

IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS – MODELO NARX –  
PARA A FADIGA MUSCULAR EM INDIVÍDUOS SEM  
DEFICIÊNCIA DURANTE CONTRAÇÕES ISOMÉTRICAS  
VOLUNTÁRIAS

Amanda Fernandes Vilaça Martins

Belo Horizonte, Brasil

Amanda Fernandes Vilaça Martins

IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS – MODELO NARX –  
PARA A FADIGA MUSCULAR EM INDIVÍDUOS SEM  
DEFICIÊNCIA DURANTE CONTRAÇÕES ISOMÉTRICAS  
VOLUNTÁRIAS

Dissertação submetida ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

**Área de Concentração:** Sinais e Sistemas

**Orientador:** Prof. Dr. Henrique Resende Martins

**Coorientador:** Prof. Dr. Renan Fernandes Kozan

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2018

M386i

Martins, Amanda Fernandes Vilaça.

Identificação de sistemas – modelo Narx – para a fadiga muscular em indivíduos sem deficiência durante contrações isométricas voluntárias [manuscrito] / Amanda Fernandes Vilaça Martins. – 2018.  
112 f., enc.: il.

Orientador: Henrique Resende Martins.

Coorientador: Renan Fernandes Kozan.

Dissertação (mestrado) Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 101-112.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Fadiga muscular - Teses.  
3. Eletromiografia - Teses. 4. Contração Muscular – Teses.  
5. Torque – Teses. I. Martins, Henrique Resende. II. Kozan, Renan Fernandes. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621.3(043)

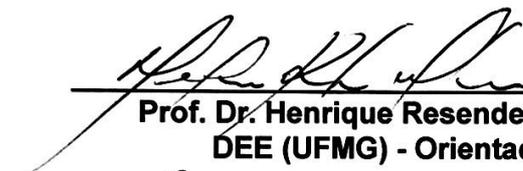
**"Identificação de Sistemas - Modelo Narx - para a Fadiga Muscular em Indivíduos sem Deficiência Durante Contrações Isométricas Voluntárias"**

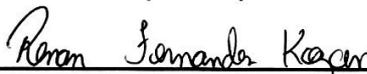
**Amanda Fernandes Vilaça Martins**

Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 27 de novembro de 2018.

Por:

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Henrique Resende Martins**  
DEE (UFMG) - Orientador

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Renan Fernandes Kozan**  
DEE (UFMG) - Coorientador

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Renan Alves Resende**  
Departamento de Fisioterapia (UFMG)

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Eduardo Mazoni Andrade Marçal Mendes**  
DELT (UFMG)

Dedico esse trabalho à minha avó,  
presente apenas de corpo nesse mundo,  
razão da minha escolha pela Engenharia  
Biomédica. O amor nunca será esquecido.

## **AGRADECIMENTOS**

Nenhuma batalha é vencida sozinha. No decorrer desta luta algumas pessoas estiveram ao meu lado estimulando que eu buscasse a minha vitória e conquistasse meus sonhos.

Agradeço em primeiro lugar a Deus, que me ouviu nos momentos difíceis, me confortou, me deu forças para chegar onde estou e colocou pessoas tão especiais em minha vida.

Agradeço infinitamente aos meus pais, Jefferson e Nice, a minha irmã, Lara, e ao meu primo irmão, Bruno, que não só neste momento, mas em toda a vida estiveram presentes me apoiando e me dando forças para que eu continuasse na luta durante essa etapa da minha vida. Sempre acreditaram em minha capacidade e acreditaram que eu sou a melhor de todas, mesmo não sendo. O apoio de vocês me fortaleceu e me fez, não ser a melhor, mas a fazer o melhor de mim.

Muito obrigada também ao meu namorado, Marcos Túlio, que compartilhou esse momento comigo, sempre comigo. Me colocou para cima e me fez acreditar que eu posso ir mais longe que imagino. Sem o seu companheirismo, amizade, compreensão, apoio, alegria e amor esse trabalho não poderia ter sido concretizado.

Agradeço em especial aos meus orientadores Henrique Martins e Renan Kozan, muito obrigada por todo empenho, paciência e dedicação nesse projeto. Pelas palavras de incentivo e conhecimento compartilhados em todos os momentos. Vocês acreditaram em meu potencial de uma forma que eu não acreditava ser capaz de corresponder. Foi uma honra finalizar este trabalho ao lado de vocês.

Agradeço ainda ao professor Eduardo Mazoni, por seus ensinamentos, orientações e contribuições. Por me receber em sua sala de portas abertas e sempre estar à disposição, respondendo minhas dúvidas e me incentivando a acreditar que tudo daria certo.

A todos meus colegas e amigos da UFMG e do Laboratório de Engenharia Biomédica, em especial à Alcendino, Fernando, Tiago, Manoel e Matheus, pelas risadas, choros e companheirismo durante esse processo. Um agradecimento ainda mais especial à Marina, Alba e Gláucia por toda amizade, carinho, choros, risadas, segredos e cumplicidade compartilhada durante esses dois anos, vocês três foram minha família aqui em Belo Horizonte nos momentos que me senti mais sozinha. Agradeço a Deus imensamente por ter colocado vocês três em meu caminho.

Aos meus tios (as), primos (as), avós e amigos que de alguma forma contribuíram para a conclusão desta etapa. Em especial a minhas novas primas irmãs, Catharine e Luciane, que me

fizeram sentir em casa e que me deram forças quando fraquejei. Obrigada por estarem presentes em minha vida.

Muito obrigada aos professores da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), em especial ao professor Renan Resende, que abriu as portas da Fisioterapia para mim, e à professora Giovanna Amaral, que se tornou uma amiga e me acompanhou desde o início de todo esse processo, sua ajuda foi fundamental para que eu chegasse até o final.

Agradeço imensamente à todos os voluntários que se disponibilizaram a participar desse trabalho. Por conta deles essa dissertação se concretizou. Vocês merecem meu eterno agradecimento!

Muito obrigada à FAPEMIG, pelo apoio concedido, que foi de fundamental importância para o desenvolvimento desse trabalho.

Aos funcionárias do Colegiado e da Secretaria do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE), pela disponibilidade e gentileza. Obrigada pela ajuda!

*“As pessoas educam para a competição e esse é o princípio de qualquer guerra. Quando educarmos para cooperarmos e sermos solidários uns com os outros, nesse dia, estaremos a educar para a paz.”*

*(Maria Montessori)*

## RESUMO

Este trabalho consiste no desenvolvimento de uma metodologia de identificação de sistemas, capaz de modelar a fadiga muscular durante movimentos isométricos voluntários de indivíduos sem deficiência física, através dos dados de sinais eletromiográficos de superfície (sEMG) e de torque, visto que a literatura já tem referências sobre a utilização desses parâmetros. Foi realizado um protocolo com o membro inferior dominante do voluntário para que a fadiga muscular fosse atingida. A medição do torque foi realizada pelo isocionético *Biodex System 4 Pro* e a coleta da eletromiografia (EMG) foi realizada pelo EMG\_800C com eletrodos Ag/AgCl de superfície, não invasivos e na configuração bipolar. O *software Labview* foi utilizado para a aquisição desses dados e o Matlab® para o processamento dos sinais e identificação do sistema estudado. O objetivo foi encontrar um modelo que relacione essas duas medidas de fadiga muscular, utilizando para isso a eletromiografia como entrada e o torque como saída do sistema. Nessa análise, a metodologia proposta envolveu o modelo NARX (*Nonlinear Auto-Regressive with exogenous Inputs*) juntamente com os algoritmos de taxa de redução de erro (ERR), critérios de Akaike (AIC) e de Bayes (BIC). Os resultados apresentados demonstram que o modelo proposto para cada voluntário pode ser utilizado devida a semelhança estatística encontrada, além disso, todos os modelos sugeridos obtiveram bons resultados quando comparados a outros trabalhos da literatura. O erro RMS médio para o modelo com 15 regressores foi de  $5,24\% \pm 2,59\%$ ; já para 10 regressores foi de  $6,89\% \pm 2,83\%$  e; para o modelo geral,  $5,54\% \pm 3,21$ . Isso permite concluir que a metodologia adotada neste trabalho obteve resultados satisfatórios para as condições estudadas.

**Palavras-chave:** Fadiga Muscular, Contração Muscular Isométrica, Eletromiografia, Torque, *EMG-Driven*.

## ABSTRACT

This work consists of the development of a system identification methodology capable of modeling muscle fatigue during voluntary isometric movements of individuals without physical disability, using surface electromyographic (sEMG) and torque data. A protocol was performed with the dominant lower limb of the volunteer so that muscle fatigue was achieved. The torque measurement was performed by the isokinetic Biodex System 4 Pro and EMG was performed by the EMG\_800C with non - invasive surface Ag / AgCl electrodes and in the bipolar configuration. Labview software was used for the acquisition of this data and Matlab® for signal processing and identification of the system studied. The objective was to find a model that relates two measures of muscular fatigue, using for this the electromyography as input and the torque as output of the system. In this analysis, the proposed methodology involved the NARX (Nonlinear Auto-Regressive with eXogenous Inputs) model, with the error reduction rate (ERR), Akaike (AIC) and Bayes (BIC) criteria algorithms. The results show that the model proposed for each volunteer can be used due to the statistical similarity found. In addition, all the suggested models obtained good results when compared to other studies in the literature. The mean RMS error for the model with 15 regressors was  $5.24\% \pm 2.59\%$ ; already for 10 regressors was  $6.89\% \pm 2.83\%$  and; for the general model,  $5.54\% \pm 3.21$ . This allows concluding that the methodology adopted in this work was successful for the conditions studied.

**Keywords:** Muscle fatigue, Isometric Muscle Contraction, Electromyography, Torque, EMG-Driven.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Neurônio Motor. ....	31
Figura 2 - Representação gráfica do potencial de ação. ....	32
Figura 3 - Propagação do potencial de ação. (A) A inversão da polaridade da membrana com a despolarização do local. (B) Fluxo de correntes que despolariza as áreas adjacentes da membrana. ....	33
Figura 4 - Tipos de músculos existentes no corpo humano.....	34
Figura 5 - Sistema motor somático - A figura mostra o bíceps de um sujeito, e em zoom mostra as fibras musculares sendo inervadas pelos axônios do SNC.....	35
Figura 6 – Neurônio motor inferior e sua origem no corno ventral da medula espinhal.....	36
Figura 7 – Neurônio motor alfa inervando suas fibras musculares, formando a unidade motora. ....	37
Figura 8 - A estrutura da fibra muscular.....	38
Figura 9 - Divisões da miofibrila em segmentos por discos, denominados linhas Z. ....	38
Figura 10 - Ligação do Ca <sup>2+</sup> ocasionando a exposição dos sítios de ligação entre miosina e actina, gerando a contração muscular. ....	39
Figura 11 - Exemplo de contração isométrica, concêntrica e excêntrica dos músculos isquiotibiais. ....	40
Figura 12 - Representação esquemática da geração do sinal mioelétrico. ....	46
Figura 13 - Alteração do sinal eletromiográfico com a variação do local do eletrodo. Onde DEP significa densidade espectral de potência.....	47
Figura 14 - Exemplo de um espectro de potência do início e do fim de um experimento realizado com contração isométrica fatigante. ....	48
Figura 15 - Evolução da identificação de sistemas.....	50
Figura 16 - Dinamômetro isocinético Biodex System 4 Pro.....	58
Figura 17 - EMG utilizado para coletas. ....	58
Figura 18 - Placa de aquisição de sinais NI USB-6211 da National Instruments. ....	59
Figura 19 - Programação do software Labview para armazenamento dos sinais necessários. ....	60
Figura 20 - Programação do software Labview para visualização dos sinais necessários.....	60
Figura 21 - Músculo Vasto Lateral em destaque.....	63
Figura 22 - Eletrodos utilizados.....	63

Figura 23 - Voluntário já preparado para os testes. ....	64
Figura 24 - Diagrama do processamento dos sinais realizado. ....	65
Figura 25 - Modelo simplificado do sistema utilizado. ....	67
Figura 26 - Passo a passo da metodologia utilizada para a identificação de sistemas. ....	69
Figura 27 - Funcionamento do algoritmo utilizado no Matlab®. ....	70
Figura 28 - Fluxograma da tomada de decisão para a análise estatística. ....	71
Figura 29 - Torque após todas as etapas de processamento - Voluntário 1. ....	73
Figura 30 – EMG após todas as etapas de processamento - Voluntário 1. ....	73
Figura 31 - Resultado dos critérios AIC e BIC - Voluntário 1. (a) Representa a curva para o AIC e (b) Representa a curva para o BIC. ....	74
Figura 32 - Resultado do modelo com 15 regressores para o voluntário 4 - Dia 1. ....	77
Figura 34 - Resultado do modelo com 10 regressores para o voluntário 12 - Dia 1. ....	79
Figura 36 - Resultado do modelo geral para o voluntário 25 - Dia 1. ....	81
Figura 38 - Validação do modelo individual do voluntário 4 com 15 regressores - Dia 2. ....	83
Figura 40 - Validação do modelo individual do voluntário 12 com 10 regressores - Dia 2. ....	85
Figura 42 - Validação do modelo individual do voluntário 25 com o modelo geral - Dia 2. ....	87

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resumo dos artigos tratados durante o capítulo de Revisão Bibliográfica. ....	28
Tabela 2 - Diversidade dos voluntários separados em sexo e em nível de atividade física. ....	61
Tabela 3 - Resultados do modelo com 15 regressores com base no erro RMS da simulação livre. .....	76
Tabela 4 - Resultados do modelo com 10 regressores com base no erro RMS da simulação livre. .....	78
Tabela 5 - Resultados do modelo geral com base no erro RMS da simulação livre. ....	80
Tabela 6 - Resultados do modelo com 15 regressores com base no erro RMS da simulação livre – Comparação dias 1 e 2.....	82
Tabela 7 - Resultados do modelo com 10 regressores com base no erro RMS da simulação livre – Comparação dias 1 e 2.....	84
Tabela 8 - Resultados do modelo geral com base no erro RMS da simulação livre – Comparação dias 1 e 2.....	86
Tabela 9 - Análise comparativa para os critérios de parada. ....	88
Tabela 10 - Dados colhidos dos dias 1 e 2 para o modelo com 15 regressores.....	89
Tabela 11- Classificação da correlação para o modelo com 15 regressores. ....	90
Tabela 12 - Dados colhidos dos dias 1 e 2 para o modelo com 10 regressores.....	91
Tabela 13 - Classificação da correlação para o modelo com 10 regressores. ....	92
Tabela 14 - Dados colhidos dos dias 1 e 2 para o modelo geral.....	93
Tabela 15 - Classificação da correlação para o modelo geral. ....	94

## LISTA DE ABREVIATURAS

EMG – Eletromiografia

sEMG – Eletromiografia de Superfície

FES – *Functional Electrical Stimulation*

SNC – Sistema Nervoso Central

SENIAM – *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

RMS – Raiz Média Quadrática

PEPS – Potencial Excitatório Pós-Sináptico

ATP – Adenosina Trifosfato

MUAP – *Motor Unit Action Potential*

NARX – *Nonlinear Auto-Regressive with eXogenous Inputs*

ERR – Taxa de Redução de Erro

AIC – Critério de Akaike

BIC – Critério de Informação de Bayes

CVM – Contração Voluntária Máxima

RMSE – *Root Mean Square Error*

## SUMÁRIO

<b>AGRADECIMENTOS</b> .....	<b>4</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>7</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>8</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>9</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	<b>11</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS</b> .....	<b>12</b>
<b>SUMÁRIO</b> .....	<b>13</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>16</b>
1.1. JUSTIFICATIVA.....	18
1.2. OBJETIVOS .....	18
1.3. ESTRUTURA DO TRABALHO.....	19
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>20</b>
<b>3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>30</b>
3.1. O SISTEMA NERVOSO.....	30
3.1.1. O NEURÔNIO.....	30
3.1.2. POTENCIAL DE AÇÃO .....	31
3.2. O SISTEMA MOTOR SOMÁTICO .....	33
3.2.1. O NEURÔNIO MOTOR INFERIOR.....	36
3.2.2. A CONTRAÇÃO MUSCULAR .....	37
3.3. A FADIGA MUSCULAR .....	40
3.3.1. A FADIGA DE ORIGEM CENTRAL.....	42
3.3.2. A FADIGA DE ORIGEM PERIFÉRICA .....	44
3.3.3. FORMAS DE MEDIÇÃO DA FADIGA MUSCULAR.....	45

3.3.3.1. A ELETROMIOGRAFIA .....	45
3.3.3.2. AS RELAÇÕES DE TORQUE E FORÇA .....	48
3.4. IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS .....	49
3.4.1. REPRESENTAÇÕES NÃO-LINEARES .....	51
3.4.1.1. MODELO NARX.....	51
3.4.2. ALGORITMOS PARA A ESTIMAÇÃO DE PARÂMETROS .....	53
3.4.2.1. A TAXA DE REDUÇÃO DE ERRO .....	54
3.4.3. SELEÇÃO DE ESTRUTURA DE MODELOS.....	54
3.4.3.1. CRITÉRIO DE AKAIKE (AIC) .....	55
3.4.3.2. CRITÉRIO DE INFORMAÇÃO DE BAYES (BIC).....	55
<b>4. METODOLOGIA.....</b>	<b>57</b>
4.1. AQUISIÇÃO DE DADOS.....	57
4.2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	62
4.3. PROCESSAMENTO DOS SINAIS .....	64
4.4. IDENTIFICAÇÃO DO SISTEMA ESTUDADO .....	66
4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS .....	70
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>72</b>
5.1. PROCESSAMENTO DOS SINAIS .....	72
5.2. IDENTIFICAÇÃO DO SISTEMA ESTUDADO .....	74
5.2.1. CRITÉRIOS AIC E BIC.....	74
5.2.2. DADOS PARA TESTE E CONSTRUÇÃO DO MODELO – DIA 1 .....	75
5.2.2.1. MODELOS INDIVIDUAIS COM 15 REGRESSORES.....	75
5.2.2.2. MODELOS INDIVIDUAIS COM 10 REGRESSORES.....	77
5.2.2.3. MODELO GERAL.....	79
5.2.3. DADOS PARA VALIDAÇÃO DO MODELO – DIA 2 .....	81

5.2.3.1. MODELOS INDIVIDUAIS COM 15 REGRESSORES.....	81
5.2.3.2. MODELOS INDIVIDUAIS COM 10 REGRESSORES.....	83
5.2.3.3. MODELOS GERAL .....	85
5.3. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS .....	88
5.3.1. ANÁLISE ESTATÍSTICA – MODELO 15 REGRESSORES .....	89
5.3.2. ANÁLISE ESTATÍSTICA – MODELO 10 REGRESSORES .....	91
5.3.3. ANÁLISE ESTATÍSTICA – MODELO GERAL .....	93
<b>6. DISCUSSÃO .....</b>	<b>95</b>
<b>7. CONCLUSÃO.....</b>	<b>100</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>102</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Os estudos de técnicas de reabilitação de pessoas com algum tipo de deficiência têm como principais objetivos restaurar as funções motoras perdidas e auxiliar no tratamento das deficiências motoras. Na área da engenharia biomédica, a evolução das contribuições para reabilitação humana tem sido significativa, causando um grande avanço no que diz respeito aos resultados e a aplicabilidade destas pesquisas (RODRIGUES et al., 2006).

Nos últimos anos, a expectativa de vida da população mundial tem aumentado. Devido a esse fato, observa-se que o número de pessoas com algum tipo de deficiência também cresceu. No Brasil, por exemplo, dados do Censo de 2010 mostram que, aproximadamente, 46 milhões de pessoas, ou 23,9% da população total, apresentaram algum tipo de incapacidade ou deficiência. São pessoas com ao menos alguma dificuldade de enxergar, ouvir, locomover-se ou alguma deficiência física ou mental. Destaca-se também que a proporção de pessoas com deficiência aumenta com a idade, passando de 7,53% nas crianças até 14 anos, para 67,73% do total das pessoas com idade superior a 65 anos. Isso faz com que surja um novo elenco de demandas para atender as necessidades específicas deste grupo (OLIVEIRA, 2012).

Estudos da medicina de reabilitação aplicado às doenças crônicas promoveram a melhoria das condições de vida e elevaram a longevidade das pessoas. Paradoxalmente, ampliou-se também o número de doenças crônicas frequentemente com características incapacitantes (GONÇALVES, 2010). Visando a melhoria da qualidade de vida dessas pessoas, o desenvolvimento de técnicas de reabilitação tendem a contribuir de forma significativa para que as mesmas vivam com mais conforto. Neste contexto, o estudo do comportamento dos músculos ao realizar determinados movimentos é o primeiro passo importante para o correto desenvolvimento desses métodos.

Os músculos e seus respectivos estímulos possuem características de modelagem complexa. Portanto, é necessário buscar soluções e experimentar novas técnicas nas áreas de aquisição, reconhecimento, classificação dos sinais elétricos musculares e modelagem de sistemas baseados nesses sinais, com o intuito de encontrar procedimentos mais robustos e confiáveis, de modo a prover maior conforto e comodidade a essas pessoas.

Uma fração fundamental para estudos de comportamento muscular é a fadiga e como ela afeta o sistema muscular estudado. A fadiga muscular é causada pelo esforço extremo e repetitivo dos músculos. Como não existe um consenso sobre a sua definição (WOLEEDGE, 1998), neste

trabalho, considerou-se estado de fadiga qualquer redução na capacidade do sistema neuromuscular de gerar força.

Neste contexto, a ocorrência da fadiga é corriqueira, principalmente, em esportes de alta resistência, mas também pode acontecer com pessoas comuns realizando atividades cotidianas (YEUNG; AU; CHOW, 1999). Na prática de esportes, em particular, a presença de fadiga tem sido relacionada à ocorrência lesões musculoesqueléticas de quaisquer intensidades, impedindo o treino e/ou a participação do atleta nas competições (ASCENSÃO et al., 2003a). Assim, a falta de padronização para a detecção da fadiga muscular influencia diretamente a capacidade de avaliação dos treinadores, o que pode fazer com que o atleta desempenhe sua atividade em um limite prejudicial (NODA et al., 2016; ASCENSÃO et al., 2003a).

Desse modo, a medição e o estabelecimento de parâmetros que indiquem a ocorrência da fadiga muscular faz-se necessária para fornecer ao profissional de saúde maiores informações em relação ao estado muscular do indivíduo (DELEY et al., 2015). Assim, tanto as situações de risco quanto os momentos ideais para execução de exercícios de reabilitação e fortalecimento muscular podem ser identificadas de forma objetiva.

As principais técnicas utilizadas para medição da fadiga muscular são a mecanomiografia, a eletromiografia (EMG) e a avaliação do decaimento do torque ou da força (NODA et al., 2016). A técnica da mecanomiografia, por exemplo, é um método não invasivo que permite o registro das vibrações do músculo esquelético que ocorrem quando o mesmo se contrai, para isso, utiliza sensores acelerômetros como instrumento sensível às vibrações (NODA et al., 2016; VAZ; HERZOG, 1999). Já eletromiografia permite a observação da ativação muscular na contração para detecção do estado de fadiga (NODA et al., 2016). E a avaliação do decaimento do torque ou da força é realizada com o uso de dinamômetros isoscínético. Experimentos como esse são realizados utilizando isoscínético como o sistema *Biodex* (DELEY et al., 2015; GORGEY et al., 2014). No entanto, a literatura atual não apresenta trabalhos relevantes que comparem o efeito da fadiga ao comportamento desses parâmetros juntos e correlacionados.

No presente trabalho, foi criado um protocolo para coletar simultaneamente sinais de EMG e torque de vinte e cinco voluntários não portador de deficiência física durante um protocolo para evocar a fadiga muscular enquanto realizavam uma contração isométrica máxima do quadríceps. Com esses sinais adquiridos, foi realizado um processamento e filtragem de ruídos, passo

significativo para a melhora do sinal e, assim, conseguir uma melhor análise dos mesmos (PHINYOMARK; LIMSAKUL; PHUKPATTARANONT, 2009).

A fim de se obter resultados satisfatórios foi então utilizada uma metodologia de identificação de sistemas, modelo NARX (do inglês, *Nonlinear Auto-Regressive with eXogenous Inputs*), a taxa de redução de erros (ERR), critérios de informação de Bayes (BIC) e critério de Akaike (AIC).

## 1.1. JUSTIFICATIVA

Inicialmente, a ideia principal do presente trabalho era a criação de um modelo para a fadiga muscular de indivíduos com algum tipo de deficiência motora e utilizando a eletroestimulação funcional. Foi feita uma revisão sistemática da literatura afim de encontrar referências que pudessem basear esse estudo. Entretanto, durante essa revisão foi percebido que a fadiga muscular não possui um padrão para sua definição, protocolo para que seja evocada e unidade de medida. Além disso, os trabalhos existentes não possuíam uma correlação entre as medidas mais comumente utilizadas, não permitindo uma comparação de um trabalho com o outro.

Portanto, foi decidido iniciar esse projeto com indivíduos saudáveis e verificando se existe um modelo que seja capaz de descrever a situação muscular e relacionar duas medidas de fadiga muscular comumente utilizadas, a eletromiografia e o torque. Preenchendo primeiramente a lacuna de avaliação muscular de voluntários saudáveis durante contração isométrica, para que futuramente a dificuldade do projeto fosse elevada e análises em situações dinâmicas e com voluntários com algum tipo de deficiência possa ser realizada.

Com esse modelo será possível prever o momento em que o paciente atinge nível de fadiga previamente estipulado, permitindo que o profissional de saúde seja avisado do estado muscular em que o paciente se encontra e tenha mais controle acerca dos protocolos terapêuticos, sem que haja riscos lesões. Além disso, em casos de atletas de alto rendimento esse modelo também auxilia na personalização de treinos e consequentemente aumento de rendimento.

## 1.2. OBJETIVOS

De forma explícita, os objetivos deste trabalho são:

- Objetivo Geral:
  - O objetivo geral deste trabalho consiste em encontrar um modelo que relacione duas medidas de fadiga muscular, utilizando para isso a eletromiografia (EMG) de superfície como entrada e o torque gerado como saída do sistema.
  
- Objetivos Específicos:
  - Avaliar o estado da arte sobre como a fadiga muscular é tratada no meio científico;
  - Desenhar um protocolo para evocar e medir a fadiga muscular, por meio da aferição do torque e do EMG de superfície;
  - Realizar coleta de dados em voluntários não portador de deficiência física durante um protocolo para evocar fadiga muscular;
  - Processar os dados coletados utilizando técnicas de filtragem, normalização, retificação;
  - Encontrar um modelo capaz de prever a fadiga muscular dos voluntários, utilizando o modelo NARX, a taxa de redução de erro (ERR), critérios de Akaike (AIK) e de Bayes (BIC);
  - Validar o modelo obtido.

### 1.3. ESTRUTURA DO TRABALHO

O trabalho está organizado da seguinte forma: o Capítulo 1 traz uma introdução ao tema estudado, apresentando uma justificativa e definindo os objetivos alvos; no Capítulo 2 é realizada uma revisão bibliográfica do tema estudado, mostrando o estado da arte do mesmo; no Capítulo 3 é retratada toda a fundamentação teórica em que se baseou para o desenvolvimento do trabalho; no Capítulo 4 é apresentada a metodologia aplicada ao desenvolvimento do projeto, bem como os materiais utilizados; os resultados obtidos serão expostos no Capítulo 4; no Capítulo 5 são apresentadas as discussões acerca dos resultados mostrados no capítulo anterior e; finalmente no Capítulo 6 são apresentadas as considerações finais e propostas de trabalhos futuros para continuidade do trabalho aqui iniciado.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O estudo da fadiga muscular abrange diversas áreas do conhecimento sendo mais estudada para otimizar a performance de atletas de alto rendimento, uma vez que o desempenho físico destes pode ser comprometido devido à esforços relacionados ao treinamento (CAVALCANTE et al., 2016). A fadiga induzida pelo exercício possui diversas definições, as mais utilizadas referem-se à incapacidade de manutenção de uma determinada força, causando uma redução no desempenho (SILVA; DE-OLIVEIRA; GEVAERD, 2006).

Diversos autores se dedicaram a entender esse mecanismo durante o exercício intenso. Allen; Lannergren; Westerblad (1995) estudaram os mecanismos celulares da fadiga muscular durante esses exercícios e afirmaram que em movimentos intensos e repetidos a eficácia de um músculo é reduzida se for ativada antes que o músculo antagonista correspondente esteja completamente relaxado. Assim, a menos que a taxa de um movimento repetitivo seja reduzida, a saída de potência ao longo de um ciclo completo pode mostrar uma redução.

Já Bangsbo (1997) afirmou que fadiga muscular durante o exercício intenso parece ser devido a fatores locais no músculo em exercício, e também que é difícil identificar um único fator no músculo responsável pela redução do desempenho. Seus estudos *in vitro* mostraram que a acidez muscular elevada tem um efeito inibitório sobre várias reações dentro da célula muscular. No entanto, estudos *in vivo* demonstraram que o pH muscular não é o único fator no desenvolvimento da fadiga durante o exercício intenso.

Outros autores que se dedicaram a estudar os mecanismos da fadiga muscular foram Silva; De-Oliveira; Gevaerd (2006). Eles afirmaram que a dificuldade de compreensão dos mecanismos responsáveis pela fadiga muscular é nítida. E explicam que essa dificuldade se deve às tentativas de “isolar” os fenômenos biológicos, comprometendo a integração dos sítios de fadiga em uma teoria única. Silva; De-Oliveira; Gevaerd (2006) dizem também que muitas das sinalizações metabólicas que indicam a fadiga muscular funcionam como indicadores para o sistema nervoso central (SNC) e tem como função proteger órgãos vitais. Portanto, a continuação do exercício, além dos limites seguros, pode causar danos irreversíveis ao organismo.

A falta de critérios para aferir a fadiga muscular influencia negativamente a avaliação dos treinadores, podendo forçar o atleta a um limite prejudicial, que pode levar a lesões, afastando-os

das competições, ou até mesmo afastando-os definitivamente de suas atividades (CAVALCANTE et al., 2016).

Diversos estudos utilizam diferentes critérios para avaliar a condição muscular de atletas. Mendonça et al. (2010) avaliaram a articulação do ombro de vinte atletas da seleção Brasileira de Voleibol Sub-19 e de quinze da seleção Sub-21 masculino. Para isso utilizaram o dinamômetro isoscínético *Biodex 3 System Pro* executando um teste de velocidade constante e prefixada. O *Biodex* mantém uma resistência na alavanca durante todo o movimento, e a mesma é aumentada caso o voluntário aumente a força, visando manter a mesma velocidade.

O protocolo escolhido foi de cinco repetições máximas de rotação lateral e medial do ombro na velocidade de 60°/s (a produção de força muscular em baixa velocidade leva a um maior recrutamento de fibras motoras) e 30 repetições na velocidade de 360°/s (avalia as variáveis durante a velocidade mais funcional para os atletas).

Assim, Mendonça et al. (2010) analisaram as seguintes variáveis: trabalho máximo [J/kg] e torque máximo [N.m/kg]. Além disso, os autores calcularam um índice de fadiga como a diferença em porcentagem da produção de trabalho entre as dez primeiras e as dez últimas repetições na velocidade de 360°/s.

Já Cavalcante et al. (2016) avaliou a fadiga muscular do músculo do quadríceps em atletas de futebol de alto rendimento que foram submetidos a reconstrução do ligamento cruzado anterior. Dezesete atletas foram avaliados entre 5 e 7 meses de pós operatório. Para execução do protocolo, os autores utilizaram o *Biodex System 4 Pro*.

O protocolo escolhido foi isoscínético de contrações concêntricas com duas velocidades, 60°/s e 300°/s, cada um deles com cinco e quinze repetições respectivamente e intervalos de trinta segundos de repouso entre elas. Assim como Mendonça et al. (2010), Cavalcante et al. (2016) utilizaram um índice de fadiga também com a diferença em porcentagem da produção de trabalho, entre o terço inicial e o terço final das repetições.

Outro possível critério para avaliação da fadiga muscular foi utilizado por Alvares et al. (2017) que avaliaram a potência anaeróbica máxima e o índice de fadiga em dezessete atletas de futsal feminino. O protocolo para avaliação da potência foi o RAST (*Running Anaerobic Sprint Test*), onde os atletas realizaram seis *sprints* (corrida em máxima velocidade) de 35 metros em linha reta, com intervalos de dez segundos entre cada corrida.

A potência foi calculada como o peso do atleta, multiplicado pela distância percorrida em metros e dividido pelo tempo da corrida em segundos. Já o índice de fadiga foi calculado como a potência máxima alcançada nas seis corridas, menos a potência mínima, dividido pelo tempo total das seis corridas.

Além disso, os autores de Santos et al. (2008) analisaram a fadiga muscular em atletas profissionais de futebol e sedentários através de parâmetros do EMG. Para cada um dos grupos foram avaliados doze voluntários. O protocolo escolhido para a análise foi um teste de fadiga muscular, com execução de um exercício sustentado por trinta e cinco segundos a 80% da contração voluntária máxima (CVM), e, após 48 horas foi realizado um teste de recuperação onde o voluntário deveria manter por apenas 10 segundos os mesmos 80% da CVM.

Para verificar a fadiga muscular foram utilizados os três primeiros e os três últimos segundos de seu teste. Os dados desse período foram aplicados à transformada discreta de Fourier para obter suas respectivas densidades espectrais de potência. De ambos os períodos foram calculadas as frequências medianas. Foi aplicada a mesma transformada no teste de recuperação e também calculada sua frequência mediana. O índice de fadiga foi calculado como a frequência mediana do teste de recuperação somada a frequência mediana final do teste de fadiga, esse resultado dividido pela soma da frequência mediana inicial do teste de fadiga com a frequência mediana final do mesmo teste e multiplicado por cem para que o valor final seja expresso em porcentagem.

Entretanto, o estudo do processo da fadiga muscular vai além de indicadores para treinamento de atletas, também são importantes na medicina de reabilitação. Em Bickel et al. (2004) os autores afirmam que a ativação muscular com estimulação elétrica funcional (do inglês, FES – *Functional Electrical Stimulation*) causa maior fadiga muscular quando comparada a contrações de esforço voluntário. Afirma também que o músculo esquelético após lesão medular torna-se altamente suscetível à fadiga. Para avaliar essas condições, o autor testou vinte e dois voluntários com lesões medulares completas e dez voluntário sem deficiência física.

O protocolo proposto tinha como objetivo fadigar o músculo do quadríceps de todos os voluntários testados. Primeiramente esse músculo foi estimulado por um trem de seis pulsos de frequência constante, um a cada cinco segundos até que a força muscular atingisse um platô. Em seguida, 180 trens de seis pulsos também de frequência constante foram fornecidos com um ciclo de trabalho de 50%, o que resultou em fadiga muscular de todos os voluntários testados. Após a

execução desse protocolo, os autores avaliaram a integral do torque, o pico de torque e o tempo de 20 a 80% do pico de torque para discutir a fadiga muscular.

Outros autores que afirmam que a fadiga muscular é prejudicial em aplicações de FES para restauração de movimentos como ficar de pé, marcha e movimentos de garra são Karu; Durfee; Barzilai (1995). Em seu estudo, os autores investigam uma estimulação de N pulsos próximos como meio de melhorar as condições de fadiga.

Os experimentos foram conduzidos em vinte e sete voluntários sem deficiência física e quatro com lesão medular completa. O músculo estudado foi o quadríceps para produzir um torque isométrico na articulação do joelho.

Diversos outros estudos tem o objetivo de verificar a melhor metodologia de estimulação para diminuir a incidência da fadiga muscular durante a FES, entretanto, a maior parte deles utiliza parâmetros de estimulação diferentes, não sendo possível chegar a uma conclusão da melhor forma de realizá-la (DELEY et al., 2015; DOWNEY et al., 2015; GORGEY et al., 2014).

Além disso, a aferição da fadiga é utilizada como critério de parada durante a FES visando evitar a incidência de lesões nos voluntários, como mostrado nos estudos de Downey et al. (2015); Hartkopp et al. (2003); Popović; Malešević (2009), que utilizam os critérios de parada sobre o torque calculado, quando seu decaimento é de 90%, 50% e 70% do valor inicial respectivamente.

Há também estudos em a FES foi aplicada em voluntários paraplégicos de forma a facilitar a tarefa de transferência da cadeira de rodas para a cadeira de banho (HUSSAIN; MASSOUD; AL-MAWALDI, 2014; JOVIĆ et al., 2011; KAMNIK; BAJD; KRALJ, 1999; KUZELICKI et al., 2000) ou, ainda, aplicada ao ciclismo assistido (do inglês, *FES-Cycling*), permitindo que os voluntários lesionados medulares participantes do estudo pedalassem por alguns minutos por meio de seus próprios músculos (FORNUSEK; DAVIS, 2004; FROTZLER et al., 2008; HEESTERBEEKA, H.W.A. BERKELMANSB, D.H.J. THIJSSENC, 2017; KAKEBEEKE et al., 2008; WHEELER et al., 2002).

Nesses tipos de estudos, em que se avaliam novos protocolos terapêuticos que fazem uso da FES, um dos principais desafios é entender melhor a incidência acelerada da fadiga muscular e propor estratégias para prevê-la e retardá-la (FORNUSEK; DAVIS, 2004; HAAPALA; FAGHRI; ADAMS, 2008; SHIELDS; DUDLEY-JAVOROSKI, 2006).

Porém, nenhum dos estudos anteriormente tratados sugere um critério, ou um modelo para avaliar a fadiga muscular, os estudos apenas a utilizam, cada um com seu indicador próprio, seja visual, pela análise do primeiro e último terço, através de cálculos, etc.

Buscando por referências de modelos na biomecânica, pode-se ver que alguns estudos utilizam modelos musculares já existentes para avaliar a força de um voluntário. Esses modelos são baseados em EMG, chamados de *EMG-driven models* e vem se tornando cada vez mais utilizados (MENEGALDO; OLIVEIRA, 2011).

Exemplos dessa utilização podem ser encontrados em Menegaldo; Oliveira (2011) onde os autores utilizam o modelo muscular de Hill para estimar as forças isométricas do quadríceps de quatro indivíduos do sexo masculino e sem deficiência física. Esses voluntários foram submetidos a um período de treinamento de força em um dispositivo isoscínético (*Cybex-Norm*), visando a hipertrofia muscular.

O protocolo de treinamento foi composto por treze semanas, duas sessões por semana com um mínimo de intervalo de 48 horas entre elas. Cada uma dessas sessões incluíram três séries de dez repetições de extensão do joelho com velocidade constante de 60°/s e intervalo de um minuto entre as séries. A coleta de dados foi realizada sobre três músculos do grupo quadríceps, e, além disso, medidas de área transversal fisiológica (PCSA), ângulo de penação, volume e espessura muscular também foram coletados.

Nesse artigo os autores fazem uma comparação da força real e da força medida pelo modelo antes e após o período treinamento de hipertrofia realizado. Esse protocolo de avaliação é executado por dez segundos, onde o paciente tem que manter a força, primeiramente em 20% e logo após em 60% do CVM, seguindo um feedback visual mostrado na tela, com um descanso entre eles.

Já em Oliveira et al. (2014) os modelos musculares já existentes como o de Hill e o de Zajac foram utilizados para determinar a contribuição relativa de cada um dos componentes do quadríceps para a extensão do joelho em jogadores de futebol, com o objetivo de maximizar o treinamento de cada atleta. Para isso, nove jogadores foram voluntários do estudo, todos do sexo masculino e sem deficiência física.

Esses voluntários foram submetidos a um período de treinamento de força, fora do período de competição e executado por três meses. Os exercícios foram agachamento na máquina *Smith* e extensão de joelho. Antes de cada uma das sessões os voluntários realizavam um aquecimento

específico de vinte repetições com 50% da carga utilizada na primeira sessão de exercícios. O protocolo foi dividido em três sessões por semana. O primeiro dia foi realizado com duas séries de 12 a 15 repetições máximas, o segundo com três séries de 8 a 10 e o terceiro com quatro séries de 4 a 6. A carga foi adotada em função da resistência do sujeito.

A coleta de dados foi realizada sobre três músculos do grupo quadríceps, e, além disso, medidas de área transversal fisiológica (PCSA), ângulo de penação, volume e espessura muscular foram também coletados, como na referência anterior.

Nesse artigo os autores fazem uma comparação da força real e da força medida pelo modelo antes e após o período treinamento de hipertrofia realizado. Esse protocolo de avaliação é executado por quarenta segundos, onde o paciente tem que manter a força em 40% da CVM seguindo um feedback visual mostrado na tela.

Além disso, aplicações como essas, utilizando modelos baseados em EMG são encontradas para determinar forças musculares nos tornozelos (MENEGALDO, 2017; NAVES et al., 2017; MENEGALDO; OLIVEIRA, 2009), nos joelhos (LLOYD; BESSIER, 2003), nas costas (NUSSBAUM; D., 1998), tanto para pacientes saudáveis como para pacientes com algum tipo de patologia (SHAO et al., 2009).

Ainda assim, mesmo sendo conhecido que a fadiga pode reduzir as forças musculares, geralmente poucos estudos a incluem. Em Rao et al. (2010) a fadiga foi levada em consideração, onde os autores utilizaram um modelo biomecânico baseado em EMG para estimar as contribuições dos grupos musculares flexores e extensores durante um movimento funcional de agachamento realizado em indivíduos não fadigados e em condições de fadiga. Os autores de Bueno; Montano (2013) também consideraram a fadiga muscular em seus estudos, e desenvolveram um modelo muscular capaz de lidar com esse efeito em contrações dinâmicas, utilizando para isso o modelo muscular de Hill. Esses autores levam a fadiga em consideração no desenvolvimento de seus modelos, entretanto eles não propõe um modelo dedicado a ela.

Contudo, a aplicação correta da metodologia de *EMG-driven models* em aplicações específicas ainda é um desafio, mesmo nas tarefas motoras mais simples como os movimentos isométricos. Entre as questões mais importantes, podem ser destacadas (DE OLIVEIRA; MENEGALDO, 2012): formulação das dinâmicas musculares, número de eletrodos a ser utilizados e sua localização, normalização das entradas EMG, filtros utilizados, deslocamento dos eletrodos

quando se tem movimento, etc. Observando os artigos já citados é possível perceber que existe uma área pouco explorada no estudo da fadiga muscular, a área de modelagem.

Foi visto que alguns autores utilizam a fadiga como indicador para melhoria do condicionamento físico e reabilitação de atletas, outros buscam avaliar como a fadiga influencia protocolos de FES, também é utilizada como critério de parada em estudos de reabilitação e existem ainda estudos relacionados a FES que pretendem diminuir sua incidência. Nenhum desses cria um modelo para a fadiga muscular e os autores que abordam modelos musculares baseados em EMG não a levam em consideração.

A criação de um modelo satisfatório para a fadiga muscular, capaz de prever o estado que o músculo do voluntário se encontra, é relevante ao profissional de saúde afim de prover informações importantes para proteção de lesões musculares dos pacientes, melhoria do condicionamento físico de atletas, proporcionar uma reabilitação mais segura, etc.

Foi possível perceber durante a exposição dos artigos anteriores que as técnicas de medição de fadiga muscular também variam. Atualmente três técnicas são mais utilizadas para a aferição da fadiga muscular: a mecanomiografia, a eletromiografia e a avaliação do decaimento do torque ou da força (NODA et al., 2016).

A mecanomiografia é um método não invasivo que permite o registro das vibrações do músculo esquelético que ocorrem quando o mesmo se contrai, ou seja, mede a aceleração do deslocamento das fibras musculares. Para isso, utiliza sensores acelerômetros como instrumento sensível às vibrações (NODA et al., 2016; VAZ; HERZOG, 1999).

Essa técnica foi adotada por Faller (2009) durante a aplicação de um protocolo de estimulação elétrica neuromuscular para a avaliação da fadiga muscular, obtendo como resultado uma relação com a força. Essa avaliação foi feita com base em sua comparação com o torque durante uma contração isométrica utilizando estimulação elétrica por 120 segundos. Entretanto, os resultados encontrados durante a análise da frequência média de potência do sinal da mecanomiografia apresentaram baixa significância na determinação da fadiga muscular durante o protocolo escolhido.

A eletromiografia é uma das técnicas mais utilizadas para a investigação a respeito de ativação muscular na produção de força e para observar o surgimento do estado da fadiga muscular (NODA et al., 2016). Para a utilização dessa técnica existe um projeto bem documentado com recomendações de alocação dos eletrodos, processamento dos sinais e métodos utilizados,

conhecido como SENIAM (do inglês, *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (STEGEMAN; HERMENS, 2007).

Os padrões gerados pela mesma podem ser analisados no domínio do tempo ou da frequência. A relação da eletromiografia de superfície com a fadiga muscular vem sendo estudada por diversos pesquisadores. Estes estudos veem confirmando assinaturas espectrais da fadiga muscular no decorrer das contrações musculares isométricas. Essa assinatura encontra-se normalmente relacionada ao aumento da potência do sinal eletromiográfico nas baixas frequências quando comparadas as altas (LINDSTROM; MAGNUSSON; PETERSEN, 1970).

Há também estudos que afirmam que o valor da raiz média quadrática (RMS) e da frequência de potência mediana (FPMd) possuem valores crescente e decrescente, respectivamente, para a avaliação da fadiga durante contrações isométricas (ERFANIAN; CHIZECK; HASHEMI, 1994).

E, ainda sobre os diferentes métodos de aferição da fadiga muscular, há autores que utilizam dinamômetros para medir a força exercida sobre o músculo e avaliam o decaimento da mesma através de uma comparação das contrações no primeiro terço dos experimentos com as realizadas no último terço. Dinamômetros como esse podem ser encontrados por exemplo em Deley et al. (2015) e em Gorgey et al. (2014) que utilizaram o sistema *Biodex* para suas análises de fadiga muscular. Esses dinamômetros, com a relação de comprimento do músculo, também conseguem calcular o torque gerado por essa força aplicada.

A existência de diversos métodos de aferição, cada um com suas limitações, juntamente com a grande quantidade de protocolos existentes para análise de contração muscular, fazem com que a fadiga não apresente técnica de aferição padrão, forma ou unidade definida. Cada autor define os parâmetros de análise tomando como base critérios nem sempre justificados na literatura. O que dificulta a comparação dos resultados obtidos em diferentes estudos (ANDRADE, 2006).

Assim, fica clara a necessidade em se criar uma metodologia bem definida para a avaliação não invasiva da fadiga muscular e a importância da definição, se possível, de um modelo que represente esse processo fisiológico relacionando diferentes técnicas de medição, capaz de orientar profissionais da área de saúde.

A Tabela 1 faz um resumo dos artigos citados durante esse capítulo.

**Tabela 1 - Resumo dos artigos tratados durante o capítulo de Revisão Bibliográfica.**

	Músculo	Voluntários	Tipo de contração muscular	Unidade para a fadiga muscular	Análises
(ERFANIAN; CHIZECK; HASHEMI, 1994).	Quadríceps	Lesão medular completa	Isométrica	Amplitude [V] e frequência mediana [Hz]	
(ALLEN; LANNERGREN; WESTERBLAD, 1995)					Mecanismos celulares da fadiga muscular durante o exercício.
(KARU; DURFEE; BARZILAI, 1995)	Quadríceps	Lesão medular completa e sem deficiência	Isométrica	Torque [J]	
(BANGSBO, 1997)					Fisiologia da fadiga muscular durante exercício intenso.
(NUSSBAUM; D., 1998)	Lombar	Sem deficiência	Concêntrica e excêntrica		Modelos baseados em EMG para prever a força muscular.
(LLOYD; BESSIER, 2003)	13 músculos atravessando a articulação do joelho	Sem deficiência	Concêntrica e excêntrica		Modelos baseados em EMG para prever a força muscular.
(BICKEL et al., 2004)	Quadríceps	Lesão medular completa e sem deficiência	Isométrica	Torque [J]	
(FORNUSEK; DAVIS, 2004)	Quadríceps, isquiotibiais e glúteos	Lesão medular completa	Concêntrica	Torque [J] e Potência [W]	
(SILVA; DE-OLIVEIRA; GEVAERD, 2006)					Mecanismos da fadiga muscular durante exercícios físicos, divididos em três categorias: atividades com predominância anaeróbia, atividades com predominância da potência aeróbia e em atividades de longa duração (depleção do glicogênio muscular).
(SHIELDS; DUDLEY-JAVORSKI, 2006).	Flexores plantares	Lesão medular completa	Isométrica	Torque [J]	
(SANTOS et al., 2008)	Tibial anterior	Sem deficiência	Isométrica	Porcentagem [%]	
(HAAPALA; FAGHRI; ADAMS, 2008)	Quadríceps, isquiotibiais e glúteos	Lesão medular completa e incompleta	Concêntrica	Força [N]	

**Tabela 1 - Continuação**

(MENEGALDO; OLIVEIRA, 2009)	Flexores plantares	Sem deficiência	Isométrica		Modelos baseados em EMG para prever a força muscular.
(SHAO et al., 2009)	Flexores plantares	Acidente vascular encefálico	Concêntrica e excêntrica		Modelos baseados em EMG para prever a força muscular.
(FALLER, 2009)	Quadríceps	Sem deficiência	Isométrica	Amplitude [V], frequência média [Hz] e Torque [J]	
(LUCIANA et al., 2010)	Rotadores laterais e mediais do ombro	Sem deficiência	Concêntrica	Porcentagem [%]	
(RAO et al., 2010)	Diversos grupos musculares flexores e extensores	Sem deficiência	Isométrica, concêntrica e excêntrica		Modelos baseados em EMG para prever a força muscular, levando em consideração a fadiga.
(MENEGALDO; OLIVEIRA, 2011)	Quadríceps	Sem deficiência	Isométrica		Modelos baseados em EMG para prever a força muscular.
(DEL-AMA et al., 2013)	Quadríceps	Lesão medular incompleta	Isométrica	Força [N]	
(BUENO; MONTANO, 2013)	8 diferentes músculos para flexão e extensão de cotovelo	Sem deficiência	Concêntrica e excêntrica		Modelos baseados em EMG para prever a força muscular, levando em consideração a fadiga.
(GORGEY et al., 2014)	Quadríceps	Lesão medular completa	Isométrica	Torque [J]	
(OLIVEIRA et al., 2014)	Quadríceps	Sem deficiência	Isométrica		Modelos baseados em EMG para prever a força muscular.
(DELEY et al., 2015)	Quadríceps	Lesão medular incompleta	Isométrica	Torque [J]	
(DOWNEY et al., 2015)	Quadríceps	Lesão medular completa e sem deficiência	Isométrica	Torque [J]	
(CAVALCANTE et al., 2016)	Quadríceps	Sem deficiência	Concêntrica	Porcentagem [%]	
(ALVARES et al., 2017)		Sem deficiência	Concêntrica e excêntrica	[W/s]	
(MENEGALDO, 2017)	Flexores plantares	Sem deficiência	Isométrica		Modelos baseados em EMG para prever a força muscular.
(NAVES et al., 2017)	Flexores plantares	Sem deficiência	Isométrica		Modelos baseados em EMG para prever a força muscular.

**Fonte: Produção do próprio autor.**

### 3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo apresenta-se a fundamentação teórica necessária para o desenvolvimento e compreensão do trabalho. Na primeira sessão encontra-se o embasamento teórico necessário para compreensão do Sistema Nervoso. Em seguida, é apresentada a fisiologia do Sistema Motor. Posteriormente, apresentam-se as várias definições existentes para fadiga muscular e as formas de medição já utilizadas para a mesma. Por fim, é apresentada a teoria de modelos matemáticos e identificação de sistemas.

#### 3.1. O SISTEMA NERVOSO

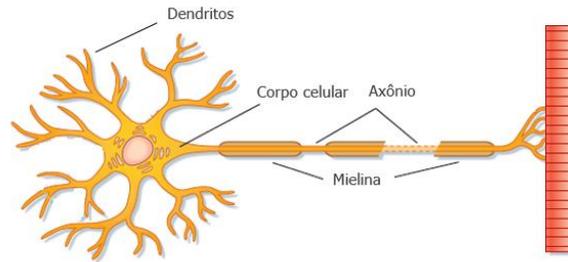
O sistema nervoso do corpo humano é composto pelo encéfalo, medula espinhal e células nervosas. Formando uma complexa rede, através da qual impulsos nervosos são levados de um ponto ao outro. Dessa forma, esse complexo sistema, controla a maior parte das atividades do organismo, monitorando a todo tempo as alterações que ocorrem no corpo e no ambiente externo. Essas informações são captadas e processadas pelos neurônios de associação (GUYTON, 1988).

##### 3.1.1. O NEURÔNIO

O neurônio é a unidade fundamental do sistema nervoso. No interior dos nervos há dois tipos de células, os neurônios sensoriais e os neurônios motores. Os neurônios situados mais na superfície do corpo, próximos a pele são os especializados em receber estímulos do ambiente e conduzi-los ao centro, são denominados neurônios aferentes, sendo esses os neurônios sensoriais. Já os neurônios especializados em conduzir o impulso do centro até o efetuator (por exemplo um grupo muscular) são chamados de neurônios eferentes, sendo estes os neurônios motores (GUYTON, 1988).

O neurônio motor é mostrado na Figura 1. E divide-se, basicamente, em três partes (BEAR; CONNORS; PARADISO, 1996):

**Figura 1 - Neurônio Motor.**



**Fonte: Modificado de (BERNE; LEVY, 2009)**

- Dendritos: filamentos responsáveis em transmitir ao corpo celular as mensagens recebidas de outros neurônios;
- Corpo celular: estrutura que processa os estímulos recebidos pelos dendritos e geram um estímulo resultante;
- Axônio: fibras nervosas que levam o impulso gerado no corpo celular a músculos, tecidos ou outros neurônios por ele controlado, também libera substâncias conhecidas como neurotransmissores, por onde as mensagens são enviadas.

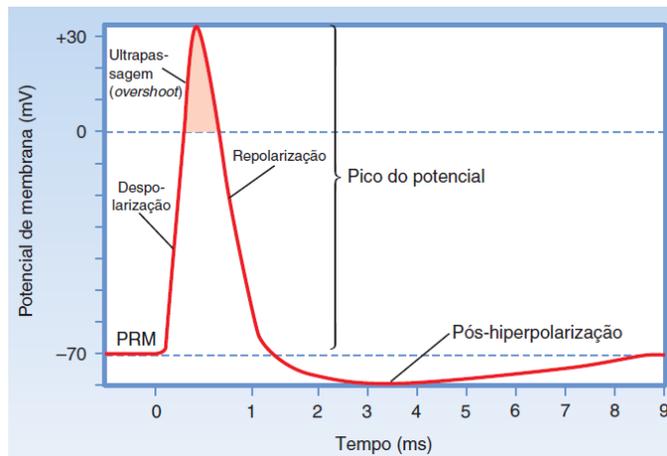
Alguns axônios são envolvidos pela bainha de mielina, a bainha de mielina é um material isolante que garante a condução dos sinais elétricos em alta velocidade, podendo chegar a 100 m/s. Em alguns pontos essa bainha é interrompida pelos nodos de Ranvier, esses nodos não possuem o isolamento elétrico, portanto, neles ocorre a regeneração do potencial de ação (KANDEL; SCHUWARTS; JESSEL, 2000).

### 3.1.2. POTENCIAL DE AÇÃO

A célula nervosa em repouso possui uma maior quantidade de cargas negativas em seu lado interno, sendo separadas do lado externo por uma bicamada lipídica. Essa separação de cargas gera uma diferença de potencial elétrico conhecida como potencial de membrana. O valor desse potencial ainda é discutido, porém em seres humanos se encontra aproximadamente entre -50 mV e -90 mV, sendo mantido pelas concentrações de íons, principalmente de sódio ( $\text{Na}^+$ ) e potássio ( $\text{K}^+$ ) (KANDEL; SCHUWARTS; JESSEL, 2000).

Quando por algum estímulo, seja ele químico, elétrico, térmico ou mecânico há uma despolarização da membrana além do limiar de disparo é ocasionado o potencial de ação. O potencial de ação ocasiona uma repentina variação do potencial de membrana, podendo chegar em +40 mV, voltando posteriormente ao estado original de repouso, esse processo é mostrado na Figura 2.

**Figura 2 - Representação gráfica do potencial de ação.**



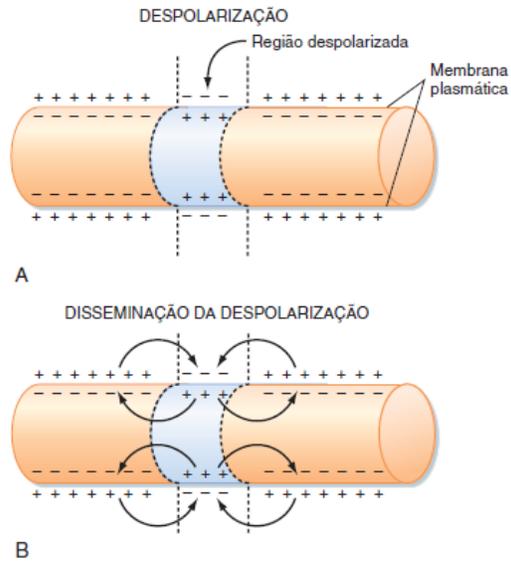
**Fonte: (BERNE; LEVY, 2009).**

Na membrana celular há diversas moléculas proteicas especializadas e responsáveis pelo fluxo de íons para dentro e para fora do meio intracelular, sendo um deles o canal de sódio tensão dependente. O primeiro evento necessário para a ocorrência do potencial de ação é a abertura dos canais de sódio, tornando o potencial de membrana da célula cada vez menos negativo, atingindo um pico de aproximadamente +30 mV, caracterizando assim a despolarização. No pico positivo de tensão os canais de potássio serão abertos fazendo com que a variação do potencial de membrana tenda a retornar para valores negativos, caracterizando assim a repolarização. Esses canais de potássio somente serão fechados quando a tensão atingir valores menores do que aqueles do potencial de repouso, fato observado na fase de pós-hiperpolarização (BERNE; LEVY, 2009).

Esse influxo de cargas acaba por despolarizar o segmento de membrana imediatamente à frente, até que ela alcance o limiar de disparo e gere também um potencial de ação. Assim, o potencial de ação segue seu caminho ao longo do axônio até alcançar o terminal axonal. Quando um potencial de ação se inicia em uma extremidade de um axônio ele apenas se propaga em um sentido, não podendo retornar pelo que já percorreu. Isso é explicado pois a membrana está

refratária com a inativação dos canais de sódio recém utilizados (BEAR; CONNORS; PARADISO, 1996). A condução do potencial de ação é mostrado na Figura 3.

**Figura 3 - Propagação do potencial de ação. (A) A inversão da polaridade da membrana com a despolarização do local. (B) Fluxo de correntes que despolariza as áreas adjacentes da membrana.**



**Fonte: (BERNE; LEVY, 2009).**

Estudos também mostraram que quanto maior a intensidade do estímulo, maior será a frequência de geração dos potenciais de ação, e, quanto maior a duração do estímulo maior será a duração do trem de potenciais de ação. Entretanto, a forma e amplitude dos potenciais de ação são preservados, independente dos parâmetros citados (GUYTON, 1988).

### 3.2. O SISTEMA MOTOR SOMÁTICO

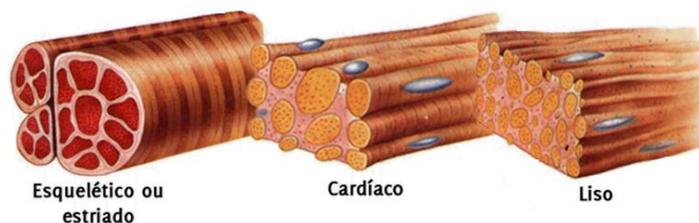
O sistema motor, como um todo, é formado pelos músculos existentes no corpo humano e pelos neurônios que os comandam.

Pode -se dividir o controle motor em duas partes (KANDEL; SCHUWARTS; JESSEL, 2000):

- A medula espinhal; que comanda e controla as contrações musculares e;
- O encéfalo, que comanda e controla os programas motores na medula espinhal.

Existe uma diferenciação entre os músculos do corpo humano, eles podem ser divididos em duas grandes categorias: estriado e liso, de acordo com sua própria aparência visto em um microscópio. E o músculo estriado ainda pode ser dividido em cardíaco e esquelético. Um desenho esquemático dos tipos de músculos existentes é mostrado na Figura 4.

**Figura 4 - Tipos de músculos existentes no corpo humano.**

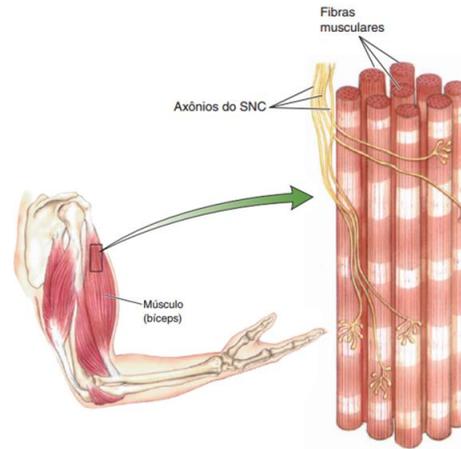


**Fonte: Modificado de (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).**

O músculo liso reveste o tubo digestivo, as artérias e estruturas relacionadas e é inervado pelas fibras nervosas do sistema neurovegetativo (SNV). Já o músculo cardíaco, como o nome sugere, é o músculo formador do coração, este se contrai de forma rítmica, mesmo na ausência de qualquer inervação. E finalmente, o músculo esquelético, ele constitui a maior parte da massa muscular do corpo, movimentando os ossos nas articulações e os olhos na cabeça, controlando a respiração e a expressão facial e produzindo a fala (BERNE; LEVY, 2009).

Definidas as partes do sistema motor, pode-se entrar propriamente no sistema motor somático. O mesmo é uma subdivisão do sistema motor, sendo formado pelos músculos esqueléticos e as partes do sistema nervoso que o controlam. Os músculos esqueléticos são cobertos por uma camada de tecido conjuntivo que forma tendões ao final de cada um deles, dentro desses músculos há centenas de fibras musculares, as células do músculo esquelético, e cada uma dessas fibras é inervada por uma única ramificação de axônio vinda do sistema nervoso central (GUYTON; HALL, 2006). Essa divisão é mostrada na Figura 5.

**Figura 5 - Sistema motor somático - A figura mostra o bíceps de um sujeito, e em zoom mostra as fibras musculares sendo inervadas pelos axônios do SNC.**



**Fonte: (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).**

Os músculos esqueléticos de uma pessoa adulta são compostos por diversos tipos de fibras musculares, caracterizados por diferenças quanto ao tipo de contração e divididos em dois grupos: lento, ou de contração lenta (tipo I) e rápido, ou de contração rápida (tipo II) (BALDWIN; HADDAD, 2001; LEFEUVRE et al., 1996).

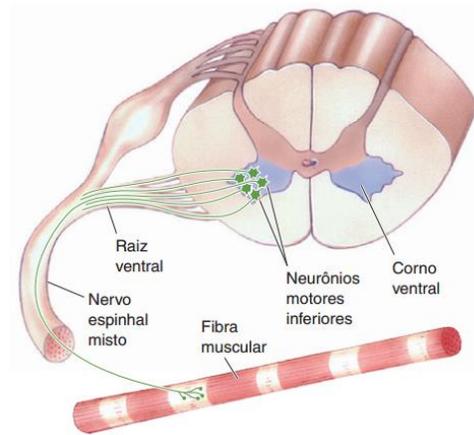
A composição de cada músculo com relação aos tipos de fibras existentes depende de sua função, por exemplo os músculos posturais, possuem maior quantidade de fibras de contração lenta (tipo I), oxidativas e resistentes à fadiga. Em contra partida, os músculos envolvidos em atividades rápidas e que exigem força, possuem maior quantidade de fibras de contração rápida (tipo II) altamente fadigáveis (GOLDSPINK, 2005; LIBERA; CARPENE, 1997).

De forma resumida, as principais características das fibras de contração lenta são: utilizam o sistema de energia aeróbico (ou seja, necessitam de oxigênio para ocorrer), a contração é mais lenta, sua coloração é mais avermelhada, são mais resistentes a fadiga muscular, mais apropriados para exercícios de longa duração. Já as fibras de contração rápida utilizam o sistema de energia anaeróbico (ou seja, não necessitam de oxigênio para ocorrer), possuem uma capacidade de se contrair a uma velocidade de três a cinco vezes maior que as fibras lentas, sua coloração é mais branca, fadigam mais rapidamente e geram movimentos rápidos e fortes (PIOVESAN et al., 2009).

### 3.2.1. O NEURÔNIO MOTOR INFERIOR

O neurônio motor inferior é o nome dado aos neurônios que inervam a musculatura somática e são provenientes do corno ventral da medula espinhal, mostrados na Figura 6. Essa denominação foi feita para distingui-los dos neurônios motores superiores do encéfalo, que se projetam para a medula espinhal. Portanto, os neurônios motores inferiores comandam diretamente a contração muscular.

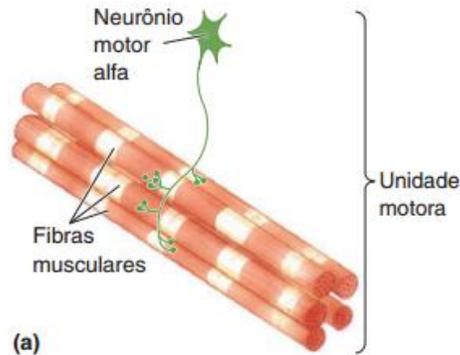
**Figura 6 – Neurônio motor inferior e sua origem no corno ventral da medula espinhal.**



**Fonte: (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).**

Os neurônios motores inferiores podem ser divididos em duas categorias: os neurônios motores alfa e os neurônios motores gama. Os neurônios motores alfa são diretamente responsáveis pela geração de força pelo músculo. Um neurônio motor alfa e todas as fibras musculares por ele inervadas formam, coletivamente, o componente básico do controle motor, a unidade motora (BERNE; LEVY, 2009). A contração muscular resulta das ações individuais e combinadas dessas unidades motoras, mostradas na Figura 7.

**Figura 7 – Neurônio motor alfa inervando suas fibras musculares, formando a unidade motora.**

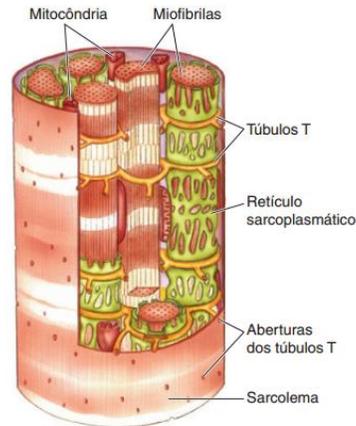


**Fonte: (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).**

### 3.2.2. A CONTRAÇÃO MUSCULAR

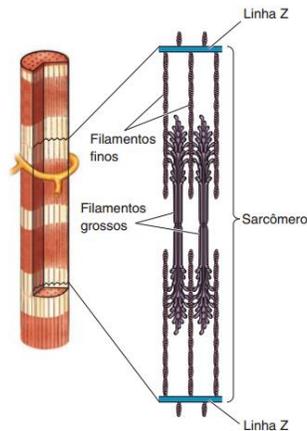
Para que a fisiologia da contração muscular seja entendida é necessário conhecer a estrutura da célula responsável pela contração, a fibra muscular. As fibras musculares possuem uma membrana celular excitável chamada de sarcolema. Dentro delas existem estruturas cilíndricas denominadas miofibrilas, são essas estruturas que se contraem em resposta a um potencial de ação propagado no sarcolema, e é subdividida em segmentos por discos denominados de linha Z. Um segmento consiste em duas linhas Z e a miofibrila no meio delas e é denominado de sarcômero, mostrados na Figura 8. As miofibrilas estão cercadas pelos retículos sarcoplasmáticos, são como bolsas intracelulares que armazenam íons de cálcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ). Os potenciais de ação no sarcolema conseguem atingir os retículos sarcoplasmáticos no interior da fibra através de uma espécie de rede de túneis, chamados de túbulos T (GUYTON, 1988). Essas estruturas são ilustradas na Figura 9.

**Figura 8 - A estrutura da fibra muscular.**



**Fonte: (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).**

**Figura 9 - Divisões da miofibrila em segmentos por discos, denominados linhas Z.**

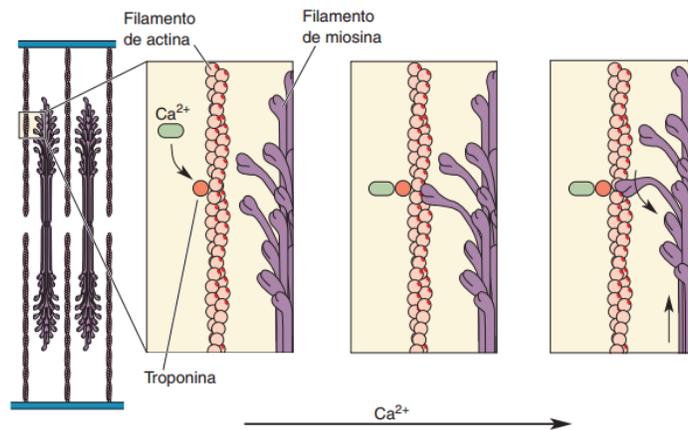


**Fonte: (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).**

A contração muscular se inicia com os potenciais de ação provenientes do nervo motor até as terminações nas fibras musculares. Chegando na fibra muscular, em cada uma dessas terminações, o nervo secreta uma pequena quantidade de uma substância neurotransmissora, a acetilcolina, ocasionando uma sinapse química. A liberação de acetilcolina ocasiona um grande Potencial Excitatório Pós-Sináptico (PEPS), que desencadeia a liberação de íons de cálcio pelo retículo sarcoplasmático. O sarcômero é formado principalmente por filamentos de actina e miosina, essas duas substâncias possuem um sítio de ligação que não está exposto. Porém, a

liberação do  $\text{Ca}^{2+}$  no interior da fibra muscular ocasiona uma exposição desses sítios de ligação. As moléculas de miosina expostas ligam-se às moléculas de actina, sofrendo então uma alteração que provoca um movimento de rotação. Essa rotação faz com que o filamento grosso mova-se em relação ao filamento fino, ocasionando a contração muscular, mostrado na Figura 10. Esse PEPS é suficiente para provocar uma abertura dos canais de sódio dependentes de tensão existentes na fibra muscular, desencadeando o potencial de ação na membrana, se propagando por toda a fibra muscular da mesma forma que o potencial de ação percorre as membranas das fibras nervosas.

**Figura 10 - Ligação do  $\text{Ca}^{2+}$  ocasionando a exposição dos sítios de ligação entre miosina e actina, gerando a contração muscular.**

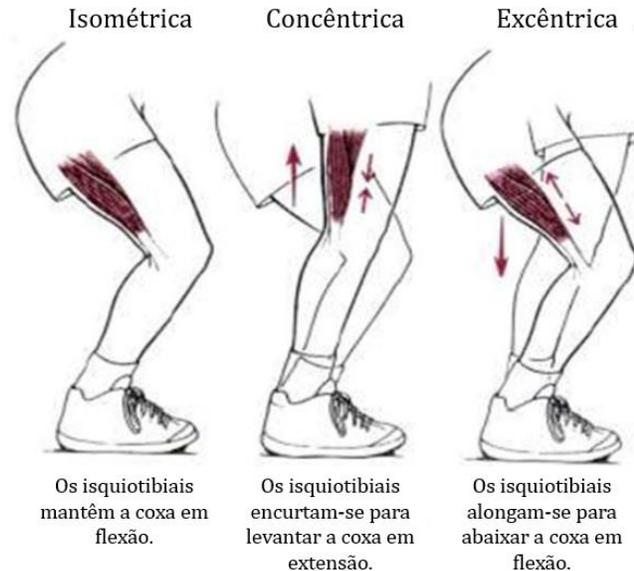


**Fonte: (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).**

Em uma pessoa saudável os músculos não costumam se contrair isoladamente, pois isso produziria um movimento não funcional, portanto, a contração muscular é realizada em conjunto por vários músculos visando a execução de um movimento. As contrações musculares são divididas em três principais tipos: isométrica, concêntrica e excêntrica (SACCO et al., 2005).

A contração isométrica, também é chamada de contração estática ou de sustentação e ocorre quando o músculo se contrai produzindo força, mas não alterando o ângulo da articulação. Já na contração concêntrica ocorre um encurtamento do músculo, aproximando a origem e a inserção do mesmo, causando uma aceleração do movimento. E a contração excêntrica, ao contrário da concêntrica, é um alongamento do músculo, afastando a origem e a inserção, produzindo uma desaceleração do movimento e absorção de impactos (KAPANDJI, 2000; MYERS, 2016). Os tipos de contrações citados são mostrados na Figura 11.

**Figura 11 - Exemplo de contração isométrica, concêntrica e excêntrica dos músculos isquiotibiais.**



**Fonte: Modificado de (KAPANDJI, 2000).**

### 3.3. A FADIGA MUSCULAR

A fadiga muscular vem sendo fonte de estudo e tem se mostrado extremamente importante, principalmente, devido à complexidade dos seus processos e sua etiologia serem de natureza multifatorial (ASCENSÃO et al., 2003a).

Sua ocorrência pode ser definida e interpretada de várias maneiras. A literatura científica que aborda esse assunto contém inúmeras definições para a mesma, dependendo da abordagem temática dos estudos (AZEVEDO, 2007).

Uma das causas da fadiga muscular é o esforço extremo e repetitivo dos músculos, ou seja, ela pode ser definida como qualquer redução na capacidade do sistema neuromuscular em gerar força (WOLEDGE, 1998). Entretanto, ela também pode ser definida como incapacidade de manter uma determinada potência, causando uma redução no desempenho da atividade (FITTS, 1994). Outra possível definição leva em conta apenas o exercício praticado e se houve uma queda abrupta em sua realização acompanhado por um aumento na sensação do esforço percebido e/ou dor (SILVA; DE-OLIVEIRA; GEVAERD, 2006). Além disso, a fadiga muscular também pode ser

definida como um mecanismo de defesa contra possíveis efeitos nocivos a integridade da fibra muscular esquelética (WILLIAMS; KLUG, 1995).

O sistema neuromuscular possui, como principal característica, uma capacidade adaptativa, o que significa dizer que uma pessoa sujeita a algum estímulo, seja ele interno (inerente ao próprio organismo, como por exemplo o efeito do envelhecimento) ou externo (como a imobilização ou o treino), pode adaptar-se às exigências funcionais (ENOKA; STUART, 1992). Da mesma forma, consegue adaptar-se às alterações agudas, tais como as associadas ao exercício prolongado ou intenso, como a fadiga muscular (ENOKA; STUART, 1992). Sua ocorrência é relativamente comum, principalmente em esportes de alta resistência e até mesmo em atividades usuais diárias como, por exemplo, uma caminhada (YEUNG; AU; CHOW, 1999).

O início da atividade muscular voluntária envolve diversos processos que começam com o controle cortical e terminam com a formação das pontes cruzadas dentro da fibra muscular (SILVA et al., 2006). A fadiga muscular pode, por conseguinte, ocorrer como resultado da falha de qualquer um dos processos envolvidos na contração muscular, portanto ela pode ter origem no sistema nervoso central ou no sistema nervoso periférico (SILVA et al., 2006).

A primeira, com origem no sistema nervoso central, pode ser entendida como uma redução do número de unidades motoras ativas, assim tem-se uma diminuição na frequência de disparo dos neurônios motores em nível cortical (KLEITON; CHAVES, 2012; ZAJAC et al., 2015).

Já a fadiga com origem no sistema nervoso periférico pode estar relacionada a desordens de um ou mais processos na unidade motora, tais como: liberação e reabsorção de compostos orgânicos que auxiliam diretamente a contração muscular, na disfunção dos potenciais elétricos na fibra muscular; na liberação e reabsorção de cálcio no interior das células musculares; ou em acúmulos metabólicos (por exemplo o ácido láctico) e depleção de glicogênio muscular durante o processo e contração (KLEITON; CHAVES, 2012; ZAJAC et al., 2015).

Desse modo algumas das causas conhecidas e aceitas de fadiga muscular são: desidratação; diminuição dos estoques de glicose no sangue; falha na atuação de determinados neurotransmissores; alteração plasmática da concentração de aminoácidos de cadeia ramificada e triptofano, déficit energético, alteração na concentração de íons de  $\text{Ca}^{2+}$ , alterações de pH e quantidade de lactato (BROOKS, 2011; DAHLSTEDT et al., 2003; ERNESTO et al., 2003; HARGREAVES, 2006; ROSSI; TIRAPEGUI, 2004; SILVIA; DE-OLIVEIRA, 2006; ZAJAC et al., 2015).

Um grande conjunto de modelos vem sendo estudado para compreender as razões pelas quais o sistema neuromuscular é incapaz de sustentar no tempo alguns dos critérios de performance. Nessa seção serão abordados mais profundamente as fadigas de origem central e periférica, quais são as possíveis causas para cada uma delas e as formas de medição já utilizadas para a fadiga muscular.

### 3.3.1. A FADIGA DE ORIGEM CENTRAL

A fadiga de origem central pode ser entendida como uma redução na condução do impulso elétrico transmitido pelo cérebro e conseqüentemente uma redução do número de unidades motoras ativas, assim tem-se uma diminuição na frequência de disparo dos neurônios motores, portanto, refere-se a alterações no funcionamento cerebral (KLEITON; CHAVES, 2012).

Os principais estudos relacionados a esse tipo de fadiga utilizam a técnica designada por contrações interpoladas. A técnica consiste em verificar a força máxima que o sujeito consegue gerar voluntariamente e compara-la com a força supra máxima gerada por eletroestimulação do nervo motor ou do próprio músculo (ALLEN; LANNERGREN; WESTERBLAD, 1995; CHIN; BALNAVE; ALLEN, 1997). De forma geral, a técnica consiste na aplicação de estímulos elétricos em momentos específicos. Esses são aplicados a um nervo motor ou região pré determinada durante a realização de contrações voluntárias máximas, com o objetivo de identificar indiretamente alterações no comando do SNC e a ocorrência de fadiga (GOMES; LOPES; MARCHETTI, 2016).

Esses estudos muitas vezes levaram a conclusões de que a diminuição da atividade nervosa na condução dos impulsos não representava um fator importante à instalação da fadiga muscular, assumindo que apenas fatores psicológicos eram responsáveis pelo seu surgimento, e sendo caracterizado normalmente pela falta de motivação, atenção e a incapacidade de suportar o exercício físico (BERTUZZI; FRANCHINI; KISS, 2004). Todavia, estudos mais recentes conseguiram mostrar a existência de um *feedback* sensorial que inibe a taxa de disparo dos neurônios motores durante a fadiga, o que acaba por justificar a importância dos mecanismos de origem central na manutenção da força (DAVIS; BAILEY, 1997; DAVIS; FITTS, 2001).

Foi visto que a sensação de esforço produzida durante uma contração voluntária isométrica que precisa ser sustentada tem reflexo direto na intensidade dos comando emitidos pelo córtex

motor. O que indica que esse mecanismo se refere a processos internos do SNC e não de mensagens recebidas de vias aferentes sensoriais periféricas (AMENT; VERKERKE, 2009).

Há estudos sobre a relação entre o tempo de exercício até a exaustão e a variação da síntese e liberação cerebral de alguns neurotransmissores, normalmente associados a fatores de natureza psicológica, como a motivação, atenção, humor, depressão, etc. (DAVIS et al., 2001; DAVIS, 1995; GANDEVIA, 2001; STRUDER et al., 2001). Um neurotransmissor que pode possuir relação com a fadiga muscular central é a acetilcolina. A depleção de seu precursor, a colina, pode diminuir a velocidade de transmissão dos impulsos nos músculos esqueléticos (SANTOS; DEZAN; SARRAF, 2003).

Outra relação estudada é a alteração nas razões serotonina/dopamina. Durante exercícios prolongados foi verificada uma associação entre a fadiga com um aumento no metabolismo cerebral da serotonina e uma atenuação da dopamina, uma baixa razão serotonina/dopamina pode favorecer a motivação, estimulação e coordenação neuromuscular. Caso contrário, uma alta razão, está associada a ocorrência de fadiga (SANTOS; DEZAN; SARRAF, 2003).

Ainda, a contração voluntária aumenta o consumo das cadeias ramificadas de aminoácidos (leucina, isoleucina e valina), o que conseqüentemente diminui suas concentrações em nível sanguíneo e cerebral. Com essa redução os níveis de triptofano em nível cerebral aumentam, pois os dois utilizam o mesmo transportador para o cérebro. O triptofano é um dos precursores da serotonina e o aumento de sua concentração potencializa os efeitos de transmissão serotoninérgica, o que resulta em um aumento da sensação de fadiga (GOMES; LOPES; MARCHETTI, 2016).

Outro fator relevante para a fadiga central é a temperatura. Na execução de exercícios físicos, cerca de 25% da energia produzida é convertida em trabalho mecânico, o restante é convertido em calor, o que faz com que a temperatura corporal interna aumente (AMENT; VERKERKE, 2009). Quando essa temperatura ultrapassa o valor de 40° C, o SNC é afetado, ocorrendo uma inibição do córtex motor. Esse mecanismo pode resultar em uma incapacidade de manter uma determinada carga de trabalho muscular, reduzindo assim o desempenho. Além disso, é possível ainda que o aumento da temperatura cerebral possa induzir uma sensação de cansaço durante o exercício físico (GOMES; LOPES; MARCHETTI, 2016).

### 3.3.2. A FADIGA DE ORIGEM PERIFÉRICA

A fadiga de origem periférica está ligada a uma falha ou limitação de um ou mais processos que envolvem a unidade motora, ou seja decorrente a alterações da atividade sináptica neuromuscular (SANTOS; DEZAN; SARRAF, 2003).

Está relacionada a alterações como: liberação e reabsorção de compostos orgânicos que auxiliam diretamente a contração muscular, disfunção dos potenciais elétricos na fibra muscular, liberação e reabsorção de cálcio no interior das células musculares, acúmulos metabólicos (por exemplo o ácido láctico) e depleção de glicogênio muscular durante o processo e contração (KLEITON; CHAVES, 2012).

Vem sendo justificada por alguns autores como a diminuição na disponibilidade de alguns substratos energéticos ao músculo durante determinado exercício. Ocorre principalmente devido às alterações dos níveis de íons intracelulares, afetando a excitabilidade da membrana (SILVA; DE-OLIVEIRA; GEVAERD, 2006).

Uma das hipóteses aceita para explicar a fadiga é conhecida como a hipótese de Depleção de Glicogênio, pois quando as reservas caem há o aparecimento precoce da fadiga, sendo mais evidente em atividades prolongadas (ROSSI; TIRAPEGUI, 2004). Porém, essa depleção de glicogênio também pode ser importante para a manutenção do exercício de alta intensidade intermitente, gerando uma incapacidade de manter uma taxa de síntese de ATP (HARGREAVES, 2006).

Outro fator comumente utilizado para justificar essa fadiga é a acidose metabólica induzida pelo exercício, em especial os exercícios de curta duração e alta intensidade, onde o efeito do ácido láctico é percebido aumentando a concentração de  $H^+$  e conseqüentemente diminuindo o pH no músculo (ASCENSÃO et al., 2003b). Entretanto a associação entre ácido láctico, íons de  $H^+$  e a alteração dos demais agentes participantes da contração muscular tem sido questionada (BROOKS, 2011).

Dois outros íons de concentração importante que vêm sendo utilizados para explicar a origem da fadiga muscular periférica são  $Na^+$  e  $K^+$ . O aumento da concentração de  $Na^+$  intracelular e de  $K^+$  extracelular têm sido associadas às alterações do potencial de membrana durante a fadiga muscular. Esses fatores são influenciados diretamente pela diminuição da disponibilidade de energia dentro do meio celular que ocorre durante a fadiga. A diminuição do ATP pode ativar os

canais de  $K^+$ , aumentando sua passagem para o meio extracelular e como consequência, causar a diminuição da taxa de ativação da membrana celular (ASCENSÃO et al., 2003b).

### 3.3.3. FORMAS DE MEDIÇÃO DA FADIGA MUSCULAR

Algumas alterações de comportamento mecânico e fisiológico ocorrem nos músculos quando estão fadigados, como: deformações, aumento da pressão, aumento de fluxo sanguíneo... Essas alterações são levadas pelo sistema nervoso central, causando uma sensação de desconforto, identificada como fadiga. Outro fenômeno que ocorre é que ao longo do processo de fadiga muscular uma dor aguda é desenvolvida, que pode ser medida apenas subjetivamente e é considerada como um sinal de perigo para uma possível lesão (ANDRADE, 2006). Algumas formas de medição da fadiga muscular são comumente utilizados, os três principais são: a eletromiografia, a mecanomiografia e as relações entre torque e força muscular.

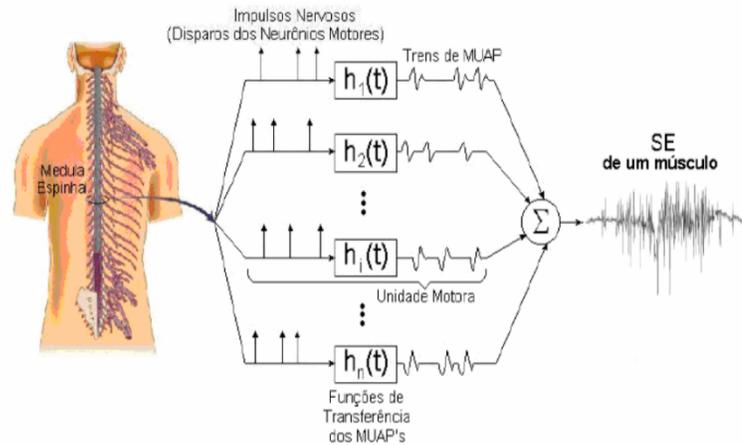
#### 3.3.3.1. A ELETROMIOGRAFIA

O sinal eletromiográfico é proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular levando-a à contração e à extensão (ANDRADE, 2007). Ele nada mais é do que o registro das atividades elétricas de um conjunto de unidades motoras ativas no mesmo instante. A eletromiografia portanto, é considerada o estudo das funções musculares através da coleta do EMG (ANDRADE, 2006).

O conjunto de neurônio motor, suas junções e fibras musculares constituem a unidade motora, que é a menor unidade muscular controlável (SALVIATO, 2007), já mostrada na Figura 7.

O sinal eletromiográfico de cada músculo é composto pela soma algébrica dos vários potenciais de ação musculares, resultado dos diversos MUAPs (do inglês MUAP – *Motor Unit Action Potencial*) de cada unidade motora, que apresentam características diferentes entre si, mostrado na Figura 12. Essa coleta pode ser invasiva, com uso de eletrodos situados dentro do músculo a ser estudado, ou não-invasiva, com os mesmos sobre a pele (ANDRADE, 2007).

**Figura 12 - Representação esquemática da geração do sinal mioelétrico.**



**Fonte: (ANDRADE, 2007).**

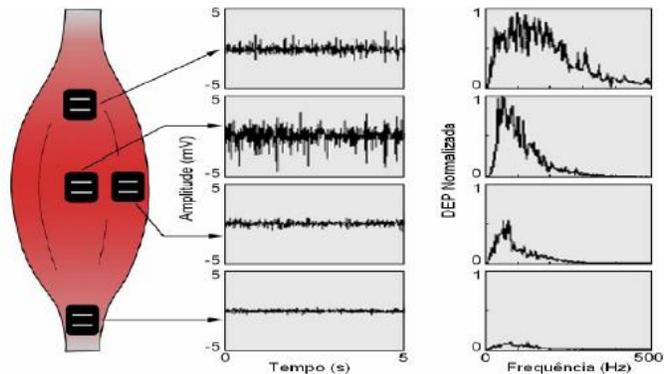
A técnica vem sendo usada em várias áreas como um instrumento de medida do movimento humano, e tem sido relacionada com força, torque e variáveis metabólicas. É igualmente utilizada na análise de capacidade de resistência muscular, verificação de especificidade e eficiência de métodos de treinamento e reabilitação, na quantificação da taxa de disparo de unidades motoras e na identificação da fadiga muscular (SILVA; GONÇALVES, 2003).

É uma das técnicas mais utilizadas para a investigação a respeito de ativação muscular na produção de força e para observar o surgimento do estado da fadiga muscular (NODA et al., 2016). Além disso, é uma técnica que associada a recursos computacionais específicos são utilizados como solução para controle de dispositivos na engenharia de reabilitação e até mesmo na robótica móvel (FRIZERA, 2006).

Nesse contexto é importante destacar as características do sinal eletromiográfico de superfície. O sinal obtido com eletrodos de superfície é afetado pelas propriedades de filtro das camadas epiteliais e da interface eletrodo-pele, de forma que apresenta componentes de frequência DC até 500 Hz, manifestando maior concentração de sinal dentro da faixa de 20 a 120 Hz (DA SILVA et al., 2012; ORTOLAN et al., 2000). As amplitudes máximas deste sinal variam entre 50  $\mu\text{V}$  e 5 mV (ALMEIDA, 1997). Porém, esses valores variam de acordo com o tipo de músculo analisado, o nível de contração muscular, a localização dos eletrodos utilizados e também variam de pessoa para pessoa (DELUCA, 1997). Na Figura 13 encontra-se exemplificado as alterações

nos domínios do tempo e da frequência do sinal eletromiográfico em relação as mudanças de posição do eletrodo bipolar no músculo.

**Figura 13 - Alteração do sinal eletromiográfico com a variação do local do eletrodo. Onde DEP significa densidade espectral de potência.**

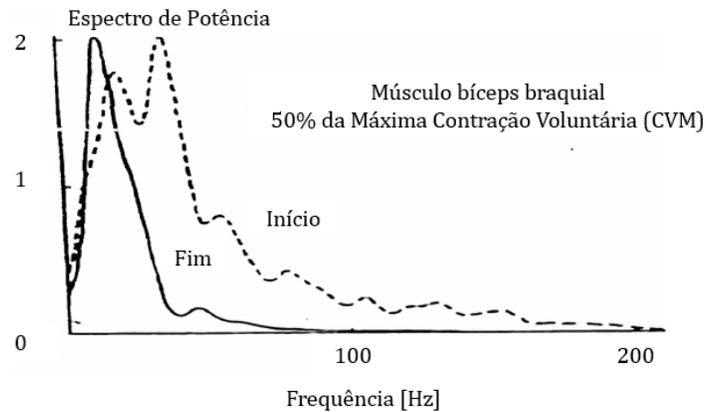


**Fonte: (DELUCA, 1997).**

A relação da eletromiografia de superfície com a fadiga muscular vem sendo estudada por diversos pesquisadores. Estes estudos veem confirmando assinaturas espectrais da fadiga muscular no decorrer das contrações musculares isométricas, contrações conhecidas por não apresentarem modificação no comprimento do músculo. Essa assinatura encontra-se normalmente relacionada ao aumento da potência do sinal eletromiográfico nas baixas frequências quando comparadas as altas (LINDSTROM; MAGNUSSON; PETERSEN, 1970), exemplificado na Figura 14. Complementando, ERFANIAN (1994) também afirmaram que com o aparecimento da fadiga muscular há uma elevação da amplitude do espectro de potência e o seu deslocamento para baixas frequências. Os autores sugerem que o aumento da amplitude ocorre devido ao recrutamento adicional das unidades motoras e/ou maior sincronismo entre elas.

Há ainda estudos que afirmam que o valor da raiz média quadrática (RMS) e da frequência de potência mediana (FPMd) possuem valores crescente e decrescente, respectivamente, para a avaliação da fadiga durante contrações isométricas (ERFANIAN; CHIZECK; HASHEMI, 1994).

**Figura 14 - Exemplo de um espectro de potência do início e do fim de um experimento realizado com contração isométrica fadigante.**



**Fonte: Modificado de (ANDRADE, 2006).**

### 3.3.3.2. AS RELAÇÕES DE TORQUE E FORÇA

Nos últimos anos muita atenção tem sido dada ao desenvolvimento das capacidades físicas dos atletas, procurando, em alguns casos, suprir deficiências da parte técnica, tais características podem ser quantificadas através da força exercida pelos músculos ao movimentar o segmento articular através de dinamometria (KINTO, 2011).

Luciana (2010) utilizou este parâmetro para avaliar a articulação do ombro em atletas da seleção Brasileira de Voleibol Sub-19 e Sub-21 masculino, já Silva (2006) investigou os efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos saudáveis. Há ainda autores que investigam e analisam a força isométrica máxima e o sinal de EMG em exercícios para os membros inferiores (CORREA et al., 2011).

Estudos sobre a relação entre torque e fadiga muscular também são importantes na medicina de reabilitação. Em Bickel (2004); Karu (1995) ele é usado como critério de parada durante a estimulação elétrica funcional visando evitar que o paciente perca massa muscular. Há também estudos em eletroestimulação funcional com o objetivo de fazer com que pacientes paraplégicos se movam da cadeira de rodas para a cadeira de banho ou com o objetivo de fazer ele andar de bicicleta. Estes estudos também necessitam de uma resposta da fadiga muscular visando evitar uma lesão nesses pacientes (FORNUSEK; DAVIS, 2004; SHIELDS; DUDLEY-JAVOROSKI, 2006).

O decaimento do torque e o decaimento da força são considerados parâmetros ouro na medição de variáveis capazes de auxiliar na reabilitação ou no treinamento de atletas (JUNIOR et al., 2007).

### 3.4. IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS

Obter sistemas que descrevem processos e fenômenos observados na natureza tem sido um dos grandes desafios da ciência. O que há alguns anos estava restrito a poucos laboratórios de pesquisa, hoje pode ser encontrado na maioria deles e em praticamente todas as indústrias: sistemas de aquisição de dados confiáveis, capazes de monitorar variáveis de sistemas e processos reais com taxas de amostragem que garantem a representação dinâmica desses sistemas (AGUIRRE, 2007). Com o avanço da tecnologia, e disponibilidade de computadores mais modernos, a utilização de modelos matemáticos vem aumentando e tem-se observado uma mudança nos tipos de modelagens utilizadas. Houve um crescente aumento pelas representações não-lineares para caracterizar sistemas e fenômenos reais, com isso tornou-se possível analisar e reproduzir sistemas mais complexos (AGUIRRE; RODRIGUES; JÁCOME, 1998).

Assim, a modelagem matemática é a área do conhecimento que estuda maneiras de representar sistemas reais através de modelos matemáticos. Há diferentes formas de classificar as técnicas de modelagem. Uma delas as divide em três categorias: modelagem caixa branca, modelagem caixa preta e modelagem caixa cinza (AGUIRRE, 2007).

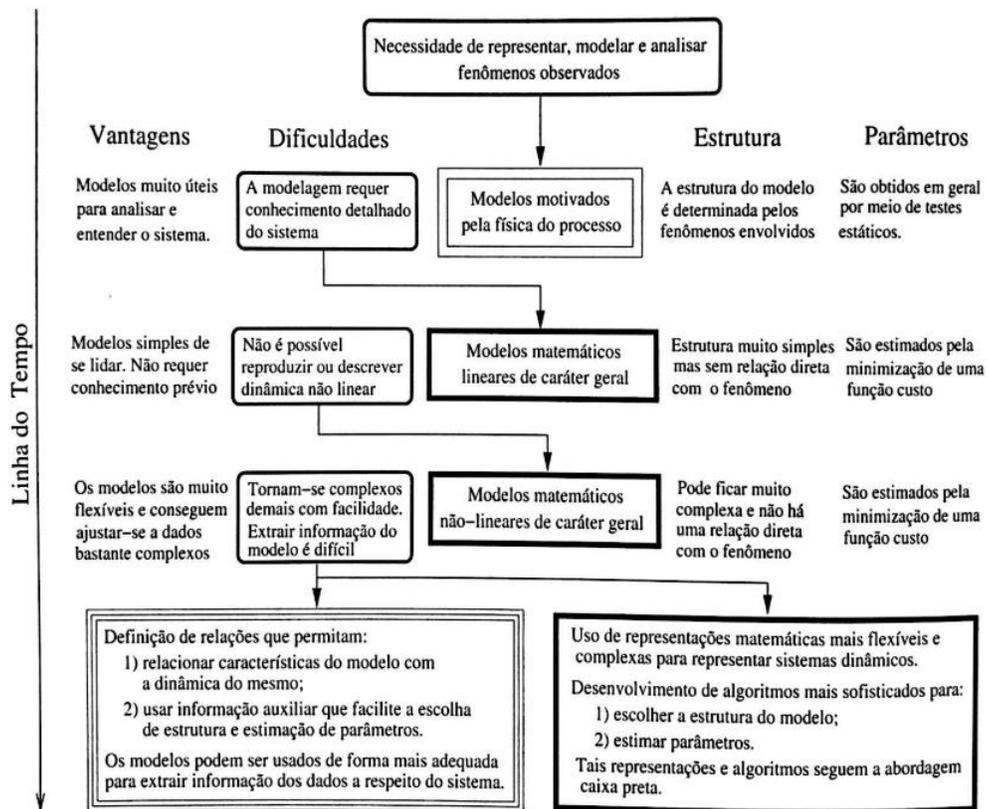
A primeira delas, modelagem caixa branca, é utilizada para descrever à física ou natureza do processo, portanto, é necessário o conhecimento prévio do sistema em estudo, as leis físicas que o descrevem (ANDRADE, 2005). Esse método nem sempre é viável de ser utilizado devido à complexidade, ao conhecimento e ao tempo necessários (AGUIRRE, 2007).

A modelagem caixa preta é conhecida por identificação de sistemas. Uma das principais características dessa técnica é descrever as relações de causa e efeito entre as variáveis de entrada e saída, sem a necessidade de profundo conhecimento sobre o sistema (HSIA, 1977). O presente trabalho se encaixa nesse tipo de modelagem.

Além dessas duas categorias já citadas, existe uma terceira, a identificação caixa cinza. Nesse grupo, as técnicas caracterizam-se por utilizar informações complementares auxiliares, que não se encontram nos dados de entrada e de saída (AGUIRRE, 2007).

A evolução da área de identificação de sistemas nas últimas décadas é mostrada na Figura 15. Nessa figura, os blocos com quinas arredondadas mostram problemas cuja solução serviu de motivação para a busca de novas técnicas. Já o bloco com duas molduras finas representa a modelagem caixa branca. Os blocos com molduras escuras e quinas agudas representam a modelagem caixa preta e o bloco com três molduras finas representa a modelagem caixa cinza. Além disso, a linha do tempo é de cima para baixo, de forma que a parte inferior da figura se refere a desenvolvimentos mais atuais.

**Figura 15 - Evolução da identificação de sistemas.**



Fonte: (AGUIRRE, 2007).

Em linhas gerais, as principais etapas envolvidas no processo de identificação são (AGUIRRE, 2007):

1. **Testes dinâmicos e coleta de dados:** a identificação se propõe a obter modelos a partir de dados de entrada e saída, portanto é necessário gera-los.

2. **Escolha da representação matemática a ser usada:** podem ser utilizados diversos tipos de representações lineares e não-lineares para representação de um sistema.
3. **Determinação da estrutura do modelo:** por exemplo escolha do número de polos e zeros, determinação da ordem de um modelo.
4. **Estimação de parâmetros:** essa etapa é iniciada com a escolha do algoritmo a ser utilizado.
5. **Validação do modelo:** tendo obtido uma família de modelos é necessário verificar se ele representa bem ou não o sistema original, incorporando suas características. Uma recomendação é não usar os dados utilizados para obter o modelo para validação.

### 3.4.1. REPRESENTAÇÕES NÃO-LINEARES

Grande parte dos sistemas encontrados no “mundo real” são não-lineares, ou seja, evoluem no tempo com um comportamento desequilibrado e aperiódico, onde o seu estado futuro é dependente de seu estado atual, e pode ser mudado a partir de pequenas mudanças no presente (VONZUBEN; ATTUX, [s.d.]). Ainda que em alguns casos as aproximações lineares sejam suficientes para representar esses sistemas, em outros eles não são satisfatórios, e representações não-lineares devem ser utilizadas (BRANDOLT, 2002).

A escolha do tipo de modelo, linear ou não-linear, não deve ter como principal motivação a melhoria da exatidão do mesmo, visto que há razões mais fortes para se optar pelo segundo, como por exemplo o fato de que esses serem capazes de reproduzir certos regimes dinâmicos, tais como bifurcações, caos, entre outros (AGUIRRE, 2007).

A representação escolhido para ser utilizado no presente trabalho foi o NARX (*Nonlinear Auto-Regressive with eXogenous Inputs*), as razões para tal escolha serão apresentadas no decorrer da dissertação.

#### 3.4.1.1. MODELO NARX

Os modelos NARX são utilizados para descrever sistemas não-lineares a partir de equações de diferença. Essas equações relacionam a entrada atual como uma combinação de saídas e entradas passadas (CHEN; BILLINGS; LUO, 1989).

Essa abordagem é utilizada em problemas de controle, onde existe a necessidade de encontrar uma descrição mais simples para o processo, se mostrando adequada para a modelagem de sistemas tais como trocadores de calor, plantas de tratamento de água e, sistemas biológicos (HAYKIN, 1999).

Esse modelo pode ser escrito genericamente como mostrado pela Equação 1 (AGUIRRE, 2007):

$$y(k) = F[y(k-1), \dots, y(k-n_y), u(k-\tau_d), \dots, u(k-n_u)] \quad (1)$$

A letra "F" representa uma função não-linear do modelo, duas comumente utilizadas são a polinomial e a racional,  $n_y, n_u$  e  $\tau_d$  são os maiores atrasos em  $y$ , em  $u$  e o tempo morto, respectivamente.

Por exemplo, para um caso em que a função  $F$  é polinomial de grau dois,  $n_y = 2$  e  $n_u = 1$ , temos a seguinte representação que apresenta forma linear nos parâmetros, mostrada na Equação 2.

$$\begin{aligned} y(k) = & c_{0,0} + \sum_{n_1=1}^{n_y} c_{1,0}(n_1) y(k-n_1) + \sum_{n_1=1}^{n_u} c_{0,1}(n_1) u(k-n_1) \\ & + \sum_{n_1=1}^{n_y} \sum_{n_2=1}^{n_y} c_{2,0}(n_1, n_2) y(k-n_1) y(k-n_2) \\ & + \sum_{n_1=1}^{n_y} \sum_{n_2=1}^{n_u} c_{1,1}(n_1, n_2) y(k-n_1) u(k-n_2) \\ & + \sum_{n_1=1}^{n_u} \sum_{n_2=1}^{n_u} c_{0,2}(n_1, n_2) u(k-n_1) u(k-n_2) \end{aligned} \quad (2)$$

Para a estimação de parâmetros como os anteriores, lineares, convém representar o modelo como retratado na Equação 3.

$$y(k) = \psi^T(k-1)\hat{\theta} + \xi(k) \quad (3)$$

Onde  $\psi(k - 1)$  é o vetor de regressores que pode incluir medições até o instante  $(k - 1)$ ,  $\hat{\theta}$  é o vetor de parâmetros estimados e  $\xi(k)$  é o vetor de resíduos.

Pode-se perceber que para uma aplicação em que o número de atrasos seja maior e se mantenha o grau de não linearidade a quantidade de regressores aumenta consideravelmente. Portanto, é comum não se trabalhar com um conjunto completo de regressores (AGUIRRE, 2007).

Com a escolha desse tipo de modelagem temos uma base para a forma do modelo, ela seguirá uma função polinomial de grau dois e com  $n_y = 20$  e  $n_u = 20$ . Esses valores foram escolhidos após uma gama de testes, verificando quais se adequavam melhor aos dados utilizados, para isso foram feitos testes com diversos números de atraso, entre eles 5, 10, 15 e 20. Escolhendo o número de 20 pois com ele os resultados se mostraram satisfatórios.

### 3.4.2. ALGORITMOS PARA A ESTIMAÇÃO DE PARÂMETROS

Tendo definida a estrutura que será utilizada o próximo passo é a determinação dos parâmetros desse modelo, em diversos casos essas duas etapas ocorrem simultaneamente (AGUIRRE, 2007).

O método mais conhecido e utilizado para a estimação dos parâmetros é o estimador de mínimos quadrados (MQ). De acordo com GAUSS (1963) alguns aspectos básicos aplicados a esse método são:

- O número de observações é estritamente necessário à determinação de grandezas desconhecidas;
- Por conta dos erros de medição, mais observações que um número mínimo são necessárias;
- O problema da modelagem está implícito nas observações do sistema a ser estudado;
- Os parâmetros estimados devem satisfazer as observações de forma mais exata possível.

Existe uma gama de algoritmos capazes de encontrar a solução para esse problema, diversos deles podem ser agrupados na família de estimadores derivados a partir do estimador MQ, estes são robustos e normalmente fáceis de implementar (AGUIRRE, 2007).

### 3.4.2.1. A TAXA DE REDUÇÃO DE ERRO

A taxa de redução de erro é um critério para determinar a relevância dos regressores de um modelo baseado na formulação ortogonal dos MQ. Ou seja, mensura a redução do erro da variância de saída a adição de novos termos no modelo (ALVES, 2016). É descrito conforme a Equação 4.

$$[ERR]_i = \frac{\hat{g}_i^2 \langle \mathbf{w}_i, \mathbf{w}_i \rangle}{\langle \mathbf{y}, \mathbf{y} \rangle} \quad (4)$$

Onde  $\hat{g}_i^2$  é o vetor de parâmetros estimado ao quadrado,  $\langle \mathbf{w}_i, \mathbf{w}_i \rangle$  é a soma dos valores quadráticos dos regressores e  $\langle \mathbf{y}, \mathbf{y} \rangle$  é a soma dos valores quadráticos de  $y(k)$ .

Esse método permite quantificar a importância de cada regressor individualmente, e a taxa de redução do erro devido a inclusão do  $i$ -ésimo regressor pode ser expressa como uma fração da soma dos valores quadráticos dos dados (AGUIRRE, 2007).

Com essa equação, é possível dizer que quanto maior o valor de ERR maior a importância de determinado regressor para o modelo, e dessa forma os termos com ERR baixo poderão ser descartados, evitando termos desnecessários (ALVES, 2016). Entretanto, encontrar esse “ponto de corte” não é uma tarefa simples.

A taxa de redução de erro foi investigada para ordenar hierarquicamente os termos candidatos a regressores e escolhidos os termos com maior ERR.

### 3.4.3. SELEÇÃO DE ESTRUTURA DE MODELOS

Uma das considerações mais importantes a se fazer é em relação a ordem do sistema. Existe a necessidade de se escolher um valor adequado para essa ordem, e pode-se verificar que se ela for menor do que a ordem do sistema real, o modelo não possuirá a complexidade estrutural necessária para reproduzir a dinâmica do sistema. Ao passo que se ocorre o contrário, a ordem do modelo ser maior do que a do sistema real, a estimação dos parâmetros poderá ser mal condicionada (AGUIRRE, 2007).

É importante observar que a taxa de redução de erros, comentada na subseção anterior, e os critérios de informação são complementares entre si, visto que a taxa de redução de erro ordena

hierarquicamente os termos candidatos a regressores, e os critérios de informação darão uma estimativa de onde está o “ponto de corte” (AGUIRRE, 2007).

Existem diversas formas de estimar esse ponto de corte, e não é possível afirmar que uma técnica é superior à outra. Dois dos mais utilizados são (AGUIRRE, 2007):

- O critério de Akaike (AIC);
- O critério de informação de Bayes (BIC).

#### 3.4.3.1. CRITÉRIO DE AKAIKE (AIC)

O critério de Akaike é definido como mostrado na Equação 5 (AKAIKE, 1974):

$$AIC(n_{\theta}) = N \ln[\sigma^2_{erro}(n_{\theta})] + 2n_{\theta} \quad (5)$$

Onde  $N$  é o número de dados,  $\sigma^2_{erro}(n_{\theta})$  é a variância do erro de modelagem (erro de predição de um passo à frente ou resíduos) e  $n_{\theta} = \dim[\hat{\theta}]$  é o número de parâmetros do modelo.

A explicação da equação acima é que a medida que novos termos são incluídos no modelo, o número de graus de liberdade aumenta, permitindo um ajuste mais exato dos dados. Logo, a variância do erro de modelagem diminui à medida que o número de parâmetros aumenta. Entretanto, a partir de um dado momento a inclusão de um novo termo é insignificante e não justificada. Assim, a primeira parcela da equação quantifica a diminuição na variância dos resíduos devido a inclusão de um novo termo e a segunda parcela pondera a inclusão de cada termo. Quando AIC passar por um valor mínimo, ou evidenciar um “joelho” no gráfico, o procedimento pode ser finalizado (AGUIRRE, 2007).

#### 3.4.3.2. CRITÉRIO DE INFORMAÇÃO DE BAYES (BIC)

O critério de informação de Bayes (BIC) difere do AIC basicamente em como ponderam as duas parcelas da equação. O BIC pode ser definido como ilustrado na Equação 6.

$$BIC(n_{\theta}) = N \ln[\sigma^2_{erro}(n_{\theta})] + n_{\theta} \ln N \quad (6)$$

Onde  $N$  é o número de dados,  $\sigma^2_{erro}(n_\theta)$  é a variância do erro de modelagem (erro de predição de um passo à frente ou resíduos) e  $n_\theta = \dim[\hat{\theta}]$  é o número de parâmetros do modelo.

Assim como o AIC, quando o BIC passar por um valor mínimo, ou evidenciar um “joelho” no gráfico, o procedimento pode ser finalizado (AGUIRRE, 2007).

Os critérios de informação de Bayes e o critério de Akaike foram utilizados para determinar um ponto de corte para a quantidade de regressores.

## 4. METODOLOGIA

Para melhor entendimento da metodologia utilizada a mesma será descrita em quatro macro etapas, cada uma correspondendo a uma seção do presente trabalho. A primeira delas diz respeito a aquisição de dados, nela serão mostrados os equipamentos utilizados para as coletas e também informações sobre os voluntários que participaram da mesma. Na segunda seção serão abordados os testes realizados assim como os parâmetros ajustados nos equipamentos. Já a terceira seção diz respeito ao processamento realizado com os sinais já coletados. A quarta seção apresenta as técnicas de identificação de sistemas utilizadas. Finalmente, a quinta sessão diz respeito as análises estatísticas que serão realizadas.

### 4.1. AQUISIÇÃO DE DADOS

Todos os experimentos foram realizados na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

Para o condicionamento dos sinais musculares referentes ao torque utilizou-se o equipamento *Biodex System 4 Pro*, mostrado na Figura 16. Os dados coletados foram obtidos ainda analógicos e salvos em formato de texto, possibilitando a análise através de outro software como o Matlab®, por exemplo.

Já para o condicionamento do EMG utilizou-se um eletromiógrafo de oito canais configuráveis e um canal para o eletrodo de referência, modelo EMG\_800C (fabricado pela empresa EMG System do Brasil Ltda), mostrado na Figura 17. O filtro analógico passa-baixas selecionado no aparelho foi de 500 Hz de frequência de corte e o ganho de 150 (EMG SYSTEM, 2015).

**Figura 16 - Dinamômetro isocinético Biodex System 4 Pro**



**Fonte: (BIODEX, [s.d.]).**

**Figura 17 - EMG utilizado para coletas.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

Os dados obtidos em ambas as medições foram adquiridos e digitalizados por meio da placa de aquisição de sinais NI USB-6211 da *National Instruments*, mostrada na Figura 18, com resolução de 16 bits, que se comunica com uma interface gráfica desenvolvida no software *LabVIEW* versão 13.0 do mesmo fabricante, permitindo a visualização e armazenamento dos mesmos. Isso foi realizado com o objetivo de sincronizar os dados de EMG e torque obtidos na mesma base de tempo. Na interface gráfica, foi definida a frequência de amostragem como 2 kHz e, para os sinais de eletromiografia, foi implementado um filtro passa-banda, do tipo *Butterworth* de quinta ordem, frequência de corte de 20 - 500 Hz, filtro comumente utilizado na aquisição de

dados de EMG (ARAÚJO, 2014; AZEVEDO, 2007; MARCHETTI; DUARTE, 2006; MENEGALDO; OLIVEIRA, 2009; RAO et al., 2010), mostrada na Figura 19.

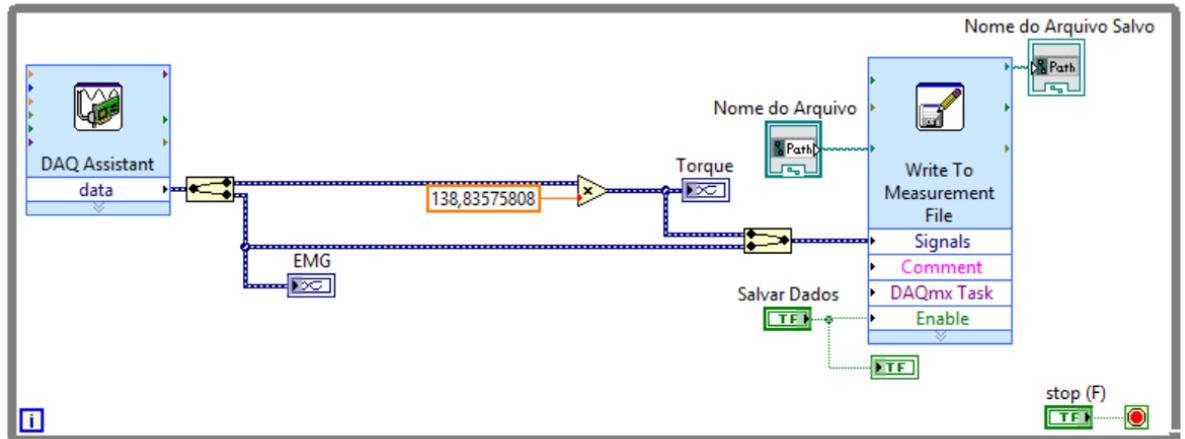
O programa mostrado pela Figura 19 realiza a aquisição dos dados por meio do bloco *DAQ Assistant*. A partir desse ponto temos o sinal de torque, proveniente do isoscínético, e o sinal de EMG. O sinal de torque é multiplicado pelo valor mostrado nessa figura pois a saída do isoscínético é em Volts, o manual fornece a informação necessária para que o mesmo seja convertido em unidade de torque [N.m]. Esses dois dados são mostrados em gráficos na tela principal do *Labview*, e os dados são salvos pelo bloco “*write to measurement file*”. A tela principal do programa de aquisição criado pode ser vista na Figura 20, onde do lado esquerdo pode-se visualizar o sinal de torque e do lado direito o EMG.

**Figura 18 - Placa de aquisição de sinais NI USB-6211 da National Instruments.**



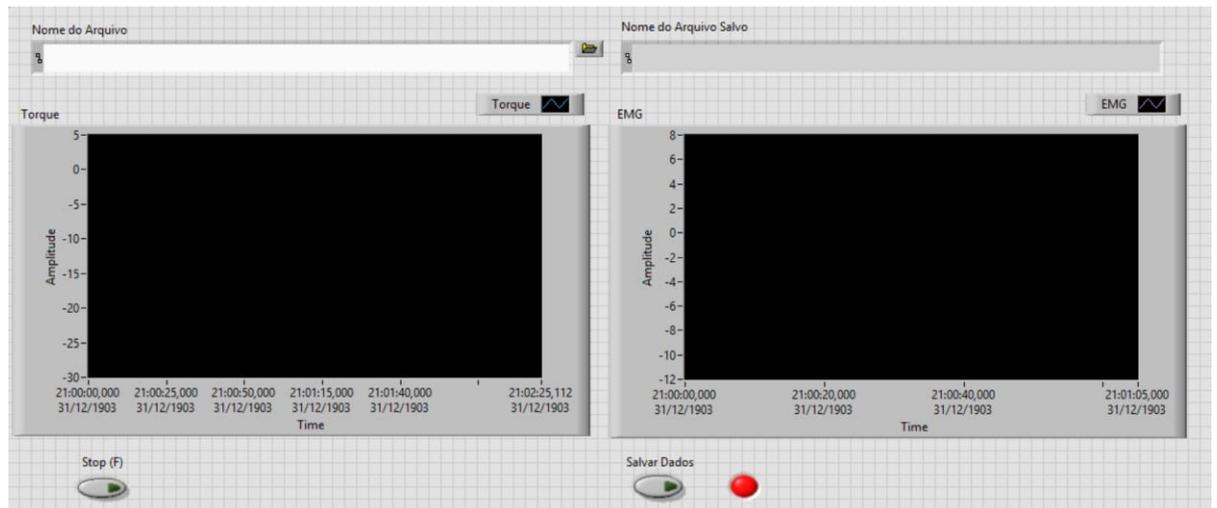
**Fonte: (NATIONAL-INSTRUMENTS, 2009).**

**Figura 19 - Programação do software Labview para armazenamento dos sinais necessários.**



*Fonte: Produção do próprio autor.*

**Figura 20 - Programação do software Labview para visualização dos sinais necessários.**



*Fonte: Produção do próprio autor.*

Os participantes do presente estudo foram vinte e cinco voluntários sem deficiência física, sendo seis do sexo feminino e dezenove do masculino, faixa etária entre 21 e 36 anos, não atletas com diferentes níveis de atividade física, a fim de retratar a diversidade, como mostrado na **Erro! fonte de referência não encontrada.** Eles foram orientados quanto ao caráter da pesquisa e as características do protocolo de coleta, assim como as restrições inerentes ao mesmo, são elas: não possuir lesão nos joelhos, não passar hidratante, necessidade de estar de bermuda, não realizar esforço físico nas 24 horas anteriores ao teste, não realizar o teste sem comer ou logo após; esperar

pelo menos uma hora após as principais refeições e da necessidade de realizar tricotomia na região onde serão alocados os eletrodos. Também foi informada a necessidade de sua volta, para coleta de novos sinais, em um intervalo de três dias completos. Esse intervalo poderia ter sido escolhido de 48 horas após a primeira sessão a 7 dias, não podendo passar desse valor. Tempo necessário para que o voluntário se recuperasse completamente da fadiga muscular gerada pelo teste (ERNESTO et al., 2009; SURAKKA et al., 2004). O valor de três dias foi padronizado apenas para controlar melhor a volta dos voluntários para a segunda sessão.

**Tabela 2 - Diversidade dos voluntários separados em sexo e em nível de atividade física.**

Voluntários	Sexo	Nível de atividade	Atividade praticada	Frequência semanal
Voluntario 1	Feminino	Ativo	Spinning + Musculação	4 vezes na semana
Voluntario 2	Feminino	Sedentário		
Voluntario 3	Feminino	Sedentário		
Voluntario 4	Feminino	Ativo	Caminhada forte + Corrida leve	7 vezes na semana
Voluntario 5	Masculino	Ativo	Corrida leve + Musculação	2 vezes na semana
Voluntario 6	Masculino	Ativo	Ciclismo	4 vezes na semana
Voluntario 7	Masculino	Ativo	Crossfit	4 vezes na semana
Voluntario 8	Masculino	Sedentário		
Voluntario 9	Masculino	Ativo	Caminhada forte + Corrida leve	7 vezes na semana
Voluntario 10	Feminino	Sedentário		
Voluntario 11	Masculino	Ativo	Caminhada leve	3 vezes na semana
Voluntario 12	Masculino	Sedentário		
Voluntario 13	Masculino	Sedentário		
Voluntario 14	Masculino	Ativo	Jiu-jitsu	5 vezes na semana
Voluntario 15	Masculino	Sedentário		
Voluntario 16	Masculino	Ativo	Musculação	3 vezes na semana
Voluntario 17	Masculino	Ativo	Caminhada leve	2 vezes na semana
Voluntario 18	Feminino	Ativo	Spinning + Musculação	4 vezes na semana
Voluntario 19	Masculino	Sedentário		
Voluntario 20	Masculino	Sedentário		
Voluntario 21	Masculino	Sedentário		
Voluntario 22	Masculino	Ativo	Corrida leve + Muay thai	5 vezes na semana
Voluntario 23	Masculino	Ativo	Crossfit	5 vezes na semana
Voluntario 24	Masculino	Ativo	Musculação	3 vezes na semana
Voluntario 25	Masculino	Sedentário		

**Fonte: Produção do próprio autor.**

## 4.2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Cada voluntário foi submetido a duas sessões do experimento, com o intervalo de 3 dias completos entre elas. Todo o protocolo foi avaliado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Minas Gerais e autorizado para execução, seu Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE) é 84970718.0.0000.5149 e pode ser consultado através do site da Plataforma Brasil.

No primeiro momento, cada voluntário foi instruído a sentar na poltrona do equipamento Biodex confortavelmente. A inclinação do encosto foi ajustada para garantir posicionamento de 55° de flexão do quadril e os testes foram realizados com a articulação do joelho a 30° (considerando 0° = extensão total de joelho) (KEBAETSE et al., 2005; TRIOLO et al., 2012).

Um pré-teste de Contração Voluntária Máxima (CVM) foi realizado antes de cada experimento. O voluntário foi instruído a executar três contrações isométricas máximas durante 3 segundos. Para que as medidas de CVM fossem consideradas válidas, o coeficiente de variação entre as repetições do voluntário deveria ser inferior a 10%. Esse pré-teste garante que o indivíduo está de fato realizando o maior torque que é capaz. A maior das três medições foi utilizada para a normalização dos valores de torque e EMG (GORGEY et al., 2014; SURAKKA et al., 2004).

Cada uma das sessões compreendeu o mesmo protocolo de contrações isométricas máximas dos extensores de joelho, chamado de Teste Contínuo. Esse teste foi realizado com o membro inferior dominante de todos os voluntários e consistiu-se de uma contração isométrica máxima do quadríceps por até cinco minutos (GORGEY et al., 2009), tempo necessário para garantir a fadiga de todos os voluntários.

O EMG foi registrado por meio de três eletrodos não invasivos de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl), com 10 mm de diâmetro. Um par disposto no ventre do músculo estudado (LEIS; SCHENK, 2013), em configuração bipolar com 20 mm de distância entre eles, como sugerido pela SENIAM. O músculo escolhido foi o vasto lateral, devido a sua maior utilização para execução do movimento de extensão de joelho, como destacado na Figura 21. Um terceiro eletrodo, de referência, foi alocado na clavícula (STEGEMAN; HERMENS, 2007). Os eletrodos utilizados são mostrados na Figura 22.

Antes da fixação dos mesmos realizou-se a tricotomia e a limpeza da pele com algodão e álcool, esse procedimento foi realizado para retirar as células mortas e diminuir a impedância da pele no local em que foram postos (CORREA et al., 2011).

**Figura 21 - Músculo Vasto Lateral em destaque.**



**Fonte: (KAPANDJI, 2000).**

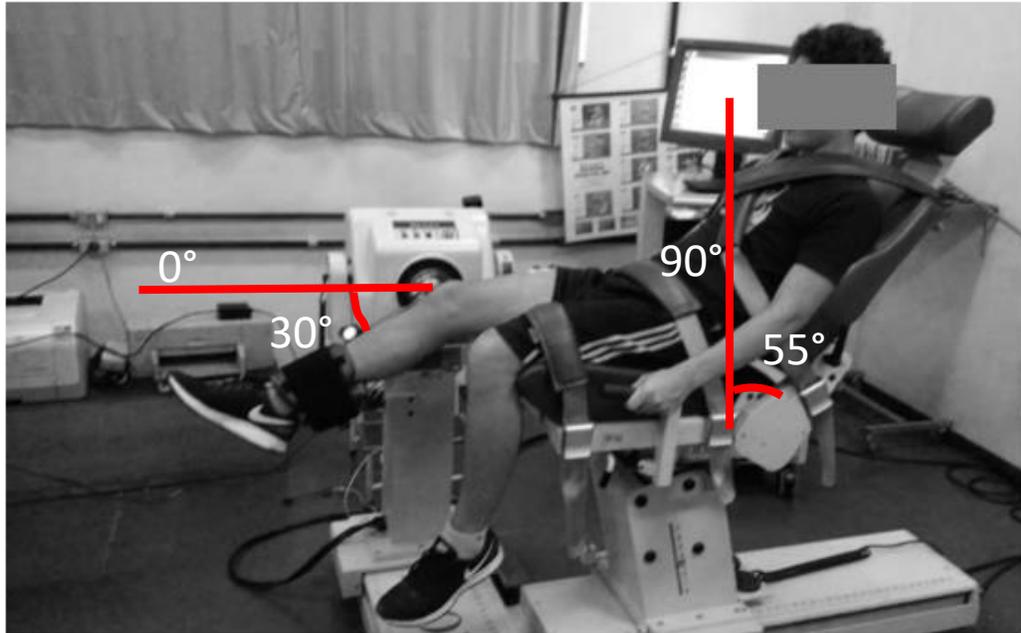
**Figura 22 - Eletrodos utilizados.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

Na Figura 23 é possível observar um voluntário sentado já preparado para os testes.

**Figura 23 - Voluntário já preparado para os testes.**

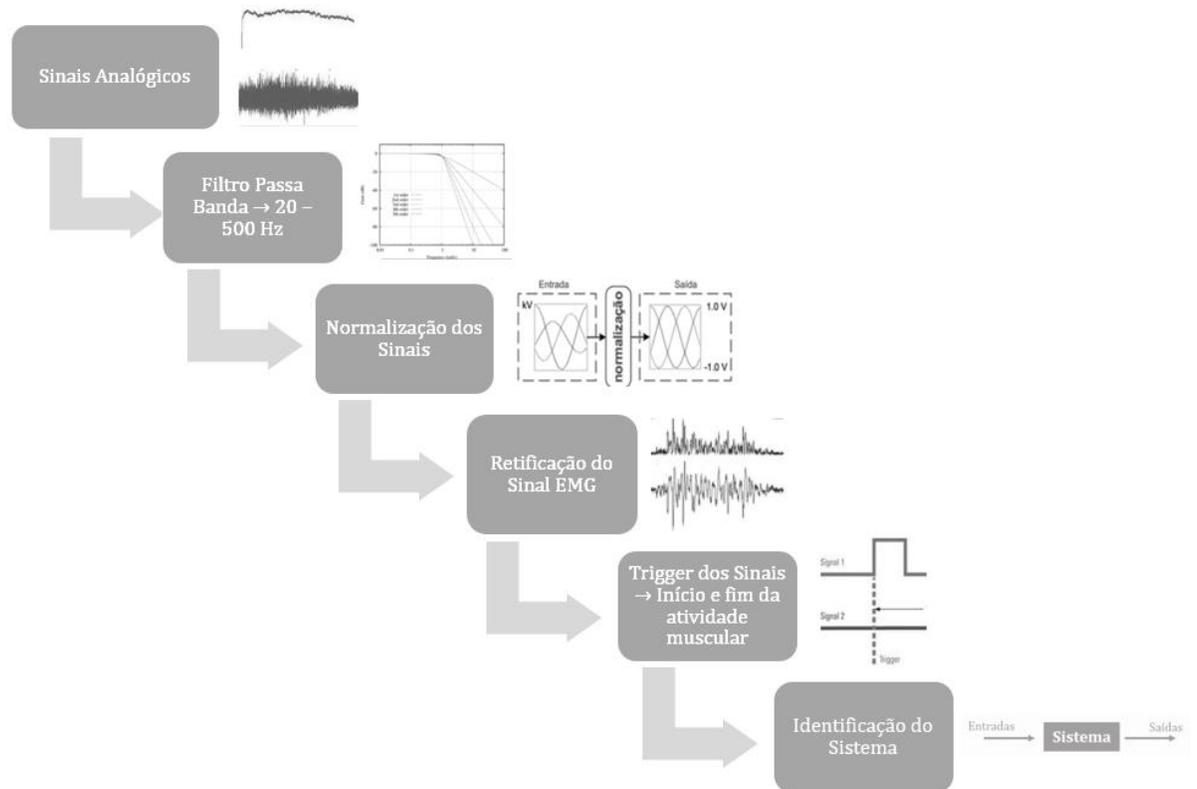


**Fonte: Produção do próprio autor.**

### 4.3. PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Na Figura 24 é mostrada de forma gráfica o processamento realizado, desde a coleta dos sinais analógicos até a identificação do sistema para a fadiga muscular, parte essa que será detalhada na próxima seção. O diagrama é iniciado com a imagem dos dois sinais analógicos coletados, o torque e o EMG, em seguida é mostrado o filtro digital implementado no *software Labview* como já falado anteriormente.

**Figura 24 - Diagrama do processamento dos sinais realizado.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

Para análise, os sinais foram normalizados em relação ao Teste de Contração Voluntária Máxima (CVM), onde a maior das três medições foi utilizada para a normalização dos valores de torque e EMG, de acordo com a Equação 7, onde o “X” corresponde ao sinal (torque ou eletromiografia) e “x” corresponde aos valores do sinal no tempo.

$$\text{Normalização (X)} = \frac{x_n}{\text{Maior medição do CVM}} \quad (7)$$

Após a normalização, o sinal EMG passa por mais uma etapa, a retificação. Foi utilizada a retificação mais recomendada para o mesmo, *full-wave*, ou seja, tomar o valor absoluto do sinal EMG, rebatendo as fases negativas (GORGEY et al., 2014). Essa normalização é importante, pois com ela, coloca-se todos os voluntários sob uma mesma base de comparação (GORGEY et al., 2014).

Outro fator relevante para a análise dos sinais é que para a avaliação de fadiga muscular apenas importariam os instantes que houvesse amostras, o silêncio muscular poderia ser desconsiderado da análise, portanto, em seguida, para cada voluntário foi feito o gráfico do sinal bruto do torque e decidido esse limite no tempo.

Vencidas essas etapas os sinais estavam prontos para seguir para a etapa de identificação de sistemas, que será descrita na seção seguinte.

#### 4.4. IDENTIFICAÇÃO DO SISTEMA ESTUDADO

Para escolha do modelo a ser utilizado foi seguida uma linha de dificuldade. Houve tentativas de realizar uma análise matemática da fadiga muscular com um modelo de regressão linear, essa está descrita em (MARTINS et al., 2017).

Logo, foi utilizada a *toolbox* do Matlab® *System Identification* com o objetivo de verificar se uma modelagem linear se adequaria. Foram testados os modelos de espaço de estados e o modelo polinomial ARMA, ambos com diversas ordens. Entretanto, os erros apresentados foram acima de 60% e acima de 40% respectivamente para esses modelos.

Contudo, a não-linearidade nas relações de EMG e força já foram observadas na contração isométrica (MANAL; BUCHANAN, 2003). Assim, devido à complexidade dos dados e a quantidade de informações optou-se por uma abordagem de modelagem de sistemas não-lineares.

Desse modo, a próxima escolha seria o NARX. Nos resultados será mostrado que a tentativa com esse modelo foi satisfatória quando os modelos individuais do primeiro dia foram fixados para o segundo. Indicando que possivelmente o modelo não é polarizado. Se, por acaso, essa tentativa não fosse satisfatória isso poderia indicar uma polarização do modelo e assim o NARMAX deveria ser utilizado.

Para a modelagem do sistema foi utilizado o modelo NARX, foram seguidas as referências de modelos baseados em EMG citados no capítulo 2, e portanto foram utilizados como sinal de entrada  $u(k)$  o sinal EMG e como sinal de saída  $y(k)$  o sinal de torque. Na Figura 25 são ilustradas a entrada e saída do sistema.

**Figura 25 - Modelo simplificado do sistema utilizado.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

Os dados já coletados foram separados em dados para a validação e para teste. Foram usados como teste os dados do dia 1 das coletas de cada um dos 25 voluntários e para validação os dados do dia 2. Portanto, para cada um dos voluntários foi gerado um modelo e esse modelo foi mantido para validação no dia 2. Foram mantidos os regressores utilizados e o número de parâmetros do modelo, sendo que os coeficientes dos dois dias poderiam variar devido ao fato de ser uma pesquisa inicial e não haver nenhuma anterior que possa servir de base e referência.

Após essa validação dos modelos um a um para cada voluntário foi feita uma avaliação de um possível modelo geral capaz de descrever o grupo dos 25 voluntários. Esse modelo geral foi feito com base em todos os regressores presentes nos 25 modelos gerados, portanto uma avaliação prévia será necessária visto que poderão aparecer um número elevado de parâmetros.

Com a escolha do tipo de modelo que seria utilizado, e com a separação dos dados para validação e teste, ainda existiam problemas como a estrutura do mesmo e a determinação de seus parâmetros. Para isso, foi utilizado o critério de informação AIC e BIC para a determinação do número de parâmetros do modelo. Portanto, foi feito o cálculo de cada um desses critérios para diferentes números de parâmetros e gerado seus gráficos a fim de tomar a decisão pela quantidade necessária para uma boa modelagem. Foram calculados os dois critérios para os seguintes números de termos: 1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 e 40.

Como visto anteriormente, uma boa prática é a utilização desses critérios juntamente com a taxa de redução de erro. Logo, a ERR foi utilizada para a hierarquização dos termos candidatos a regressores. Devido à complexidade do sistema estudado foi permitido ao algoritmo “acessar” os termos de atraso de  $y(k)$  e  $u(k)$  em até 20 unidades, ou seja, o algoritmo pode, em um primeiro momento, construir a matriz ERR com termos [ $y(k-1), \dots, y(k-20), u(k-1), \dots, u(k-20), \dots$ ]. Essas 20 unidades foram escolhidas com bases em testes executados e visto que esse valor seria adequado.

Além disso, em abordagens que modelos de situações reais são obtidos é preciso que o mesmo seja validado de alguma forma (MARTINS; NEPOMUCENO; FIGUEIREDO, 2011). Para isso foi utilizado o RMSE (*Root Mean Square Error*), que pode ser descrito conforme a Equação 8 (BARNSTON, 1992).

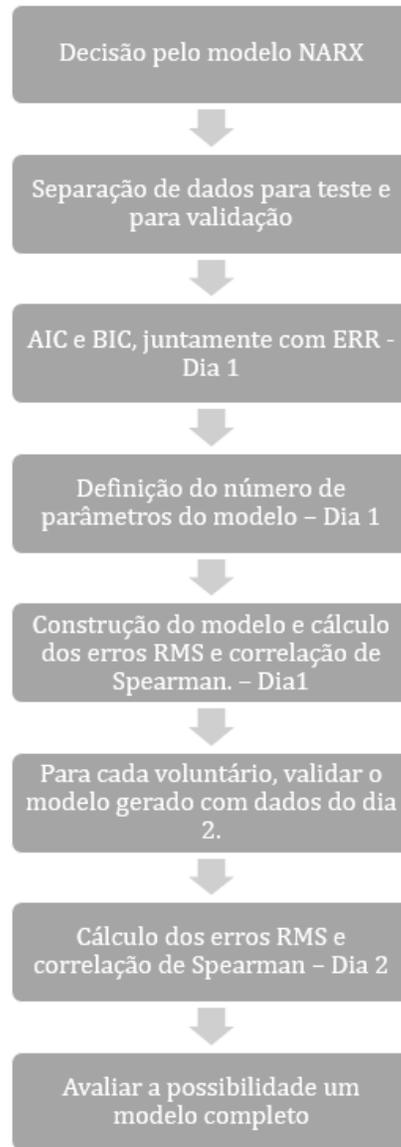
$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (vr_i - vm_i)^2}{n}} \quad (8)$$

Onde  $vr_i$  é o valor do torque real no instante “i” e  $vm_i$  o valor do torque medido pelo modelos também no instante “i”. Calculou-se o RMSE sobre os erros de predição da simulação livre, essa simulação utiliza a condição inicial dos dados porém, em seguida, os resultados de saída gerados pelo próprio estimador são utilizados como inicialização das próximas iterações. Também foi calculada a correlação de *Spearman*, utilizada devido a não normalidade dos dados, sobre os dados de torque real e os dados do modelo gerado. A correlação de *Spearman* varia entre -1 e 1. Quanto mais próximo estiver destes extremos, maior será a associação entre as variáveis. O sinal negativo da correlação significa que as variáveis variam em sentido contrário, isto é, as categorias mais elevadas de uma variável estão associadas a categorias mais baixas da outra variável, logo o valor da correlação entre duas variáveis será alta quando observações tiverem uma classificação semelhante (ou idêntica no caso da correlação igual a 1), e baixa quando observações tiverem uma classificação dessemelhante (ou completamente oposta no caso da correlação igual a -1) (SPEARMAN, 1904).

Portanto, foram calculados os erros RMS e a correlação de *Spearman* primeiramente sobre os dados do dia 1, e após a validação do modelo no dia 2 as mesmas métricas foram calculados para posterior análise estatística.

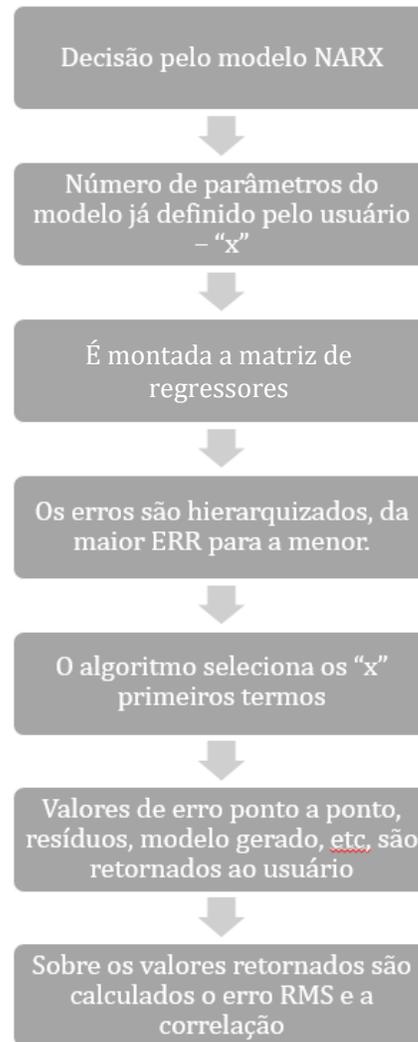
Na Figura 26 é mostrado de forma gráfica os passos da identificação de sistemas utilizado. Já na Figura 27 é mostrado o passo a passo nas decisões tomadas pelo algoritmo utilizado no Matlab®.

**Figura 26 - Passo a passo da metodologia utilizada para a identificação de sistemas.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

**Figura 27 - Funcionamento do algoritmo utilizado no Matlab®.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

#### 4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

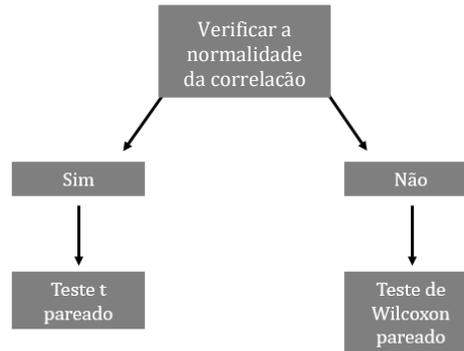
Como relatado anteriormente, foram retirados dos dados as correlações entre o torque real e o modelo gerado e o erro RMS com base na simulação livre, tanto do dia 1 quando do dia 2.

Portanto, tem-se ao final da identificação de sistemas duas matrizes, com 25 linhas e 1 coluna para o dia 1 e a mesma quantidade para o dia 2.

A fim de verificar se existe diferença significativa estatisticamente falando entre as amostras do dia 1 e do dia 2 será realizado um teste pareado. Entretanto, precisa-se primeiro testar a normalidade desses dados. Para isso foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk*.

Após o resultado do teste de normalidade, tem-se dois caminhos a seguir. Se for verificada a normalidade será utilizado o teste t pareado para verificar se há diferença entre as amostras uma a uma, com o intervalo de confiança de 95%, caso contrário será utilizado o teste de *Wilcoxon* também para dados pareados com o mesmo objetivo do teste citado anteriormente e com o mesmo intervalo de confiança. Essa tomada de decisão é mostrada no fluxograma Figura 28.

**Figura 28 - Fluxograma da tomada de decisão para a análise estatística.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

O intervalo de confiança utilizado de 95% foi escolhido por ser o mais comum dentro da comunidade científica. Ele representa a incerteza sobre o tamanho de efeito na população de interesse estimado na população de estudo. Essa imprecisão ocorre devido ao erro amostral causado pela subamostragem da população de interesse (PATINO; FERREIRA, 2015).

Portanto, estabelecem-se as seguintes hipóteses para cada uma das matrizes já citadas:

$$\begin{cases} H_0: \Delta_{Correlação} = 0 \\ H_1: \Delta_{Correlação} \neq 0 \end{cases}$$

$$\begin{cases} H_0: \Delta_{RMSE \text{ simulação livre}} = 0 \\ H_1: \Delta_{RMSE \text{ simulação livre}} \neq 0 \end{cases}$$

Aceitando a hipótese nula, mostra-se que não há diferença estatística entre os resultados obtidos no dia 1 e no dia 2, significando que o modelo pode ser utilizado para um mesmo voluntário em dias diferentes sem que haja prejuízo na sua análise. Caso contrário, o modelo representará apenas o comportamento de um dia para o voluntário, não sendo possível a utilização dele para outros dias sem que haja prejuízo nas análises.

## 5. RESULTADOS

Para entendimento dos resultados obtidos essa seção estará dividida de acordo com as etapas já comentadas na metodologia. Primeiramente foram mostradas as etapas de processamento do sinal de torque e de EMG. Logo após, será mostrado os resultados obtidos durante a etapa de identificação do modelo para a fadiga muscular e, em seguida os resultados da análise estatística realizada.

É importante citar que, como o número de voluntários foi grande, não será possível mostrar todas as imagens dentro do escopo do texto do presente trabalho.

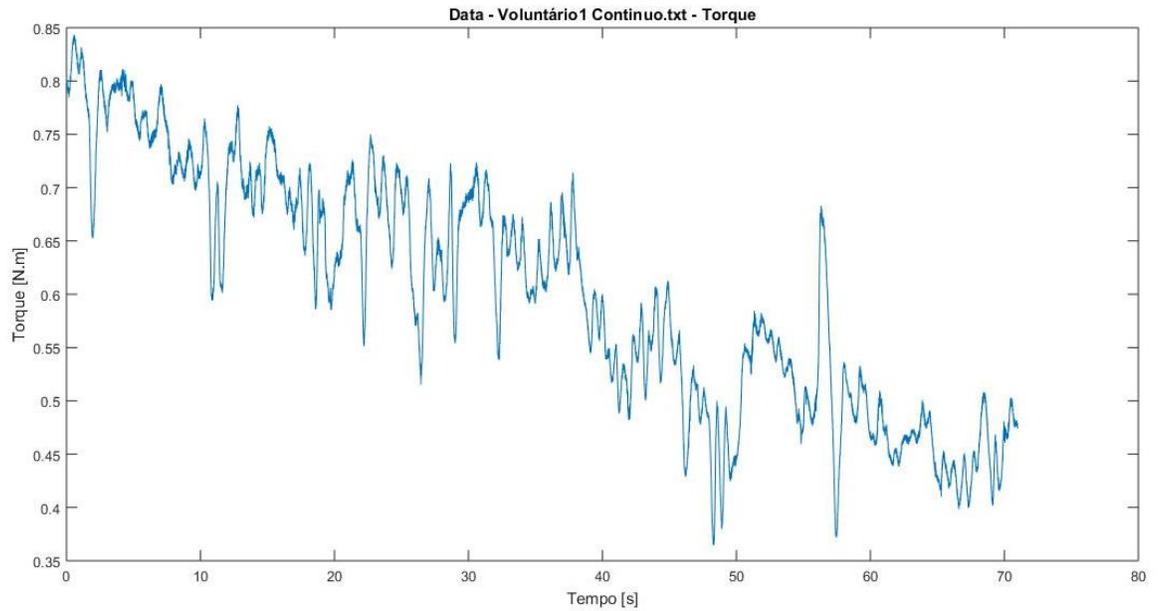
### 5.1. PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Seguindo o passo a passo apresentado pela Figura 24 será mostrado o resultado após a normalização dos sinais, retificação do sinal EMG e trigger dos sinais.

Diversos fatores podem afetar a medida dos sinais coletados. Entre eles pode-se citar: temperatura da pele, quantidade de tecido adiposo, a estrutura muscular interna, configuração dos eletrodos, etc. Para minimizar a influência desses fatores nas medidas e não prejudicar a comparação dos resultados entre os diferentes voluntários a normalização é recomendada, portanto, a normalização dos dados foi realizada para se obter um padrão de comparação entre os voluntários (DA SILVA JR., 2013).

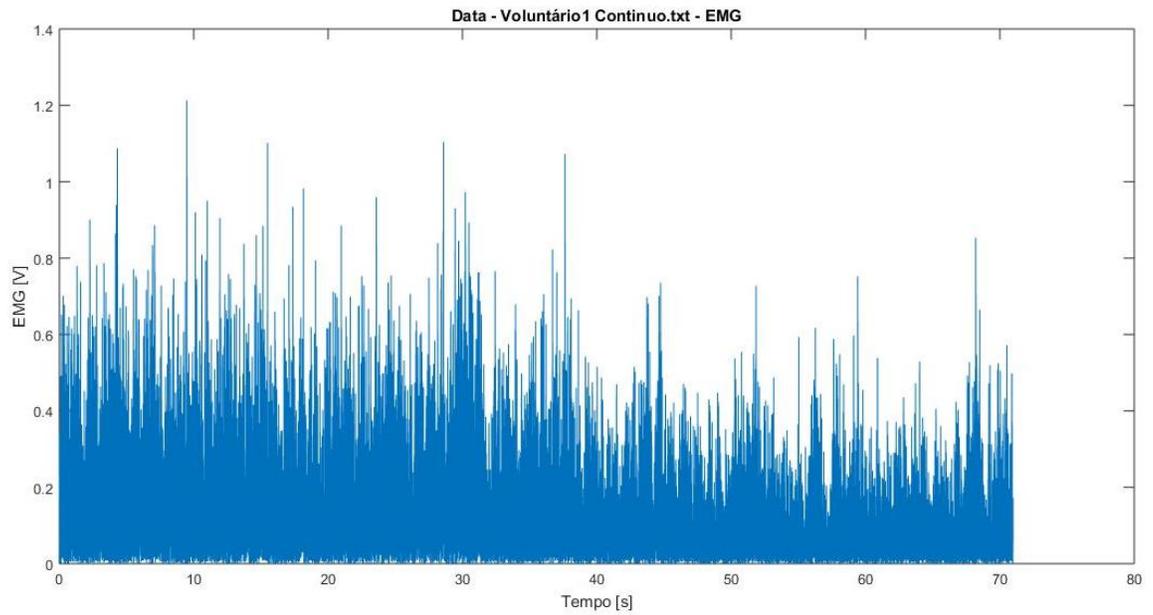
Na Figura 29 é mostrado o sinal de torque após todas as etapas do processamento e na Figura 30 o sinal de EMG.

**Figura 29 - Torque após todas as etapas de processamento - Voluntário 1.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

**Figura 30 - EMG após todas as etapas de processamento - Voluntário 1.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

## 5.2. IDENTIFICAÇÃO DO SISTEMA ESTUDADO

Como na seção anterior, os resultados das etapas de identificação do sistema estudado será visto seguindo o passo a passo apresentado pela Figura 26. Além disso, os mesmos serão separados por subseções a fim de manter o entendimento da sequência claro.

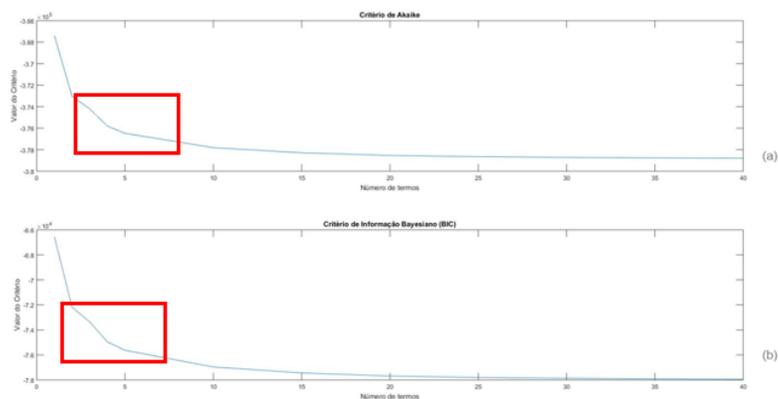
### 5.2.1. CRITÉRIOS AIC E BIC

Como falado anteriormente, esses dois critérios foram utilizados com o intuito de escolher o número de regressores para o modelo. Foram realizados com os dados de teste, ou seja, os dados do dia 1 de cada voluntário.

Para cada voluntário foi gerado um gráfico contendo as informações de ambos os testes para cada uma das seguintes quantidades de regressores: 1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 e 40.

Na Figura 31 é mostrado o resultado desses dois critérios para o voluntário 1. A partir dessa imagem é possível perceber que as curvas possuem o formato de uma exponencial decrescente, ficando evidenciado o “joelho” nos gráficos (retângulo ao redor), que indica que o procedimento pode ser finalizado. O mesmo ocorreu pra todos os voluntários testados.

**Figura 31 - Resultado dos critérios AIC e BIC - Voluntário 1. (a) Representa a curva para o AIC e (b) Representa a curva para o BIC.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

A partir desses resultados, foram escolhidos dois números de regressores, 10 e 15. O número de 10 regressores foi escolhido pelo fato de ele representar na maior parte dos gráficos o final desse “joelho”. Já o número 15 foi escolhido para comparação dos resultados, visto que em alguns voluntários o valor de 10 regressores contava apenas com a utilização dos dados de saída e os valores de entrada não eram utilizados. Isso será discutido nas subseções seguintes.

### 5.2.2. DADOS PARA TESTE E CONSTRUÇÃO DO MODELO – DIA 1

Nessa seção serão apresentados os resultados com os dados do dia 1 para a construção dos modelos de fadiga muscular para cada um dos voluntários. Ela será dividida com os dois números escolhidos para regressores citados acima. Além disso, uma das subseções tratará da possibilidade de um modelo geral que consiga descrever a fadiga muscular de todos os voluntários.

Como na seção 5.2.1 CRITÉRIOS AIC E BIC, a quantidade de figuras é grande, serão apresentados apenas o modelo de erro RMS da simulação livre mais próximo ao erro médio.

#### 5.2.2.1. MODELOS INDIVIDUAIS COM 15 REGRESSORES

Na Tabela 3 são mostrados os resultados obtidos com base no erro RMS da simulação livre, a última linha mostra a média dos erros obtidos. Os dados grifados de amarelo mostram resultado de maior e menor desempenho, sendo para o voluntário 13 2,22% e para o voluntário 14 11,13% respectivamente. E o dado grifado de verde mostra o resultado para o voluntário que está mais próximo a média, o voluntário 4, com erro de 5,95%.

**Tabela 3 - Resultados do modelo com 15 regressores com base no erro RMS da simulação livre.**

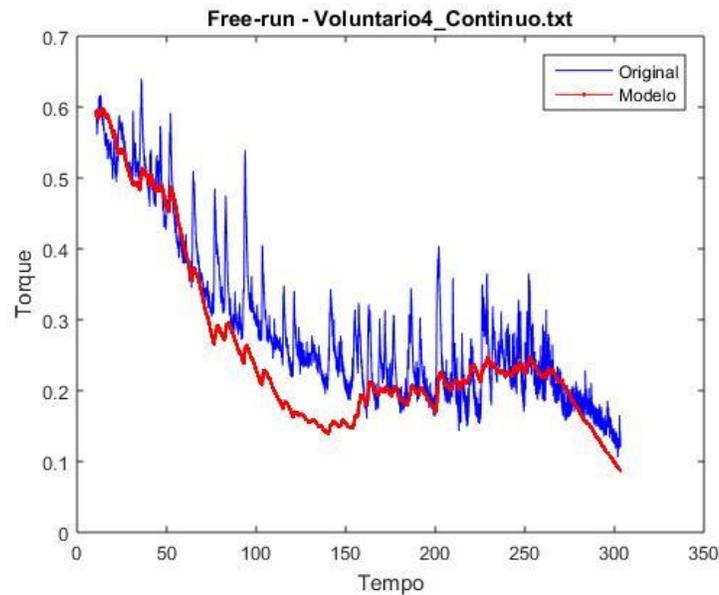
Simulação Livre	
Voluntários	Erro RMS [%] - Dia 1
Voluntario 1	10,7000
Voluntario 2	6,8100
Voluntario 3	7,5500
Voluntario 4	5,9500
Voluntario 5	6,1900
Voluntario 6	2,6200
Voluntario 7	7,8900
Voluntario 8	6,3900
Voluntario 9	4,6000
Voluntario 10	5,8100
Voluntario 11	5,2000
Voluntario 12	6,6100
Voluntario 13	2,2200
Voluntario 14	11,1300
Voluntario 15	4,4200
Voluntario 16	4,0400
Voluntario 17	5,0100
Voluntario 18	5,6500
Voluntario 19	4,3900
Voluntario 20	8,0700
Voluntario 21	5,8900
Voluntario 22	10,5100
Voluntario 23	2,9400
Voluntario 24	7,4400
Voluntario 25	2,6500
Média	6,0272

**Fonte: Produção do próprio autor.**

Na Figura 32 é mostrado o modelo gerado para o voluntário 4. Onde a cor azul representa o torque original e a cor vermelha o modelo gerado. Na Equação 9 é mostrado o modelo gerado para esse voluntário.

$$\begin{aligned}
 y(k) = [ & y(k - 1), y(k - 2), y(k - 3), y(k - 9), y(k - 4), y(k - 5), y(k - 10), y(k - 20), \\
 & y(k - 15), y(k - 6), y(k - 11), y(k - 19), y(k - 16), u(k - 17) * u(k - 18), y(k - 16)]
 \end{aligned}
 \tag{9}$$

**Figura 32 - Resultado do modelo com 15 regressores para o voluntário 4 - Dia 1.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

#### 5.2.2.2. MODELOS INDIVIDUAIS COM 10 REGRESSORES

Na Tabela 4 são mostrados os resultados obtidos com base no erro RMS da simulação livre, a última linha mostra a média dos erros obtidos. Os dados grifados de amarelo mostram o resultado de maior e menor desempenho, sendo para o voluntário 13 2,39% e para o voluntário 14 22,15% respectivamente. E o dado grifado de verde mostra o resultado para o voluntário que está mais próximo a média, o voluntário 12, com erro de 8,17%.

**Tabela 4 - Resultados do modelo com 10 regressores com base no erro RMS da simulação livre.**

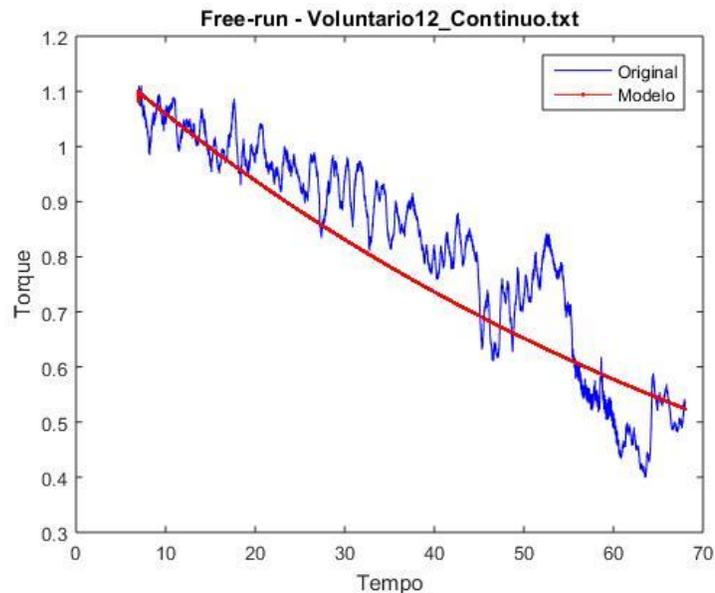
Simulação Livre	
Voluntários	Erro RMS [%] - Dia 1
Voluntario 1	6,1300
Voluntario 2	7,0900
Voluntario 3	4,8000
Voluntario 4	12,9700
Voluntario 5	7,2900
Voluntario 6	5,5200
Voluntario 7	6,5300
Voluntario 8	11,3100
Voluntario 9	7,3600
Voluntario 10	6,3300
Voluntario 11	8,8200
Voluntario 12	8,1700
Voluntario 13	2,3900
Voluntario 14	22,1500
Voluntario 15	7,6300
Voluntario 16	3,8000
Voluntario 17	5,5900
Voluntario 18	18,5000
Voluntario 19	6,1200
Voluntario 20	6,1700
Voluntario 21	8,4200
Voluntario 22	9,4500
Voluntario 23	2,9500
Voluntario 24	13,1500
Voluntario 25	4,3800
Média	8,1208

**Fonte: Produção do próprio autor.**

Na Figura 33 é mostrado o modelo gerado para o voluntário 12. Onde a cor azul representa o torque original e a cor vermelha o modelo gerado. Na Equação 10 é mostrado o modelo gerado para esse voluntário.

$$y(k) = [y(k - 1), y(k - 2), y(k - 3), y(k - 9), y(k - 5), y(k - 4), y(k - 10), y(k - 20), y(k - 15), u(k - 6)] \quad (10)$$

**Figura 33 - Resultado do modelo com 10 regressores para o voluntário 12 - Dia 1.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

### 5.2.2.3. MODELO GERAL

Foi avaliada a possibilidade de gerar um modelo capaz de descrever a fadiga muscular de todos os voluntários. Para isso, após formada a equação dos modelos de cada um desses voluntários foram verificados todos os regressores que apareciam em cada uma delas. Tomando, por fim, todos os diferentes regressores que surgiram.

Por exemplo, a Equação 12 possui o regressor  $u(k-18)$  que Equação 13 não possui, portanto, no modelo geral a equação final para os dois voluntários será a mesma e o regressor  $u(k-18)$  estará contido nela.

Para a quantidade de 15 regressores, esse modelo geral se mostrou inviável, visto que no total 61 diferentes regressores estariam presentes na equação final do modelo o que tornou o custo computacional elevado. Já para 10 regressores, o modelo geral se mostrou viável computacionalmente falando, visto que apenas 28 regressores diferentes estariam presente.

Logo, essa subseção apresentará os resultados obtidos para o modelo geral fixo originado dos modelos individuais com 10 regressores. Na Equação 11 é mostrado o modelo geral encontrado, sendo  $F$  uma função polinomial de grau dois.

$$y(k) = F[y(k-1), y(k-2), y(k-3), y(k-4), y(k-5), y(k-6), y(k-7), y(k-8), y(k-9), y(k-10), y(k-11), y(k-13), y(k-14), y(k-15), y(k-16), y(k-17), y(k-19), y(k-20), u(k-11), u(k-14), u(k-18), u(k-19), u(k-13) * u(k-15), u(k-13) * u(k-17), u(k-14) * u(k-19), u(k-14) * u(k-20), u(k-15) * u(k-19), u(k-15) * u(k-20)] \quad (11)$$

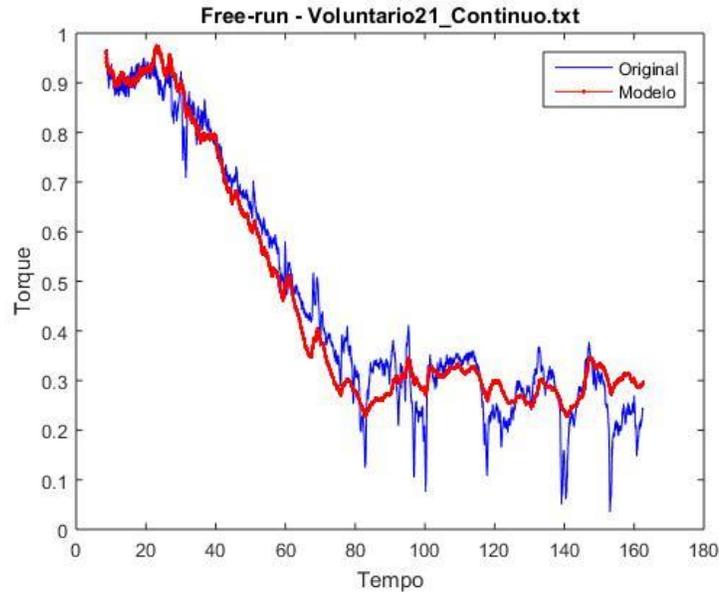
Na Tabela 5 são mostrados os resultados obtidos com base no erro RMS da simulação livre, a última linha mostra a média dos erros obtidos. Os dados grifados de amarelo mostram o resultado de maior e menor desempenho, sendo para o voluntário 25 2,3% e para o voluntário 14 11,17% respectivamente. E o dado grifado de verde mostra o resultado para o voluntário que está mais próximo a média, o voluntário 21, com erro de 5,34%. Na Figura 34 é mostrado o modelo gerado para o voluntário 21. Onde a cor azul representa o torque original e a cor vermelha o modelo gerado.

**Tabela 5 - Resultados do modelo geral com base no erro RMS da simulação livre.**

	Simulação Livre
Voluntários	Erro RMS [%] - Dia 1
Voluntario 1	7,0600
Voluntario 2	6,3600
Voluntario 3	4,1500
Voluntario 4	5,8300
Voluntario 5	5,9100
Voluntario 6	2,5700
Voluntario 7	7,6500
Voluntario 8	6,3900
Voluntario 9	4,1500
Voluntario 10	5,5500
Voluntario 11	3,7000
Voluntario 12	4,9200
Voluntario 13	2,3900
Voluntario 14	11,1700
Voluntario 15	4,3200
Voluntario 16	3,8100
Voluntario 17	6,2800
Voluntario 18	6,0000
Voluntario 19	4,7200
Voluntario 20	5,0700
Voluntario 21	5,3400
Voluntario 22	9,7300
Voluntario 23	2,9400
Voluntario 24	4,6200
Voluntario 25	2,3000
Média	5,3172

**Fonte: Produção do próprio autor.**

**Figura 34 - Resultado do modelo geral para o voluntário 21 - Dia 1.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

### 5.2.3. DADOS PARA VALIDAÇÃO DO MODELO – DIA 2

Nessa seção serão apresentados os resultados com os dados do dia 2 para a validação dos modelos de fadiga muscular individuais encontrados no dia 1. Ou seja, os modelos individuais encontrados no dia 1 serão fixados para o dia 2 em uma tentativa de validação dos mesmos, tanto para a situação de 15 regressores quanto para a de 10. Também continuará sendo mantido o modelo geral a fim de verificar se ele continua sendo abrangente o suficiente na descrição da fadiga muscular dos voluntários.

Serão mantidos os mesmos voluntários vistos em cada seção anterior para manter um padrão, portanto, não serão mais apresentados os voluntários com resultados de erro mais próximo a média, e sim os voluntários 4, 12 e 21.

#### 5.2.3.1. MODELOS INDIVIDUAIS COM 15 REGRESSORES

Na Tabela 6 são mostrados os resultados obtidos com base no erro RMS da simulação livre, os dados grifados de amarelo mostram o resultado de maior e menor desempenho para o dia 1 e o mesmo voluntário é mantido para o dia 2, assim como o resultado para o voluntário mais próximo

da média de erro para o dia 1 é mantido e grifado de verde. Na quarta coluna da tabela é mostrada a diferença entre o erro do dia 1 e do dia 2, sendo que os valores negativos identificam voluntários cujo erro no segundo dia foi maior que no primeiro.

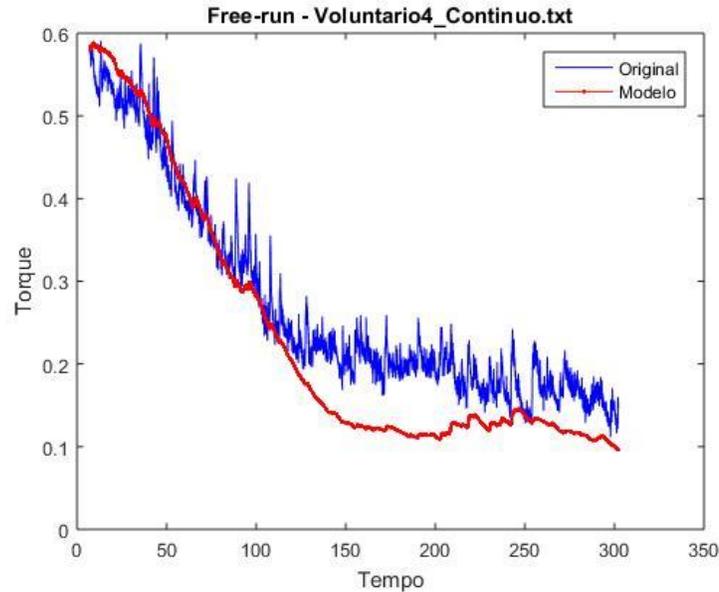
**Tabela 6 - Resultados do modelo com 15 regressores com base no erro RMS da simulação livre - Comparação dias 1 e 2.**

Voluntários	Simulação Livre		Diferença (Dia 1 - Dia 2)
	Erro RMS [%] - Dia 1	Erro RMS [%] - Dia 2	
Voluntario 1	10,7000	4,6200	6,0800
Voluntario 2	6,8100	10,5200	-3,7100
Voluntario 3	7,5500	4,4600	3,0900
Voluntario 4	5,9500	5,4800	0,4700
Voluntario 5	6,1900	8,4000	-2,2100
Voluntario 6	2,6200	7,7100	-5,0900
Voluntario 7	7,8900	8,1000	-0,2100
Voluntario 8	6,3900	8,1300	-1,7400
Voluntario 9	4,6000	5,3400	-0,7400
Voluntario 10	5,8100	3,3200	2,4900
Voluntario 11	5,2000	4,7500	0,4500
Voluntario 12	6,6100	7,4600	-0,8500
Voluntario 13	2,2200	7,7600	-5,5400
Voluntario 14	11,1300	12,3700	-1,2400
Voluntario 15	4,4200	4,8800	-0,4600
Voluntario 16	4,0400	6,2500	-2,2100
Voluntario 17	5,0100	4,7000	0,3100
Voluntario 18	5,6500	5,4900	0,1600
Voluntario 19	4,3900	3,5400	0,8500
Voluntario 20	8,0700	4,6900	3,3800
Voluntario 21	5,8900	6,4300	-0,5400
Voluntario 22	10,5100	13,9000	-3,3900
Voluntario 23	2,9400	7,4900	-4,5500
Voluntario 24	7,4400	6,2000	1,2400
Voluntario 25	2,6500	5,8500	-3,2000
Média	6,0272		

**Fonte: Produção do próprio autor.**

Na Figura 35 é mostrada a validação do modelo para o voluntário 4.

**Figura 35 - Validação do modelo individual do voluntário 4 com 15 regressores - Dia 2.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

#### 5.2.3.2. MODELOS INDIVIDUAIS COM 10 REGRESSORES

Na Tabela 7 são mostrados os resultados obtidos com base no erro RMS da simulação livre, os dados grifados de amarelo mostram o resultado de maior e menor desempenho para o dia 1 e o mesmo voluntário é mantido para o dia 2, assim como o resultado para o voluntário mais próximo da média de erro para o dia 1 é mantido e grifado de verde. Na quarta coluna da tabela é mostrada a diferença entre o erro do dia 1 e do dia 2, sendo que os valores negativos identificam voluntários cujo erro no segundo dia foi maior que no primeiro.

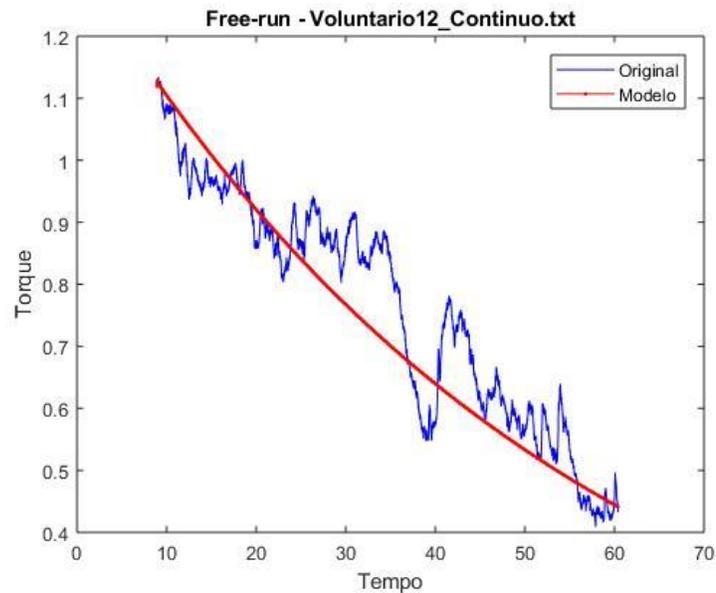
**Tabela 7 - Resultados do modelo com 10 regressores com base no erro RMS da simulação livre - Comparação dias 1 e 2**

	Simulação Livre	Simulação Livre	Diferença (Dia 1 - Dia 2)
Voluntários	Erro RMS [%] - Dia 1	Erro RMS [%] - Dia 2	
Voluntario 1	6,1300	4,3100	1,8200
Voluntario 2	7,0900	10,2100	-3,1200
Voluntario 3	4,8000	4,7900	0,0100
Voluntario 4	12,9700	6,7100	6,2600
Voluntario 5	7,2900	9,2300	-1,9400
Voluntario 6	5,5200	6,7300	-1,2100
Voluntario 7	6,5300	8,0300	-1,5000
Voluntario 8	11,3100	7,7800	3,5300
Voluntario 9	7,3600	9,0400	-1,6800
Voluntario 10	6,3300	3,1500	3,1800
Voluntario 11	8,8200	6,2700	2,5500
Voluntario 12	8,1700	6,3600	1,8100
Voluntario 13	2,3900	7,6600	-5,2700
Voluntario 14	22,1500	14,2200	7,9300
Voluntario 15	7,6300	4,7000	2,9300
Voluntario 16	3,8000	5,6000	-1,8000
Voluntario 17	5,5900	9,7200	-4,1300
Voluntario 18	18,5000	11,9300	6,5700
Voluntario 19	6,1200	5,1000	1,0200
Voluntario 20	6,1700	4,2500	1,9200
Voluntario 21	8,4200	10,8300	-2,4100
Voluntario 22	9,4500	12,6600	-3,2100
Voluntario 23	2,9500	6,3800	-3,4300
Voluntario 24	13,1500	9,1700	3,9800
Voluntario 25	4,3800	6,8900	-2,5100
Média	8,1208		

**Fonte: Produção do próprio autor.**

Na Figura 36 é mostrada a validação do modelo para o voluntário 12.

**Figura 36 - Validação do modelo individual do voluntário 12 com 10 regressores - Dia 2.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

### 5.2.3.3. MODELOS GERAL

Na Tabela 8 são mostrados os resultados obtidos com base no erro RMS da simulação livre, os dados grifados de amarelo mostram o resultado de maior e menor desempenho para o dia 1 e o mesmo voluntário é mantido para o dia 2, assim como o resultado para o voluntário mais próximo da média de erro para o dia 1 é mantido e grifado de verde. Na quarta coluna da tabela é mostrada a diferença entre o erro do dia 1 e do dia 2, sendo que os valores negativos identificam voluntários cujo erro no segundo dia foi maior que no primeiro.

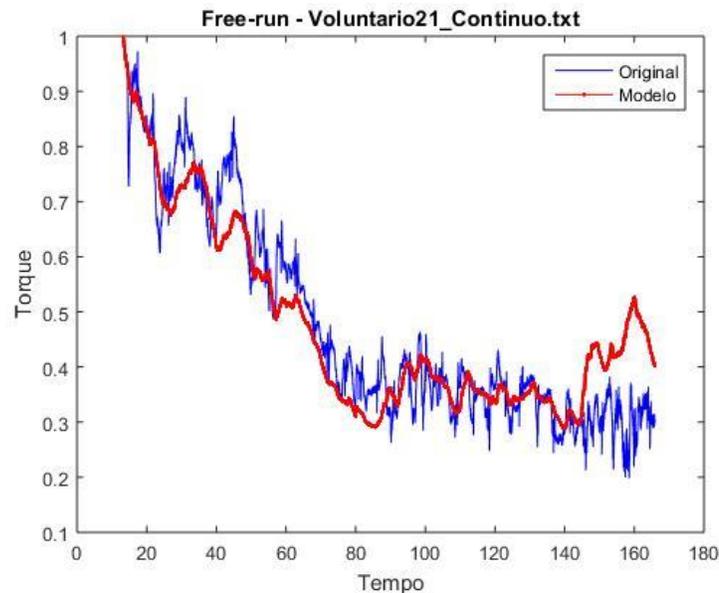
**Tabela 8 - Resultados do modelo geral com base no erro RMS da simulação livre – Comparação dias 1 e 2.**

	Simulação Livre	Simulação Livre	Diferença (Dia 1 - Dia 2)
Voluntários	Erro RMS [%] - Dia 1	Erro RMS [%] - Dia 2	
Voluntario 1	7,0600	4,2000	2,8600
Voluntario 2	6,3600	9,0300	-2,6700
Voluntario 3	4,1500	4,0400	0,1100
Voluntario 4	5,8300	3,8200	2,0100
Voluntario 5	5,9100	14,5400	-8,6300
Voluntario 6	2,5700	8,0600	-5,4900
Voluntario 7	7,6500	9,6500	-2,0000
Voluntario 8	6,3900	7,7000	-1,3100
Voluntario 9	4,1500	4,4900	-0,3400
Voluntario 10	5,5500	3,8500	1,7000
Voluntario 11	3,7000	4,2900	-0,5900
Voluntario 12	4,9200	5,6000	-0,6800
Voluntario 13	2,3900	8,0600	-5,6700
Voluntario 14	11,1700	10,8800	0,2900
Voluntario 15	4,3200	5,0100	-0,6900
Voluntario 16	3,8100	6,6000	-2,7900
Voluntario 17	6,2800	3,5700	2,7100
Voluntario 18	6,0000	4,6300	1,3700
Voluntario 19	4,7200	3,6400	1,0800
Voluntario 20	5,0700	3,3200	1,7500
Voluntario 21	5,3400	7,3800	-2,0400
Voluntario 22	9,7300	14,4400	-4,7100
Voluntario 23	2,9400	5,7100	-2,7700
Voluntario 24	4,6200	3,8500	0,7700
Voluntario 25	2,3000	5,5400	-3,2400
Média	5,3172		

**Fonte: Produção do próprio autor.**

Na Figura 37 é mostrado o modelo gerado para o voluntário 21.

**Figura 37 - Validação do modelo individual do voluntário 21 com o modelo geral - Dia 2.**



**Fonte: Produção do próprio autor.**

De forma geral, observando a Tabela 6, que apresenta a validação dos modelos individuais para 15 regressores, é possível perceber que para dez voluntários o valor de erro diminuiu, a maior amplitude de aumento de erro foi de 5,54% (voluntário 13) e a maior amplitude de diminuição de erro foi de 6,08% (voluntário 1). Já para a validação dos modelos individuais com 10 regressores, Tabela 7, é possível notar que para doze voluntários o valor de erro diminuiu, a maior amplitude de aumento de erro foi de 5,27% (voluntário 13) e a maior amplitude de diminuição de erro foi de 7,93% (voluntário 14). E, finalmente, para o modelo geral, Tabela 8, pode-se verificar uma diminuição do erro para dez voluntários, a maior amplitude de aumento de erro foi de 8,63% (voluntário 5) e a maior amplitude de diminuição de erro foi de 2,86% (voluntário 1). Todos esses valores mostram que os modelos individuais descrevem satisfatoriamente cada voluntário.

Foi feita uma avaliação do tempo em que o modelo consegue estimar os decaimentos utilizados como critério de parada pelos estudos já citados de Downey et al. (2015); Hartkopp et al. (2003); Popović; Malešević (2009), que os utilizam sobre o torque calculado, quando seu decaimento é de 90%, 50% e 70% do valor inicial respectivamente. Essa avaliação foi realizada para que se tenha uma base indicativa da fadiga muscular do voluntário.

Portanto, a Tabela 9 mostra a avaliação realizada apenas para os três voluntários 4, 12 e 21 no segundo dia. Onde cada uma das colunas mostra o tempo, em segundos, cujo torque real e torque determinado pelo modelo atingiram determinado decaimento.

O valor de decaimento de 90% não é utilizado pois nenhum dos voluntários atingem esse decaimento, todos desistem antes. Além disso, as lacunas da tabela que contenham “-” indicam que o voluntário não atingiu determinado decaimento também desistindo do teste antes.

Com a Tabela 9 pode-se observar que o modelo indica os decaimentos escolhidos com erros pequenos, menores que um segundo, sendo que a média para o decaimento de 50% é de 0,0087 segundos e para o de 70% é de 0,334 segundos.

**Tabela 9 - Análise comparativa para os critérios de parada.**

Critérios de parada -> Decaimentos de:	Voluntário 4 - 15 regressores			Voluntário 12 - 10 regressores			Voluntário 21 - Modelo geral		
	Torque Real	Torque Modelo	Erro	Torque Real	Torque Modelo	Erro	Torque Real	Torque Modelo	Erro
50%	21,8075	21,8115	0,0040	55,4775	55,4915	0,0140	56,0925	56,1005	0,0080
70%	87,2495	87,9055	0,6560	-	-	-	90,0705	90,0825	0,0120

Média dos erros	
50%	0,0087
70%	0,3340

**Fonte: Produção do próprio autor.**

### 5.3. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

Como falado anteriormente no capítulo 4, mais especificamente na subseção 4.5, foram retirados dos resultados a correlação de *Sperman* entre o torque real e o resultado do torque previsto com o modelo, o erro RMS em relação a simulação livre para cada um dos dias de teste.

Nessa seção será seguido o passo a passo mostrado na Figura 28 e a mesma será separada em 3 subseções, cada uma referente ao número de regressores utilizado. Começando com 15 regressores, em seguida com 10 e por último a análise do modelo geral.

Também será interpretado o coeficiente de correlação,  $\hat{\rho}$ , de acordo com a classificação mostrada na Equação 12 (CALLEGARI-JACQUES, 2003):

$$\hat{\rho} = \begin{cases} \text{se } 0,0 \leq |\hat{\rho}| < 0,3 & \text{existe correlação linear fraca} \\ \text{se } 0,3 \leq |\hat{\rho}| < 0,6 & \text{existe correlação linear moderada} \\ \text{se } 0,6 \leq |\hat{\rho}| < 0,9 & \text{existe correlação linear forte} \\ \text{se } 0,9 \leq |\hat{\rho}| \leq 1,0 & \text{existe correlação linear muito forte} \end{cases} \quad (12)$$

### 5.3.1. ANÁLISE ESTATÍSTICA – MODELO 15 REGRESSORES

Na Tabela 10 são mostrados os dados colhidos do dia 1 e do dia 2. E na Tabela 11 é mostrada a quantidade de voluntários para cada uma das classificações da correlação já apresentados.

**Tabela 10 - Dados colhidos dos dias 1 e 2 para o modelo com 15 regressores.**

Voluntários	Modelo Variável - Dia 1		Modelo Fixo por Pessoa - Dia 2	
	Correlação	Erro RMS - simulação livre	Correlação	Erro RMS - simulação livre
Voluntario 1	0.9145	0.1070	0.914	0.0462
Voluntario 2	0.5383	0.0681	0.8549	0.1052
Voluntario 3	0.8355	0.0755	0.6903	0.0446
Voluntario 4	0.7667	0.0595	0.8406	0.0548
Voluntario 5	0.9679	0.0619	0.9295	0.084
Voluntario 6	0.7642	0.0262	0.5349	0.0771
Voluntario 7	0.7032	0.0789	0.7909	0.081
Voluntario 8	0.9099	0.0639	0.9065	0.0813
Voluntario 9	0.9483	0.0460	0.8169	0.0534
Voluntario 10	0.8719	0.0581	0.9366	0.0332
Voluntario 11	0.8897	0.0520	0.9389	0.0475
Voluntario 12	0.9527	0.0661	0.9381	0.0746
Voluntario 13	0.9179	0.0222	0.7033	0.0776
Voluntario 14	0.7903	0.1113	0.713	0.1237
Voluntario 15	0.9573	0.0442	0.8511	0.0488
Voluntario 16	0.6112	0.0404	0.8123	0.0625
Voluntario 17	0.4284	0.0501	0.6695	0.047
Voluntario 18	0.9110	0.0565	0.5164	0.0549
Voluntario 19	0.9235	0.0439	0.9782	0.0354
Voluntario 20	0.9473	0.0807	0.947	0.0469
Voluntario 21	0.9039	0.0589	0.782	0.0643
Voluntario 22	0.7396	0.1051	0.3498	0.139
Voluntario 23	0.7993	0.0294	0.9205	0.0749
Voluntario 24	0.8849	0.0744	0.9203	0.062
Voluntario 25	0.7231	0.0265	0.7829	0.0585

**Fonte: Produção do próprio autor.**

**Tabela 11- Classificação da correlação para o modelo com 15 regressores.**

	Correlação dia 1	Correlação dia 2
	Quantidade de voluntários	
Fraca	0	0
Moderada	2	3
Forte	12	12
Muito Forte	11	10

**Fonte: Produção do próprio autor.**

Em seguida, foi realizado o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* a fim de tomar a decisão pelo teste pareado adequado. Para todos os dados coletados foi rejeitada a hipótese nula que os dados seguem uma distribuição normal.

Portanto, foi tomada a decisão pelo teste de *Wilcoxon* pareado. Temos as seguintes hipóteses:

$$\begin{cases} H_0: \Delta_{\text{Correlação}} = 0 \\ H_1: \Delta_{\text{Correlação}} \neq 0 \end{cases}$$

$$\begin{cases} H_0: \Delta_{\text{RMSE simulação livre}} = 0 \\ H_1: \Delta_{\text{RMSE simulação livre}} \neq 0 \end{cases}$$

Tomando o intervalo de confiança de 95%, tem-se que para rejeitar as hipóteses nula o “valor p” deve ser menor que 0,05. O resultado desse “valor p” é mostrado abaixo para cada uma das variáveis já citadas.

$$p_{\text{correlação}} = 0,5812$$

$$p_{\text{RMSE simulação livre}} = 0,1658$$

Logo, a hipótese nula é aceita em todos os casos, mostrando que não se pode dizer que há diferença significativa estatisticamente falando para as amostras.

### 5.3.2. ANÁLISE ESTATÍSTICA – MODELO 10 REGRESSORES

Na Tabela 12 são mostrados os dados colhidos do dia 1 e do dia 2. E na Tabela 13 é mostrada a quantidade de voluntários para cada uma das classificações da correlação já apresentados.

**Tabela 12 - Dados colhidos dos dias 1 e 2 para o modelo com 10 regressores.**

Voluntários	Modelo Variável - Dia 1		Modelo Fixo por Pessoa - Dia 2	
	Correlação	Erro RMS - simulação livre	Correlação	Erro RMS - simulação livre
Voluntario 1	0.9259	0.0613	0.9101	0.0431
Voluntario 2	0.6412	0.0709	0.7553	0.1021
Voluntario 3	0.8142	0.0480	0.681	0.0479
Voluntario 4	0.8367	0.1297	0.9458	0.0671
Voluntario 5	0.9678	0.0729	0.9356	0.0923
Voluntario 6	0.7197	0.0552	0.8518	0.0673
Voluntario 7	0.8067	0.0653	0.7966	0.0803
Voluntario 8	0.8764	0.1131	0.918	0.0778
Voluntario 9	0.9549	0.0736	0.8863	0.0904
Voluntario 10	0.8334	0.0633	0.9394	0.0315
Voluntario 11	0.8715	0.0882	0.9297	0.0627
Voluntario 12	0.9653	0.0817	0.9361	0.0636
Voluntario 13	0.9391	0.0239	0.7681	0.0766
Voluntario 14	0.8175	0.2215	0.6708	0.1422
Voluntario 15	0.9523	0.0763	0.8463	0.047
Voluntario 16	0.5984	0.0380	0.8768	0.056
Voluntario 17	0.6644	0.0559	0.5783	0.0972
Voluntario 18	0.9237	0.1850	0.7519	0.1193
Voluntario 19	0.9269	0.0612	0.9751	0.051
Voluntario 20	0.9514	0.0617	0.9456	0.0425
Voluntario 21	0.8908	0.0842	0.9102	0.1083
Voluntario 22	0.8011	0.0945	0.3979	0.1266
Voluntario 23	0.7694	0.0295	0.918	0.0638
Voluntario 24	0.8611	0.1315	0.9155	0.0917
Voluntario 25	0.6297	0.0438	0.7363	0.0689

**Fonte: Produção do próprio autor.**

**Tabela 13 - Classificação da correlação para o modelo com 10 regressores.**

	Correlação dia 1	Correlação dia 2
	Quantidade de voluntários	
Fraca	0	0
Moderada	1	2
Forte	15	11
Muito Forte	9	12

**Fonte: Produção do próprio autor.**

Em seguida, foi realizado o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* a fim de tomar a decisão pelo teste pareado adequado. Para todos os dados coletados foi rejeitada a hipótese nula que os dados seguem uma distribuição normal.

Portanto, foi tomada a decisão pelo teste de *Wilcoxon* pareado. Temos as seguintes hipóteses:

$$\begin{cases} H_0: \Delta_{\text{Correlação}} = 0 \\ H_1: \Delta_{\text{Correlação}} \neq 0 \end{cases}$$

$$\begin{cases} H_0: \Delta_{\text{RMSE simulação livre}} = 0 \\ H_1: \Delta_{\text{RMSE simulação livre}} \neq 0 \end{cases}$$

Tomando o intervalo de confiança de 95%, tem-se que para rejeitar as hipóteses nula o “valor p” deve ser menor que 0,05. O resultado desse “valor p” é mostrado abaixo para cada uma das variáveis já citadas.

$$p_{\text{correlação}} = 1$$

$$p_{\text{RMSE simulação livre}} = 0,6186$$

Logo, a hipótese nula é aceita em todos os casos, mostrando que não se pode dizer que há diferença significativa estatisticamente falando para as amostras,

### 5.3.3. ANÁLISE ESTATÍSTICA – MODELO GERAL

Na Tabela 14 são mostrados os dados colhidos do dia 1 e do dia 2. E na Tabela 15 é mostrada a quantidade de voluntários para cada uma das classificações da correlação já apresentados.

**Tabela 14 - Dados colhidos dos dias 1 e 2 para o modelo geral.**

Voluntários	Modelo Fixo - 28 Termos Dia 1		Modelo Fixo - 28 Termos Dia 2	
	Correlação	Erro RMS - simulação livre	Correlação	Erro RMS - simulação livre
Voluntario 1	0.9219	0.0706	0.9147	0.042
Voluntario 2	0.5777	0.0636	0.8813	0.0903
Voluntario 3	0.8633	0.0415	0.7131	0.0404
Voluntario 4	0.6948	0.0583	0.7243	0.0382
Voluntario 5	0.9686	0.0591	0.7735	0.1454
Voluntario 6	0.8192	0.0257	0.5369	0.0806
Voluntario 7	0.7145	0.0765	0.5972	0.0965
Voluntario 8	0.9134	0.0639	0.9035	0.077
Voluntario 9	0.9436	0.0415	0.8047	0.0449
Voluntario 10	0.8827	0.0555	0.9314	0.0385
Voluntario 11	0.9058	0.0370	0.9414	0.0429
Voluntario 12	0.9568	0.0492	0.9531	0.056
Voluntario 13	0.9108	0.0239	0.6533	0.0806
Voluntario 14	0.7865	0.1117	0.7517	0.1088
Voluntario 15	0.9596	0.0432	0.7814	0.0501
Voluntario 16	0.6453	0.0381	0.8072	0.066
Voluntario 17	0.0257	0.0628	0.8318	0.0357
Voluntario 18	0.9136	0.0600	0.6373	0.0463
Voluntario 19	0.9201	0.0472	0.9809	0.0364
Voluntario 20	0.9262	0.0507	0.9503	0.0332
Voluntario 21	0.8928	0.0534	0.722	0.0738
Voluntario 22	0.7531	0.0973	0.3982	0.1444
Voluntario 23	0.7854	0.0294	0.8847	0.0571
Voluntario 24	0.9466	0.0462	0.9413	0.0385
Voluntario 25	0.7765	0.0230	0.7239	0.0554

**Fonte: Produção do próprio autor.**

**Tabela 15 - Classificação da correlação para o modelo geral.**

	Correlação dia 1	Correlação dia 2
	Quantidade de voluntários	
Fraca	1	0
Moderada	1	3
Forte	11	14
Muito Forte	12	8

**Fonte: Produção do próprio autor.**

Em seguida, foi realizado o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* a fim de tomar a decisão pelo teste pareado adequado. Para todos os dados coletados foi rejeitada a hipótese nula que os dados seguem uma distribuição normal.

Portanto, foi tomada a decisão pelo teste de *Wilcoxon* pareado. Temos as seguintes hipóteses:

$$\begin{cases} H_0: \Delta_{\text{Correlação}} = 0 \\ H_1: \Delta_{\text{Correlação}} \neq 0 \end{cases}$$

$$\begin{cases} H_0: \Delta_{\text{RMSE simulação livre}} = 0 \\ H_1: \Delta_{\text{RMSE simulação livre}} \neq 0 \end{cases}$$

Tomando o intervalo de confiança de 95%, tem-se que para rejeitar as hipóteses nula o “valor p” deve ser menor que 0,05. O resultado desse “valor p” é mostrado abaixo para cada uma das variáveis já citadas.

$$p_{\text{correlação}} = 0,2012$$

$$p_{\text{RMSE simulação livre}} = 0,1036$$

Logo, a hipótese nula é aceita em todos os casos, mostrando que não se pode dizer que há diferença significativa estatisticamente falando para as amostras,

## 6. DISCUSSÃO

O objetivo principal do presente trabalho foi encontrar um modelo que descrevesse a fadiga muscular em função de um sinal de entrada, o EMG, e de um sinal de saída, o torque. Para isso foi utilizada uma metodologia de identificação de sistemas que englobou os critérios de informação AIC e BIC, o método de redução de erros e a utilização do modelo NARX.

Um fato bem documentado na literatura é que os exercícios podem ser divididos entre os que aumentam a resistência a fadiga, aumentam a velocidade e aqueles que aumentam a força muscular. Exercícios que exigem uma alta demanda metabólica, como aeróbicos (corrida, caminhada, ciclismo, etc.) aumentam a capacidade oxidativa dos músculos, o que leva a em uma transformação de fibras no sentido rápida para lenta. Essa transformação também ocorre em exercícios para aumento da velocidade e força muscular, entretanto a literatura mostra que nesses exercícios também há a transformação de fibras no sentido oposto (MINAMOTO, 2005).

O protocolo utilizado para coleta de dados, apresentado na seção 4.2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL, necessitava da resistência dos indivíduos para realizar força máxima pelo maior tempo possível. Pôde-se notar que apenas quatro voluntários (voluntários 4, 6, 9 e 22) resistiram acima de duzentos segundos. E observando a Tabela 2 pode-se perceber que as atividades praticadas por esses voluntários são atividades aeróbicas.

Já para o restante dos voluntários, uma parte sedentária e a outra praticava atividades de força, mostrado também na Tabela 2. Todos esses resistiram ao teste com um tempo abaixo de duzentos segundos. Sugerindo que o protocolo aplicado pode ser utilizado como descritor da resistência à fadiga, indicando que àqueles voluntários que foram capazes de suportar a realização das manobras por mais de duzentos segundos apresentam uma maior resistência à fadiga muscular. Podendo ser um indicador para treinadores sobre a condição em que o atleta se encontra para que seja possível com treinamentos específicos melhorar a resistência do mesmo.

Um fator importante para as seguintes análises, é que alguns voluntários no segundo dia apresentaram desempenho inferior devido ao conhecimento do protocolo e por não se sentirem confortáveis em realizá-lo novamente. Já em outros a primeira execução serviu como um treinamento, resultando em um desempenho superior no segundo dia de coletas.

Observando os resultados apresentados na Figura 32, o voluntário 4 obteve erro de 5,95%, e para essas análise o modelo gerado foi satisfatório. A validação dos modelos apresentou uma

diminuição do erro para 5,48%, mostrando que o modelo descreve o decaimento de forma satisfatória. Observando a Tabela 8 para o modelo geral, pode-se perceber que os erros para o voluntário 4 são próximos aos encontrados para 15 regressores, mostrando que a utilização desse modelo para ele não é necessária. A utilização de menos termos é importante pois para embarcar os algoritmos dos modelos de predição da fadiga em sistemas computacionais dedicados (que possuem menor capacidade de processamento e menos espaço de memória) quanto menor e mais simples o modelo melhor.

Analisando a Figura 32 e a Figura 35 é possível perceber que a duração do segundo teste do voluntário 4 foi aproximadamente a mesma que do primeiro dia, porém, as variações de força desse voluntário no primeiro dia foram maiores. É possível perceber que mesmo com maior erro, o decaimento do torque pode ser predito pelo modelo de maneira satisfatória, acompanhando suas variações e descrevendo uma espécie de “linha média”.

Observando os modelos para o voluntário 12, o erro obtido para o modelo com 10 regressores foi de 8,17%, na Figura 33 é possível perceber que o modelo cria apenas uma espécie de linha de tendência, o que é justificado pela Equação 10 cujo nenhum termo da entrada “u” foi selecionado. Quando o modelo geral é utilizado, Tabela 5, o erro diminui para 4,92%.

Ainda para o voluntário 12, durante a etapa de validação dos modelos individuais, o erro passa para 6,36%, essa queda pode ser explicada devido à diminuição de sua frequência de variação de força.

A Figura 37 apresenta o modelo geral para o voluntário 21. Nota-se nessa imagem que é possível prever as variações de força com um erro de 7,38%. Porém, comparando o erro desse com o modelo de 15 (6,43%) o percentual de acréscimo não é relevante, mostrando não ser necessária a utilização do modelo completo, visto o custo computacional.

Em relação às análises estatísticas, para 15 regressores, Tabela 11, é possível perceber que nenhum voluntário foi classificado com correlação fraca, somente de moderada ou superior, sendo o maior volume destes com correlação forte tanto no dia 1 quanto no dia 2. Já para 10 regressores, Tabela 13, nenhum voluntário foi classificado com correlação fraca, igualmente de moderada ou superior, com a maior quantidade destes com correlação forte para o dia 1 e muito forte para o dia 2. E para o modelo geral, Tabela 15, apenas um voluntário foi classificado com correlação fraca e apenas no dia 1, podendo significar que para o dia 2 ele estava preparado e habituado com o

protocolo. A maior quantidade de voluntários apresentou correlação muito forte para o dia 1 e forte para o dia 2. Isso mostra a alta associação entre o torque real e o torque calculado pelo modelo.

Salienta-se que o resultado do teste estatístico, com todas as quantidades de regressores propostos, mostra que a hipótese nula deve ser aceita, indicando que não é possível afirmar que há diferença significativa entre as amostras, estatisticamente falando. Portanto, o modelo pode ser utilizado para um mesmo voluntário em dias diferentes e a predição será realizada de forma satisfatória.

Foi realizada uma comparação com os autores de MENEGALDO; OLIVEIRA (2011) e OLIVEIRA et al. (2014), que utilizaram modelos da biomecânica para estimar a contribuição individual de cada um dos músculos do quadríceps, durante protocolos submáximos aplicados antes e depois de um treinamento de força, como visto anteriormente na seção 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.

Esses trabalhos foram escolhidos como referência para comparação devido a utilização de um modelo para prever a força dos voluntários e pelo músculo utilizado, o quadríceps. Entretanto, é importante ressaltar que os artigos não possuem a mesma metodologia, tampouco o mesmo objetivo do trabalho aqui proposto.

A comparação foi realizada apenas para obter uma base para validação dos resultados apresentados.

Os resultados dos modelos propostos no presente trabalho apresentaram um erro RMS médio de:

- 15 regressores -  $5,24\% \pm 2,59\%$ ;
- 10 regressores -  $6,89\% \pm 2,83\%$  e;
- Modelo geral -  $5,54\% \pm 3,21$ .

A partir da comparação realizada com os trabalhos de Menegaldo; Oliveira (2011); Oliveira Et Al. (2014) que apresentaram resultados para o erro RMS médio de:

- Menegaldo; Oliveira (2011):
  - Antes do treino: 20%CVM:  $10,8\% \pm 3,8\%$  e 60%CVM:  $12,1\% \pm 3,2\%$ ;
  - Depois do treino: 20%CVM:  $11,0\% \pm 4,9\%$  e 60%CVM:  $8,3\% \pm 2,5\%$ .
- Oliveira et al. (2014):
  - Antes do treino:  $13,11\% \pm 1,97\%$ ;
  - Depois do treino:  $20,83\% \pm 3,10\%$ .

É possível perceber que os resultados encontrados no presente trabalho são consistentes e apresentam erros compatíveis e até inferiores que os apresentados pela literatura. Para o voluntário 14, cujos erros apresentados foram superiores, com todas as quantidades de regressores, o erro RMS se encontra próximo aos erros das referências.

Em relação à quantidade de músculos estudados Menegaldo; Oliveira (2011) E Oliveira et al. (2014) coletaram e modelaram quatro músculos presentes no grupo do quadríceps, o que pode ser levado em consideração para trabalhos futuros. Já em relação à complexidade dos modelos estudados, ambos são complexos devido à inclusão de termos não lineares, portanto trata-se de comparação subjetiva.

Diante dos resultados obtidos e com a comparação, apenas para validação do modelo estudado, realizada com os artigos Menegaldo; Oliveira (2011); oliveira et al. (2014) ficou clara a eficiência do modelo NARX, e destaca-se, portanto, no trabalho proposto, apenas a utilização do EMG e do torque coletados, tendo em vista que as referências já citadas utilizam o EMG, o torque, a área transversal fisiológica (PCSA), ângulo de penação, espessura muscular e outros parâmetros da arquitetura muscular obtidos da literatura (*OpenSim Lower-limb Model*).

Além da comparação com os estudos já citados, também foi feita uma avaliação do tempo em que o modelo consegue estimar os decaimentos utilizados como critério de parada pelos estudos já citados de Hartkopp et al. (2003); Popović; Malešević (2009), que os utilizam sobre o torque calculado, quando seu decaimento é de 50% e 70% do valor inicial respectivamente. Observando a Tabela 9 é possível perceber que o modelo consegue indicar os momentos de decaimento de forma assertiva, com erros menores que um segundo. Podendo ser utilizado como indicador de fadiga de forma satisfatória.

A construção do protocolo foi realizada em parceria com fisioterapeutas e criado especificamente para uma situação de esforço máximo visando obter a fadiga muscular, de forma mais rápida possível, de cada um dos voluntários. Para a criação do mesmo foram testados diferentes tempos de força contínua. O tempo de cinco minutos foi escolhido pois dentro dos voluntários testados nessa etapa foi o suficiente para causar um decaimento acentuado do torque observado ou uma desistência por conta do voluntário devido ao cansaço, indicando que todos haviam realmente fadigado.

Portanto, os resultados aqui expostos são específicos para esse protocolo, não podendo generalizar o modelo e utiliza-lo em qualquer situação em que se deseja prever a fadiga muscular.

Para isso será necessária a elaboração de outros protocolos com o objetivo de comparar os modelos gerados e assim verificar a possibilidade de utilização de apenas um modelo.

O protocolo utilizado nesse trabalho apresentou como principal vantagem o fato de que o decaimento do torque dos voluntários ocorre de forma rápida e significativa. Como principal desvantagem é possível citar que a maior parte dos estudos trabalham com protocolos submáximos, entretanto, esses estudos não tem como objetivo analisar a fadiga muscular. Podendo ser utilizado para identificação do estado muscular do voluntário saudável, indicando se o mesmo resiste ou não a fadiga muscular, podendo servir de base para personalização de treinamentos.

Algumas melhorias podem ser propostas afim de averiguar uma melhoria dos modelos encontrados, como por exemplo a separação dos voluntários de acordo com as atividades físicas praticadas e com as frequências de execução, com essa melhoria um modelo geral possivelmente descreverá melhor o grupo de voluntários. Além disso, como o fator psicológico influenciou os voluntários, pode ser estudada a possibilidade de adição de uma sessão anterior à primeira coleta, para que o voluntário conheça o teste e se familiarize com ele, para que esse fator seja diminuído. Outra possível melhoria seria realizar a coleta em todos os músculos do grupo quadríceps e não apenas no vasto lateral, para que um modelo com múltiplas entradas possa ser testado.

## 7. CONCLUSÃO

O objetivo principal do presente trabalho era encontrar um modelo que relacionasse duas medidas de fadiga muscular, utilizando a eletromiografia como entrada e o torque como saída do sistema. Para isso foi utilizada uma metodologia de identificação de sistemas que englobou os critérios de informação AIC e BIC, o método de redução de erros e a utilização do modelo NARX.

Foi observada a importância da escolha do número de regressores, pois a adição deles, para alguns voluntários não apresentou melhoria significativa nos resultados. Como ocorrido para o voluntário 14, cuja escolha do modelo com 15 regressores não causa prejuízo a predição, não sendo necessária a utilização do modelo geral. Ficando ainda mais evidenciado com o voluntário 25, cuja escolha do modelo com apenas 10 regressores seria satisfatória.

Tal achado é de fundamental importância para nosso grupo de pesquisa, uma vez que, se pretende embarcar os algoritmos dos modelos de predição da fadiga em sistemas computacionais dedicados (que possuem menor capacidade de processamento e menos espaço de memória) para permitir o acompanhamento do progresso, em tempo real da variável de fadiga muscular durante protocolos de estimulação elétrica funcional em pacientes paraplégicos e tetraplégicos.

Acredita-se que os resultados encontrados são relevantes e contribuem para o meio científico, podendo ser utilizado tanto para reabilitação de pacientes quanto para a personalização de treinamentos de atletas de alto rendimento a fim de evitar o risco de lesões e otimizar tratamentos.

Algumas melhorias e alterações podem ser sugeridas como trabalhos futuros com o objetivo de alcançar melhores resultados. Dentre os quais pode-se citar:

- Encontrar modelos específicos para cada um dos voluntários com o objetivo de auxiliar em reabilitações ou treinamentos;
- Realizar algumas medidas musculares com o objetivo de verificar se os tipos de fibra de cada um dos voluntários se relaciona com a capacidade de resistência ao protocolo proposto;
- Utilização da função racional no modelo NARX, a fim de averiguar uma melhoria nos resultados;
- Elaboração de novos protocolos, com o objetivo de verificar se o modelo pode ser utilizado em situações de esforço diferentes;

- Aplicação da metodologia com entrada controlada, eletroestimulação funcional;
- Prever fadiga muscular com a eletroestimulação funcional em diversos protocolos, como por exemplo o *FES-Cycle*.

Os resultados parciais do presente trabalho foram apresentados no COBEC/SEB 2017 (Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e Simpósio de Engenharia Biomédica) com o título “Análise matemática da fadiga muscular em indivíduos saudáveis durante contrações voluntárias”. Esse artigo foi apresentado com apenas seis voluntários. Com o aumento significativo desses para vinte e cinco, a metodologia aplicada e os resultados obtidos serão publicados, posteriormente, em uma revista da área, a fim de viabilizar a utilização de preditores de fadiga muscular na área da saúde.

## REFERÊNCIAS

- AGUIRRE, L. A. **Introdução a Identificação de Sistemas - Técnicas Lineares e Não-lineares Aplicadas a Sistemas Reais**. 3ª ed. [s.l.] Editora UFMG, 2007.
- AGUIRRE, L. A.; RODRIGUES, G. G.; JÁCOME, C. R. F. IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS NÃO-LINEARES UTILIZANDO MODELOS NARMAX POLINOMIAIS — UMA REVISÃO E NOVOS RESULTADOS. **SBA Controle e Automação**, v. 9, p. 90–106, 1998.
- AKAIKE, H. A new look at the statistical model identification. **IEEE Trans. Automat. Contr.**, v. 19, n. 6, p. 716–723, 1974.
- ALLEN, D.; LANNERGREN, J.; WESTERBLAD, H. Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. **Experimental Physiology**, v. 80, p. 497–527, 1995.
- ALMEIDA, M. A. F. Filtragem digital de sinais Biomédicos. **Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC)**, 1997.
- ALVARES, P. D. et al. Potência anaeróbia máxima e índice de fadiga em atletas de Futsal feminino : descrição e comparação entre as posições. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 25, n. 4, p. 84–91, 2017.
- ALVES, R. R. **Desenvolvimento de Software de Identificação de Sistemas Não Lineares utilizando Algoritmo de Golub-Householder**. Araxá: [s.n.].
- AMENT, W.; VERKERKE, G. J. Exercise and fatigue. **Sports Medicine**, v. 39, n. 5, p. 389–422, 2009.
- ANDRADE, D. C. **Identificação Paramétrica de Sistemas Dinâmicos**. São José dos Campos: [s.n.].
- ANDRADE, M. M. DE. **Análise Tempo - Frequência De Sinais Eletromiográficos Para a Avaliação De Fadiga Muscular Em Cicloergômetro**. [s.l.] UNB, 2006.
- ANDRADE, N. A. **Desenvolvimento De Um Sistema De Aquisição E De Superfície Para a Utilização No Controle**. 2007.

ARAÚJO, D. R. S. S. Plataforma Multimodal para Controle de Dispositivos de Reabilitação de Membros Inferiores. 2014.

ASCENSÃO, A. et al. Fisiologia da fadiga muscular: delimitação conceitual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga central e periférica. **Revista Portuguesa de Ciências e Desportos**, v. 3, p. 103–123, 2003a.

ASCENSÃO, A. et al. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n. 1, p. 108–123, 2003b.

AZEVEDO, F. M. **Avaliação do Sinal Eletromiográfico como Parâmetro para Determinação do Limiar de Fadiga Muscular**. [s.l.] Universidade de São Paulo, 2007.

BALDWIN, M.; HADDAD, F. Effects of different activity and inactivity paradigms on myosin heavy chain gene expression in striated muscle. **J Appl Physiol.**, v. 90, n. 1345–357, 2001.

BANGSBO, J. Physiology of muscle fatigue during intense exercise. **The clinical pharmacology of sport and exercise, Elsevier Science BV**, p. 123–130, 1997.

BARNSTON, A. Correspondence among the Correlation [root mean square error] and Heidke Verification Measures; Refinement of the Heidke Score. **Climate Analysis Center**, p. 699–709, 1992.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neuroscience: Exploring the Brain**. 4<sup>a</sup> ed. ed. [s.l.] Wolters Kluwer, 1996.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **NEUROCIÊNCIA - Desvendando o Sistema Nervoso**. [s.l.: s.n.].

BERNE, M.; LEVY, M. N. **Fisiologia**. 6<sup>a</sup> ed. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.

BERTUZZI, R. C. M.; FRANCHINI, E.; KISS, M. A. P. D. Fadiga muscular aguda: uma breve revisão dos sistemas fisiológicos e suas prováveis relações. **Revista de Educação Física Unesp**, v. 10, n. 1, p. 45–54, 2004.

BICKEL, C. S. et al. Variable-frequency-train stimulation of skeletal muscle after spinal cord injury. **J Rehabil Res Dev**, v. 41, n. 1, p. 33–40, 2004.

BRANDOLT, H. G. **Simulação de Escoamento em Dutos por Caracterização de Eventos**. [s.l: s.n.].

BROOKS, G. A. “Lactate doesn’t necessarily cause fatigue: Why are we surprised?” **Journal of physiology**, v. 1, n. 536, 2011.

BUENO, D. R.; MONTANO, L. Modeling fatigue effect in an EMG-driven hill type muscle model during dynamic contractions. **Biosystems and Biorobotics**, v. 1, p. 341–345, 2013.

CALLEGARI-JACQUES, S. M. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre: Artmed, 2003.

CAVALCANTE, M. L. C. et al. Índice De Fadiga Do Músculo Quadríceps Femoral Em Atletas De Futebol Após Reconstrução Do Ligamento Cruzado Anterior. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 51, n. 5, p. 535–540, 2016.

CHEN, S.; BILLINGS, S. A.; LUO, W. Orthogonal Least Squares Methods and Their Application to Nonlinear System Identification. **Int. J. Control**, v. 50, n. 5, p. 1873–1896, 1989.

CHIN, E.; BALNAVE, C.; ALLEN, D. Role of intracellular calcium and metabolites in low-frequency fatigue of mouse skeletal muscle. **Am J Physiol**, v. 512, p. 379–448, 1997.

CORREA, C. S. et al. Análise da força isométrica máxima e do sinal de emg em exercícios para os membros inferiores. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 13, n. 6, p. 429–435, 2011.

DA SILVA, C. et al. Análise da reprodutibilidade de parâmetros no domínio da frequência do sinal EMG utilizados na caracterização da fadiga muscular localizada. **Motriz**, v. 18, n. 3, p. 456–464, 2012.

DA SILVA JR., R. A. Normalização EMG: considerações da literatura para avaliação da função muscular. **ConScientiae Saúde**, v. 12, n. 3, p. 470–479, 2013.

- DAHLSTEDT, A. et al. Creatine kinase injection restores contractile function in creatine-kinase deficient mouse skeletal muscle fibres. **J Physiol**, v. 547, n. 2, p. 395–403, 2003.
- DAVIS, J. et al. CNS effects of caffeine and adenosine on fatigue in rats during treadmill exercise. **Med Sci Sports**, v. 33, n. 5, p. S43, 2001.
- DAVIS, M. Central and peripheral factors in fatigue. **J Sports Sciences**, v. 13, n. 49–53, 1995.
- DAVIS, M.; BAILEY, S. Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. **Med Sci Sports**, v. 29, n. 1, p. 45–57, 1997.
- DAVIS, M.; FITTS, R. H. Mechanisms of muscular fatigue. In: **ACSM'S resource manual - guidelines for exercise testing and prescription**. [s.l.] Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. p. 184–190.
- DE OLIVEIRA, L. F.; MENEGALDO, L. L. Input error analysis of an EMG-driven muscle model of the plantar flexors. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 14, n. 2, p. 75–81, 2012.
- DELEY, G. et al. Effects of Electrical Stimulation Pattern on Quadriceps Isometric Force and Fatigue in Individuals with Spinal Cord Injury. **Muscle Nerve**, v. 52, p. 260–264, 2015.
- DELUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **J Applied Biomechanics**, v. 13, p. 135–163, 1997.
- DOWNEY, R. J. et al. Comparing the Induced Muscle Fatigue Between Asynchronous and Synchronous Electrical Stimulation in Able-Bodied and Spinal Cord Injured Populations. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 23, n. 6, p. 964–972, 2015.
- EMG SYSTEM. **Manual Eletromiógrafo de Superfície para Avaliação Funcional Família: EMG800** São Paulo, 2015.
- ENOKA, R.; STUART, D. Neurobiology of Muscle Fatigue. **J Appl Physiol**, v. 72, n. 5, p. 1631–1648, 1992.
- ERFANIAN, A.; CHIZECK, H. J.; HASHEMI, R. M. Evoked EMG in electrically stimulated muscle and mechanisms of fatigue. **Engineering in Medicine and Biology Society**, 1994.

ERNESTO, C. et al. “Ácido Lático: Fato ou Ficção?” **Revista Digital Vida & Saúde**, p. 2–10, 2003.

ERNESTO, C. et al. Efeitos de diferentes intervalos de recuperação no desempenho muscular isocinético em idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 13, n. 1, p. 65–72, 2009.

FALLER, L. et al. Avaliação da fadiga muscular pela mecanomiografia durante a aplicação de um protocolo de EENM. v. 13, n. 5, p. 422–429, 2009.

FITTS, R. H. Cellular mechanisms of fatigue muscle. **Physiol Rev**, v. 74, p. 49–93, 1994.

FORNUSEK, C.; DAVIS, G. M. Maximizing muscle force via low-cadence functional electrical stimulation cycling. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 36, n. 5, p. 232–237, 2004.

FRIZERA, A. N. ET AL. Human-machine interface based on electro-biological signals for mobile vehicles. **International Symposium on Industrial Electronics (ISIE)**, v. 1, p. 2954–2949, 2006.

FROTZLER, A. et al. High-volume FES-cycling partially reverses bone loss in people with chronic spinal cord injury. **Bone**, v. 43, n. 1, p. 169–176, 2008.

GANDEVIA, S. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiol Rev**, v. 81, n. 4, p. 1725–1789, 2001.

GAUSS, K. G. **Theory of Motion of the Heacently Bodies**. New York: Dover: [s.n.].

GOLDSPINK, G. Mechanical signals, IGF-I gene splicing, and muscle adaptation. **Physiology (Bethesda)**, v. 20, p. 232–238, 2005.

GOMES, W. A.; LOPES, C. R.; MARCHETTI, P. H. The central and peripheric fatigue : a brief review of the local and non-local effects on neuromuscular system. **Revista CPAQV - Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida**, v. 8, n. 1, p. 1–20, 2016.

GORGEY, A. S. et al. Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 39, n. 9, p. 684–692, 2009.

GORGEY, A. S. et al. Effects of Once Weekly NMES Training on Knee Extensors Fatigue and

Body Composition in a Person with Spinal Cord Injury. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 39, n. 1, 2014.

GUYTON, A. C. **Fisiologia Humana**. 6<sup>a</sup> ed. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. Textbook of Medical Physiology. **15 ed. Philadelphia: Elsevier Saunders**, n. ISBN 0-8089-2317-X, 2006.

HAAPALA, S. A.; FAGHRI, P. D.; ADAMS, D. J. Leg joint power output during progressive resistance FES-LCE cycling in SCI subjects: Developing an index of fatigue. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 5, p. 1–12, 2008.

HARGREAVES, M. Fatores Metabólicos da Fadiga. **Sports Science Exchange**, v. 3, 2006.

HARTKOPP, A. et al. EFFECT OF TRAINING ON CONTRACTILE AND METABOLIC PROPERTIES OF WRIST EXTENSORS IN SPINAL CORD-INJURED INDIVIDUALS. n. 27, p. 72–80, 2003.

HAYKIN, S. **Neural Networks: A Comprehensive Foundation**. Canadá: Prentice Hall, 1999.

HEESTERBEEKA, H.W.A. BERKELMANSB, D.H.J. THIJSSENC, H. J. M. VAN K. Increased physical fitness after 4-week training on a new hybrid FES-cycle in persons with spinal cord injury. 2017.

HEINE, C. B.; MENEGALDO, L. L. Numerical validation of a subject-specific parameter identification approach of a quadriceps femoris EMG-driven model. **Medical Engineering and Physics**, v. 0, p. 1–9, 2018.

HSIA, T. C. **System Identification**. Estados Unidos: Heath and Company, 1977.

HUSSAIN, R.; MASSOUD, R.; AL-MAWALDI, M. ANFIS-PID Control FES-Supported Sit-to-Stand in Paraplegics: (Simulation Study). **Journal of Biomedical Science and Engineering**, v. 07, n. 04, p. 208–217, 2014.

JOVIĆ, J. et al. Upper and lower body coordination in FES-assisted sit-to-stand transfers in paraplegic subjects - A case study. **Paladyn, Journal of Behavioral Robotics**, v. 2, n. 4, p. 211–

217, 2011.

JUNIOR, E. C. V. et al. **Análise isocinética do pico de torque e flexor e extensor de joelho de atletas do futebol feminino da posição de meio campo**. XI Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VII Encontro Latino Americano de Pós Graduação. **Anais...**2007

KAKEBEEKE, T. H. et al. Training and detraining of a tetraplegic subject: High-volume FES cycle training. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 1, p. 56–64, 2008.

KAMNIK, R.; BAJD, T.; KRALJ, A. Functional electrical stimulation and arm supported sit-to-stand transfer after paraplegia: A study of kinetic parameters. **Artificial Organs**, v. 23, n. 5, p. 413–417, 1999.

KANDEL, E. R.; SCHUWARTS, J. H.; JESSEL, T. M. **Princípios da Neurociência**. São Paulo: Manolo, 2000.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular**. 2ª edição ed. [s.l.] Guanabara Koogan., 2000.

KARU, Z. Z.; DURFEE, W. K.; BARZILAI, A. M. Reducing muscle fatigue in TES applications by stimulating with N-let pulse trains. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 42, n. 8, p. 809–817, 1995.

KEBAETSE, M. B. et al. Strategies that improve paralyzed human quadriceps femoris muscle performance during repetitive, nonisometric contractions. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 11, p. 2157–2164, 2005.

KINTO, E. A. **Otimização e análise das máquinas de vetores de suporte aplicadas à classificação de documentos**. [s.l.] Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2011.

KLEITON, F.; CHAVES, T. Fisiologia da fadiga muscular de origem central e periférica. **EF Deportes**, n. 164, 2012.

KUZELICKI, J. et al. FES assisted sit-to-stand transfer in paraplegic person. **Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No.00CH37143)**, v. 3, p. 2247–2250, 2000.

LEFEUVRE, B. et al. Innervation regulates myosin heavy chain isoform expression in developing skeletal muscle fibers. **Mech Dev**, v. 58, p. 115–127, 1996.

LEIS, A. A.; SCHENK, M. P. **Atlas of Nerve Conduction Studies and Electromyography**. [s.l.: s.n.].

LIBERA, L. D.; CARPENE, E. Myosin heavy and light chains and myosin light chain kinase in skeletal and smooth muscle of some wild avian species. **Comp Biochem Physiol.**, v. 111, p. 45–50, 1997.

LINDSTROM, S.; MAGNUSSON, R.; PETERSEN, I. Muscular Fatigue and Action Potential Conduction Velocity changes Studied With Frequency Analysis of EMG Signal. **Electromyography**, v. 4:341-356, 1970.

LLOYD, D. G.; BESSIER, T. F. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 756–776, 2003.

MANAL, K.; BUCHANAN, T. S. A one-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms. **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 1197–1202, 2003.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em Eletromiografia**. Disponível em: <<http://www.fefiso.edu.br/grupoestudo/pdfs/06.pdf>>.

MARTINS, S. A. M.; NEPOMUCENO, E. G.; FIGUEIREDO, J. P. M. DETECÇÃO DE ESTRUTURAS DE MODELOS NARX POLINOMIAIS: UMA ABORDAGEM INTELIGENTE MULTI-OBJETIVO. **X Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente**, 2011.

MARTINS, A. F. V et al. **ANÁLISE MATEMÁTICA DA FADIGA MUSCULAR EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS DURANTE CONTRAÇÕES VOLUNTÁRIAS**. Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia (COBEC) /Simpósio de Engenharia Biomédica (SEB). **Anais...**Belo Horizonte: 2017

MENDONÇA, L. M. et al. Avaliação Muscular Isocinética da Articulação do Ombro em Atletas da Seleção Brasileira de Voleibol Sub-19 e Sub-21 Masculino. **Revista Brasileira Medicina**

**Esportiva**, v. 16, n. 2, p. 107–111, 2010.

MENEGALDO, L. L. Real-time muscle state estimation from EMG signals during isometric contractions using Kalman filters. **Biological Cybernetics**, v. 111, n. 5–6, p. 335–346, 2017.

MENEGALDO, L. L.; OLIVEIRA, L. F. An EMG-driven model to evaluate quadriceps strengthening after an isokinetic training. **Procedia IUTAM**, v. 2, p. 131–141, 2011.

MENEGALDO, L. L.; OLIVEIRA, L. F. D. Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 15, p. 2597–2601, 2009.

MINAMOTO, V. B. Classificação e adaptações das fibras musculares : uma revisão. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 12, n. 3, p. 50–55, 2005.

MYERS, T. W. **Trilhos Anatômicos. Meridianos Miofasciais Para Terapeutas Manuais e do Movimento**. 1. ed. [s.l.] Manoele, 2016.

NATIONAL-INSTRUMENTS. **NI USB-621x User Manual** Austin, Texas, USA, 2009.

NAVES, E. L. M. et al. Hybrid hill-type and reflex neuronal system muscle model improves isometric EMG-driven force estimation for low contraction levels. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, v. 39, n. 9, p. 3269–3276, 2017.

NODA, D. K. G. et al. Fadiga Neuromuscular, Eletromiografia, Mecanomiografia e Produção de Força em um Protocolo Submáximo. **CPAQV - Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida**, v. 8, n. 2, p. 1–10, 2016.

NUSSBAUM, M.; D., C. Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model. **Journal of Biomechanics**, v. 31, p. 667–672, 1998.

OLIVEIRA, L. M. B. **Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência** Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação-Geral do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência Brasília SDH-PR/SNPD, , 2012.

OLIVEIRA, V. B. et al. QUADRICEPS TORQUE SHARING OF SOCCER ATHLETES , BY

AN EMG- DRIVEN MODEL , AFTER A FORCE TRAINNING PROGRAM . 2014.

ORTOLAN, R. L. et al. Proposta de um sistema de controle de uma prótese mioelétrica multifunção para membros superiores. **Congresso Iberoamericano Iberdiscap**, v. 1, n. 84-699-3253-5, p. 111-114, 2000.

PATINO, C. M.; FERREIRA, J. C. Intervalos de confiança: uma ferramenta útil para estimar o tamanho do efeito no mundo real. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 41, n. 6, p. 565-566, 2015.

PHINYOMARK, A.; LIMSAKUL, C.; PHUKPATTARANONT, P. A Novel Feature Extraction for Robust EMG Pattern Recognition. **Journal of Computing**, v. 1, n. 1, p. 71-80, 2009.

PIOVESAN, R. F. et al. UMA REVISÃO SOBRE A PLASTICIDADE DO MÚSCULO ESQUELÉTICO: expressão de isoformas de cadeia pesada de miosina e correlação funcional. **Fisioter. Mov.**, v. 22, n. 2211-220, 2009.

POPOVIĆ, L. Z.; MALEŠEVIĆ, N. M. Muscle fatigue of quadriceps in paraplegics: Comparison between single vs. multi-pad electrode surface stimulation. **Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009**, p. 6785-6788, 2009.

RAO, G. et al. An EMG-Driven Biomechanical Model That Accounts for the Decrease in Moment Generation Capacity During a Dynamic Fatigued Condition. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 132, n. 7, p. 071003- 1 to 071003-9, 2010.

ROSSI, L.; TIRAPEGUI, J. Implicações do sistema serotoninérgico no exercício físico. **Arq Brás Endocrinol Metab**, v. 48, n. 2, 2004.

SACCO, I. C. N. et al. Método pilates em revista: aspectos biomecânicos de movimentos específicos para reestruturação postural – Estudos de caso. **R. bras. R. bras. Ci e Mov**, v. 13, n. 4, p. 65-78, 2005.

SALVIATO, T. P. **Sistema de Inicialização, Treinamento e Aplicação de Redes Neurais Artificiais na Detecção de Piscadas de Olhos.** Monografia (Projeto de Graduação), 2007.

SANTOS, M. C. A. et al. Análise da Fadiga Muscular Localizada em Atletas e Sedentários Através de Parâmetros de Frequência do Sinal Eletromiográfico. **Revista Brasileira de Medicina e Esporte**, v. 14, n. 5, p. 509–512, 2008.

SANTOS, M. G.; DEZAN, V. H.; SARRAF, T. A. Bases metabólicas da fadiga muscular aguda. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 11, n. 1, p. 7–12, 2003.

SHAO, Q. et al. An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. **Computers in Biol Med**, v. 39, p. 1083–1088, 2009.

SHIELDS, R. K.; DUDLEY-JAVOROSKI, S. Musculoskeletal Plasticity After Acute Spinal Cord Injury: Effects of Long-Term Neuromuscular Electrical Stimulation Training Richard. **Neurophysiol**, v. 95, n. Serres 1985, p. 759–785, 2006.

SILVA, A. E. L.; DE-OLIVEIRA, F. R.; GEVAERD, M. S. Mecanismo de fadiga durante o exercício físico. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 8, p. 105–113, 2006.

SILVA, B. A. et al. Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos sadios. **Revista Brasileira Medicina Esportiva**, p. 12, 2006.

SILVA, S. R. D.; GONÇALVES, M. Análise da fadiga muscular pela amplitude do sinal eletromiográfico. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 11, p. 15–20, 2003.

SILVIA, A. E. L.; DE-OLIVEIRA, M. S. Exercício Físico. **Revista Brasileira de Cineantropom e Desempenho Humano**, v. 1, p. 105–112, 2006.

SPEARMAN, C. The Proof an Measurement of Associaton between Two Things. **The American Journal of Psychology**, v. 15, n. 1, p. 72–101, 1904.

STEGEMAN, D. F.; HERMENS, H. J. **Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)Details on <http://www.seniam.org/>, 2007. Disponível em: <<http://www.seniam.org/%5Cnhttp://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>>**

STRUDER, H. et al. Serotonin: implications during exercise and training. **Med Sci Sports**, v. 33, n. 5, p. S273, 2001.

SURAKKA, J. et al. Assessment of muscle strength and motor fatigue with a knee dynamometer in subjects with multiple sclerosis: a new fatigue index. **Clinical rehabilitation**, v. 18, n. 6, p. 652–9, 2004.

TRIOLO, R. J. et al. Longitudinal performance of a surgically implanted neuroprosthesis for lower-extremity exercise, standing, and transfers after spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 5, p. 896–904, 2012.

VAZ, M. A.; HERZOG, W. A mecanomiografia como técnica não-invasiva para o estudo da função muscular. **Movimento**, v. 10, p. 15–20, 1999.

VONZUBEN, F. J.; ATTUX, R. R. F. **Neurocomputação, Dinâmica NãoLinear e Redes Neurais de Hopfield**, [s.d.]. Disponível em: <[ftp://ftp.dca.fee.unicamp.br/pub/docs/vonzuben/ia353\\_1s07/topico7\\_07.pdf](ftp://ftp.dca.fee.unicamp.br/pub/docs/vonzuben/ia353_1s07/topico7_07.pdf)>

WHEELER, G. D. et al. Functional electric stimulation-assisted rowing: Increasing cardiovascular fitness through functional electric stimulation rowing training in persons with spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 8, p. 1093–1099, 2002.

WILLIAMS, J.; KLUG, G. Calcium exchange hypothesis of skeletal muscle fatigue: a brief review. **Muscle and Nerve**, v. 18, p. 421–434, 1995.

WOLEDGE, R. C. Possible effects of fatigue on muscle efficiency. **Acta Physiol Scand**, v. 162, p. 267–273, 1998.

YEUNG, S. S.; AU, A. L.; CHOW, C. C. Effects of fatigue on the temporal neuromuscular control of vastus medialis muscle in humans. **Eur J Appl Physiol**, v. 80, p. 379–385, 1999.

ZAJAC, A. et al. Central and Peripheral Fatigue During Resistance Exercise – A Critical Review. **Journal of Human Kinetics**, p. 159–169, 2015.