – Voluntário 3.



Fonte: Próprio Autor.

Posteriormente, respeitando um intervalo mínimo de 48 horas foi realizado os testes de FES com o controlador RISE. O procedimento foi análogo ao anterior, exceto a identificação dos pontos motores que já havia sido realizada e marcada no primeiro

teste. Os valores de Largura de Pulso (LP) utilizada em cada etapa e o resultado da análise estatística está apresentado na Tabela 8.

Tabela 8: Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste com controle RISE – Voluntário 3.

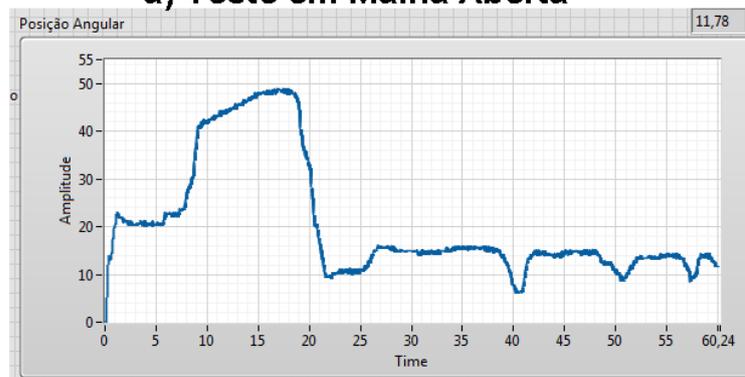
Testes com Controlador RISE	
Teste Iniciais	LP = 120 μ s/190 μ s
Primeira Etapa	LP = 120 μ s/220 μ s
Segunda Etapa	LP = 120 μ s/280 μ s
Terceira Etapa	LP = 120 μ s/300 μ s
Regressão Linear Múltipla	P = 0,003
Correlação de <i>Pearson</i> Pré – Fadiga	r = 0,373
Correlação de <i>Pearson</i> Pós – Fadiga	r = 0,767

Fonte: Próprio Autor.

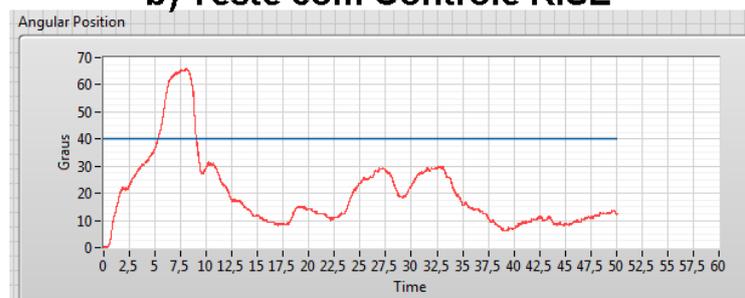
Para o voluntário 3 foi observado que os testes de FES com o controlador RISE se assemelharam com os testes de FES em malha aberta, apesar da largura de pulso necessária nas três etapas do teste ser menor, o comportamento da perna foi bem parecido. Como podemos observar na Figura 34.

Figura 34: Posição angular dos testes pós-fadiga – Voluntário 3.

a) Teste em Malha Aberta



b) Teste com Controle RISE

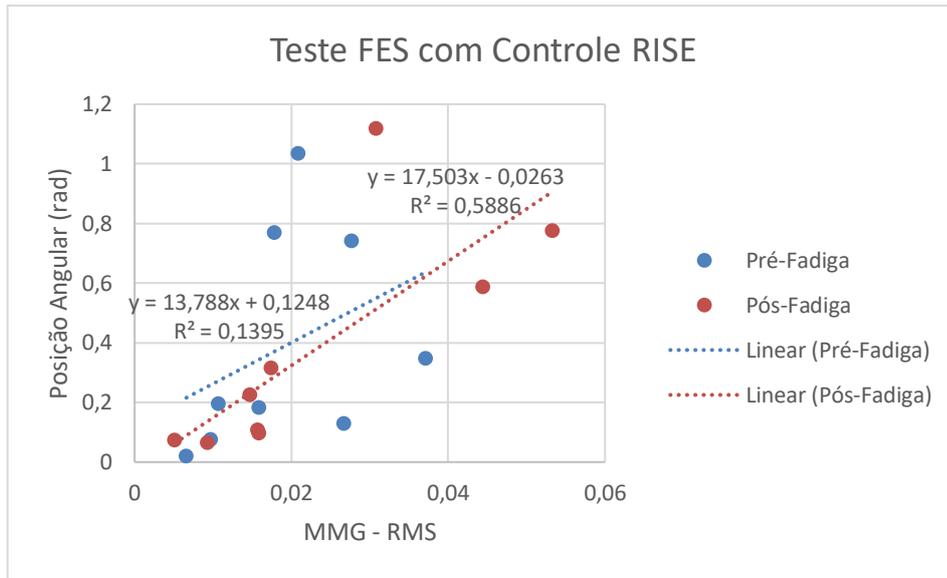


Fonte: Próprio Autor.

Os dados apresentados na Tabela 8, apresentam uma fraca/ forte correlação positiva para os valores de MMG-RMS e a posição angular da articulação do joelho.

Na Figura 35 temos o gráfico de regressão linear simples, apresentando a linha de tendência, juntamente com a equação da reta e o valor de r^2 para os dados de pré-fadiga e pós-fadiga, onde fica visível a correlação positiva mencionada anteriormente.

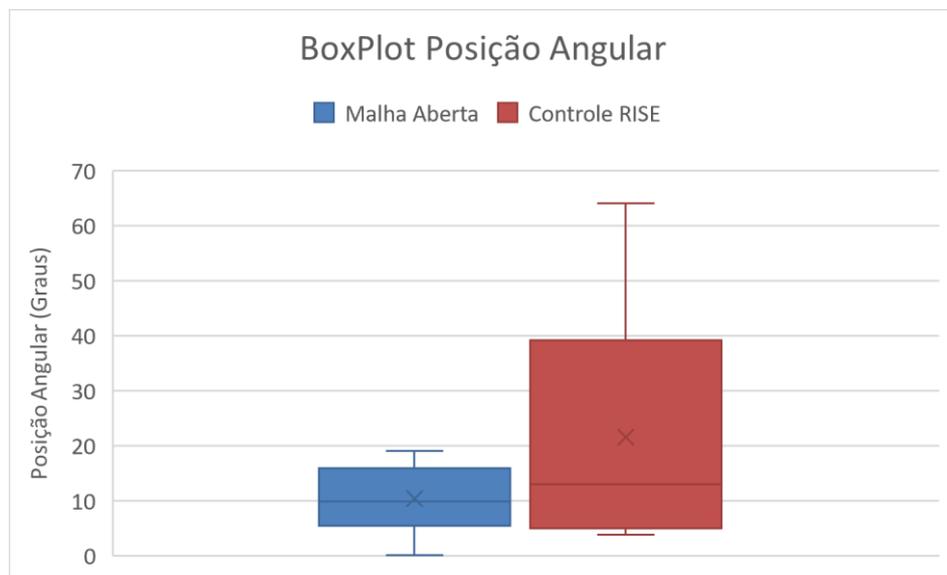
Figura 35: Gráfico do teste com controle RISE – Voluntário 3.



Fonte: Próprio Autor.

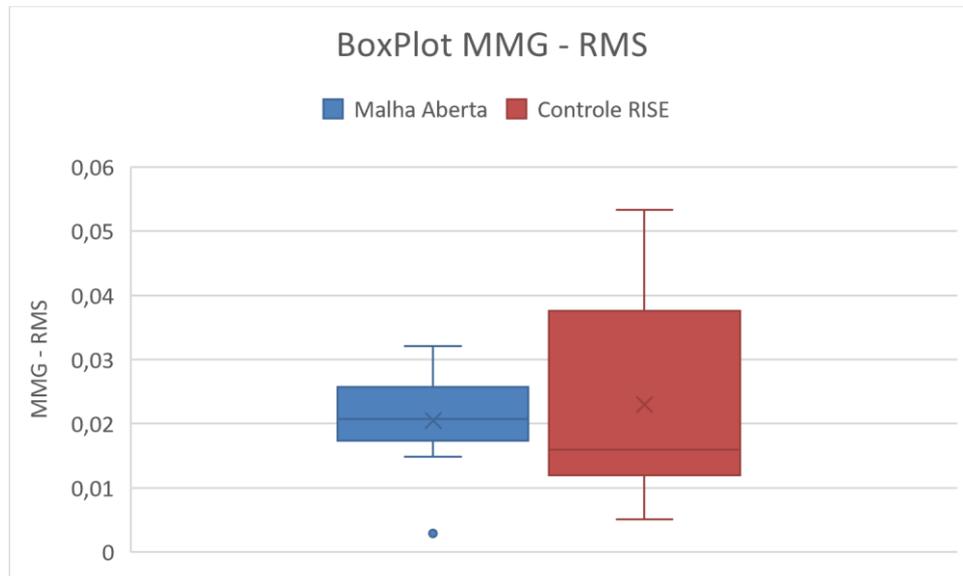
A comparação dos gráficos em *BoxPlot* da posição angular e do sinal MMG-RMS para cada um dos testes na condição pós-fadiga estão apresentados nas Figuras 36 e 37, respectivamente.

Figura 36: Gráfico da posição angular – Voluntário 3.



Fonte: Próprio Autor.

Figura 37: Gráfico do sinal MMG-RMS – Voluntário 3.



Fonte: Próprio Autor.

Os gráficos de *BoxPlot* mostram que a posição angular e o sinal de MMG-RMS tiveram um comportamento semelhante. Porém, diferentemente dos resultados obtidos para os voluntários 1 e 2 a mediana para o teste com o controle RISE e o teste em malha aberta não apresentou diferença significativa.

Essa condição pode ser explicada pelo comportamento semelhante descrito anteriormente e apresentado na Figura 33.

Assim, para esse caso, não é possível afirmar que o teste com controle RISE gerou uma taxa de fadiga muscular menor que o teste em malha aberta.

4.4 VOLUNTÁRIO 4

O quarto voluntário também não havia tido contato com a FES anteriormente, mas não relatou nenhum desconforto ou dor durante a aplicação do nosso protocolo.

No primeiro dia foi realizado os testes de FES com o controlador RISE. Após os ajustes necessários na cadeira instrumentada, inciou-se o procedimento de identificação do ponto motor. Com os eletrodos e o sensor de MMG corretamente posicionados, os teste iniciais para determinar a faixa na largura de pulso foi realizado.

Os valores de LP utilizada em cada etapa e o resultado da análise estatística está apresentado na Tabela 9.

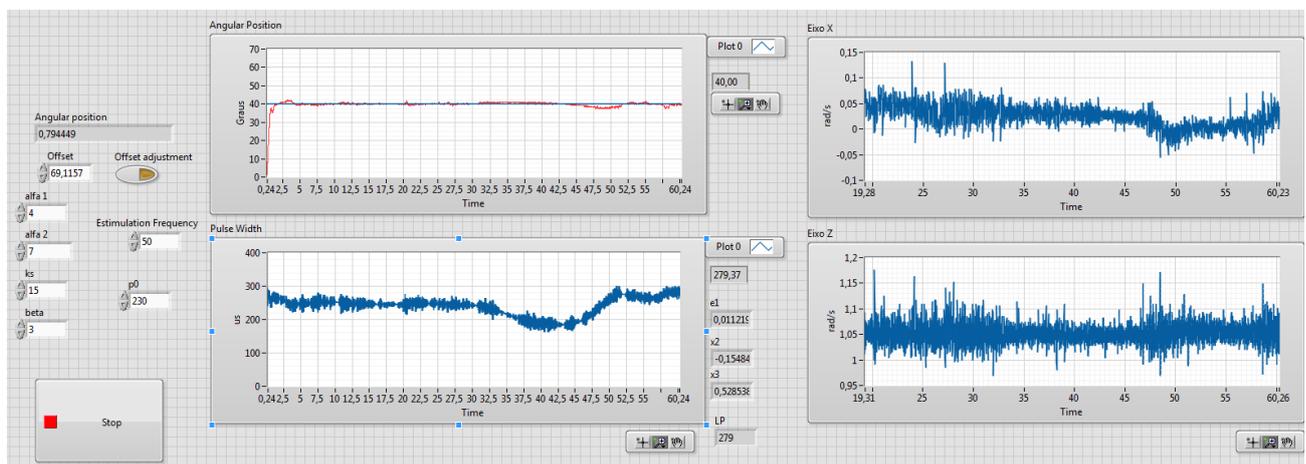
Apesar do aumento significativo da largura de pulso em cada etapa, o voluntário 4 foi o que apresentou uma maior estabilidade nos teste FES com controle RISE. Na Figura 38 podemos observar como a posição angular se mantém constantemente próxima ao ângulo de 40° escolhido como referência.

Tabela 9: Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste com controle RISE – Voluntário 4.

Testes com Controlador RISE	
Teste Iniciais	LP = 230 μ s/300 μ s
Primeira Etapa	LP = 230 μ s/300 μ s
Segunda Etapa	LP = 230 μ s/390 μ s
Terceira Etapa	LP = 230 μ s/450 μ s
Regressão Linear Múltipla	P = 0,0001
Correlação de <i>Pearson</i> Pré – Fadiga	r = 0,639
Correlação de <i>Pearson</i> Pós – Fadiga	r = 0,922

Fonte: Próprio Autor.

Figura 38: Testes de FES com Controle RISE – Voluntário 4.

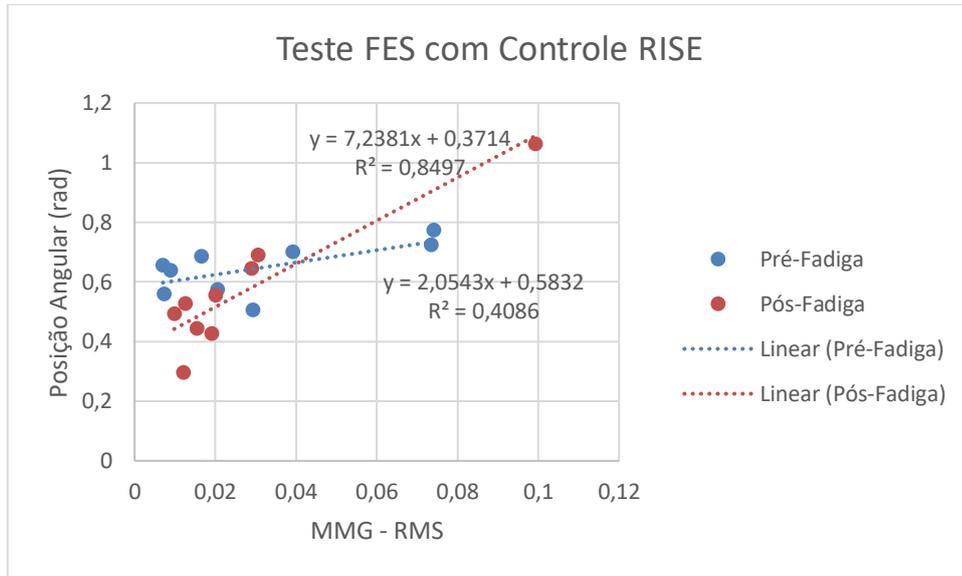


Fonte: Próprio Autor.

Os dados apresentados na Tabela 9, apresentam uma moderada/ muito forte correlação positiva para os valores de MMG-RMS e a posição angular da articulação do joelho.

Na Figura 39 temos o gráfico de regressão linear simples, apresentando a linha de tendência, juntamente com a equação da reta e o valor de r^2 para os dados de pré-fadiga e pós-fadiga, onde fica visível a correlação positiva mencionada anteriormente.

Figura 39: Gráfico do teste em malha aberta – Voluntário 4.



Fonte: Próprio Autor.

Os testes em Malha Aberta foram realizados respeitando um intervalo mínimo de 48 horas. Utilizando o mesmo procedimento anterior, exceto a identificação dos pontos motores que já havia sido realizada e marcada no primeiro teste. Os valores de Largura de Pulso (LP) utilizada em cada etapa e o resultado da análise estatística está apresentado na Tabela 10.

Tabela 10: Largura de Pulso (LP) e análise estatística – Teste em malha aberta – Voluntário 4.

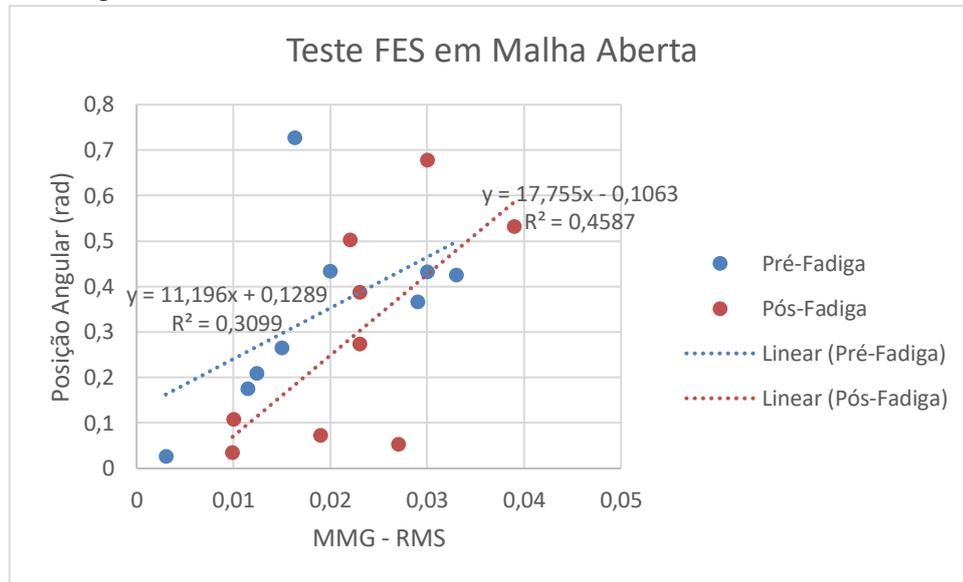
Testes em Malha Aberta	
Teste Iniciais	LP = 230 μ s/310 μ s
Primeira Etapa	LP = 320 μ s
Segunda Etapa	LP = 400 μ s
Terceira Etapa	LP = 480 μ s
Regressão Linear Múltipla	P = 0,006
Correlação de <i>Pearson</i> Pré – Fadiga	r = 0,557
Correlação de <i>Pearson</i> Pós – Fadiga	r = 0,677

Fonte: Próprio Autor.

Os dados apresentados na Tabela 10 indicam uma correlação moderada, tanto para os testes pré-fadiga, como para os testes pós-fadiga. Na maioria dos testes FES em malha aberta teve um comportamento parecido com o teste FES com controle RISE, conseguindo manter a posição angular da articulação do joelho próxima aos 40° por quase 60 segundos.

Na Figura 40 temos o gráfico de regressão linear simples, apresentando a linha de tendência, juntamente com a equação da reta e o valor de r^2 para os dados de pré-fadiga e pós-fadiga.

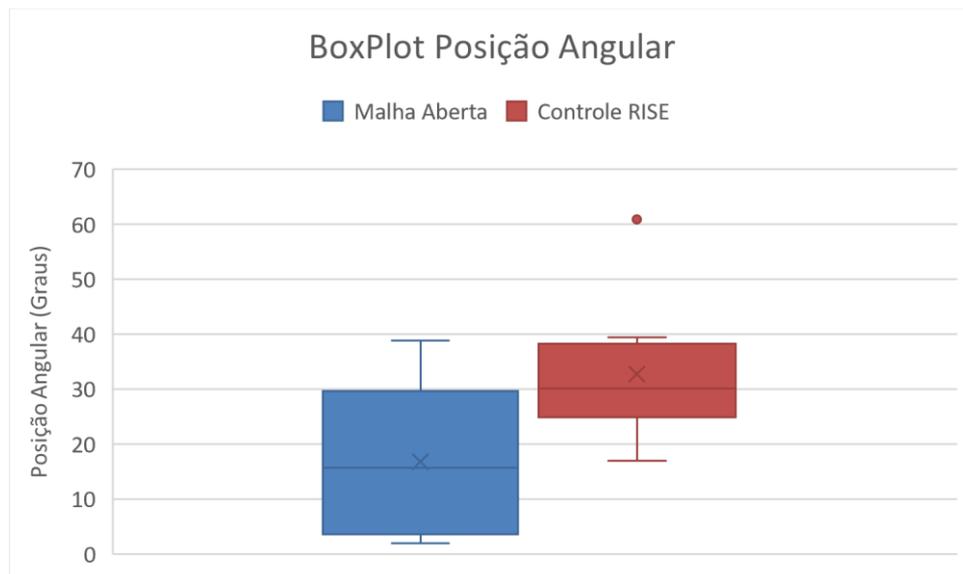
Figura 40: Gráfico do teste em malha aberta – Voluntário 4.



Fonte: Próprio Autor.

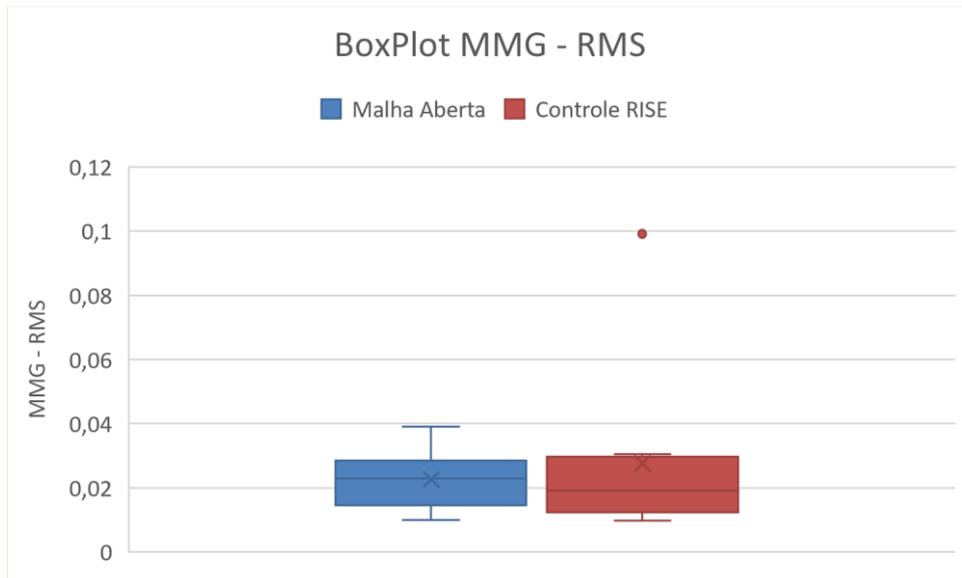
A comparação dos gráficos em *BoxPlot* da posição angular e do sinal MMG-RMS para cada um dos testes na condição pós-fadiga estão apresentados nas Figuras 41 e 42, respectivamente.

Figura 41: Gráfico da posição angular – Voluntário 4.



Fonte: Próprio Autor.

Figura 42: Gráfico do sinal MMG-RMS – Voluntário 4.



Fonte: Próprio Autor.

Assim como o voluntário 3, os gráficos de *BoxPlot* do voluntário 4 mostram que a posição angular e o sinal de MMG-RMS tiveram um comportamento semelhante. Porém, diferentemente dos resultados obtidos para os voluntários 1 e 2 a mediana para o teste com o controle RISE e o teste em malha aberta não apresentou diferença significativa.

Uma hipótese para explicar essa condição, é comportamento semelhante, e o fato de a posição angular ser mantida por quase todo o tempo de estimulação, suspeita-se que o protocolo não foi suficiente para gerar fadiga muscular no voluntário. Outra hipótese, é que o voluntário poderia estar influenciando, inconscientemente, no momento dos testes, uma vez que foi o único voluntário a manter a posição angular praticamente constante durante as três etapas do teste.

Assim, nesse caso, também não é possível afirmar que o teste com controle RISE gerou uma taxa de fadiga muscular menor que o teste em malha aberta.

5 CONCLUSÃO

Após a revisão sistemática da literatura, foi possível verificar que a utilização da MMG para avaliação da fadiga muscular, durante protocolos de estimulação FES, é uma técnica promissora. Pode ser utilizada como realimentação em técnicas de controle, como detector e sinalizador de fadiga durante sessões de eletroestimulação, prática do FES-cycling ou até integrado a próteses.

Neste trabalho implementou-se um sistema de avaliação da fadiga muscular, baseado em sinais de MMG, durante aplicação da FES em malha aberta e com a utilização de um controlador em malha fechada. Que consistiu em desenvolver um sensor com capacidade de monitoração e extração de parâmetros temporais e espectrais de MMG, e integrá-lo em um sistema de eletroestimulação controlável.

O sistema desenvolvido permite monitorar e extrair parâmetros temporais e espectrais de MMG, além dos parâmetros da FES, a posição angular, velocidade e aceleração da perna a ser estimulada. Porém a avaliação da fadiga muscular depende de um pós processamento dos dados, não sendo possível identificá-la em tempo real.

Analisando os sinais obtidos através dos testes de 4 voluntários hígidos, obteve-se uma correlação significativa entre os sinais de MMG e a posição angular da articulação do joelho, demonstrando uma boa perspectiva na utilização do sinal de MMG para realimentação de um sistema de controle.

A comparação entre os sinais de MMG buscando avaliar a fadiga muscular ocasionada pelos testes em malha aberta e os testes com o controlador RISE, tiveram boas respostas para os voluntários 1 e 2, porém o mesmo não ocorreu para os voluntários 3 e 4.

Como mencionado na discussão dos resultados, os voluntários 3 e 4 tiveram um comportamento da perna bem semelhante para ambos os testes devido a diferentes fatores, e como a posição angular ficou próxima para ambos os testes, o sinal de MMG seguiu o mesmo padrão, como esperado, devido a forte correlação linear entre os sinais avaliados.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros, propõe-se uma validação mais profunda utilizando a metodologia proposta, incluindo voluntários com lesão medular e realização de mais sessões de testes. Além disso, a utilização de outras técnicas de controle para comparar a taxa de fadiga gerada por cada um deles é válida. Bem como a utilização desses sinais como realimentação para sistemas de controle em malha fechada.

O campo de pesquisa é amplo e promissor, também é possível e interessante a utilização de redes neurais para realizar a classificação dos sinais de MMG, ou utilizá-las como um sistema preditor de fadiga para sessões de eletroestimulação.

Outra aplicação interessante, seria a comparação de técnicas laboratoriais que mensuram a fadiga, como lactato e a creatinoquinase (CK), com os sinais de MMG. Assim, seria possível mensurar com precisão os níveis de fadiga muscular.

REFERÊNCIAS

AGNE, J. E. **Eletroterapia**: teoria e prática. São Paulo: Orium, 2005.

ARCOLEZI, H.H. **A novel robust and intelligent control based approach for human lower limb rehabilitation via neuromuscular electrical stimulation**. 2019. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2019. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/190755>. Acesso em: 31 mar. 2020.

BARTUZI, P.; ROMAN-LIU, D.; WISNIEWSKI, T. The influence of fatigue on muscle temperature. **International Journal of Occupational Safety and Ergonomics**, Abingdon, v. 18, n. 2, p. 233-243, 2012.

BELTRAMINI, L. M. **Elementos de histologia e anatomia**: fisiologia humana. São Carlos: Serviço Gráfico do Instituto de Física de São Carlos, 1997.

BRAUN, R. P. Relationship between functional electrical stimulation duty cycle and fatigue in wrist extensor muscles of patients with hemiparesis. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 68, n. 1, p. 51-56, 1988.

CHEN, Y. L. *et al.* The development of a knee locker with closed-loop functional electrical stimulation (FES) for hemiplegia in gait training. **Disability and Rehabilitation**, Abingdon, v. 25, n. 16, p. 916–921, 7 jan. 2003.

COOPER, E. B.; BUNCH, W. H.; CAMPA, J. F. Effects of chronic human neuromuscular stimulation. **Surgical Forum**, Philadelphia, v. 24, p. 477–479, 1973.

COSTA, B. J. **Caracterização do sinal mecanomiográfico através da acelerometria em três diferentes músculos**. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2008. Disponível em: http://www.peb.ufrj.br/teses/Tese0072_2008_06_13.pdf. Acesso em: 31 mar. 2020.

CRAM, J. R. The history of surface electromyography. **Applied Psychophysiology and Biofeedback**, New York, v. 28, n. 2, p.81-91, 2003.

DECKER, M. J. *et al.* Alternating stimulation of synergistic muscles during functional electrical stimulation cycling improves endurance in persons with spinal cord injury. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, London, London, v. 20, n. 6, p. 1163–1169, 2010.

DONALDSON, N. *et al.* FES cycling may promote recovery of leg function after incomplete spinal cord injury. **Spinal Cord**, London, v. 38, n. 11, p. 680–682, 2000.

DORDEVIC, S.; STANCIN, S.; MEGLIC, A.; MILUTINOVIC, V.; TOMAZIC, S. MC sensor-a novel method for measurement of muscle tension. **Sensors**, Basel, v. 11, n. 10, p. 9411-9425, 2011.

DZULKIFLI, M. A. *et al.* Neural network-based muscle torque estimation using mechanomyography during electrically-evoked knee extension and standing in spinal cord injury. **Frontiers in Neurorobotics**, Lausanne, v. 12, p. 50, 2018.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

ESER, P. C. *et al.* Influence of different stimulation frequencies on power output and fatigue during FES-cycling in recently injured SCI people. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 11, n. 3, p. 236–240, 2003.

FALLER, L. *et al.* Avaliação da fadiga muscular pela mecanomiografia durante a aplicação de um protocolo de EENM. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 13, n. 5, p. 422-429, 2009.

FARIA, U. C. **Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares**. 2006. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2006. Disponível em: https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/100366/silva_ti_dr_ilha.pdf?sequence=1. Acesso em: 31 mar 2020.

FRANKLIN, B. An account of the effects of electricity in paralytic cases. **Philosophical Transactions**, v. 50, p. 481–483, 1757. Disponível em: https://www.jstor.org/stable/105284?seq=2#metadata_info_tab_contents. Acesso em: 31 mar. 2020.

FREIVALDS, A. **Biomechanics of the upper limbs, mechanics modeling and musculoskeletal**. Boca Raton: CRC Press, 2004.

GEDDES, L. A. **The first stimulators**: reviewing the history of electrical stimulation, 1994. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=310995&userType=inst>. Acesso em: 10 mar. 2012.

GOBBO, M.; CE, E.; DIEMONT, B.; ESPOSITO, F.; ORIZIO, C. Torque and surface mechanomyogram parallel reduction during fatiguing stimulation in human muscles. **European Journal Applied Physiology**, Heidelberg, v. 97, p. 9–15, 2006.

GOBBO, M.; MAFFIULETTI, N. A.; ORIZIO, C.; MINETTO, M. A. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 17, 2014.

GUYTON, M. D. A. C.; HALL, D. J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HADZIC, V.; SIROK, B.; MALNERSIC, A.; COH, M. Can infrared thermography be used to monitor fatigue during exercise? A case study. **Journal of Sport and Health Science**, Shanghai, v. 8, n. 1, p. 89-92, 2019.

HERZOG, W.; NIGG, B. M. **Biomechanics of musculoskeletal system**. Chichester: Wiley and Sons, 1999.

ISLAM, M. A. *et al.* Mechanomyography responses characterize altered muscle function during electrical stimulation-evoked cycling in individuals with spinal cord injury. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 58, p. 21–27, 1 out. 2018.

JO, M. *et al.* Mechanomyography for the measurement of muscle fatigue caused by repeated functional electrical stimulation. **International Journal of Precision Engineering and Manufacturing**, Seoul, v. 19, n. 9, p. 1405–1410, 14 set. 2018.

JUNQUEIRA, M. V. N. **Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de realimentação utilizando controlador digital**. 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2013. Disponível em: https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/87073/junqueira_mvn_me_ilha.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 31 mar. 2020.

KANTROWITZ, A. **Electronic physiologic AIDS**. New York: [s.n.], 1960.

KARU, Z. Z.; DURFEE, W. K.; BARZILAI, A. M. Reducing muscle fatigue in FES applications by stimulating with N-let pulse trains. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Piscataway, v. 42, n. 8, p. 809–817, 1995.

KENNEY, L. *et al.* An implantable two channel drop foot stimulator: initial clinical results. **Artificial Organs**, Hoboken, v. 26, n. 3, p. 267–270, mar. 2002.

KESAR, T. M. *et al.* Novel patterns of functional electrical stimulation have an immediate effect on dorsiflexor muscle function during gait for people poststroke. **Physical Therapy**, Cary, v. 90, n. 1, p. 55–66, 1 jan. 2010.

KOZAN, R. **Controle da perna de pessoas hípidas utilizando um controlador PID**. 2012. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2012. Disponível em: https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/87042/kozan_rf_me_ilha.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 31 mar. 2020.

KOZAN, R. **Sistema de estimulação elétrica funcional para controle da posição da perna utilizando controlador LQG/LTR**. 2016. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2016. Disponível em: https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/87042/kozan_rf_me_ilha.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 31 mar. 2020.

KRUEGER-BECK, E. *et al.* Optimal FES parameters based on mechanomyographic efficiency index. *In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY*, 2010,. **Proceedings** [of the...]. [S.l.]: IEEE, 2010. p. 1378-1381. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5626735/>. Acesso em: 16 abr. 2019

KRUEGER-BECK, E. *et al.* Mechanomyographic response during FES in healthy and paraplegic subjects. *In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY. Proceedings* [of the...] [S.l.]: IEEE, 2010b. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5627274/>. Acesso em: 16 abr. 2019

KRUEGER, E. *et al.* Mechanomyography energy decreases during muscular fatigue in paraplegics. *in: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. Proceedings* [of the...] Chicago: IEEE, 2014. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6944952/>. Acesso em: 16 abr. 2019.

KRUEGER, E. *et al.* Correlation between spectral and temporal mechanomyography features during functional electrical stimulation. **Research on Biomedical Engineering**, Rio de Janeiro, v. 32, n. 1, p. 85–91, 12 abr. 2016.

KRUEGER, E.; POPOVIĆ-MANESKI, L.; NOHAMA, P. Mechanomyography-based wearable monitor of quasi-isometric muscle fatigue for motor neural prostheses. **Artificial Organs**, Hoboken, v. 42, n. 2, p. 208–218, 1 fev. 2018.

JUNQUEIRA, M. V. N. **Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de realimentação utilizando controlador digital**. 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2013.

LIANZA, S. **A estimulação elétrica funcional: FES e reabilitação**. São Paulo: Atheneu, 1993.

MILANESE, S. *et al.* Wearable system for spinal cord injury rehabilitation with muscle fatigue feedback. *In: IEEE SENSORS. Proceedings* [of the...] New Delhi: IEEE, 2018. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8589763/>. Acesso em: 16 abr. 2019

MIRANDA-VILELA, A. L. **Sistema nervoso**. 2010 Disponível em: <http://www.afh.bio.br/nervoso/nervoso1.asp>. Acesso em: 06 jan. 2018.

MOHAMAD, N. *et al.* Mechanomyography and torque during FES-evoked muscle contractions to fatigue in individuals with spinal cord injury. **Sensors**, Basel, v. 17, n. 7, p. 1627, 2017.

NAEEM, J. *et al.* Mechanomyography-based muscle fatigue detection during electrically elicited cycling in patients with spinal cord injury. **Medical & Biological Engineering & Computing**, Heidelberg, v. 57, p. 1199–1211, 2019.

NEMESYS. Eletrodiagnósticos. *In: QUARK. Manual de operação quarks*. Piracicaba: Quark, 2004.

NG, M. Y.; POURMAJIDIAN, M.; HAMZAID, N. A. Mechanomyography sensors for detection of muscle activities and fatigue during FES-evoked contraction. **IEEE**

INTERNATIONAL FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SOCIETY ANNUAL CONFERENCE (IFESS), 19, 2014, Kuala Lumpur. **Proceedings** [of the...]. Kuala Lumpur: IEEE, 2014, Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7036759/>. Acesso em: 16 abr. 2019.

NIGHTINGALE, E. J. *et al.* Benefits of FES gait in a spinal cord injured population. **Spinal Cord**, London, v. 45, n. 10, p. 646–657, 24 out. 2007.

NOGUEIRA-NETO, G. N. **Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular**. 2013. 166 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2013. Disponível em: http://repositorio.unicamp.br/jspui/bitstream/REPOSIP/260582/1/NogueiraNeto_GuilhermeNunes_D.pdf. Acesso em: 31 mar. 2020.

ORIZIO, C. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, Danbury, v. 21, n. 3, p. 201-243, 1993.

PANSANI, A. **Fisiologia muscular**. 2012. Disponível em: <http://dc338.4shared.com/doc/J-4CogLx/preview.html>. Acesso em: 12 abr. 2019.

PETROFSKY, J. S. Electrical stimulation: neurophysiological basis and application. **Basic and Applied Myology**, Padua, v. 14, n. 4, p. 205-213, 2004.

QUESADA, J. I. P.; CARPES, F. P.; BINI, R. R.; PALMER, R. S.; PÉREZ-SORIANO, P.; ANDA, R. M. C. O. Relationship between skintemperature and muscle activation during incremental cycle exercise. **Journal of Thermal Biology**, Oxford, v. 48, p.28-35, 2015.

QUINTERO, H. A.; FARRIS, R. J.; GOLDFARB, M. A method for the autonomous control of lower limb exoskeletons for persons with paraplegia. **Journal of Medical Devices**, New York, v. 6, n. 4, p. 041003, 2012.

RABISCHONG, E. Surface action potentials related to torque output in paraplegics. **Medical Engineering and Physics**, London, v. 18, n. 7, p. 538-547, 1996.

RIENER, R. *et al.* Patient-driven control of FES-supported standing up and sitting down: experimental results. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 8, n. 4, p. 523–529, 2000.

ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. Estimulação elétrica do músculo: técnicas e aplicações. In: ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico**. Porto Alegre: Artmed, 2001.

ROONEY, J. G.; CURRIER, D. P.; NITZ, A. J. Effect of variation in the burst and carrier frequency modes of neuromuscular electrical stimulation on pain perception of healthy subjects. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 72, n. 11, p. 800-806, 1992.

SANCHES, M. A. A. **Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos emparaplégicos**. 2013. 186 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2013. Disponível em: https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/100289/sanches_maa_dr_ilha.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 20 mar. 2020.

SCHEEREN, E. M. *et al.* Investigation of muscle behavior during different functional electrical stimulation profiles using mechanomyography. *In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY*, 2010, Buenos Aires. **Proceedings** [of the...]. Buenos Aires: IEEE, 2010. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5627986/>. Acesso em: 7 ago. 2018.

SCHEEREN, E. M. *et al.* **Time and frequency domains analysis of mechanomyographic signal during the application of different FES profiles**. Berlin: Springer, 2011.

WATERS, R. L.; MCNEAL, D. R.; PERRY, J. Experimental correction of footdrop by electrical stimulation of the peroneal nerve. **Journal Bone Joint Surgery American**, Philadelphia, v. 57, n. 8, p. 1047–1054, 1975.

WILLMORE, J. H.; COSTILL, D. L. **Fisiologia do esporte e do exercício**. São Paulo: Manole, 2001.

WOODS, B. *et al.* Mechanomyography based closed-loop functional electrical stimulation cycling system. *In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ROBOTICS AND BIOMECHATRONICS (BIOROB)*, 7, 2018, **Proceedings** [of the ...]. [s.n]: IEEE, 2018. Disponível em: <https://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/1807/1807.11241.pdf>. Acesso em: 16 abr. 2019.