

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PAMPA

BRYAN TEIXEIRA PAIVA

**MFID: UM IDENTIFICADOR DE
FADIGA MUSCULAR APLICADO À
REABILITAÇÃO FÍSICA DE
INDIVÍDUOS AMPUTADOS**

**Bagé
2019**

BRYAN TEIXEIRA PAIVA

**MFID: UM IDENTIFICADOR DE
FADIGA MUSCULAR APLICADO À
REABILITAÇÃO FÍSICA DE
INDIVÍDUOS AMPUTADOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Bacharelado em Engenharia de Computação como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia de Computação.

Orientador: Érico Marcelo Hoff do Amaral

**Bagé
2019**

Ficha catalográfica elaborada automaticamente com os dados fornecidos pelo(a) autor(a) através do Módulo de Biblioteca do Sistema GURI (Gestão Unificada de Recursos Institucionais).

P915m Paiva, Bryan Teixeira

MFID: Um Identificador de Fadiga Muscular Aplicado à Reabilitação Física de Indivíduos Amputados / Bryan Teixeira Paiva.

129 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade Federal do Pampa, ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO, 2019.

“Orientação: Érico Marcelo Hoff do Amaral”.

1. Fadiga Muscular. 2. Monitoramento.
3. Pacientes Amputados. 4. Reabilitação Física.
I. Título.


BRYAN TEIXEIRA PAIVA

**MFID: UM IDENTIFICADOR DE FA-
DIGA MUSCULAR APLICADO À REABI-
LITAÇÃO FÍSICA DE INDIVÍDUOS AM-
PUTADOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Bacharelado em Engenharia de Computação como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia de Computação.

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado em: 29 de junho de 2019.

Banca examinadora:



Prof. Dr. Érico Marcelo Hoff do Amaral
Orientador



Prof. Dr. Leonardo Bidese de Pinho
UNIPAMPA



Prof. Msc. Gerson Alberto Leiria Nunes
UNIPAMPA

RESUMO

Sabe-se que atualmente a computação está cada vez mais integrada à outras áreas de conhecimento fornecendo soluções práticas e inovadoras para diversos tipos de problemas. Na área da saúde isso também ocorre, desde equipamentos para cirurgias, ferramentas para diagnósticos de doenças, até sistemas para monitoramento e processamento de dados. Nesse sentido, o processo de reabilitação física de pacientes amputados também se mostra como uma área importante para o desenvolvimento de ferramentas que auxiliem o profissional fisioterapeuta, visto que este processo de reabilitação geralmente é duradouro e exaustivo para os pacientes. Assim, o presente trabalho descreve o desenvolvimento de uma solução denominada *Muscle Fatigue Identifier* (MFID) para o aperfeiçoamento do processo de reabilitação física de pacientes amputados, a partir da detecção da fadiga muscular durante as sessões de exercícios físicos, que uma vez não identificada, pode causar lesões e dores aos pacientes, prolongando ainda mais o tratamento. O sistema desenvolvido consiste na integração de sensores, da plataforma de prototipagem eletrônica Arduino e de um *software* para a visualização e armazenamento dos dados coletados. Desse modo, foi possível realizar o monitoramento e a identificação da ocorrência da fadiga muscular durante as sessões de exercícios físicos realizados pelos pacientes, além de possibilitar ao fisioterapeuta uma ferramenta para avaliação do tratamento.

Palavras-chave: Fadiga Muscular. Monitoramento. Pacientes Amputados. Reabilitação Física.

ABSTRACT

It is known that today, computing is increasingly integrated with other areas of knowledge, providing practical and innovative solutions for several kind of problems. In the health area this also occurs, from equipment for surgeries, tools for diagnosing diseases, to systems for monitoring and processing data. In this sense, the amputees physical rehabilitation process is also an important area for the tools development that help the professional physiotherapists, since this rehabilitation process is generally long lasting and exhaustive for patients. Thus, the present work describes the development of a solution for amputee's physical rehabilitation process improvement, from the muscle fatigue detection during physical exercise sessions, once unidentified, can cause patient's injuries and pain, further prolonging the treatment. The system developed consists in the sensor's integration, the Arduino electronic prototyping platform, a visualization and data storage software. Thus, it was possible to perform the monitoring and identification of the occurrence of muscle fatigue during patient's physical exercise sessions, allowing the physiotherapist evaluate the treatment using this tool.

Keywords: Muscular Fatigue. Monitoring. Amputee. Physical Rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Metodologia representada em um diagrama de atividades.....	18
Figura 2	Diagrama de blocos da proposta de solução.....	20
Figura 3	Principais níveis de amputação de membros superiores e inferiores	28
Figura 4	Tipos de próteses para diferentes níveis de amputação de membro inferior	29
Figura 5	Etapas do processo de reabilitação	31
Figura 6	Processo de reabilitação física de paciente amputado de membro inferior.	32
Figura 7	Diagrama de blocos básicos de um microcontrolador.....	36
Figura 8	Diferenças entre as arquiteturas de Harvard e Von Neumann	37
Figura 9	Exemplos de sensores utilizados com Arduino	40
Figura 10	Funcionamento do sistema desenvolvido	41
Figura 11	Exercício realizado nos testes.....	42
Figura 12	Tela de funcionamento do <i>software</i> desenvolvido.....	43
Figura 13	Disposição dos eletrodos e do acelerômetro durante os testes	44
Figura 14	Diagrama de blocos do sistema desenvolvido	45
Figura 15	Tela de funcionamento do <i>software</i> desenvolvido.....	45
Figura 16	Resultados obtidos para as amplitudes de EMG, MMG e produção de força.....	47
Figura 17	Modelo conceitual - Projeto MFID	52
Figura 18	Representação do modelo cascata	53
Figura 19	Diagrama de casos de uso do nó sensor	56
Figura 20	Diagrama de casos de uso da aplicação.....	56
Figura 21	Diagrama de casos de uso do usuário.....	57
Figura 22	Recursos da placa Arduino Mega 2560.....	58
Figura 23	Processamento da atividade elétrica realizada pelo sensor de EMG <i>MyoWare Muscle Sensor</i>	59
Figura 24	Configurações de pinagem do sensor de EMG <i>MyoWare Muscle Sensor</i> ...	60
Figura 25	Pinagem do acelerômetro MMA7361	60
Figura 26	Esquema de conexão dos sensores à placa Arduino.....	61
Figura 27	Diagrama entidade-relacionamento.....	64
Figura 28	Diagrama representando a comunicação serial	64
Figura 29	Lógica de funcionamento da leitura dos dados	65
Figura 30	Tela inicial da aplicação	65
Figura 31	Tela de cadastro de pacientes	66
Figura 32	Tela pré-sessão - pesquisa de paciente	67
Figura 33	Tela pré-sessão - definição da sessão.....	67
Figura 34	Tela de monitoramento da sessão	68
Figura 35	Tela pós sessão	69
Figura 36	Tela de relatórios	70
Figura 37	Tela de pesquisa de paciente.....	71
Figura 38	Diagrama de navegação da aplicação	71
Figura 39	Diagrama de atividades representando a sequência de etapas da reali- zação de testes.....	73
Figura 40	Posicionamento dos sensores durante os testes preliminares	75
Figura 41	Realização de testes com pacientes	77
Figura 42	Amplitudes do sinal EMG das sessões preliminares de membro superior..	79
Figura 43	Frequências do sinal EMG das sessões preliminares de membro superior.	79
Figura 44	Amplitudes do sinal MMG das sessões preliminares de membro superior.	80
Figura 45	Frequências do sinal MMG das sessões preliminares de membro superior	81

Figura 46	Amplitudes do sinal EMG das sessões preliminares de membro inferior...81
Figura 47	Frequências do sinal EMG das sessões preliminares de membro inferior ..82
Figura 48	Amplitudes do sinal MMG das sessões preliminares de membro inferior..83
Figura 49	Frequências do sinal MMG das sessões preliminares de membro inferior.83
Figura 50	Análise do sinal EMG da primeira sessão.....85
Figura 51	Análise do sinal MMG da primeira sessão.....86
Figura 52	Gráfico de sentimento de fadiga muscular no decorrer da primeira sessão 86
Figura 53	Análise do sinal EMG da segunda sessão87
Figura 54	Análise do sinal MMG da segunda sessão88
Figura 55	Gráfico de sentimento de fadiga muscular no decorrer da segunda sessão.88
Figura 56	Análise do sinal EMG da terceira sessão89
Figura 57	Análise do sinal MMG da terceira sessão90
Figura 58	Gráfico de sentimento de fadiga muscular no decorrer da terceira sessão ..90
Figura 59	Análise do sinal EMG da quarta sessão91
Figura 60	Análise do Sinal MMG da quarta sessão.....92
Figura 61	Gráfico de sentimento de fadiga muscular no decorrer da quarta sessão92
Figura 62	Comparação entre o nível de fadiga relatado e o identificado pelo sistema 93

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Frequência de causas de amputação registradas pelo SUS em 2011	26
Tabela 2	Comparação entre o projeto MFID e os trabalhos correlatos.....	49
Tabela 3	Requisitos funcionais do sistema	55
Tabela 4	Requisitos não funcionais do sistema.....	55
Tabela 5	Pacientes selecionados para participação nos experimentos	76
Tabela 6	Características das sessões realizadas	76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

API	<i>Application Programming Interface</i>
CPF	Cadastro de Pessoa Física
CPU	<i>Central Process Unit</i>
DTFT	<i>Discrete Time Fourier Transform</i>
EENM	Estimulação Elétrica Neuromuscular
EEPROM	<i>Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory</i>
EMG	Eletromiografia
FM	Frequência Média
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
GIM	Grupo de Informática Médica da Unipampa
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
JPEG	<i>Joint Photographics Experts Group</i>
MFID	<i>Muscle Fatigue Identifier</i>
MIPS	Milhões de Instruções Por Segundo
MMG	Mecanomiografia
MS	Ministério da Saúde
OMS	Organização Mundial de Saúde
PNG	<i>Portable Network Graphics</i>
PSD	<i>Power Spectral Density</i>
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
RG	Registro Geral
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computer</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>

SIHSUS	Sistema de Informações Hospitalares do SUS
SRAM	<i>Static Random Access Memory</i>
SoC	<i>System On Chip</i>
SRF	Serviço de Reabilitação Física
SUS	Sistema Único de Saúde
UML	Linguagem de Modelagem Unificada
UNIPAMPA	Universidade Federal do Pampa

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Problema de Pesquisa	14
1.2 Objetivos	14
1.2.1 Objetivo Geral	15
1.2.2 Objetivos Específicos.....	15
1.3 Organização do Texto	15
2 METODOLOGIA	17
3 REFERENCIAL TEÓRICO	21
3.1 Fadiga Muscular.....	21
3.1.1 Definição, Causas e Consequências	21
3.1.2 Métodos de identificação	23
3.1.3 Contexto de Amputados	24
3.2 Amputação.....	25
3.2.1 Definição.....	25
3.2.2 Níveis de Amputação e Protetização	27
3.3 Reabilitação Física	30
3.3.1 Conceitos e Aspectos	30
3.3.2 Contexto de amputados	31
3.4 Informática Médica.....	34
3.4.1 Definição e Conceitos	34
3.5 Microcontroladores.....	36
3.6 Sensores.....	38
3.7 Trabalhos Correlatos	40
3.7.1 Análise dos efeitos da fadiga muscular no sinal eletromiográfico de superfície em contrações dinâmicas do bíceps braquial.....	41
3.7.2 Mecanomiografia como técnica de detecção de fadiga muscular durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (EENM).....	42
3.7.3 Mecanomiografia para avaliação muscular de superfície	44
3.7.4 Fadiga Neuromuscular, eletromiografia, mecanomiografia e produção de força em um protocolo submáximo	46
3.7.5 Análise Comparativa	48
4 PROJETO MFID	51
4.1 Descrição do Projeto	51
4.2 Metodologia de Desenvolvimento	52
4.3 Modelagem do Sistema	54
4.3.1 Requisitos.....	54
4.3.2 Diagramas	55
4.4 Desenvolvimento.....	57
4.4.1 Nó Sensor	58
4.4.2 <i>Software</i>	63
5 TESTES E RESULTADOS	73
5.1 Realização de Testes	73
5.2 Resultados.....	78
5.2.1 Testes Preliminares.....	78
5.2.2 Testes de Validação.....	84
5.3 Análises e Conclusões.....	94
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	96
REFERÊNCIAS	99

APÊNDICE A – DOCUMENTO DE SOFTWARE	104
APÊNDICE B – DOCUMENTO DE REQUISITOS DO SISTEMA.....	113
APÊNDICE C – DOCUMENTO DE DIAGRAMAS DE CASOS DE USO DO SISTEMA.....	119
APÊNDICE D – DOCUMENTO DE PLANO DE TESTES DO SISTEMA.....	123

1 INTRODUÇÃO

A fadiga muscular é um dos fenômenos mais comuns encontrados por indivíduos que realizam algum tipo de exercício físico, e pode ser definida como a incapacidade de manter o rendimento durante o exercício em condições extremas de intensidade ou duração. Também pode ter como característica, a inabilidade do músculo esquelético de gerar elevados níveis de força muscular ou mantê-los durante um determinado tempo.

Esta situação é corriqueira em esportes de resistência bem como em atividades de maior intensidade, contudo, a fadiga também está relacionada a outros aspectos. Neste sentido, Matos e Castro (2013) afirmam que a fadiga pode ter a sua origem por meio de inúmeros fatores, como por exemplo, a duração da contração, o tipo de tarefa que está sendo executada, o tipo de músculo envolvido na atividade física e o nível de sobrecarga sob o músculo.

Em razão disto, tem-se revelado como um dos principais pontos investigados pela fisiologia do exercício, uma vez que o desencadear da fadiga pode tanto causar lesões em pessoas que estão se iniciando na atividade física, quanto ocasionar grandes prejuízos para atletas de alta performance (CHAVES, 2012). Além disso, na locomoção patológica, como de amputados e indivíduos com restrição neurológica, onde há alterações no padrão de movimento e no esforço físico, Detrembleur et al. (2005) declaram que a instauração da fadiga pode prejudicar o desempenho durante o processo de reabilitação dos pacientes.

No Brasil, segundo os dados divulgados pelo censo realizado em 2010 pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), cerca de 23,9% da população (45,6 milhões de pessoas) declara ter algum tipo de deficiência. Dentre as deficiências declaradas, a deficiência motora foi a segunda mais comum, atingindo cerca de 7% da população brasileira (13,2 milhões de pessoas) e quase a metade desse total (46,8%) possui um grau intenso ou muito intenso de limitações.

Neste sentido, o processo de reabilitação física por meio da fisioterapia é uma importante ferramenta para o bem-estar físico e emocional do indivíduo. Segundo Schweitzer (2004), o fisioterapeuta desempenha um papel fundamental quanto à reeducação funcional, acompanhando o paciente em todos os estágios do programa de reabilitação. Assim, a presença do fisioterapeuta é importante no processo dinâmico, criativo, progressivo, educativo e, objetiva a restauração do indivíduo, sua reintegração à família, comunidade e sociedade (SAMPOL, 2000).

Desse modo, vale ressaltar que a Informática Médica é uma das áreas que vem

se destacando no cenário da computação com diversos avanços tecnológicos para a área da saúde, desempenhando um papel muito importante na coleta, análise, processamento e armazenamento de dados. A informática médica foi definida por Blois e Shortliffé (1990) como um campo de rápido desenvolvimento científico que lida uso da informação e conhecimento biomédicos para a resolução de problemas, tomada de decisão e, que oferece uma vasta gama de recursos tecnológicos que podem ser aplicados em todos os campos da saúde.

Assim sendo, é evidente a relevância da Informática Médica no âmbito da reabilitação física. Existe uma enorme gama de oportunidades para o desenvolvimento de tecnologias que auxiliem o profissional fisioterapeuta durante as diversas etapas do processo de reabilitação física de um paciente, tornando o tratamento mais eficiente e o diagnóstico mais preciso.

Visando um aprimoramento no tratamento de reabilitação física de pacientes amputados, o Grupo de Informática Médica (GIM) da UNIPAMPA (Universidade Federal do Pampa) desenvolveu ferramentas para o monitoramento e suporte tecnológico de sessões fisioterápicas. Contudo, algumas destas sessões apresentaram o fadigamento muscular dos pacientes, surgindo assim a demanda e o interesse na identificação da fadiga muscular durante as sessões de exercícios físicos para evitar lesões e agravamento no estado físico de pacientes, além de propiciar ao fisioterapeuta uma ferramenta para o tratamento adequado às necessidades específicas de cada paciente.

1.1 Problema de Pesquisa

É possível desenvolver uma solução para a identificação de fadiga muscular, utilizando *software e hardware*, que seja capaz de aperfeiçoar o processo de reabilitação física de pacientes amputados e auxiliar os profissionais de fisioterapia na análise e avaliação de pacientes em sessões de exercícios físicos?

1.2 Objetivos

Este trabalho de conclusão de curso tem como objetivo principal solucionar o problema de pesquisa de forma satisfatória. Para isso, são descritos em seguida, o objetivo geral e os específicos para a realização desta solução.

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral desta pesquisa é desenvolver um sistema de identificação de fadiga muscular, a partir da integração de sensores, hardware e software, que seja capaz de contribuir no trabalho do profissional de fisioterapia, viabilizando um melhor acompanhamento no tratamento de pacientes com algum tipo de amputação.

1.2.2 Objetivos Específicos

Considerando o objetivo geral acima, foram definidos os objetivos específicos, os quais permitiram, em sua conclusão, o alcance do objetivo geral. Para isto, os objetivos específicos foram definidos de maneira que fosse capaz de serem realizados sequencialmente, onde cada objetivo é individual e indispensável para a conclusão do objetivo posterior. Assim sendo, os objetivos específicos desta pesquisa são:

- Definir o problema de pesquisa;
- Realizar o levantamento de referencial teórico e estudo das ferramentas utilizadas como base;
- Realizar o levantamento de requisitos;
- Desenvolver o projeto com base nos estudos levantados e nos requisitos definidos;
- Identificar possíveis formas de implementação da solução;
- Construir o protótipo de identificação de fadiga muscular, integrando sensores, hardware e software;
- Realizar testes preliminares do protótipo;
- Definir o público alvo para a realização de testes e validação do protótipo;
- Testar e validar a ferramenta;
- Discutir e analisar os resultados obtidos.

1.3 Organização do Texto

O documento está estruturado em seis capítulos. Além do capítulo de introdução contendo o problema de pesquisa e os objetivos, o documento apresenta os seguintes capítulos: metodologia no capítulo 2; referencial teórico no capítulo 3; No capítulo 4 a

descrição do projeto; testes e resultados no capítulo 5; No capítulo 6 são apresentadas as considerações finais sobre a pesquisa. O documento também possui uma seção de referências bibliográficas, o apêndice A com o documento de software desenvolvido, o apêndice B, com o documento de requisitos do sistema, o apêndice C com o documento de casos de uso do sistema, e por fim, o apêndice D, com o documento de testes do sistema.

2 METODOLOGIA

Com o propósito de alcançar os objetivos de pesquisa, através de uma sequência de atividades bem definida e estruturada, foi estabelecida, então, uma metodologia de pesquisa. Esta metodologia foi seguida durante todo o decorrer do trabalho, objetivando o desenvolvimento da solução de maneira coesa e organizada. Assim sendo, este capítulo apresenta as etapas abordadas durante o desenvolvimento do trabalho, bem como as características, a forma de abordagem do problema e os métodos adotados para alcançar os objetivos de pesquisa.

Quanto a sua natureza, a pesquisa pode ser classificada como aplicada, visto que objetiva gerar conhecimentos para aplicação prática e dirigidos à solução de problemas específicos. A forma de abordagem do problema é quantitativa, ou seja, representa, classifica e analisa na forma de números as informações obtidas (SILVA; MENEZES, 2001).

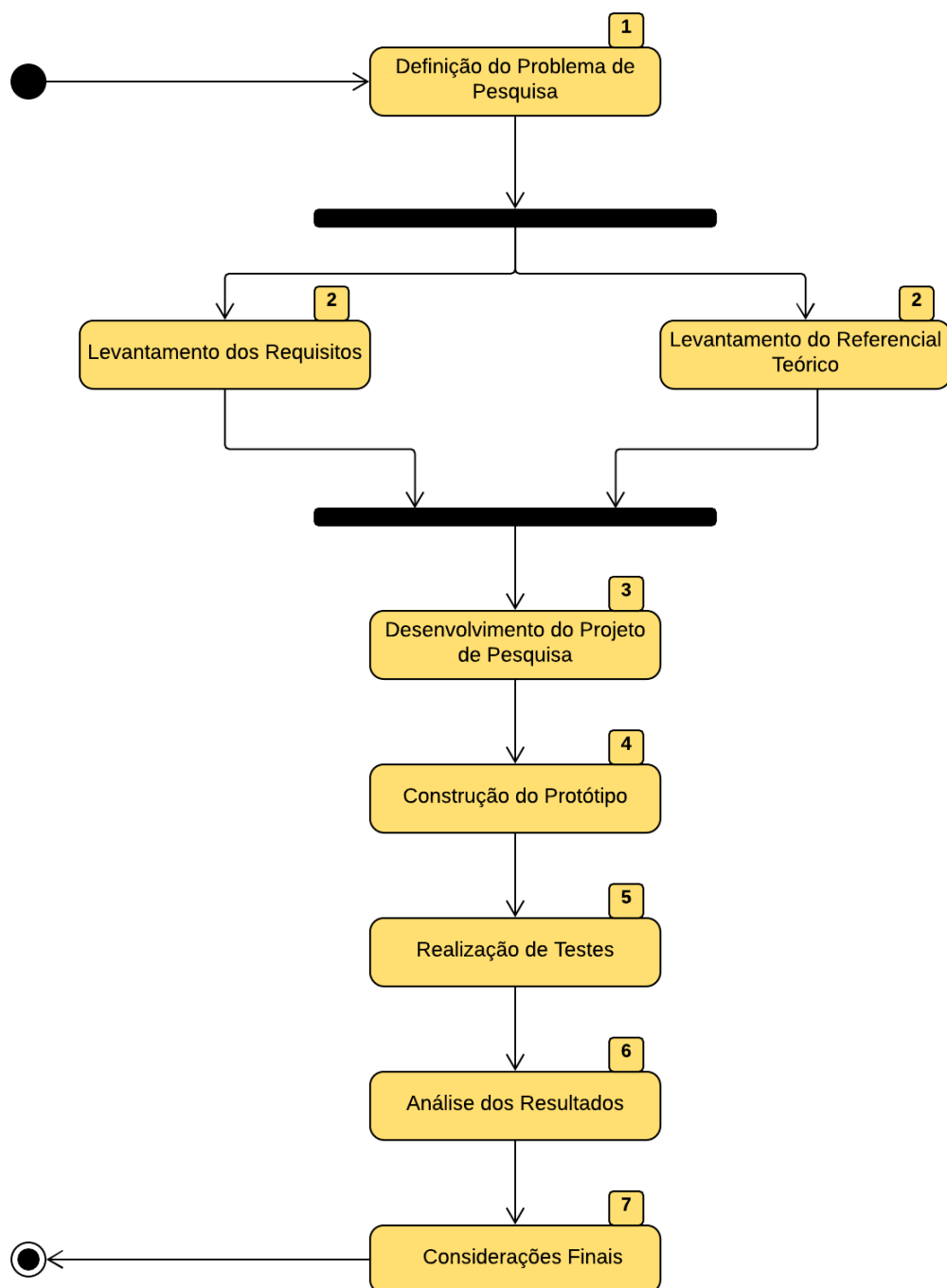
Do ponto de vista de seus objetivos, a pesquisa pode ser classificada em exploratória, uma vez que proporciona maior familiaridade com um problema específico. Quanto aos procedimentos técnicos, a pesquisa é bibliográfica, pois é desenvolvida a partir de material já publicado, constituído principalmente de livros e artigos de periódicos (GIL, 2008).

A pesquisa também pode ser classificada como experimental, em razão de que esta determina um objeto de estudo, identifica as variáveis que são capaz de influenciá-lo e define as formas de observação dos efeitos que as variáveis produzem sobre o objeto (GIL, 2008). Além disso, a pesquisa é um estudo de caso, pois consiste no estudo profundo e abrangente de um ou poucos objetos, permitindo seu amplo e detalhado conhecimento (GIL, 2008).

Gerhardt e Silveira (2009) definem que a pesquisa científica é composta por sete etapas: a formulação da questão inicial; a exploração da questão inicial; a elaboração da problemática; a construção de um modelo de análise; a coleta de dados; a análise das informações e as conclusões. Assim, a Figura 1 representa, em um diagrama de atividades, as etapas de desenvolvimento da presente pesquisa.

A primeira etapa consistiu na definição do problema de pesquisa. Esta definição iniciou-se a partir da análise de testes realizados com as ferramentas Victus, Victus VR e Physio Pong (projetos desenvolvidos pelo GIM) em sessões de exercícios físicos com pacientes do SRF. No decorrer dos testes foi evidenciada a ocorrência da fadiga muscular nos pacientes. Também se observou que os fisioterapeutas não possuem equipamentos

Figura 1 – Metodologia representada em um diagrama de atividades



Fonte: Próprio autor

para mensurar as condições físicas dos pacientes e identificar esse tipo de fenômeno. Dessa forma, foi constatada a necessidade de uma solução computacional para a identificação da fadiga muscular durante as sessões de fisioterapia, com o objetivo de aperfeiçoar o tratamento de reabilitação física.

Após definido o problema de pesquisa, foi necessário o levantamento de um referencial teórico para ser utilizado como base de estudos no desenvolvimento da pesquisa. Para isto, foi realizada uma pesquisa bibliográfica a partir de livros, teses, artigos, entre outros. Também foram feitas consultas nas bibliotecas digitais das organizações IEEE e ACM, porém não foram as únicas fontes de pesquisa utilizadas no desenvolvimento do projeto. Como termos de pesquisa foram utilizadas, tanto em português quanto em inglês, as palavras-chave: eletromiografia, mecanomiografia, fadiga muscular, reabilitação física, fisioterapia, amputação, sensores, microcontroladores e informática médica. Durante o levantamento de referencial teórico se fez necessário o estudo de várias áreas de conhecimento, abrangendo desde a programação e hardware até áreas da saúde e fisioterapia.

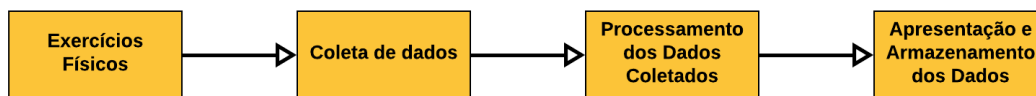
Ainda na segunda etapa foi realizado o levantamento de requisitos. Estes requisitos foram identificados pelos usuários da ferramenta, através de reuniões e conversas com os fisioterapeutas do SRF. Assim, foram identificados os requisitos funcionais e não-funcionais que deveriam ser atendidos pela solução.

Na terceira etapa foi desenvolvido o projeto de pesquisa, para isto, se utilizou toda a base de conhecimento adquirida durante a etapa anterior, como o levantamento de referencial teórico e elicitação de requisitos. Além disso, durante esta etapa foi definida, a partir de estudos e análises de trabalhos correlatos encontrados durante o levantamento de referencial teórico, a forma de implementação da solução.

Na quarta etapa da metodologia foi desenvolvido o sistema, o qual seguiu as etapas previstas no projeto da etapa anterior. A ferramenta é construída com a integração de sensores, *hardware* e *software*. O indivíduo, ao realizar um exercício, é monitorado e os dados coletados a partir da utilização de sensores e da plataforma de prototipagem eletrônica Arduino. Estes dados são processados pelo microcontrolador e transmitidos para o *software* que foi desenvolvido para apresentar graficamente ao usuário as informações sobre a fadiga muscular. O sistema contém um banco de dados para o armazenamento das informações coletadas, possibilitando consultas de todas as sessões realizadas. A Figura 2 apresenta o diagrama de blocos da solução proposta.

Em seguida, a próxima etapa da metodologia realizada foi a de testes da solução desenvolvida. Inicialmente, foram realizados testes unitários dos componentes que compõem a solução e, após isto, foram realizados os testes de integração da solução. Durante esta etapa de testes, foram realizados ajustes e adaptações na solução conforme o surgimento de problemas de funcionamento ou para refinar a ferramenta desenvolvida. Após

Figura 2 – Diagrama de blocos da proposta de solução



Fonte: Próprio autor

isso, foi definido o público-alvo, constituído por pacientes do SRF, para a realização dos testes de validação da solução desenvolvida.

Na sexta etapa, com o intuito de avaliar a funcionalidade e desempenho da solução, foram realizadas análises e avaliações dos resultados obtidos durante a etapa de testes da ferramenta. Além de análises sobre o desempenho geral da solução, também foram analisados o funcionamento específico de cada componente que compõe a ferramenta, como os sensores, o microcontrolador e o *software*. A partir destas análises, foi possível compreender melhor o funcionamento do projeto e realizar aperfeiçoamentos no sistema.

Na última etapa da metodologia, foram realizadas análises e discussões sobre o desenvolvimento da pesquisa. Desse modo, foram abordados nesta análise, todos os pontos do trabalho, desde os métodos aplicados no desenvolvimento do projeto, até os resultados obtidos e o desempenho da solução construída.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo de referencial teórico são apresentadas fundamentações teóricas relacionadas aos principais temas envolvidos no desenvolvimento deste trabalho. Assim, é relevante a absorção das informações contidas neste referencial para um melhor entendimento das bases de conhecimentos estudadas durante a pesquisa.

Primeiro é abordado a fadiga muscular, bem como suas características, causas e consequências. Após, é apresentada a amputação e suas características gerais. Em seguida, são expostos os principais conceitos sobre o processo de reabilitação física. Posteriormente, é discutido a atuação e importância da informática médica no âmbito da saúde. Também é apresentada uma fundamentação sobre microcontroladores e sensores e, por fim, este capítulo apresenta os estudos realizados sobre trabalhos correlatos que foram utilizados como parâmetros de comparação para esta pesquisa.

3.1 Fadiga Muscular

Para o entendimento deste trabalho, é importante uma fundamentação sobre as principais características da fadiga muscular, como as causas, os sintomas, os riscos, as consequências e as formas de identificação. Além disso, esta seção também apresentará uma breve contextualização da fadiga muscular no âmbito de indivíduos amputados.

3.1.1 Definição, Causas e Consequências

Nas atividades diárias do cotidiano, no trabalho, no esporte e bem como em qualquer atividade física realizada, existe a presença da fadiga muscular, apresentando-se muitas vezes como um limitante do desempenho humano e causadora de lesões em diversos níveis do sistema músculo-esquelético (HAWLEY; REILLY, 1997). Por esse motivo, a fadiga muscular tem sido uma das áreas mais estudadas e investigadas na fisiologia do exercício, com inúmeros trabalhos publicados. Porém, mesmo sendo uma área de estudos há mais de 100 anos, ainda existem questões não esclarecidas e divergências entre autores quanto à alguns aspectos e mecanismos da fadiga muscular.

Na literatura existem diversas definições para a fadiga muscular, Lorist et al. (2002) apontam que realizar uma tarefa motora por longos períodos de tempo induz a

fadiga motora, que geralmente é definida como um declínio na capacidade de uma pessoa exercer força. Já Bigland-Ritchie e Woods (1984) definem a fadiga muscular como uma redução induzida pelo exercício na capacidade do músculo de produzir força ou poder, independentemente da tarefa ser sustentada ou não. Segundo Enoka e Duchateau (2008), a fadiga não é um ponto de falha da tarefa ou o momento em que os músculos se esgotam, em vez disso, a fadiga muscular é uma diminuição na força máxima que os músculos envolvidos podem produzir e se desenvolve gradualmente logo após o início da atividade física sustentada.

Mesmo com tantas definições, em geral o termo fadiga muscular é usado para caracterizar uma diminuição na capacidade do indivíduo de realizar ações físicas. É frequentemente caracterizada por uma falta de energia, sensação de cansaço e exaustão, se relacionando com a dificuldade na realização de tarefas voluntárias (GRUET et al., 2013).

Não existe na literatura um consenso sobre qual dos mecanismos envolvidos na fadiga muscular é o mais importante, bem como não se sabe ao certo quais são todos os processos associados a ela. Esta grande divergência de evidências se deve em parte a ampla diversidade de exercícios, protocolos e métodos aplicados no estudo da fadiga muscular em seres humanos (SANTOS et al., 2010).

Também não existe uma causa única para a fadiga muscular, bem como não existe um diagnóstico geral, pelo contrário, ela pode ser causada por diversos mecanismos diferentes, desde o acúmulo de metabólitos¹ nas fibras musculares até a geração de um comando motor inadequado no córtex motor². Desse modo, a sua identificação varia dependendo do estado fisiológico da pessoa e da atividade que está sendo executada.

Historicamente, a hipótese mais popular para a causa fadiga é a acidose intracelular devida, principalmente, ao acúmulo de ácido láctico que fica armazenado nos músculos, aumentando a sua acidez e, causando assim, consequências como dores, espasmos e câibras. Porém esta teoria vem perdendo força nos últimos anos, estudos recentes sobre o músculo de mamíferos mostram pouco efeito direto da acidose na função muscular em temperaturas fisiológicas. Em vez disso, Westerblad, Allen e Lannergren (2002) defendem que uma das principais causas de fadiga muscular é o aumento do fosfato inorgânico, devido à quebra do fosfato de creatina durante a contração muscular.

Nesta linha de pensamento, Wan et al. (2017) apontam que uma das principais causas para a fadiga está relacionada ao acúmulo de metabólitos nos músculos, como íons de

¹Termo utilizado em Farmacologia e Bioquímica, em especial na farmacocinética, para um produto do metabolismo de uma determinada molécula ou substância.

²Área do cérebro responsável pelo controle das atividades motoras.

hidrogênio, lactato, fosfato, entre outras substâncias produzidas no processo de contração muscular durante a realização de atividades físicas, interferindo no suprimento de energia e, afetando uma ou diversas etapas do processo de contração. Contudo, alguns estudos demonstram que apenas esses fatores não parecem constituir-se, por si só, como determinantes da fadiga (SAHLIN; TONKONOJI; SÖDERLUND, 1998; AMENT; VERKERKE, 2009).

Além dos processos químicos decorrentes da contração muscular, estudos apontam que outros aspectos também podem colaborar para a instauração da fadiga. Fatores fisiológicos como a deficiência de minerais, anemia, atrofia muscular, distrofia muscular, problemas cardíacos e diabetes podem contribuir para a ocorrência da fadiga muscular.

Existem muitos métodos diferentes de classificação de fadiga, de acordo com sua duração, ela pode ser classificada em fadiga aguda e fadiga crônica. A fadiga aguda pode ser rapidamente aliviada pelo repouso ou pelas mudanças no estilo de vida, enquanto a fadiga crônica é uma condição definida como um cansaço persistente que dura meses e que não é amenizado pelo repouso (NORHEIM; JONSSON; OMDAL, 2011). Nesse segundo caso, é necessário recorrer a serviços de reabilitação física e à sessões de fisioterapia para atenuar as dores, para o fortalecimento do músculo e minimizar os impactos.

3.1.2 Métodos de identificação

No que diz respeito a identificação e monitoramento da força e a fadiga muscular, atualmente são utilizadas distintas metodologias. As principais e mais promissoras técnicas aplicadas são a eletromiografia e a mecanomiografia.

A eletromiografia (EMG) é essencialmente o registro elétrico da atividade da unidade motora³. Assim, esse registro possibilita, mediante a interpretação dos sinais elétricos, o estudo da ativação das fibras musculares presente em todo e qualquer movimento executado pela musculatura esquelética, permitindo o acompanhamento de variáveis associadas ao desempenho do músculo estudado, tais como força produzida e a velocidade de propagação do potencial de ação (YAO; FUGLEVAND; ENOKA, 2000; PORTNEY; ROY, 1993).

Nesse sentido, Portney e Roy (1993) definem a eletromiografia como um método de investigação do estado fisiológico do sistema neuromuscular, empregada muitas vezes

³Unidade funcional básica de um músculo, sendo formada por um neurônio motor e as fibras musculares por ele inervadas.

na avaliação do alcance da doença neuromuscular ou traumatismo, e como instrumento cinesiológico para o estudo da função muscular. Seguindo este raciocínio, Hendrix et al. (2009) indicam que através da eletromiografia pode-se analisar o comportamento de algumas patologias, prevenção de lesões musculares, análise de força, fadiga muscular, entre outros.

A mecanomiografia (MMG) é a técnica que registra as vibrações do músculo esquelético que ocorrem quando este se contrai. Uma vibração mecânica na pele sobre um músculo em contração é produzida por mudanças dimensionais laterais das fibras musculares ativas (AKATAKI et al., 2003).

Quando um músculo se contrai, ele produz vibrações que se traduzem por oscilações da pele que recobre esse músculo. Essas oscilações, e os sons correspondentes, podem ser detectados por meio de acelerômetros colocados sobre a superfície da pele, transformando a vibração em sinal elétrico. A MMG de superfície é o resultado da soma-tória dos sinais emitidos pelo número de unidades motoras ativas, mediadas e moduladas pela arquitetura do complexo músculo-tendão, gordura e pele.

Yoshitake et al. (2002) apontam que a mecanomiografia pode ser útil para a investigação do músculo nas áreas da fisiologia, medicina clínica e reabilitação. Nesse contexto, Beck et al. (2004) afirmam que, clinicamente, a MMG pode ser utilizada para examinar desordens neuromusculares, incluindo paralisia cerebral, distrofia miotônica, desordens craniomandibulares, dor lombar crônica e severa, fadiga muscular, atrofia muscular esquelética, e como um mecanismo de controle externo de próteses.

3.1.3 Contexto de Amputados

Outra área de estudos da fadiga muscular têm sido realizado no âmbito da recuperação funcional de sujeitos com patologias neuromusculares ou lesões em determinadas estruturas do sistema nervoso. Alguns estudos relacionaram as alterações de parâmetros cinemáticos induzidas pela fadiga na identificação de fatores de risco para ocorrência de lesões de sobrecarga (ASCENSÃO et al., 2003).

O estudo da fadiga muscular no contexto de indivíduos amputados é de extrema importância, pois a amputação é um aspecto físico que favorece a ocorrência da fadiga. Todo o esforço necessário para a locomoção fica acentuado e, muitas vezes, se torna exaustivo para o amputado, pois toda a sobrecarga fica sobre apenas um membro. Além disso, existem complicações relacionadas à amputação que agravam ainda mais esse fato,

como a atrofia muscular e dores.

De acordo com Croisier et al. (2001), em pacientes amputados, dependendo do tipo de amputação, a fadiga muscular tende a ser ainda mais presente, os amputados transfemorais apresentam significativa redução da força no membro amputado comparado ao não amputado. Amputados de membros inferiores não têm muitos mecanismos naturais que atenuam o impacto das forças durante a marcha, além disso, os tecidos moles do membro residual não são particularmente bem adaptados para tolerar a carga mecânica, o que pode levar à dor e lesões na pele (LAFORTUNE; HENNING; VALIANT, 1995).

O acompanhamento das condições de sobrecarga mecânica nas articulações de membros inferiores de usuários de prótese torna-se fundamental, já que podem estar influenciando na formação de processos inflamatórios, desgastes articulares, desconforto, cansaço excessivo, fadiga muscular e diversos outros problemas (SULLIVAN; SCHMITZ, 1993).

3.2 Amputação

Nessa seção são apresentados conceitos necessários para uma contextualização a respeito da amputação quanto à definição, tipos de amputação, formas de tratamentos de reabilitação física e também quanto à parte emocional envolvida durante o processo de amputação e reabilitação do paciente.

3.2.1 Definição

A amputação é um dos casos mais comuns e antigos de cirurgias na história da humanidade, existem evidências em cavernas na Espanha e na França que relatam amputações que ocorreram há mais de 36 mil anos. Na medicina, foi só em 1510 que Ambroise Paré, um eminente cirurgião militar francês, aprimorou a técnica da ligadura de vasos, o que permitiu alcançar melhores resultados e maior chance de sobrevivência nas cirurgias de amputação (SILVA, 2006).

De acordo com o Ministério da Saúde (MS), amputação é o termo utilizado para definir a retirada total ou parcial, geralmente de forma cirúrgica, de um membro ou extremidade do corpo. Vale ressaltar que o procedimento de amputação não pode ser visto unicamente como o propósito final da cirurgia, mas sim como parte de um processo maior

que objetiva o tratamento de diversas doenças e assim prover uma melhora na qualidade de vida do paciente.

Um ponto importante a ser salientado é que a amputação somente é realizada como último recurso médico, visando evitar o agravamento do estado de saúde do paciente, que poderá conduzi-lo à morte. Assim, segundo Silva (2006) a decisão de amputação, apesar de tudo, é encarada como um bem necessário para pôr fim ao sofrimento do paciente.

No Brasil, de acordo com Carvalho (2003), a estimativa é de que as amputações de membros inferiores correspondam a 85% de todas as amputações de membros. E pelo SUS (Sistema Único de Saúde) esse número é ainda maior, em 2011 cerca de 94% das amputações realizadas foram em membros inferiores, apesar de não haver informações precisas sobre este assunto no Brasil.

Na literatura, encontramos que aproximadamente 80% das amputações de membros inferiores são realizadas em pacientes com doença vascular periférica e/ou diabetes (LUCCIA; SILVA, 2003). As amputações por causas traumáticas prevalecem em acidentes de trânsito e ferimentos por arma de fogo, sendo essa a segunda maior causa.

Neste contexto, Silva (2006) aponta que as etiologias das amputações são geralmente divididas em quatro tipos, são elas: congênitas, tumorais, doenças vasculares e traumáticas. Na Tabela 1 estão apresentadas as principais causas e a frequência de amputação registradas pelo SUS em 2011, segundo dados do Ministério da Saúde.

Tabela 1 – Frequência de causas de amputação registradas pelo SUS em 2011

	Causas	Frequência	%
1	Causas externas	16.294	33,2
2	Algumas doenças infecciosas e parasitárias	8.808	17,9
3	Algumas doenças do aparelho circulatório	7.905	16,1
4	Diabetes	6.672	13,6
5	Gangrena (não classificada em outra parte)	5.136	10,4
6	Doenças do sistema osteomuscular e do tecido conjuntivo	2.961	6,0
7	Neoplasias	957	1,9
8	Doenças da pele e do tecido subcutâneo	230	0,5
9	Malformações congênitas e anomalias cromossômicas	202	0,4
	Total	49.165	100%

Fonte: Adaptado de SIHSUS (2011)⁴

⁴Disponível em: <http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf>
Acessado em: 10 de março de 2019

3.2.2 Níveis de Amputação e Protetização

Ao realizar uma amputação, deve-se ter cuidadosa consideração à escolha do nível. O membro residual de amputação é denominado coto, quando a cirurgia é a única alternativa possível, deve-se analisar as possibilidades a modo de deixar o coto o melhor possível, de modo a que este possa ser protetizado.

O coto é considerado um novo membro, responsável pelo controle da prótese durante o ortostatismo e deambulação. É comum ocorrer algumas complicações após amputação, como deformidade em flexão, irregularidades ósseas, excesso de partes moles, cicatrização inadequada, neuromas dolorosos, complicações cutâneas ou comprometimento vascular, o que pode levar à incapacidade e redução nos níveis de qualidade de vida (SIGNORELLI et al., 2003).

O cirurgião tem um papel fundamental no diagnóstico e na decisão do local exato onde irá ocorrer a amputação. Em geral, a conduta é preservar tanto comprimento quanto possível, deve ser escolhido um nível que assegurará boa cicatrização, com adequada cobertura da pele e sensibilidade preservada (DELISA; GANS, 2002).

Com o intuito de uma melhor qualidade de vida e adaptabilidade do paciente no processo de protetização, um nível de amputação será mais adequado do que outro quanto melhor se prestar a adaptação a uma prótese funcional, uma vez tendo sido satisfeitas as exigências relativas à sua escolha de acordo com a idade, com a etiologia e a necessidade da amputação (LIANZA, 1995). Assim, os níveis de amputação podem ser classificados da seguinte forma:

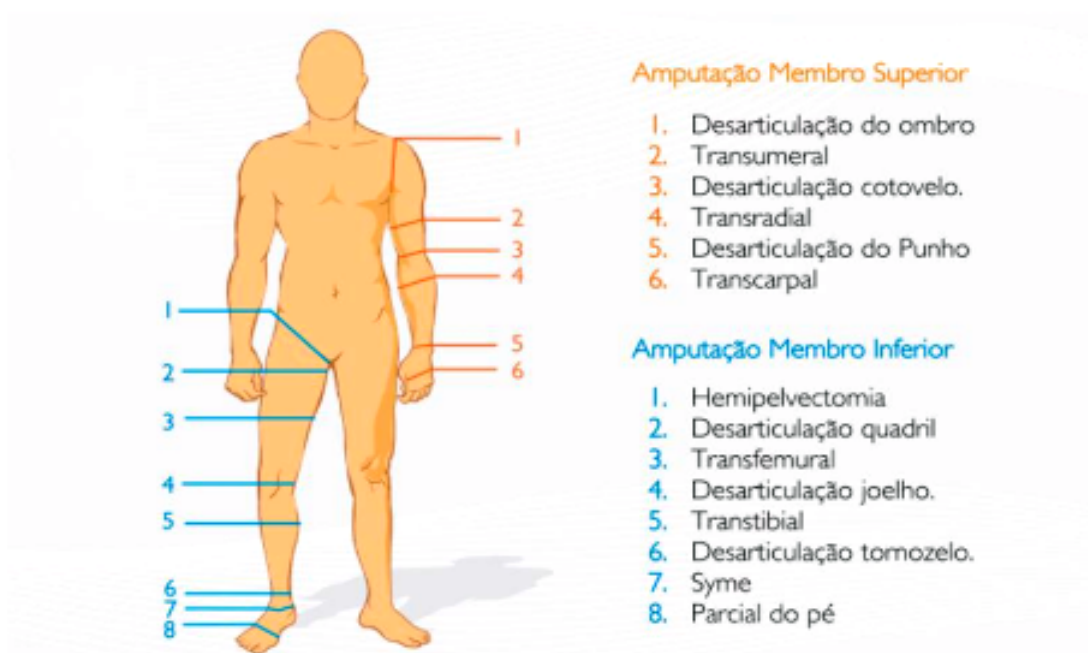
- Níveis de amputação do membro superior:
 1. Desarticulação do ombro
 2. Transumeral
 3. Desarticulação do cotovelo
 4. Transradial
 5. Desarticulação do Punho
 6. Transcarpiana

- Níveis de amputação do membro inferior:
 1. Hemipelvectomy
 2. Desarticulação do quadril

3. Transfemural
4. Desarticulação do joelho
5. Transtibial
6. Desarticulação do tornozelo
7. Syme
8. Parcial do pé

Dentre os níveis de amputação do membro superior, as mais frequentes são as amputações transradiais e transmerais. Já dentre os níveis de amputação do membro inferior, as mais frequentes são as amputações transfemorais e transtibiais, sendo estas também as que oferecem uma melhor probabilidade para a protetização do paciente. A Figura 3. Demonstra, de maneira ilustrativa, todos os níveis de amputação do membro superior e inferior.

Figura 3 – Principais níveis de amputação de membros superiores e inferiores



Fonte: Adaptado de Tudo La Blog (2016)⁵

Todas as pessoas com amputações adquiridas e com falta de membro congênita são encorajadas, por uma série de profissionais, a usarem próteses como parte do seu

⁵Disponível em: <<http://tudolablog.blogspot.com>> Acessado em: 15 de março de 2019

processo de reabilitação. A prescrição da prótese deverá ter em conta a parte psicológica, física e o potencial de reabilitação que o indivíduo apresenta para a protetização (SILVA, 2006). A Figura 4 apresenta as principais próteses para os diferentes níveis de amputação.

Figura 4 – Tipos de próteses para diferentes níveis de amputação de membro inferior



Fonte: Adaptado de AD Postural (2016)⁶

Com a perda de parte do corpo, o sujeito pode sofrer uma alteração brusca da imagem corporal, fazendo-se então necessária a reintegração desta imagem ao novo esquema corporal. Esta reintegração irá repercutir no próprio autoconceito do sujeito, e é de fundamental importância que esta conte com uma reconstrução positiva da imagem corporal (BENEDETTO; FORGIONE; ALVES, 2002).

As próteses são compostas basicamente por encaixes, articulações, sistema de conexões e pés, e existem dois tipos básicos de próteses: as endoesqueléticas e as exoesqueléticas, para membros inferiores e superiores. Com a evolução da ciência e da tecnologia da fabricação de próteses, estas parecem cada vez mais naturais, e são desenhadas e construídas de forma a maximizar a função do indivíduo (ZEREU et al., 1995).

Nas protetizações, cuidados devem ser tomados com a distribuição de peso e com a fixação da prótese ao coto de amputação, durante as fases de apoio e de balanço na marcha, respectivamente (CARVALHO, 2012). O MS reforça a importância de orientar o paciente de como realizar a transferência de peso para o membro protetizado, subir

⁶Disponível em: <<https://adpostural.com.br/proteses-para-amputacoes>> Acessado em: 15 de março de 2019

e descer escadas e rampas, sentar e levantar, desviar de obstáculos e andar em terrenos irregulares.

Silva (2006) salienta que a utilização de próteses tem como objetivo minimizar as incapacidades e desvantagens de quem teve um sofrimento profundo ao ser privado de um membro, proporcionando ao paciente a capacidade de ser independente e para o melhor e mais breve possível retorno às atividades habituais e assim, readquirir sua auto-estima, a vontade e a alegria de viver.

Assim sendo, logo após a amputação e durante a etapa de protetização de um paciente amputado, este necessita de tratamento de reabilitação física e de um acompanhamento profissional de um fisioterapeuta. O MS (2013) destaca que o fortalecimento muscular do coto de amputação é extremamente importante, e enfatiza, também, que após a amputação o paciente utilizará outros grupos musculares para executar suas atividades de vida diária. Portanto, o fortalecimento muscular deve ser geral.

3.3 Reabilitação Física

Esta seção tem como objetivo apresentar os principais conceitos e características do processo de reabilitação física de pacientes, ressaltando os métodos e técnicas aplicados durante o tratamento. Além disso, esta seção apresenta uma contextualização da reabilitação física no tratamento de indivíduos amputados.

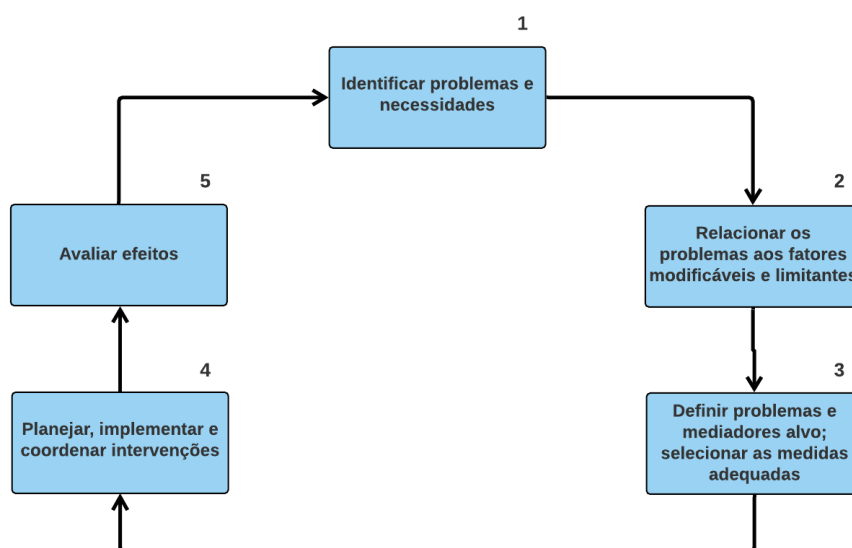
3.3.1 Conceitos e Aspectos

Segundo a OMS (Organização Mundial da Saúde) o processo de reabilitação física pode ser definido como o uso de todos os meios necessários para reduzir o impacto da condição incapacitante e permitir aos indivíduos incapacitados a obtenção de uma completa integração. Assim, a reabilitação tem como objetivo, reduzir a incapacidade provocada por alguma doença e, quando possível, melhorar a capacidade funcional do indivíduo (BROWN et al., 2014).

Serviços de reabilitação são conceituados como serviços de suporte que proporcionam a gestão de doenças neuromusculares e musculoesqueléticas. Desse modo, estes serviços buscam alterar o estado funcional do indivíduo, realizando intervenções clínicas, psicossociais e funcionais (CHEN; YANG, 2009).

O profissional de saúde responsável pela reabilitação física é o fisioterapeuta, e sua função é manter, restaurar e melhorar o movimento, atividade e saúde, permitindo que indivíduos de todas as idades tenham uma melhor qualidade de vida (ONKS; WAWRZYNIAK, 2014). A Figura 5 descreve o processo de reabilitação descrita pela OMS.

Figura 5 – Etapas do processo de reabilitação



Fonte: Secretaria de Saúde de Santa Catarina (2012)⁷

A reabilitação é um processo global e dinâmico que objetiva a reintegração social do paciente, recuperar a saúde física e psicológica da pessoa portadora de deficiência ou com funções prejudicadas por doença ou evento traumático (RIBEIRO; BARTER, 2010). Entretanto, a reabilitação não pode ser considerada uma estratégia isolada, mas sim uma estratégia integrada ao tratamento do usuário (LAVIN et al., 2005).

O programa de fisioterapia geralmente inclui exercícios de alongamento e fortalecimento, além de técnicas para mobilidade articular e de tecidos moles. O exercício de fortalecimento pode assumir a forma de carga isométrica (sem movimento), concêntrica (encurtamento) e excêntrica (alongamento) do músculo para fornecer sobrecarga e facilitar ganhos de força.

3.3.2 Contexto de amputados

Com a amputação o paciente sofre grande alteração do potencial funcional músculo esquelético e dificuldades na adaptação a uma condição incapacitante, pois o mesmo

⁷Disponível em: <<http://www.saude.sc.gov.br/index.php/resultado-busca/geral/2165-o-que-e-reabilitacao>>
Acessado em: 20 de março de 2019

necessita fazer mudanças na sua vida, desde alterações sociais, econômicas e até familiares (SCHOPPEN et al., 2003).

Além dos fatores físicos associados à amputação, também existem os fatores psicológicos relacionados à ela, Silva (2006) ressalta que a amputação pode ocasionar distúrbios emocionais como a perda da identidade, baixa auto estima, sentimento de inferioridade, auto depreciação e depressão. Fatores estes que podem desmotivar e interferir negativamente no processo de reabilitação física do paciente.

Nesse contexto, Schweitzer (2004) aponta que o fisioterapeuta desempenha papel fundamental quanto à reeducação funcional, acompanhando o paciente em todos os estágios do programa de reabilitação, fazendo parte de equipe multidisciplinar, supervisionando e tratando desde o estágio pré e pós-operatório, na educação de mobilidade pré e pós-protética e, se necessário, em cuidados de manutenção das funções músculo-esqueléticas. A Figura 6 ilustra o tratamento de reabilitação física de um paciente amputado de membro inferior.

Figura 6 – Processo de reabilitação física de paciente amputado de membro inferior



Fonte: Hospital de Reabilitação Física do Paraná (2017)⁸

Em pacientes amputados, Dillingham, Pezzin e MacKenzie (2003) expõem que o

⁸Disponível em: <<http://www.hospitaldereabilitacaodoparana.saude.pr.gov.br>> Acessado em: 21 de março de 2019

tratamento deverá ser iniciado de forma precoce para recuperação funcional, com objetivo de acelerar a protetização e o retorno às atividades. De maneira específica, os objetivos visam cicatrização e redução de edema, manter ou aumentar força muscular de ambos os membros, transferências e cuidados no leito, prevenir contraturas articulares do membro residual ou qualquer membro e instrução nos cuidados do membro residual (GAUTHIER-FIAGNON; GRISE; POTVIN, 1998).

Assim, a OMS afirma que o processo de reabilitação da pessoa com deficiência não deve ser feito de modo isolado, mas sim de forma integrada com o tratamento do paciente, diminuindo as morbidades que essa determinada população podem apresentar, tais como diabetes, hipertensão arterial, entre outras. Além disso, existem enfermidades que podem ocorrer devido à amputação, como dor no coto da amputação e a dor fantasma⁹, exigindo uma atenção especial por parte do fisioterapeuta.

A modificação do padrão de locomoção do indivíduo é evidente após a amputação e deve compor o processo de reabilitação. Nesse caso, o fisioterapeuta deve descrever e instruir ao paciente, inicialmente, quanto ao uso de muletas, definindo a melhor marcha funcional para cada caso, fazendo-se necessária a reeducação da musculatura utilizada em cada tempo da marcha (PASTRE et al., 2005).

Em um segundo momento do tratamento, Gaspar, Ingham e Chamlian (2003) abordam a utilização da prótese e, nesse sentido, a preparação prévia do coto é de extrema importância. Neste caso, não há descrição completa na literatura de como seria a melhor forma de programar a reabilitação, porém existe um consenso entre os autores de que deve-se tratar do tema conforme a condição funcional do paciente.

Embora mesmo sendo um serviço muito eficiente e significativo para o bem-estar físico, psicológico e social do paciente, o resultado de qualquer programa de reabilitação, inclusive de pacientes amputados, é dependente da participação ativa do paciente, que por sua vez é muito influenciada pela atitude e motivação do indivíduo para a abordagem de reabilitação física a qual ele está sendo exposto (ANWAR; ALKHAYER, 2016).

Nesta perspectiva, é evidente a necessidade do desenvolvimento de novos métodos e ferramentas tecnológicas para uma maior eficácia no processo de reabilitação física e tornar o tratamento mais motivador. Sendo assim, a informática médica é a área de estudo responsável pelo desenvolvimento e aplicação de técnicas para melhorar este panorama.

⁹Sensação desagradável de dor na porção do membro que não mais existe.

3.4 Informática Médica

Além do embasamento sobre as áreas da saúde envolvidas nesta pesquisa, também é necessária uma fundamentação sobre os aspectos tecnológicos e como eles estão aplicados no âmbito da saúde. Portanto, esta seção tem como objetivo apresentar uma contextualização sobre a informática médica quanto à sua definição e seus conceitos, destacando o sua importância para a área da saúde.

3.4.1 Definição e Conceitos

É notório a capacidade que a computação possui para prover soluções tecnológicas para várias áreas de conhecimento, inclusive para a área saúde. Nesse sentido esta seção tem como finalidade apresentar a definição e conceito de Informática Médica e, também, sua contribuição para a área da saúde.

Segundo Wyatt e Liu (2002), a informática médica é o estudo e a aplicação de métodos para melhorar o gerenciamento de dados de pacientes, conhecimento clínico, dados populacionais e outras informações relevantes para o cuidado do paciente e a saúde da comunidade. Também pode ser definida como o campo científico que lida com informações, dados e conhecimentos biomédicos, seu armazenamento, recuperação e uso ideal para resolução de problemas e tomada de decisões. Por conseguinte, aborda todos os campos básicos e aplicados da ciência biomédica e é estreitamente ligados às modernas tecnologias da informação.

O estudo da informática tem sido cada vez mais fundamental para as práticas da medicina e da prestação de cuidados de saúde. Entretanto, ao invés de novos medicamentos, máquinas de raios-x, ou novos instrumentos cirúrgicos, as ferramentas computacionais são mais propensas a serem utilizadas, como sistemas de apoio à tomada de decisão, registros eletrônicos ou sistemas de comunicação (COIERA, 2015). Assim, aprimorando o uso da informação e tornando mais eficiente a forma como os dados do paciente e o conhecimento médico são capturados, processados, comunicados e aplicados.

A “era da informatização” é caracterizada pelo o aumento no volume de dados gerados e armazenados na prática da fisioterapia e da área de saúde em geral, amplia-se, também, a possibilidade de obtenção de informações importantes no apoio ao processo decisório dos profissionais de saúde. Considerando os dados referentes a cadastro pessoal, diagnóstico clínico e fisioterapêuticos, anamnese, exame físico, exames complementares

e evolução, eles geram aproximadamente 80 variáveis por paciente (CARVALHO et al., 2012). Assim, esse grande volume de dados demanda técnicas e ferramentas que, com eficiência, potencializem a transformação dos dados em informação útil e oportuna, viabilizando sua efetiva utilização pelo fisioterapeuta, como apoio na identificação das melhores práticas a serem adotadas no tratamento em questão.

Considerando que os profissionais da área de saúde devam desenvolver competências e saberes tecnológicos que possam modificar, enriquecer e possibilitar a construção de novos conhecimentos e instrumentos que estejam voltados para a sua prática profissional, torna-se cada vez mais imprescindível a discussão e apresentação de propostas que objetivem a utilização de recursos computacionais na área da saúde. Contudo, Cardoso (2016) ressalta que nenhum sistema pode ou deve substituir o olhar do profissional da área de saúde ao examinar o paciente, buscando todos os sinais e sintomas que venham a tornar possível o diagnóstico. Porém, o uso de sistemas especialistas que venham auxiliar na sistematização do processo de tomada de decisões podem contribuir de forma significativa com o profissional na sua prática.

Um sistema especialista é aquele que é desenvolvido para atender a uma aplicação determinada e limitada do conhecimento humano. É capaz de emitir uma decisão, apoiado em uma base de conhecimento, tal qual um especialista de determinada área do conhecimento humano (ROSSO et al., 2002). Assim, ele deve além de inferir conclusões, ter capacidade de aprender novos conhecimentos e, deste modo, melhorar o seu desempenho de raciocínio e a qualidade de suas decisões (RABELO et al., 1993).

Uma das grandes vantagens de um sistema especialista está no fato deste não ser influenciado por elementos externos a ele, como ocorre com o especialista humano (LEVINE, 1988). Para as mesmas condições, o sistema deverá fornecer sempre o mesmo conjunto de decisões, isto elimina erros devido à pressão do ambiente, ou seja, situações críticas que necessitam de respostas rápidas e precisas.

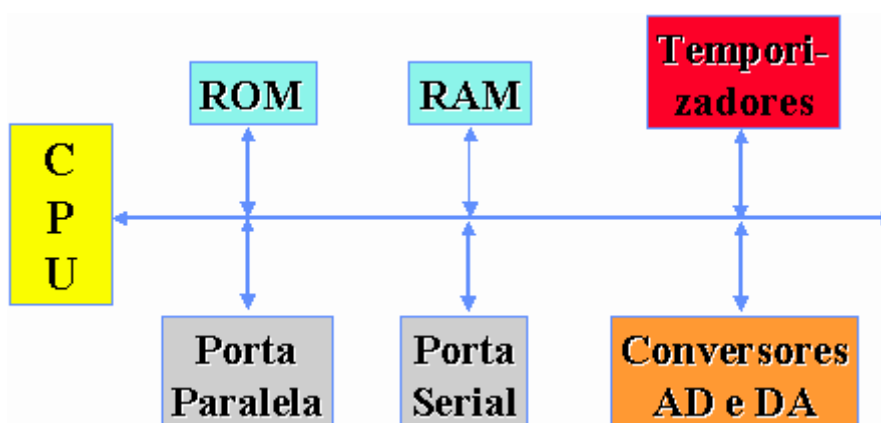
Assim, a tecnologia torna-se um importante aliado para a área da saúde provendo diversas soluções que proporcionam um melhor acompanhamento dos pacientes, tornando mais eficaz o tratamento como um todo. Vale ressaltar a utilização de diferentes tecnologias como microcontroladores e sensores no desenvolvimento de aplicações voltadas para a saúde.

3.5 Microcontroladores

Com o desenvolvimento rápido da tecnologia de integração de circuitos eletrônicos, foi possível integrar as partes básicas de um computador como a unidade central de processamento, as unidades de armazenamento de informações e unidades de entrada e saída. Por consequência, foram implementados computadores mais compactos, confiáveis e baratos, dando origem aos microcomputadores e microprocessadores. Após isto, com a evolução da microeletrônica, cada vez mais componentes eram integrados por unidade de área e com isso foi possível a integração de todos os componentes básicos de um microcomputador digital em uma única pasta de silício, originando assim os microcontroladores (GIMENEZ, 2002).

De acordo com Monk (2012), microcontrolador é um pequeno computador (SoC) num único circuito integrado o qual contém um microprocessador (CPU), memórias não-voláteis (ROM/PROM/EPROM/EEPROM), memórias voláteis (RAM, SRAM, DRAM), portas E/S, conversor A/D, portas para comunicação paralela e serial, timers, módulo de interrupções, etc. Os microcontroladores são concebidos para aplicações embarcadas, em contraste com os microprocessadores utilizados em computadores pessoais ou outras aplicações de uso geral. A Figura 7 apresenta o diagrama de blocos básicos de um microcontrolador.

Figura 7 – Diagrama de blocos básicos de um microcontrolador



Fonte: Adaptado de MZ Editora (2008)¹⁰

Quanto à arquitetura, a maioria dos microcontroladores são implementados utilizando a arquitetura de Harvard com características RISC. A definição por esse tipo de

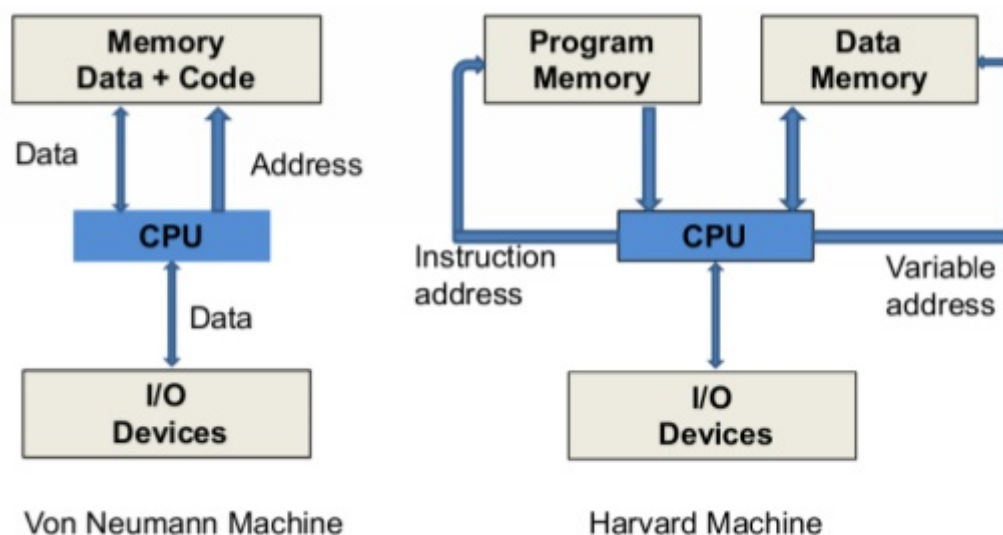
¹⁰http://www.mzeditora.com.br/artigos/mic_modernos.htm Acessado em: 30 de março de 2019

arquitetura tem como propósito obter maior poder de processamento nos microcontroladores.

A arquitetura RISC, do inglês *Reduced Instruction Set Compute* (Computador com Conjunto de Instruções Reduzidas), possui um conjunto reduzido de instruções básicas e fundamentais e, a partir da combinação destas instruções básicas, são implementadas funções mais complexas. A simplicidade das instruções numa arquitetura RISC torna o microcontrolador muito rápido, pois cada uma delas pode ser executada tipicamente em apenas um ciclo do clock.

A arquitetura Harvard é baseada no uso de duas memórias distintas e independentes em termos de barramento ao processador. Tem, como principal característica, o acesso à memória de dados de modo separado em relação à memória de programa, permitindo ao processador acessar as duas simultaneamente. A arquitetura de Harvard proporciona ao microcontrolador maior velocidade de processamento, pois enquanto a CPU processa uma informação, outra nova informação está sendo buscada de forma sucessiva. A Figura 8 apresenta as diferenças entre as arquiteturas de Harvard e Von Neumann.

Figura 8 – Diferenças entre as arquiteturas de Harvard e Von Neumann



Fonte: Adaptado de [spiroprojects.com](http://www.spiroprojects.com) (2015)¹¹

Geralmente, um microcontrolador é limitado em termos de quantidade de memória, principalmente no que diz respeito à memória de dados. Por isso, é geralmente utilizado em aplicações específicas, ou seja, naquelas que não necessitam armazenar grandes

¹¹Disponível em: <<http://www.spiroprojects.com/blog/cat-view-more.php?id=130>> Acessado em: 03 de abril de 2019

quantidades de dados, como em automação residencial, em automação predial, em automação industrial e na automação embarcada (GIMENEZ, 2002).

Existem muitas linguagens de programação que podem ser utilizadas na programação de sistemas inteligentes, utilizando microcontroladores, além do Assembly (nível baixo), tais como as linguagens estruturadas de programação C (nível médio) e BASIC (nível alto). A escolha de uma delas na elaboração de um projeto de software é muito importante e envolve o conhecimento técnico especializado (GIMENEZ, 2002).

A característica de uma linguagens de nível baixo, como o Assembly, é a de apresentar o mesmo conjunto de instruções que aquele definido pelo fabricante da família de microcontroladores, com a qual se deseja desenvolver os projetos de programa. Isso permite um total controle sobre os registradores internos do dispositivo e as posições de memória e, conseqüentemente, são gerados programas muito mais compactos em relação às outras linguagens. Contudo, mesmo que apresente um resultado melhor no que diz a respeito ao desempenho, a programação em baixo nível nem sempre é intuitiva e produtiva. Uma alternativa para essa realidade é a plataforma Arduino.

O Arduino é uma plataforma *open-source* de protótipos eletrônicos baseada em uma placa de microcontrolador simples e um ambiente de desenvolvimento próprio, com uma interface amigável que é baseada na linguagem C/C++. A plataforma oferece a abstração necessária para criar ferramentas que são acessíveis, com baixo custo, flexíveis e fáceis de se usar por principiantes e profissionais, principalmente para aqueles que não teriam alcance aos controladores mais sofisticados e ferramentas mais complexas.

Dessa maneira, pode-se dizer que o microcontrolador é um tipo especial de circuito integrado, pois vem com a possibilidade de ser programado para desempenhar tarefas específicas. Alguns kits de desenvolvimento possuem diversos hardwares, que podem ser utilizados em conjunto com o microcontrolador, como display de LED, botões, luzes, acionador de motor e uma gigantesca infinidade de sensores.

3.6 Sensores

Os sensores são geralmente definidos como dispositivos que tem a função de detectar e responder a algum estímulo ou sinal, geralmente físico, químico ou biológico, de maneira específica e que podem transformar esse estímulo em outra grandeza física para fins de medição e monitoramento (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2011). Um transdutor por sua vez, é um dispositivo que converte um tipo de energia em outra, não

necessariamente em um sinal elétrico.

Assim, o sensor é o dispositivo que vai receber o estímulo e o transdutor vai transformar este estímulo, relacionado a uma energia, em outro tipo de energia para fins de observação. Por exemplo, um termômetro tem como sensor o mercúrio, que se expande com o aumento da temperatura, sendo o tubo capilar que contém o mercúrio com uma escala ao lado o transdutor (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2011).

Os sensores são largamente usados na medicina, na indústria e na robótica, além de outras aplicações. Como o sinal é uma forma de energia, os sensores podem ser classificados de acordo com o tipo de energia que detectam, por exemplo:

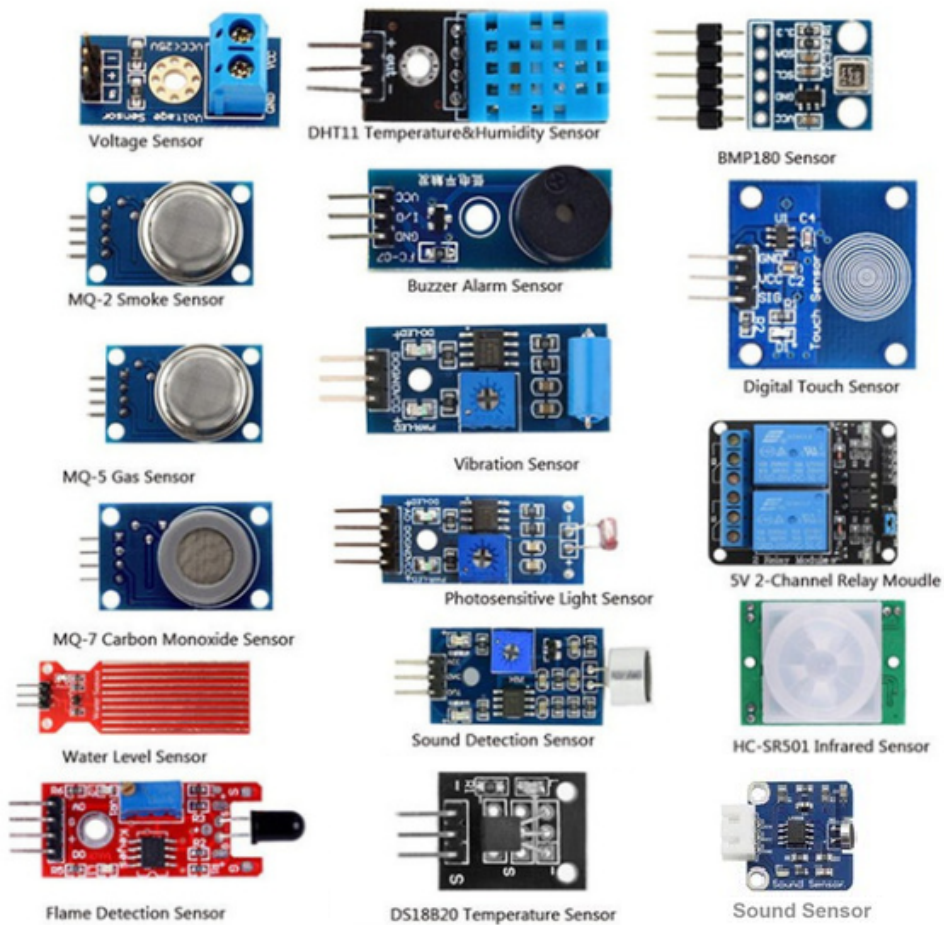
- Sensores ópticos: células solares, fotodiodos, fototransistores.
- Sensores de som: microfones, hidrofones, sensores sísmicos.
- Sensores de temperatura: termômetros, termopares, termistores.
- Sensores de calor: bolometro, calorímetro.
- Sensores de radiação: contador Geiger, dosímetro.
- Sensores de pressão: barômetro, barógrafo, variômetro.
- Sensores de vibração: acelerômetros.

Karvinen e Karvinen (2014) declaram que se um dispositivo eletrônico for considerado inteligente, ele então estará cheio de sensores. De fato, graças a proliferação de dispositivos inteligentes, especialmente telefones, os preços dos sensores está cada vez mais acessível. Além de ser economicamente viável adicionar sensores em projetos, eles também expandem significativamente os tipos de projetos que podem ser desenvolvidos.

Em sistemas baseados em sensores, um nó sensor é geralmente composto por vários sensores, um microcontrolador, transmissor-receptor e possivelmente uma bateria. Onde os sensores possuem a função de coletar os dados, o microcontrolador tem como finalidade processamento de dados, o transmissor-receptor é responsável pela transmissão de dados, e a bateria é encarregada pela alimentação de todos os circuitos do dispositivo (HADJIDJ et al., 2013).

No contexto da utilização de sensores em conjunto com microcontroladores, a plataforma Arduino oferece um grande suporte à utilização e integração de sensores, possibilitando a utilização de uma enorme variedade de sensores, desde sensores ópticos até sensores de força muscular. Na Figura 9 são ilustrados alguns sensores que podem ser utilizados com a plataforma Arduino.

Figura 9 – Exemplos de sensores utilizados com Arduino



Fonte: Adaptado de RobotShop ¹²

Com uma grande variedade de sensores, a área de aplicação e desenvolvimento de soluções tecnológicas também se torna vasta. Na área da saúde isto também ocorre com o emprego de sensores para coletar e monitorar os sinais vitais de pacientes. Em especial na reabilitação física, onde sensores são aplicados para mensurar e diagnosticar a evolução de pacientes.

3.7 Trabalhos Correlatos

Nesta seção são apresentados trabalhos que se correlacionam com a proposta da presente pesquisa. Assim, foram selecionados trabalhos que se assemelham com a proposta de identificação da fadiga muscular ou que realizam métodos e técnicas familiares

¹²Disponível em: <<https://www.robotshop.com/en/37-modules-sensor-kit-arduino-v2.html>> Acessado em 14 de abril de 2019

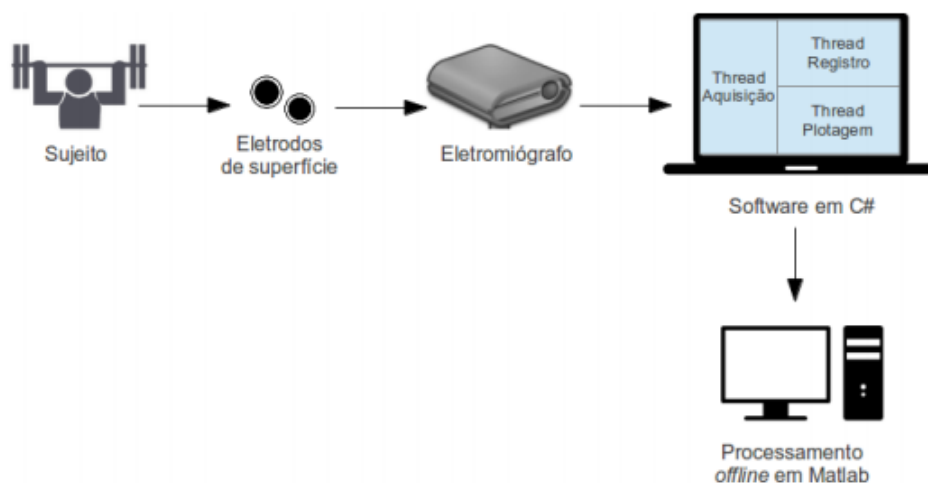
aos que são utilizados no desenvolvimento deste trabalho. Ao final desta seção será elaborado uma análise comparativa entre os trabalhos correlatos com a finalidade de estabelecer as semelhanças e contrapontos em relação à solução proposta.

3.7.1 Análise dos efeitos da fadiga muscular no sinal eletromiográfico de superfície em contrações dinâmicas do bíceps braquial

Linhares (2015) investigou o comportamento de diversas características do sinal eletromiográfico de superfície sob o efeito da fadiga muscular. O autor buscou a detecção da fadiga muscular através de possíveis alterações das características de amplitude, frequência, entropia e estacionaridade do sinal EMG, realizando uma análise detalhada deste sinal durante contrações dinâmicas.

O detector de fadiga muscular proposto pelo autor é composto basicamente por eletrodos de superfície para captura do sinal proveniente dos músculos bíceps braquiais, um eletromiógrafo da EMG System para o condicionamento e digitalização dos sinais e de um software desenvolvido na linguagem C#, utilizando *Visual Studio*¹³ 2012 e o *framework* .NET 4.5, para a aquisição dos dados durante as coletas. Para a realização de análises do sinal EMG, uma biblioteca de funções úteis foi desenvolvida e implementada na plataforma *Matlab*¹⁴. A Figura 10 ilustra o funcionamento do sistema detector de fadiga muscular.

Figura 10 – Funcionamento do sistema desenvolvido



Fonte: Adaptado de Linhares (2015)

¹³Disponível em: <<https://visualstudio.microsoft.com/pt-br/>> Acessado em: 20 de maio de 2019

¹⁴Disponível em: <<https://www.mathworks.com/products/matlab.html>> Acessado em: 20 de maio de 2019

O protocolo de testes foi realizado com 21 voluntários, com média de idade de 24 anos, com quatro sessões de coletas por voluntário aplicando um exercício físico chamado rosca scott, para isso foi utilizado um banco específico e uma máquina de *crossover* com carga regulável e barra reta. As sessões foram divididas entre testes de repetição máxima e coletas para o estudo da fadiga. A Figura 11 exemplifica a dinâmica de exercícios realizados pelos voluntários durante os testes.

Figura 11 – Exercício realizado nos testes



Fonte: Adaptado de Linhares (2015)

O estudo do autor sobre as técnicas para a análise da fadiga muscular em contrações dinâmicas através da evolução temporal das características do sinal EMG expôs algumas tendências. Nas características de amplitude e frequência do sinal observou-se uma conformidade com o que se apresenta na literatura, um aumento da amplitude e uma diminuição da frequência do sinal quando o músculo se aproximava do estado de fadiga.

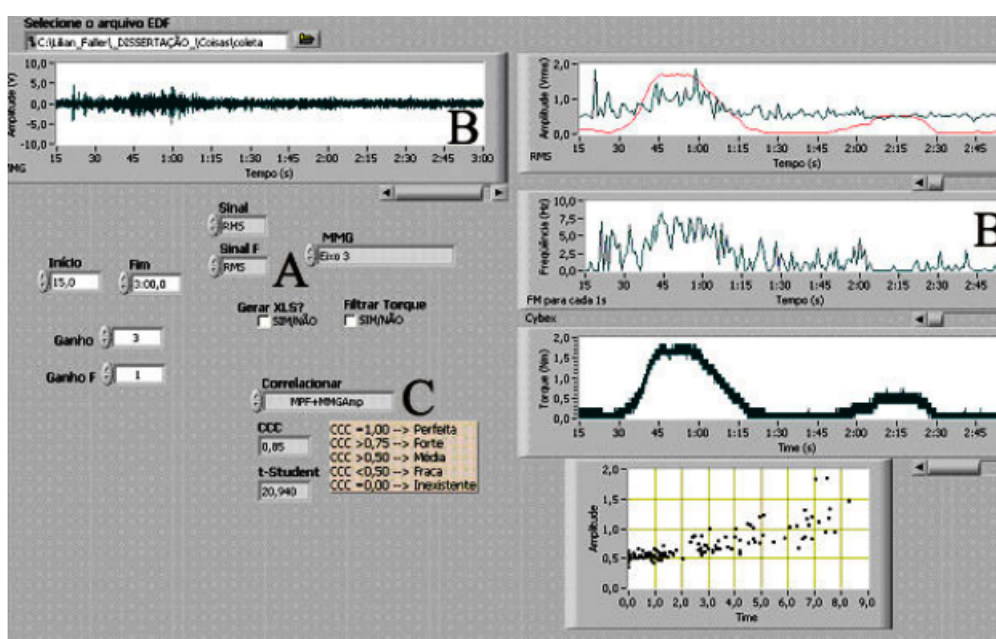
3.7.2 Mecanomiografia como técnica de detecção de fadiga muscular durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (EENM)

Faller (2007) propõe em seu trabalho o monitoramento da fadiga muscular durante a aplicação da técnica de estimulação elétrica neuromuscular. Esta técnica é aplicada em pacientes paraplégicos com o objetivo de produzir a contração dos músculos paralisados, porém a autora afirma que a EENM favorece a ocorrência da fadiga muscular, sendo necessário o desenvolvimento de uma ferramenta de detecção da sua ocorrência.

Em sua pesquisa, a autora estudou a viabilidade da mecanomiografia (MMG) para a avaliação da fadiga muscular decorrente da aplicação da EENM. Foi analisado o sinal MMG a partir de algumas de suas características, como amplitude, frequência e o torque.

O sistema de mecanomiografia desenvolvido é constituído por um estimulador elétrico modelo Endophasys NMSS0501 da marca KLD para a aplicação do protocolo de EENM, eletrodos de superfície, um sensor acelerômetro triaxial para captação do sinal MMG, e por um *software* desenvolvido em *LabVIEW*¹⁵ para o processamento e análise do sinal. A Figura 12 ilustra o funcionamento do *software* desenvolvido pela autora.

Figura 12 – Tela de funcionamento do *software* desenvolvido



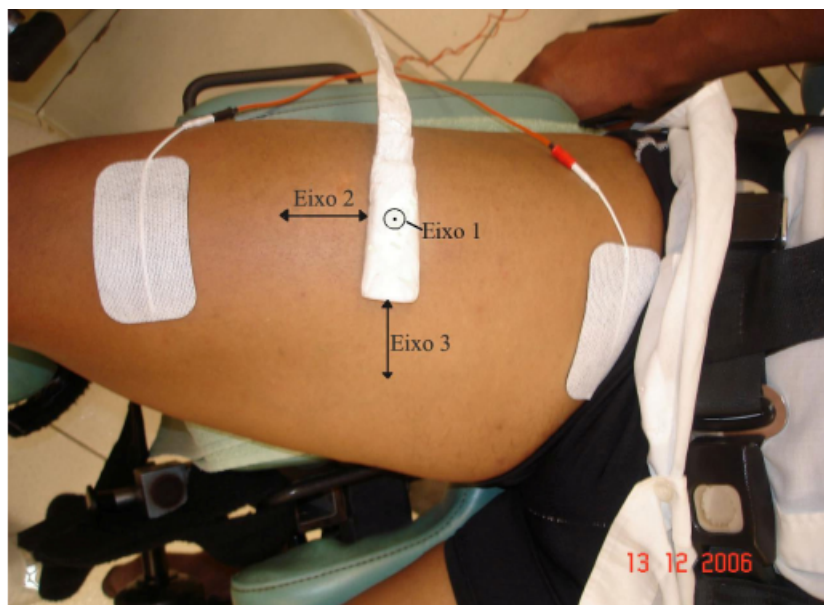
Fonte: Adaptado de Faller (2007)

O protocolo de testes realizados foi aplicado em 10 indivíduos saudáveis, do sexo masculino, com idade média de 26,7 anos e com IMC médio de 25,17. Inicialmente, os voluntários realizaram um aquecimento durante 5 minutos, após o aquecimento foram submetidos a testes de força e ao protocolo de EENM.

O protocolo de estimulação elétrica foi baseado nos testes de força anteriores, o músculo escolhido foi o quadríceps femoral, foram posicionados os eletrodos (para a estimulação elétrica) e o acelerômetro triaxial (para a coleta do sinal MMG) sobre a superfície do músculo. A Figura 13 apresenta a disposição dos elementos durante os testes.

¹⁵Disponível em: <<https://www.ni.com/pt-br/shop/labview.html>> Acessado em: 15 de maio de 2019

Figura 13 – Disposição dos eletrodos e do acelerômetro durante os testes



Fonte: Adaptado de Faller (2007)

Os resultados obtidos sugerem uma alteração dos parâmetros do sinal MMG, tanto na amplitude quanto na frequência, durante a fadiga muscular. A frequência apresentou uma redução durante o protocolo, porém com um coeficiente muito baixo não pode ser considerada como um fator indicador de fadiga muscular. A amplitude do sinal teve tendência de aumentar no início do protocolo e de diminuir durante o período de estabilização da tensão. A autora sugere que esta diminuição da amplitude pode refletir num aumento na ativação das unidades motoras, limitando a oscilação das fibras musculares ativas.

Por fim, Faller concluiu que as alterações nas características do sinal MMG, principalmente na amplitude, contribuem para a detecção da fadiga muscular. Contudo, a autora propôs novos estudos e análises do sinal MMG para confirmar as relações entre os parâmetros do sinal e a fadiga muscular.

3.7.3 Mecanomiografia para avaliação muscular de superfície

Em seu trabalho, Brenner (2015) estudou a aquisição e monitoramento da atividade muscular através da utilização da técnica de mecanomiografia. Para isto, o autor utilizou como parâmetro de estudo da atividade muscular, análises do comportamento da amplitude do sinal MMG durante a realização de exercícios físicos.

O sistema desenvolvido pelo autor é constituído por um acelerômetro triaxial Fre-

escale MMA7361L para a coleta do sinal mecanomiográfico, um microcontrolador AT-MEL ATMEGA 2560 para a digitalização e processamento dos sinais, e um *software*, desenvolvido na linguagem C#, para a visualização gráfica das informações. Desse modo, a Figura 14 apresenta o diagrama de blocos do sistema desenvolvido por Brenner (2015).

Figura 14 – Diagrama de blocos do sistema desenvolvido

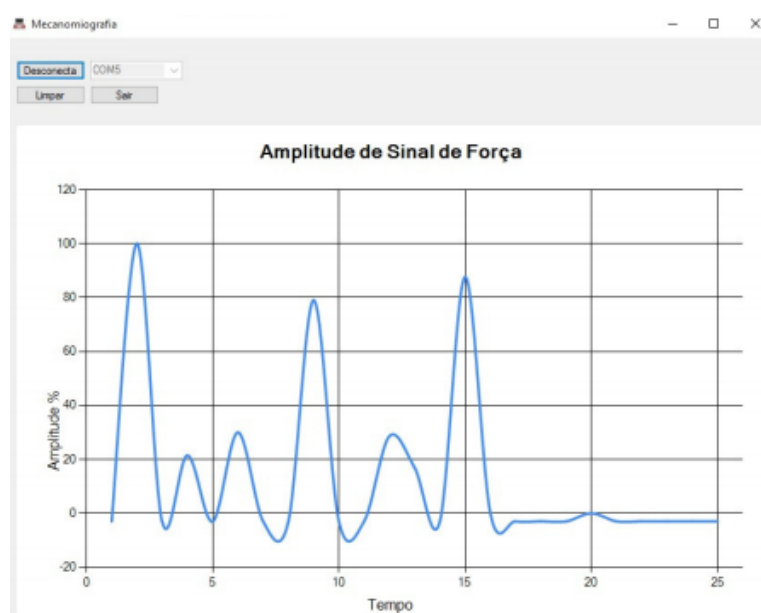


Fonte: Adaptado de Brenner (2015)

Para o condicionamento do sinal foi utilizado um filtro Butterworth passa-baixa de oitava ordem com faixa de corte de 40 Hz para remoção de ruídos e frequências fora da faixa de análise. O sinal na saída do filtro é enviado para o microcontrolador, ATmega 2560, que transmite dos dados via porta serial para o microcomputador, onde estará executando um *software* para a visualização dos dados.

O *software* desenvolvido possui 3 botões, conectar, limpar e sair. Ao clicar em conectar o gráfico começa a ser alimentado com as informações do sinal vindos do *hardware*. O gráfico é exibido numa escala de 0% a 100%, referente à amplitude do sinal de força exercida. A Figura 15 ilustra o funcionamento do *software*.

Figura 15 – Tela de funcionamento do *software* desenvolvido



Fonte: Adaptado de Brenner (2015)

Os testes foram realizados em laboratório, com o indivíduo sentado ou em pé fazendo força ao levantar a perna por repetidas vezes. Como resultados, o autor constatou uma diminuição da amplitude do sinal durante a realização das atividades e conclui que a técnica de mecanomiografia se mostrou eficaz para o estudo da atividade muscular.

3.7.4 Fadiga Neuromuscular, eletromiografia, mecanomiografia e produção de força em um protocolo submáximo

A pesquisa de Noda et al. (2016) estudou as técnicas de eletromiografia e mecanomiografia para detectar o surgimento do processo de fadiga muscular. Avaliou-se o comportamento dos sinais EMG, MMG e produção de força para verificar a viabilidade do uso simultâneo das técnicas na identificação da fadiga.

Os testes foram realizados com seis adultos, com a faixa etária média de 22 anos e de peso médio de 80 kg. Os voluntários foram submetidos ao exercício abdominal chamado *curl-up*, exercício este que consiste no sujeito estar deitado sobre uma marca com os joelhos flexionados a 90° e realizar uma flexão de tronco de aproximadamente 30°.

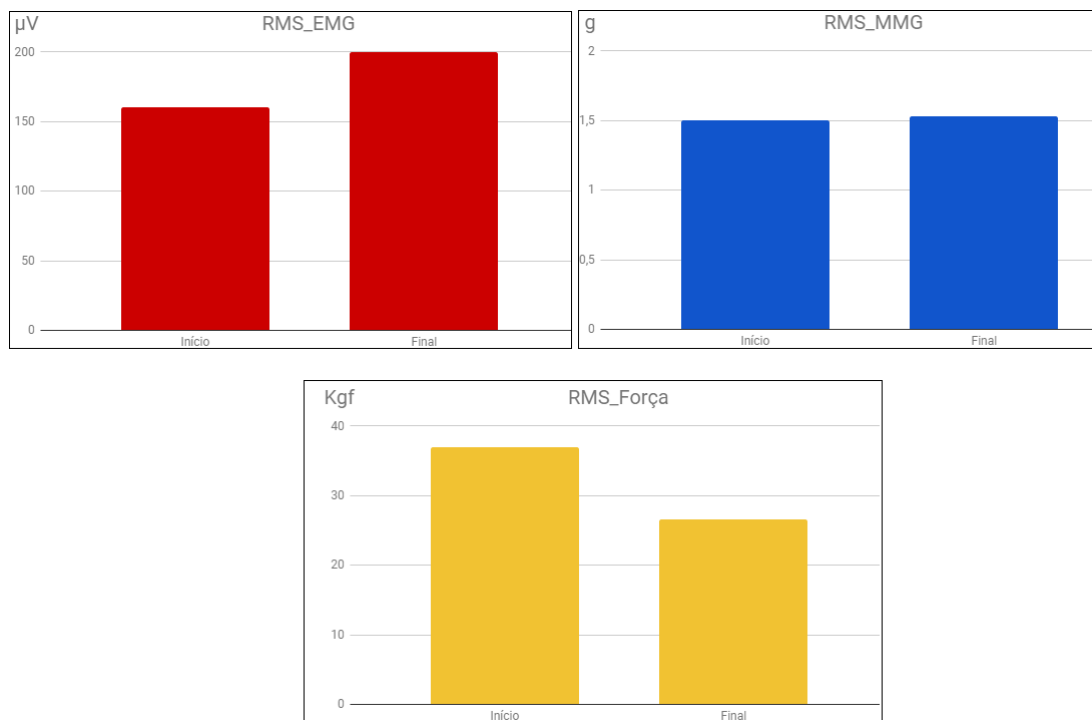
Para a coleta do sinal EMG foram utilizados um eletromiógrafo da EMG System do Brasil e eletrodos de superfície, fixados sobre o músculo reto do abdômen. Para a coleta do sinal MMG foi utilizado um acelerômetro monoaxial, o qual também foi fixado à musculatura dos voluntários. Para o monitoramento da produção de força foi utilizada uma célula de carga modelo Power Din Std, com capacidade de 200 kgf, a qual foi fixada pela extremidade inferior a um apoio de pesos anilha e pela extremidade superior ao tronco do sujeito. Também foi utilizado um software de aquisição de dados.

Os sinais da EMG foram filtrados com um filtro Butterworth¹⁶ 4ª ordem, passa banda de 40 Hz a 500 Hz e os dados da MMG e da Força foram filtrados com o filtro Savitzky-Golay¹⁷, passa baixa de 1ª ordem. Para analisar o comportamento dos sinais durante o protocolo de testes, foi calculado a amplitude do sinal inicial e final para as três técnicas. A Figura 16 apresenta o resultado das amplitudes iniciais e finais para as três técnicas estudadas na pesquisa de Noda et al. (2016).

¹⁶Filtro eletrônico desenvolvido de modo a ter uma função de transferência com o mínimo de oscilações tanto na banda passante como na banda de corte.

¹⁷Filtro digital que pode ser aplicado a um conjunto de pontos de dados digitais com o objetivo de suavizar os dados, aumentando a precisão dos dados sem distorcer a tendência do sinal.

Figura 16 – Resultados obtidos para as amplitudes de EMG, MMG e produção de força



Fonte: Adaptado de Noda et al. (2016)

Como resultados, notou-se que a amplitude da EMG apresentou um aumento de 25% desde o início até o fim da atividade. Os autores defendem que este resultado apresenta concordância com a literatura e que o aumento da amplitude na EMG tem sido interpretado como uma indicação do início de instauração de fadiga neuromuscular, uma vez que o mesmo é causado pelo aumento do recrutamento das unidades motoras. Os resultados da amplitude para a MMG não mostraram diferenças significativas entre o momento inicial e final da atividade, os autores acreditam que esse resultado deu-se por consequência de um número pequeno de amostras e/ou o tipo de acelerômetro utilizado. Quanto à produção de força, os resultados demonstraram uma diminuição gradativa de 28% da força do momento inicial ao final da atividade, os autores entendem que este resultado pode ser interpretado como indício do surgimento da fadiga neuromuscular.

Por fim, os autores concluíram que a utilização concomitante das três técnicas mostrou ser um método eficaz. Também afirmaram que cada uma das técnicas apresentou resultados coerentes com a literatura, atestando assim, a viabilidade do método utilizado para a detecção do surgimento da fadiga muscular durante o protocolo de testes.

3.7.5 Análise Comparativa

A partir do estudo dos trabalhos correlatos, foi possível observar que embora sejam semelhantes em vários aspectos, eles possuem focos de estudo diferente quanto à aplicação das técnicas de eletromiografia e mecanomiografia. O trabalho de Linhares (2015) estuda a utilização da eletromiografia para a detecção da fadiga muscular em membros superiores. Por outro lado, Faller (2007) estuda a mecanomiografia como técnica de estudo da fadiga muscular durante a aplicação da EENM. Brenner (2015) utiliza a mecanomiografia para o monitoramento e avaliação muscular. E por fim, Noda et al. (2016) realizaram um estudo sobre diferentes técnicas para a identificação da fadiga muscular.

Neste sentido, é importante realizar uma análise mais detalhada sobre os trabalhos apresentados, a fim de salientar os pontos mais importantes de cada trabalho. Assim, a Tabela 2 apresenta uma comparação entre os trabalhos com a finalidade de distinguir e especificar cada trabalho correlato tendo em perspectiva o presente trabalho em desenvolvimento.

Tabela 2 – Comparação entre o projeto MFID e os trabalhos correlatos

	Objetivo
Faller (2007)	Detecção da fadiga muscular através da MMG durante a EENM
Linhares (2015)	Identificação da fadiga muscular através da EMG
Brenner (2015)	Monitoramento da atividade muscular por meio da MMG
Noda et al. (2016)	Estudo de diferentes técnicas de detecção da fadiga muscular
Projeto MFID	Identificação da fadiga muscular durante sessões de reabilitação física
	Técnica Utilizada
Faller (2007)	Mecanomiografia
Linhares (2015)	Eletromiografia
Brenner (2015)	Mecanomiografia
Noda et al. (2016)	Eletromiografia e Mecanomiografia
Projeto MFID	Eletromiografia e Mecanomiografia
	Membro e Músculo Envolvido
Faller (2007)	Membro inferior, músculo reto femoral
Linhares (2015)	Membro superior, músculo bíceps braquial
Brenner (2015)	Membro inferior, músculo reto femoral
Noda et al. (2016)	Tronco, músculo reto abdominal
Projeto MFID	Membro inferior e superior, músculos quadríceps e bíceps
	Equipamentos Utilizados para Coleta de Sinais
Faller (2007)	Acelerômetro triaxial
Linhares (2015)	Eletromiógrafo
Brenner (2015)	Acelerômetro triaxial
Noda et al. (2016)	Eletromiógrafo, Acelerômetro monoaxial, Célula de carga
Projeto MFID	Sensor EMG, Acelerômetro triaxial
	Características Analisadas dos Sinais
Faller (2007)	Amplitude, Frequência e Torque
Linhares (2015)	Amplitude, Frequência e Entropia
Brenner (2015)	Amplitude
Noda et al. (2016)	Amplitude
Projeto MFID	Amplitude e Frequência
	Software para visualização e processamento de dados
Faller (2007)	<i>Software em LabVIEW</i>
Linhares (2015)	<i>Software em C# e Matlab</i>
Brenner (2015)	<i>Software em C#</i>
Noda et al. (2016)	Não especificado
Projeto MFID	<i>Software em Java</i>

Fonte: Próprio autor

Desse modo, é possível observar que os quatro trabalhos diferem-se entre si e com a proposta do presente trabalho, o qual é o único que possui o foco na área da saúde. Assim como é possível notar que o presente trabalho é o único a optar pela linguagem de programação Java para o desenvolvimento de uma interface gráfica.

Quanto às técnicas utilizadas, os trabalhos se dividem em mecanomiografia, com os trabalhos de Faller (2007) e Brenner (2015), eletromiografia, com o trabalho de Linhares (2015) e ambas as técnicas simultaneamente, com o trabalho de Noda et al. (2016) e o presente trabalho. Os materiais utilizados são dependentes das técnicas escolhidas, porém em todos os trabalhos foram utilizados eletromiógrafos e acelerômetros para a coleta dos sinais eletromiográficos e mecanomiográficos, respectivamente.

No estudo dos sinais, é possível observar uma concordância entre os trabalhos sobre as características analisadas dos sinais, sendo a amplitude e a frequência, parâmetros amplamente utilizados como métricas para identificação da fadiga e da função muscular. Outra similaridade encontrada é entre os trabalhos de Brenner (2015) e o presente trabalho, que utilizam microcontroladores para a coleta e processamento dos sinais.

4 PROJETO MFID

Neste capítulo são expostos os conceitos e as etapas do desenvolvimento do projeto desta pesquisa. Desse modo, este capítulo apresenta, inicialmente, uma descrição geral do projeto, desde a motivação até a ideia conceitual. Posteriormente, é descrita a metodologia de desenvolvimento utilizada durante o projeto. Em seguida, é demonstrada a modelagem do sistema, com os diagramas e requisitos. Por fim, é descrito o desenvolvimento da ferramenta.

4.1 Descrição do Projeto

A partir da definição do problema de pesquisa e da constatação da necessidade de desenvolver uma solução tecnológica para a identificação da fadiga muscular, durante as sessões de reabilitação física, foi então, iniciado este projeto, intitulado *Muscle Fatigue Identifier* ou, simplesmente, MFID. A ideia inicial deste projeto foi desenvolver uma solução simples, de baixo custo e que atue em conjunto com o fisioterapeuta na análise e monitoramento da fadiga muscular durante o processo de reabilitação física de pacientes amputados.

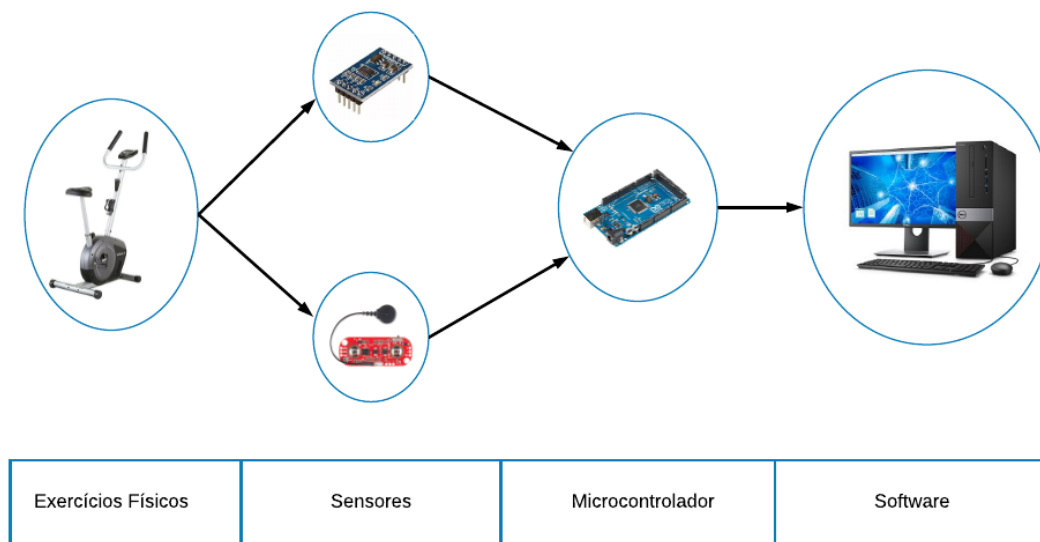
Assim, a solução desenvolvida é responsável por coletar os dados, relacionados ao desempenho muscular de pacientes amputados, em uma sessão de fisioterapia e apresentar estes dados ao fisioterapeuta. A partir da análise dos dados coletados é possível analisar o músculo envolvido na atividade física, proporcionando aos profissionais de fisioterapia um recurso para o monitoramento e avaliação da fadiga muscular.

Deste modo, com base nos conceitos discutidos nos capítulos 1 e 3, chegou-se à conclusão de que, para evitar lesões e agravamentos no quadro clínico do paciente, se fez necessário uma solução capaz de identificar a fadiga muscular no início de seu surgimento e apresentar, em tempo de execução, essa informação ao fisioterapeuta. Para que o dados fossem apresentados de forma clara ao fisioterapeuta, um dos requisitos para a construção deste projeto foi o desenvolvimento de uma interface gráfica passível de apresentar um conjunto de indicadores relevantes sobre a fadiga muscular.

Analisando mais especificamente alguns aspectos apresentados na Seção 3.7, definiu-se que a solução abordaria o problema de pesquisa a partir de um sistema microcontrolado e empregando duas técnicas de detecção de fadiga muscular, a eletromiografia e a mecanomiografia. Para isto, foram utilizados sensores específicos para a coleta dos

dois sinais e um microcontrolador para o processamento dos sinais, além de um software para a visualização e armazenamento dos dados. Assim sendo, a Figura 17 apresenta, de forma ilustrativa, a ideia conceitual do projeto.

Figura 17 – Modelo conceitual - Projeto MFID



Fonte: Próprio autor

Em resumo, o projeto MFID consiste em mensurar e apresentar, graficamente, as informações sobre fadiga muscular coletados através de sensores posicionados no músculo de pacientes amputados durante as sessões de fisioterapia, as quais consistem na execução de um conjunto de exercícios, seguindo um protocolo específico. Através dos dados apresentados pelo MFID, o fisioterapeuta poderá identificar a instauração da fadiga durante a realização da atividade e, a partir disso, tomar os devidos cuidados para evitar lesões e desgastes musculares dos pacientes, podendo reduzir a carga de exercício ou até mesmo interromper a sessão.

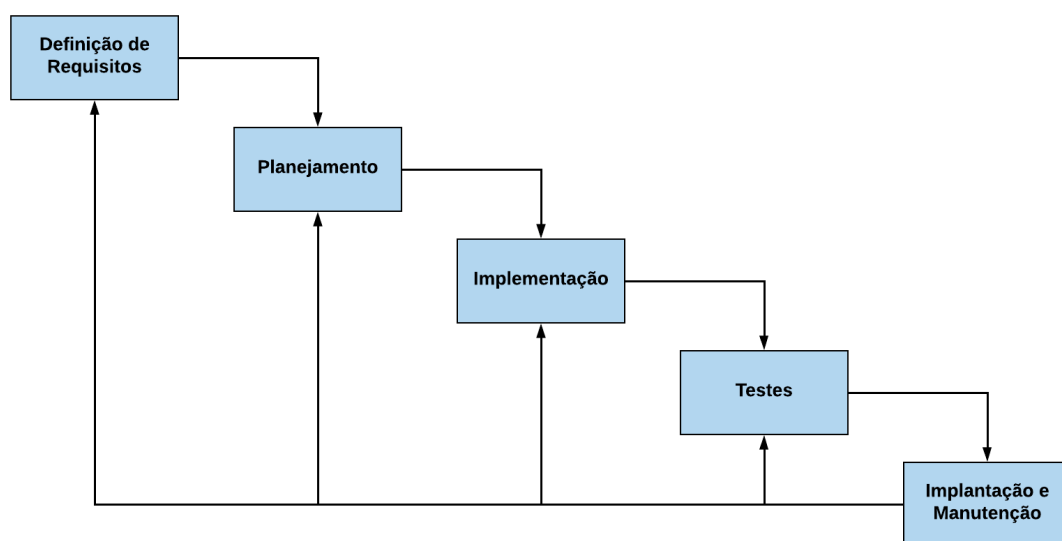
4.2 Metodologia de Desenvolvimento

Para a implementação do sistema MFID, visto o conjunto de metodologias disponíveis (espiral, incremental, Scrum, entre outras), adotou-se como base o modelo de desenvolvimento em cascata. Este modelo é baseado em uma abordagem sequencial e sistemática das etapas, contemplando o levantamento de requisitos, planejamento, implementação, testes e implantação e manutenção. O modelo cascata é indicado quando os

requisitos de um problemas são bem conhecidos ou quando existe um sistema já pronto, sendo necessário realizar adaptações, aperfeiçoamentos ou implementação de uma nova funcionalidade (SOMMERVILLE; ARAKAKI; MELNIKOFF, 2008).

Na etapa de levantamento de requisitos, são definidos os requisitos do produto que irá ser desenvolvido. Estes requisitos consistem nos serviços que devem ser fornecidos, limitações e objetivos do sistema. Durante a etapa de planejamento são definidas, baseadas nos requisitos, as estimativas, o cronograma de atividades e arquitetura do sistema. Após realizado o planejamento o próximo passo é a implementação, onde são construídas as unidades do sistema, nesta etapa também é aconselhável realizar testes unitários sobre cada unidade desenvolvida. Posteriormente a implementação é iniciada a realização de testes, onde todas as unidades desenvolvidas são integradas e testadas como um sistema completo para garantir que os requisitos sejam satisfeitos. Por fim, na etapa de implantação e manutenção são realizadas correções e melhorias funcionais no sistema para após ser instalado e utilizado. A Figura 18 apresenta a sequência de etapas do modelo cascata.

Figura 18 – Representação do modelo cascata



Fonte: Sommerville, Arakaki e Melnikoff (2008)

É possível observar na Figura 18 que, embora seja sequencial, o modelo cascata possui uma realimentação ao final da sequência, sendo possível retornar a qualquer uma das etapas, se necessário, para corrigir ou refinar o sistema. Além disso, fica evidenciado que existe uma dependência entre as etapas, ou seja, uma etapa só começa após o término da etapa anterior.

Por ser uma pesquisa que não possui uma equipe de desenvolvimento, o que di-

ficulta a realização de várias etapas do processo simultaneamente, e por possuir uma característica metódica no que diz respeito à suas etapas de desenvolvimento, esta pesquisa assemelha-se ao modelo cascata em vários aspectos, tornando-o assim, um modelo propício para a realização deste trabalho.

4.3 Modelagem do Sistema

Para uma melhor compreensão do sistema desenvolvido, nesta seção será apresentada a modelagem e documentação construída e utilizada durante o processo de implementação do sistema. Primeiramente, serão descritos os requisitos funcionais e não funcionais do sistema e, após, serão apresentados os diagramas que descrevem a solução MFID, com base nos requisitos levantados.

4.3.1 Requisitos

O levantamento de requisitos foi realizado através de reuniões e questionários com o grupo de fisioterapeutas do SRF, a partir destas reuniões foram definidos quais são as funções e aplicações que o sistema deveria desempenhar e satisfazer. Além disto, também foram identificadas as informações que são relevantes para os fisioterapeutas e que deveriam ser apresentadas pela solução.

Desta forma, foram definidos os requisitos funcionais e não funcionais do sistema. Os requisitos funcionais são aqueles que descrevem as funcionalidades do sistema, enquanto os requisitos não funcionais descrevem as características que o sistema deve ter. Estes requisitos foram divididos, quanto a sua importância, entre essenciais e desejáveis. Onde os requisitos essenciais são aqueles fundamentais para o funcionamento satisfatório do sistema, enquanto os requisitos desejáveis são importantes, porém, sua implementação não é imprescindível para o sistema.

Assim, a Tabela 3 apresenta os requisitos funcionais do sistema, onde é possível observar que os requisitos essenciais foram: gerenciar sessão, coletar sinais, processar dados, apresentar dados e indicadores, armazenar dados e apresentar relatórios. Por outro lado, o sistema possui apenas excluir dados como requisito funcional desejável.

Tabela 3 – Requisitos funcionais do sistema

Requisitos Funcionais	Importância
Coletar Sinais	Essencial
Processar Sinais	Essencial
Cadastrar Paciente	Essencial
Apresentar Dados e Indicadores	Essencial
Gerenciar Sessão	Essencial
Apresentar Relatórios	Essencial
Armazenar Dados	Essencial
Excluir Dados	Desejável

Fonte: Próprio autor

Os requisitos não funcionais podem ser observados na Tabela 4, onde é possível analisar que, como características essenciais, o sistema deveria possuir uma interface amigável, ser de fácil utilização e confiável, além de apresentar um desempenho eficiente. Por outro lado, é desejável que o sistema seja flexível, isto é, ser tolerante à ajustes e adaptações sem perder suas funcionalidades.

Tabela 4 – Requisitos não funcionais do sistema

Requisitos Não Funcionais	Importância
Interface Amigável	Essencial
Fácil Utilização	Essencial
Desempenho	Essencial
Confiabilidade	Essencial
Flexibilidade	Desejável

Fonte: Próprio autor

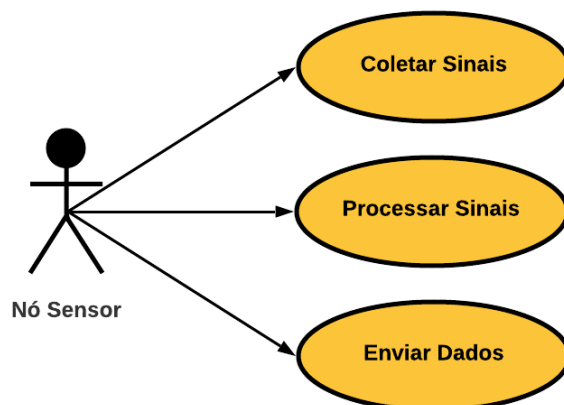
Assim, os requisitos funcionais e não funcionais definidos serviram com base para todo o desenvolvimento da solução, indicando todas as funcionalidades e características a serem atendidas pelo sistema. Dessa forma, ao satisfazer os requisitos definidos, é possível atender as necessidades dos usuários da ferramenta.

4.3.2 Diagramas

Seguindo um modelo mais rigoroso para o desenvolvimento de sistema, optou-se por utilizar a modelagem baseada na Linguagem de Modelação Unificada (UML, do inglês *Unified Modeling Language*). Os diagramas apresentados a seguir permitem compreender melhor o sistema desenvolvido, elucidando suas funcionalidades e aplicações.

Desta forma, a Figura 19 apresenta uma visão sobre um dos módulos do sistema, o nó sensor. Assim, são expostas as atribuições impostas aos sensores e ao microcontrolador, onde define-se que o nó sensor deve coletar os sinais de EMG e MMG oriundos dos músculos, processá-los e enviar os dados, através da comunicação serial, para a aplicação.

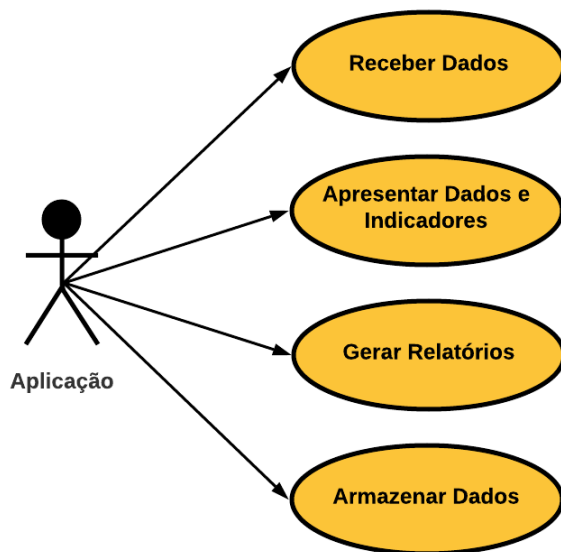
Figura 19 – Diagrama de casos de uso do nó sensor



Fonte: Próprio autor

A Figura 20 apresenta o diagrama de casos de uso de outro módulo do sistema, neste caso a aplicação em software. Neste diagrama se percebe as atribuições que a aplicação possui, como receber os dados, apresentar os dados e indicadores de fadiga, gerar relatórios e armazenar as informações.

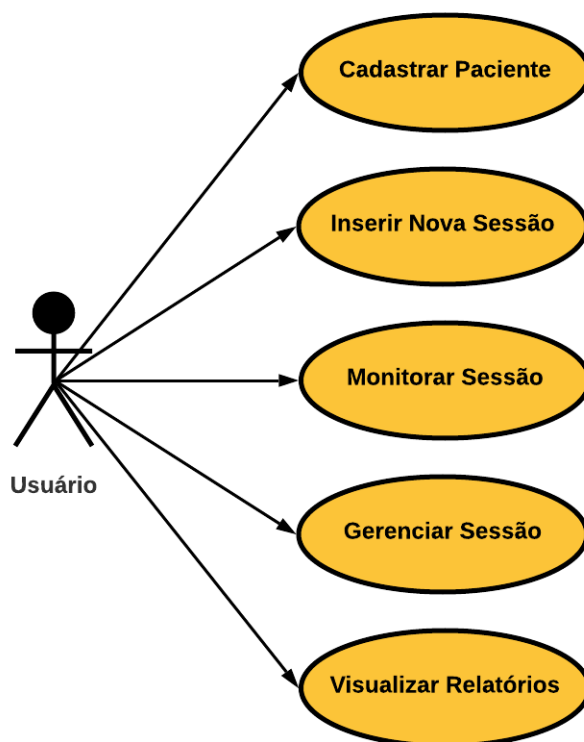
Figura 20 – Diagrama de casos de uso da aplicação



Fonte: Próprio autor

A Figura 21 apresenta um caso mais específico, o diagrama de casos de uso do usuário do sistema, ou seja, o fisioterapeuta. Neste diagrama é possível observar as ações que o fisioterapeuta pode realizar sobre o sistema, como cadastrar um paciente, iniciar uma nova sessão, monitorar sessão, gerenciar a sessão, e visualizar relatórios.

Figura 21 – Diagrama de casos de uso do usuário



Fonte: Próprio autor

4.4 Desenvolvimento

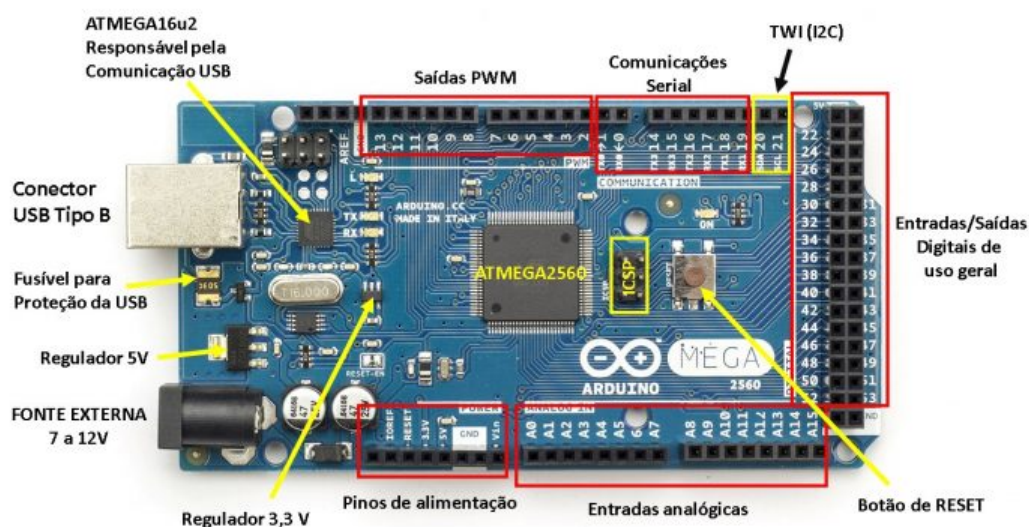
Para uma melhor organização de trabalho, o desenvolvimento da solução foi dividida em duas etapas, a construção do nó sensor e a implementação do *software*. Desta maneira, esta seção apresenta as definições de projeto das duas etapas de desenvolvimento da solução.

4.4.1 Nó Sensor

O nó sensor é parte do sistema responsável, a partir dos sensores e do microcontrolador, pela coleta e processamento dos sinais EMG e MMG oriundos dos músculos. A partir de uma análise do comportamento destes sinais, é possível identificar a instauração da fadiga muscular. Desta forma, foram elencadas as seguintes tecnologias para a construção da solução: uma plataforma de prototipagem eletrônica Arduino Mega 2560, um sensor de EMG *MyoWare Muscle Sensor*, e um acelerômetro triaxial MMA7361.

A placa Arduino Mega 2560 é baseada no microcontrolador Atmel ATmega2560, este microcontrolador tem como principais características um processador RISC com até 16 MIPS, 256 kB de memória Flash, 8 kB de memória SRAM, 4 kB de memória EEPROM, 2 timers/contadores de 8 bits e 2 timers/contadores de 16 bits, 1 conversor A/D de 10 bits com 16 canais, além de interfaces seriais e canais PWM. A placa Arduino Mega 2560 possui 54 pinos de entrada e saídas, onde 15 destes podem ser utilizados como saídas PWM, também possui 16 entradas analógicas e 4 portas de comunicação serial e operando com clock de 16 MHz. A escolha desta placa para o projeto foi, principalmente, por esta possuir uma capacidade de armazenamento satisfatória para o desenvolvimento da solução, além da grande quantidade de pinos de entrada e saída que oferece. A Figura 22 destaca os principais recursos da placa Arduino Mega 2560.

Figura 22 – Recursos da placa Arduino Mega 2560

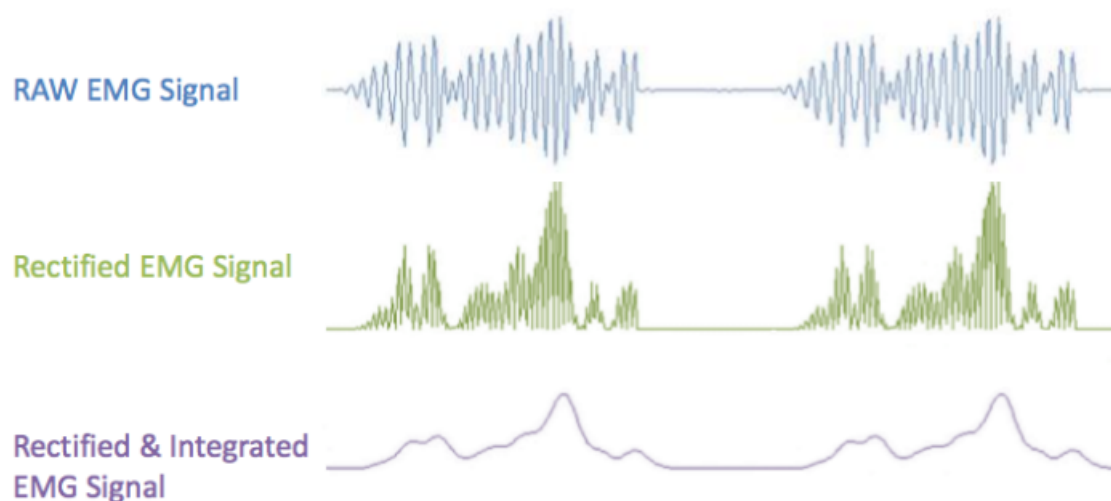


Fonte: Embarcados (2016)¹

¹Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br>> Acessado em: 20 de abril de 2019

Analisando os sensores utilizados no desenvolvimento da solução, o sensor de eletromiografia *MyoWare Muscle Sensor*² é capaz de mensurar, de forma não invasiva, a atividade muscular através da variação do seu potencial elétrico. Para flexionar o músculo, o cérebro envia um sinal elétrico para o músculo começar a recrutar unidades motoras e, quanto maior for a flexão, mais unidades motoras são recrutadas para gerar maior força muscular. Assim, o sensor de EMG analisa essa atividade elétrica, através do sinal de entrada de tensão bruta, e emite um sinal de saída analógico entre 0 e tensão de alimentação do sensor. Este sinal é digitalizado em uma faixa entre 0 e 2^n , onde n é a resolução em bits do conversor A/D do microcontrolador. Assim, esse sinal representa o quanto o músculo está sendo flexionado. A Figura 23 ilustra o processamento do sinal realizado pelo sensor de EMG.

Figura 23 – Processamento da atividade elétrica realizada pelo sensor de EMG *MyoWare Muscle Sensor*



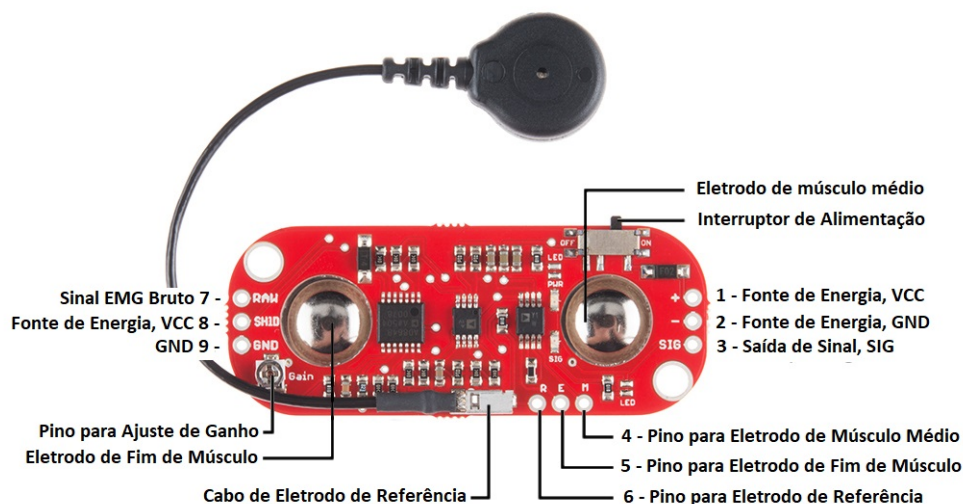
Fonte: Advancer Technologies (2015)³

A Figura 24 apresenta as configurações de pingagem disponíveis no sensor de EMG, onde é possível observar que este possui um interruptor de alimentação, fonte de energia VCC e GND, sinais de saída processado (SIG) e bruto (RAW), conectores de eletrodos, pino para ajuste de ganho e pinos para conexão externa de eletrodos.

²Disponível em: <<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>> Acessado em: 14 de abril de 2019

³Disponível em: <<http://www.advancertechnologies.com>> Acessado em: 20 de abril de 2019

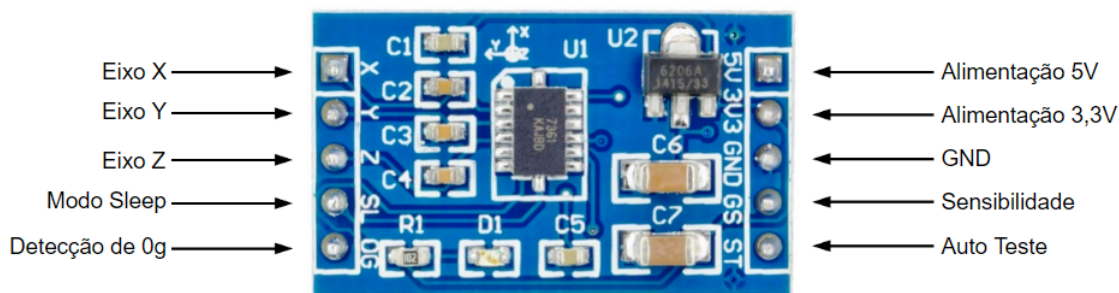
Figura 24 – Configurações de pinagem do sensor de EMG *MyoWare Muscle Sensor*



Fonte: Advancer Technologies (2015)

O outro sensor utilizado nesta pesquisa é o sensor de vibração Acelerômetro MMA7361⁴. Este sensor analógico é capaz de medir a inclinação e aceleração tridimensional de um objeto, gerando uma variação de tensão, para cada eixo, correspondente a aceleração detectada. Como principais características, o MMA7361 possui alta sensibilidade, baixo consumo de energia, condicionamento de sinal com filtro passa-baixa, compensação de temperatura, auto teste, detecção de queda livre e modo *sleep* para economia de energia. A Figura 25 ilustra a pinagem do Acelerômetro MMA7361.

Figura 25 – Pinagem do acelerômetro MMA7361



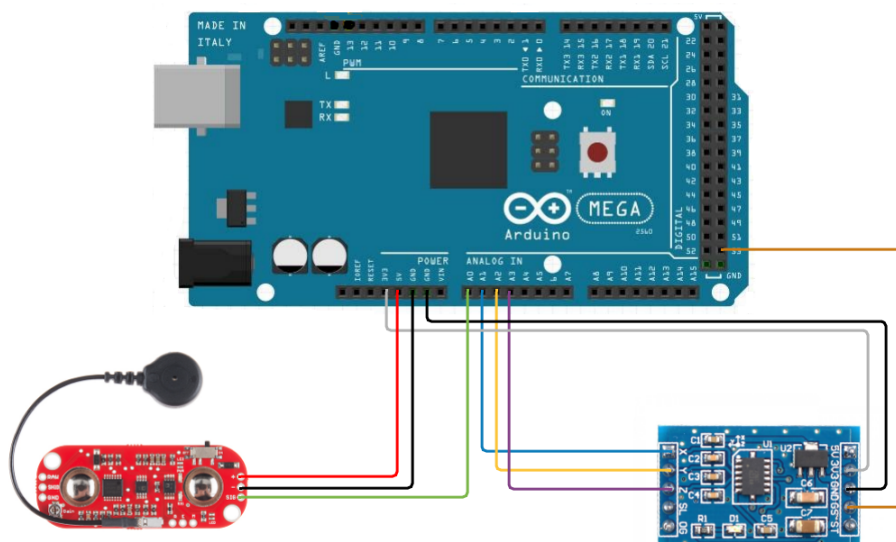
Fonte: Próprio autor

⁴Disponível em: <https://www.baudaeletronica.com.br/Documents/Datasheet_MMA7361.pdf> Acessado em: 24 de abril de 2019

Após a escolha dos materiais, a próxima etapa foi a elaboração do nó sensor, portanto, é necessária a realização da integração dos sensores com a placa Arduino. Desse modo, a Figura 26 ilustra a arquitetura do sistema, apresentando o esquema de conexão entre os sensores e o Arduino, onde é possível observar que foi definida a alimentação do sensor acelerômetro como 3,3V e do sensor *MyoWare* como 5V.

As definições pelas alimentações dos sensores foram feitas a partir da análise dos *datasheets*, onde é especificado a melhor configuração de uso para cada um dos sensores. Vale ressaltar que a leitura dos sinais foi realizada a partir da utilização de bibliotecas e códigos específicos, na IDE Arduino, disponibilizados pelos fabricantes dos sensores.

Figura 26 – Esquema de conexão dos sensores à placa Arduino



Fonte: Próprio autor

Assim, a partir dos dois sensores conectados à placa Arduino, que estará executando um código implementado em linguagem de programação C e desenvolvido através do Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE, do inglês *Integrated Development Environment*) da plataforma Arduino, é possível realizar a coleta dos sinais eletromiográficos e mecanomiográficos proveniente dos músculos.

Após a coleta, o próximo passo é o processamento dos sinais para analisar o comportamento da amplitude e frequência dos sinais de EMG e MMG. Desse modo, para a análise da amplitude foi utilizada como métrica uma medida de magnitude frequentemente mencionada e utilizada, tanto para a EMG quanto para a MMG, em estudos sobre fadiga muscular (YOSHITAKE et al., 2002; LINHARES, 2015; COSTA, 2008; NODA et al., 2016; FALLER, 2007; TARATA, 2003), a Raiz Média Quadrática ou RMS (do inglês,

Root Mean Square). A Equação 1 apresenta o cálculo da RMS, onde N é o número de amostras consideradas, m é o índice da m-ésima amostra do segmento e X_m é o valor da amostra.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{m=1}^N X_m^2} \quad (1)$$

A partir da análise da amplitude do sinal através da RMS é possível identificar diversas características do músculo, como a taxa de disparo e o recrutamento das unidades motoras ativas durante a contração, como também a força desenvolvida durante a atividade (ENOKA; DUCHATEAU, 2008).

Para obter o valor da RMS para a MMG, primeiro é necessário obter a resultante dos sinais coletados de aceleração nos três eixos (COSTA, 2008). Desse modo, a resultante é calculada através da raiz quadrada da soma dos três eixos ao quadrado, conforme demonstra a Equação 2.

$$X_{MMG} = \sqrt{(MMG_X)^2 + (MMG_Y)^2 + (MMG_Z)^2} \quad (2)$$

Depois de realizado o cálculo da RMS para os sinais de EMG e MMG, estes são condicionados para a amostragem em razão da sua porcentagem, ou seja, em uma escala de 0 a 100% conforme a amplitude do sinal processado. A Equação 3 apresenta o cálculo para o condicionamento dos sinais em razão da porcentagem, onde n é a resolução em bits do conversor A/D do microcontrolador.

$$Amplitude_{final} = \frac{RMS * 100}{2^n} \quad (3)$$

No domínio da frequência, a análise da frequência média (FM) do espectro de potência (PSD) tem sido utilizada por diferentes autores (LINHARES, 2015; FALLER, 2007; AKATAKI et al., 2003; COSTA, 2008; BECK et al., 2004; TARATA, 2003) no estudo da fadiga muscular. Assim, para a análise da frequência se utilizou uma biblioteca para Arduino a qual realiza a Transformada Rápida de Fourier (FFT, do inglês *Fast Fourier Transform*), que é um caso específico da Transformada de Fourier de Tempo Discreto (DTFT, do inglês *Discrete Time Fourier Transform*), apresentada na Equação 4, onde assume-se que $N = 2^n$ reduzindo assim a complexidade do algoritmo de $O(n^2)$ para $O(n \log n)$, facilitando a computação das funções (PROAKIS, 2001).

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi nk/N} \quad (4)$$

Desse modo, como especificação do algoritmo de FFT, o qual estabelece que para seu funcionamento deve ser utilizado como número de amostras um valor na base 2, foi então definido 128 como número de amostras da FFT. Como o sinal eletromiográfico possui uma faixa de representação entre 5 e 500 Hz, foi definida uma frequência de amostragem de 1000 Hz, de modo a respeitar o Teorema de Nyquist, o qual determina que para não haver perdas no sinal amostrado a frequência de amostragem deve ser o dobro da máxima representação do sinal (PROAKIS, 2001).

A FM é calculada a partir da média aritmética dos valores de frequência obtidas no PSD. Assim, a partir da análise através da frequência média e de suas mudanças no decorrer do tempo, é possível identificar algumas características do músculo, como velocidade de condução e ativação das fibras musculares (TARATA, 2003; BECK et al., 2004).

Desse modo, o nó sensor é capaz de coletar e processar os dados de EMG e MMG e, após isto, enviar esses dados, através da porta serial, para um computador onde uma aplicação, para a visualização gráfica e armazenamento das informações é executada. Assim, a seguir é apresentado um detalhamento sobre o software desenvolvido neste projeto.

4.4.2 Software

Para implementar o módulo responsável pela apresentação das informações ao usuário, foi desenvolvida uma aplicação em linguagem de programação Java integrada a um banco de dados MySQL. Definiu-se o Java por esta ser uma linguagem de programação familiar ao desenvolvedor e, também, por ser uma linguagem que oferece recursos no desenvolvimento de interfaces gráficas e interativas.

A definição pelo MySQL como gerenciador de banco de dados foi por esta ser uma ferramenta que oferece uma interface gráfica que facilita a criação, configuração e visualização de banco de dados e tabelas, além de oferecer outros recursos como modelagem ER. Atualmente, o MySQL é um dos SGBD mais populares do mundo, sendo utilizado por organizações como o *Facebook*, *Twitter*, *YouTube*, *Google* e a *Nasa*.

Desse modo, com base nos requisitos, foi projetada e implementada uma base de dados com duas tabelas (paciente e sessão), onde a tabela paciente, como o próprio nome diz, é responsável por armazenar todas as informações referentes ao paciente, como o

nome, RG, CPF, altura, peso, data de nascimento, sexo, etnia e diagnóstico.

A tabela sessão é responsável pelo armazenamento de todas as informações referentes as sessões realizadas, como o tempo duração pré determinado da sessão, o tempo de duração efetivo da sessão, data da realização, exercício realizado, membro e músculo analisados, pressão arterial pré e pós sessão, batimentos cardíacos pré e pós sessão, parciais dos sinais de eletromiografia e mecanomiografia, além de um campo para observações.

Na Figura 27 é apresentado o diagrama entidade-relacionamento da base de dados desenvolvida. Desse modo, é possível observar que como uma sessão está diretamente relacionada com um único paciente, e como um paciente pode realizar um número ilimitado de sessões, a cardinalidade deste relacionamento é de 1 para n.

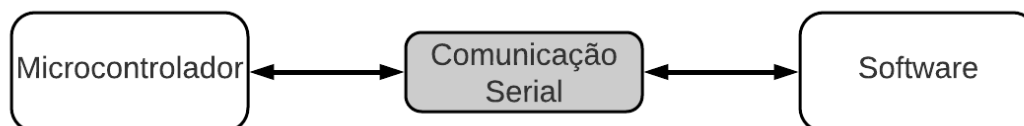
Figura 27 – Diagrama entidade-relacionamento



Fonte: Próprio autor

Na aplicação Java, os dados de EMG e MMG são recebidos por meio da API de comunicação serial RXTX, a qual possibilita abrir a porta serial para a comunicação e realizar a leitura e manipulação dos dados enviados pelo Arduino. A Figura 28 demonstra a comunicação serial entre o microcontrolador e a aplicação.

Figura 28 – Diagrama representando a comunicação serial

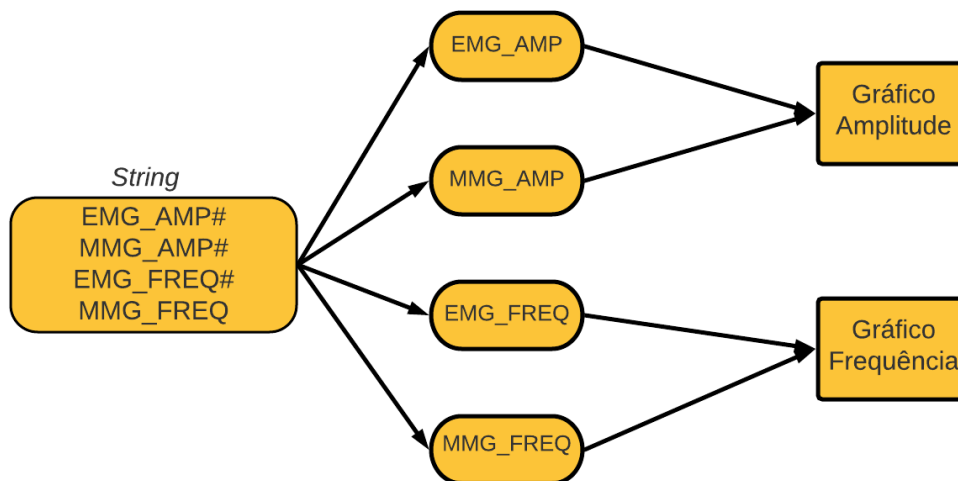


Fonte: Próprio autor

Os dados são recebidos como uma única *string* sendo separados pelo caractere “#” e, a partir da identificação deste caractere, é feita a separação individual dos parâmetros. Após separados, os quatro dados (EMG_Amplitude, EMG_Frequência, MMG_Amplitude, MMG_Frequência) são gerados através da utilização da API de cri-

ação de gráficos JFreeChart⁵, a qual permite gerar gráficos de pizza, de barra e de linha, além da exportação desses gráficos para arquivos nos formatos PNG e JPEG. A Figura 29 demonstra a lógica de funcionamento da leitura dos dados pela aplicação desenvolvida.

Figura 29 – Lógica de funcionamento da leitura dos dados



Fonte: Próprio autor

Para satisfazer os requisitos levantados, o usuário deve ser capaz de manipular os dados, ou seja, cadastrar pacientes, gerenciar sessões e gerar relatórios. Desse modo, a Figura 30 apresenta a tela inicial da aplicação, onde é possível observar que o usuário pode iniciar uma nova sessão, cadastrar paciente, visualizar relatórios e sair.

Figura 30 – Tela inicial da aplicação

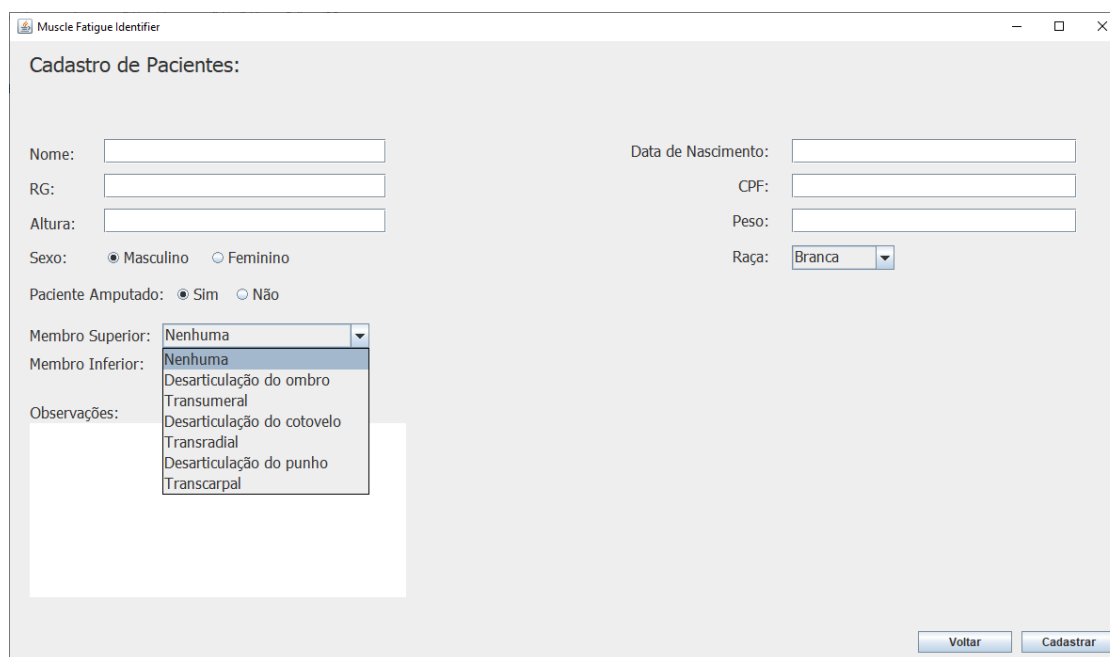


Fonte: Próprio autor

⁵Disponível em: <<http://www.jfree.org/jfreechart/>> Acessado em: 26 de maio de 2019

Como toda sessão realizada está relacionada a algum paciente, o primeiro passo ao utilizar a ferramenta MFID é o cadastro de pacientes. Assim, a Figura 31 apresenta a tela responsável pelo cadastro de pacientes no sistema, vale lembrar que as informações a serem preenchidas no momento do cadastro foram indicados pelos próprios fisioterapeutas durante as reuniões de levantamento de requisitos.

Figura 31 – Tela de cadastro de pacientes



Fonte: Próprio autor

Como foi possível observar na imagem, a tela contém um campo para indicar se o paciente possui algum tipo de amputação, abrindo a possibilidade para a utilização do sistema em pacientes não amputados, uma sugestão feita pelos fisioterapeutas e atendida durante a construção do software. Caso se trate de um paciente amputado, os dois campos, *Membro Superior* e *Membro Inferior*, são habilitados para a escolha do nível de amputação do paciente.

Após cadastrado o paciente, é possível iniciar uma nova sessão. A Figura 32 apresenta a tela de pré-sessão, onde é possível observar que, primeiramente, o fisioterapeuta deve pesquisar na base de dados do sistema pelo paciente que irá realizar a sessão. A pesquisa pode ser realizada a partir do nome e/ou do RG do paciente, ao clicar no botão pesquisar a aplicação irá buscar na base de dados o paciente que corresponde com as informações preenchidas nos campos de pesquisa.

Figura 32 – Tela pré-sessão - pesquisa de paciente

Muscle Fatigue Identifier

Nome do Paciente RG do Paciente

Nome: CPF: RG:

Data de Nascimento: Sexo: Etnia:

Diagnóstico:

Predefinir Sessão:

Tempo de Sessão: Exercício:

Membro Analisado: Músculo Analisado:

Batimentos Cardíacos: Pressão Arterial:

Data da Sessão:

Fonte: Próprio autor

Logo após, o sistema apresenta ao usuário os dados do paciente pesquisado e também habilita para preenchimento os campos que definem a sessão a ser realizada. Além disso, o fisioterapeuta ainda dispõe de campos para indicar os batimentos cardíacos e a pressão arterial do paciente antes do início da sessão, como apresenta a Figura 33.

Figura 33 – Tela pré-sessão - definição da sessão

Muscle Fatigue Identifier

Nome do Paciente RG do Paciente

Nome: CPF: RG:

Data de Nascimento: Sexo: Etnia:

Diagnóstico:

Predefinir Sessão:

Tempo de Sessão: Exercício:

Membro Analisado: Músculo Analisado:

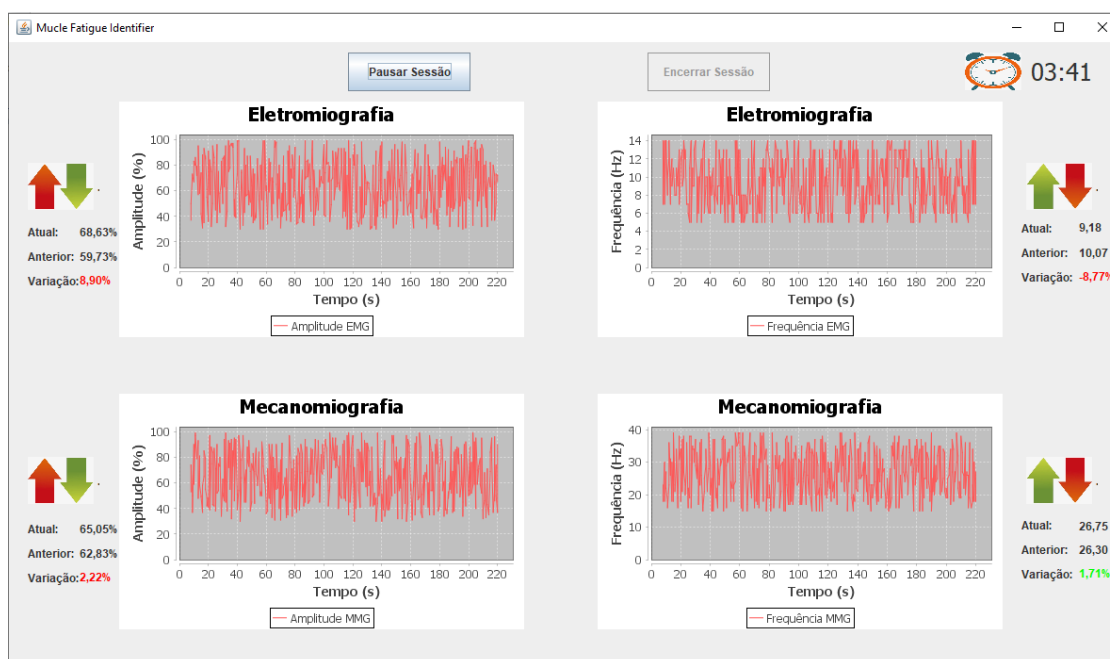
Batimentos Cardíacos: Pressão Arterial:

Data da Sessão:

Fonte: Próprio autor

Após definir os parâmetros da sessão a ser realizada, é apresentada a tela de monitoramento, como apresenta a Figura 34, onde são exibidos, em tempo de execução, ao usuário, quatro gráficos referentes aos sinais EMG e MMG. Além disso, o sistema realiza uma média parcial a cada 30 segundos e apresenta indicadores sobre a última e a atual parcial obtida, bem como um terceiro indicador que é a diferença entre as duas parciais.

Figura 34 – Tela de monitoramento da sessão



Fonte: Próprio autor

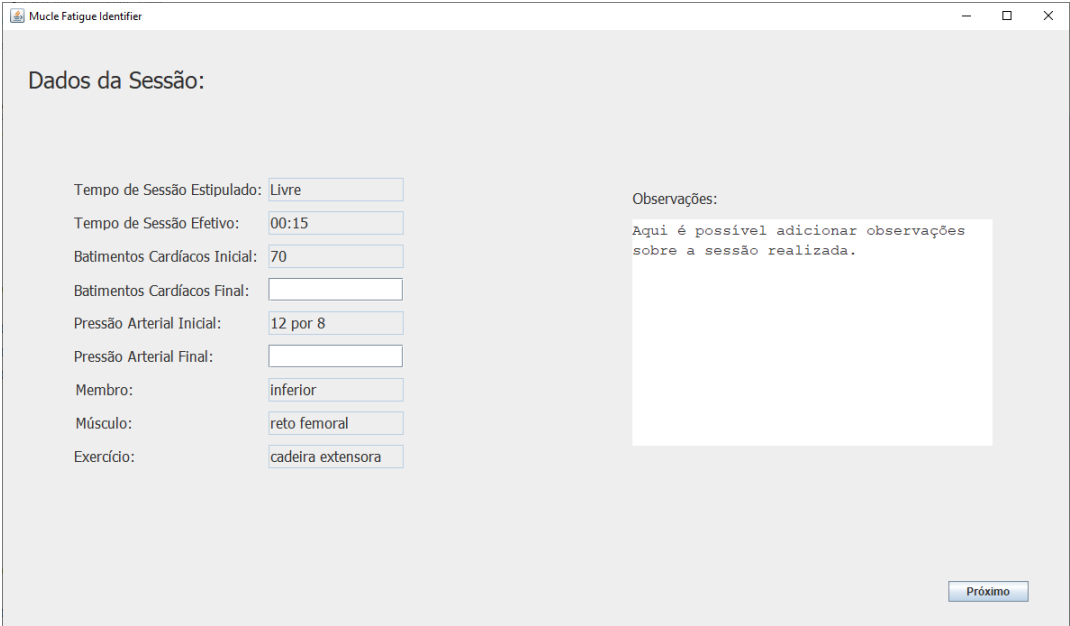
O indicador de variação apresenta cores que auxiliam o fisioterapeuta na interpretação dos dados, uma variação que indique que pode estar ocorrendo o processo de fadiga muscular será vermelha, enquanto uma variação que indique que não está ocorrendo o processo de fadiga muscular será verde.

Percebe-se que existem figuras de setas verdes e vermelhas para auxiliar o usuário na interpretação dos dados, indicando que o aumento ou diminuição dos sinais representam uma aproximação ou não do estágio de fadiga muscular. Além disso, existe um cronômetro para medir o tempo da sessão, como também dois botões para gerenciar a sessão, possibilitando ao fisioterapeuta as ações de iniciar, pausar, retomar ou encerrar a atividade no momento que desejar.

Caso o fisioterapeuta tenha predeterminado o tempo de sessão, é informado a ele, através de uma mensagem na tela, o momento em que a sessão atingir este tempo pré determinado. Neste momento a sessão é automaticamente pausada, proporcionando ao fisioterapeuta as decisões de retomar ou encerrar a sessão.

Ao final da sessão é apresentada ao usuário a tela de pós sessão. Nesta tela é possível observar e preencher as informações sobre a sessão como os batimentos cardíacos e a pressão arterial ao finalizar a sessão, além de observações sobre a sessão, conforme apresentado na Figura 35.

Figura 35 – Tela pós sessão



Mucle Fatigue Identifier

Dados da Sessão:

Tempo de Sessão Estipulado: Livre

Tempo de Sessão Efetivo: 00:15

Batimentos Cardíacos Inicial: 70

Batimentos Cardíacos Final:

Pressão Arterial Inicial: 12 por 8

Pressão Arterial Final:

Membro: inferior

Músculo: reto femoral

Exercício: cadeira extensora

Observações:

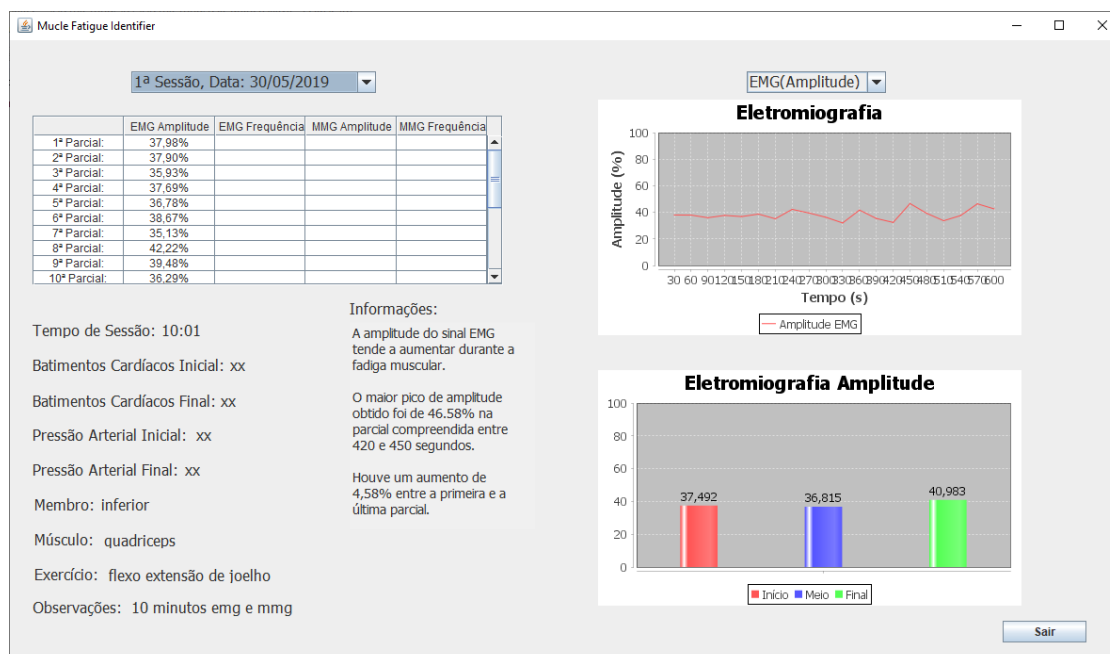
Aqui é possível adicionar observações sobre a sessão realizada.

Próximo

Fonte: Próprio autor

Em seguida, o usuário é redirecionado a tela de relatórios, onde são apresentados os dados da sessão atual e, também, os registros das sessões anteriores. A Figura 36 demonstra a tela de relatórios, onde se observa que no canto superior esquerdo é possível escolher a sessão que se deseja visualizar e no canto superior direito é possível escolher qual gráfico se deseja analisar (EMG Amplitude, EMG Frequência, MMG Amplitude ou MMG Frequência). São apresentados dois gráficos, o primeiro localizado no canto superior direito apresenta um gráfico de linha com as parciais obtidas durante a sessão, e o segundo, localizado no canto inferior direito, apresenta um gráfico de barra que faz um comparativo entre a média de três momentos da sessão (início, meio e final), onde o início e o final correspondem, cada um, a 25% do tempo total de sessão e o meio corresponde a 50% do tempo da sessão.

Figura 36 – Tela de relatórios



Fonte: Próprio autor

Além dos dois gráficos, a tela de relatórios também apresenta uma tabela que contém todas as parciais obtidas durante a sessão. Dependendo de qual gráfico está selecionado, são apresentadas as parciais. Por exemplo, ao selecionar o gráfico de EMG Amplitude apenas as parciais relacionadas a essa coluna serão apresentadas na tabela, ficando as outras colunas vazias.

Por fim, como foi possível observar, no canto inferior esquerdo são apresentadas as informações sobre a sessão, como o tempo de duração, os batimentos cardíacos e as pressões arteriais iniciais e finais, o membro e músculo analisados, o exercício realizado e as observações da sessão. Além disso, também são apresentadas informações para auxiliar o fisioterapeuta na interpretação dos gráficos.

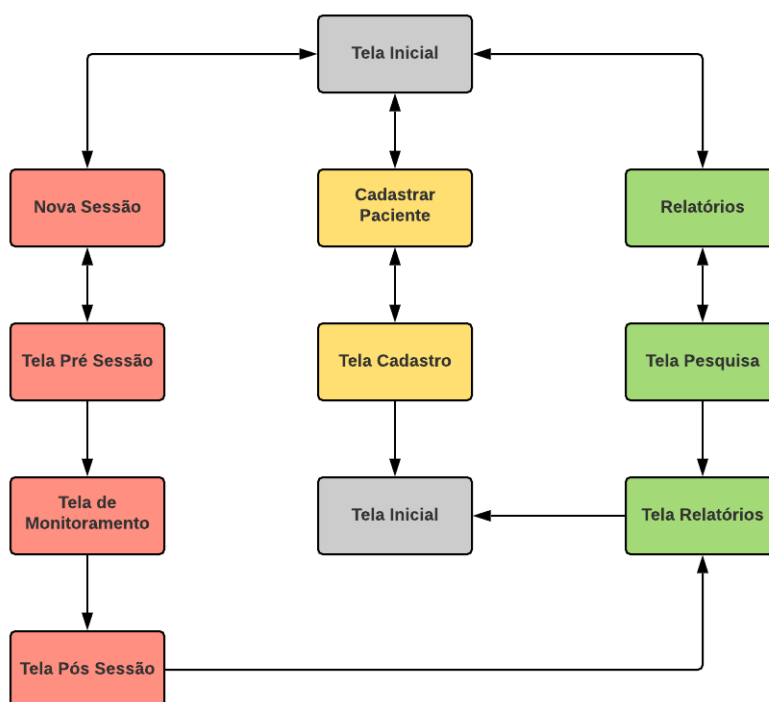
A tela de relatórios também pode ser acessada através da tela inicial, ao clicar no botão *Ver Relatórios*, porém antes de ter acesso aos dados das sessões, o usuário necessita informar através dos campos de pesquisa o paciente que ele deseja visualizar no histórico de sessões. A Figura 37 apresenta a tela de pesquisa de pacientes, esta tela se assemelha com a tela de pré sessão, onde também é necessário pesquisar pelo paciente, porém nesta tela não é necessário preencher campos adicionais. Após confirmar o paciente, é então apresentada a tela de relatórios, tela esta que é a mesma apresentada na Figura 36.

Figura 37 – Tela de pesquisa de paciente

Fonte: Próprio autor

Como forma de apresentar a funcionalidade da aplicação como um todo, foi desenvolvido um diagrama de navegação adaptado. Este diagrama representa todas as sequências de navegação que o usuário pode realizar entre as interfaces gráficas do *software*. Assim, a Figura 38 apresenta o diagrama de navegação da aplicação.

Figura 38 – Diagrama de navegação da aplicação



Fonte: Próprio autor

Desse modo, o software desenvolvido recebe os dados do nó sensor, apresenta graficamente os resultados das coletas, gera indicadores, cadastra pacientes e armazena todos as informações no banco de dados. Esta aplicação foi utilizada durante a fase de testes e validação do sistema, apresentada no próximo capítulo e detalhada no Apêndice D.

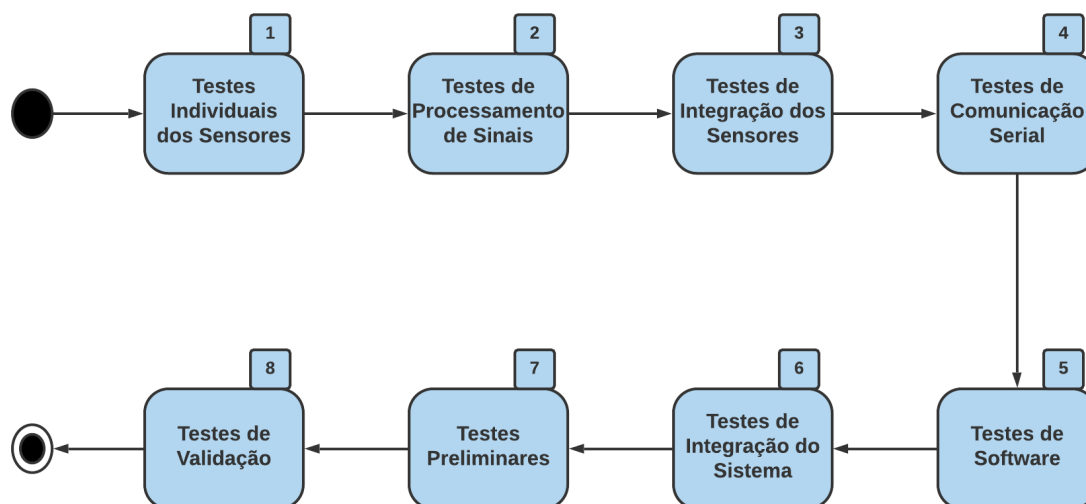
5 TESTES E RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados todos os testes realizados para a verificação e validação da ferramenta, desde os testes unitários dos sensores até os experimentos com os pacientes do SRF. Desse modo, são descritos os métodos utilizados na concepção dos testes e também uma análise sobre os resultados obtidos.

5.1 Realização de Testes

Para a validação do sistema desenvolvido, foram elaborados testes que tem como objetivo avaliar o comportamento e o funcionamento de cada unidade que abrange a solução, como os sensores, a coleta de dados, o processamento de sinais, a comunicação serial, o software, a integração do sistema e, por fim, a validação. Assim, a Figura 39 ilustra, através de um diagrama, a sequência de etapas da realização de testes.

Figura 39 – Diagrama de atividades representando a sequência de etapas da realização de testes



Fonte: Próprio autor

Na primeira etapa de realização de testes, os sensores envolvidos na coleta de dados foram avaliados quanto a seu funcionamento. O sensor *MyoWare Muscle Sensor* apresentou resultados satisfatórios, conforme um aumento na força exercida pelo músculo, maior intensidade do sinal foi coletada, atestando assim, a sua eficácia como identificador de atividade elétrica do músculo. Quanto ao funcionamento do sensor acelerôme-

tro MMA7361, foi realizada uma série de testes para compreender o comportamento dos sinais, induzindo movimentos nos três eixos (x,y,z) de modo a verificar a saída correspondente para cada eixo. Após identificado o movimento de cada eixo, foram realizados testes de aceleração nos quais foi constatada a eficácia do sensor como indicador de movimento, ou seja, uma maior intensidade no sinal era coletada no momento em que eram aplicados movimentos mais rápidos com o sensor.

A segunda etapa contemplou os testes de processamento dos dados coletados. Assim, após implementada a função de RMS, apresentada na Equação 1, foi avaliado o comportamento dos dados e constatado que os resultados apresentados eram os esperados. Para isso, utilizou-se dados predeterminados com os resultados previamente calculados para comparação com o resultado da função. Em seguida, foram realizados testes com dados dinâmicos dos sensores e o resultado da função continuou dentro do esperado, atestando assim a precisão na função implementada.

Além da função de RMS, também ocorreram testes sobre o funcionamento da análise dos sinais no domínio da frequência. Foram testadas as frequências de saída da função da biblioteca FFT com o propósito de analisar o comportamento da frequência ao longo do tempo. Os resultados encontrados nestes testes foram ao encontro da literatura onde indicam que a faixa de frequência para o sinal eletromiográfico é entre 5 e 500 Hz e para o sinal mecanomiográfico é entre 10 e 50 Hz (KONRAD, 2005; TARATA, 2003).

Na terceira etapa foram realizados os testes de integração dos sensores de EMG e MMG. Desse modo, analisou-se a realização da coleta e processamento de sinais dos dois sensores simultaneamente com a finalidade de verificar uma possível interferência de leitura de um sensor no outro, como também a interferência durante o processamento dos sinais. Contudo, os testes indicaram a viabilidade na utilização dos dois sensores juntos, sem interferência significativa.

Posteriormente, foram realizados testes de comunicação entre o nó sensor e a aplicação. A partir desta avaliação, foi possível alcançar uma solução eficaz que permite o estabelecimento da comunicação e a leitura de dados provenientes do nó sensor para o software de maneira adequada e em tempo de execução.

Ainda nesta etapa, com a comunicação serial estabelecida, analisou-se o funcionamento da aplicação com os dados recebidos pela porta serial. Desse modo, para validar a lógica de funcionamento da aplicação, foi simulado a entrada, via porta serial, da *string* com os quatro valores separados pelos caracteres “#”, a lógica de separação e plotagem dos gráficos ocorreu de maneira precisa.

A quinta etapa abordou a realização de testes da aplicação desenvolvida. Foi realizada uma série de simulações com as interfaces do programa, desde o cadastro de pacientes no banco de dados, inserção de sessões e a geração dos gráficos e indicadores. Também foram realizadas simulações de mau uso do software, como preenchimento inadequado dos campos, pesquisas de pacientes que não estavam cadastrados e tentativas de ações inválidas. Em todas as simulações realizadas o software apresentou um desempenho apropriado, alertando dos erros cometidos e não permitindo as ações inválidas.

Após a validação do software, foi possível integrar todo o sistema, ou seja, nó sensor e aplicação. Nesta etapa foram realizados testes sobre o funcionamento do software simultaneamente da coleta e processamento de sinais com o objetivo de analisar a possibilidade da integração acarretar em alterações no comportamento do software, contudo, o desempenho e funcionamento da aplicação permaneceu o mesmo.

A sétima etapa se constituiu de testes funcionais que abrangeram toda a solução desenvolvida, compreendendo desde a coleta dos sinais até a apresentação dos relatórios para o usuário. Desse modo, a concepção destes testes preliminares foi a partir da realização de dois exercícios físicos, um de membro superior e outro de membro inferior.

Definiu-se, como teste de membro superior, o exercício de “flexo extensão de cotovelo”, que consiste no indivíduo estar com um peso na mão e realizar um movimento de levantamento até a altura dos ombros. O exercício escolhido para os testes de membro inferior foi o de “flexo extensão de joelho”, que consiste no indivíduo estar sentado com um peso nos tornozelos e realizar uma flexão de 60° do joelho. A Figura 40 apresenta o posicionamento adotado para os sensores durante a realização dos testes preliminares.

Figura 40 – Posicionamento dos sensores durante os testes preliminares



Fonte: Próprio autor

Para cada um dos exercícios foram realizadas três sessões de 5 minutos para avaliar o comportamento da solução e analisar os resultados obtidos. Os resultados serão apresentados e discutidos na próxima seção.

Por fim, após os testes preliminares da solução, realizaram-se os experimentos de validação da proposta apresentada neste trabalho. Desse modo, a validação foi feita nas instalações do SRF, com três pacientes que frequentam o serviço prestado na unidade de reabilitação física. Assim, os protocolos de atividades adotados durante a realização dos exercícios, bem como os pacientes que participariam das sessões, foram definidos pelos próprios fisioterapeutas, que acompanharam todas as etapas das avaliações. Desta maneira, a Tabela 5 apresenta as características dos pacientes que participaram da validação da solução, onde são apresentadas as informações de sexo, idade, nível e lado da amputação.

Tabela 5 – Pacientes selecionados para participação nos experimentos

	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3
Sexo	Mulher	Homem	Homem
Idade	84	37	72
Nível de Amputação	Transfemural	Transtibial	Transfemural
Lado da Amputação	Esquerdo	Esquerdo	Esquerdo

Fonte: Próprio autor

A Tabela 6 apresenta as características das sessões realizadas pelos pacientes, sendo possível observar o exercício físico realizado, membro e músculo analisado, o tempo de duração da sessão e o paciente que realizou a sessão. Vale ressaltar que em relação ao tempo de duração dos experimentos, os fisioterapeutas optaram por realizar uma sessão livre, ou seja, sem tempo predeterminado, transcorrendo a atividade até o momento de desgaste dos pacientes.

Tabela 6 – Características das sessões realizadas

	Sessão 1	Sessão 2	Sessão 3	Sessão 4
Paciente	1	2	2	3
Membro	Inferior	Inferior	Inferior	Inferior
Músculo	Quadríceps	Quadríceps	Quadríceps	Quadríceps
Exercício	Ext. de Joelho	Ext. de Quadril	Ext. de Joelho	Ext. de Quadril
Duração	10 minutos	8 minutos	3 minutos	3 minutos

Fonte: Próprio autor

Desse modo, a Figura 41 apresenta a realização dos testes com os três pacientes do grupo experimental, onde se percebe a disposição dos sensores e, também, os exercícios realizados durante as sessões. O lado escolhido para o posicionamento dos sensores foi definido pelos fisioterapeutas, onde em três dos quatro experimentos a posição adotada foi no lado oposto à amputação e somente em um dos experimentos os sensores foram posicionados no lado da amputação.

Figura 41 – Realização de testes com pacientes



Fonte: Próprio autor

Além da análise de fadiga muscular realizada pelo sistema desenvolvido, foi realizado um levantamento empírico sobre a condição física dos indivíduos durante a sessão. A cada minuto transcorrido de exercício o indivíduo descrevia numa escala de 1 a 5 o seu sentimento sobre o cansaço muscular, sendo 1 representando nenhum cansaço ou desconforto muscular e 5 representando um cansaço ou desconforto muscular extremo.

Após o fim dos testes da solução desenvolvida, o próximo passo foi realizar análises e discussões sobre os resultados obtidos, de modo a validar, ou não, a solução desenvolvida. Desse modo, na seção 5.2 são analisados e discutidos os resultados obtidos.

5.2 Resultados

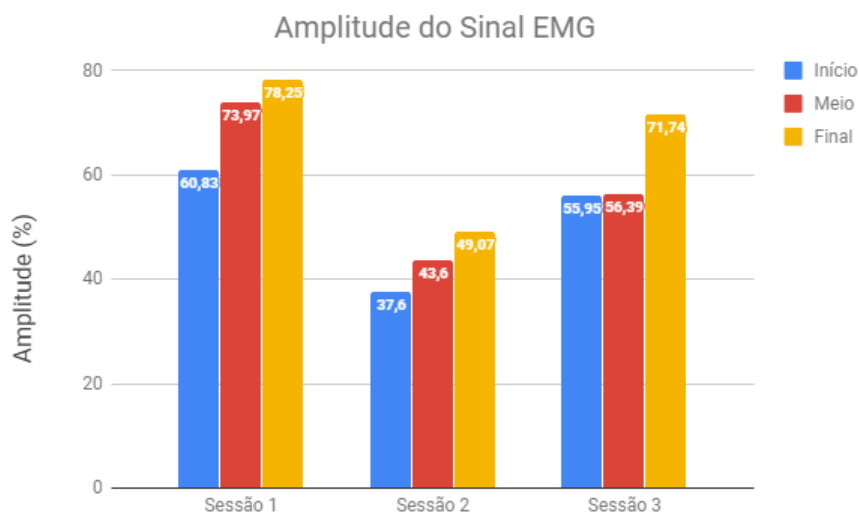
Esta seção apresenta os resultados obtidos a partir dos experimentos apresentados na seção anterior. Além disso, também apresenta uma discussão sobre estes resultados, bem como uma análise geral do sistema desenvolvido.

5.2.1 Testes Preliminares

Primeiramente, são analisados os resultados obtidos durante os testes preliminares apresentados anteriormente. Os experimentos foram realizados com a finalidade de avaliar o sistema como um todo, identificar falhas e ajustes a serem feitos antes da validação com os pacientes do SRF. É importante ressaltar que as três sessões apresentadas abaixo foram realizadas por indivíduos sem amputações ou limitações físicas.

Desse modo, a Figura 42 apresenta o gráfico da amplitude do sinal eletromiográfico das três sessões realizadas de membro superior. É possível observar que em todas sessões a amplitude final foi maior do que em outros momentos das atividades. A primeira sessão apresentou a maior variação entre as realizadas, onde houve um aumento de 17,42% entre o início e o final da atividade. Os resultados demonstram, de acordo com a literatura, que os indivíduos apresentaram fadiga muscular a partir da metade da atividade (sessões 1 e 2) e no período final do exercício (sessão 3), onde houve aumento na amplitude do sinal EMG.

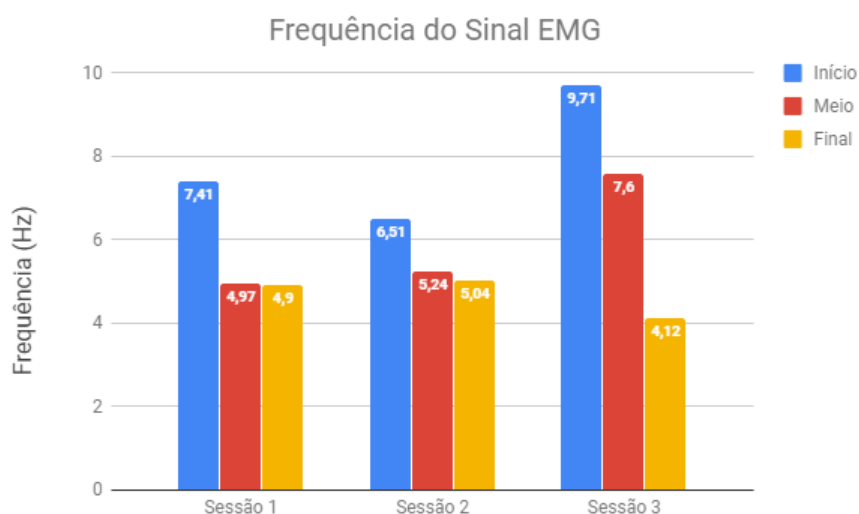
Figura 42 – Amplitudes do sinal EMG das sessões preliminares de membro superior



Fonte: Próprio autor

A Figura 43 apresenta o gráfico para a frequência do sinal eletromiográfico das três sessões realizadas de membro superior. Neste gráfico se percebe que a frequência do sinal EMG reduziu conforme o transcorrer das atividades, principalmente na terceira sessão onde entre o início e o final da atividade o sinal reduziu em cerca de 57,57%. Analisando os resultados é possível considerar que os indivíduos experimentaram a fadiga muscular a partir da metade das atividades (sessões 1 e 2) e no final da atividade (sessão 3) onde foram obtidos os menores valores para a frequência do sinal EMG.

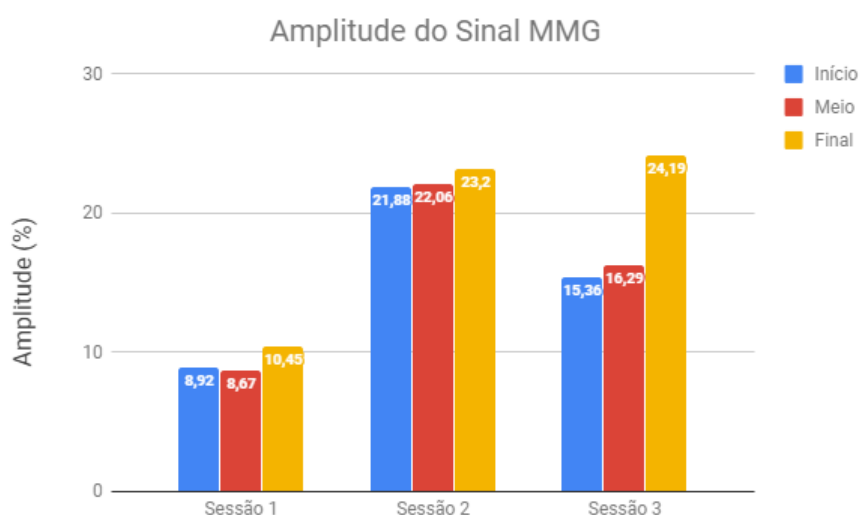
Figura 43 – Frequências do sinal EMG das sessões preliminares de membro superior



Fonte: Próprio autor

A Figura 44 apresenta o gráfico para a amplitude do sinal MMG das três sessões realizadas de membro superior. Na primeira sessão a amplitude apresentou valores baixos e uma pequena variação positiva durante o exercício. A segunda sessão resultou em valores altos e uma pequena variação positiva entre o início e final da atividade. Já a terceira sessão apresentou uma variação de cerca de 8,83% entre o início e final do exercício. Os resultados obtidos nas sessões 1 e 2 não apresentaram muitos indícios sobre a fadiga muscular, uma vez que a variação foi pequena. Porém na terceira sessão os resultados apontam para a instauração da fadiga muscular no período final da atividade.

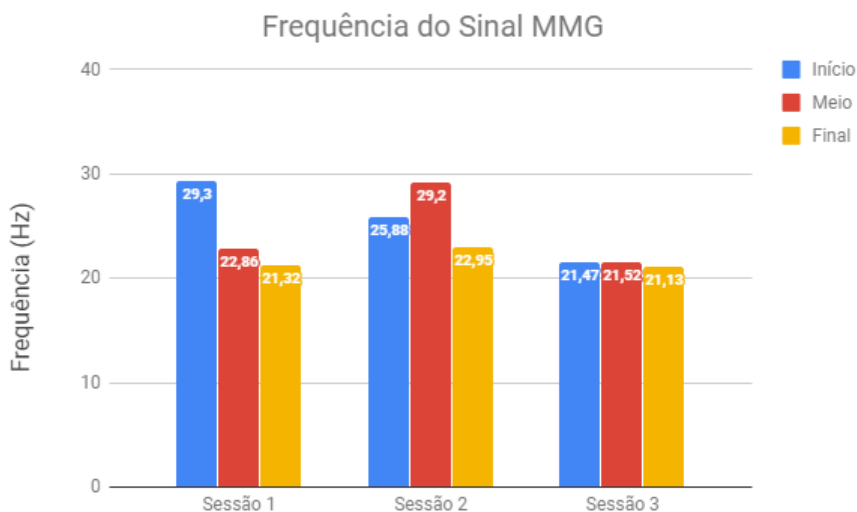
Figura 44 – Amplitudes do sinal MMG das sessões preliminares de membro superior



Fonte: Próprio autor

A Figura 45 apresenta o gráfico para a frequência do sinal MMG das três sessões realizadas de membro superior. Nos três casos a menor frequência obtida foi durante a fase final das atividades, porém o comportamento da frequência variou de sessão para sessão. Nas duas primeiras houve uma grande redução da frequência (27,23% e 11,32%), e na terceira, a frequência apresentou uma variação negativa muito pequena (1,58%). Os resultados encontrados indicam que a fadiga muscular pode ter sido presenciada nas duas primeiras sessões, onde houve uma redução considerável da frequência no meio (sessão 1) e no final (sessão 2) das atividades. Os resultados da terceira sessão foram inconclusivos quanto a instauração da fadiga muscular.

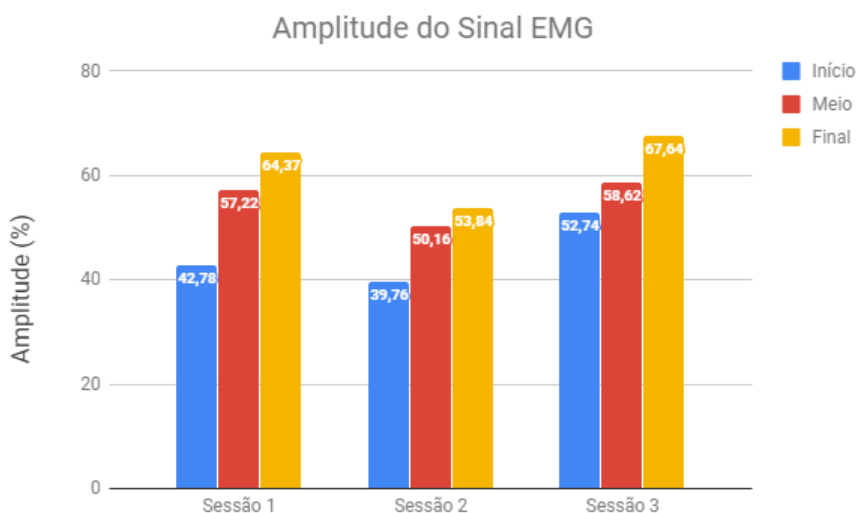
Figura 45 – Frequências do sinal MMG das sessões preliminares de membro superior



Fonte: Próprio autor

A Figura 46 apresenta o gráfico amplitude do sinal eletromiográfico das três sessões realizadas de membro inferior. O comportamento do sinal durante as três sessões foram semelhantes, houve um aumento gradual da amplitude desde o início da sessão até o final. A maior variação foi obtida na primeira sessão, com 21,59% de aumento. Os resultados para esse parâmetro apontam para a ocorrência da fadiga muscular a partir da metade das três sessões realizadas.

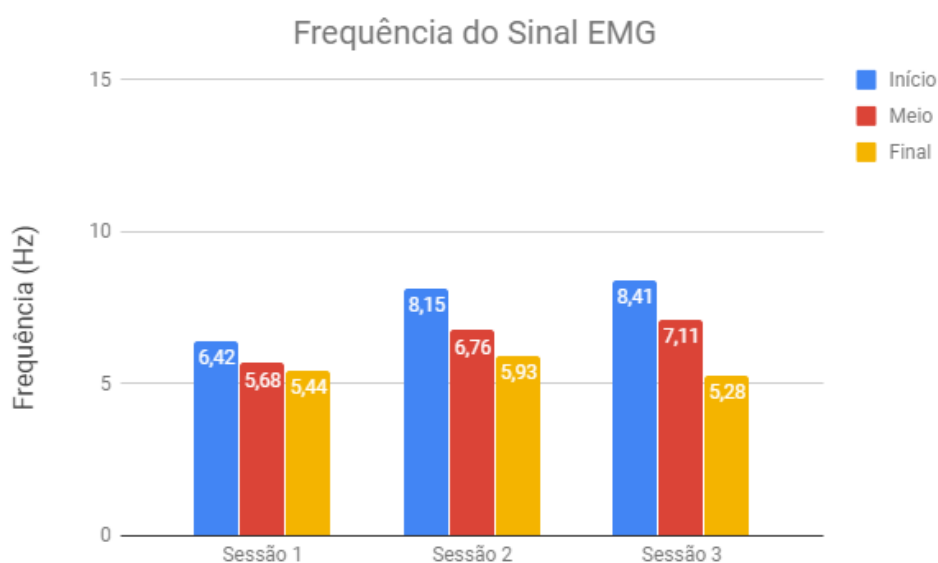
Figura 46 – Amplitudes do sinal EMG das sessões preliminares de membro inferior



Fonte: Próprio autor

Na Figura 47 é apresentado o gráfico para a frequência do sinal eletromiográfico das três sessões realizadas de membro inferior. Os resultados obtidos para este parâmetro foram similares, com a menor frequência obtida ao final da atividade. A sessão que apresentou maior variação foi a terceira, com uma redução de 37,21% no valor da frequência. Ao analisar os resultados das sessões é possível indicar que houve o fadigamento muscular ao final das três atividades realizadas.

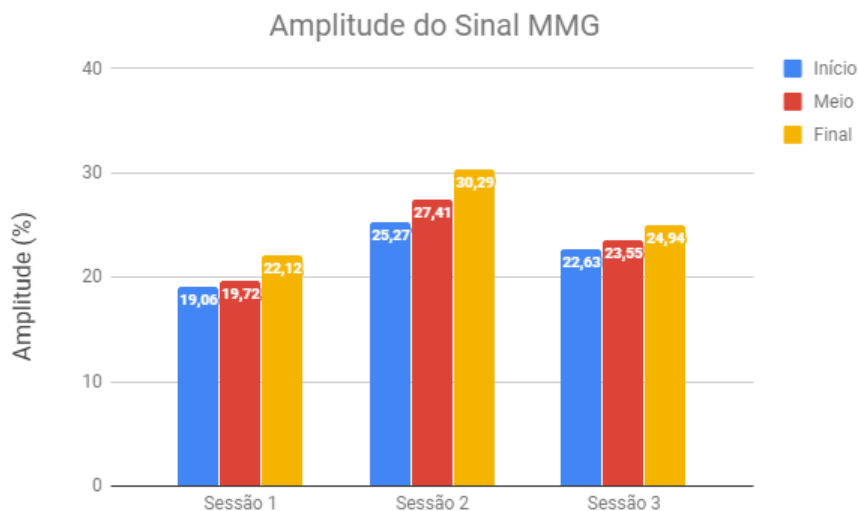
Figura 47 – Frequências do sinal EMG das sessões preliminares de membro inferior



Fonte: Próprio autor

A Figura 48 exibe o gráfico para a amplitude do sinal MMG das três sessões realizadas de membro inferior. Os valores encontrados foram similares aos obtidos para a amplitude do sinal EMG, ou seja, um aumento gradual durante o exercício. A segunda sessão apresentou uma maior variação entre as analisadas, com um aumento de 5,02% entre o início e o final da atividade. Os resultados para esse parâmetro apontam para a ocorrência da fadiga muscular ao final na segunda sessão realizada, onde houve um aumento na amplitude do sinal. Para as demais sessões, devido a pequena variação positiva, os resultados sugerem uma leve instauração da fadiga muscular.

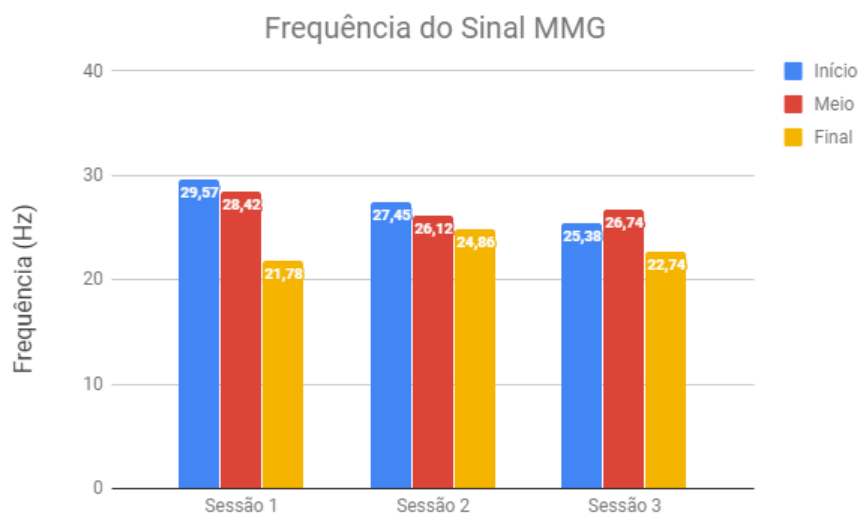
Figura 48 – Amplitudes do sinal MMG das sessões preliminares de membro inferior



Fonte: Próprio autor

A Figura 49 apresenta o gráfico para a frequência do sinal mecanomiográfico das três sessões realizadas de membro inferior. O comportamento deste parâmetro tendeu a diminuir conforme transcorriam as sessões, com exceção da terceira sessão que apresentou um aumento da frequência no meio da atividade. A primeira sessão apresentou a maior variação, entre o início e o final da atividade houve uma redução de 26,34% no valor da frequência. Os resultados obtidos indicam a ocorrência da fadiga muscular no período final das três sessões, embora a segunda sessão tenha apresentado um coeficiente de variação menor se comparado as outras.

Figura 49 – Frequências do sinal MMG das sessões preliminares de membro inferior



Fonte: Próprio autor

Ao analisar os resultados obtidos durante os testes preliminares foi possível considerar que a solução desenvolvida apresentou os resultados esperados, ou seja, um aumento no valor da amplitude ao mesmo tempo que a frequência reduzia. Em todas as sessões os indivíduos demonstraram sinais de fadiga muscular e, de acordo com a literatura, os resultados encontrados apontam para a ocorrência deste fenômeno.

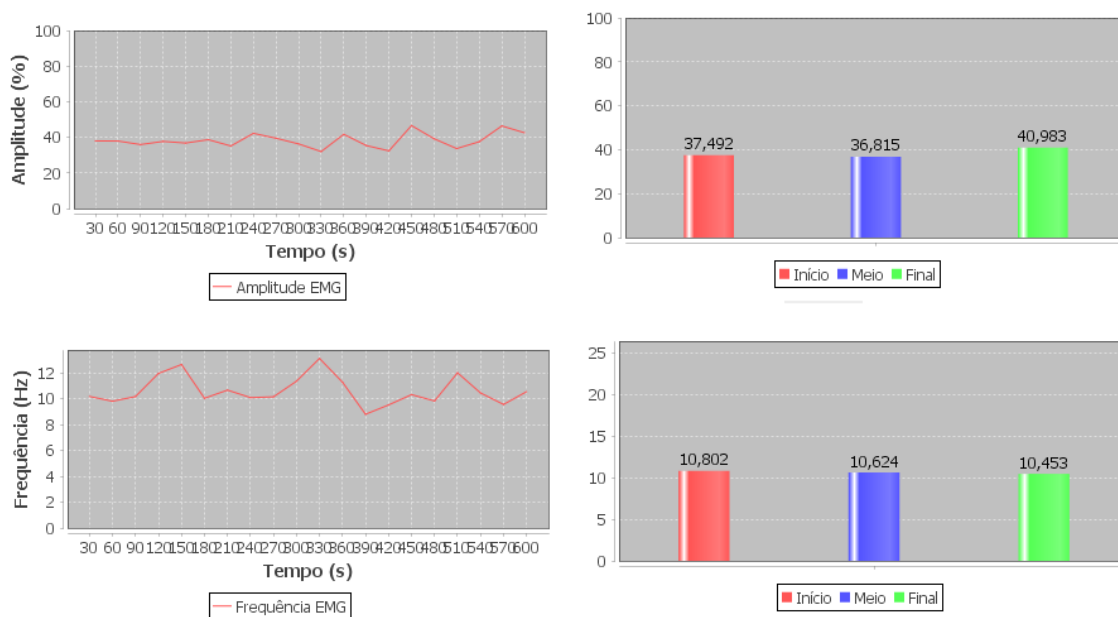
Analisando os parâmetros utilizados no estudo da fadiga muscular, foi possível observar que o sinal de EMG apresentou melhores resultados quanto à variação das parciais se comparado ao sinal MMG. Também é possível considerar que a amplitude dos sinais apresentou melhor consistência em seus resultados do que a frequência.

5.2.2 Testes de Validação

Com base nos resultados obtidos nas avaliações preliminares partiu-se para as avaliações com pacientes do SRF, assim, a seguir são apresentados e discutidos os resultados dos testes de validação. Foram analisados os parâmetros para a amplitude e frequência do sinal eletromiográfico, como também para a amplitude e frequência do sinal mecanomiográfico, afim de validar a solução como um potencial identificador de fadiga muscular durante sessões de fisioterapia.

Assim, a Figura 50 apresenta os gráficos de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico da sessão realizada pelo primeiro paciente. É possível observar que houve uma pequena redução (0,68%) na amplitude do sinal se comparados o início e o meio da atividade e, que houve um aumento de 4,17% na amplitude do sinal no estágio final da sessão. Quanto à frequência do sinal se percebe que houve uma leve diminuição (1,65%) da frequência do sinal entre o início e a metade da sessão, e que continuou decaindo em uma taxa pequena (1,61%) durante a fase final da atividade, acarretando em uma redução de 3,23% entre o início e o final da sessão. Os resultados obtidos para esse parâmetro estão de acordo com a literatura, indicando que o aumento na amplitude e redução do sinal EMG apresentam um leve fadigamento do paciente no período final da atividade.

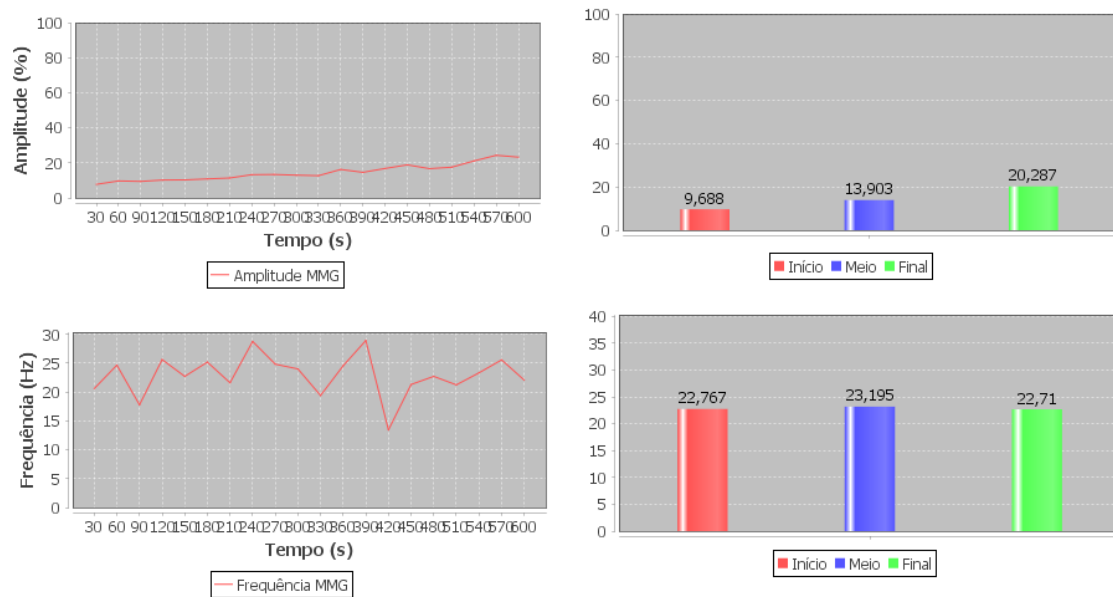
Figura 50 – Análise do sinal EMG da primeira sessão



Fonte: Próprio autor

A Figura 51 apresenta os gráficos de amplitude e frequência do sinal MMG da sessão realizada pelo paciente 1. É possível notar que o comportamento da amplitude do sinal aumentou gradualmente durante toda a sessão, tendo um aumento de 10,61% entre o início e o final da atividade. Já a frequência do sinal MMG variou bastante entre as parciais, contudo, ao analisar os três estágios da atividade (início, meio e final) percebe-se que a média de variação foi muito pequena, 0,25% entre o início e o final da atividade. Analisando os resultados, a amplitude da MMG demonstra que ao final da atividade houve o fadigamento do paciente. Quanto à frequência da MMG, percebe-se que ao final da atividade esse parâmetro apresentou uma redução, indicando uma suave ocorrência da fadiga muscular.

Figura 51 – Análise do sinal MMG da primeira sessão



Fonte: Próprio autor

A Figura 52 apresenta o gráfico de sentimento de fadiga muscular relatado pelo primeiro paciente ao realizar a atividade. Se percebe que o grau de fadiga muscular indicado pelo paciente foi aumentando gradativamente durante o decorrer da sessão, porém não atingiu o nível máximo de fadiga. Analisando no contexto dos resultados obtidos pelo sistema MFID, os valores que indicam a fadiga muscular foram obtidos no mesmo período da atividade no qual o paciente relatou um aumento no seu sentimento de fadiga muscular.

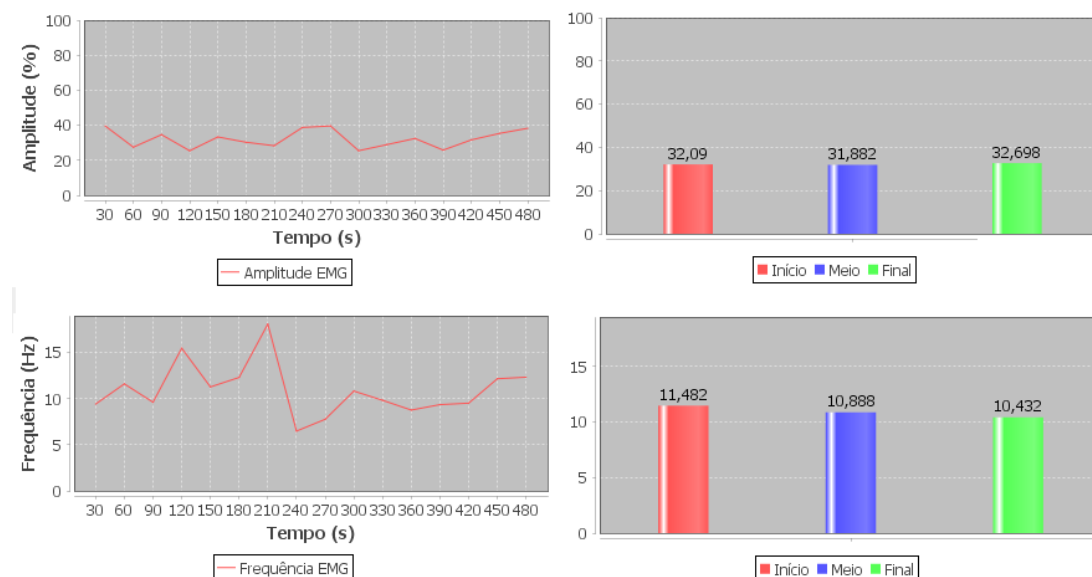
Figura 52 – Gráfico de sentimento de fadiga muscular no decorrer da primeira sessão



Fonte: Próprio autor

A Figura 53 apresenta os gráficos de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico da primeira sessão realizada pelo segundo paciente. É possível observar que houve uma pequena variação positiva da amplitude do sinal no decorrer da sessão, entre o início e final da atividade houve um aumento de 0,608%. Quanto a frequência do sinal, percebe-se que houve uma redução deste parâmetro a partir da metade da sessão, no total, a redução foi de 9,14% entre o início e o final da atividade. O resultado para a amplitude não representou um indício de fadiga muscular, pois a variação foi pequena. Quanto à frequência do sinal, é possível inferir que houve o fadigamento muscular do paciente ao final do exercício.

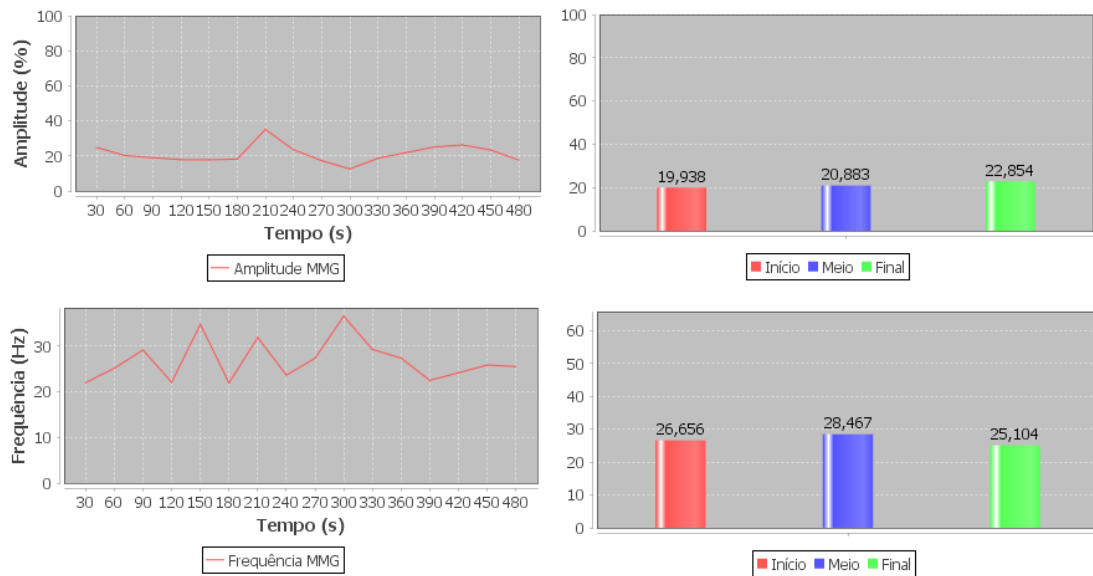
Figura 53 – Análise do sinal EMG da segunda sessão



Fonte: Próprio autor

A Figura 54 apresenta os gráficos de amplitude e frequência do sinal mecanomiográfico da primeira sessão realizada pelo segundo paciente. É possível notar que houve um aumento da amplitude durante a sessão, tendo um aumento de 2,92% entre o início e o final da atividade. Nos gráficos, percebe-se que houve uma diminuição significativa da frequência (11,81%) entre a metade e o final da atividade. Já a diminuição da frequência entre o início e o final da sessão foi de 5,82%. Os resultados para o sinal MMG desta sessão indicam que o paciente sofreu com a fadiga muscular durante a fase final da atividade, onde a amplitude aumentou e a frequência diminuiu.

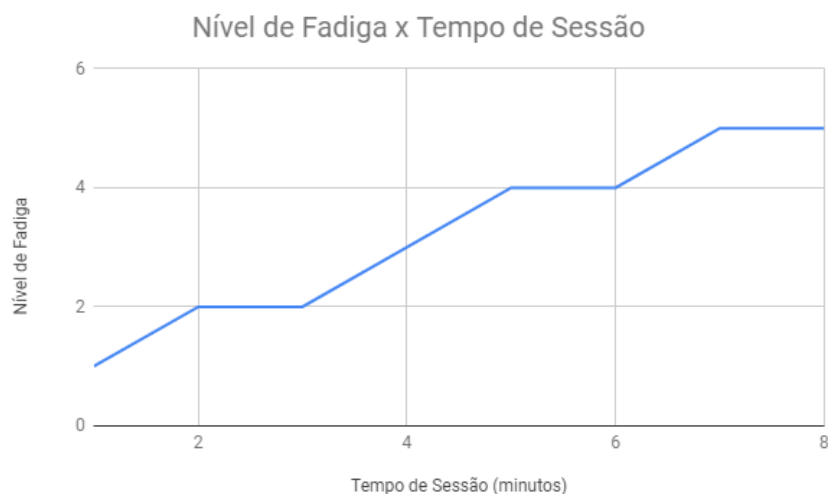
Figura 54 – Análise do sinal MMG da segunda sessão



Fonte: Próprio autor

A Figura 55 apresenta o gráfico de sentimento do segundo paciente ao realizar a sua primeira sessão. É possível observar que o grau de fadiga muscular relatado pelo paciente foi aumentando gradativamente durante o decorrer da sessão até atingir nível máximo de fadiga aos 7 minutos. Comparando este gráfico com os resultados obtidos na análise dos sinais de EMG e MMG realizada pelo sistema MFID, é possível observar que foi ao final do exercício, tanto pelo relato do paciente quanto pelo sistema, que os resultados apresentaram um comportamento que sugerem o surgimento da fadiga muscular.

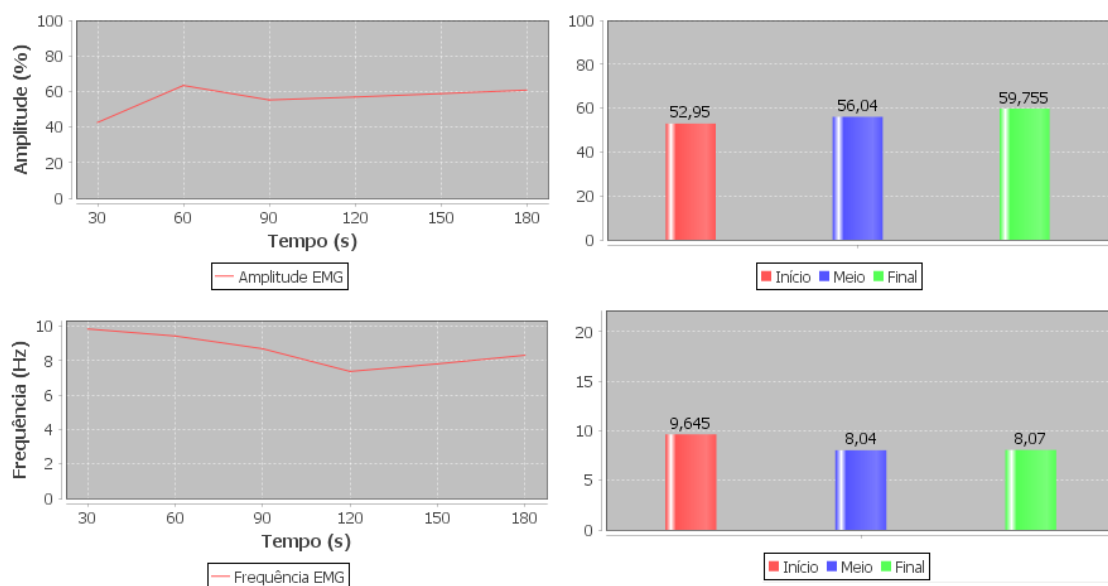
Figura 55 – Gráfico de sentimento de fadiga muscular no decorrer da segunda sessão



Fonte: Próprio autor

Na Figura 56 é apresentado os gráficos de amplitude e frequência do sinal EMG da segunda sessão realizada pelo segundo paciente. É possível observar que houve um aumento gradual da amplitude do sinal durante a sessão, entre o início e final da atividade houve um aumento de 6,8%. Quanto a frequência do sinal EMG, houve uma redução de 16,64% até a metade da sessão, após isso o parâmetro teve um aumento de 0,37%. Os resultados obtidos apontam para o fadigamento muscular do paciente a partir da metade da sessão, na análise da frequência, e ao final da atividade, ao se analisar a amplitude.

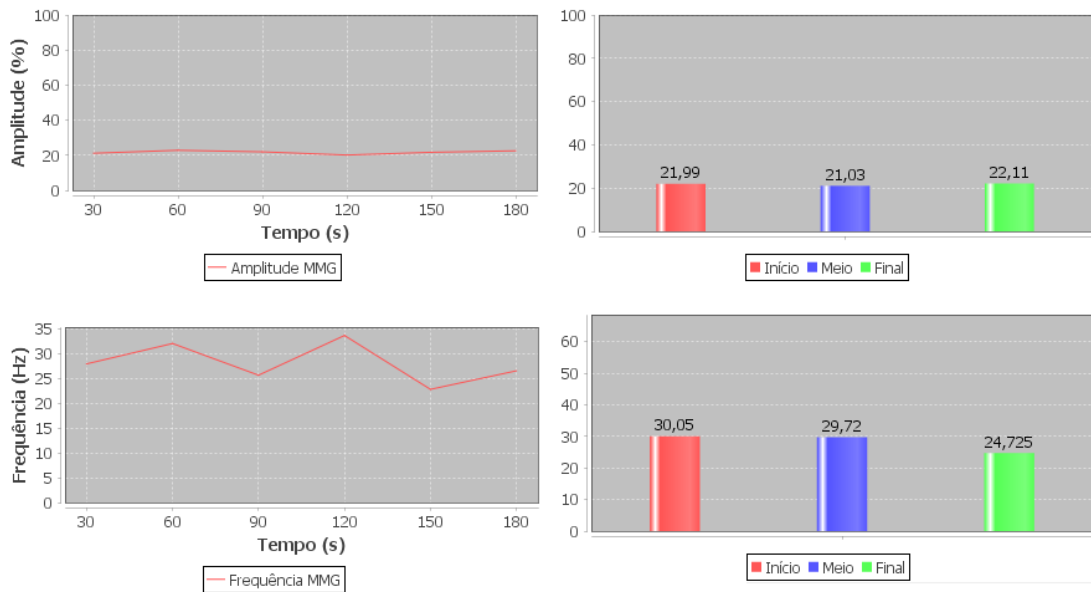
Figura 56 – Análise do sinal EMG da terceira sessão



Fonte: Próprio autor

A Figura 57 apresenta os gráficos de amplitude e frequência do sinal MMG da segunda sessão realizada pelo paciente 2. Pelo gráfico, percebe-se que a amplitude do sinal teve uma variação pequena, cerca de 0,54% entre o início e final de sessão. Já a frequência do sinal apresentou uma variação negativa de 17,72% no decorrer da sessão. Ao analisar os resultados para a amplitude, não foi possível constatar a fadiga muscular do paciente. Quanto à frequência, é possível considerar que a redução nesse parâmetro indica a instauração da fadiga muscular no período final da atividade.

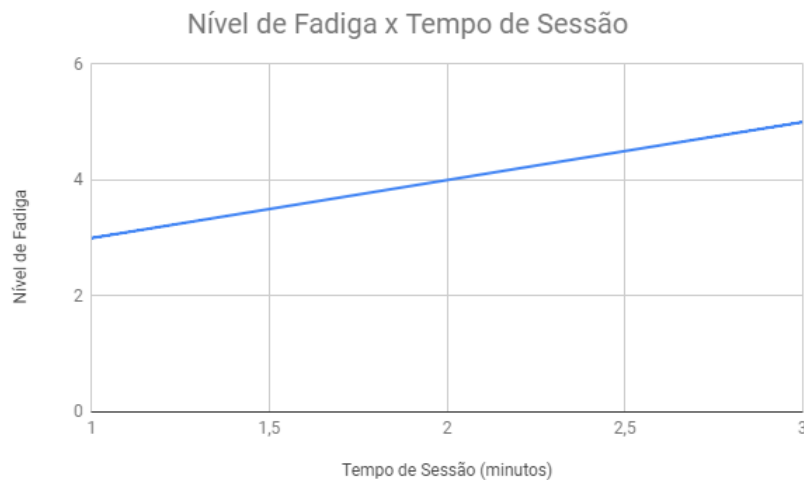
Figura 57 – Análise do sinal MMG da terceira sessão



Fonte: Próprio autor

A Figura 58 apresenta o gráfico de sentimento do segundo paciente ao realizar a sua segunda sessão. É possível observar que o grau de fadiga muscular informado pelo paciente aumentou linearmente durante o decorrer da sessão até atingir nível máximo de fadiga aos 3 minutos. Este comportamento linear apresentado no gráfico acima estão de acordo com os resultados obtidos pelo sistema MFID nos parâmetros de amplitude e frequência da EMG, e frequência da MMG.

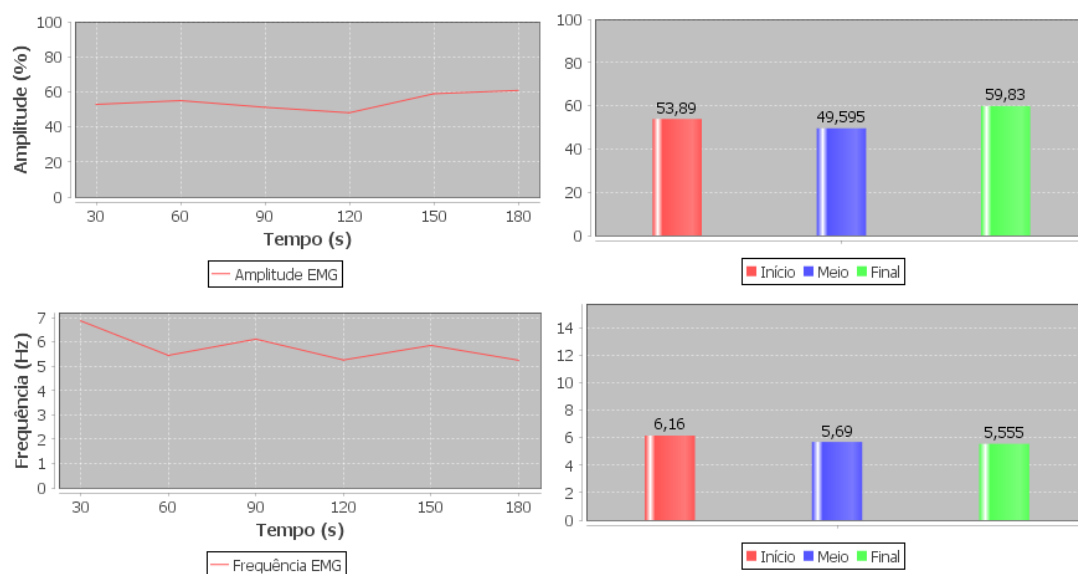
Figura 58 – Gráfico de sentimento de fadiga muscular no decorrer da terceira sessão



Fonte: Próprio autor

A Figura 59 apresenta os gráficos de amplitude e frequência do sinal EMG da sessão realizada pelo terceiro paciente. É possível observar que houve uma redução de 4,29% na amplitude até a metade da sessão, e um aumento de 10,34% no final. Na frequência do sinal houve uma redução gradativa, com uma variação de 9,82% no decorrer da atividade. Os resultados da amplitude do sinal apontam para a ocorrência da fadiga no final da atividade. Para a frequência, os resultados indicam a presença da fadiga a partir da metade da sessão.

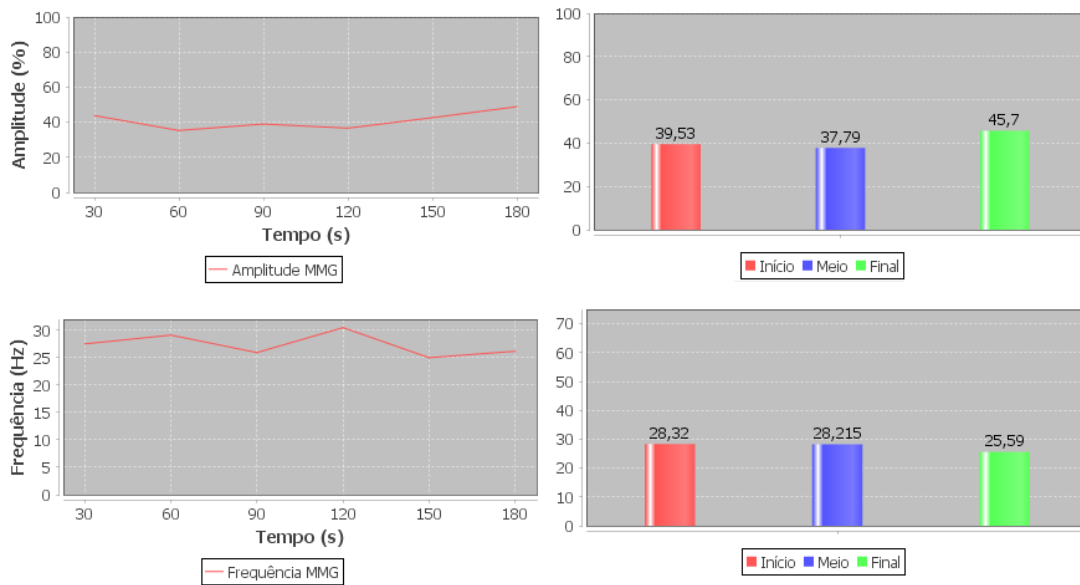
Figura 59 – Análise do sinal EMG da quarta sessão



Fonte: Próprio autor

A Figura 60 apresenta os gráficos de amplitude e frequência do sinal MMG da sessão realizada pelo terceiro paciente. Observando o gráfico é possível notar que no final da atividade há um aumento na amplitude do sinal de 7,91%. Na frequência do sinal acontece o oposto, na parte final da atividade ocorre uma redução de 9,3%. Tanto para a amplitude quanto para a frequência do sinal MMG o comportamento sugere a instauração da fadiga muscular no período final do exercício.

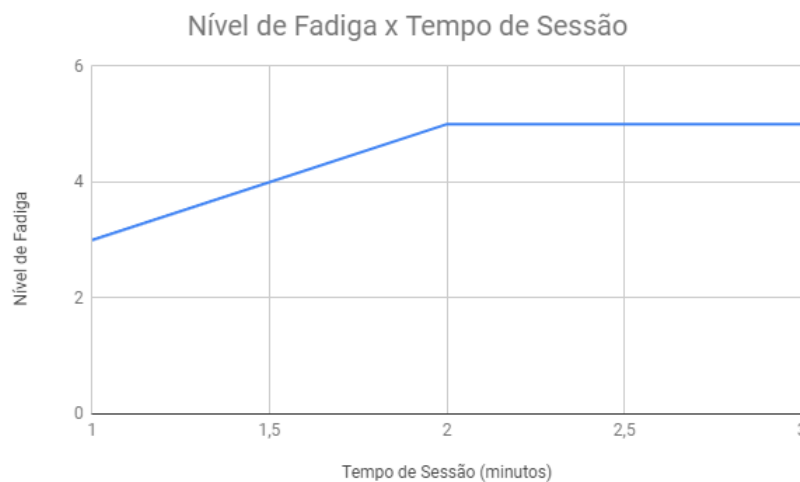
Figura 60 – Análise do Sinal MMG da quarta sessão



Fonte: Próprio autor

A Figura 61 apresenta o gráfico de sentimento do terceiro paciente ao realizar a sessão. É possível notar que no primeiro minuto o nível de fadiga relatado pelo paciente foi 3 e que, aos 2 minutos a sensação de fadiga atingiu seu nível máximo, permanecendo assim até o fim da atividade, que foi de 3 minutos. Analisando de maneira comparativa com os resultados dos sinais de EMG e MMG é possível considerar que o gráfico está de acordo com os resultados obtidos pelo sistema MFID, onde indicam a ocorrência da fadiga muscular no final da atividade.

Figura 61 – Gráfico de sentimento de fadiga muscular no decorrer da quarta sessão



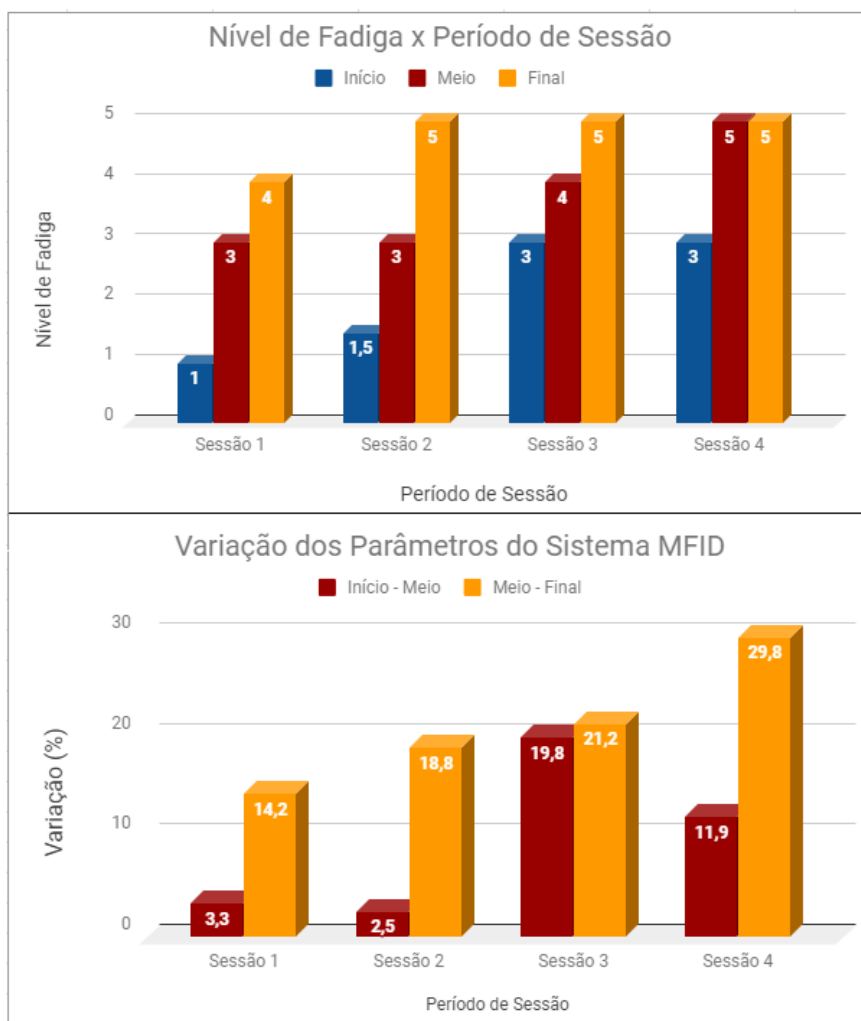
Fonte: Próprio autor

Para uma análise do grau de fadiga muscular identificado, como também para uma validação dos resultados apresentados pelo sistema MFID, se faz necessário uma comparação destes resultados com o nível de fadiga relatado pelos pacientes durante a realização das sessões. Para quantificar, em um único valor, as variações obtidas pelo MFID para os quatro parâmetros analisados, foi realizado o cálculo demonstrado na Equação 5.

$$\text{variação} = \text{var}_{\text{amplitude}_{EMG}} - \text{var}_{\text{frequencia}_{EMG}} + \text{var}_{\text{amplitude}_{MMG}} - \text{var}_{\text{frequencia}_{MMG}} \quad (5)$$

Assim sendo, a Figura 62 apresenta a comparação, onde o gráfico apresentado na parte superior demonstra o nível de fadiga informado pelo paciente durante a sessão, e o gráfico apresentado na parte inferior apresenta o valor identificado pelo sistema MFID para a fadiga muscular. Ao analisar a figura, é possível observar uma concordância entre o nível fadiga indicada pelos pacientes e a fadiga identificada pelo sistema.

Figura 62 – Comparação entre o nível de fadiga relatado e o identificado pelo sistema



Fonte: Próprio autor

Para a primeira sessão realizada, o paciente relatou um nível de fadiga leve no período inicial, moderado no meio e alto no final da atividade. Ao observar o valor indicado pelo sistema entre o início e o meio da atividade, observa-se um leve aumento na fadiga muscular, e entre o meio e o final da atividade o sistema identificou um aumento considerável da fadiga muscular, indo ao encontro do relato do paciente.

Para a segunda sessão, o paciente informou um nível de fadiga leve no período inicial, moderado no meio e extremo no final da atividade. Quanto à fadiga apresentada pelo sistema MFID, entre o início e o meio da atividade foi identificado um leve aumento na fadiga muscular, e entre o meio e o final da atividade se observa um aumento significativo da fadiga muscular, confirmando o relato do paciente que indicou um grau extremo de fadiga ao final da sessão.

Para terceira sessão realizada, o paciente declarou o surgimento da fadiga muscular a partir do início da atividade, se acentuando até o final da sessão, onde informou um nível extremo de fadiga. Analisando os resultados obtidos pelo sistema MFID, entre o início e o meio da atividade foi identificado um aumento significativo da fadiga muscular, e entre o meio e o final da atividade o sistema aponta para um nível de fadiga ainda maior do que foi encontrado no período anterior, indo ao encontro do relato do paciente.

Na quarta sessão realizada, o paciente relatou o surgimento da fadiga muscular a partir do início da atividade, atingindo o nível máximo, e permanecendo assim, desde o meio até o final da sessão. O sistema MFID identificou um nível moderado de fadiga muscular entre o início e o meio da atividade, e um nível extremo de fadiga muscular entre o meio e o final da sessão, confirmando o relato do paciente que demonstrou um grau excessivo de dores e desconforto muscular ao final da sessão.

5.3 Análises e Conclusões

Os resultados obtidos durante os testes preliminares e nos experimentos com o grupo experimental apontam para uma conformidade com os relatos encontrados na literatura, onde é considerado que durante a instauração da fadiga muscular ocorre um aumento na amplitude e uma redução na frequência dos sinais de eletromiografia e mecanomiografia.

Em seus estudos, Tarata (2003) declara que os sinais de EMG e MMG registrados simultaneamente de um mesmo músculo tendem a possuir um comportamento similar, tanto para a EMG quanto para a MMG a frequência média diminui enquanto o valor da

RMS da amplitude aumenta com a fadiga muscular. Seguindo este pensamento, (STULLEN; LUCA, 1981) apontam que a fadiga está associada a uma compressão do PSD da EMG em direção à frequências menores, ao mesmo tempo que também está associada a amplitudes maiores do sinal EMG, desde o início da contração voluntária.

Para a amplitude do sinal mecanomiográfico ainda existem resultados divergentes quanto ao seu comportamento durante a fadiga muscular. Os dois comportamentos mais comuns são o aumento gradativo da amplitude antes e após a instauração da fadiga (YOSHITAKE et al., 2002; TARATA, 2003; STOKES; DALTON, 1991), teoria mais aceita atualmente, e o aumento gradativo até a instauração da fadiga e, após isso, uma redução da amplitude (NODA et al., 2016; FALLER, 2007; AKATAKI et al., 2003);

No geral, ao analisar todos os resultados obtidos pelo sistema MFID percebe-se que as médias dos três estágios das atividades (início, meio e final) apresentou um comportamento consistente para os dois sinais estudados. Contudo, ainda são necessárias mais avaliações e análises sobre o comportamento destes parâmetros para uma consolidação da pesquisa.

É importante avaliar a opinião dos fisioterapeutas sobre os resultados obtidos, bem como de todo o sistema desenvolvido. Durante as reuniões e os experimentos realizados foi relatado pelos fisioterapeutas a relevância da pesquisa para o aprimoramento do tratamento, como também o *feedback* positivo ao analisar o funcionamento e os resultados apresentados pelo projeto. Desse modo, é possível considerar que o sistema MFID alcançou os objetivos de pesquisa.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo do presente trabalho foi desenvolver uma solução tecnológica capaz de auxiliar o profissional fisioterapeuta, através do monitoramento e identificação da fadiga muscular, durante o processo de reabilitação física de pacientes amputados. Levando em consideração a atual realidade do processo de reabilitação física de pacientes do SRF, onde a avaliação de cada sessão, como também de todo o progresso dos pacientes ao longo do tratamento não possui um aparato tecnológico que auxilie na análise física do paciente, bem como da evolução do tratamento, o desenvolvimento desta pesquisa se torna relevante.

Desse modo, a partir da utilização do sistema MFID é possível obter um aperfeiçoamento no método de acompanhamento e avaliação do tratamento de pacientes, uma vez que o sistema proporciona aos fisioterapeutas informações quantitativas sobre as sessões, facilitando o diagnóstico, adaptação e particularização do tratamento conforme as individualidades de cada caso.

Através dos objetivos definidos no início da pesquisa foi possível desenvolver toda a solução apresentada neste documento. Desse modo, é importante uma análise de todos os objetivos traçados e como os mesmos foram alcançados.

Inicialmente, com a definição do problema de pesquisa foi proporcionado o conhecimento sobre os serviços de reabilitação física. Houve uma proximidade e entendimento da importância social e das carências que este tipo de serviço possui.

Neste sentido, o levantamento de referencial teórico realizado permitiu uma melhor compreensão e familiaridade com todos os aspectos envolvidos neste trabalho. Todo o embasamento adquirido durante esta etapa da pesquisa foram de grande importância para o desenvolvimento da solução final.

Além da fundamentação teórica, o levantamento de requisitos junto aos profissionais fisioterapeutas do SRF foi outro ponto importante para a construção da solução. Toda a etapa de levantamento de requisitos foi realizada de maneira adequada, através de reuniões e elaboração de questionários com os fisioterapeutas. Assim, os requisitos definidos foram utilizados como base para a modelagem, através de padrões e técnicas de engenharia de software, e desenvolvimento do projeto.

Analisando o desenvolvimento da solução, o primeiro passo foi a identificação da forma de implementar a solução. Através de estudo de ferramentas, tecnologias e de todo o referencial levantado foi possível identificar a melhor forma de construir a solução com

base nos requisitos e recursos disponíveis.

Na primeira etapa de desenvolvimento solução foi validado o módulo de coleta e processamento dos sinais, o nó sensor. A integração entre sensores, microcontrolador e software foi realizada de maneira eficiente, possibilitando a obtenção de resultados que indicaram a viabilidade da pesquisa.

Na segunda etapa de desenvolvimento da solução foi aperfeiçoado o software para que fossem cumpridos todos os requisitos, além disso foi incrementado o nó sensor, com o acréscimo do sensor de mecanomiografia e a análise no domínio da frequência dos sinais coletados. Desse modo, a integração total do sistema (nó sensor, software e banco de dados) foi realizada com sucesso, proporcionando a realização de testes e a validação da solução.

Desse modo, a partir do sistema implementado foi possível realizar um plano de testes para a validação da solução. Primeiramente, com os testes preliminares foi analisado e constatado o funcionamento esperado do sistema e, a partir dos resultados condizentes com a literatura, a viabilidade da solução.

Assim, após constatada a viabilidade da solução foi selecionado um público alvo, junto aos fisioterapeutas, para a realização da validação da pesquisa. Neste sentido foram definidos pacientes aptos e dispostos a participarem da realização dos testes de validação da ferramenta.

Avaliando a realização dos testes de validação e os resultados obtidos, tanto pelo lado quantitativo quanto pelo lado qualitativo, é possível refletir sobre o objetivo principal desta pesquisa, que é desenvolver uma solução capaz de identificar a fadiga e assim proporcionar uma ferramenta de auxílio ao tratamento de reabilitação física de pacientes amputados, e considerar que o desenvolvimento da solução alcançou o seu objetivo.

Além dos resultados obtidos, é importante analisar o desenvolvimento da solução em um contexto mais amplo. Por se tratar de uma pesquisa que envolve uma série de conceitos e técnicas computacionais como sensores, microcontrolador, processamento de sinais, software e banco de dados, tornou árduo e desafiador o desenvolvimento da solução, mas ao mesmo tempo compensador pois proporcionou um amplo conhecimento e o desenvolvimento de competências essenciais para um engenheiro de computação.

Também vale ressaltar o carácter social da pesquisa. O levantamento de referencial teórico oportunizou um melhor entendimento sobre o cenário atual da reabilitação física, bem como sobre os aspectos relacionados à amputação. Desse modo a pesquisa contribuiu não só na formação técnica e prática, mas também na formação social e humana.

Por fim, pretende-se dar continuidade no desenvolvimento do sistema MFID a partir da realização de mais testes com pacientes do SRF, além de aprimoramentos na interface gráfica da aplicação. Além disso, visando um aperfeiçoamento no sistema, é analisada a utilização de ferramentas e técnicas mais sofisticadas para a coleta e processamento de sinais, como também a adição de mais sensores para um melhor monitoramento das sessões.

REFERÊNCIAS

- AKATAKI, K. et al. Mechanomyographic responses during voluntary ramp contractions of the human first dorsal interosseous muscle. **European journal of applied physiology**, Springer, v. 89, n. 6, p. 520–525, 2003.
- AMENT, W.; VERKERKE, G. J. Exercise and fatigue. **Sports medicine**, Springer, v. 39, n. 5, p. 389–422, 2009.
- ANWAR, F.; ALKHAYER, A. Perceptions of prosthetic limb among lower limb amputees. **International Journal of Therapies and Rehabilitation Research**, v. 5, n. 4, p. 175–179, 2016.
- ASCENSÃO, A. et al. Fisiologia da fadiga muscular. delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. 2003.
- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. **Instrumentação e fundamentos de medidas**. Rio de Janeiro: LTC, 2011. Vol. 2. [S.l.], 2011.
- BECK, T. W. et al. Mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Elsevier, v. 14, n. 5, p. 555–564, 2004.
- BENEDETTO, K. M. D.; FORGIONE, M. C. R.; ALVES, V. L. R. Reintegração corporal em pacientes amputados e a dor-fantasma. **Acta fisiátrica**, v. 9, n. 2, p. 85–89, 2002.
- BIGLAND-RITCHIE, B.; WOODS, J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. **Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine**, Wiley Online Library, v. 7, n. 9, p. 691–699, 1984.
- BLOIS, M. S.; SHORTLIFFE, E. H. The computer meets medicine: emergence of a discipline. In: ADDISON-WESLEY LONGMAN PUBLISHING CO., INC. **Medical informatics: computer applications in health care**. [S.l.], 1990. p. 3–36.
- BRENNER, G. Mecanomiografia para avaliação muscular de superfície. 2015.
- BROWN, E. V. D. et al. Preliminary investigation of an electromyography-controlled video game as a home program for persons in the chronic phase of stroke recovery. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Elsevier, v. 95, n. 8, p. 1461–1469, 2014.
- CARDOSO, J. P. O uso de sistemas especialistas para apoio à sistematização em exames ortopédicos do quadril, joelho e tornozelo. **Revista Saude. com**, Directory of Open Access Journals, v. 1, n. 1, p. 24–34, 2016.
- CARVALHO, D. R. et al. Data Mining applied to physiotherapy. **Fisioterapia em Movimento**, SciELO Brasil, v. 25, n. 3, p. 595–605, 2012.
- CARVALHO, J. A. **Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação**. [S.l.]: Manole, 2003.

CARVALHO, J. A. Vantagens na protetização de amputados transtibiais submetidos a técnicas cirúrgicas não convencionais= advantages of below knee amputees prosthetization subjected to non-conventional surgical techniques. [sn], 2012.

CHAVES, F. K. T. Fisiologia da fadiga muscular de origem central e periférica. **FDeportes Revista Digital**, n. 164, 2012., 2012.

CHEN, J. J.; YANG, R. K. The future of uihc rehabilitation services: Defining and measuring quality rehabilitation services. **The Iowa orthopaedic journal**, University of Iowa, v. 29, p. 139, 2009.

COIERA, E. **Guide to health informatics**. [S.l.]: CRC press, 2015.

COSTA, B. J. da. **CARACTERIZAÇÃO DO SINAL MECANOMIOGRÁFICO ATRAVÉS DA ACELEROMETRIA EM TRÊS DIFERENTES MÚSCULOS**. Tese (Doutorado) — UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO, 2008.

CROISIER, J.-L. et al. Isokinetic evaluation of hip strength muscle groups in unilateral lower limb amputees. **Isokinetics and exercise science**, Ios Press, v. 9, n. 4, p. 163–169, 2001.

DELISA, J. A.; GANS, B. M. Tratado de medicina de realibitação: Princípios e prática. In: **Tratado de medicina de realibitação: Princípios e Prática**. [S.l.: s.n.], 2002.

DETREMBLEUR, C. et al. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. **Gait & posture**, v. 21, p. 333–340, abr. 2005. ISSN 0966-6362.

DILLINGHAM, T. R.; PEZZIN, L. E.; MACKENZIE, E. J. Discharge destination after dysvascular lower-limb amputations1. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Elsevier, v. 84, n. 11, p. 1662–1668, 2003.

ENOKA, R. M.; DUCHATEAU, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. **The Journal of physiology**, Wiley Online Library, v. 586, n. 1, p. 11–23, 2008.

FALLER, L. Mecanomiografia como técnica de detecção de fadiga muscular durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (EENM). 2007.

GASPAR, A. P.; INGHAM, S. J. M.; CHAMLIAN, T. R. Gasto energético em paciente amputado transtibial com prótese e muletas. **Acta fisiátrica**, v. 10, n. 1, p. 32–34, 2003.

GAUTHIER-FIAGNON, C.; GRISE, M.-C.; POTVIN, D. Predisposing factors related to prosthetic use by people with a transtibial and transfemoral amputation. **JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics**, LWW, v. 10, n. 4, p. 99–109, 1998.

GERHARDT, T. E.; SILVEIRA, D. T. **Métodos de pesquisa**. [S.l.]: Plageder, 2009.

GIL, A. C. **Métodos e técnicas de pesquisa social**. [S.l.]: 6. ed. Editora Atlas SA, 2008.

GIMENEZ, S. P. **Microcontroladores 8051: Teoria do hardware e do software/Aplicações em controle digital/Laboratório e simulação**. [S.l.]: Pearson Education do Brasil Ltda, São Paulo, 2002.

GRUET, M. et al. Stimulation of the motor cortex and corticospinal tract to assess human muscle fatigue. **Neuroscience**, v. 231, p. 384–399, fev. 2013. ISSN 1873-7544.

HADJIDJ, A. et al. Wireless sensor networks for rehabilitation applications: Challenges and opportunities. **Journal of Network and Computer Applications**, Elsevier, v. 36, n. 1, p. 1–15, 2013.

HAWLEY, J.; REILLY, A. Fatigue revisited. **Journal of Sports Sciences**, 1997.

HENDRIX, C. R. et al. A new emg frequency-based fatigue threshold test. **Journal of neuroscience methods**, Elsevier, v. 181, n. 1, p. 45–51, 2009.

KARVINEN, K.; KARVINEN, T. Primeiros passos com sensores. **São Paulo: Novatec**, 2014.

KONRAD, P. The abc of emg. **A practical introduction to kinesiological electromyography**, 2005.

LAFORTUNE, M. A.; HENNING, E.; VALIANT, G. A. Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 28, n. 8, p. 989–993, 1995.

LAVIN, D. et al. Cardiac rehabilitation services in ireland: the impact of a coordinated national development strategy. **Irish journal of medical science**, Springer, v. 174, n. 4, p. 33–38, 2005.

LEVINE, R. I. **Inteligência artificial e sistemas especialistas**. [S.l.]: McGraw-Hill, 1988.

LIANZA, S. Medicina de reabilitação. In: **Medicina de reabilitação**. [S.l.: s.n.], 1995.

LINHARES, N. D. Análise dos efeitos da fadiga muscular no sinal eletromiográfico de superfície em contrações dinâmicas do bíceps braquial. Universidade Federal de Uberlândia, 2015.

LORIST, M. M. et al. Motor fatigue and cognitive task performance in humans. **The Journal of physiology**, v. 545, p. 313–319, nov. 2002. ISSN 0022-3751.

LUCCIA, N. D.; SILVA, E. S. da. Aspectos técnicos de amputações de membros inferiores. **Pitta GBB, Castro AA, Burihan E. Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado**. Maceió: UNCISAL/ECMAL & LAVA, 2003.

MATOS, C. C. d.; CASTRO, F. A. d. S. Fadiga: alterações fisiológicas e modelos conceituais. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde. São Caetano do Sul, SP. Vol. 11, n. 37 (jul./set. 2013), p. 53-61**, 2013.

MONK, S. **Programming Arduino: getting started with sketches**. [S.l.]: McGraw-Hill New York, NY, USA:, 2012.

MS. Diretrizes de atenção a pessoa amputada. disponível em:<http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizesatencaopessoaamputada.pdf>. [S.l.], 2013.

- NODA, D. K. G. et al. Fadiga neuromuscular, eletromiografia, mecanomiografia e produção de força em um protocolo submáximo. **Power**, v. 8, n. 2, 2016.
- NORHEIM, K. B.; JONSSON, G.; OMDAL, R. Biological mechanisms of chronic fatigue. **Rheumatology**, Oxford University Press, v. 50, n. 6, p. 1009–1018, 2011.
- ONKS, C. A.; WAWRZYNIAK, J. The physical therapy prescription. **The Medical clinics of North America**, v. 98, n. 4, p. 869–80, 2014.
- PASTRE, C. M. et al. Fisioterapia e amputação transtibial. **Arq Ciênc Saúde**, v. 12, n. 2, p. 120–24, 2005.
- PORTNEY, L.; ROY, S. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento. São Paulo: Manole**, p. 183–217, 1993.
- PROAKIS, J. G. **Digital signal processing: principles algorithms and applications**. [S.l.]: Pearson Education India, 2001.
- RABELO, Á. et al. Um sistema especialista para diagnóstico de cardiopatias isquêmicas. **Revista Informédica**, v. 1, n. 1, p. 5–11, 1993.
- RIBEIRO, A. P.; BARTER, E. A. C. d. P. Atendimento de reabilitação à pessoa idosa vítima de acidentes e violência em distintas regiões do Brasil. **Ciência & Saúde Coletiva**, SciELO Public Health, v. 15, p. 2729–2740, 2010.
- ROSSO, M. et al. Sistema especialista de apoio à decisão em ventilação mecânica. In: **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Informática em Saúde**. [S.l.: s.n.], 2002.
- SAHLIN, K.; TONKONOGLI, M.; SÖDERLUND, K. Energy supply and muscle fatigue in humans. **Acta Physiologica Scandinavica**, Wiley Online Library, v. 162, n. 3, p. 261–266, 1998.
- SAMPOL, A. V. **Tratamento fisioterápico no amputado de membro inferior no período ambulatorial**. [S.l.]: Nova Físio. Vol. 2, 2000.
- SANTOS, B. et al. Aspectos biomecânicos e fisiológicos da fadiga na locomoção humana: conceitos, mecanismos e aplicações. **Ciência em Movimento**, v. 23, p. 89–98, 2010.
- SCHOPPEN, T. et al. Physical, mental, and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Elsevier, v. 84, n. 6, p. 803–811, 2003.
- SCHWEITZER, P. B. Fisioterapia ortopédica e medicina ortopédica. **Fisioter Bras**, v. 5, n. 5, p. 375–379, 2004.
- SIGNORELLI, M. et al. Protocolo para fortalecimento do membro residual através de eletroestimulação neuromuscular com modulação russa em amputados transtibiais proximais. **Rev Reabilitar**, v. 5, n. 18, p. 40–3, 2003.
- SILVA, A. P. M. d. C. **Amputação e reabilitação: Estudo dos aspectos psico-legais do sujeito com amputação**. Tese (Doutorado) — Instituto Superior de Psicologia Aplicada, 2006.

SILVA, E. L. d.; MENEZES, E. M. Metodologia da pesquisa e elaboração de dissertação. 3. ed. rev. atual, 2001.

SOMMERVILLE, I.; ARAKAKI, R.; MELNIKOFF, S. S. S. **Engenharia de software**. [S.l.]: Pearson Prentice Hall, 2008.

STOKES, M.; DALTON, P. Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle. **Journal of the neurological sciences**, Elsevier, v. 101, n. 2, p. 163–167, 1991.

STULEN, F. B.; LUCA, C. J. D. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, n. 7, p. 515–523, 1981.

SULLIVAN, S.; SCHMITZ, T. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. **Fisioterapia–Avaliação e tratamento**. 2a. ed. São Paulo: Manole, p. 183–218, 1993.

TARATA, M. T. Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue. **Biomedical engineering online**, BioMed Central, v. 2, n. 1, p. 3, 2003.

WAN, J.-j. et al. Muscle fatigue: general understanding and treatment. **Experimental & molecular medicine**, Nature Publishing Group, v. 49, n. 10, p. e384, 2017.

WESTERBLAD, H.; ALLEN, D. G.; LANNERGREN, J. Muscle fatigue: lactic acid or inorganic phosphate the major cause? **Physiology**, American Physiological Society, v. 17, n. 1, p. 17–21, 2002.

WYATT, J.; LIU, J. Basic concepts in medical informatics. **Journal of Epidemiology & Community Health**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 56, n. 11, p. 808–812, 2002.

YAO, W.; FUGLEVAND, R. J.; ENOKA, R. M. Motor-unit synchronization increases emg amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. **Journal of Neurophysiology**, American Physiological Society Bethesda, MD, v. 83, n. 1, p. 441–452, 2000.

YOSHITAKE, Y. et al. Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans. **Journal of Applied Physiology**, American Physiological Society, v. 93, n. 5, p. 1744–1752, 2002.

ZEREU, A. et al. Avaliação fisiátrica do amputado. **Acta Fisiatr**1995, v. 2, n. 2, p. 3–6, 1995.

APÊNDICE A – DOCUMENTO DE SOFTWARE

Documento de Software do Sistema MFID

Versão 1.0

Sumário

1. INTRODUÇÃO.....	2
1.1. Problema de Negócio.....	2
2. METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO.....	2
3. MODELAGEM DE SOFTWARE.....	3
3.1. Requisitos.....	3
3.2. Diagramas.....	3
4. IMPLEMENTAÇÃO.....	6
4.1. Decisões de Projeto.....	6
4.2. Ferramentas.....	6
5. PLANO DE TESTES.....	7

1. Introdução

Este documento tem como finalidade fornecer uma visão arquitetural abrangente sobre o sistema desenvolvido. Serão abordados todas as funcionalidades e características da ferramenta através de técnicas e métodos de engenharia de software de modo a oferecer um melhor entendimento sobre todo o sistema, desde as decisões de projeto até o plano de testes.

1.1. Problema de Negócio

O Sistema MFID é uma solução computacional aplicada ao processo de reabilitação física de indivíduos amputados a partir da integração de hardware e software. A principal finalidade deste sistema é oferecer ao fisioterapeuta uma ferramenta para identificação da fadiga muscular durante as sessões de fisioterapia, uma vez que o profissional fisioterapeuta não possui instrumentos para o monitoramento deste fenômeno, o que pode ocasionar lesões e dores aos pacientes. Estes fatores incômodos podem tanto prolongar o tratamento por conta das lesões, como também desmotivar o paciente a continuar no seu processo de reabilitação.

2. Metodologia de Desenvolvimento

Como metodologia de desenvolvimento para a implementação do Sistema MFID foi definido o modelo em Cascata. Este modelo foi escolhido pois ele aplica uma sequência lógica e sistemática nas etapas de desenvolvimento, onde cada etapa é bem definida e está diretamente relacionada a etapa posterior, como demonstra a Figura 1.

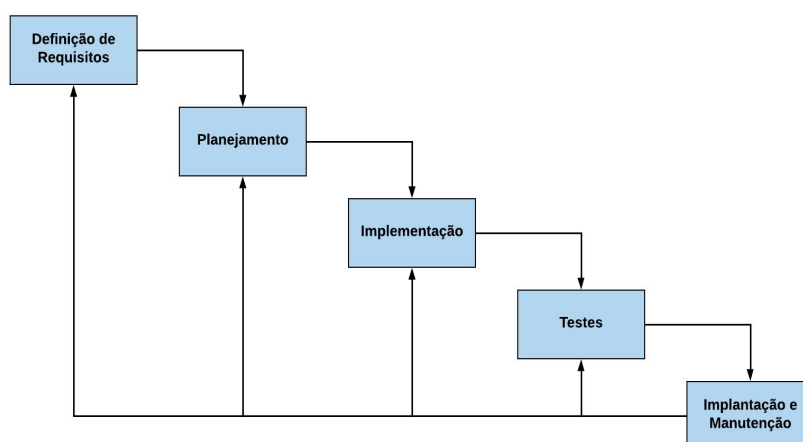


Figura 1. Representação do Modelo Cascata

Dessa forma, é possível implementar o sistema a partir da realização de todas as etapas que contemplam o modelo cascata: definição de requisitos, planejamento, implementação, testes, implantação e manutenção. Contudo, mesmo sendo sequencial, ao final do ciclo é possível retornar a qualquer uma das etapas para realizar ajustes e aperfeiçoamentos no sistema.

3. Modelagem de Software

A modelagem de software tem como objetivo apresentar as principais características, funcionalidades e imposições do Sistema MFID. Primeiro serão abordados os requisitos do sistema e, logo após, os diagramas que definem a implementação da ferramenta.

3.1. Requisitos

Os requisitos apresentam e descrevem todas as características e funcionalidades que o sistema deve satisfazer. O levantamento destes requisitos foram realizados em conjunto com profissionais fisioterapeutas através de reuniões e questionários. Todo o levantamento realizado pode ser encontrado no Documento de Requisitos do Sistema MFID.

3.2. Diagramas

Os diagramas demonstram, a partir de métodos de modelagem UML, o funcionamento, comportamento e arquitetura do sistema. Assim, os diagramas de casos de uso do Sistema MFID podem ser encontrados no Documento de Casos de Uso do Sistema MFID.

Além dos diagramas de casos de uso, serão abordados outros diagramas que modelam o sistema, como o diagrama de classes conceitual. A Figura 2 apresenta este diagrama, onde é possível observar as principais entidades do sistema .

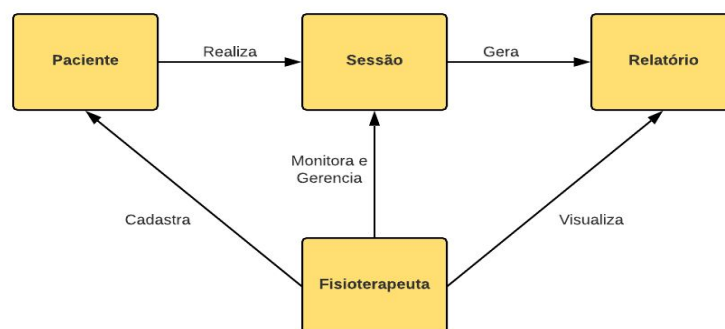


Figura 2. Diagrama de Classes Conceitual

Uma das funcionalidades do sistema é o cadastro de pacientes. Assim, o diagrama apresentado na Figura 3 demonstra a sequência de etapas para a realização de cadastros de pacientes no sistema.

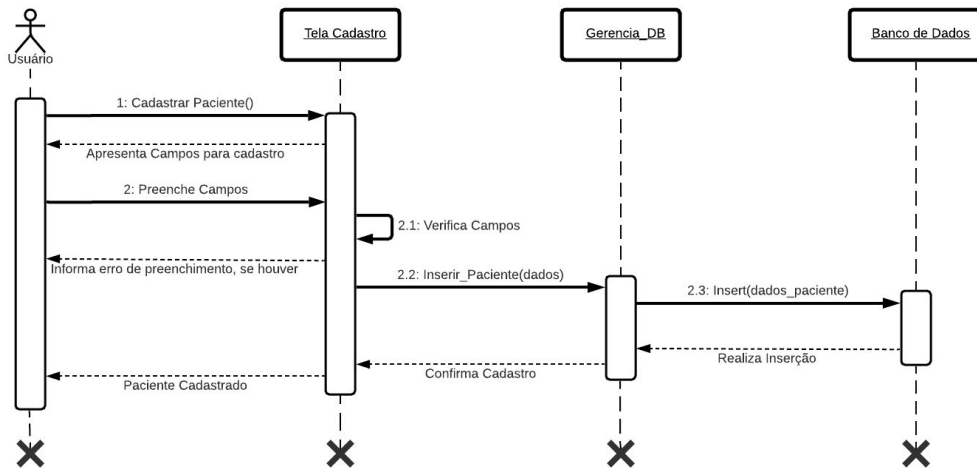


Figura 3. Diagrama de Sequência do Cadastro de Pacientes

A seguir, na Figura 4 é apresentado o diagrama de sequência para a funcionalidade de visualização de relatórios. Assim, é demonstrado a sucessão de passos para realizar a apresentação dos relatórios.

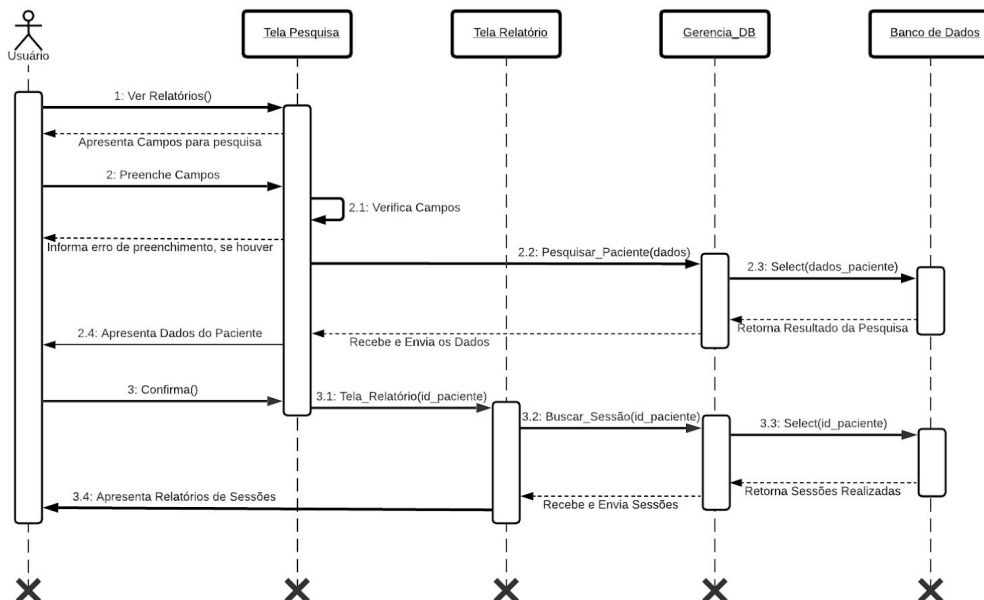


Figura 4. Diagrama de Sequência da Visualização de Relatórios

O diagrama de seqüência apresentado na Figura 5 demonstra o funcionamento da principal funcionalidade do sistema, o monitoramento de sessões. Desse modo é possível observar todas as etapas que contemplam esta funcionalidade.

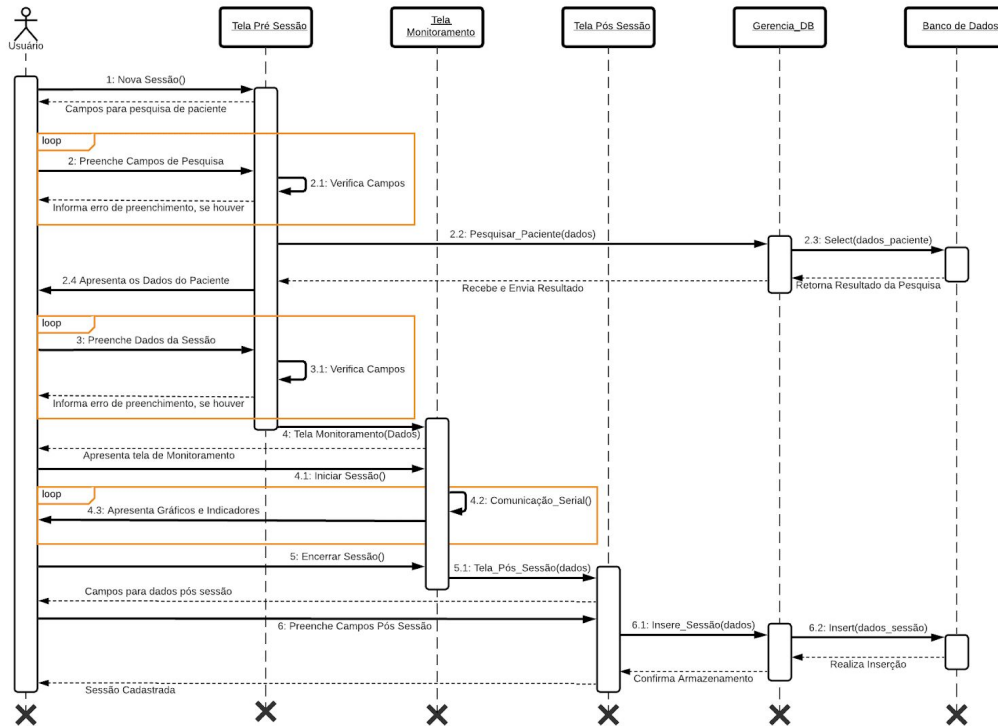


Figura 5. Diagrama de Sequência do Monitoramento de Sessões

Com a finalidade de apresentar o sistema como um todo, a Figura 6 apresenta o diagrama de navegação. Neste diagrama é possível observar todas as possibilidades de navegação entre as interfaces gráficas do Sistema MFID.

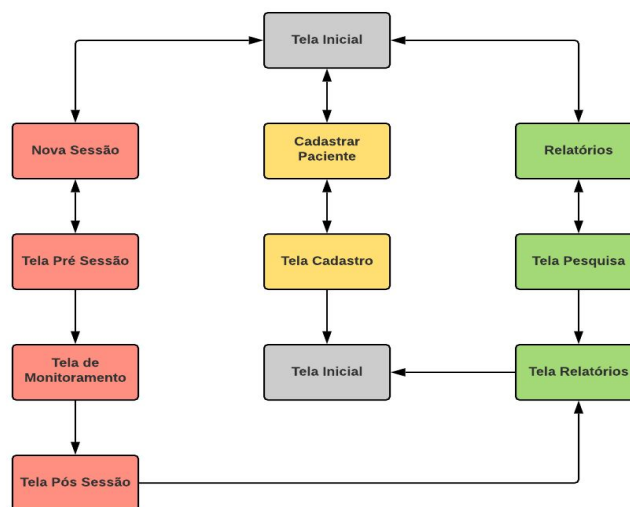


Figura 6. Diagrama de Navegação do Software

O desenvolvimento do software contém a implementação de um banco de dados para o armazenamento dos pacientes, sessões e relatórios. Sendo assim, a Figura 7 apresenta o diagrama de entidade relacionamento do Sistema MFID. Como um paciente pode realizar um número ilimitado de sessões, a cardinalidade deste relacionamento é de 1 para n.



Figura 7. Modelo Entidade Relacionamento do Sistema

4. Implementação

4.1. Decisões de Projeto

Foi definido a implementação do software em linguagem de programação Java. A escolha por essa linguagem de programação foi pela familiaridade que o desenvolvedor possui com a mesma, bem como por ser uma linguagem que oferece diversos recursos e documentação vasta para o desenvolvimento de interfaces gráficas. O desenvolvimento em Java atende todos os requisitos de implementação do problema de negócio.

Como requisitos do sistema, foi necessário desenvolver um banco de dados para armazenar as informações da ferramenta. Assim, foi definido o MySQL como gerenciador de banco de dados pois oferece diversos recursos que facilitam a criação e gerenciamento de dados, além de segurança.

4.2. Ferramentas

Por meio do levantamento de requisitos, modelagem de software e decisões de projeto, foi definida a utilização de um conjunto de ferramentas para auxiliar no desenvolvimento do sistema. As ferramentas utilizadas podem ser observadas a seguir:

- Eclipse IDE, Versão 2018-09
- MySQL Workbench, Versão 8.0

5. Plano de Testes

Foi elaborado um plano de testes para avaliar o desempenho e comportamento do software. Os testes tem como objetivo identificar possíveis falhas de execução e/ou aprimoramentos a serem feitos na aplicação. Assim, todos os testes realizados sobre o software podem ser observados no Documento de Plano de Testes do Sistema MFID.

APÊNDICE B – DOCUMENTO DE REQUISITOS DO SISTEMA

Documento de Requisitos do Sistema MFID

Versão 2.0

Requisitos do Sistema

1. Introdução

A finalidade deste documento é descrever os requisitos funcionais e não funcionais que envolvem o desenvolvimento do sistema e que devem ser atendidos por ele, de maneira adequada. O documento aborda os requisitos, através de tabelas, em três aspectos: prioridade, descrição e condições. Assim, este documento se torna essencial para a implementação do sistema e elaboração do plano de testes.

2. Requisitos Funcionais

Requisito Funcional 01	Coletar Dados
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O sistema deve ser capaz de coletar dados de EMG e MMG, a partir do uso de sensores posicionados na musculatura de pacientes, durante as sessões de exercícios físicos.
Condições	É preciso que a sessão seja iniciada para dar início a coleta dos dados de EMG e MMG.

Requisito Funcional 02	Processar Dados
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O sistema deve ser capaz, a partir dos dados coletados, processar os dados da maneira adequada para a obtenção de resultados esperados.
Condições	É necessário que a sessão seja iniciada e os dados sejam coletados de maneira precisa.

Requisito Funcional 03	Cadastrar Paciente
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O Usuário deve ser capaz de cadastrar pacientes no sistema através de campos que identifiquem o paciente, como nome, RG, CPF, etnia, diagnostico, data de nascimento altura e peso.
Condições	É necessário o preenchimento, de maneira correta, de todos os campos disponíveis na tela de cadastro.

Requisito Funcional 04	Apresentar Dados e Indicadores
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O sistema deve apresentar ao usuário os dados correspondentes aos sinais de EMG e MMG da sessão que está sendo realizada. Além disso, o sistema deve apresentar indicadores que indiquem uma eventual fadiga muscular de pacientes durante a sessão.
Condições	É preciso que a sessão seja iniciada e que a coleta, processamento e a comunicação serial entre nó sensor e aplicação operem de maneira precisa.

Requisito Funcional 05	Gerenciar Sessão
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O usuário deve ser capaz de controlar, através de botões na interface gráfica, a sessão que está sendo realizada pelo paciente.
Condições	É necessário que a sessão seja iniciada.

Requisito Funcional 06	Apresentar Relatórios
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O sistema deve ser capaz de apresentar os dados referentes às sessões realizadas, desde informações sobre a atividade realizada, quanto à informações sobre os sinais de EMG e MMG das sessões.
Condições	É necessário que a sessão seja registrada e selecionada de maneira adequada no banco de dados.

Requisito Funcional 07	Armazenar Dados
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O sistema deve armazenar, num banco de dados, todas as informações das sessões realizadas, desde informações sobre o exercício realizado, quanto à informações dos sinais EMG e MMG das sessões realizadas.
Condições	É necessário a realização da sessão de exercícios, por tempo suficiente, para gerar as parciais e que a sessão seja encerrada de maneira adequada.

Requisito Funcional 08	Excluir Dados
Prioridade:	Desejável
Descrição:	É desejável que o sistema proporcione ao fisioterapeuta a possibilidade de excluir dados do sistema, seja o cadastro de pacientes ou relatórios de sessões.
Condições	É necessário, apenas, que existam dados armazenados.

3. Requisitos Não Funcionais

Requisito Não Funcional 01	Interface Amigável
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O sistema deve apresentar ao usuário uma interface gráfica que seja agradável e intuitiva.

Requisito Não Funcional 02	Facilidade de Utilização
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O sistema deve ser de fácil utilização, permitindo que o fisioterapeuta possa se adaptar e manipular a ferramenta sem problemas.

Requisito Não Funcional 03	Desempenho
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O sistema deve ter um desempenho satisfatório quanto à sua proposta, ou seja, ser capaz de coletar, processar e apresentar os dados de maneira eficiente.

Requisito Não Funcional 04	Confiabilidade
Prioridade:	Essencial
Descrição:	O sistema deve ser confiável, isto é, deve ser consistente e íntegro nas etapas de coleta, processamento, apresentação e armazenamento de dados.

Requisito Não Funcional 05	Flexibilidade
Prioridade:	Desejável
Descrição:	É desejável que o sistema seja flexível à adaptações em suas funções ou integração de novas funcionalidades.

**APÊNDICE C – DOCUMENTO DE DIAGRAMAS DE CASOS DE USO DO
SISTEMA**

Documento de Casos de Uso do Sistema MFID

Versão 2.0

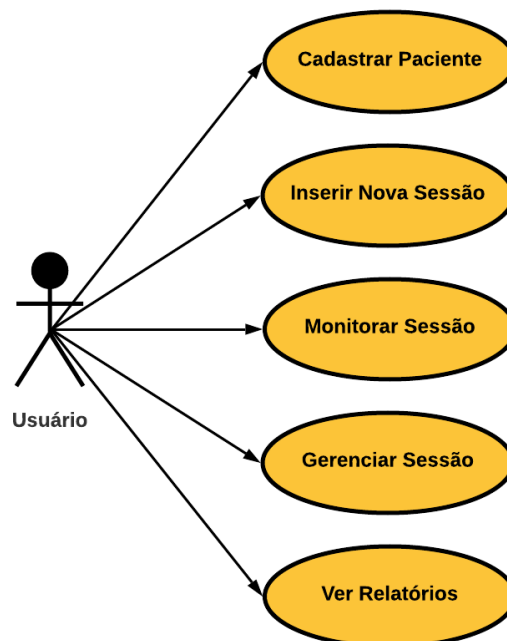
Diagramas de Casos de Uso do Sistema

1. Introdução

A finalidade deste documento é apresentar os diagramas de casos de uso elaborados para modelagem e desenvolvimento do sistema. A elaboração dos diagramas foi realizada a partir dos requisitos apresentados no Apêndice A, expondo as funcionalidades do sistema.

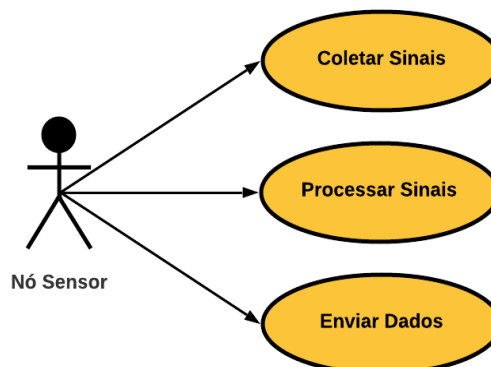
2. Casos de Uso - Usuário

Descrição: Apresenta as ações possíveis para a interação do usuário com o sistema.



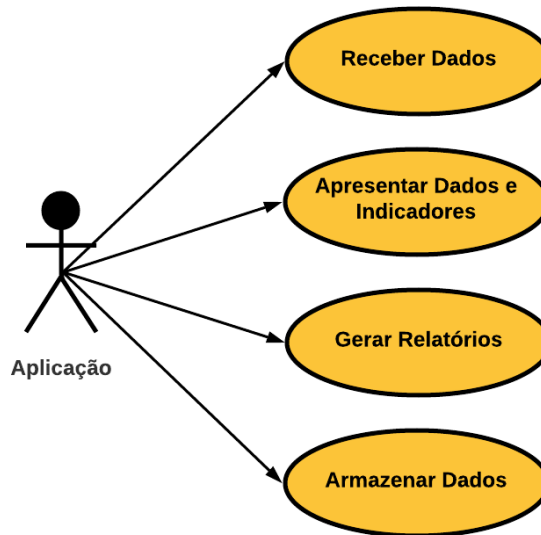
3. Casos de Uso - Nó Sensor

Descrição: Apresenta uma visão mais interna do sistema, demonstrando as ações atribuídas ao nó sensor.



4. Casos de Uso – Aplicação

Descrição: Apresenta uma visão da aplicação e suas aplicações.



APÊNDICE D – DOCUMENTO DE PLANO DE TESTES DO SISTEMA

Documento de Plano de Testes do Sistema MFID

Versão 2.0

Plano de Testes do Sistema

1. Introdução

A finalidade deste documento é apresentar o plano de testes elaborado para a etapa de testes do sistema. Assim o documento descreve a abordagem utilizada na realização dos testes que abrangem desde o funcionamento isolado dos sensores até a validação do sistema desenvolvido.

2. Descrição do Plano de Testes

Nº do Teste:	01
Objetivo do Teste:	Avaliar o comportamento do sinal eletromiográfico através da leitura deste sinal.
Caso de Teste:	Testar o funcionamento do sensor de EMG.
Procedimento:	Será implementada uma aplicação, na IDE Arduino, para a leitura do sinal proveniente do sensor MyoWare Muscle Sensor e, após isto, será aberto o monitor serial para o acompanhamento da leitura do sinal. Em seguida, com o sensor fixado ao músculo, serão analisados os valores de saída do sensor durante contrações musculares.
Resultado Esperado:	É esperado que a leitura dos valores de saída do sensor apresentem resultados maiores durante as contrações musculares se comparado aos momentos em que o músculo está relaxado.

Nº do Teste:	02
Objetivo do Teste:	Avaliar o comportamento do sinal mecanomiográfico através da leitura deste sinal.
Caso de Teste:	Testar o funcionamento do sensor de MMG.
Procedimento:	Será implementada uma aplicação, na IDE Arduino, para a leitura dos dados provenientes do sensor Acelerômetro MMA7361 e, após isto, será aberto o monitor serial para o acompanhamento da leitura dos dados. Em seguida, com o sensor fixado ao músculo, serão analisados os valores de saída para os eixos do sensor (x,y,z) durante contrações musculares.
Resultado Esperado:	É esperado que a leitura dos valores de saída do sensor apresentem resultados condizentes com a aceleração exercida em cada eixo durante o exercício.

Nº do Teste:	03
Objetivo do Teste:	Avaliar a capacidade de processamento dos dados coletados pelos sensores.
Caso de Teste:	Testar o funcionamento das funções para os cálculos da RMS e Frequência Média.
Procedimento:	Será implementada uma aplicação, na IDE Arduino, para o cálculo da Raiz Média Quadrática (RMS). Para analisar o resultado, será realizado este cálculo em conjunto das aplicações desenvolvidas para as coletas dos sinais de EMG e MMG. Para a Frequência Média (FM) será utilizada uma biblioteca para Arduino que implemente a Transformada Rápida de Fourier (FFT) e a análise da FM. Após isto serão realizados testes com os sensores de EMG e MMG a fim de analisar os resultados.
Resultado Esperado:	É esperado que a função desenvolvida para a RMS retorne valores adequados, tanto para os valores de EMG, quanto para os valores de MMG. Também se espera que a biblioteca para o cálculo da FM retorne valores condizentes com a literatura para os sinais de EMG e MMG.

Nº do Teste:	04
Objetivo do Teste:	Avaliar o funcionamento dos sensores integrados com o microcontrolador em um sistema único.
Caso de Teste:	Testar o funcionamento da integração dos sensores.
Procedimento:	Será implementada uma aplicação, na IDE Arduino, que contemple as funções de coletas dos sinais EMG e MMG, e as funções para os cálculos da RMS e FM. Após isto, os sensores serão fixados à musculatura para a realização das coletas de dados.
Resultado Esperado:	É esperado que a aplicação desenvolvida seja capaz de coletar os dados e processá-los de maneira simultânea e precisa e, após isto, apresente os resultados corretos no monitor serial.

Nº do Teste:	05
Objetivo do Teste:	Avaliar o funcionamento da comunicação serial entre microcontrolador e software.
Caso de Teste:	Testar o funcionamento da comunicação serial.
Procedimento:	Primeiramente será desenvolvida uma aplicação, na IDE Arduino, responsável por enviar, via porta serial, valores que simulem as coletas dos sensores. Posteriormente será implementada uma aplicação, em linguagem de programação Java, responsável por estabelecer a comunicação serial com o microcontrolador, ler os dados enviados pela porta serial e apresentar os dados.
Resultado Esperado:	É esperado que o nó sensor envie os dados corretamente pela porta serial e que o software realize a leitura e apresentação destes dados de maneira adequada.

Nº do Teste:	06
Objetivo do Teste:	Avaliar o funcionamento do software
Caso de Teste:	Testar a interface de cadastro de pacientes
Procedimento:	Será testada a funcionalidade de cadastro de pacientes, para isto, será simulado o cadastro de um paciente no sistema. Primeiramente serão preenchidos os campos da interface de cadastro de maneira correta e, após isso, será realizada outra simulação onde ocorrerá o preenchimento de maneira incorreta dos dados.
Resultado Esperado:	É esperado que ao preencher corretamente os campos, o cadastro do paciente seja efetuado de maneira precisa no banco de dados desenvolvido. Também se espera que ao preencher incorretamente os campos, a aplicação alerte o usuário do erro de preenchimento.

Nº do Teste:	07
Objetivo do Teste:	Avaliar o funcionamento do software
Caso de Teste:	Testar a interface de predefinição da sessão
Procedimento:	Será testada a interface de predefinição de sessão, para isto, será simulado o começo de uma nova sessão no sistema. Primeiro, será realizada a busca de um paciente e o preenchimento dos campos de maneira correta e, após isso, será realizada outra simulação onde ocorrerá a pesquisa e o preenchimento de maneira incorreta dos dados.
Resultado Esperado:	É esperado que ao pesquisar um paciente e preencher corretamente os campos, o sistema busque, no banco de dados, o paciente desejado e que seja efetuado de maneira precisa a predefinição da sessão. Também se espera que ao pesquisar um paciente que não está cadastrado ou preencher os incorretamente os campos de predefinição de sessão, o sistema alerte o usuário do erro ocorrido.

Nº do Teste:	08
Objetivo do Teste:	Avaliar o funcionamento da software
Caso de Teste:	Testar a interface de monitoramento
Procedimento:	Será testada a interface responsável pelo monitoramento de sessões, para isto, será simulada uma sessão de exercícios físicos em andamento. Serão testados os dois botões que gerenciam o monitoramento da sessão.
Resultado Esperado:	É esperado que ao pressionar o botão <i>iniciar sessão</i> seja então iniciado a coleta e apresentação dos dados. Que ao pressionar o botão <i>pausar sessão</i> , o cronômetro seja pausado e que a leitura dos dados via porta serial seja cancelada.

Nº do Teste:	09
Objetivo do Teste:	Avaliar o funcionamento do software
Caso de Teste:	Testar a interface de relatórios
Procedimento:	Será testada a funcionalidade de geração de relatórios, para isto, será simulada a visualização de relatórios gerados pelo sistema. Primeiramente será pesquisado um paciente cadastrado no sistema e, após isso, a manipulação dos parâmetros que definem a informação a ser apresentada.
Resultado Esperado:	É esperado que o sistema apresente os dados do paciente pesquisado e também apresente, de maneira precisa, as informações conforme a escolha dos parâmetros.

Nº do Teste:	10
Objetivo do Teste:	Avaliar o funcionamento da integração entre nó sensor e software em um único sistema.
Caso de Teste:	Testar o funcionamento da integração do sistema
Procedimento:	Primeiramente será carregado para o microcontrolador o código responsável pela realização da coleta dos dados, processamento dos dados coletados e envio dos resultados via porta serial. Posteriormente será executada a aplicação Java e realizada a sequência de etapas correspondentes à inserção de uma nova sessão (tela inicial, tela pré sessão, tela monitoramento, tela pós sessão, tela relatórios).
Resultado Esperado:	É esperado que o nó sensor colete, processe e envie os dados corretamente pela porta serial e que o software realize a navegação entre as interfaces e a leitura e apresentação dos dados e indicadores dos sinais EMG e MMG de maneira adequada.

Nº do Teste:	11
Objetivo do Teste:	Avaliar a capacidade do sistema na identificação da fadiga muscular durante sessões de exercícios físicos
Caso de Teste:	Testar preliminarmente a eficiência do sistema em identificar a fadiga muscular
Procedimento:	Serão realizadas seis sessões de exercícios físicos, três de membro superior e três de membro inferior, com protocolos bem definidos. O exercício de membro superior será a flexo extensão de cotovelo e terá duração de 5 minutos. O exercício de membro inferior será a flexo extensão de joelho e terá a duração de 5 minutos. Os testes preliminares serão realizados por indivíduos sem amputações ou limitações físicas.
Resultado Esperado:	É esperado que o sistema funcione perfeitamente, ou seja, colete, processe e apresente os sinais de maneira eficiente. Quanto aos resultados são esperados que eles estejam em conformidade com a literatura, onde o aumento da amplitude e redução da frequência dos sinais de EMG e MMG são considerados indicadores da instauração da fadiga muscular.

Nº do Teste:	12
Objetivo do Teste:	Avaliar a capacidade do sistema na identificação da fadiga muscular durante sessões de reabilitação física.
Caso de Teste:	Testar e validar a eficiência do sistema em identificar a fadiga muscular em pacientes com algum tipo de amputação durante a realização de sessões fisioterápicas
Procedimento:	Serão realizadas sessões de exercícios físicos com pacientes escolhidos pelos fisioterapeutas do Serviço de Reabilitação Física do Município de Bagé-RS (SRF). As sessões serão definidas pelos próprios fisioterapeutas quanto ao tipo de exercício a ser realizado e também quanto à duração das sessões.
Resultado Esperado:	É esperado que o sistema funcione perfeitamente, ou seja, colete, processe e apresente os sinais de maneira eficiente. Quanto aos resultados são esperados que eles estejam em conformidade com a literatura, onde o aumento da amplitude e redução da frequência dos sinais EMG e MMG são considerados indicadores da instauração da fadiga muscular.