

**UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL  
ÁREA DO CONHECIMENTO DE CIÊNCIAS EXATAS E  
ENGENHARIAS**

**MATEUS GASPARY DE FREITAS**

**PLATAFORMA PARA MONITORAMENTO DA RECUPERAÇÃO DE  
MOVIMENTOS DA MÃO**

**CAXIAS DO SUL**

**2021**

**MATEUS GASPARY DE FREITAS**

**PLATAFORMA PARA MONITORAMENTO DA RECUPERAÇÃO DE  
MOVIMENTOS DA MÃO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito à obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Controle e Automação na Área do Conhecimento de Ciências Exatas e Engenharias da Universidade de Caxias do Sul.

Orientador:  
Prof<sup>ª</sup>. Dra. Marilda Machado Spindola

**CAXIAS DO SUL**

**2021**

**MATEUS GASPARY DE FREITAS**

**PLATAFORMA PARA MONITORAMENTO DA RECUPERAÇÃO DE  
MOVIMENTOS DA MÃO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito à obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Controle e Automação na Área do Conhecimento de Ciências Exatas e Engenharias da Universidade de Caxias do Sul.

**Aprovado em 29/06/2021**

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof<sup>a</sup>. Dra. Marilda Machado Spindola  
Universidade de Caxias do Sul - UCS

---

Prof. Me. Patric Janner Marques  
Universidade de Caxias do Sul - UCS

---

Prof. Me. Rodrigo Tregnago  
Universidade de Caxias do Sul - UCS

*"Tome sua vida com suas próprias mãos e o que acontece? Uma coisa terrível: ninguém para  
culpar."*

Erika Jong, escritora e educadora

## RESUMO

Atualmente, durante os processos de reabilitação motora, as avaliações dos profissionais da área costumam ser qualitativas, utilizando técnicas de toque e análise visual, tornando a mesma relativa e subjetiva de profissional para profissional e esse fato no sistema público e privado de saúde, reverte-se em mais tempo e custo do que o previsto. Para tornar o processo de avaliação quantitativa na evolução de um paciente, faz-se necessário a utilização de uma plataforma instrumentada eletronicamente que forneça as informações sobre quantidade de movimento e análise muscular do membro em questão em um formato adequado ao fisioterapeuta ou terapeuta ocupacional. Neste contexto, esse trabalho teve a finalidade de desenvolver uma plataforma para monitoramento da recuperação de movimentos básicos da mão, mensurando a quantidade de movimento por meio de acelerômetros e giroscópios e a análise muscular através da técnica de eletromiografia de superfície. O sistema analisa e compara as medições realizadas com os dados do próprio paciente, a fim de auxiliar o profissional com informações úteis sobre a evolução do processo de reabilitação. A plataforma apresentou resultados positivos e esperados de acordo com a revisão bibliográfica realizada, sendo capaz de estimar a amplitude dos movimentos escolhidos com precisão de  $\pm 0,5^\circ$  e analisar o valor RMS do sinal de sEMG, refletindo o número de unidades motoras ativas referente ao movimento, atingindo os objetivos propostos. No entanto, para aplicações clínicas a serem realizadas por profissionais da área, ainda é necessário uma validação dos protocolos de coleta, tornar o *hardware* flexível para uma maior maleabilidade e conforto do usuário, além da aferição dos valores estimados gerados pela plataforma a fim de obter uma maior acurácia das informações.

**Palavras-chaves:** Reabilitação da mão. Fisioterapia. Acelerômetro. Giroscópio. Eletromiografia.

## ABSTRACT

Nowadays, over motor rehabilitation processes, the evaluations of the health professionals are often qualitative, using touch techniques and visual analysis, making it relative and subjective from professional to professional and such fact in the public and private health system, reverts to longer time and more expensive than expected. To make the quantitative evaluation process in the evolution of the patient, it is necessary to use an electronically instrumented platform which provides the information of the amount of movement and muscle analysis of the limb in question in a suitable format presented to physical or occupational therapist. In this context, this work was intended to develop a platform for monitoring the recovery of basic hand movements, measuring the amount of movement through accelerometer and gyroscope data and muscle analysis using the surface electromyography technique. The system analyzes and compares the measurements taken with the patient's own data, in order to assist the professional with useful information about the evolution of the rehabilitation process. The platform presented positive and expected results according to the literature review carried out, being able to estimate the range of chosen movements with an accuracy of  $\pm 0.5^\circ$  and analyze the RMS value of the sEMG signal, reflecting the number of active motor units related to the movement, achieving the proposed objectives. However, for clinical applications to be performed by health professionals, it is still necessary to validate the sampling protocols, make the hardware flexible for greater flexibility and user comfort, in addition to measuring the estimated values generated by the platform in order to obtain greater accuracy in the informations.

**Keywords:** Hand rehabilitation. Physical therapist. Accelerometer. Gyroscope. Electromyography.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Relevo Superficial da Mão vista Anterior e Posterior . . . . .	15
Figura 2 – Ossos da Mão . . . . .	16
Figura 3 – Articulações do Punho . . . . .	17
Figura 4 – Articulações e Ligamentos do Dedo . . . . .	18
Figura 5 – Classes de Alavancas no Corpo Humano . . . . .	19
Figura 6 – Camada Superficial dos Músculos Anteriores e Posteriores do Antebraço . .	21
Figura 7 – Camada Profunda dos Músculos Palmares . . . . .	22
Figura 8 – Tipos de Movimentos do Carpo . . . . .	23
Figura 9 – Estruturas das Articulações Sinoviais . . . . .	25
Figura 10 – Amplitude de Movimento do Carpo . . . . .	25
Figura 11 – Amplitude de Movimento dos Dedos . . . . .	26
Figura 12 – Processos do Potencial de Ação . . . . .	28
Figura 13 – Recrutamento de Unidades Motoras . . . . .	29
Figura 14 – Princípio Básico do Acelerômetro Capacitivo . . . . .	31
Figura 15 – Giroscópio Capacitivo Usual Multidimensional . . . . .	33
Figura 16 – Reposta do Filtro Butterworth . . . . .	34
Figura 17 – Operação de Rotação . . . . .	38
Figura 18 – Eixos de Medição do MPU6050 . . . . .	43
Figura 19 – Myoware Muscle Sensor . . . . .	44
Figura 20 – Sensoriamento dos Movimentos . . . . .	46
Figura 21 – Linha do Tempo de um Ciclo de Coleta . . . . .	48
Figura 22 – Fluxograma para o Processamento dos Dados . . . . .	49
Figura 23 – Representação do Gimbal Lock para Ângulos de Euler . . . . .	50
Figura 24 – Aplicação do Filtro de Kalman . . . . .	51
Figura 25 – Aplicação do Filtro Butterworth Passa-Faixa e Retificação do Sinal . . . . .	52
Figura 26 – Resposta em Frequência do Filtro Butterworth Passa Faixa de 4° Ordem . .	52
Figura 27 – Processamento EMG no Domínio Discreto . . . . .	53
Figura 28 – Fluxograma para a Interface com o Usuário . . . . .	54
Figura 29 – Esquema Eletrônico do Projeto . . . . .	55
Figura 30 – Sistema de Coleta e Processamento de Dados . . . . .	56
Figura 31 – Dados de Calibração de Um Sensor de Movimento . . . . .	57
Figura 32 – Intensidade Muscular RMS - Sem Janelamento . . . . .	59
Figura 33 – Intensidade Muscular RMS - Janelamento 10 ms . . . . .	59
Figura 34 – Calibração Sistema Completo . . . . .	62
Figura 35 – Avaliação dos Movimentos de Extensão do Carpo . . . . .	64
Figura 36 – Avaliação dos Movimentos de Flexão do 2° a 5° Dedo . . . . .	65

Figura 37 – Avaliação dos Movimentos de Extensão do Polegar . . . . .	67
Figura 38 – Avaliação dos Movimentos de Extensão do Carpo - Posição Inadequada . .	68
Figura 39 – Avaliação dos Movimentos de Extensão do Carpo - Posição Correta . . . . .	69
Figura 40 – Amplitude de Movimento Roll 30° para os Dedos . . . . .	78
Figura 41 – Amplitude de Movimento Roll 45° para os Dedos . . . . .	79
Figura 42 – Amplitude de Movimento Roll 60° para os Dedos . . . . .	80
Figura 43 – Amplitude de Movimento Pitch 30° para o Punho . . . . .	81
Figura 44 – Amplitude de Movimento Pitch 45° para o Punho . . . . .	82
Figura 45 – Amplitude de Movimento Pitch 60° para o Punho . . . . .	83
Figura 46 – Amplitude de Movimento Yaw 30° para o Punho . . . . .	84
Figura 47 – Amplitude de Movimento Yaw 45° para o Punho . . . . .	85
Figura 48 – Amplitude de Movimento Yaw 60° para o Punho . . . . .	86
Figura 49 – Plataforma: Tela Inicial Movimentos do Punho e Dorso da Palma . . . . .	87
Figura 50 – Plataforma: Tela Inicial Movimentos Dedos e Polegar . . . . .	88
Figura 51 – Plataforma: Tela Inicial Menu e Opções de Movimento . . . . .	88
Figura 52 – Plataforma: Tela Bluetooth Dispositivos e Conexão . . . . .	89
Figura 53 – Plataforma: Tela Cadastrar Opções Idade e Sexo . . . . .	89
Figura 54 – Plataforma: Tela Cadastrar Opção Trauma/Doença e Preenchido . . . . .	90
Figura 55 – Plataforma: Tela Calibrar Comando e Retorno . . . . .	90
Figura 56 – Plataforma: Tela Inicial Sem Calibração e Com Calibração . . . . .	91
Figura 57 – Plataforma: Tela Avaliar Tipos de Movimentos Sem Calibração . . . . .	91
Figura 58 – Plataforma: Tela Avaliar Tipos de Movimentos Sem e Com Calibração . . .	92
Figura 59 – Plataforma: Tela Avaliar Mensagens de Início . . . . .	92
Figura 60 – Plataforma: Tela Avaliar Mensagens de Alerta e Fim . . . . .	93
Figura 61 – Plataforma: Tela Avaliar Resultados . . . . .	93
Figura 62 – Plataforma: Tela Pacientes e Pesquisa Paciente . . . . .	94
Figura 63 – Plataforma: Tela Paciente Opções de Movimentos Avaliados . . . . .	94
Figura 64 – Plataforma: Tela Paciente Movimento Avaliado . . . . .	95

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Músculos e Movimentos do Punho . . . . .	20
Tabela 2 – Músculos Extrínsecos e Movimentos dos Dedos . . . . .	21
Tabela 3 – Músculos Intrínsecos e Movimentos dos Dedos . . . . .	22
Tabela 4 – Amplitudes de Movimentos da Mão . . . . .	26
Tabela 5 – Amplitude e Músculos dos Movimentos Monitorados . . . . .	45

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	<i>Analog to Digital Converter</i>
DLFP	<i>Digital Low Pass Filter</i>
EMG	Eletromiografia
FIR	<i>Finite Impulse Response</i>
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>
IFD	Articulação Interfalângica Distal
IFP	Articulação Interfalângica Proximal
IIR	<i>Infinite Impulse Response</i>
ISEK	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
IC	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
MARG	Magnetic, Angular Rate and Gravity
MCF	Articulação Metacarpofalângica
MVC	<i>Maximum Voluntary Contraction</i>
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanical Systems</i>
MUAP	<i>Motor Unit Action Potential</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>
VS	<i>Voltage Source</i>

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> . . . . .	<b>12</b>
1.1	OBJETIVOS GERAIS . . . . .	13
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS . . . . .	13
1.3	ESCOPO E RESTRIÇÕES . . . . .	13
1.4	APRESENTAÇÃO . . . . .	14
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> . . . . .	<b>15</b>
2.1	ANATOMIA DA MÃO . . . . .	15
<b>2.1.1</b>	<b>Sistema Esquelético</b> . . . . .	<b>16</b>
2.1.1.1	Articulações . . . . .	16
<b>2.1.2</b>	<b>Sistema Muscular</b> . . . . .	<b>18</b>
2.1.2.1	Relação Osso-Músculo . . . . .	19
2.2	CINESIOLOGIA . . . . .	23
<b>2.2.1</b>	<b>Denominação dos Movimentos em Articulações</b> . . . . .	<b>23</b>
2.2.1.1	Descrição dos Tipos de Movimentos . . . . .	24
2.3	DISFUNÇÕES FÍSICAS . . . . .	27
2.4	BIOSINAIS . . . . .	27
<b>2.4.1</b>	<b>Eletromiografia</b> . . . . .	<b>28</b>
2.5	Sistemas Microeletromecânicos . . . . .	30
<b>2.5.1</b>	<b>Acelerômetro</b> . . . . .	<b>30</b>
<b>2.5.2</b>	<b>Giroscópio</b> . . . . .	<b>32</b>
2.6	FILTROS EM FREQUÊNCIA . . . . .	32
2.7	FILTRO KALMAN . . . . .	33
2.8	FILTRO MADGWICK . . . . .	35
2.9	TRANSFORMAÇÕES GEOMÉTRICAS . . . . .	37
2.10	QUATÉRNIOS . . . . .	38
2.11	PUBLICAÇÕES CORRELACIONADAS . . . . .	40
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> . . . . .	<b>42</b>
3.1	MATERIAIS . . . . .	42
<b>3.1.1</b>	<b>Sistema de Coleta e Processamento</b> . . . . .	<b>42</b>
<b>3.1.2</b>	<b>Sistema de Processamento e Interface</b> . . . . .	<b>45</b>
3.2	METODOLOGIA . . . . .	45
<b>3.2.1</b>	<b>Preparação para Coleta de Dados</b> . . . . .	<b>46</b>
<b>3.2.2</b>	<b>Coleta de Dados</b> . . . . .	<b>47</b>
<b>3.2.3</b>	<b>Processamento de Dados</b> . . . . .	<b>49</b>

3.2.4	<b>Interface com o Usuário . . . . .</b>	<b>53</b>
4	<b>RESULTADOS . . . . .</b>	<b>55</b>
5	<b>CONCLUSÃO . . . . .</b>	<b>70</b>
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>73</b>
	<b>ANEXO A – PRINCIPAIS DOENÇAS E TRAUMAS DA MÃO . . . . .</b>	<b>76</b>
	<b>ANEXO B – RESULTADOS DO MODELO MATEMÁTICO PARA AM- PLITUDE DE MOVIMENTOS . . . . .</b>	<b>78</b>
	<b>ANEXO C – PLATAFORMA FISIOGLOVE: PROCESSAMENTO E INTERFACE COM O USUÁRIO . . . . .</b>	<b>87</b>

# 1 INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) cerca de 15 a cada 100 pessoas possuem algum tipo de disfunção física ou necessidade especial, dentre essas de 2 a 4 possuem gravidades avançadas que requerem um cuidado amplo e contínuo para atividades básicas, onde WHO (2011) afirma que essas complicações tendem a atingir 38% da população até 2050. Há inúmeras causas que acarretam em disfunções físicas ou necessidades especiais, sendo as principais o envelhecimento, doenças, ausência de um sistema eficaz de saúde, acidentes de carro ou de trabalho, maus hábitos alimentares, drogas e alcoolismo. Esse grave problema afeta a sociedade de diferentes maneiras, através da exclusão social, desemprego e até mesmo na vida escolar, sendo a classe baixa, mulheres, idosos e grupos de pequenas etnias, os mais afetados (WHO, 2020).

Na região Sul do Brasil, 1,2% da população possui alguma deficiência física, com 46,4% apresentando um grau intenso de limitações que afetam de algum modo suas atividades habituais, segundo (IBGE, 2013). Dentre esses, apenas 23% frequentam algum tipo de reabilitação fisioterapêutica. No Rio Grande do Sul, segundo IBGE (2009), 1,2% da população apresenta alguma deficiência física para as atividades instrumentais da vida diária, e tal índice sobe para 12% quando engloba-se apenas pessoas acima dos 60 anos com limitações funcionais diante das atividades diárias.

A mão é um membro importante do corpo humano e o principal preênsil, e suas características de presa a difere e a torna única perante as demais conhecidas, sendo responsável pela maioria das atividades diárias, ocupacionais e recreativas. A sua falta é extremamente impactante, tanto nas diversas atividades diárias, quanto dificultando ainda mais a vida de pessoas que já possuem outras limitações, impossibilitando a comunicação por libras, locomoção de uma cadeira de rodas ou de muletas, por exemplo. Segundo BORTOLE (2011), técnicas voltadas a reabilitação, principalmente na área da tecnologia assistiva vêm evoluindo muito nos últimos anos juntamente com a miniaturização dos sensores, essa combinação vem a fim de minimizar ou diagnosticar tais problemas.

Dentre as pesquisas realizadas nessa área, vale citar LIU; LU (2017), CHENG; SHEN (2013), BORTOLE (2011) e NILSON (2014), que visaram o sensoriamento, modelamento e monitoramento do membro, porém a maioria das pesquisas encontradas possuem foco na recuperação da perda motora do membro por meio de próteses robotizadas. A junção de eletromiografia e acelerômetros para controle de próteses robóticas é o mais pesquisado entre todos os pesquisadores, há também pesquisas que abordam somente o desenvolvimento de sensores híbridos para aplicação em robótica e fisioterapia. Foram poucas pesquisas encontradas nas bases de dados internacionais que aplicam o sensoriamento no monitoramento da reabilitação física do paciente.

Atualmente inúmeros profissionais da área avaliam a melhora do paciente de maneira qualitativa, mediante o apalpamento do músculo envolvido ou atividades diárias que o mesmo consegue voltar a realizar, porém sem números concretos a respeito. Neste trabalho apresenta-se uma metodologia instrumental com modelagem matemática para a estimação da orientação de movimentos e intensidade muscular da atividade, a fim de atuar nas áreas de fisioterapia e terapia ocupacional para auxiliar o profissional da saúde a ter uma melhor análise, entendimento e padronização da recuperação de seu paciente, de maneira quantitativa, além de poder prover uma base de dados única e poderosa que relaciona exercícios fisioterápicos, lesões e recuperação.

## 1.1 OBJETIVOS GERAIS

Implementar um sistema de coleta de sinais gerados por movimentações e estímulos eletromusculares, utilizando sensoriamento da aceleração e orientação e técnica de eletromiografia de superfície, em conjunto com uma plataforma para monitorar atividades de reabilitação da mão.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

As ações planejadas para o cumprimento das premissas do Objetivo Geral citado acima, serão:

1. Desenvolver um *hardware* para realizar a coleta dos sinais de aceleração linear e angular e de eletromiografia de superfície dos movimentos e músculos propostos;
2. Desenvolver um *firmware* para amostrar e processar os sinais de aceleração linear e angular em conjunto com o biosinal, de acordo com o *hardware* desenvolvido;
3. Aplicar modelos matemáticos para o processamento dos dados obtidos, a fim de torná-los informações, baseado no modelo experimental proposto;
4. Desenvolver uma plataforma para a visualização/exibição das informações referente ao exercício escolhido e histórico do paciente;
5. Comparar e analisar os dados obtidos a fim de validar o uso da plataforma para os usuários chave baseando-se nas avaliações propostas.

## 1.3 ESCOPO E RESTRIÇÕES

O objeto final apresentado na conclusão deste trabalho é um protótipo de caráter exclusivamente e totalmente experimental, com intuito apenas de ser uma prova de conceito. Não será desenvolvido nenhum sensor para a sua instrumentação ou *hardware* dedicado, sendo utilizado somente materiais e componentes disponíveis e prontos no mercado. O protótipo será aplicado

inicialmente em apenas três exercícios focados em reabilitação da mão. Se provando eficiente para este, poderá ser facilmente escalonado a qualquer outro movimento ou membro.

## 1.4 APRESENTAÇÃO

O presente trabalho estará organizado da seguinte forma:

- No Capítulo 2 será apresentada a revisão bibliográfica, onde estará sendo abordado assuntos básicos para a compreensão dos movimentos da mão, assim como a origem e coleta dos dados necessários para o desenvolvimento do sistema proposto. Serão expostos conceitos de anatomia da mão, estruturas de MEMS, sinais musculares, filtros digitais e trabalhos anteriores realizados na área;
- O Capítulo 3 discorrerá sobre os materiais que serão utilizados e as metodologias que serão empregadas para coleta, filtragem, processamento e disponibilização das informações ao usuário final, a fim de atingir os objetivos do trabalho.
- O Capítulo 4 tratará dos resultados obtidos ao final do trabalho proposto, apresentando as respostas acerca das premissas apresentadas nos Objetivos Específicos e discussões sobre os mesmos. Por fim serão apresentadas as conclusões e discussões desse trabalho.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo discorrerá a cerca da conceituação e definição anatômica da mão, com a sua estrutura óssea, articular e muscular, seguido de um aparato geral sobre cinesiologia e seus movimentos. Será explanado também as principais disfunções físicas e as formas de reabilitação clínica referentes ao membro. Na sequência seguirá para os princípios físicos por trás do acelerômetro e giroscópio e a técnica de eletromiografia de superfície, explorando como poderá ser efetuada a coleta, digitalização, filtragem e processamento de tais sinais, assim como as principais características a serem observadas nestes e por fim, uma análise de artigos e teses que corroboram para o objetivo deste trabalho.

### 2.1 ANATOMIA DA MÃO

A mão é um órgão complexo e multifuncional, composta por diversos ossos, articulações, músculos, tendões, nervos e vasos sanguíneos. Devido sua mobilidade e sensibilidade, a mão destina-se à preensão e tato. O seu posicionamento e estabilização dependem do tronco, ombro, cotovelo e por fim do punho, esse responsável pelo posicionamento fino da mesma. O membro possui cinco dedos denominados: polegar, indicador, médio, anular e mínimo, como apresentado na Figura 1. Os dois primeiros dedos citados são responsáveis pela manipulação acurada, enquanto o restante possibilita as demais manipulações (WASCHKE, 2012).

Figura 1 – Relevo Superficial da Mão vista Anterior e Posterior



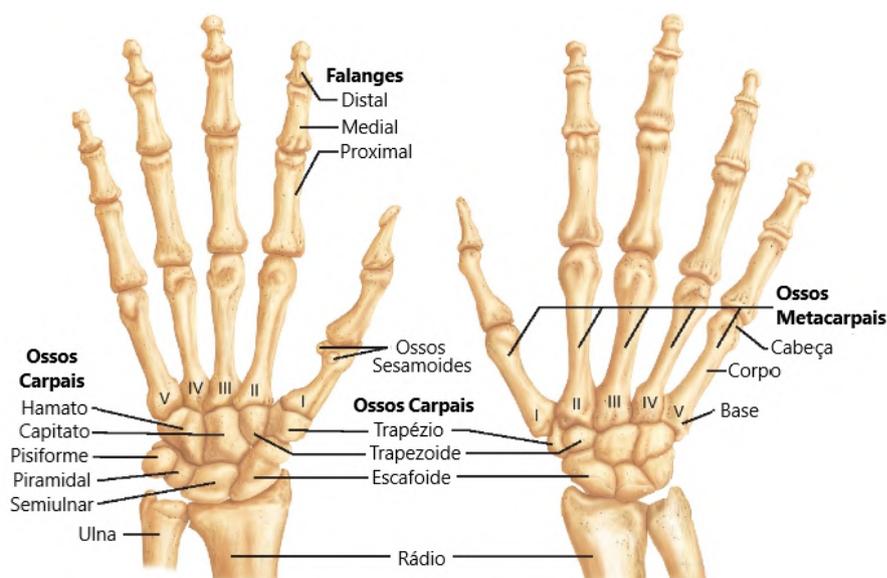
Fonte: WASCHKE (2012), adaptado

A mão é um membro preênsil que pode agarrar com forças que excedem 445 N. Sua estrutura complexa com 27 ossos, 17 articulações e 19 músculos, totalizam 23 graus de liberdade, lhe permite envolver objetos de todos os tamanhos e formas, devido sua capacidade de acomodação (BERTOTI, 2014). O antebraço tem grande papel na movimentação e sustentação da mão, com os ossos Rádio e Ulna e 20 músculos ligados aos dedos (MARIEB, 2014).

### 2.1.1 Sistema Esquelético

Os ossos são pontos de fixação para os músculos, enquanto as articulações são responsáveis pela mobilidade de nossa estrutura. Os músculos esqueléticos fixam-se aos ossos pelos tendões e os utilizam como alavancas para gerar movimento, possibilitando-nos realizar atividades voluntárias. A estrutura óssea da mão segue conforme a Figura 2.

Figura 2 – Ossos da Mão



Fonte: MARIEB (2014), adaptado

O principal osso do antebraço para a articulação do punho é o Rádio, havendo também a Ulna que interage com essa. O carpo conhecido como punho, contém 8 ossos unidos por ligamentos, onde esses formam o sulco que constitui o assoalho do túnel carpal. O escafoide é o osso do carpo mais suscetível à fratura, geralmente resultado de quedas com a mão estendida (MARIEB, 2014).

O metacarpo é formado por 5 ossos, enumerados de I a V, como mostrado na Figura 2, do polegar ao mínimo, respectivamente. Distalmente as cabeças metacarpais se articulam com as falanges proximais, formando as articulações metacarpofalângicas. O metacarpico do polegar, possui a maior mobilidade entre os dedos, sendo fundamental nos movimentos de apreensão e oposição, comumente chamado de pinça (FATTINI, 1995). Os dedos possuem 14 ossos, chamados de falanges, onde cada dedo possui 3 falanges: proximal, média e distal; com exceção do polegar que não possui a falange média.

#### 2.1.1.1 Articulações

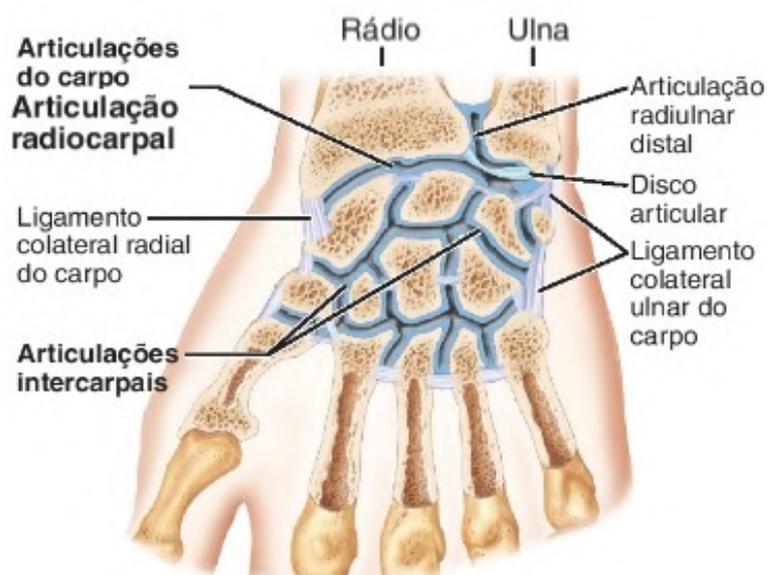
Os elementos da estrutura óssea unem-se em locais chamados de articulações ou juntas, sendo essas as responsáveis pela mobilidade do corpo humano em conjunto com a contração muscular. As articulações são classificadas pela quantidade de movimento permitido e no

composto que une os ossos, assim as sinoviais são as principais para o objetivo desse trabalho, sendo essas as responsáveis pela mobilidade do corpo humano (MARIEB, 2014).

As articulações são nomeadas utilizando-se dos nomes dos dois ossos que compõem o movimento, usualmente sendo primeiro o osso proximal, que permanece estático, seguido do osso que realiza o movimento (BERTOTI, 2014). As principais articulações sinoviais para o objetivo deste trabalho, de acordo com FATTINI (1995) são: radio-carpal, carpometacárpicas e metacarpofalângicas, em ordem sendo do antebraço para punho, punho para palma e for fim, palma para dedos, respectivamente.

O punho possui duas articulações, a radio-carpal e as cárpicas, das quais fazem parte a articulação médio-carpal. A primeira é a juntura entre rádio e os carpais proximais, que permite movimentos de flexão, extensão, adução, abdução e circundação, enquanto a segunda, localizada entre os ossos proximais e distais do carpo, permite o movimento quando os ossos adjacentes deslizam-se entre si, conforme a Figura 3 ilustra tal região.

Figura 3 – Articulações do Punho

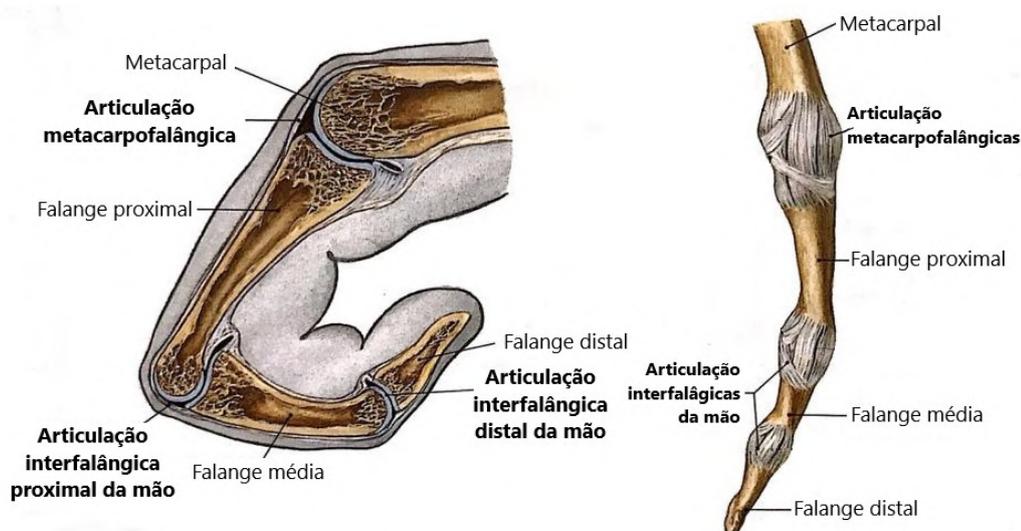


Fonte: MARIEB (2014), adaptado

As articulações carpometacárpicas do 2° a 5° metacárpico não têm grande mobilidade, porém a 1° articulação, do polegar, é distinta das demais, possuindo grande mobilidade. As articulações metacarpofalângicas são capazes de realizar todos os tipos de movimentos, destacando-se principalmente o movimento de pinça, capacidade do polegar justapor sua extremidade à dos outros, sendo uma peculiaridade da mão humana (WASCHKE, 2012).

Por fim as articulações interfalângicas são semelhantes a dobradiças, sendo vulneráveis por não possuírem a possibilidade de rotação, e sua lesão causa sérios prejuízos funcionais a mão (FATTINI, 1995). Todos dedos possuem duas articulações, conforme mostrado na Figura 4, exceto o polegar que possui apenas 2 falanges.

Figura 4 – Articulações e Ligamentos do Dedo



Fonte: WASCHKE (2012), adaptado

### 2.1.2 Sistema Muscular

O tecido muscular é responsável a quase metade da massa corporal e segundo MARIEB (2014) possui características que o distingue dos demais tecidos do corpo, como: contratilidade, responsável pelo encurtamento do músculo, excitabilidade, seus tecidos são excitáveis e propagam estímulos, extensibilidade e elasticidade. O tecido muscular estriado esquelético, responsável pela produção de movimento voluntário, é o principal para o estudo deste trabalho. Tal músculo é formado por uma porção média chamada de ventre muscular onde se localizam as fibras musculares, parte ativa responsável pela contração, e as extremidades chamadas de tendões ou aponeurose, essa quando laminares, responsável por fixar o músculo ao osso (FATTINI, 1995). Cada músculo esquelético se estende a outro, atravessando no mínimo uma articulação móvel, logo quando esse se contrai faz com que os ossos se movimentem.

As células nervosas que inervam os músculos são chamadas de neurônios motores, responsáveis pela liberação de íons de cálcio ocasionando a contração. As fibras musculares são supridas por uma terminação nervosa que estimula a contração, essa junção neuromuscular é chamada de placa motora. Os terminais axônicos dos neurônios motores são separados do sarcolema por uma fenda sináptica e armazenam neurotransmissores, a acetilcolina. O neurotransmissor liberado sobre placa motora, difunde-se através da fenda sináptica e se liga as células receptoras do sarcolema, assim um impulso inicia a contração muscular (MARIEB, 2014).

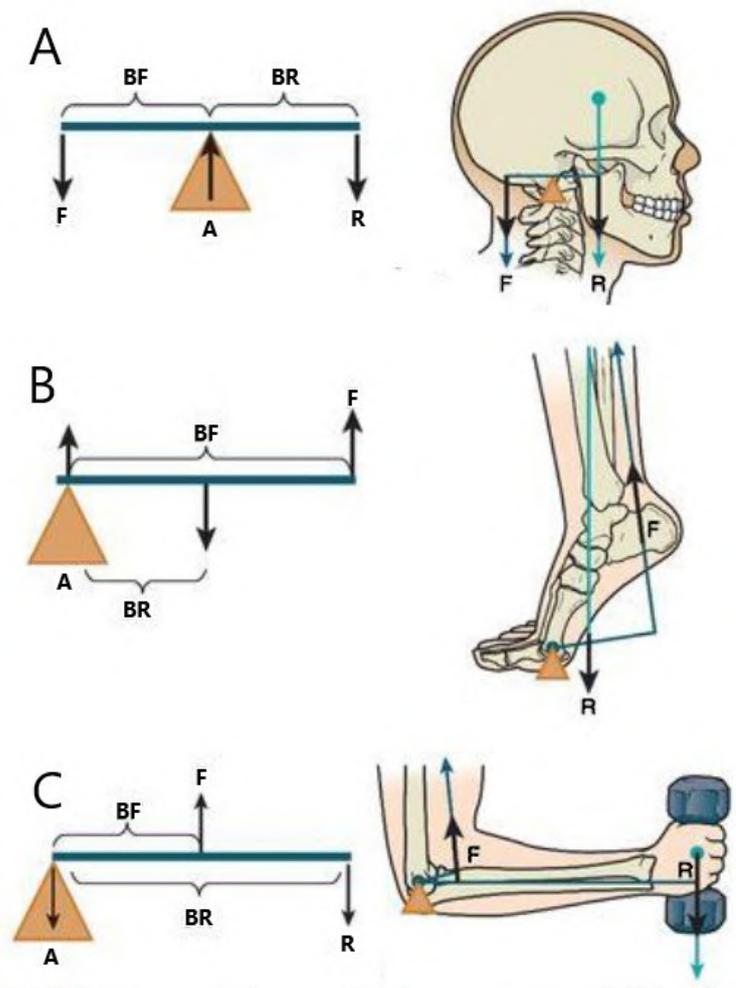
Cada terminal está assentado sob uma depressão no sarcolema coberta de uma lamina basal que possui enzimas de acetilcolinesterase, responsável por decompor a acetilcolina, a fim de assegurar que cada impulso produzirá apenas uma contração muscular. O axônio de um neurônio motor ramifica-se e inerva-se por uma série de fibras musculares, esse conjunto é denominado de unidade motora.

As fibras musculares de uma única unidade motora não são agrupadas, essas ficam espalhadas por todo o músculo, assim a estimulação de uma única unidade motora gera uma contração fraca, devido a isso, diferentes músculos contêm inúmeras unidades motoras de diferentes tamanhos e em grandes quantidades. A adição de unidades para obter um movimento chama-se recrutamento. Quando pouca força é exigida, poucas unidades motoras são recrutadas, ao contrário de quando muita força é necessária, assim mais dessas unidades são recrutadas.

### 2.1.2.1 Relação Osso-Músculo

Durante as movimentações, a maioria dos músculos esqueléticos trabalham com sistemas mecânicos relacionados à alavanca. Na física, alavanca é uma barra rígida que se move em torno de um ponto fixo, chamado de fulcro, com o fim de multiplicar a força que está sendo aplicada sobre outro objeto, denominado resistência. A Figura 5 demonstra as classes de alavancas que serão abordadas a seguir, responsáveis pelos movimentos do corpo.

Figura 5 – Classes de Alavancas no Corpo Humano



Fonte: BERTOTI (2014), A = Primeira Classe, B = Segunda Classe e C = Terceira Classe, adaptado

Segundo a lei universal das alavancas, quando o braço de esforço é maior que o braço da carga, a alavanca opera em vantagem mecânica, por outro lado, quando esse é menor opera em desvantagem mecânica (MARIEB, 2014). Isso faz ser possível inúmeros arranjos entre braços para as mais diversas aplicações. As alavancas são divididas em 3 classes que dependem de suas posições relativas de esforço, fulcro e carga, sendo elas:

1. Alavanca de Primeira Classe: o fulcro está situado entre a carga e o ponto em que o esforço é aplicado, operando em vantagem mecânica para obter potência ou em desvantagem mecânica para obter velocidade, dependendo do comprimento dos braços;
2. Alavanca de Segunda Classe: os pontos de aplicação da resistência e do esforço estão do mesmo lado do fulcro, com a força de resistência mais perto desse, assim o braço está operando em vantagem mecânica, utilizando uma pequena força para grandes cargas. O corpo raramente possui vantagem mecânica;
3. Alavanca de Terceira Classe: os pontos de aplicação da resistência e de esforço estão do mesmo lado do fulcro, agora com a força de esforço mais perto desse, trabalhando em desvantagem mecânica. A maioria dos músculos funciona dessa forma para obter velocidade.

Existem músculos do antebraço que realizam movimentos da mão, pois estão ligados por tendões aos dedos, conseqüentemente se inserindo na mão, assim cruzam as articulações do carpo e dos dedos. Segundo RUSSO (2005) existem 7 músculos que atuam no punho. A Tabela 1, apresenta tais músculos e suas funções.

Tabela 1 – Músculos e Movimentos do Punho

<b>Músculo</b>	<b>Movimento</b>
Flexor Radial do Carpo	Flexor de potencia, pronação e abdutor da mão
Flexor Ulnar do Carpo	Flexão e adução do punho (estabiliza o carpo durante a extensão dos dedos)
Palmar Longo	Flexão auxiliar do carpo
Palmar Curto	Traciona a pele na borda ulnar da mão
Extensor Radial Longo do Carpo	Extensão e abdução do punho
Extensor Radial Curto do Carpo	Extensão e abdução do punho
Extensor Ulnar do Carpo	Auxilia os extensores radiais

Fonte: Autor, adaptado

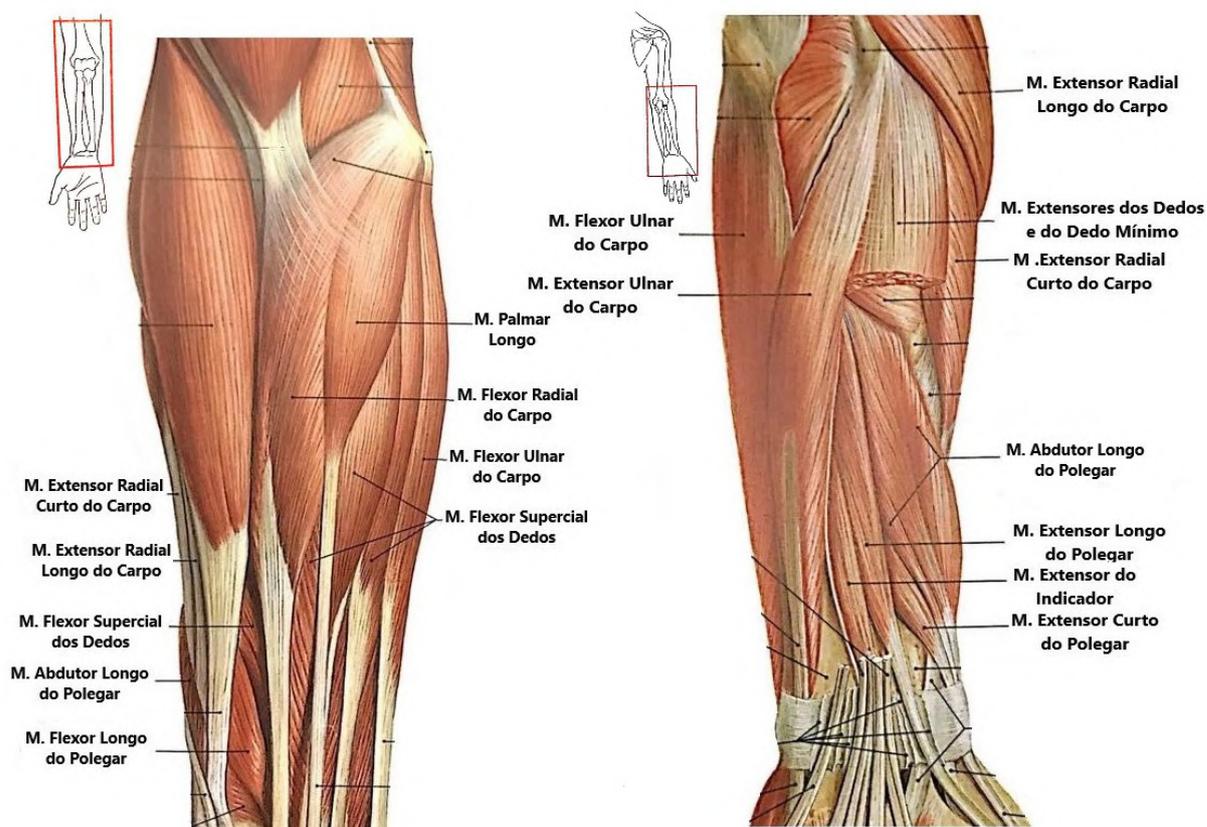
Para movimentações imprecisas dos dedos existem 8 músculos extrínsecos, que têm origem no antebraço, chamados de Quirodáctilos, segundo RUSSO (2005), a Tabela 2 apresenta os músculos e suas funções e a Figura 6 ilustra tais músculos descritos, localizados no antebraço e na mão. As movimentações mais acuradas dos dedos, devem-se aos 13 músculos intrínsecos da mão, esses músculos são descritos na Tabela 3 e vistos na Figura 7.

Tabela 2 – Músculos Extrínsecos e Movimentos dos Dedos

Músculo	Movimento
Flexor Superficial dos Dedos	Flexão das articulações interfalângicas proximais do 2º ao 5º dedo e flexão rápida
Flexor Profundo dos Dedos	Flexão lenta e auxilia na flexão do punho
Extensor dos Dedos	Age do 2º ao 5º dedo durante a extensão e auxilia na extensão do carpo
Extensor do Dedo Mínimo	Extensão do dedo mínimo
Extensor do Dedo Indicador	Extensão do dedo indicador
Abdutor Longo do Polegar	Abdução do polegar e auxilia na abdução do punho
Extensor Curto do Polegar	Extensão do polegar e auxilia na abdução do punho
Extensor Longo do Polegar	Abdução, adução e extensão do polegar e auxilia na abdução do punho

Fonte: Autor, adaptado

Figura 6 – Camada Superficial dos Músculos Anteriores e Posteriores do Antebraço



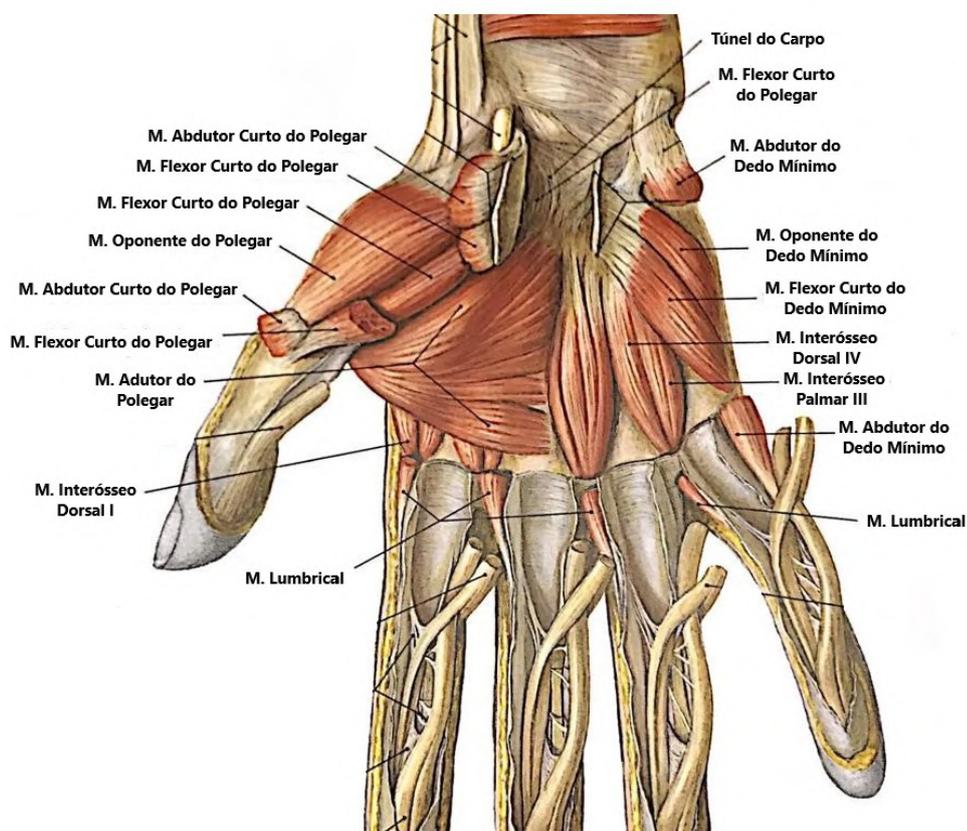
Fonte: WASCHKE (2012), adaptado

Tabela 3 – Músculos Intrínsecos e Movimentos dos Dedos

<b>Músculo</b>	<b>Movimento</b>
Abdutor Curto do Polegar	Abdução da falange proximal do polegar
Flexor Curto do Polegar	Flexão da falange proximal do polegar
Oponente do Polegar	Oposição do polegar e auxilia na flexão, adução e pronação
Aductor do Polegar	Adução do polegar
Abdutor do Dedo Mínimo	Abdução do dedo mínimo
Flexor Curto do Dedo Mínimo	Flexão da superfície metacarpofalângica do dedo mínimo
Oponente do Dedo Mínimo	Oposição do dedo mínimo
Lumbricais	Flexão das articulações metacarpofalângicas e extensão das interfalângicas proximais e distais do 2° ao 5° dedo
Interósseos Palmares	Adução dos dedos indicador, anular e mínimo
Interósseos Dorsais	Abdução do dedo indicador, abdução radial e ulnar do dedo médio e abdução do anular

Fonte: Autor, adaptado

Figura 7 – Camada Profunda dos Músculos Palmares



Fonte: WASCHKE (2012), adaptado

## 2.2 CINESIOLOGIA

A cinesiologia é o estudo do movimento humano, que combina princípios e teorias de anatomia, fisiologia, antropologia, física, mecânica e biomecânica. A cinesiologia clínica é a aplicação da mesma na área da saúde, com o objetivo de compreender os movimentos e as forças que agem sobre o corpo humano, evitar lesões, restaurar funções e gerar o desempenho ideal do mesmo (BERTOTI, 2014).

O movimento humano é caracterizado pela posição e movimentação do segmento corporal de referência, ou seja, as articulações e suas relações umas com as outras e com o externo. O corpo move-se em três diferentes direções e seus eixos são: X - Medial-Lateral; Y - Vertical; Z - Anterior-Posterior. A partir desses eixos de referência são definidos os planos frontal, sagital e transversal, e desses os principais movimentos.

### 2.2.1 Denominação dos Movimentos em Articulações

Os termos medial e lateral referem-se as posições relativas mais próximas ou mais distantes, respectivamente, da linha média que divide o corpo em metades iguais. Já os termos proximal e distal, são utilizados para descrever uma posição relativa a um ponto predeterminado. Assim proximal refere-se a uma posição mais próxima deste ponto, e distal uma posição mais distante do mesmo (RUSSO, 2005). Há uma distinção entre as linhas mediais, quando referida em relação aos dedos, nesse caso a linha medial se dá em relação ao dedo médio.

Flexão é o movimento de inclinação cujo o osso move-se em direção a outro, ocasionando a redução no ângulo da articulação. Seu oposto é a extensão, movimento que o segmento ósseo se afasta de outro, ocasionando o aumento desse mesmo ângulo, visto na Figura 8.

Figura 8 – Tipos de Movimentos do Carpo



Fonte: BERTOTI (2014), adaptado

A abdução é o movimento em que o segmento se afasta da linha medial do corpo, enquanto a adução refere-se ao oposto, o movimento vem em direção a linha medial, também visto na Figura 8. A adução do carpo pode ser chamada de desvio ulnar, de mesmo modo a abdução do carpo pode ser chamada de desvio radial.

Por fim, há a rotação e derivados dessa, como a pronação, específica da articulação radio-ulnar, responsável pelo movimento de giro do antebraço para que a palma da mão se localize paralela ao plano transversal, e a supinação, movimento de giro do antebraço para que a palma de encontro a 180° do mesmo plano. Um caso especial é a posição normal do polegar de 90° em relação do plano da mão, assim os movimentos de flexão e extensão ocorrem no plano frontal, enquanto a abdução e adução ocorrem no plano sagital (BERTOTI, 2014).

### 2.2.1.1 Descrição dos Tipos de Movimentos

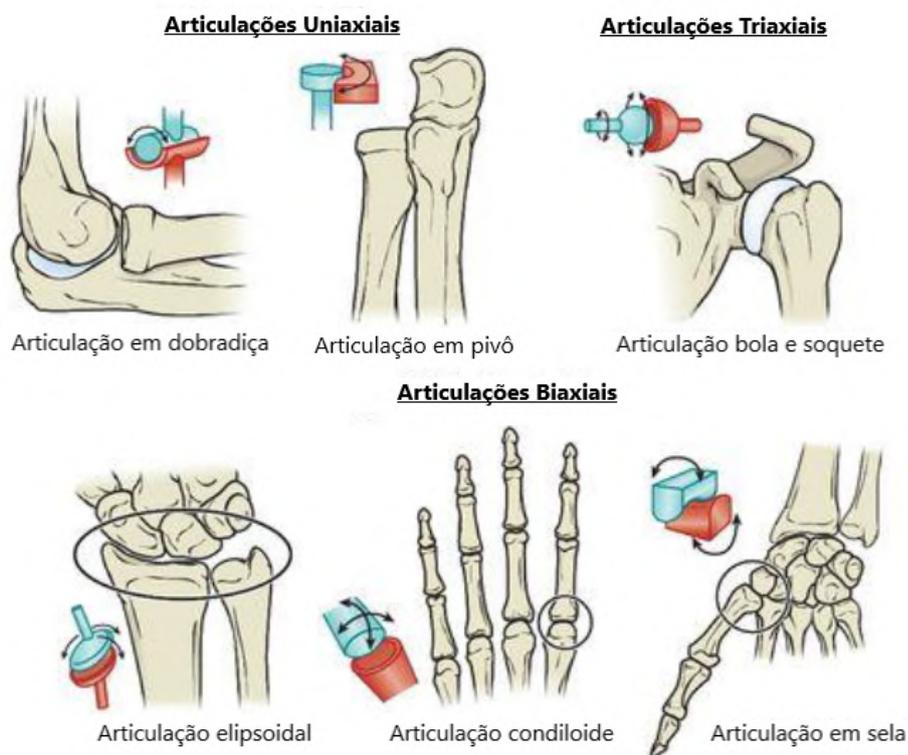
O movimento linear ocorre ao longo de um eixo ou paralelo a esse, descrevendo um movimento retilíneo ou curvilíneo, que percorre a mesma distância com a mesma velocidade. No corpo humano há poucos movimentos verdadeiramente lineares. Já no movimento angular, o deslocamento ocorre em torno de um eixo pivô, onde pontos do segmento se movem em velocidades diferentes. Os movimentos articulares são em sua maioria angulares. A capacidade do corpo em transformar o movimento angular de uma articulação em movimento translacional envolvem os graus de liberdade (BERTOTI, 2014). Graus de liberdade caracterizam o número de planos que uma articulação é capaz de se movimentar.

As articulações são divididas conforme os seus graus de liberdade, quando realizam movimentos apenas em torno de um eixo, são uniaxiais, com um grau de liberdade, como exemplo das falanges, capazes de realizarem somente movimentos de flexão-extensão. Se a mesma se move em torno de dois eixos, são biaxiais, com dois graus de liberdade, como a articulação rádio-carpal, capaz de realizar movimentos de flexão-extensão e abdução-adução. Por fim as triaxiais, com três graus de liberdade, capazes de flexão-extensão, abdução-adução e rotação interna e externa. A Figura 9, apresenta as estruturas articulares citadas.

A medida clínica utilizada para definir a quantidade de movimento articular se dá por meio da goniometria, qual mede a posição relativa de dois segmentos ósseos, sendo fundamental para o profissional da saúde, utilizada na avaliação do progresso ou alteração no movimento durante um processo de reabilitação. De acordo com WASCHKE (2012) as Figuras 10 e 11 mostram valores goniométricos que podem ser utilizados como referência para uma amplitude de movimento articular normal da mão de um adulto saudável. Em suma a Tabela 4 apresenta amplitudes de movimentos importantes para o objetivo desse trabalho, uma mescla dos dados obtidos por BERTOTI (2014) e WASCHKE (2012).

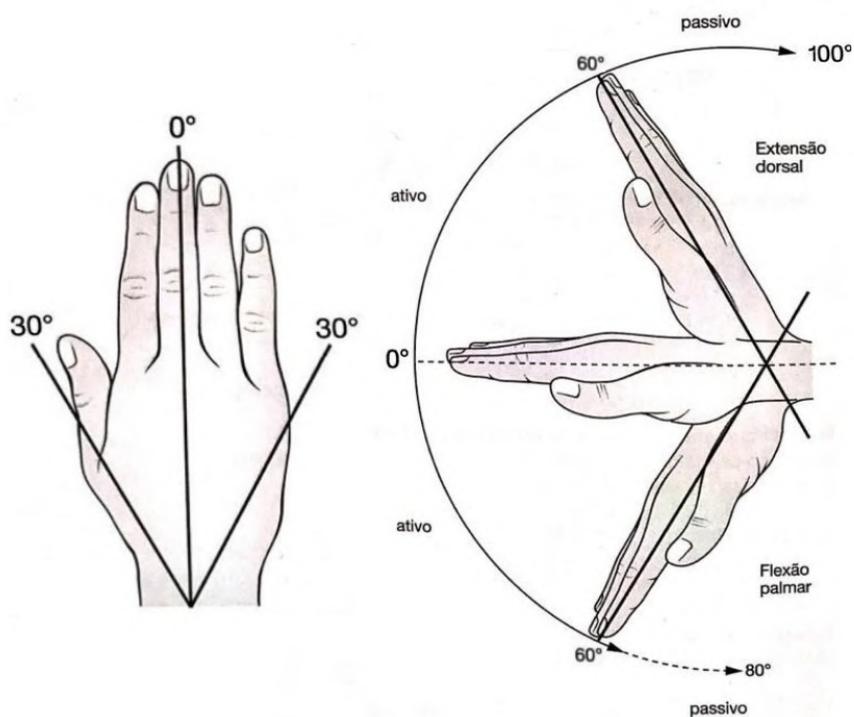
Para aplicação dessas medidas durante o processo de reabilitação é recomendado em virtude de variações físicas de pessoa para pessoa, utilizar um valor normal do próprio indivíduo para uma comparação confiável, por exemplo o MVC, ou medindo o membro contralateral. As amplitudes de movimento variam de acordo com a estrutura óssea, desenvolvimento muscular, gordura corporal, integridade ligamentar, sexo e idade (BERTOTI, 2014).

Figura 9 – Estruturas das Articulações Sinoviais



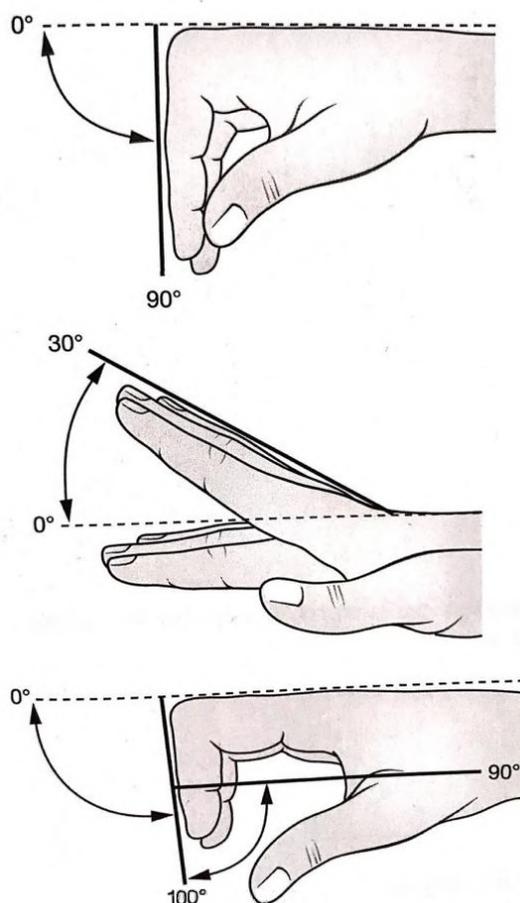
Fonte: BERTOTI (2014), adaptado

Figura 10 – Amplitude de Movimento do Carpo



Fonte: WASCHKE (2012), A = abdução/adução carpal e B = flexão/extensão do punho, adaptado

Figura 11 – Amplitude de Movimento dos Dedos



Fonte: WASCHKE (2012), adaptado

Tabela 4 – Amplitudes de Movimentos da Mão

<b>Membro</b>	<b>Valores Goniométricos</b>
Punho	Flexão 0° a 80° Extensão 0° a 70° Abdução 0° a 20° Adução 0° a 40°
Dedos	Flexão MCF 0° a 90° Hiperextensão MCF 0° a 30° Abdução MCF 0° a 20° Adução MCF 0° a 40° Flexão IFP 0° a 100° Flexão IFD 0° a 90°
Polegar	Flexão MCF 0° a 45° Extensão MCF 0° a 30° Abdução MCF 0° a 15° Adução MCF 0° a 45°

Fonte: Autor, adaptado

As superfícies dos segmentos normalmente se juntam com perfeição em apenas uma posição articular, esse ponto de congruência é chamado de posição fechada, nele as inserções dos ligamentos encontram-se afastadas e tensionadas e as articulações comprimidas. As demais posições são denominadas abertas, e a posição que possui menor congruência com ligamentos e cápsulas frouxas e soltas é a posição de repouso, única para cada articulação, sendo muito utilizada quando as mobilizações articulares são aplicadas para que a articulação ganhe mobilidade na reabilitação.

### 2.3 DISFUNÇÕES FÍSICAS

Disfunção física é uma perda ou anormalidade na função, no nível do tecido, órgão ou sistema, resultando em movimentação restrita, limitando o desempenho motor ou até mesmo comprometendo o sistema locomotor. Tais disfunções são separadas devido sua natureza, podendo ser um distúrbio ortopédico, ou neurológico, com lesão ou deterioração do sistema nervoso.

A capacidade de produzir e coordenar movimentos requer a produção de força muscular, ativação e sustentação da atividade muscular, além da coordenação e sincronização dos padrões da atividade. As deficiências do sistema motor primário que afetam o movimento funcional são debilidade muscular, anormalidade no tônus muscular e problemas de coordenação. O Anexo A traz as principais doenças e traumas da mão.

Segundo BOSHEINEN-MORRIN (2002) os principais pontos da terapia da mão são: controle do edema, exercício, controle da cicatrização, uso de tala e atividade funcional. O objetivo deste trabalho foca no monitoramento de dois pontos importantes da terapia, o exercício e a atividade funcional. A diferença básica entre ambos é que o exercício trabalha os músculos de maneira isolada e a atividade funcional baseia-se nos movimentos naturais do corpo humano, trabalhando força, equilíbrio, flexibilidade, resistência, entre outros.

Há inúmeras atividades e exercícios para a reabilitação da mão, podendo ser de aquecimento, fortalecimento, alongamento e relaxamento, dependendo do objetivo dessa atividade. Para fins de análises iniciais e validação do objetivo desse trabalho, serão escolhidos exercícios de amplitude de movimentos, abordado na secção seguinte.

### 2.4 BIOSINAIS

De acordo com KANIUSAS (2012) um biosinal é descrito como um fenômeno fisiológico, que possibilita a compreensão de um biosistema. Biosinais merecem muita atenção e cuidado, pois em sua maioria são de baixa intensidade de energia e muito susceptíveis a ruídos, devendo ser filtrados, amostrados e tratados com técnicas adequadas diante as suas particularidades.

Tais sinais podem ser permanentes, disponíveis a qualquer momento sem ser necessário uma excitação externa, possuindo sua fonte interna ao corpo, como a eletromiografia, ou podem

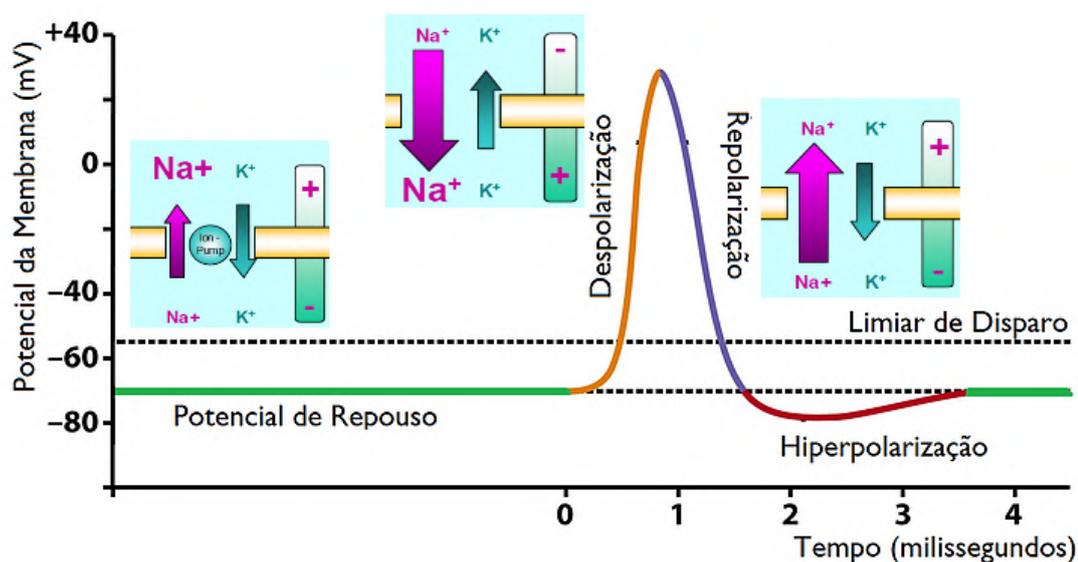
ser induzidos, necessitando de um gatilho externo e coexistindo aproximadamente pelo período da excitação. Além dessas características, ainda podem ser quase estático ou dinâmico, como a temperatura corporal, ou com mudanças intensas no tempo, como os sinais eletromiográficos. Por fim, os biosinais podem ser classificados quanto a sua origem, sendo segundo KANIUSAS (2012) de origem: elétrica, magnética, mecânica, ótica, acústica, química e térmica.

### 2.4.1 Eletromiografia

A eletromiografia é uma técnica que se preocupa com o desenvolvimento, coleta e análise de sinais mioelétricos intramusculares ou superficiais, resultado das variações fisiológicas nos estados das membranas das fibras musculares KONRAD (2005), pois as membranas dos tecidos nervoso e muscular são excitáveis, sensíveis a mudanças eletroquímicas, permitindo a transmissão de informações, a fim de produzir o movimento através das unidades motoras.

Quando um membro se encontra em repouso, há um equilíbrio iônico nas células musculares, chamado de potencial de repouso, em torno de  $-70$  mV, segundo (KONRAD, 2005). A ativação de um neurônio motor resulta na condução de um impulso eletroquímico ao longo do nervo motor, gerando uma despolarização nas fibras enervadas da unidade motora. Quando o limiar de disparo é atingido, as características de difusão da membrana se alteram, permitindo a entrada de  $\text{Na}^+$  em seu interior, que se encontra negativamente carregado, assim se despolarizando. No ápice desse ciclo, por volta de  $35$  mV, inicia-se o processo de repolarização do meio interno, onde os canais de  $\text{Na}^+$  se fecham e abrem-se os canais de  $\text{K}^+$ , porém esses fecham-se tardiamente resultando na hiperpolarizado. Por fim a bomba de Sódio/Potássio restaura o equilíbrio da membrana (KONRAD, 2005). A Figura 12 demonstra tais processos.

Figura 12 – Processos do Potencial de Ação

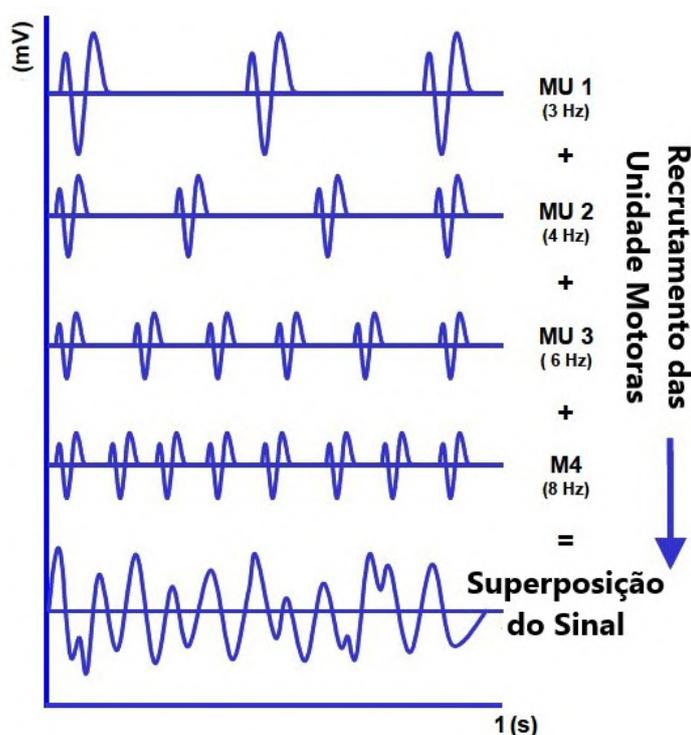


Fonte: KONRAD (2005), adaptado

Essa despolarização da membrana é responsável pelo potencial de ação, que é transmitido ao longo das fibras musculares, conduzindo íons de cálcio para dentro da membrana, produzindo a contração muscular. Esses sinais são captados tipicamente por eletrodos em conjunto com amplificadores operacionais de instrumentação. Sinais dessa natureza são contínuos no tempo e faz-se necessário discretizá-los, esse processo deve prezar por: frequência de amostragem, eletrodos, amplificadores e conversores analógico-digitais.

Uma única unidade motora gera uma contração fraca, assim para maiores contrações existe o recrutamento unidades. Um eletrodo capta todos os sinais das células inervadas em sua região de sítio, realizando uma superposição desses sinais, fato conhecido como *MUAP* - "*Motor Unit Action Potential*". O EMG de superfície, ou apenas sEMG, não apresenta a amplitude e frequência de disparo original dos sinais musculares, pois a pele e tecidos se comportam como um filtro passa baixa. A Figura 13 ilustra o recrutamento e frequências de disparos.

Figura 13 – Recrutamento de Unidades Motoras



Fonte: KONRAD (2005), adaptado

Os eletrodos são compostos geralmente por prata-cloreto de prata pré-gelificado com uma área condutiva de  $1 \text{ cm}^2$ , inseridos na ou sobre pele. Essa combinação promove uma transição estável e com baixo ruído relativo, gerando uma reação eletrolítica que capta a corrente na superfície da pele. O SENIAM (2020) recomenda que os eletrodos sejam sitiados entre o ponto motor, região com grande densidade neural e baixa estabilidade de sinal, e o tendão distal do músculo a ser mensurado, com uma distância de centro a centro entre eletrodos de 2 mm ou mais, paralelos as fibras musculares e com pelo menos um eletrodo de referência.

Segundo KONRAD (2005) a maior parte da potência do sinal está situada entre 10 e 250 Hz e recomendações científicas requerem amplificadores com banda de frequência de até 500 Hz para a amostragem do sinal, contudo o Teorema da Amostragem de Nyquist diz que todo sinal deve ser amostrado com no mínimo o dobro de sua maior frequência, para não haver perdas na coleta. Outro ponto para análise de sinais sEMG, é que músculos vizinhos podem produzir sinais intensos que sejam captados pelo eletrodo, problema conhecido como *Cross Talk* e que usualmente não excede 10-15% do sinal. Ruídos originados da rede elétrica na faixa de 50-60 Hz e movimento do eletrodo na pele também merecem os devidos cuidados.

## 2.5 SISTEMAS MICROELETROMECCÂNICOS

Sistemas microeletromecânicos, chamados de MEMS, combinam elementos mecânicos e eletrônicos em uma estrutura semicondutora. Em sua maioria são microssistemas mecânicos, que mensuram aceleração linear ao longo de um ou mais eixos (MAXIM, 2020). Esses dispositivos exploram as forças inerciais de um objeto para determinar seu comportamento dinâmico, causado por uma aceleração ou mudança de orientação. Em suma são 3 forças atuando no sistema: forças inerciais, proporcionais a aceleração do corpo, forças de amortecimento, proporcionais a velocidade das partes móveis e forças restauradoras, proporcionais a massa defletida. Segundo MAXIM (2020), a maioria dos dispositivos MEMS são aplicados como IMUs.

### 2.5.1 Acelerômetro

Um microssistema massa-mola-amortecedor que mediante uma massa conhecida que se movimenta diferentemente da referência devido a sua inércia, resulta em uma diferença de posição, assim gerando uma força que é capturada pelo mecanismo de detecção do sensor, para indiretamente calcular a aceleração. Dessa forma convertem acelerações em deflexões ou tensões mecânicas. A segunda lei de Newton diz que a força atuante em um corpo é diretamente proporcional a aceleração e a massa do mesmo, assim pode-se modelar o sistema através da equação 2.1:

$$F = m \frac{\partial^2 x}{\partial t^2} + \gamma \frac{\partial x}{\partial t} + kx = ma + Nb \quad (2.1)$$

onde F é a força atuante [N], m é a massa [kg], x é o delta referente ao deslocamento [m],  $\gamma$  é o coeficiente de amortecimento [Ns/m] e k é o coeficiente de Hough [N/m].

O método de sensoriamento mais utilizado em um acelerômetro é o capacitivo, que relaciona a aceleração à variação de capacitância, conforme a Figura 14. Essa técnica é conhecida pela acurácia, estabilidade, baixa perda por dissipação e por sua estrutura de construção, além de não demonstrar tendência a ruídos, variações térmicas e baixa sensibilidade cruzada.

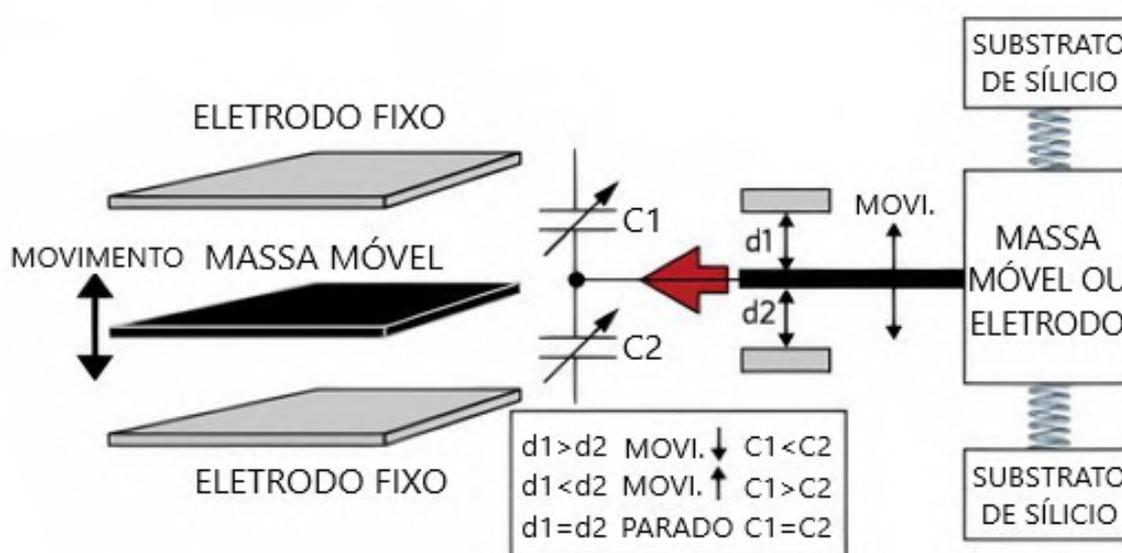
O deslocamento da massa móvel causado pela aceleração, cria pequenas mudanças das capacitâncias, descrito pela Equação 2.2, assim na prática necessita-se de múltiplas massas móveis conectadas em paralelo para criar uma capacitância maior que possa ser detectada

de modo preciso, tornando essa transdução a tecnologia mais viável (MAXIM, 2020). Após o processo mecânico, tal resposta ainda passa por etapas de condicionamento, demodulação, filtragem passa baixa e discretizada.

$$C_1 = \frac{\epsilon_r \epsilon_g A}{d}; \quad C_2 = \frac{\epsilon_r \epsilon_g A}{d - \Delta d}; \quad \frac{C_1}{C_2} = 1 - \frac{\Delta d}{d} \quad (2.2)$$

onde C são as capacitâncias [F],  $\epsilon_r$  é a permissividade relativa [F/m],  $\epsilon_g$  é a permissividade do gás utilizado dentro do MEMS [F/m], A é a área das placas dos eletrodos [mm<sup>2</sup>] e d a distância entre as placas.

Figura 14 – Princípio Básico do Acelerômetro Capacitivo



Fonte: MAXIM e (2020), adaptado

A fabricante MAXIM (2020) sugere considerar algumas características para a escolha ideal de um acelerômetro para dada aplicação, com o foco nesse trabalho, deve-se analisar:

1. Largura de banda: faixa de frequências que o mesmo é capaz de detectar. Movimentos humanos não conseguem ir além de 10-12 Hz;
2. Sensibilidade: nível de sinal mínimo detectável ou mudança no sinal elétrico de saída por mudança mecânica na entrada;
3. Densidade de ruído elétrico: quanto mais rápida é a leitura das variações, menor é a precisão;
4. Frequência de resposta: faixa de frequência especificado na tolerância da banda que o sensor irá detectar e reportar a verdadeira saída.

## 2.5.2 Giroscópio

Acelerômetros mensuram a aceleração linear em mV/g, enquanto os giroscópios medem a velocidade angular em mV/deg/s. Giroscópios adquirem a orientação angular e suas variações utilizando as forças de Coriolis emergentes da rotação, em um sistema não inercial de coordenadas. Seu princípio básico é uma roda livre em conjunto com mecanismos de compensação de fricção, que permite estimar essa rotação como um movimento livre de força dentro do espaço inercial, assim se a plataforma rotaciona, o princípio de conservação do momento angular mantém a roda em movimento dentro do sistema inercial, causando a mudança da orientação do vetor da velocidade angular no sistema da plataforma (KEMPE, 2011).

A mudança na orientação do vetor permite que o ângulo de rotação possa ser derivado, o giroscópio explora as forças de Coriolis como um acoplamento mecânico entre a rotação da plataforma e o movimento da massa em relação a plataforma. A força de Coriolis emerge de um produto vetorial da taxa angular da plataforma e a velocidade relativa da massa dentro da plataforma, descrito por:

$$F_{Cor}^{\vec{}} = -2dm(\vec{\Omega} \times v_{rel}^{\vec{}}); \quad (2.3)$$

onde  $F_{Cor}$  é a força de Coriolis,  $dm$  é a massa de prova,  $\Omega$  é a taxa angular e  $v_{rel}$  é a velocidade relativa entre massa e plataforma.

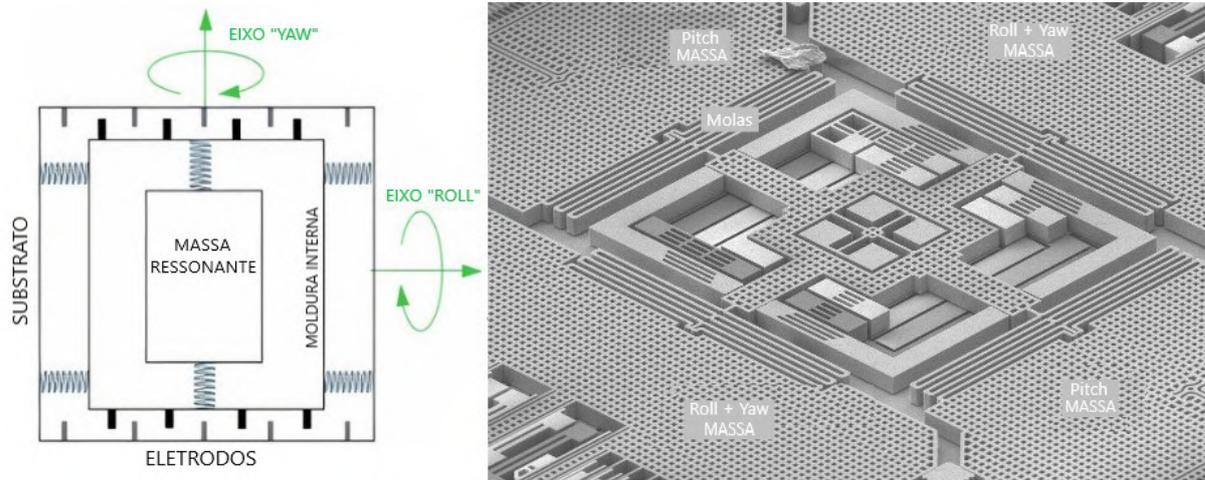
Na construção de um giroscópio 2D, a massa de prova é posta dentro do substrato semiconductor, conectada por molas dispostas em dois eixos ortogonais, para o movimento de ressonância, conforme ilustra a Figura 15. Porém quando se necessita de um sensor multidimensional, existem quatro massas de prova dentro do substrato, logo quando o mesmo está sob ação de uma velocidade angular na direção do eixo Z, as quatro massas sentem a presença da força de Coriolis, ocasionado pela rotação de toda a estrutura. Por outro lado, quando a rotação parte dos eixos X ou Y, que dividem o plano, apenas 2 massas sentem essa presença, a Figura 15 apresenta tal estrutura.

Desse modo é possível medir a força de Coriolis por meio das variações das capacitâncias resultante das deflexões. A maioria dos giroscópios medem a variação da velocidade angular, caracterizada por uma única massa suspensa sobre molas ancoradas sobre o substrato.

## 2.6 FILTROS EM FREQUÊNCIA

Segundo NALON (2009) é um sistema que seleciona características específicas e desejadas de um sinal, se esse for linear, as características filtradas consistem nas componentes em frequência do mesmo. Um filtro ideal seleciona perfeitamente as frequências desejadas, rejeitando as demais, provocando somente um atraso como distorção do sinal. Esses não são reproduzidos idealmente, pois não se consegue apresentar descontinuidades entre as bandas de passagem e rejeição, por esse motivo devem ser realizadas especificações para a implementação de um filtro.

Figura 15 – Giroscópio Capacitivo Usual Multidimensional



Fonte: MAXIM (2020), adaptado

Existem aproximações para filtros ideais, um dos principais é o Butterworth, que será utilizado nesse trabalho, e as funções polinomiais de Chebyshev, sendo adaptações diretas das teorias de filtros analógicos (NALON, 2009). A função de Butterworth é descrita como:

$$|H[\Omega]|^2 = \frac{1}{1 + (\Omega/\Omega_c)^{2N}} \quad (2.4)$$

onde  $N$  é a ordem do filtro,  $\Omega$  é a frequência angular do sinal e  $\Omega_c$  é a frequência de corte.

Com o crescimento da ordem do filtro, a largura da banda de transição decresce, se aproximando de um filtro ideal, porém com custo e atraso computacional maior, como mostra a Figura 16. Essa decresce monotonamente após o ganho unitário na frequência mais baixa, sendo  $1/\sqrt{2}$  na frequência de corte, caindo assintoticamente para zero conforme  $N$  vai para o infinito, sendo o melhor filtro que relaciona atenuação com resposta de fase (NALON, 2009).

Como mostra a Figura 16, para um filtro de primeira ordem, o decaimento é de -6 dB por oitava, para um de segunda ordem o decaimento é de -12 dB por oitava, o de terceira já passa para -18 dB por oitava, e assim por diante.

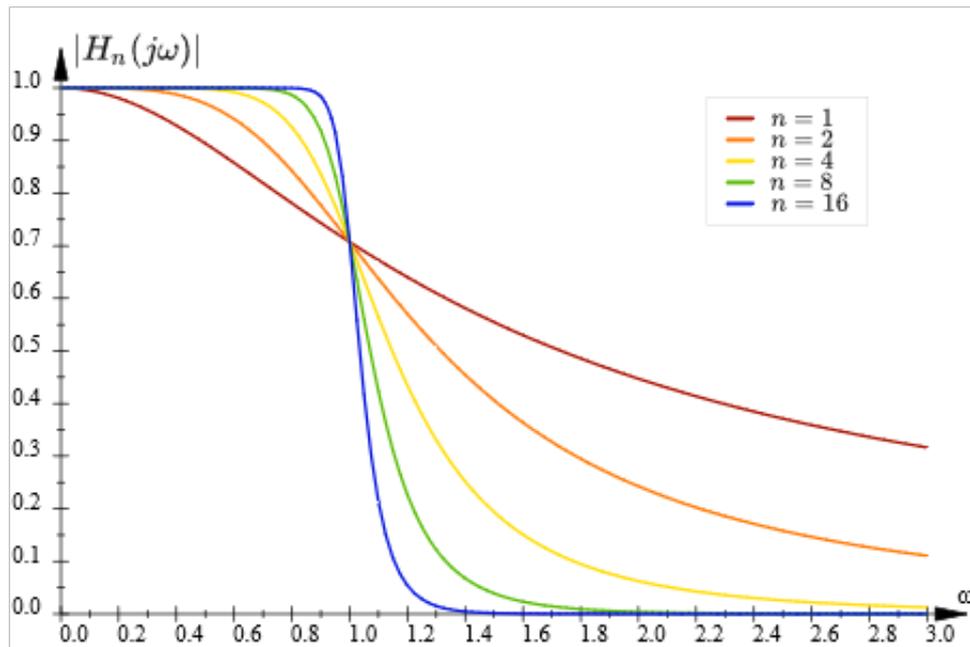
## 2.7 FILTRO KALMAN

Segundo VASEGHI (2006) filtros adaptativos trabalham com o princípio de minimizar a diferença quadrática média ou o erro, entre a saída de um determinado filtro e o sinal desejado, sendo métodos de estimação recursiva de sinais. Tais filtros são usados para estimar sinais e sistemas não estacionários, ou aplicações onde é necessária a adaptação de um processo de amostragem à um baixo custo e atraso de processamento, empregados em aplicações de cancelamento de eco, redução de ruído, rastreamento de posição, entre outros.

O filtro de Kalman é um algoritmo de estimativa ideal, com intuito de estimar valores reais de grandezas medidas ao longo de um tempo, contaminadas com ruído e outras incertezas.

Esse é utilizado para estimar estados que não podem ser mensurados, como a temperatura interna de um tanque de combustível de uma espaçonave, ou para redução no nível de ruído de determinada variável, como a fusão de sensores para a geolocalização (MATLAB, 2021). Caso os dados amostrados possuam ruído, porém esses sejam gaussianos e de média zero, o filtro de Kalman é capaz de removê-los do sinal observado.

Figura 16 – Resposta do Filtro Butterworth



Fonte: <https://www.researchgate.net/>

Tal filtro apoia-se na Função Densidade de Probabilidade e tem base que ruídos possuem uma distribuição normal gaussiana. De acordo com conceitos estatísticos, uma variável amostrada  $X$ , contaminada com ruído, amostrada  $N$  vezes, apresenta um valor esperado  $E(X)$ , sendo esse a média das amostras  $\mu X$ , descrito como:

$$E(X) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i = \mu X \quad (2.5)$$

Um conceito importante para o entendimento do filtro é o de variância  $\sigma_X^2$ , medida de dispersão que mostra o quão distante cada valor de um conjunto está do valor central, ou seja, é a média dos quadrados dos desvios dos valores, de um conjunto numérico  $X$  em relação a sua própria média  $\mu X$ , mostrando quão espalhada uma distribuição de valores está em relação à sua média, denotado por:

$$\sigma_X^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \mu)^2}{N} = E(X - \mu_X^2) \quad (2.6)$$

O desvio padrão, representado por  $\sigma = \sqrt{\sigma^2}$ , mede quanto um valor se afasta em relação a média, sendo capaz de identificar o erro em um conjunto de amostras, caso se substituísse um dos valores pela sua média. Por fim, a covariância é a medida do grau de interdependência numérica entre duas variáveis aleatórias X e Y. A intensidade da relação dessas variáveis, chamada de dependência linear, dá ideia da dispersão desses valores. A covariância de variáveis independentes é zero, e a mesma pode ser vista como:

$$\sigma_{XY} = \sigma_{YX} = E((X - \mu_X)(Y - \mu_Y)) \quad (2.7)$$

O filtro é implementado em duas partes principais, que ocorrem a cada iteração. A predição, que relaciona o valor estimado previamente com a nova estimativa, assim predizendo o estado, juntamente com a predição do erro. A correção, mediante a atualização do ganho do filtro, relacionando quanto a estimativa afeta o novo resultado, pois para o ganho tender a zero, o erro da predição deve ser muito menor que o erro da medição. O filtro de Kalman é implementado de modo iterativo, descrito na sequência:

$$K = \frac{P * H}{H * P * H + R} \quad (2.8)$$

$$\hat{U} = \hat{U} + K * [U - H * \hat{U}] \quad (2.9)$$

$$P = (1 - K * H) * P + Q \quad (2.10)$$

onde K é o ganho do filtro, P é a covariância do erro da variável a ser estimada, H é o escalar das medições, R é a covariância do ruído, Q é covariância inicial estimada,  $\hat{U}$  é o inicial estimado e resultado filtrado e U é a variável de entrada ruidosa.

O estimador é dito ótimo no sentido de que a matriz de ganho é tal que a variância do erro das variáveis de estado é mínima (AIUBE, 2005). O filtro assume que os parâmetros estatísticos são conhecidos e disponíveis para uso, assim esses valores são calculados a cada iteração.

## 2.8 FILTRO MADGWICK

Acelerômetros e giroscópios mensuram, respectivamente, os campos gravitacional e magnético da Terra, sendo possível obter-se uma referência absoluta de orientação. Entretanto esses sinais são sujeitos a ruídos e distúrbios externos, prejudicando cálculos e estimativas dessa orientação, desempenhando um papel crítico em uma variedade de campos (AL-FAHOUM; ABADIR, 2018).

Diante desse problema encontrado em inúmeras áreas, Sebastian O. H. Madgwick desenvolveu um filtro de orientação, aplicável a IMU e MARG, que estima-a por meio da fusão dos sinais do giroscópio, acelerômetro e magnetômetro. O mesmo melhora significativamente o

custo computacional e os parâmetros de ajustes associados as abordagens tradicionais baseadas no filtro de Kalman. Esse novo algoritmo basea-se na otimização de Newton, utilizando uma formulação analítica do gradiente que é derivado da representação de quatérnio do movimento (MADGWICK, 2010). Novos aspectos do filtro incluem a derivação analítica da matriz Jacobiana e ajuste de um ganho do filtro.

Um giroscópio tri-axial mensura a taxa de variação angular em torno dos eixos X, Y e Z, que em forma de quatérnios, arranjados em um vetor, são denotados como  ${}^S\omega = [0 \ \omega_X \ \omega_Y \ \omega_Z]$ . A derivada de um quatérnio que descreve a taxa de mudança de orientação da estrutura terrestre em relação à estrutura do sensor, pode ser descrita como:

$${}^S_T\dot{q} = \frac{1}{2} {}^S_T\vec{q} \otimes {}^S\omega \quad (2.11)$$

onde  ${}^S_Tq$  é a orientação do sensor,  ${}^S_T\vec{q}$  são os quatérnios e  ${}^S\omega$  são as variações angulares do mesmo.

A orientação terrestre relativa em relação a estrutura do sensor em determinado momento  $t$ , pode ser obtida mediante a integração numérica discreta da equação 2.11. O acelerômetro tri-axial mensura a magnitude e direção do campo gravitacional imposto sobre si, decompondo esse em acelerações lineares em cada um de seus eixos. Desse modo, se a direção de um campo da Terra é conhecido, é possível determinar a direção do campo de orientação no referencial do sensor em relação a orientação relativa da Terra. Entretanto conhecendo apenas um campo, é possível representar a orientação com dois ângulos de Euler e uma incerteza na direção do campo conhecido, então fazendo-se necessário o uso de quatérnios para determinar uma solução completa com os mesmos dois (MADGWICK, 2010).

Tal solução se dá através da formulação de um problema de otimização, onde a orientação do sensor  ${}^S_T\vec{q}$  é dada por meio do alinhamento dos campos da Terra  ${}^T\vec{d}$  com o do sensor  ${}^S\vec{s}$ , esse problema é solucionado quando a diferença entre esses campos for mínima, para isso o autor utiliza o método do gradiente descendente, descrito como:

$$\min_{{}^S_T\vec{q} \in \mathbf{R}^4} f({}^S_T\vec{q}, {}^T\vec{d}, {}^S\vec{s}) \quad (2.12)$$

$$f({}^S_T\vec{q}, {}^T\vec{d}, {}^S\vec{s}) = {}^S_T\vec{q}^* \otimes {}^T\vec{d} \otimes {}^S_T\vec{q} - {}^S\vec{s} \quad (2.13)$$

onde  ${}^S_T\vec{q}$  é a orientação,  ${}^S\vec{s}$  é campo medido no sensor e  ${}^T\vec{d}$  é campo gravitacional da Terra.

Uma convenção apropriada é assumir que a direção da gravidade, define o eixo z verticalmente, tornando  ${}^T\vec{g} = [0 \ 0 \ 0 \ 1]$  e normalizando as medidas do acelerômetro como  ${}^S\vec{a} = [0 \ a_X \ a_Y \ a_Z]$ , dessa forma a orientação do sensor que minimiza a diferença entre a gravidade medida e a da Terra é dada por:

$$\min_{{}^S_T\vec{q} \in \mathbf{R}^4} f({}^S_T\vec{q}, {}^T\vec{g}, {}^S\vec{a}) \quad (2.14)$$

onde  ${}^S_T\vec{q}$  é a orientação do sensor,  ${}^T\vec{g}$  é campo gravitacional da Terra e  ${}^S\vec{a}$  são as acelerações.

A orientação estimada  ${}^S_T\vec{q}_{\nabla,t}$ , calculada no período discreto  $t$ , baseada na estimativa precedente, no gradiente de  $f$  e calculado mediante o uso do gradiente descendente, definido pelas amostras do sensor, é definida como:

$${}^S_T\vec{q}_{\nabla,t} = {}^S_T\vec{q}_{est,t-1} - \mu_t \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \quad (2.15)$$

Assim o filtro de Madgwick realiza a fusão da equação 2.11 integrada discretamente, e com a equação 2.15, para estimar a orientação do sensor em relação a Terra. Esse também utiliza um peso  $\gamma_t$  aplicado as equações, além de calcular intrinsecamente um *bias* para a compensação de desvio de polarização do giroscópio. Por fim o filtro tem forma:

$${}^S_T\vec{q}_{est,t} = \gamma_t {}^S_T\vec{q}_{\nabla,t} + (1 - \gamma_t) {}^S_T\vec{q}_{\omega,t}, \quad 0 \leq \gamma_t \leq 1 \quad (2.16)$$

onde  ${}^S_T\vec{q}_{est,t}$  é a estimativa da orientação,  ${}^S_T\vec{q}_{\nabla,t}$  e  ${}^S_T\vec{q}_{\omega,t}$  são as orientações do acelerômetro e giroscópio e  $\gamma_t$  é o peso de ponderação.

## 2.9 TRANSFORMAÇÕES GEOMÉTRICAS

Segundo DODGE (1972) e LAY (2012), transformação é uma função  $T$ , de  $\mathbb{R}^n$  para  $\mathbb{R}^m$ , onde uma regra atribui a cada vetor do plano/espço domínio um vetor na imagem, sendo denotado por  $T : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^m$ . Essas transformações são lineares, assim podem ser associadas umas com outras através de múltiplas multiplicações. As transformações euclidianas, movimento de corpos rígidos, preservam tamanhos e formas dos objetos transformados diante de reflexão, translação e rotação, essa última será utilizada neste trabalho.

A operação de rotação move um ponto, vetor ou espaço, por um ângulo finito ao longo de um eixo de direção, via de um ângulo  $\theta$  sobre um eixo perpendicular, que pode ser visto como o produto de reflexões em dois planos espelhados mediante um eixo, com interseção em  $\theta/2$ . Operações de rotação possuem um custo computacional mais elevado do que as de translação. Essa transformação pode ser descrita como:

$${}^A P_2 = R_K(\theta) {}^A P_1 \quad (2.17)$$

onde  ${}^A P_1$  é o vetor original,  ${}^A P_2$  o resultado da rotação e  $R_K(\theta)$  a matriz de rotação, sendo  $K$  o eixo de direção e  $\theta$  o ângulo de rotação.

Tais rotações podem ser vistas facilmente em suas formas matriciais, dos três principais

eixos desse trabalho, como mostram as matrizes:

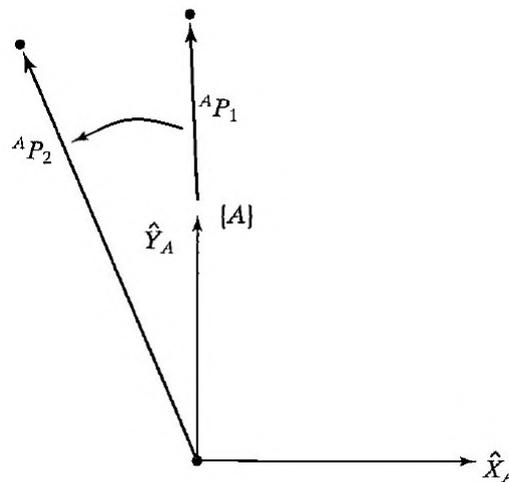
$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\text{sen}(\theta) & 0 \\ 0 & \text{sen}(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; \quad R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \text{sen}(\theta) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\text{sen}(\theta) & 0 & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\text{sen}(\theta) & 0 & 0 \\ \text{sen}(\theta) & \cos(\theta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

onde  $R_x(\theta)$ ,  $R_y(\theta)$  e  $R_z(\theta)$  são as matrizes de rotação do espaço, com  $\theta$  sendo o ângulo de rotação, sentido anti-horário. A Figura 17 demonstra uma dessas transformações.

Essas rotações quando feitas sucessivamente, tomam em conta se os ângulos de rotação são fixos ou de Euler. Quando utilizado apenas rotações de ângulos de Euler, uma transformação do tipo  ${}^A R_{xyz}(\gamma, \beta, \alpha)$ , se dá na ordem da multiplicação, ou seja,  ${}^A R_x(\gamma) \cdot {}^A R_y(\beta) \cdot {}^A R_z(\alpha)$ , para reproduzir a intenção de movimento correto. Essa forma de representação, via ângulos de Euler, é a mais usual para representar a orientação de um corpo no espaço, sendo capaz de representar qualquer sistema de referência por meio de 3 rotações, porém apresenta problemas como o *Gimbal Lock*, que será discutido neste trabalho.

Figura 17 – Operação de Rotação



Fonte: CRAIG (2005), adaptado

## 2.10 QUATÉRNIOS

Inúmeras áreas sofrem por não possuírem ferramentas adequadas para o tratamento e manipulação de objetos tridimensionais. Vetores, coordenadas e transformações geométricas possuem deficiência, assim os quatérnios surgiram para solucionar parte desses problemas

(PERVIN; WEBB, 1982). Quatérnios foram desenvolvidos por Willian R. Hamilton enquanto esse tentava descobrir o resultado da divisão de um vetor tridimensional por outro, surgindo assim a relação básica para os quatérnios, descrita como:

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1 \quad (2.18)$$

onde  $i$ ,  $j$  e  $k$  são os vetores imaginários unitários.

Hamilton descobriu que não era possível criar um sistema de coordenadas tridimensionais que desfrutasse das propriedades dos números reais e complexos, e só seria possível se o mesmo migrasse para um sistema quadridimensional ou um número hipercomplexo. Como todas as propriedades seriam preservadas, exceto a comutatividade da multiplicação, seria possível representar inúmeras operações no espaço tridimensional, incluindo rotações e transformações (HAMILTON, 1889). A principal forma de representação de quatérnios é chamada de Forma Quadrinomial Padrão, descrita como:

$$Q = q + q_X \vec{i} + q_Y \vec{j} + q_Z \vec{k} = [q, q_X, q_Y, q_Z] \quad (2.19)$$

onde  $i$ ,  $j$  e  $k$  são os vetores imaginários unitários e  $q$ ,  $q_X$ ,  $q_Y$  e  $q_Z$  são escalares reais.

Quatérnios têm a capacidade de representar orientação e rotação, sendo uma ferramenta que supera os problemas causados pelos ângulos de Euler. Conforme descrito, a rotação através de transformações geométricas, possui uma matriz resultante complexa conforme aumenta a quantidade de rotações aplicadas, elevando seu custo computacional, além de apresentarem complicações em relação a orientação (HAMILTON, 1889). Já na notação de quatérnios, uma rotação de  $\theta$  em torno de um vetor unitário  $\vec{v}$  é descrita como  $\vec{v} \rightarrow R\vec{v}R^{-1}$ , onde  $R = (\cos(\theta/2), \sin(\theta/2)\vec{v})$ . Dessa forma, entende-se que os 3 termos complexos representam a direção e sentido do eixo de rotação e o termo real representa  $\cos(\theta/2)$ , um valor escalar.

Segundo MADGWICK (2010), um vetor tridimensional pode ser rotacionado por um quatérnio utilizando a relação descrita:  ${}^B v = {}_B^A \vec{q} \otimes {}^A v \otimes {}_A^B \vec{q}^*$ , onde  ${}^A v$  e  ${}^B v$ , são os mesmos vetores descritos em planos diferentes, com os primeiros elementos nulos, a fim de serem quadridimensionais. Dessa forma a orientação descrita por  ${}^A_B \vec{q}$  pode ser representada como uma matriz de rotação  ${}^A_B R$  definida como:

$${}^A_B R = \begin{bmatrix} 2q_1^2 - 1 + 2q_2^2 & 2(q_2q_3 + q_1q_4) & 2(q_2q_4 - q_1q_3) \\ 2(q_2q_3 - q_1q_4) & 2q_1^2 - 1 + 2q_3^2 & 2(q_3q_4 + q_1q_2) \\ 2(q_2q_4 + q_1q_3) & 2(q_3q_4 - q_1q_2) & 2q_1^2 - 1 + 2q_4^2 \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

Dessa forma pode-se extrair os ângulos de Euler da matriz acima, que descrevem a orientação do plano B atingida por rotações em seqüências em relação ao plano A. As orientações são chamadas, no meio aeroespacial, Yaw ( $\psi$ ), Pitch ( $\theta$ ) e Roll ( $\phi$ ), definidas como:

$$\psi = \text{Atan}2^1(2q_2q_3 - 2q_1q_4, 2q_1^2 + 2q_2^2 - 1) \quad (2.21)$$

<sup>1</sup> Função que calcula a tangente inversa de duas variáveis  $x$  e  $y$ . É equivalente a calcular a tangente inversa de  $y/x$ , exceto pelos sinais de ambos os argumentos serem usados para determinar o quadrante do resultado.

$$\theta = -\sin^{-1}(2q_2q_4 + 2q_1q_3), \text{ onde } -90^\circ < \theta < 90^\circ \quad (2.22)$$

$$\phi = \text{Atan2}(2q_3q_4 - 2q_1q_2, 2q_1^2 + 2q_4^2 - 1) \quad (2.23)$$

## 2.11 PUBLICAÇÕES CORRELACIONADAS

Diante do problema proposto foram exploradas teses e artigos com objetivos e características semelhantes aos propostos neste trabalho, sendo possível verificar que os mesmos de algum modo utilizam sinais, processamento e análises que possam vir a ser úteis para o desenvolvimento do objetivo. Os artigos e teses foram selecionados da base de dados da IEEE Explorer e CAPES, estando sempre situados entre os mais citados, sendo eles:

- BORTOLE (2011) desenvolve um sensor híbrido que captura sinais mioelétricos e de inclinação, contando com um par de eletrodos diferenciais e um acelerômetro de três eixos. A maior parte da energia útil do sinal EMG está na faixa entre 0 e 500 Hz, com energia dominante de 50 a 150 Hz. Usa-se um filtro passa alta no sinal de sEMG com frequência de corte de 200 Hz e é amostrado a 500 Hz. O valor RMS é a característica utilizada para detectar a contração muscular. O sinal do acelerômetro é amostrado a 25 Hz, para medir a inclinação de membros do corpo, onde as oscilações dificilmente excedem 10 Hz. O sensor é alimentado por bateria, assim não sofre tanta interferência da rede elétrica;
- ROY M. SAMUEL CHENG (2009) utiliza a combinação de sinais de sEMG e acelerômetros para investigação na acurácia de classificação de movimentos para monitoramento de tarefas cotidianas de pacientes pós derrame. Cita a dificuldade para os acelerômetros diferenciarem atividades passivas e ativas com demanda de carga, necessitando do sinal de sEMG para realizar a distinção dessas atividades. No sinal de sEMG usa-se com filtro de 5° Butterworth passa baixa de 12 Hz e passa alta de 45 Hz para atenuar artefatos de movimentação do sensor;
- LIU; LU (2017) elabora um sistema para reabilitação de membro superior de crianças com paralisia cerebral, com a combinação de sinais sEMG e acelerômetros. Acelerômetros são usados para captura de dados de movimentos e são integrados em monitoramento de sensores vestíveis. Dados de sEMG são filtrados de 2 a 500 Hz, além da remoção da linha DC do sinal e processado em pacotes de 200 ms;
- CHENG; SHEN (2013) desenvolve uma interface para monitorar atividades diárias e quedas de pessoas idosas ou com doenças crônicas, baseado em uma interface com sinais de sEMG e acelerômetros. Os acelerômetros são usados para calcular a angulação e a postura do corpo, ajudando a distinguir as atividades dinâmicas, que em sua maioria possui aceleração menor que 2.5g. O uso de um sensor híbrido, distingue movimentos ativos e passivos,

capacidade de carga, graus de liberdade, de forma mais assertiva que com somente um sinal;

- SAAVEDRA (2013) analisa a fadiga muscular através do sinal eletromiográfico, essa segue as normas de aquisição e tratamento de sinais sEMG da ISEK - International Society of Electrophysiology and Kinesiology. Mostra que o valor em RMS do sinal reflete o número de unidades motoras ativas, coletados com frequência de amostragem de 2 kHz e filtro passa faixa de 20 à 500 Hz. Quando há fadiga muscular a amplitude RMS aumenta devido ao recrutamento das unidades motoras e a frequência mediana diminui pois a velocidade de condução do potencial de ação na membrana muscular reduz;
- NILSON (2014) tem como objetivo desenvolver uma prótese robótica similar ao braço humano mediante o estudo de sinais sEMG. O estudo utiliza eletrodos que captam sinais de até 500 Hz e 1 kHz de frequência de amostragem. Para a segmentação do sinal, a melhor taxa de acertos se deu por meio da identificação dos picos da MUAPs com 95%. As disposições dos eletrodos seguem a orientação do Atlas of Electromyography e usa-se um filtro passa banda de 20 a 500 Hz, sendo a maior parte da energia do sinal de sEMG localizado na faixa de 50 a 150 Hz.

BORTOLE (2011) sugere que em trabalhos futuros, os dados coletados pelo sensor possam ser usados para facilitar o trabalho de fisioterapeutas, fornecendo informações importantes sobre a musculatura e o movimento do corpo, auxiliando o trabalho destes profissionais. Também devem possuir uma boa interface gráfica, para apresentar os dados de forma útil e simples, como realizado por (LIU; LU, 2017). Onde esse também cita o desenvolvimento de uma interface gráfica que permita a reconstrução do movimento de membros do corpo, a partir dos dados coletados por esses sensores.

As pesquisas mostram que acelerômetros e sEMG tem a mesma capacidade para detecção de movimentos de punho, porém não são bons para discriminar movimentos de dedos únicos ou múltiplos, sendo necessário um acelerômetros para cada dedo. Todos também utilizam mecanismos para sincronização de múltiplos sinais, via sinais visuais ou audíveis. A conclusão de todos os autores é que a combinação de sEMG e acelerômetros produz resultados melhores em todos os casos testados.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo será explanado acerca dos materiais e métodos utilizados para realizar a coleta dos sinais de aceleração linear e angular e sEMG, assim como a filtragem e processamento desses, a fim de se extrair informações úteis para o objetivo do sistema. Também serão expostos os movimentos a serem monitorados na fase de reabilitação do paciente, juntamente com a metodologia adotada para a realização das coletas e dos testes. Inicialmente serão especificados os movimentos propostos para monitoramento e as formas de coletas de dados, seguido do modo de normalizá-los e criar uma base de dados própria de cada indivíduo para comparação futura. A sequência também incluirá a filtragem, processamento, envio, tratamento e disponibilização dos dados para visualização de uma forma amigável ao usuário final.

#### 3.1 MATERIAIS

O sistema de coleta de dados proposto para esse trabalho foi composto por 4 MPU-6050™ MotionInterface™ de 6 eixos, da empresa InvenSense<sup>1</sup>, em conjunto com o MyoWare Muscle Sensor<sup>2</sup>, da empresa Sparkfun Electronics<sup>3</sup>. Os dados gerados foram coletados por um microprocessador, que realizou a filtragem e processamento, seguido do envio via Bluetooth a um sistema Android, onde a aplicação na plataforma foi a responsável por parte do tratamento, sincronização, análise e exibição dos dados ao usuário final.

##### 3.1.1 Sistema de Coleta e Processamento

O sistema de coleta e processamento foi constituído por 3 partes principais: coleta de sinais de movimentação e eletromiografia; filtragem e processamento; envio de dados à plataforma. A coleta dos sinais de movimentação se deu por meio do MPU-6050™ MotionInterface™ de 6 eixos, que combina um giroscópio de 3 eixos a um acelerômetro de 3 eixos com um Processador Digital de Movimento (DMP). O mesmo possui 6 conversores Analógico-Digital de 16 bits para digitalização de seus eixos. O giroscópio possui escalas programáveis de  $\pm 250$ ,  $\pm 500$ ,  $\pm 1000$ , e  $\pm 2000^\circ/s$ , filtro passa baixa digital programável de 5 à 256 Hz e desempenho adequado contra ruído de baixa frequência. O acelerômetro possui escalas programáveis de  $\pm 2g$ ,  $\pm 4g$ ,  $\pm 8g$ , e  $\pm 16g$ , com o mesmo filtro passa baixa digital programável.

Os eixos de giro e aceleração do sensor são descritos na Figura 18. Os eixos de rotação são Roll, Pitch e Yaw, respectivamente eixo X, Y e Z. Conforme dito na subsecção 2.5.1 e

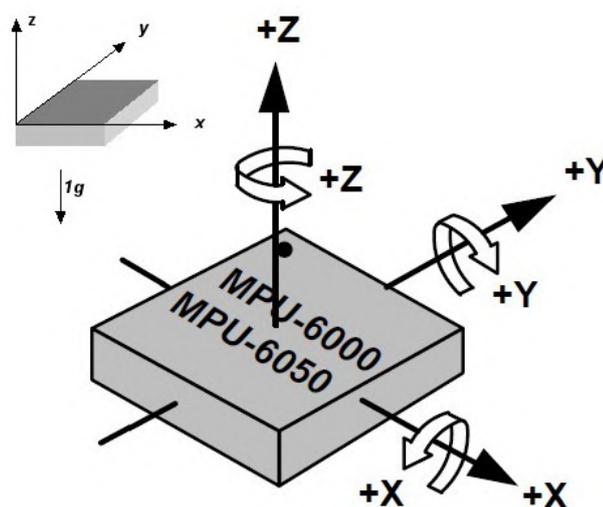
<sup>1</sup> Uma empresa do Grupo TDK, fornecedora líder mundial de plataformas de sensores MEMS.

<sup>2</sup> Placa eletrônica para coleta sinais mioelétricos, não sendo um equipamento médico, utilizada para fins didáticos, desenvolvido pela Sparkfun Electronics, disponibilizado pela Universidade de Caxias do Sul.

<sup>3</sup> Uma revendedora de eletrônicos, que fabrica e vende placas de desenvolvimento de microcontroladores, com todos esses projetos sendo de *hardware* e código aberto.

secção 2.11, movimentos humanos não conseguem ir além de 10-12 Hz e que a maioria das tarefas diárias possuem aceleração menor que 2.5g, assim pode-se amostrar tais sinais com 30 Hz respeitando o Teorema da amostragem, com range de 2g para o acelerômetro e 250°/s.

Figura 18 – Eixos de Medição do MPU6050



Fonte: INC. (2020), adaptado

O MyoWare Muscle Sensor foi o responsável pela coleta dos sinais de eletromiografia. Esse sensor é uma placa dedicada para coleta de sinais eletromusculares de apenas 1 canal bipolar. Composto de um amplificador operacional *Rail-to-Rail* Quad Amplifiers AD8648 da Analog Devices® com 24 MHz de largura de banda, com baixa tensão offset e bias de corrente de entrada. Além de dois amplificadores de instrumentação *Rail-to-Rail* AD8236 da Analog Devices® com CRRM de 110 dB. Possui um ganho fixo aproximado de 205 vezes e um ajustável via potenciômetro de 60  $\Omega$  a 96 k $\Omega$  para a sua saída pré processada. Também possui pads para um eletrodo de referência e dois para sinais da ativação muscular diretamente na placa, esses com distância de 30 mm entre eletrodos fixos, além de ter duas opções de saída: original e pré processada.

Foram utilizados eletrodos para monitorização 2223BRQ da fabricante 3M™<sup>4</sup>, com dorso de espuma polietileno, coberto com adesivo acrílico hipoalergênico em uma das faces e laminado com fita de polipropileno impresso, gel condutivo, pino metálico de aço inox 304/316 e contra-pino de polímero ABS reforçado com fibra de vidro recoberto com tratamento de Ag/AgCl, com área de contato de 78,5 mm<sup>2</sup> e área adesiva de 1575 mm<sup>2</sup>. A saída será amostrada com uma frequência de 2 KHz, como discutido nas subsecções 2.4.1 e 2.11. A Figura 19 mostra o sensor em aplicação.

<sup>4</sup> Um grupo multinacional americano de tecnologia diversificada, organizado em unidades de negócios reunidas em 6 grandes mercados.

Figura 19 – Myoware Muscle Sensor



Fonte: SOMETHING (2020), adaptado

A amostragem, filtragem, processamento e envio dos dados ao sistema final, foi desenvolvida através do ESP32-WROOM-32, da empresa Espressif Systems<sup>5</sup>, uma plataforma microcontrolada, composta de um microprocessador Xtensa® dual-core de 32-bit LX6 em conjunto de um módulo genérico de Bluetooth e Bluetooth-Low-Energy. O mesmo possui 34 GPIOs, 18 canais de ADC de resolução configurável de 9 a 12 bits, divididos em 2 controladores, ADC1 e ADC2, que foi utilizado para leitura do sinal analógico de sEMG.

Um problema conhecido desse microprocessador é que seu ADC não é linear em toda a faixa de leitura, e possui erros de até +/- 6% entre seus controladores, porém a própria Espressif disponibiliza um método para calibração do mesmo quando o usuário julgar necessário. Outro ponto é que o ADC2 não pode ser utilizado enquanto o circuito de rádio estiver em uso, pois o canal é compartilhado entre esses módulos, com o ADC1 ficando sujeito a ruídos do rádio, se o mesmo tiver a transmitir ou receber dados durante a coleta do mesmo.

O ESP32 foi o responsável pela amostragem dos 4 sinais de movimentação dos MPU-6050™ a 30 Hz via I<sup>2</sup>C e a amostragem de um único sinal de sEMG à 2 kHz, analisando o resultado do conversor AD devido os fatos já descritos, além da filtragem, processamento e envio dos dados via Bluetooth, entre outros processos de programação intrínsecos.

Os sinais já digitalizados passaram pelos filtros de Kalman e Madgwick, para as movimentações, e IIR Butterworth de 4º ordem, para o biosinal, com os coeficientes sendo definidos via funções do Matlab®, a fim de realizar a exclusão de ruídos iniciais. Desse modo o microcontrolador foi o responsável pela coleta, filtragem, processamento e envio dos dados. Esse sistema

<sup>5</sup> Uma empresa multinacional de semicondutores fabless, focada no desenvolvimento de soluções de Wi-Fi e Bluetooth de ponta, de baixo consumo de energia.

é alimentado por bateria, a fim de eliminar os cabos que limitam a amplitude de movimentos, além de ficar livre de ruídos de 50-60 Hz provenientes da rede elétrica, ou por USB.

### 3.1.2 Sistema de Processamento e Interface

O sistema de processamento e interface com o usuário é o responsável por processar, sincronizar, extrair informações dos dados recebidos e disponibilizar as informações coletadas dos movimentos monitorados. Além de vincular e comparar os resultados de um indivíduo com seu próprio sinal base, auxiliando de maneira quantitativa o profissional na recuperação do paciente. Esse está embarcado em uma aplicação Android, que será explanada mais a frente, e se divide em duas partes: processamento e interface.

## 3.2 METODOLOGIA

O monitoramento da recuperação dos movimentos da mão inicialmente está limitado a 3 movimentos: extensão do carpo, flexão do 2° ao 5° dedo e extensão do polegar. Se o sistema se provar eficiente na coleta e análise dos dados, poderá ser estendido aos demais movimentos do membro, ampliando os graus de liberdade monitorados e canais de eletromiografia, assim como outras partes do corpo.

Previamente abordados nas subsecções 2.2.1.1 e 2.1.2.1, a Tabela 5 mostra uma síntese das características dos 3 movimentos que foram monitorados para o objetivo desse trabalho, analisando apenas o principal músculo do movimento, lembrando que para um adulto saudável existe uma média de amplitude movimento, e deve-se levar em conta possíveis limitações passadas do paciente.

Tabela 5 – Amplitude e Músculos dos Movimentos Monitorados

<b>Movimento</b>	<b>Músculo</b>	<b>Amplitude</b>
Extensão do carpo	Extensor Radial Longo do Carpo e Extensor Radial Curto do Carpo	Extensão 0° a 70°
Flexão do 2° ao 5° dedo	Flexor Superficial dos Dedos	Flexão MCF 0° a 90
Extensão do polegar	Extensor Longo do Polegar	Extensão MCF 0° a 30°

Fonte: Autor

O sistema não necessita ser utilizado durante todo o período da sessão de reabilitação, pois o mesmo possui um banco de dados para cada paciente cadastrado, armazenando os sinais de base desse, referentes as amplitudes dos movimentos e intensidade muscular, coletado ao início do processo de recuperação, de preferência na primeira sessão da reabilitação. Desse modo, de acordo com o avanço das sessões da fisioterapia, o sistema pode ser utilizado ao final de cada sessão, a fim de coletar dados para a plataforma poder processar e assim gerar novas informações, alimentando o banco de dados do mesmo, sendo possível então uma análise

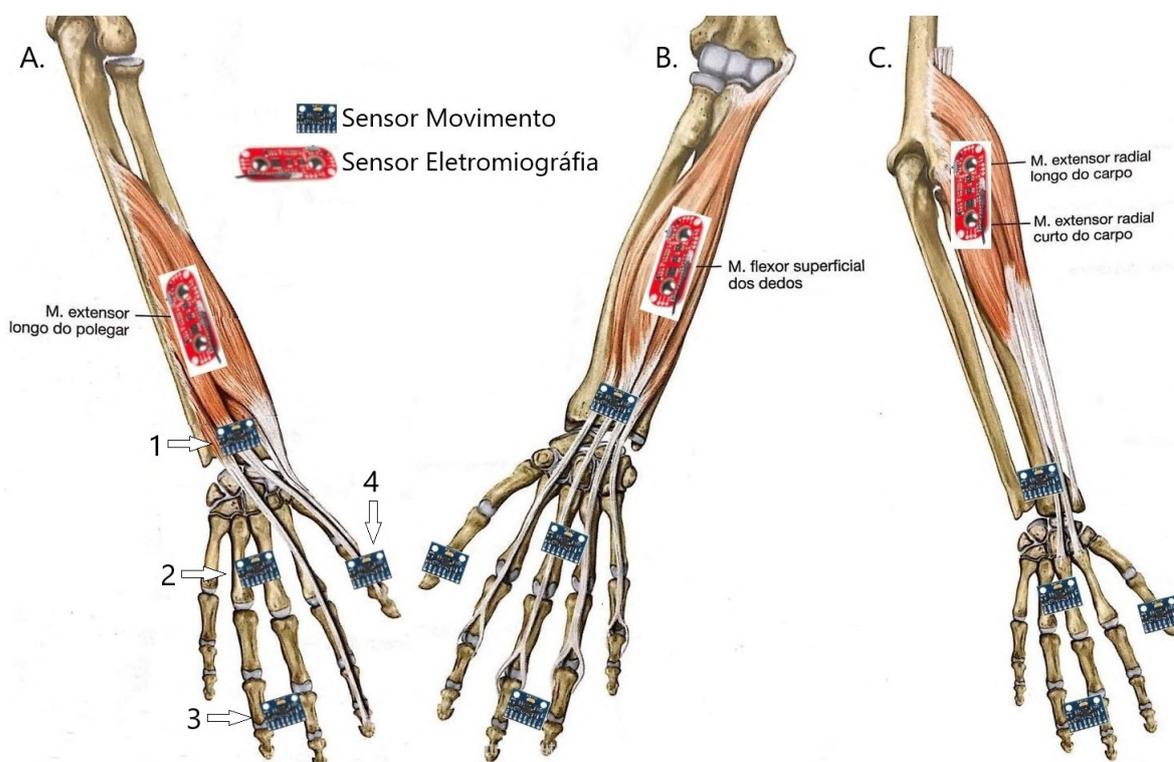
quantitativa da evolução do paciente, em amplitude de movimento e em intensidade muscular do músculo envolvido.

### 3.2.1 Preparação para Coleta de Dados

A preparação dos pacientes é realizada para que todos os dados sejam coletados da mesma maneira, sob as mesmas condições, com a finalidade de que esses sejam o mais fiéis possíveis entre si, para suas comparações futuras. Inicialmente, segundo a SENIAM (2020), a preparação da pele deve ser realizada com o fim de obter-se um contato adequado entre eletrodos e pele, importante para a coleta de sinais com maiores amplitudes, menor possibilidade de interferências elétricas e ruídos e menores distúrbios de modo comum. Recomenda-se depilar a área de contato, seguido de limpeza com álcool até deixá-lo evaporar, e por fim, a utilização de um gel condutor para melhor transferência de sinal.

A fim de limitar os graus de liberdade monitorados a apenas os 3 movimentos, são utilizados 4 sensores para as amplitudes, um para cada movimento e um para referência, cada um está situado na região média do movimento, para não impactar na limitação dos mesmos. A junção de todos os sensores é como uma espécie de luva, onde esses estão posicionados de acordo com o movimento a ser monitorado, conforme demonstra a Figura 20.

Figura 20 – Sensoriamento dos Movimentos



Fonte: Autor, A - Extensão do polegar, B - Flexão do 2º ao 5º dedo e C - Extensão do carpo

Após essa etapa, segue-se para a o posicionamento e fixação dos eletrodos, onde esses devem estar situados sobre os principais músculos de cada movimento, conforme abordado na subsecção 2.4.1, respeitando a orientação paralela as fibras musculares, não excedendo 1/4 do tamanho da fibra do músculo em questão. Salientando que o tendão e a região motora devem ser evitadas pois acarretam em estabilidade do sinal. O eletrodo de referência tipicamente é situado em áreas eletricamente não afetadas como juntas e ossos, podendo ser o punho ou cotovelo. A fixação ajudará a manter os eletrodos bem posicionados, evitando o movimento dos mesmos na pele ocasionando erros de medição.

Por fim, para realizar a correta coleta dos dados que condigam com a realidade do paciente, o posicionamento do mesmo deve ser confortável, sendo importante que esse se encontre sentado, com o braço apoiado sob uma mesa ou maca, isolando e concentrando o movimento e forças sob o desejado, para que não haja interferência de tensões externas. Ao iniciar o uso da plataforma é necessário o cadastro do paciente, nessa deve ser informado o nome, idade, sexo e causa da reabilitação para criação de um pequeno banco de dados, assim a cada início de coleta deve ser selecionado o paciente.

### **3.2.2 Coleta de Dados**

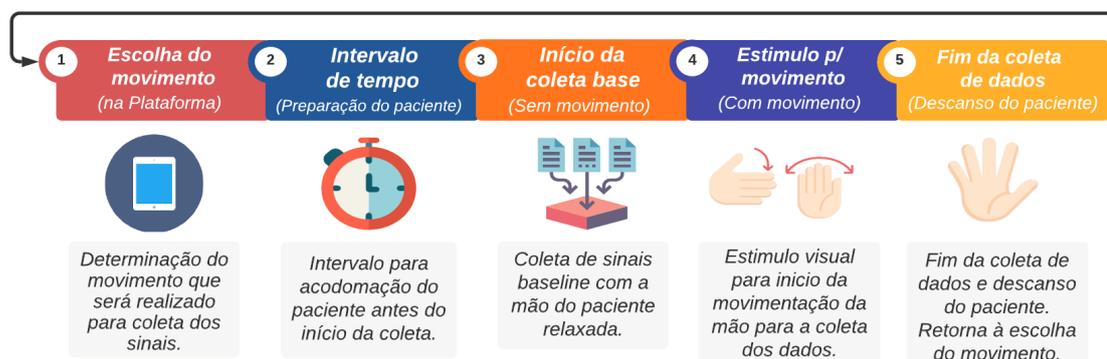
A coleta dos dados se dá em dois momentos distintos: sinais de base do paciente e processo de recuperação. Ambos possuem a mesma dinâmica para a realização de tal atividade, porém com fins diferentes. Antes de ser realizada, a mão deve passar por um aquecimento, com a intensão de uma pré-ativação muscular, visando assim a melhor preparação para realizar o movimento escolhido.

A coleta dos sinais de base inicial serve como referência para a avaliação da evolução do paciente, referente às amplitudes dos movimentos e intensidade da ativação muscular ao início do tratamento. Para esta etapa definiu-se empiricamente um período de tempo que o paciente repete um dos processos determinados ao movimento escolhido, evitando a fadiga do músculo, criando uma média da característica analisada. A coleta de dados durante o processo, é recomendada ser realizada ao fim de cada sessão de fisioterapia, aplicada sob as mesmas condições da coleta dos sinais de base, para as devidas comparações. A linha do tempo da coleta de dados é demonstrada na Figura 21.

A linha do tempo possui 5 passos ordenados para a realização de um ciclo completo de coleta de dados, onde cada um deles é responsável por uma etapa e são descritos como:

1. Escolha do movimento: a aplicação possui uma interface com o usuário, onde haverá a opção de escolha de apenas um dos três movimentos possíveis a serem monitorados, tal movimento deverá ser escolhido, assim como o paciente informado, para então ser direcionado ao processo de coleta dos dados;

Figura 21 – Linha do Tempo de um Ciclo de Coleta



Fonte: Autor

- Intervalo de tempo: após a confirmação de início do processo, será exibido uma mensagem visual ao paciente solicitando ao mesmo para permanecer relaxado. Ao mesmo tempo será enviado um comando de início de coleta ao sistema de coleta e processamento de dados. A duração desse intervalo será de 5 segundos;
- Início da coleta de sinal base: após o intervalo de tempo determinado, uma nova mensagem de início de coleta será exibida, esta etapa será responsável pela coleta de dados conhecida como *baseline*, onde parte será descartada a fim de utilizar somente dados úteis ao processamento, a duração desta etapa será de 10 segundos;
- Estímulo para movimento: a interface exibirá uma nova mensagem visual solicitando que o paciente inicie o movimento. Durante esta etapa os dados já estarão sendo coletados, processados e enviados à aplicação central, que estará exibindo tais informações diretamente na interface, a duração de tal intervalo será de 20 segundos;
- Fim da coleta de dados: após o término do tempo de coleta, será exibido uma última mensagem ao paciente, informando que o mesmo pode parar o movimento e seus resultados prévios, assim a plataforma retornará ao passo inicial, possuindo os dados de base ou a possibilidade de comparação do paciente.

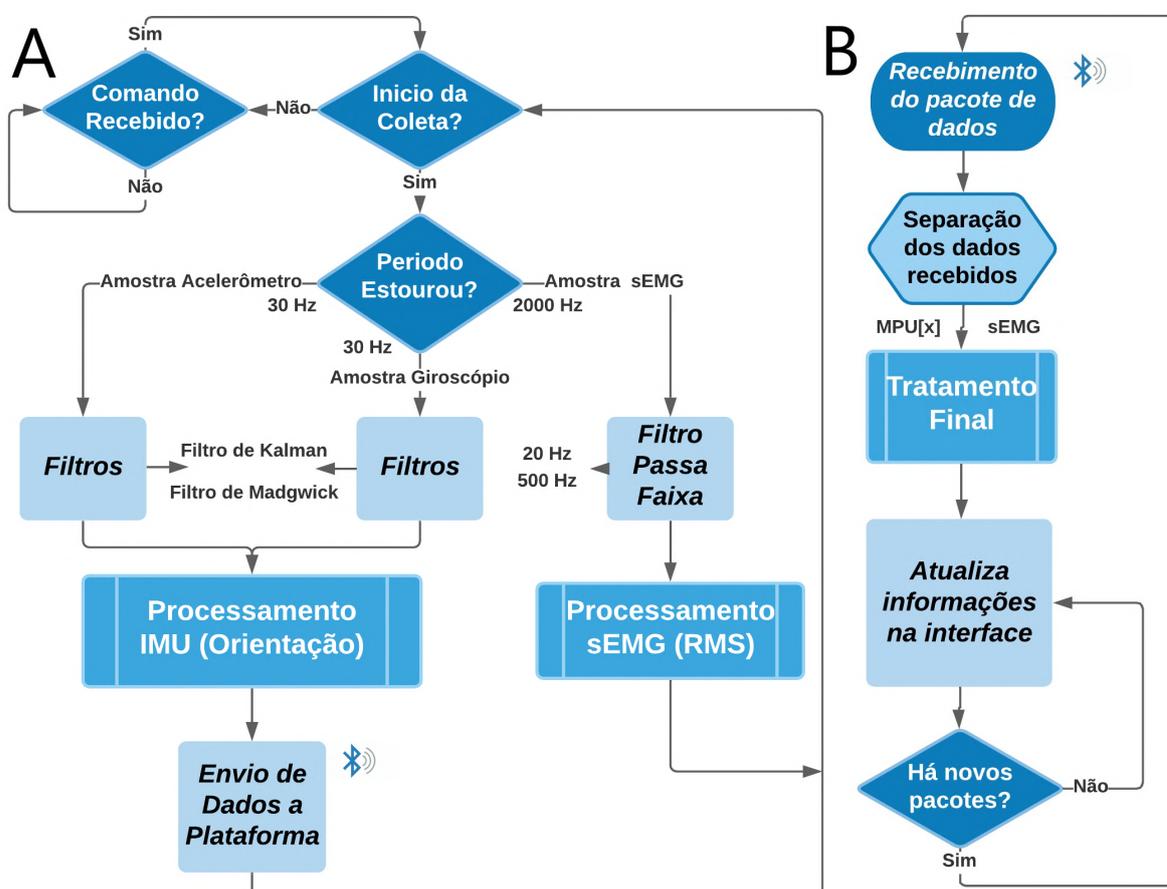
Os dados coletados foram filtrados, processados e enviados para a plataforma central via Bluetooth, assuntos abordados na secção seguinte. Os dados foram enviados de maneira semelhante a um arquivo CSV, ou seja, separados por vírgulas, seguindo uma ordem, por exemplo, %MPU[1], MPU[2], MPU[3], MPU[4], RMS\_EMG%<sup>6</sup>, assim o algoritmo saberá triar as informações recebidas. O pacote foi enviado na mesma frequência da coleta dos movimentos.

<sup>6</sup> Estrutura de dados que foram enviadas ao processamento principal, sendo em sequência: 4 sinais de movimentação [Roll,Pitch,Yaw] e 1 de eletromiografia.

### 3.2.3 Processamento de Dados

Ao iniciar a coleta descrita acima, periodicamente os dados foram amostrados, filtrados, processados e enviados via Bluetooth à plataforma central. Assim que recebidos pela aplicação, foram submetidos a mais processos, até serem disponibilizados ao usuário final. Os fluxogramas apresentados na Figura 22, demonstram como os sistemas de coleta, processamento e interface trabalharam juntos para o objetivo desse trabalho. Inicialmente, após o recebimento dos pacotes de dados, foi realizada uma separação dos mesmos, a fim de triá-los entre movimentação ou eletromiografia, pois cada um recebeu seu processamento, tratamento final e análise respectiva, e por fim as informações foram atualizadas na interface para o usuário.

Figura 22 – Fluxograma para o Processamento dos Dados



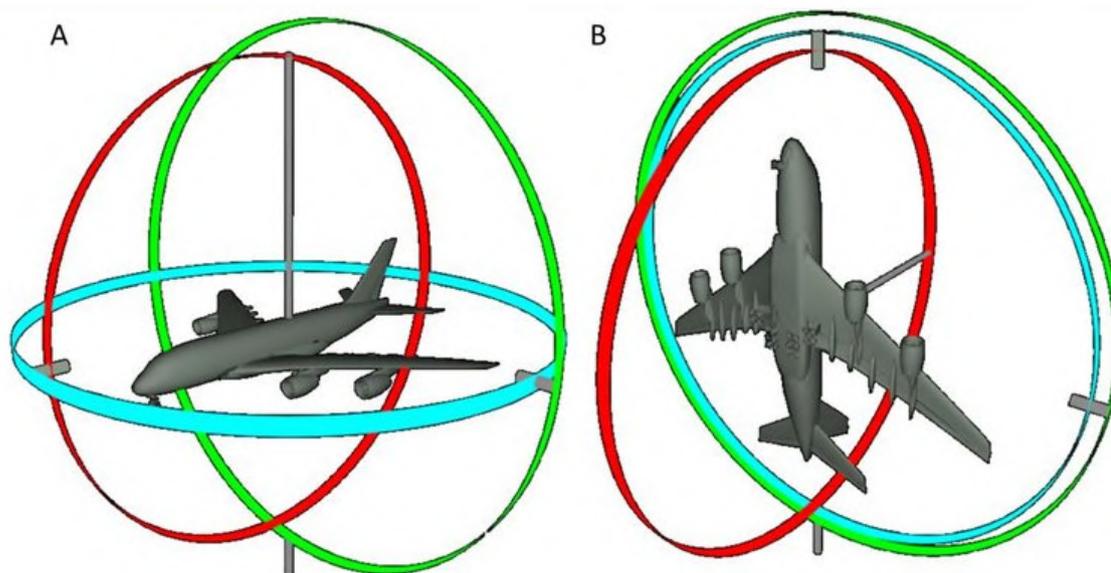
Fonte: Autor, A - Sistema de Coleta e Processamento no ESP32, B - Sistema de Processamento e Interface na Aplicação

Os dados de aceleração linear e angular provenientes dos movimentos, receberam inicialmente uma filtragem passa baixa, a fim de eliminar as altas frequências inexistentes dos movimentos humanos. Como visto na seção 2.11, esses ficam entre 10-12 Hz e foram amostrados a 30 Hz. Foi configurado um filtro DLPF próprio do MPU-6050 via I<sup>2</sup>C, com frequência de corte em 21 Hz, garantindo dessa forma que os dados amostrados não sofreram uma sobreposição espectral. Sem o filtro DLPF ativado, o desvio padrão médio de um total de 4000 amostras

do giroscópio ficou em torno de  $\sigma_{GIR}^2 = 10,84$ , enquanto após habilitá-lo o mesmo caiu para  $\sigma_{GIR}^2 = 4,53$ , calculado via Excel®.

O processamento desses dados foram semelhantes, uma vez que ambos mensuraram movimentos, cada um com suas particularidades e se fundiram via filtro de Madgwick. A fabricante de circuitos integrados FREESCALE (2020) dá uma visão geral sobre processamento e cuidados ao lidar com dados de aceleração linear, voltados para estimação de orientação. Um problema conhecido quando se trabalha com orientação via IMUs é o *Gimbal Lock*, perda de um dos graus de liberdade do sistema de rotação no plano tridimensional. Esse problema ocorre quando o ângulo Pitch é rotacionado  $90^\circ$ , assim as rotações em Yaw e Roll têm os mesmos resultados (TANNOUS, 2018), conforme demonstra a Figura 23. Isso é causado principalmente pela utilização da representação pelos ângulos de Euler, mencionado na secção 2.9, para evitar tal problema, esse trabalho representou as rotações por meio de quatérnios, vistos na secção 2.10.

Figura 23 – Representação do Gimbal Lock para Ângulos de Euler



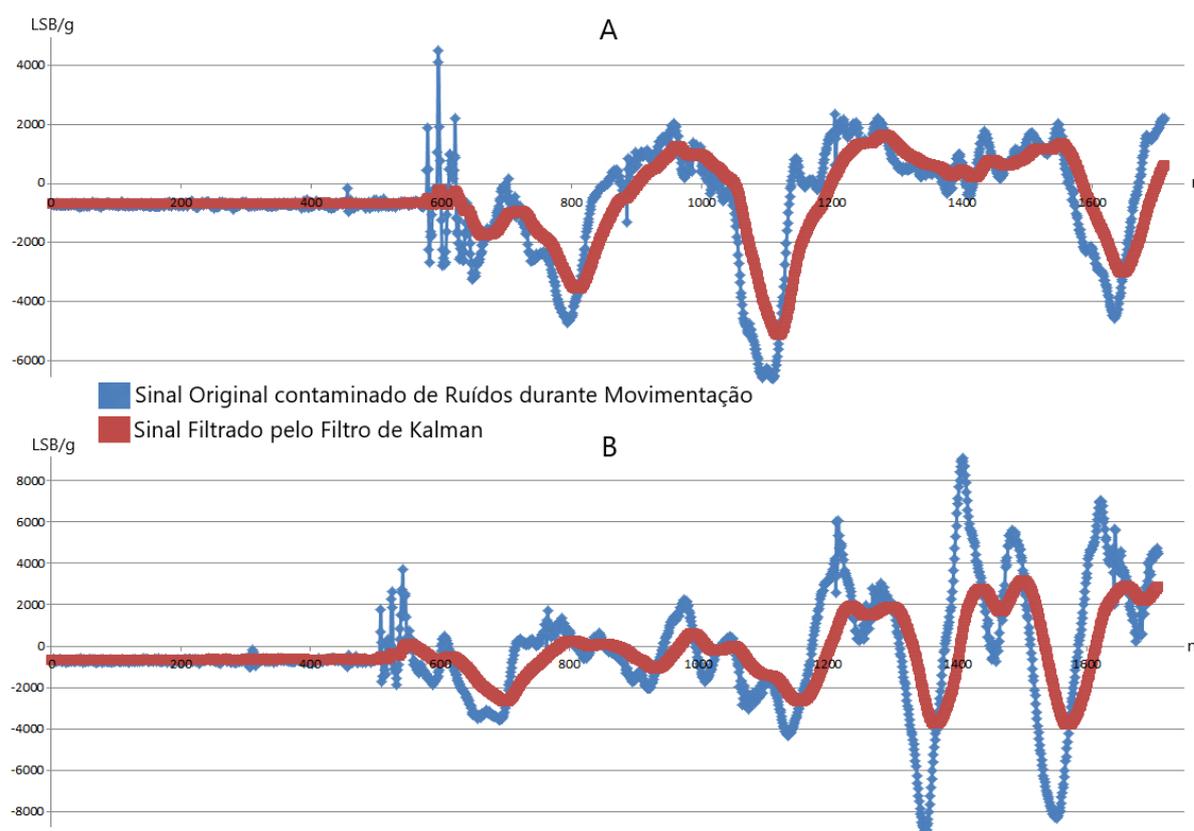
Fonte: TANNOUS (2018), A = Sem Gimbal Lock, B = Com Gimbal Lock nos ângulos Yaw e Roll

A estimação da orientação dos movimentos passou por filtros complementares, que são usualmente utilizados quando se trabalha com estimação de orientação. O primeiro filtro empregado foi o de Kalman descrito na secção 2.7, que foi responsável pela remoção de ruído, seguido do filtro de Madgwick, descrito na secção 2.8, que realizou a fusão dos sensores de aceleração linear e angular, com a utilização de quatérnios.

Os valores iniciais do filtro de Kalman foram escolhidos de maneira empírica para este trabalho. O que avaliou-se das equações descritas na secção 2.7, foi que não devia-se iniciar com um ganho  $K$  elevado, pois quanto maior fosse este ganho mais rápido o filtro respondia, porém removia menos ruído. Como tal ganho pode assumir valores entre 0 e 1, onde zero demonstrou que a estimativa se encontrava estável mas a leitura das amostras estava imprecisa, por outro

lado, se o mesmo se encontrava em 1, notou-se que as amostras estavam estáveis ao passo que as estimativas estavam instáveis. Outro ponto foi que quanto maior era R, menor deveria ser K, o que deixou o filtro mais lento e estável, e por fim H foi unitário pois as unidades eram compatíveis. A Figura 24, demonstra o filtro em ação, variando a covariância do ruído R em dois valores, com ganho inicial  $K = 0$  e a covariância inicial estimada  $Q = 0,1$ .

Figura 24 – Aplicação do Filtro de Kalman



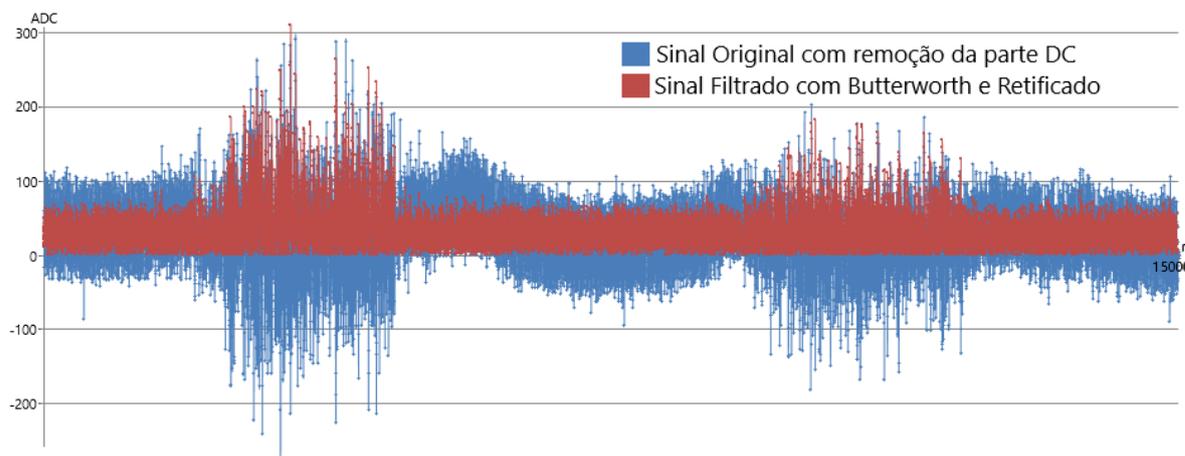
Fonte: Autor, A - R em 100, B - R em 200

Esse filtro foi aplicado diretamente às amostras dos 6 eixos de cada MPU-6050, com intenção de remover as variáveis espúrias e possuir valores mais estáveis para mensurar a orientação. Após a amostragem e a passagem pelo filtro de Kalman, processos que foram naturais para os dados de movimentação, esses também passaram por ajustes de *offsets* a fim de representarem fielmente a variação lida e conseqüentemente a orientação estimada, processo chamado de calibração. Já o filtro de Madgwick foi utilizado única e exclusivamente para a fusão de sensores, no foco desse trabalho, acelerômetro e giroscópio. O peso  $\gamma_t$  foi dado de maneira empírica. Por fim os resultados obtidos mediante o filtro de Madgwick, foram aplicados nas Equações 2.21, 2.22 e 2.23, transformando os quatérnios resultantes em ângulos de Euler.

O cálculo da intensidade muscular se deu em dois momentos, primeiramente os dados originais de sEMG receberam um filtro passa faixa IIR Butterworth de 4º ordem com frequência de corte de 20 Hz a 500 Hz, lembrando que a energia dominante do mesmo situa-se entre 50 Hz à

150 Hz e foram amostrados a 2 kHz. Na sequência, o sinal de sEMG já filtrado foi retificado, ou seja, foi refletida toda sua porção negativa acima do sinal de base, tornando-o positivo. Também foi realizada uma calibração de *offset* DC no mesmo, a fim de facilitar o seu processamento. A Figura 25 demonstra a aplicação da técnica de filtragem IIR e retificação do sinal eletromuscular.

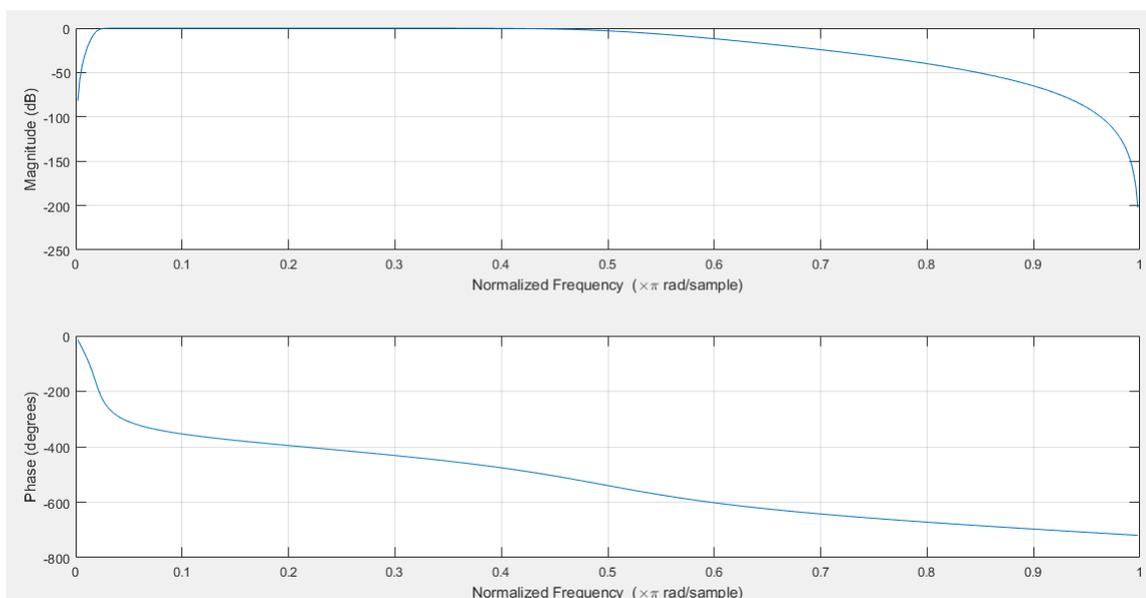
Figura 25 – Aplicação do Filtro Butterworth Passa-Faixa e Retificação do Sinal



Fonte: Autor

Os coeficientes do filtro IIR Butterworth foram gerados por meio da função `butter()` do Matlab®, com os parâmetros da ordem e tipo do filtro, além das frequências normalizadas, sendo essas: frequência baixa de 20 Hz, frequência alta de 500 Hz e frequência de amostragem de 2 kHz. A resposta em frequência do filtro gerado é apresentada na Figura 26. O filtro foi implementado de modo iterativo.

Figura 26 – Resposta em Frequência do Filtro Butterworth Passa Faixa de 4º Ordem



Fonte: Autor - Frequências Normalizadas

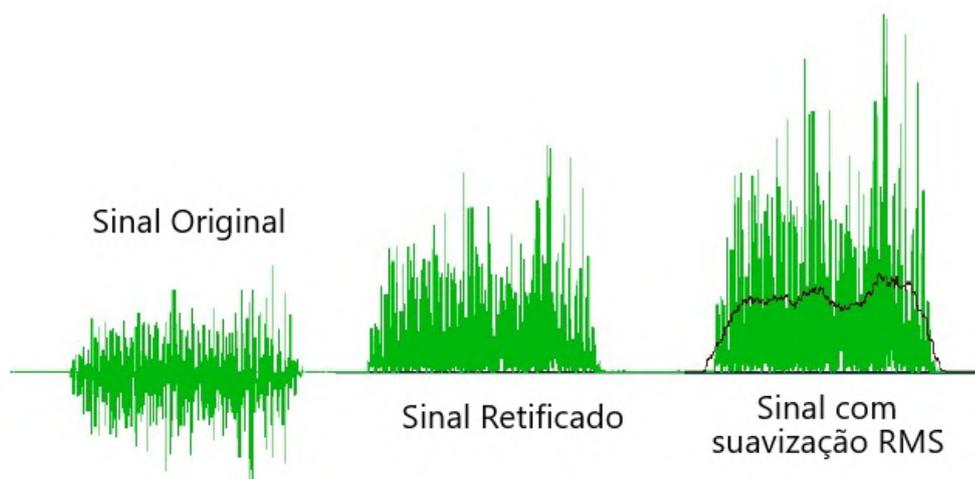
Os sinais de sEMG foram utilizados para verificar a fadiga do músculo em questão durante o processo de reabilitação, de modo a verificar se um determinado exercício ainda apresenta melhora ou somente desgaste e deverá vir a ser substituído. Para isso foi utilizado o valor RMS do sinal de sEMG, que é uma característica temporal que reflete o número de unidades motoras ativas, e depende da frequência de disparo e da forma dos potenciais de ação das unidades motoras, desse modo um sinal de fadiga é o aumento desse valor, devido o recrutamento de mais unidades para a realização do movimento.

O valor RMS foi calculado a partir de uma janela de tempo, definida de maneira empírica, a qual se correlaciona ao tempo de resposta muscular, segundo KONRAD (2005) sendo uma técnica recomendada para suavizar a análise, conforme a Figura 27 e descrita por:

$$X_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} * \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (3.1)$$

onde N é a quantidade de amostras e  $x_i$  as amostras.

Figura 27 – Processamento EMG no Domínio Discreto



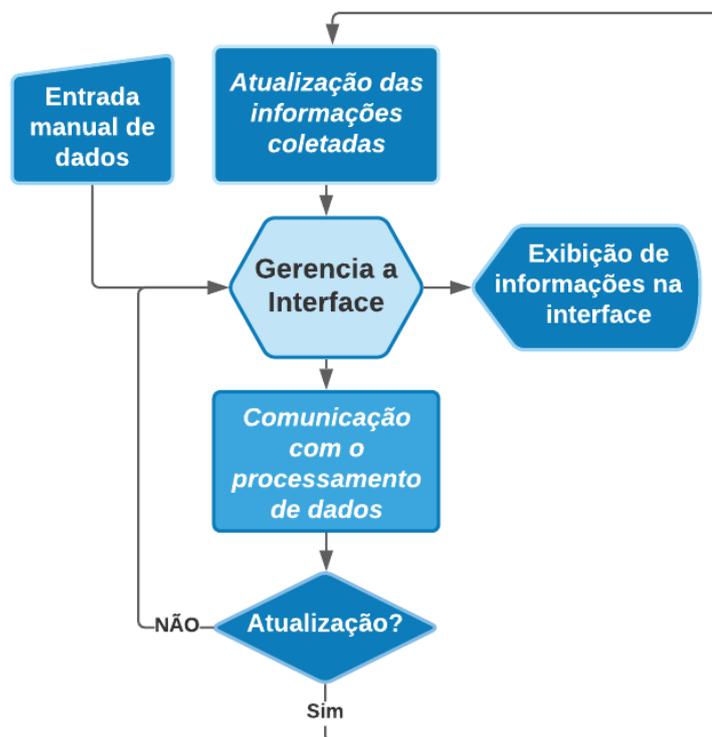
Fonte: KONRAD (2005), adaptado

### 3.2.4 Interface com o Usuário

A interface com o usuário teve duas funções principais: a entrada dos dados dos pacientes e a exibição das informações coletadas a respeito dos movimentos. A Figura 28 demonstra o fluxograma desta etapa. A aplicação também foi a responsável por toda a comunicação e troca de comandos com o sistema de coleta e processamento, além dos gerenciamentos já descritos, como: conexão, cadastro, calibração, avaliação, gerenciamento do banco de dados SQLite<sup>7</sup> e exibição das informações geradas.

<sup>7</sup> Biblioteca em linguagem C que implementa um mecanismo de banco de dados SQL pequeno, rápido, independente, de alta confiabilidade e recursos completos. Mecanismo de banco de dados mais usado no mundo.

Figura 28 – Fluxograma para a Interface com o Usuário



Fonte: Autor

A entrada manual dos dados se deu a respeito das informações cadastrais do paciente e do movimento a ser executado. Cada paciente ao iniciar o processo de reabilitação foi cadastrado na plataforma, inicialmente servindo para sua própria comparação futura e assim comprovar ou não uma melhora em seu estado. Os dados solicitados aos indivíduos mediante o cadastro foram: nome, idade, sexo e causa da reabilitação. Esse cadastro em conjunto das informações coletadas durante todas as sessões do processo de reabilitação, foram utilizadas para criação e alimentação de um pequeno banco de dados SQLite.

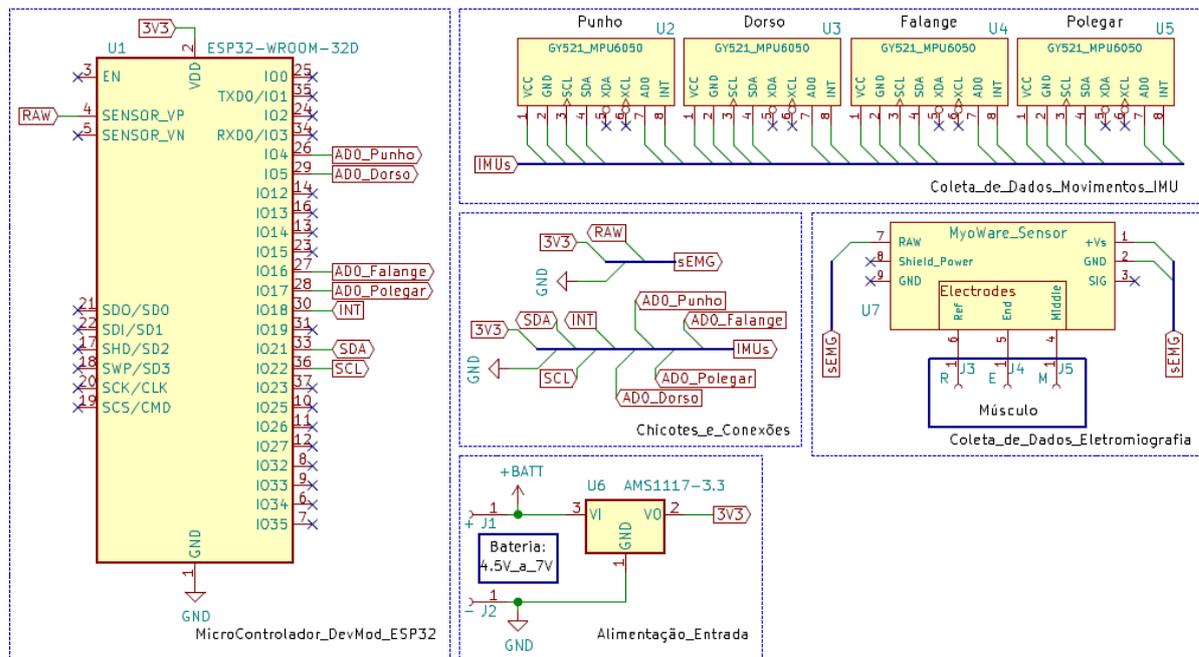
Já a escolha do movimento a ser executado, foi efetuado mediante um *combobox*<sup>8</sup> que possuía os três movimentos, sendo possível a seleção de apenas um, e após a escolha do mesmo, o usuário foi direcionado à avaliação, e ao confirmar tal operação dava início ao processo de coleta e processamento, conforme Figura 21 e Figura 22. Ao final da coleta sobre um determinado movimento, a plataforma foi capaz de disponibilizar gráficos de barras das informações coletadas durante as sessões com a referência inicial do paciente em questão, possibilitando um auxílio quantitativo sobre a amplitude de movimento e intensidade muscular, para uma avaliação da recuperação do paciente.

<sup>8</sup> ComboBox ou Caixa de combinação é um elemento de interface gráfica, que apresenta uma lista de opções, onde somente uma pode ser escolhida pelo usuário.

## 4 RESULTADOS

Neste capítulo apresentam-se e discutem-se os resultados obtidos através dos métodos e fundamentos descritos nos capítulos anteriores, com a finalidade de implementar um sistema de coleta de sinais gerados por movimentações e estímulos eletromusculares em conjunto com uma plataforma para monitorar atividades de reabilitação da mão, e para cada uma das premissas descritas na Secção 1.2 será apresentada sua solução e seus resultados. O *hardware* desenvolvido para realizar a coleta de dados necessários para o objetivo desse trabalho, conforme já descrito durante as secções passadas, contou com um ESP32, 4 MPU-6050™ e um MyoWare Muscle Sensor. O diagrama eletrônico segue conforme Figura 29.

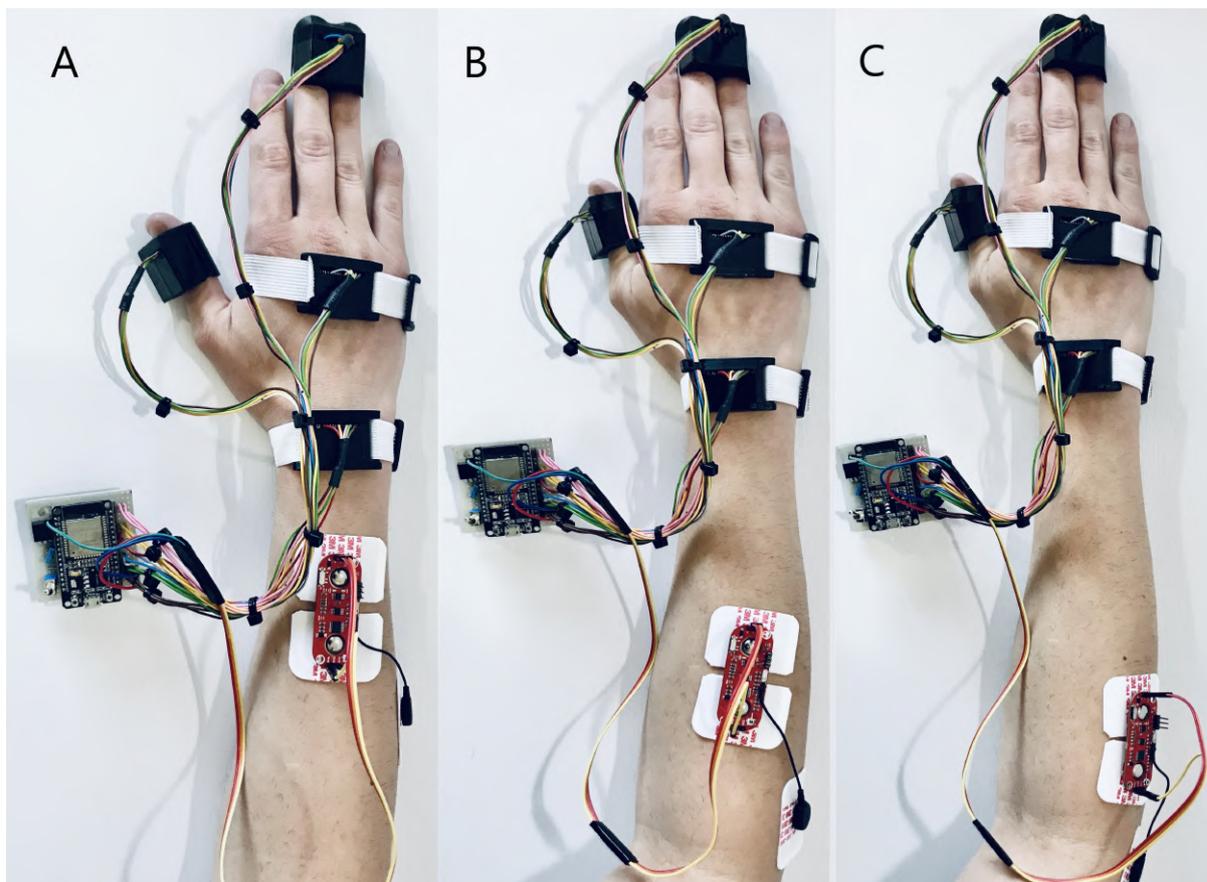
Figura 29 – Esquema Eletrônico do Projeto



Fonte: Autor

A amostragem dos sinais de movimentação, acelerômetros e giroscópios, foram obtidas via protocolo de comunicação I<sup>2</sup>C, onde foi necessário realizar uma operação de multiplexação via *firmware* desses sinais de comunicação, a fim de ser efetuada somente uma leitura por vez de cada um dos sensores envolvidos, ajustando os períodos de coleta com a intenção de manter a frequência de amostragem dos mesmos intacta. Já os sinais analógicos provenientes da eletromiografia, foram coletados por um canal do ADC1 do microcontrolador. Para esta etapa também foram desenvolvidos e impressos em 3D todos os suportes para os sensores fixos na mão, além do circuito físico completo de acordo com o diagrama acima. A Figura 30 traz o resultado final do sistema proposto para a aquisição dos sinais.

Figura 30 – Sistema de Coleta e Processamento de Dados



Fonte: Autor, A - Extensão do polegar, B - Flexão do 2° ao 5° dedo e C - Extensão do carpo

Para a digitalização, filtragem, processamento, gerenciamento e envio de todos esses sinais fez-se necessário um *firmware*, ou simplesmente algoritmo. Esse foi desenvolvido para o sistema de coleta e processamento, utilizando ferramentas OpenSource, programado na linguagem C/C++ através do editor de código fonte Visual Studio Code<sup>1</sup> da Microsoft, em conjunto da plataforma colaborativa para desenvolvimento de embarcados PlatformIO<sup>2</sup>.

Uma particularidade do microcontrolador utilizado é que esse possui dois núcleos, com a possibilidade de multiprocessamento embarcado, sendo essa característica utilizada no algoritmo desenvolvido via diretrizes de programação, com a intenção de reduzir a latência entre as amostragens dos sinais de movimentação e eletromiografia em conjunto com seus processamentos, junto de toda comunicação e gerenciamento Bluetooth. O núcleo 1 foi o responsável pelos filtros e processamento dos dados de movimentação, além de toda a gerência da comunicação Bluetooth e sequenciamento das ações por meio de uma máquina de estados. Enquanto o núcleo 2 foi somente responsável pelos filtros e processamento dos dados musculares, devido esses possuírem uma frequência de amostragem cerca de 66 vezes maior.

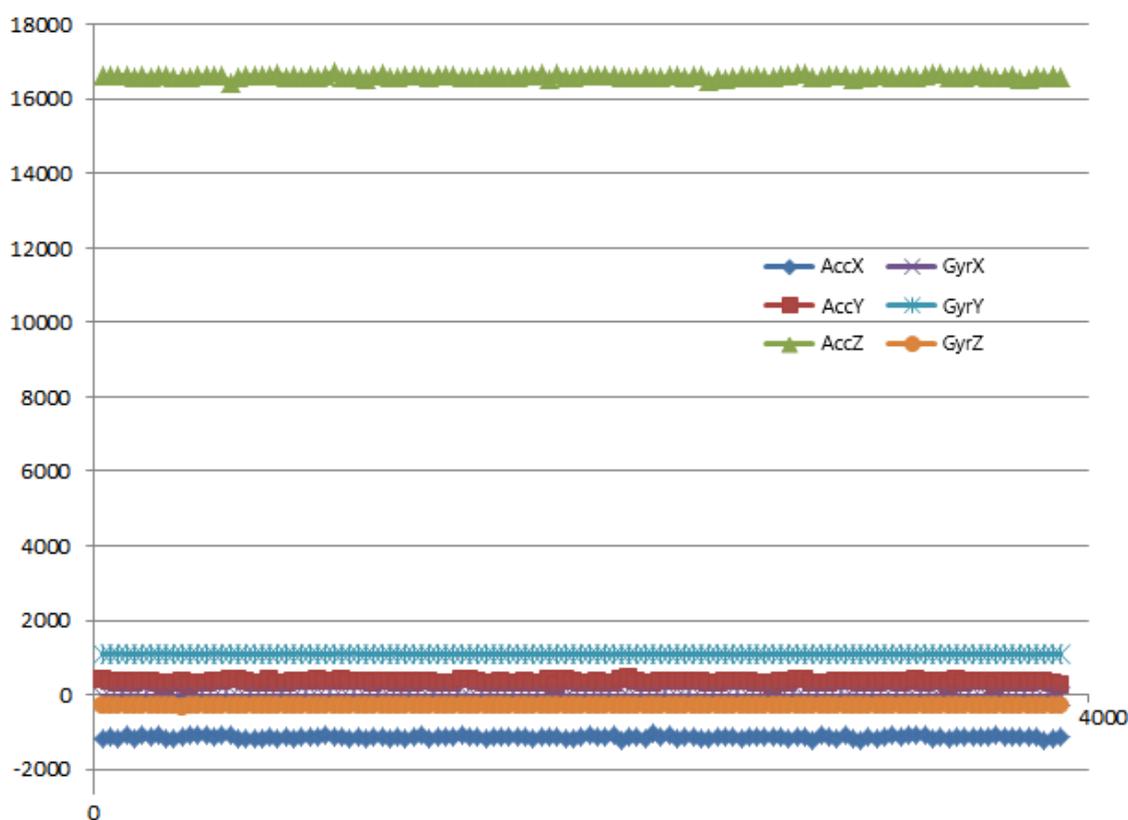
<sup>1</sup> Plataforma OpenSource disponibilizada pela Microsoft, disponível em: <https://code.visualstudio.com/>.

<sup>2</sup> Plataforma OpenSource disponibilizada pela PlatformIO Labs, disponível em: <https://platformio.org/>.

Esse algoritmo foi responsável pela digitalização dos sinais, aplicação de todos os filtros citados, Butterworth IIR Passa Faixa de 4º Ordem, Kalman e Madgwick, juntamente com seus processamentos e calibrações, criando assim um modelo matemático para tornar todos os dados obtidos em informações úteis e palpáveis ao usuário. Além disso, esse *firmware* torna o *hardware* escravo da aplicação central na plataforma, sendo reativo a mesma, recebendo comandos e respondendo-a de acordo com esses. A máquina de estados citada, possui 8 estados, variando de acordo com o comando recebido, sendo eles: Desligado, Calibrar Sistema, Calibrar Punho, Calibrar Dorso, Calibrar Dedos, Calibrar Polegar, Calibrar EMG e Coletar.

A calibração dos sensores de movimento foi realizada com a mão em repouso, com uma posição definida pelo usuário, como Figura 30, assim foram coletadas 4000 amostras de cada eixo de cada um dos sensores, conforme Figura 31, para ser realizado uma média dos valores estáticos, gerando assim uma referência de orientação zero do mesmo, com intenção de serem correspondentes a grandeza estabelecida para medição da amplitude de movimento em graus. O mesmo ocorreu com o sinal de sEMG, coletadas 6000 amostras do músculo em repouso, a fim de extrair a característica DC do mesmo e removê-la quando em movimento. É necessário a calibração de um único movimento, preferencialmente do movimento desejado, para o sistema iniciar as coletas, caso contrário o mesmo não coletará dado algum.

Figura 31 – Dados de Calibração de Um Sensor de Movimento



Fonte: Autor

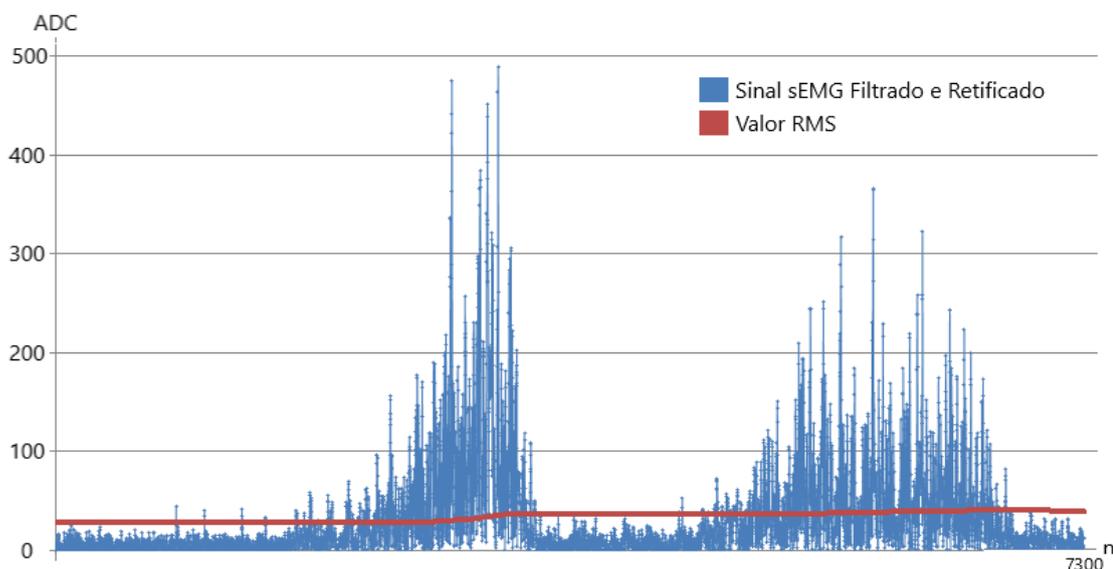
Os sinais amostrados oriundos dos acelerômetros, filtrados com o próprio DLPF dos sensores, configurados para uma faixa de  $\pm 2$  g, foram obtidos com uma precisão de  $1/16384$  g, ou seja, uma aceleração de  $0,00059855$  m/s<sup>2</sup> pôde ser captada e então mensurada, do mesmo modo que os giroscópios, configurados para uma faixa de  $\pm 250$  °/s, possuem uma sensibilidade de  $0,007629394$  °/s. Já o sinal vindo da eletromiografia, foi utilizada a saída original do MyoWare, com um ganho fixo amplificando o sinal em 205 vezes, com a mesma centrada sobre um *offset* de  $+V_s/2$ , ou seja, fluando sobre 1.65V, evitando assim a saturação do ADC do ESP32, sendo a precisão do ADC de 0,806 mV.

Os dados enviados à plataforma, são os resultados dos modelos matemáticos aplicados e processados pelo *firmware*, dessa forma esses passam a serem informações. Os resultados para a avaliação do modelo matemático para as amplitudes de movimentos são vistos no Anexo B. Inúmeros foram os problemas encontrados para uma estimativa adequada da orientação dos quatro sensores realizados pelo mesmo microcontrolador, sendo necessário dois filtros adaptativos, de Kalman para a remoção de ruídos dos sinais coletados, seguido de Madgwick para a fusão desses 6 eixos resultando em quatérnios, além de um algoritmo para detecção de ausência de movimento em qualquer um desses eixos, para minimizar erros de drift vindos do giroscópio, em partes causados pela falta de um magnetômetro. Para somente então se tornarem ângulos de Euler via equações 2.21, 2.22 e 2.23.

Para o processamento dos dados mioelétricos foi escolhido a característica temporal RMS, em virtude dessa refletir o número de unidades motoras ativas, conforme já abordado, a fadiga é o aumento desse valor, devido o recrutamento de mais unidades para a realização do mesmo movimento. Inicialmente foi removido a parte DC do sinal, para a aplicação do filtro Butterworth IIR passa faixa de 4° ordem de 20 à 500 Hz, a fim de analisar somente a faixa onde se concentra a maior parte da energia do sinal de 50 à 150 Hz. Após a passagem do sinal original pelo filtro, o sinal foi retificado para então ser analisada a característica desejada. Para a extração dessa característica foram testados dois métodos diferentes de análise para o movimento de extensão do carpo.

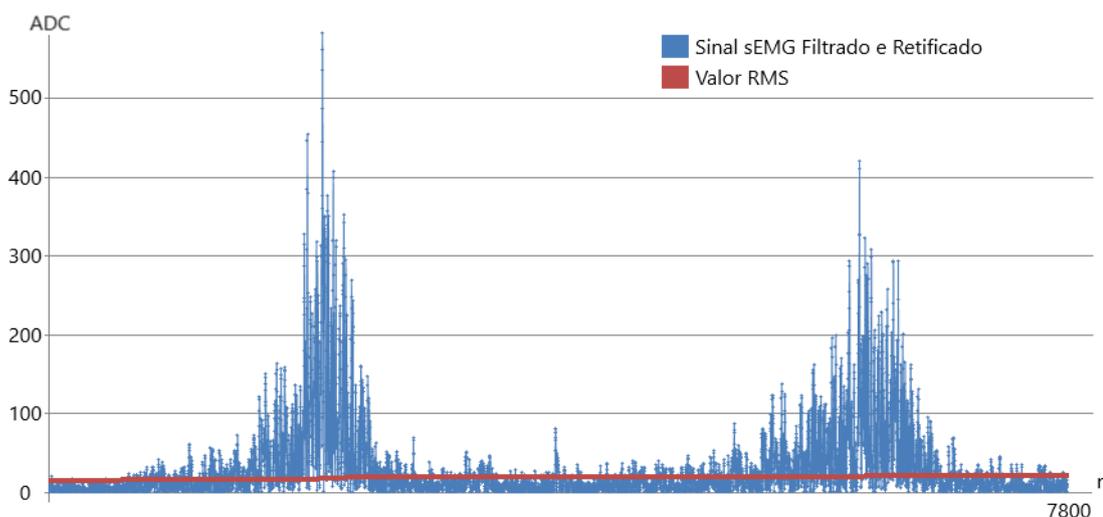
A primeira análise foi realizada tomando em conta todo o período de coleta para a extração do valor RMS, conforme mostra a Figura 32, enquanto a segunda foi realizada um janelamento de 10 ms no sinal amostrado para a extração do valor, ou seja, o cálculo do RMS era realizado com amostras dentro de um período de 10 ms, conforme mostra a Figura 33. Sob as mesmas condições de movimento e amplitude desse, cada um dos métodos apresentou, como esperado, diferentes valores, enquanto o primeiro método apresentou um valor de 25,96 mV, o segundo apresentou 16,89 mV, em torno de 35% abaixo do anterior. O método escolhido para ser utilizado na plataforma como avaliação e comparação da análise de intensidade muscular foi o primeiro, que analisa todo o período de coleta, fornecendo assim um maior range para as comparações, porém o posicionamento do eletrodo de referência se mostrou fundamental para a aquisição de um bom sinal, assim como a qualidade do mesmo.

Figura 32 – Intensidade Muscular RMS - Sem Janelamento



Fonte: Autor

Figura 33 – Intensidade Muscular RMS - Janelamento 10 ms



Fonte: Autor

Sendo esses modelos descritos, os responsáveis pela transformação dos sinais em informações úteis e palpáveis, que são enviados a plataforma, para a análise e exibição ao usuário final. Para o desenvolvimento da plataforma optou-se por embarca-lá em Android, pelo fato dessa utilizar o Java, umas das linguagens mais usadas no mundo, orientada à objetos, com portabilidade, independente de plataforma, além de ser considerada como a linguagem oficial para o desenvolvimento do Android, sendo suportada pelo Android Studio<sup>3</sup>, baseado na IDE IntelliJ IDEA uma das principais ferramentas para desenvolvimento de aplicativos Android.

<sup>3</sup> Plataforma OpenSource disponibilizada gratuitamente sob a Licença Apache 2.0, disponível em: <https://developer.android.com/studio>.

A plataforma desenvolvida conta com 7 telas, sendo elas: Inicial, Avaliar, Calibrar, Cadastrar, Pacientes, Paciente e Bluetooth. Cada uma conta com sua funcionalidade particular a fim de proporcionar ao usuário, a interação e comunicação com todos os objetivos mencionados até então, para a integração completa do sistema. O Anexo C traz as principais telas e funcionalidades da plataforma desenvolvida. A tela Inicial contém as informações das amplitudes dos movimentos dos sensores calibrados, onde apresenta as informações da orientação em graus de cada um dos eixos do sensor em questão. A mesma também comporta o menu da aplicação, sendo o meio de acesso para todas as telas citadas, além da opção do movimento a ser monitorado. Para o usuário ser direcionado à tela Avaliar, é obrigatório estar conectado ao *hardware* e ter sido selecionado um paciente assim como um movimento, caso contrário uma mensagem de erro, alertará sobre o ocorrido. O mesmo ocorre com a tela de Calibração onde se faz obrigatório estar conectado ao *hardware*, o restante das telas são abertas sem requisitos prévios.

A tela Bluetooth tem duas funções principais, listar todos os dispositivos pareados e realizar a conexão com o sistema de coleta e processamento de dados, simplesmente tocando no nome do dispositivo que deseja-se conectar. Essa também conta com dois botões, um para retornar à tela Inicial e outra para desconectar do dispositivo. Caso ocorra a conexão com o *hardware*, ao retornar à tela Inicial, será exibido uma mensagem de dispositivo conectado. A tela Cadastrar tem a função como o próprio nome denota, realizar o cadastro do paciente na plataforma, sendo obrigatório o preenchimento de todos os campos: nome, idade, sexo e trauma/doença. Essa tela conta com dois botões, um para retornar à tela Inicial e outro para adicionar um novo paciente, após todos os campos preenchidos. É necessário o cadastro do paciente na plataforma para a mesma criar uma base de dados para esse, somente desse modo e de acordo com o uso do sistema proposto será possível a avaliação e comparação das informações, e então auxiliar o profissional da área na tomada de decisões.

A tela Calibrar é a responsável pela calibração dos sensores de movimento e de eletromiografia do sistema de coleta e processamento dos sinais, método já explicado, com a possibilidade de calibrar um único sensor ou o conjunto completo. Para iniciar a calibração, basta clicar no ícone localizado sobre o segmento que deseja-se calibrar, então uma mensagem alertará sobre o início e fim da realização da mesma. Qualquer calibração de um ou mais sensores de movimento gera automaticamente a calibração do sensor de eletromiografia devido esses trabalharem juntos. Após essa etapa, a tela Inicial passa a exibir informações reais e coerentes sobre as amplitudes de movimento dos sensores calibrados, caso contrário as informações contidas nesta tela não têm validade alguma.

A tela Avaliar tem o objetivo essencial de processar e analisar as informações recebidas do *hardware*, para avaliar o paciente escolhido de acordo com o movimento selecionado. Essa tela se molda de acordo com o paciente e movimento previamente selecionados, exibindo somente a informação da amplitude de movimento escolhida, já que a análise muscular roda em segundo plano na plataforma, e possui somente dois botões, o de retorno à tela Inicial e

outro que inicia o processo para gerar uma nova avaliação. Ao clicar no botão para iniciar uma avaliação, mensagens visuais são exibidas ao usuário, a fim de explicar o que está acontecendo e como esse deve proceder durante o período de coletas das informações. O aviso inicial solicita que o paciente permaneça relaxado para o início do processo, logo após alerta-se sobre o início da coleta dos dados base e que o mesmo permaneça com o membro imóvel por um período de tempo, seguido então de um estímulo visual para iniciar o movimento a ser avaliado. Por fim, mensagens de fim da coleta e os resultados prévios da avaliação são exibidas e inseridas ao banco de dados do paciente em questão, que estará disponível para o profissional consultar e assim poder auxiliar em suas decisões sobre a evolução do paciente. Tais procedimentos já foram explicados.

A tela Pacientes lista todos os pacientes cadastrados na plataforma, exibindo os dados cadastrais e um status sobre a avaliação dos mesmos. Há também um botão com a funcionalidade de procura de um paciente específico, filtrado através do nome desse, onde essas telas dão acesso à tela Paciente, somente clicando sobre o paciente desejado. Já a tela Paciente é a principal para o profissional da saúde que irá utilizá-la. Essa tela além de apresentar as informações cadastrais do paciente, possui um *combox* para selecionar o movimento que deseja-se visualizar as avaliações que o paciente em questão possua, e três botões, o de retorno à tela Pacientes, outro para a seleção do paciente para realização da avaliação e um para a exclusão do paciente da plataforma, inclusive do banco de dados. Caso seja selecionado um movimento que o paciente não possua avaliação, a plataforma exibe mensagens visuais alertando o usuário sobre.

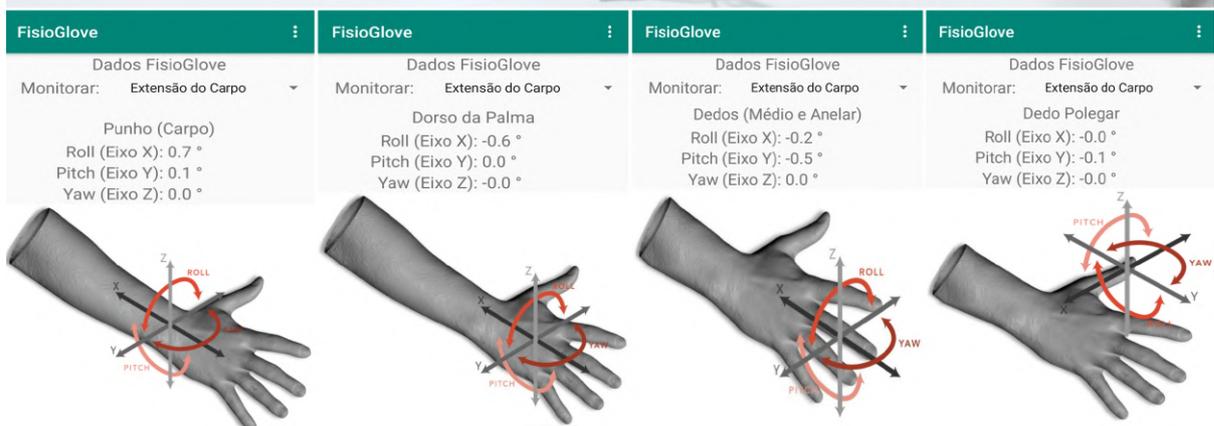
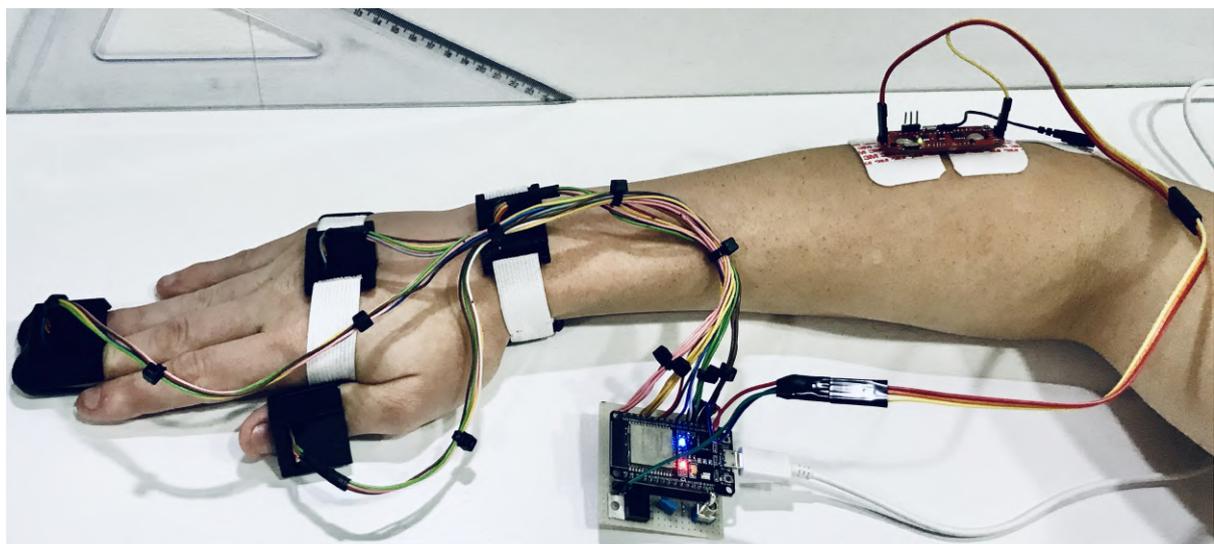
Quando selecionado um movimento que o paciente já tenha realizado alguma avaliação, a plataforma exibe dois gráficos de barras, para auxiliar na comparação entre as avaliações das sessões em que se utilizou o sistema, um gráfico é sobre a amplitude de movimento em graus pelas sessões já realizadas, e outro sobre a intensidade muscular RMS em mV pelas mesmas sessões, sendo que o número da sessão em ambos os gráficos representam a mesma sessão do tratamento em questão. Iniciando da sessão zero, que possui as informações do paciente ao início do processo de reabilitação, até quantas sessões sejam necessárias ao mesmo para a completa recuperação de seus movimentos. Esses gráficos entregam informações palpáveis e úteis aos usuários, pois mediante desses é possível, por exemplo, verificar que a amplitude do movimento está aumentando ou limitada, em conjunto de vincular se o músculo está fadigando ou não com o passar das sessões, entre outras informações que podem ser extraídas dos mesmos. Como já mencionado previamente, todas as telas são demonstradas no Anexo C.

Por fim para comparar e analisar os dados obtidos com a intenção de validar o uso da plataforma para os usuários chaves, foram realizados dois tipos experimentos para se testar o sistema completo. Foram dirigidas inúmeras avaliações básicas para todos os movimentos monitorados, sob as mesmas condições de preparação para coleta dos dados, citadas na metodologia desse trabalho. Em um deles se simulou um paciente saudável, a fim de analisar a máxima elasticidade e amplitude de movimento para comparação com a literatura e uma análise muscular

durante a execução desses movimentos, e no outro foi simulado um paciente com limitações e movimentos truncados, caracterizando fadigas musculares através de um músculo levado ao limite por meio de exercícios físicos prévios aos testes. Cabe ressaltar que a plataforma não fornece um diagnóstico médico ou clínico, somente informações úteis aos profissionais para auxiliá-los nas tomadas decisões.

A realização de ambos os experimentos contou com o cadastro de dois pacientes diferentes para armazenarem os dados no banco e posteriormente a visualização dos resultados obtidos nas sessões. Além disso o sistema sofreu uma calibração inicial completa de todos os sensores, com a mão em repouso e em uma posição confortável sobre uma mesa, e após cada avaliação de um movimento foi realizado uma nova calibração local, a fim de calibrar o sensor de eletromiografia com o novo músculo em questão. Esses procedimentos devem ser realizados todas as vezes que se for utilizada a plataforma, com a intenção de maior acurácia das informações obtidas pela mesma. A Figura 34 mostra o sistema calibrado, na posição escolhida pelo usuário, com os ângulos estimados zerados e a extração da característica DC do sEMG, após a realização completa da calibração.

Figura 34 – Calibração Sistema Completo



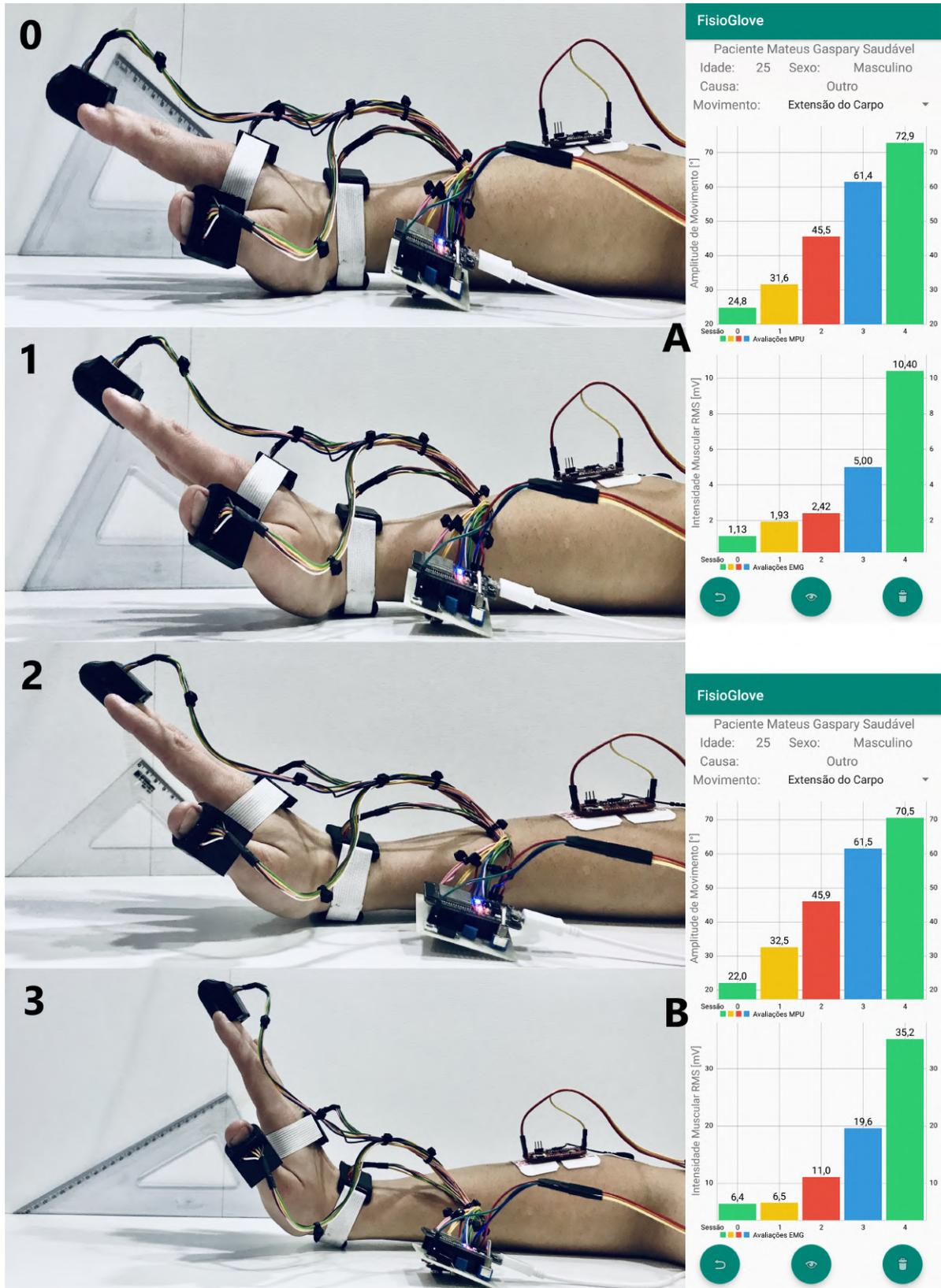
Fonte: Autor

A avaliação inicial do primeiro experimento foi a extensão do carpo, realizada em cinco sessões, com a intenção de atingir o valor máximo da articulação conforme Tabela 5 de maneira crescente ao decorrer das simulações. Com o propósito de possuir uma base de referência da amplitude de movimento a ser realizada, foram utilizados esquadros de 30°, 45° e 60°, para auxiliarem nas simulações das melhoras da amplitude de acordo com o avanço das sessões. A Figura 35 mostra as amplitudes de movimento máximas atingidas durante a execução dos exercícios realizados no decorrer de duas simulações completas, onde ocorreu uma mudança de posição do sensor de sEMG entre as simulações, além dos resultados obtidos no avanço das mesmas sessões, exibidos na plataforma desenvolvida. Para todas as simulações de sessões realizadas nos experimentos, foram 35 segundos de duração para cada avaliação, desse período foram 10 segundos de coleta de sinais base, com o membro imóvel, e 20 segundos de coleta de dados durante o movimento, onde se executou de dois a três movimentos completos, e entre cada avaliação, foram realizados períodos mínimos de um minuto de descanso, para evitar a fadiga do músculo com o andamento das repetições.

Os resultados exibidos na Figura 35 foram os esperados de acordo com a literatura estudada nesse trabalho, onde se comprovou que para realizar um determinado movimento com maior intensidade, nesse caso para ganhar amplitude de movimento, foi necessário uma maior quantidade de unidades motoras ativas, aumentando o valor RMS vindo da análise muscular do sEMG, independente da posição do sensor. Constatou-se que os valores registrados das variáveis em questão entre sessões seguiram um crescimento proporcional, com uma correlação linear de 0,9188 na primeira e 0,9136 na segunda, representando uma alta relação entre as mesmas. Em ambas as simulações se superou o valor máximo da articulação de 70°, em 2,9° em A e 0,5° em B, com apenas um leve incomodo muscular para manter a posição máxima, sendo notado pelo aumento do valor RMS muscular em 108% e 79,59%, respectivamente. Entretanto na primeira simulação, a intensidade muscular média de todas as sessões apresentou um valor 276,92% abaixo da segunda simulação, devido a posição inadequada do sensor de eletromiografia, situado fora do ventre muscular, assim comprovou-se a importância do posicionamento do mesmo.

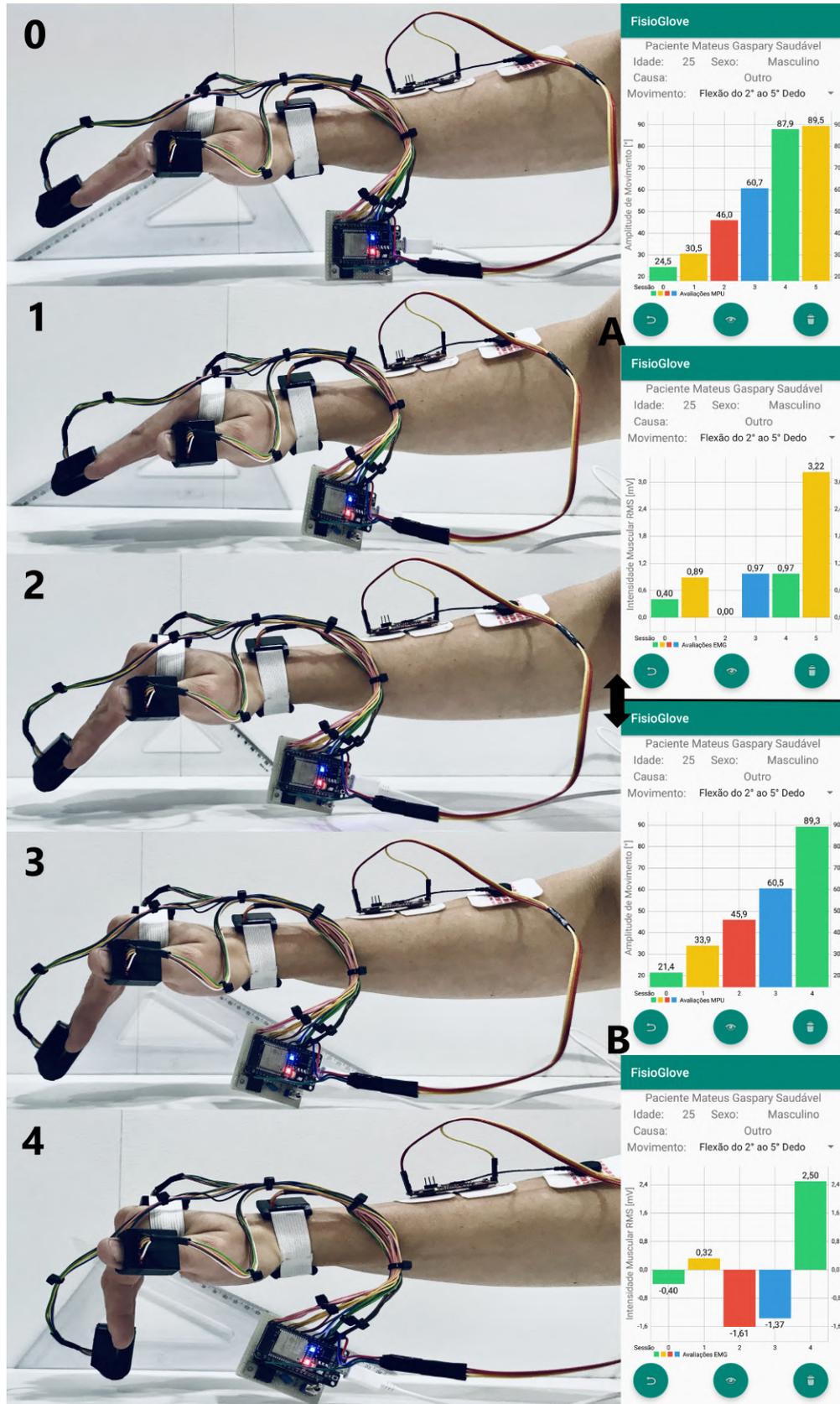
A segunda avaliação realizada no experimento foi a flexão do 2° ao 5° dedo, no qual foi efetuada uma nova calibração do sensor de movimento dos dedos e do sensor de eletromiografia, pois ocorreu a troca de posição do sensor de sEMG devido ao músculo a ser monitorado, onde dessa vez o membro permaneceu suspenso sobre a mesa e não em repouso sobre essa, o que maximizou o problema de *Cross Talk*, onde os músculos vizinhos produziram sinais intensos que foram captados pelo eletrodo, isso devido aos músculos da região estarem contraídos para manter a posição suspensa da mão. Da mesma maneira se seguiu a Tabela 5 para análise do movimento com o auxílio de esquadros, até se alcançar a amplitude desejada. A Figura 36 mostra as amplitudes máximas atingidas durante a execução do movimento realizado no decorrer das simulações, sob os mesmos procedimentos da avaliação anterior, assim como os resultados obtidos no decorrer das mesmas sessões.

Figura 35 – Avaliação dos Movimentos de Extensão do Carpo



Fonte: Autor, A - posição inadequada e B - posição correta

Figura 36 – Avaliação dos Movimentos de Flexão do 2º a 5º Dedo



Fonte: Autor, A - avaliação inicial e B - avaliação após simulações

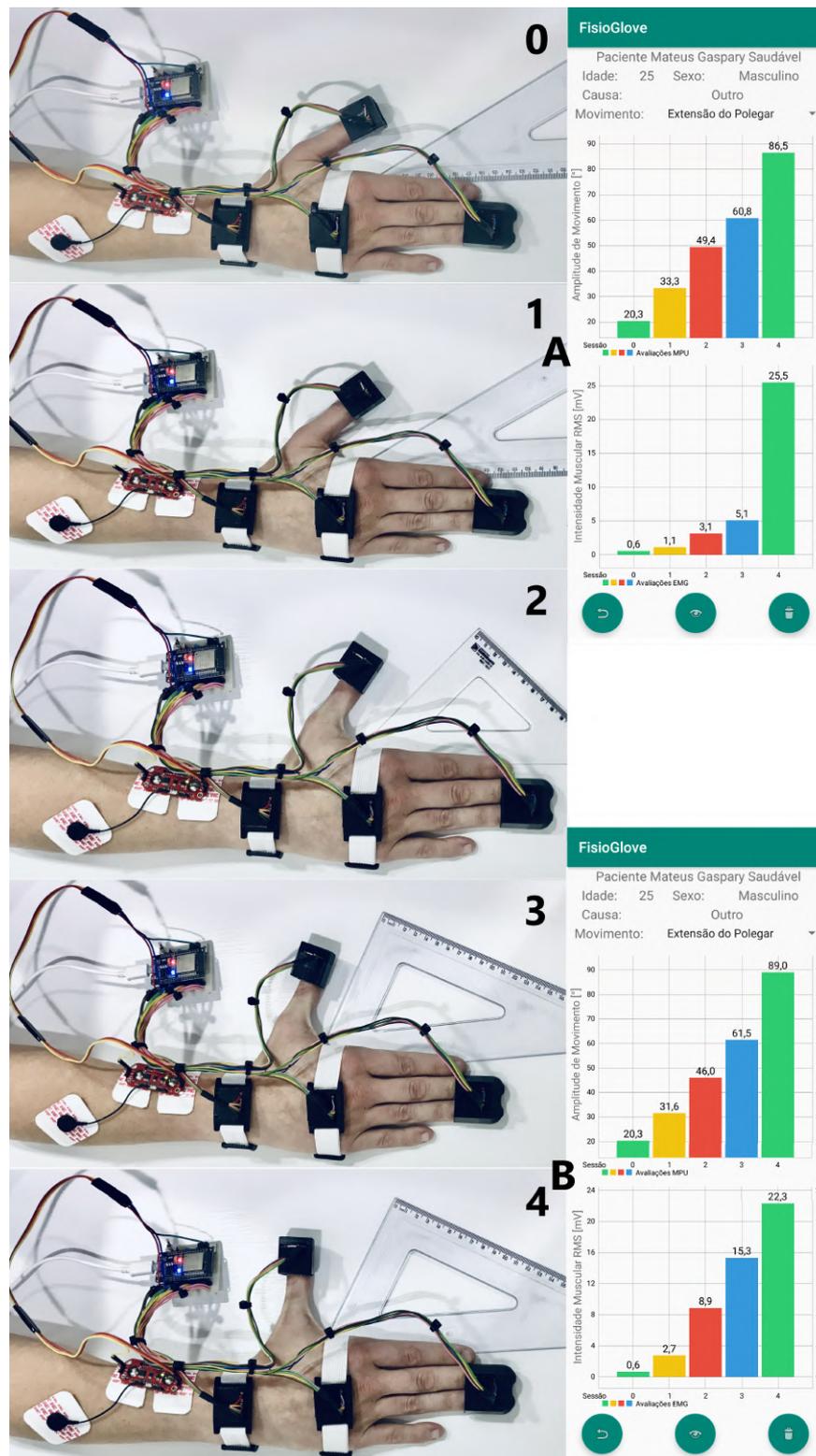
Os resultados exibidos na Figura 36 também foram de acordo com o esperado. A intensidade muscular apresentou valores reduzidos por dois motivos principais, o primeiro é o fato do músculo ser menor, conseqüentemente possui uma quantidade de unidades motoras inferior. O segundo ponto foi que a mão e os dedos permaneceram suspensos durante as simulações, por esse motivo o sinal de base em repouso da avaliação, coletado previamente ao movimento, se tornou maior do que quando foi realizado o exercício em questão, conseqüência também desse músculo ter sido relaxado e obtido a ajuda da gravidade para realizar o movimento, porém para manter os dedos imóveis na posição desejada foi necessária a ativação muscular do mesmo, logo as intensidades resultantes foram negativas, baixas ou nulas, apresentando uma correlação linear de 0,6697 em A e 0,5592 em B, simbolizando uma média relação entre as mesmas. Em ambas simulações, na última sessão de cada quando tentou-se alcançar o objetivo de 90° para a articulação, foi observado um aumento no valor muscular RMS de 231,96% e 282,48%, respectivamente. Tal crescimento do valor RMS foi resultado da ativação do músculo responsável pela flexão dos dedos, antes ativo somente para manter os dedos estáticos, levando a um breve e leve sentimento incômodo pelo usuário para atingir e manter tal medida por um período, porém não sendo uma fadiga.

O último exercício do experimento foi a extensão do polegar, onde novamente foi efetuada a calibração do sistema, nessa oportunidade do sensor de movimento do polegar e do sensor de eletromiografia, pois mais uma vez houve a troca de posição desse devido ao músculo monitorado, onde novamente o membro voltou a permanecer em repouso sobre uma mesa. A avaliação foi realizada aos mesmos moldes das outras, seguindo a Tabela 5 para a análise do movimento com o auxílio de esquadros, divididas em cinco sessões até se alcançar a amplitude desejada. A Figura 37 mostra as amplitudes máximas atingidas durante a execução do movimento realizado no decorrer das simulações, sob os mesmos procedimentos das avaliações anteriores, mostrando também os resultados obtidos e exibidos pela plataforma.

De maneira semelhante as avaliações já realizadas, se comprovou o aumento do valor RMS muscular para realizar determinado exercício com uma maior amplitude de movimento, e a redução da intensidade muscular, pelo mesmo motivo que na segunda avaliação, o tamanho do músculo monitorado, onde que para uma média de amplitude de 32,5° se constatou uma queda de 242,1% no valor médio da intensidade RMS das sessões, comparado com a primeira avaliação adequada do experimento. Os valores das variáveis entre sessões seguiram o mesmo padrão de crescimento, com uma correlação linear de 0,887 em A e 0,993 em B. Outra característica comprovada por meio dos resultados foi a hiperextensão, quando o movimento de extensão foi além da posição anatômica natural conforme a Tabela 5, assim na oportunidade em que os movimentos ultrapassaram a amplitude alvo de 30°, em 3,3° em A e 1,6° em B, as intensidades musculares cresceram 83,33% em A e 350% em B, em relação as sessões antecedentes, e dada seqüência às mesmas essas passaram a ser 49,4° e 46°, assim os valores RMS se tornaram 416,67% e 1383,33% maiores que os iniciais, respectivamente, também notou-se que B possuiu valores RMS maiores, devido as repetições das sessões realizadas. Ao final para atingir e manter

os valores de  $86,5^\circ$  e  $89^\circ$ , as intensidades musculares foram as maiores em crescimento percentual, atingindo 4100% em A e 3616,67% em B, sentido pelo usuário um enorme desconforto em virtude da hiperextensão do movimento, levando a fadiga muscular.

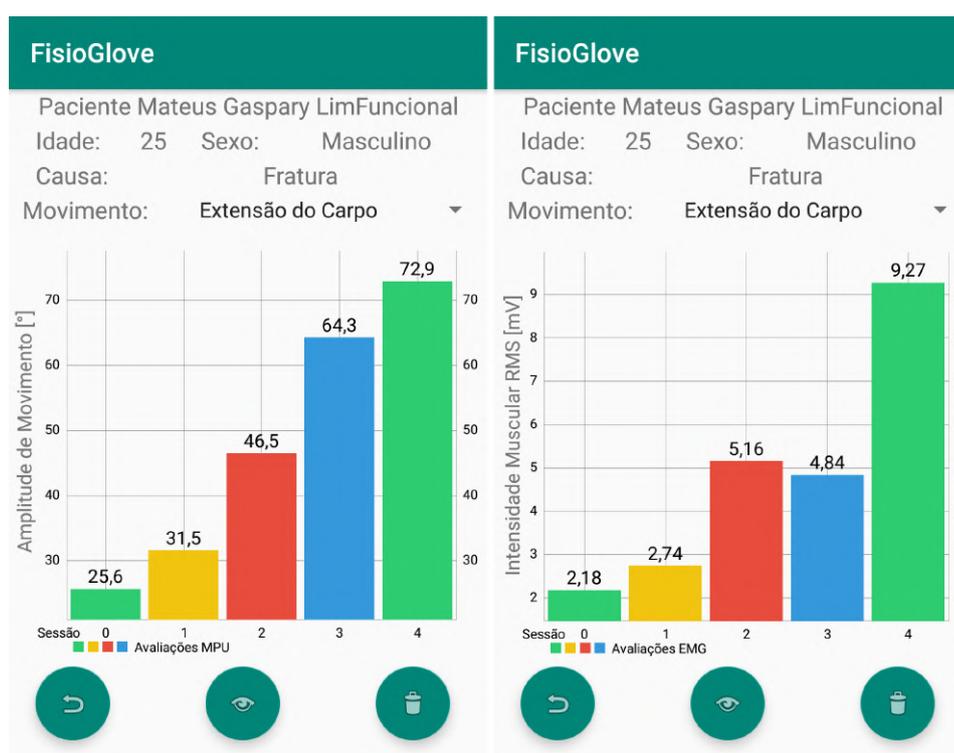
Figura 37 – Avaliação dos Movimentos de Extensão do Polegar



No segundo experimento se tentou simular um paciente com limitações físicas e movimentos truncados, caracterizando fadigas musculares através de exercícios físicos realizados previamente aos testes. Para esse se simulou apenas o movimento de extensão do carpo, seguindo as mesmas metodologias e procedimentos do primeiro experimento, e os resultados obtidos foram de acordo com o esperado em comparação a avaliação inicial do primeiro experimento.

A Figura 38 apresenta os resultados da simulação com o sensor de sEMG posicionado de maneira inadequada, para comparar com a simulação A da Figura 35, onde mesmo com o posicionamento incorreto apresentou para um crescimento médio de 31% nas amplitudes de movimento em ambas avaliações, uma intensidade muscular média 15,85% maior, por mais que o crescimento médio da atividade muscular tenha se mostrado inferior. Já a Figura 39 apresenta os resultados da simulação com o sensor de sEMG posicionado corretamente, e na oportunidade se mostrou maior em todos os pontos analisados, 6,48% na intensidade muscular média e 58,06% no crescimento da atividade muscular média. Ambas simulações possuem uma correlação linear menor que a do primeiro experimento, ficando com 0,896 e 0,85, respectivamente.

Figura 38 – Avaliação dos Movimentos de Extensão do Carpo - Posição Inadequada

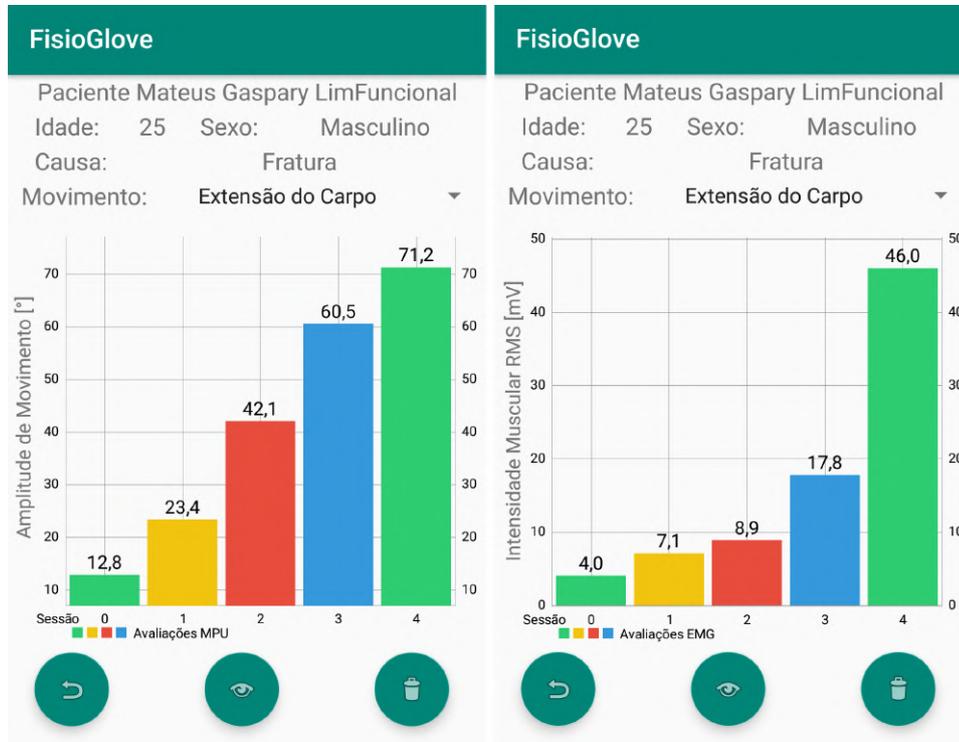


Fonte: Autor

Assim constatou-se que a fadiga muscular leva ao aumento do valor RMS. Porém cabe ressaltar que todos os resultados oriundos das análises musculares devem ser reavaliados, pois o sensor MyoWare é utilizado apenas para fins didáticos, não possuindo a instrumentação adequada para fins clínicos. Para os demais movimentos testados, notou-se apenas o aumento do sinal de base RMS muscular, com um crescimento cerca de 50%, porém esse aumento não se refletiu na

avaliação do movimento, visto que a intensidade muscular para o ganho de amplitude continuou nos mesmos padrões dos testes sem fadiga.

Figura 39 – Avaliação dos Movimentos de Extensão do Carpo - Posição Correta



Fonte: Autor

## 5 CONCLUSÃO

A proposta desse trabalho foi desenvolver uma plataforma para monitoramento da recuperação de movimentos da mão, um sistema de coleta de sinais gerados por movimentações e estímulos eletromusculares em conjunto com uma plataforma para monitorar atividades de reabilitação da mão. Os resultados apresentados permitem levar o projeto adiante no âmbito da pesquisa e testes em aplicações clínicas, a fim de avaliar uma quantidade ampla e diversificada de voluntários, para então gerar uma boa base de dados para avaliação e posterior validação da plataforma pelos profissionais. Além da proposta inicial, para os experimentos práticos do sistema, o ideal seria ter contido no mínimo duas pessoas em reabilitação e uma saudável para constituírem a base de dados iniciais da plataforma, de modo a ter diversidade de sexo e idade dentre os voluntários. Tentaria-se uma parceria com o Centro Clínico da Universidade de Caxias do Sul - Ceclin, unidade de atendimento em saúde que compreende múltiplas especialidades, em especial com o Programa de Reabilitação Física, a fim de se testar o sistema em pacientes nas fases iniciais de tratamento, porém devido a pandemia da COVID-19, foi apresentado tão somente o protótipo e proposta para uso da mesma.

A metodologia aplicada para o desenvolvimento da plataforma para monitoramento da recuperação de movimentos da mão, foi a instrumentação eletrônica da mesma com uma modelagem matemática, a fim de se extrair informações acerca da amplitude de movimento e intensidade muscular. Foram coletados sinais de movimentação de quatro pontos do membro via acelerômetros e giroscópios e um canal de eletromiografia de superfície sobre músculo responsável pelo movimento, limitado inicialmente a apenas três movimentos da mão. Para isso foi necessário desenvolver um *hardware* capaz de realizar a aquisição, filtragem e processamento de todos esses sinais, assim como enviar as informações a uma plataforma, essa última também desenvolvida nesse trabalho.

Nesta proposta experimental, os sinais de movimentação foram filtrados por três filtros digitais em sequência, um em frequência passa baixa de 21 Hz, aplicado para remover frequências inexistentes no movimento humano, outro filtro de Kalman usado para remover ruídos dos dados, provenientes dos sensores e por fim o filtro de Madgwick que realizou a fusão dos dados e estimou a orientação via quatérnios. Já no biossinal foi aplicado um filtro em frequência passa banda de 20 a 500 Hz para isolar as frequências de interesse do sinal processado, e utilizado da técnica do valor RMS para estimação de fadiga muscular. Ambas informações foram enviadas à plataforma para serem exibidas ao usuário, também utilizada para validar os resultados obtidos nos experimentos realizados.

Mediante os resultados apresentados foi possível afirmar que o modelo matemático proposto em conjunto com a instrumentação eletrônica desenvolvida alcançaram os desempenhos desejados, gerando resultados esperados, uma vez que a estimação da orientação em graus,

conforme Anexo B, se mostrou eficaz com uma margem de erro de  $\pm 0,5^\circ$  em relação aos esquadros utilizados na medição, e a análise muscular se mostrou capaz de identificar as MUAPs do movimento em questão, conforme as Figuras 32 e 33, e constatou parcialmente a fadiga muscular, gerando valores RMS coerentes com a intensidade e ativação muscular desenvolvida, porém se faz necessário de mais estudos para validar a análise muscular, incluindo o desenvolvimento de um *hardware* específico voltado à essa coleta.

Diante dos resultados obtidos no primeiro experimento, foi possível comprovar diferentes características de acordo com a literatura, com pelo menos uma em cada avaliação. Na primeira, extensão do punho, confirmou-se que para realizar um movimento com maior amplitude, foi necessário uma intensidade muscular RMS maior, em função da quantidade de unidades motoras ativas, sem ocorrência de fadiga muscular. Na segunda, flexão do 2° ao 5° dedo, se demonstrou o efeito do *CrossTalk*, pois a mão permaneceu suspensa para realização do movimento, e também o aumento significativo do valor RMS para a ativação muscular, nos limites da articulação. Por último, na terceira avaliação, extensão do polegar, constatou-se a hiperextensão de uma articulação, levando ao aumento expressivo do valor RMS, porém com ganho de amplitude e fadiga muscular. Dessa forma o protótipo desenvolvido se mostrou funcional para a experimentação da pesquisa desejada. Porém a plataforma poderia apresentar mais informações ao profissional como resultados e comparações percentuais e crescimento entre sessão, como os gerados para utilizar nos resultados deste trabalho.

A plataforma desenvolvida neste trabalho, em conjunto com o seu *hardware*, não possuem bases para alguma comparação, pois o mesmo não é um instrumento calibrado ou certificado por órgãos governamentais para aplicação médica e clínica, e sim apenas uma proposta, um projeto conceitual materializado ao meio físico, que comprovou ser possível desenvolver um instrumento para realizar tais análises, porém validá-lo é um caso a parte que necessita de mais estudos e experimentos. Com base nos resultados obtidos e em possíveis hipóteses já levantadas, pode-se propor para futuros trabalhos as seguintes investigações:

- Validar os procedimentos de coleta em um número adequado de pacientes em reabilitação, a fim aferir os valores estimados gerados pela plataforma e sua posterior validação;
- Acrescentar magnetômetros ao *hardware*, a fim de elevar sua precisão, além do estudo de torná-lo flexível para uma maior acurácia na coleta dos dados;
- Estudar e desenvolver um *hardware* específico para eletromiografia de superfície a fim de aumentar e melhorar o controle sobre os dados dos músculos monitorados;
- Adicionar mais análises e resultados à plataforma, citados acima, além de desenvolver o membro em 3D, com a intenção de melhorar o entendimento das dinâmicas dos movimentos;

- Estudar as possibilidades de aplicar os resultados obtidos durante as avaliações à aplicações de Inteligência Artificial.

## REFERÊNCIAS

- AIUBE, F. A. L. **Modelagem dos Preços Futuros de Commodities: Abordagem pelo Filtro de Partículas**. Tese (Doutorado) — Pontifícia Universidade Católica de Rio de Janeiro, Rio de Janeiro - Brasil, 2005.
- AL-FAHOUM, A. S.; ABADIR, M. S. Design of a modified madgwick filter for quaternion-based orientation estimation using ahrs. **International Journal of Computer Electrical Engineering**, v. 10, p. 174–186, 2018.
- BERTOTI, P. A. H. e D. B. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 6. ed. [S.l.]: Editora Manole Ltda, 2014. v. 1. 682 p.
- BORTOLE, M. **Desenvolvimento de um sensor híbrido (inclinação e EMG) - Para aplicações em Robótica e Fisioterapia**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória - ES, 2011.
- BOSHEINEN-MORRIN, V. D. e B. W. C. J. **A Mão: Bases da Terapia**. 2. ed. Barueri: Editora Manole Ltda, 2002. v. 1. 285 p.
- CHENG, X. C. J.; SHEN, M. A framework for daily activity monitoring and fall detection based on emg e acc signals. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, v. 17, n. 1, p. 38–45, 2013.
- CRAIG, J. J. **Introduction to Robotics: Mechanics and Control**. 3. ed. New Jersey, USA: Editora Pearson Education International, 2005. v. 1. 408 p.
- DODGE, C. W. **Euclidean Geometry and Transformations**. 1. ed. Mineola, New York: DOVER PUBLICATIONS, INC., 1972. v. 1. 386 p.
- FATTINI, J. G. D. e C. A. **Anatomia Básica dos Sistemas Orgânicos : com a descrição dos ossos, juntas, músculos, vasos e nervos**. 1. ed. São Paulo: Editora Atheneu, 1995. v. 1. 493 p.
- FREESCALE, S. **Tilt Sensing Using a Three-Axis Accelerometer**. 2020. Disponível em: <[https://www.nxp.com/files-static/sensors/doc/app\\_note/AN3461.pdf](https://www.nxp.com/files-static/sensors/doc/app_note/AN3461.pdf)>.
- HAMILTON, W. R. **Elements of Quaternions**. 2. ed. Londres, Inglaterra: Editora Ponsonby and Weldrick, 1889. v. 1. 617 p.
- IBGE, I. B. de Geografia e E. **Panorama de Serviços de Saúde**. 2009. Disponível em: <<https://cidades.ibge.gov.br/brasil/rs/pesquisa/32/28163>>.
- IBGE, I. B. de Geografia e E. **Estatística Social: Pesquisa Nacional de Saúde**. 2013. Disponível em: <<https://www.ibge.gov.br/estatisticas/sociais/saude/9160-pesquisa-nacional-de-saude.html?=&t=downloads>>.
- INC., I. **MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4**. 2020. Disponível em: <<https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>>.
- KANIUSAS, E. **Biomedical signals and sensors I: linking physiological phenomena and biosignal**. 18. ed. Berlin, Alemanha: Springer-Verlag, 2012. v. 1. 298 p.

KEMPE, V. **Inertial MEMS: Principles and Practice**. Cambridge, Reino Unido: Cambridge University Press, 2011. v. 1. 475 p.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. Scottsdale, EUA: Noraxon INC, 2005. v. 1. 60 p.

LAY, D. C. **Linear Algebra and Its Applications**. 4. ed. Maryland, USA: Editora Pearson Education, 2012. v. 1. 512 p.

LIU, X. C. L.; LU, Z. Development of an emg-acc-based upper limb rehabilitation training system. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 25, n. 3, p. 244–253, 2017.

MADGWICK, S. O. **An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays**. Report x-io and University of Bristol, United Kingdom: [s.n.], 2010. v. 25. 113–118 p.

MARIEB, P. W. e. J. M. E. **Anatomia Humana**. 7. ed. São Paulo: Editora Pearson, 2014. v. 1. 891 p.

MATLAB. **Kalman Filtering**. 2021. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/control/ug/kalman-filtering.html>>.

MAXIM, I. **APPLICATION NOTE 5830: ACCELEROMETER AND GYROSCOPES SENSORS: OPERATION, SENSING, AND APPLICATION**. 2020. Disponível em: <<https://www.maximintegrated.com/en/design/technical-documents/app-notes/5/5830.html>>.

NALON, J. A. **Introdução ao Processamento Digital de Sinais**. Rio de Janeiro, Brasil: LTC - Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 2009. v. 1. 212 p.

NILSON, C. de P. **Aquisição, Processamento de Sinais Mioelétricos e Máquina de Vetores de Suporte para Caracterização de Movimentos do segmento mão-braço**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre - RS, 2014.

PERVIN, E.; WEBB, J. A. Quaternions in computer vision and robotics. **Defense Advanced Research Projects Agency (DOD), ARPA Order No. 3597**, p. 15, 1982.

ROY M. SAMUEL CHENG, S.-S. C. S. H. A combined semg and accelerometer system for monitoring function activity in stroke. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 17, n. 6, p. 585–594, 2009.

RUSSO, D. M. e A. F. **Cinesiologia Clínica e Funcional**. 1. ed. São Paulo: Editora Atheneu, 2005. v. 1. 179 p.

SAAVEDRA, G. C. R. **Análise EMG e Acelerometria na manobra Fisioterápica de Vibração Torácica Manual**. Dissertação (Mestrado) — UNESP - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Guaratinguetá - SP, 2013.

SBCM, S. B. d. C. d. M. **Principais Doenças e Traumas nas Mãos**. 2020. Disponível em: <<https://www.cirurgiadamao.org.br/doencas.php>>.

SENIAM, S. E. f. t. N.-I. A. o. M. **European Activities on Surface Electromyography**. 2020. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>.

SOMETHING, S. S. **MyoWare Muscle Sensor**. 2020. Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/products/13723>>.

TANNOUS, H. E. **Interactive and Connected Rehabilitation Systems for E-Health**. Tese (Doutorado) — UTC - Université de Technologie de Compiègne, Compiègne - França, 2018.

VASEGHI, S. V. **Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction**. 3. ed. Brunel University, Inglaterra: John Wiley and Sons Ltd, 2006. v. 1. 480 p.

WASCHKE, F. P. e J. **Sobbota: Atlas de Anatomia Humana: Anatomia Geral e Sistema Muscular**. 22. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012. v. 1. 369 p.

WHO, W. H. O. **World report on disability**. Geneva, Suíça: Technical Report, 2011.

WHO, W. H. O. **World report on disability: EasyRead version**. Geneva, Suíça: Technical Report, 2020.

## ANEXO A – PRINCIPAIS DOENÇAS E TRAUMAS DA MÃO

De acordo com a (SBCM, 2020) e (RUSSO, 2005), as principais doenças e traumas nas mãos são:

- Fratura: podendo ser estável, quando os pedaços dos ossos estão alinhados ou expostas, quando os mesmos rasgam a pele e vêm ao exterior do corpo;
- Síndrome do Túnel do Carpo: causado pela compressão do nervo mediano (que inerva a metade lateral da mão, inclui o polegar) que passa pelo túnel do carpo (localizado abaixo do palmar longo e do retináculo flexor), sendo mais comum devido a inchaços na estrutura dos tendões flexores, luxações, fraturas, artrite ou retenção de líquidos durante a gravidez;
- Síndrome do Túnel Cubital ou Ulnar: estiramento ou compressão do nervo ulnar no túnel do cotovelo;
- Tenossinovite de De Quervain: processo inflamatório na bainha sinovial dos tendões dos músculos abductor longo e extensor curto do polegar, principalmente causado por movimentos repetitivos e excessivo;
- Contratura de Dupuytren: caracterizado por um fibrose progressiva que leva à formação de espessamento e encurtamento da aponeurose palmar (reveste os músculos da palma da mão), ocasionando no bloqueio das articulações;
- Dedo em Martelo: deformidade onde o tendão responsável por esticar o dedo se rompe ou o osso onde o tendão está fixado é fraturado;
- Osteoartrite da Mão: forma comum da artrite (inflamação na articulação) na mão, sendo um doença degenerativa da articulação;
- Fraturas do Escafoide: como citado na secção 2.1.1, ruptura do osso do punho, usualmente devido a quedas com apoio sobre a mão espalmada;
- Dedo em Gatilho: doença que dificulta a flexão e extensão dos dedos, devido a inflamação do tendão responsável por tais movimentos;
- Entorses do Polegar: movimento exagerado de rotação articular que leva a uma lesão dos ligamentos colaterais.

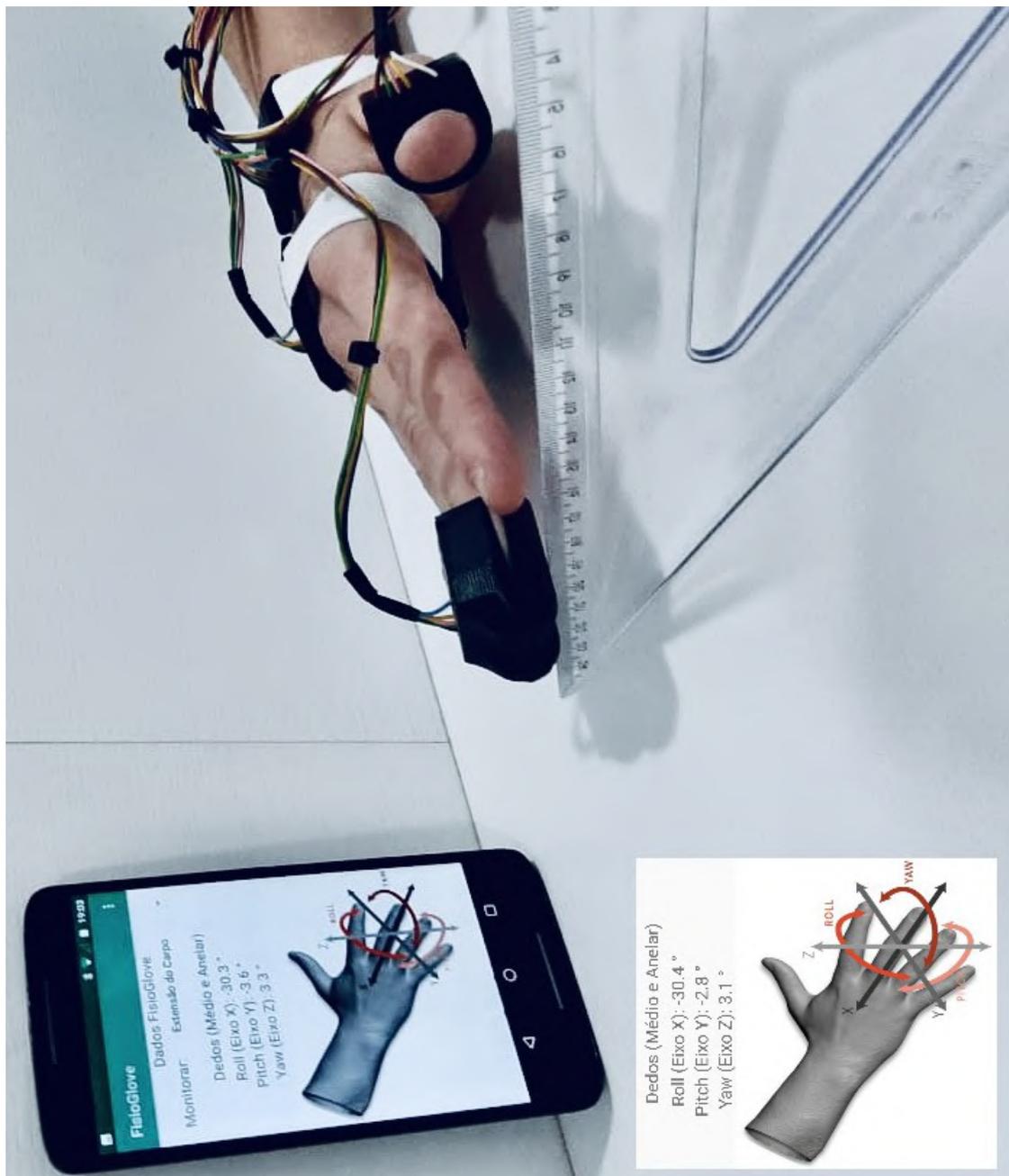
Essas doenças e traumas além da dor e desconforto, causam formigamento, limitação da amplitude de movimento e enfraquecimento da mão como um todo, sendo em sua maioria causadas pelo uso excessivo e repetitivo do membro. Existem também inúmeras condições

inflamatórias e degenerativas que afetam as articulações, como a bursite (inflamação de uma bolsa sinovial), tendinite (inflamação de um tendão), tenossinovite (inflamação da bainha tendínea), além da artrite que descreve mais de 100 tipos de doenças que afetam as articulações (MARIEB, 2014).

## ANEXO B – RESULTADOS DO MODELO MATEMÁTICO PARA AMPLITUDE DE MOVIMENTOS

As Figuras 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47 e 48 demonstram o resultado do modelo matemático aplicado para as amplitudes de movimento, mensurando os 3 diferentes ângulos de Euler do sensor em questão, referente a determinado movimento.

Figura 40 – Amplitude de Movimento Roll 30° para os Dedos



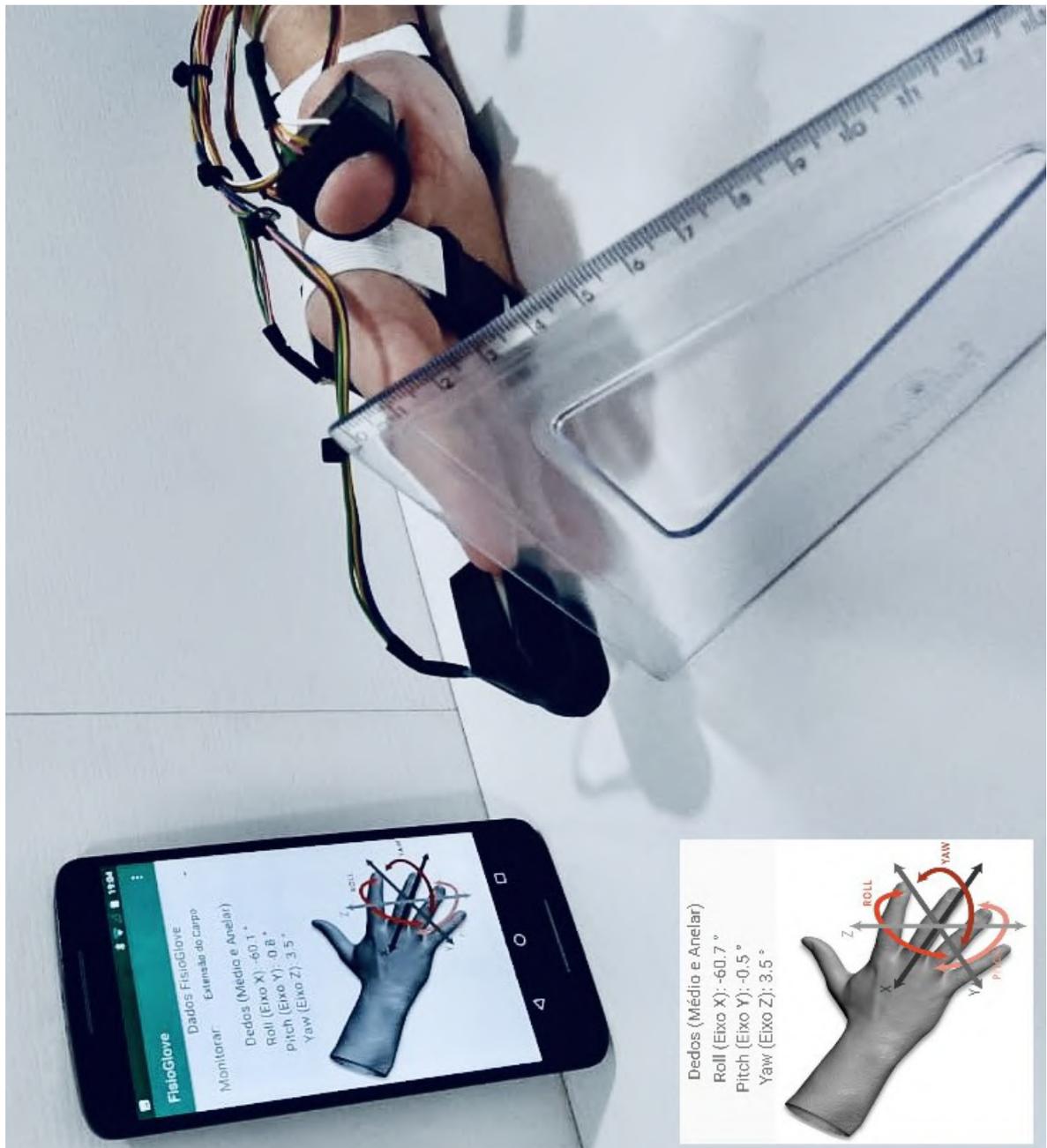
Fonte: Autor

Figura 41 – Amplitude de Movimento Roll 45° para os Dedos



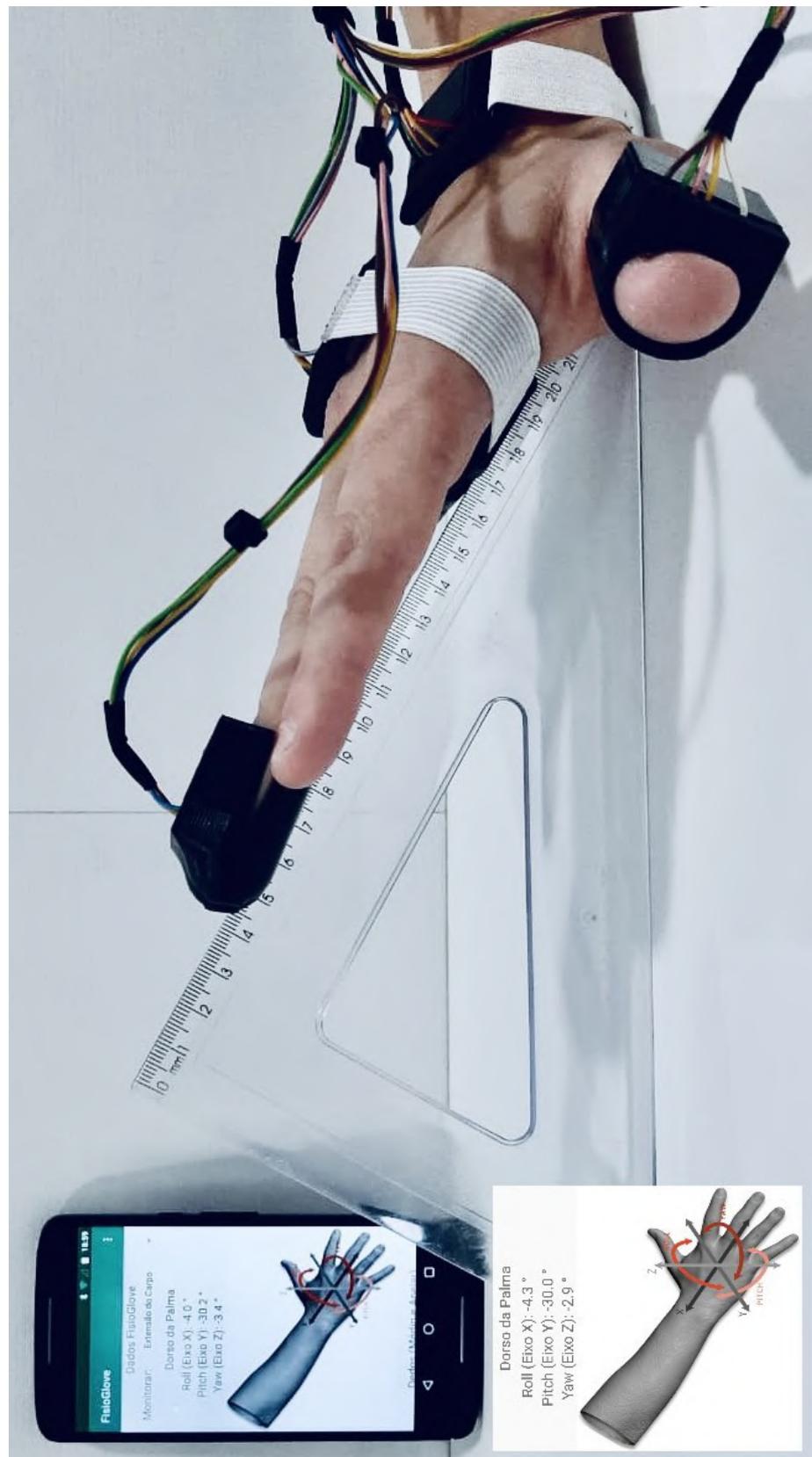
Fonte: Autor

Figura 42 – Amplitude de Movimento Roll 60° para os Dedos



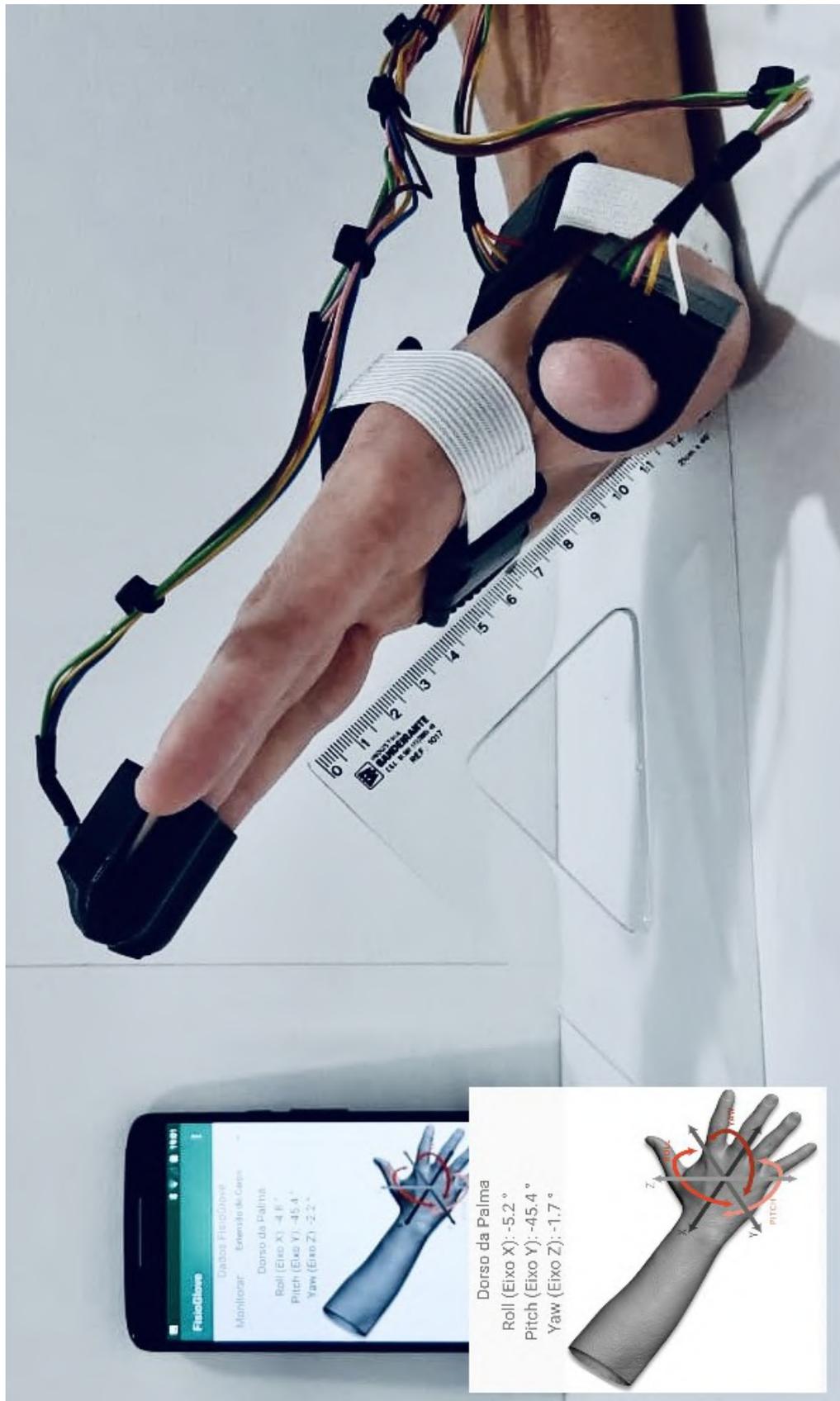
Fonte: Autor

Figura 43 – Amplitude de Movimento Pitch 30° para o Punho



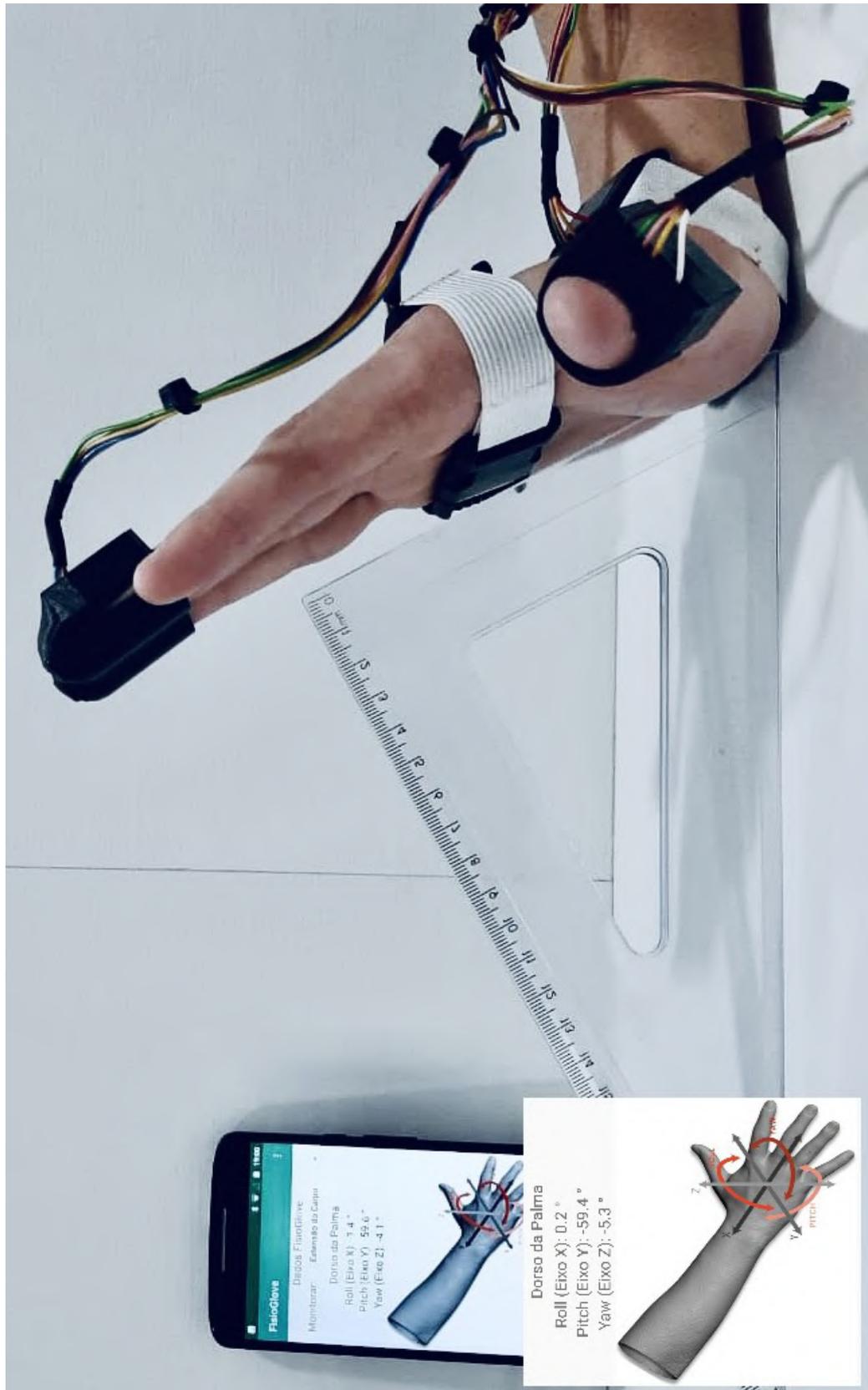
Fonte: Autor

Figura 44 – Amplitude de Movimento Pitch 45° para o Punho



Fonte: Autor

Figura 45 – Amplitude de Movimento Pitch 60° para o Punho



Fonte: Autor

Figura 46 – Amplitude de Movimento Yaw 30° para o Punho



Fonte: Autor

Figura 47 – Amplitude de Movimento Yaw 45° para o Punho



Fonte: Autor

Figura 48 – Amplitude de Movimento Yaw 60° para o Punho

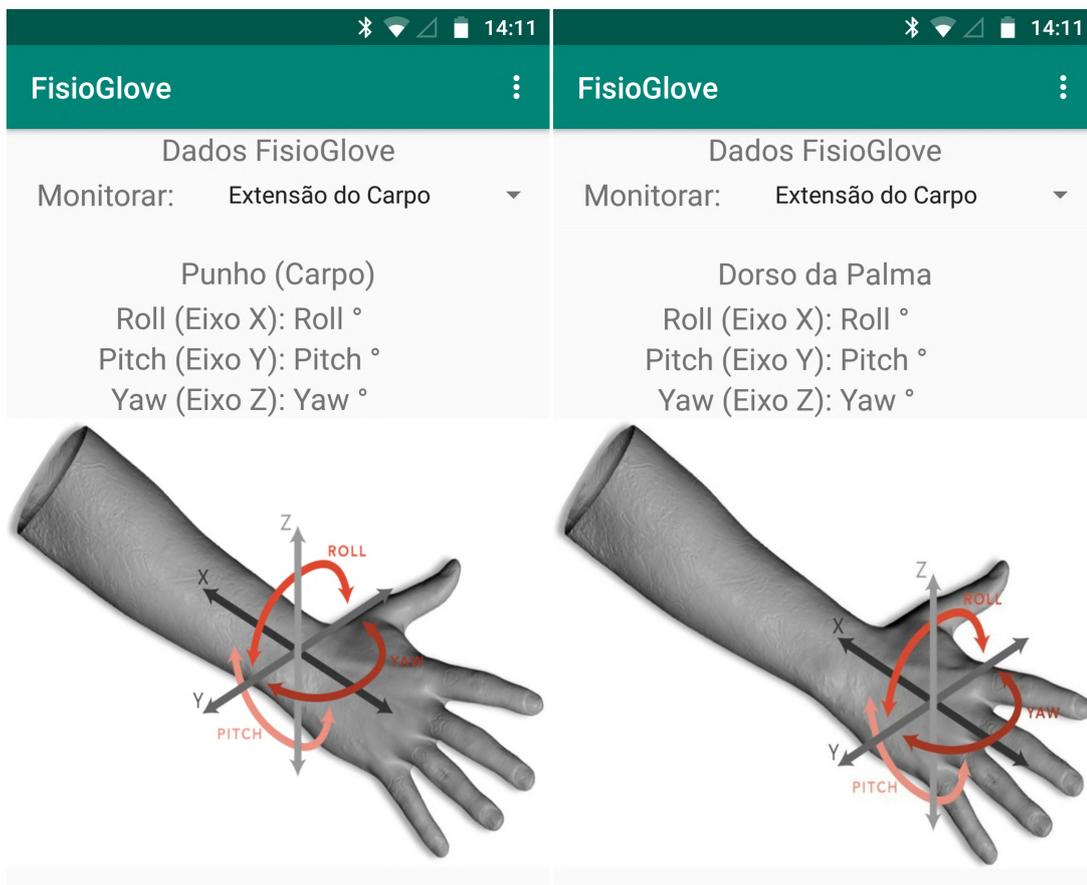


Fonte: Autor

## ANEXO C – PLATAFORMA FISIOGLOVE: PROCESSAMENTO E INTERFACE COM O USUÁRIO

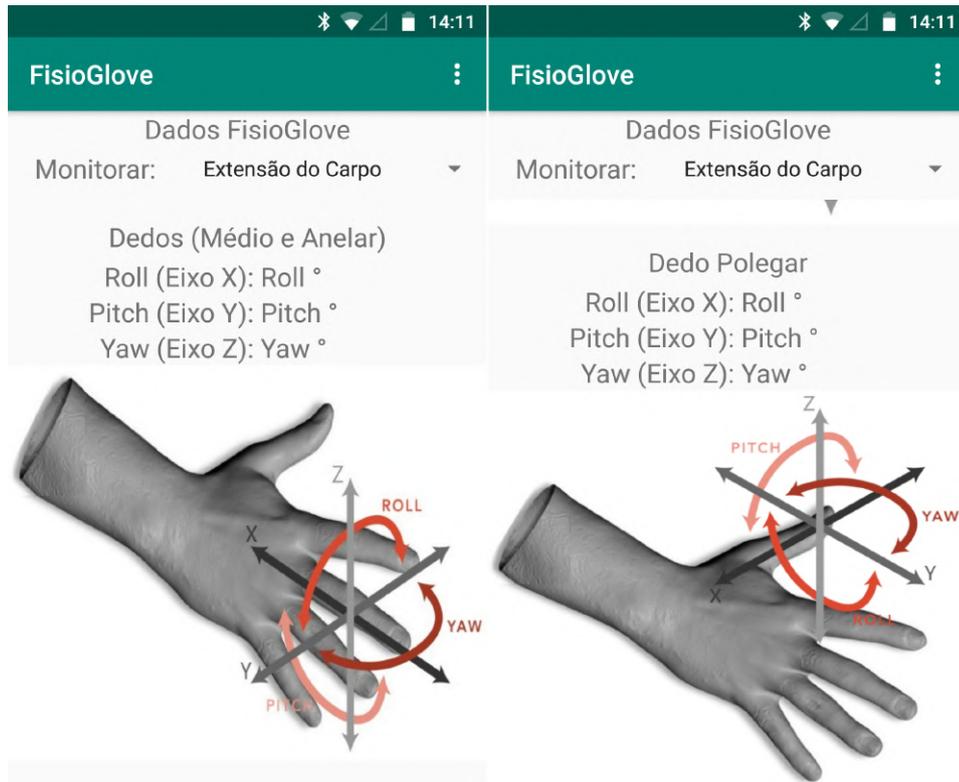
As Figuras 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 63, 64, mostram as principais telas e funcionalidades da plataforma desenvolvida, sendo a responsável pelo processamento e interface com o usuário.

Figura 49 – Plataforma: Tela Inicial Movimentos do Punho e Dorso da Palma



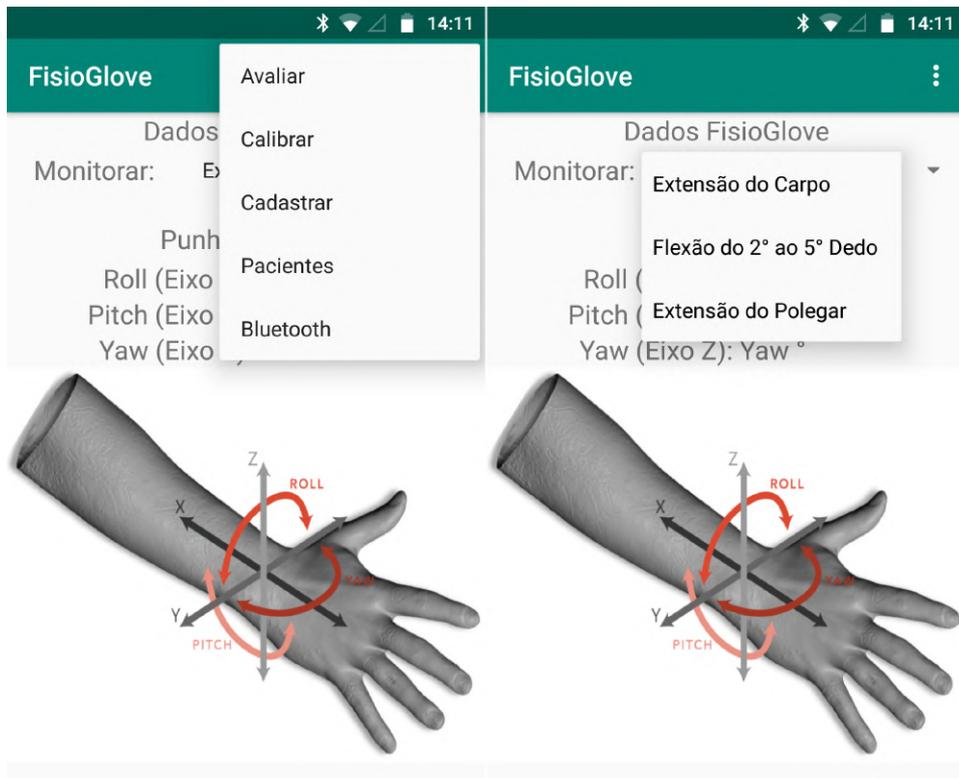
Fonte: Autor

Figura 50 – Plataforma: Tela Inicial Movimentos Dedos e Polegar



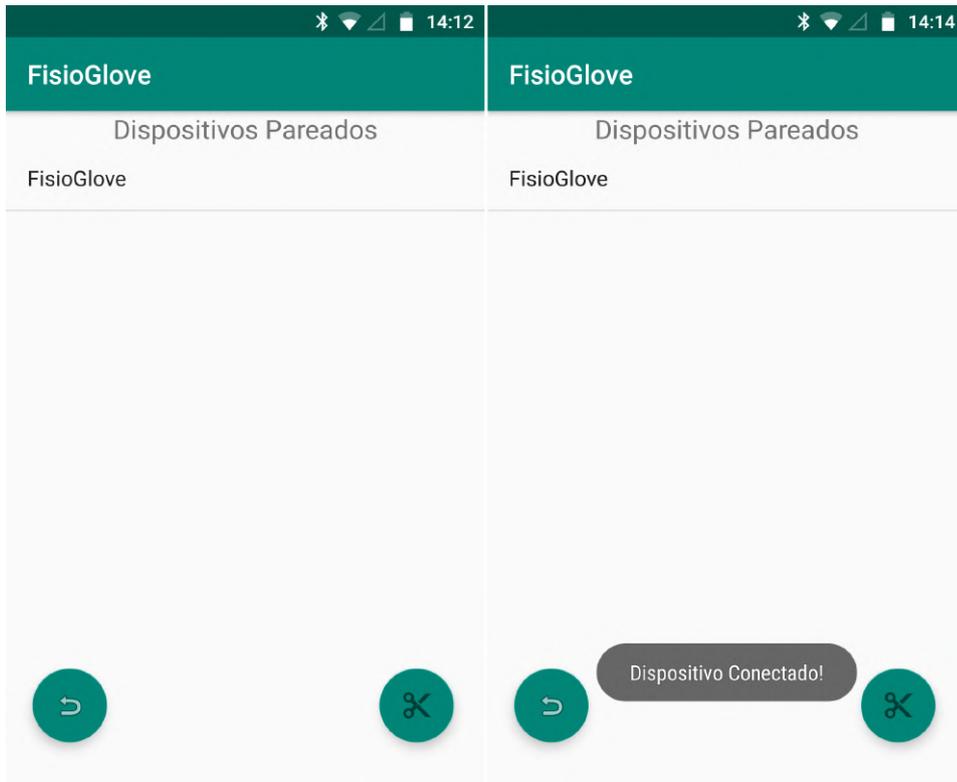
Fonte: Autor

Figura 51 – Plataforma: Tela Inicial Menu e Opções de Movimento



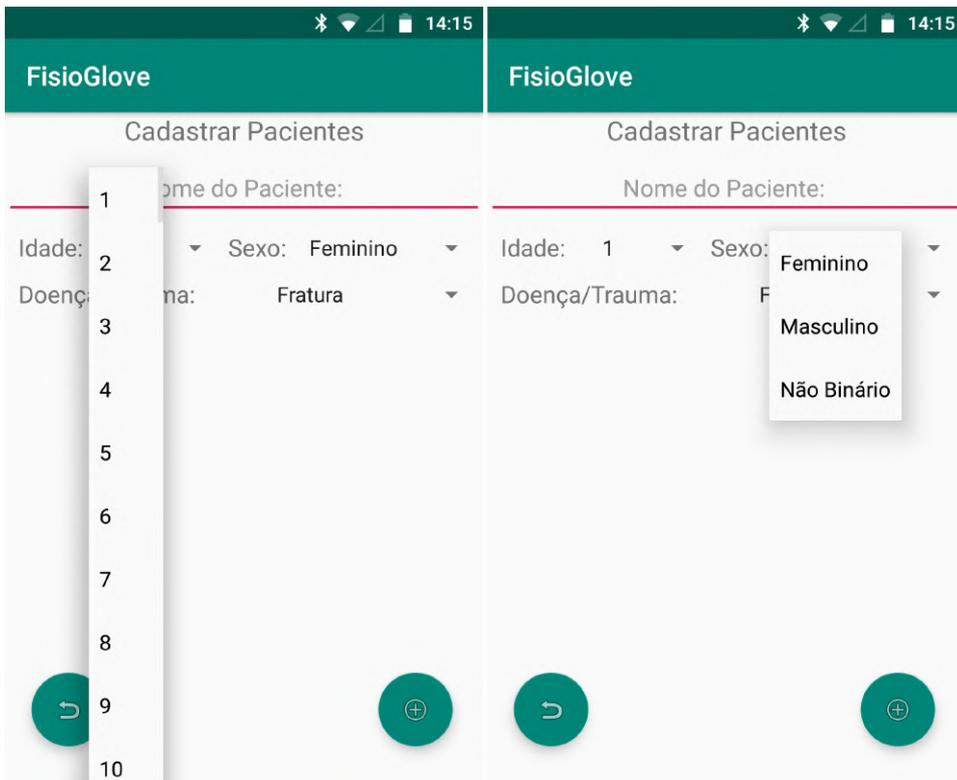
Fonte: Autor

Figura 52 – Plataforma: Tela Bluetooth Dispositivos e Conexão



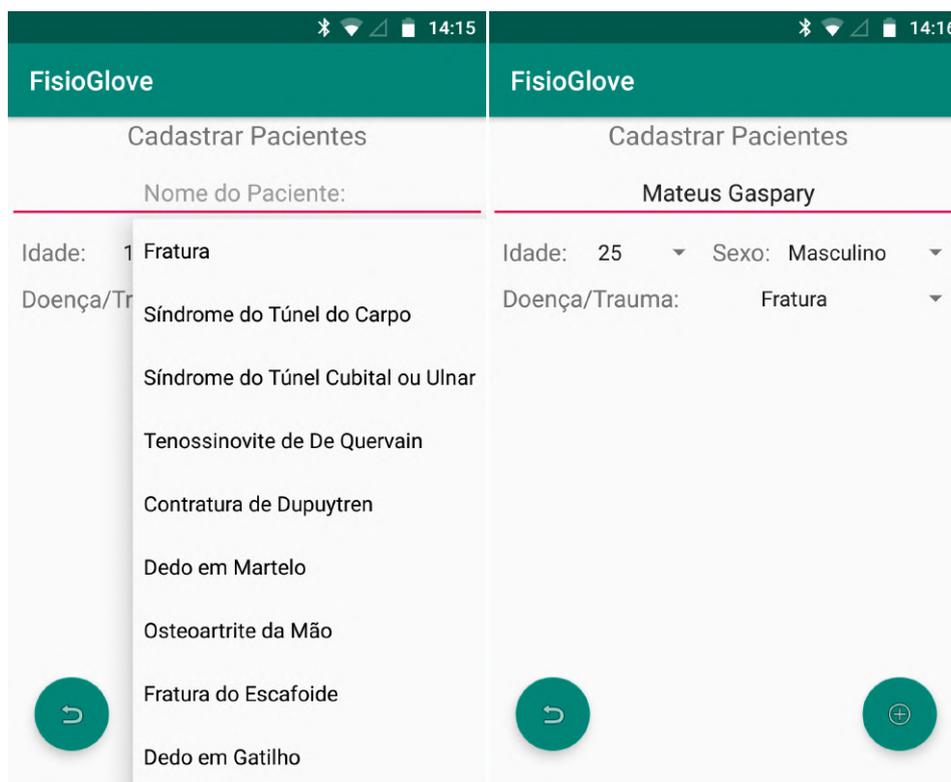
Fonte: Autor

Figura 53 – Plataforma: Tela Cadastrar Opções Idade e Sexo



Fonte: Autor

Figura 54 – Plataforma: Tela Cadastrar Opção Trauma/Doença e Preenchido



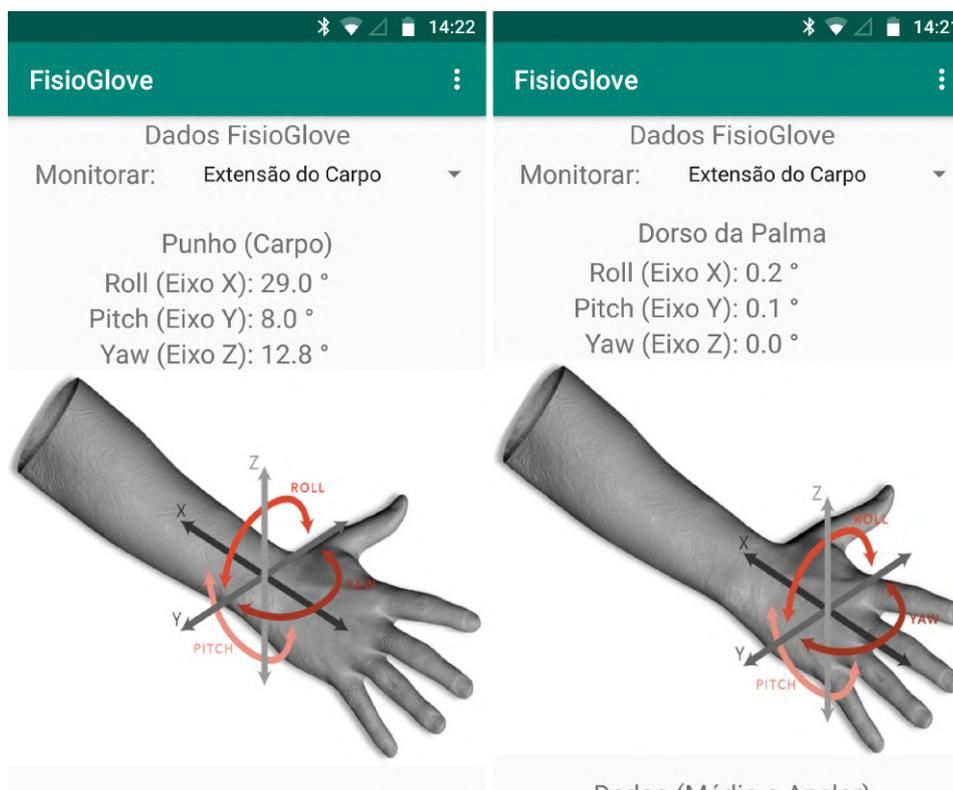
Fonte: Autor

Figura 55 – Plataforma: Tela Calibrar Comando e Retorno



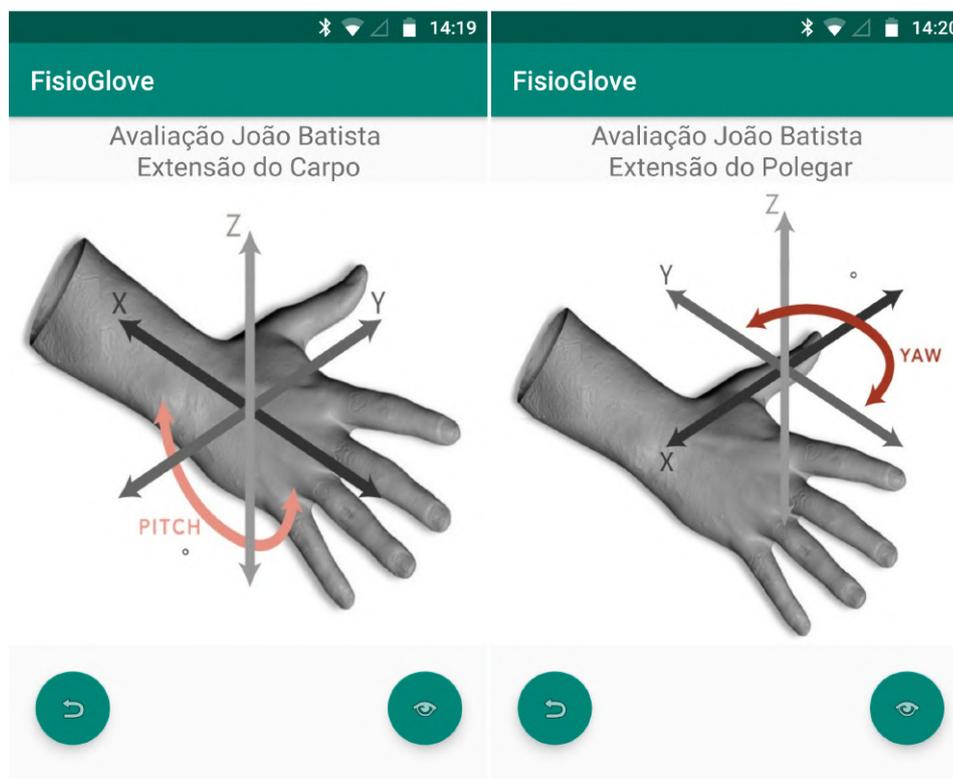
Fonte: Autor

Figura 56 – Plataforma: Tela Inicial Sem Calibração e Com Calibração



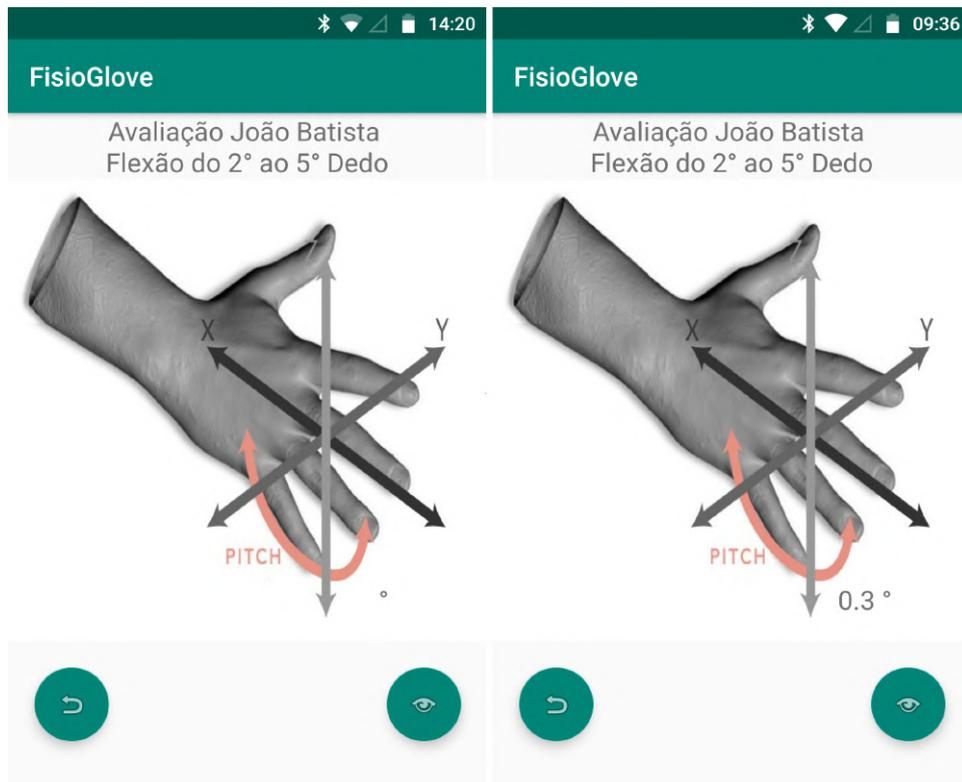
Fonte: Autor

Figura 57 – Plataforma: Tela Avaliar Tipos de Movimentos Sem Calibração



Fonte: Autor

Figura 58 – Plataforma: Tela Avaliar Tipos de Movimentos Sem e Com Calibração



Fonte: Autor

Figura 59 – Plataforma: Tela Avaliar Mensagens de Início



Fonte: Autor

Figura 60 – Plataforma: Tela Avaliar Mensagens de Alerta e Fim



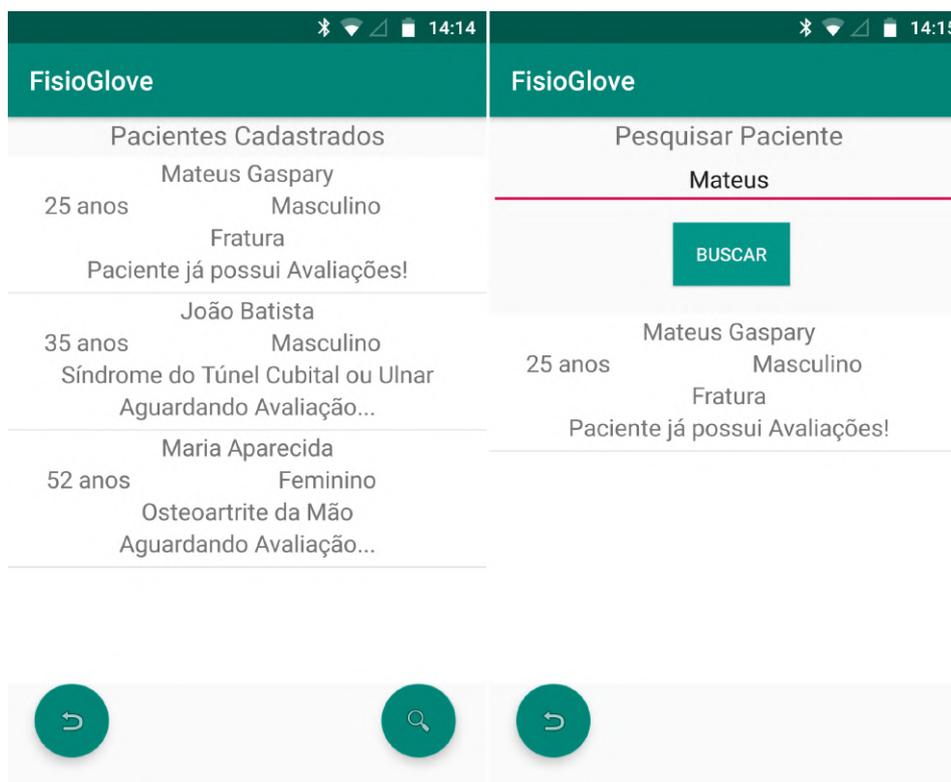
Fonte: Autor

Figura 61 – Plataforma: Tela Avaliar Resultados



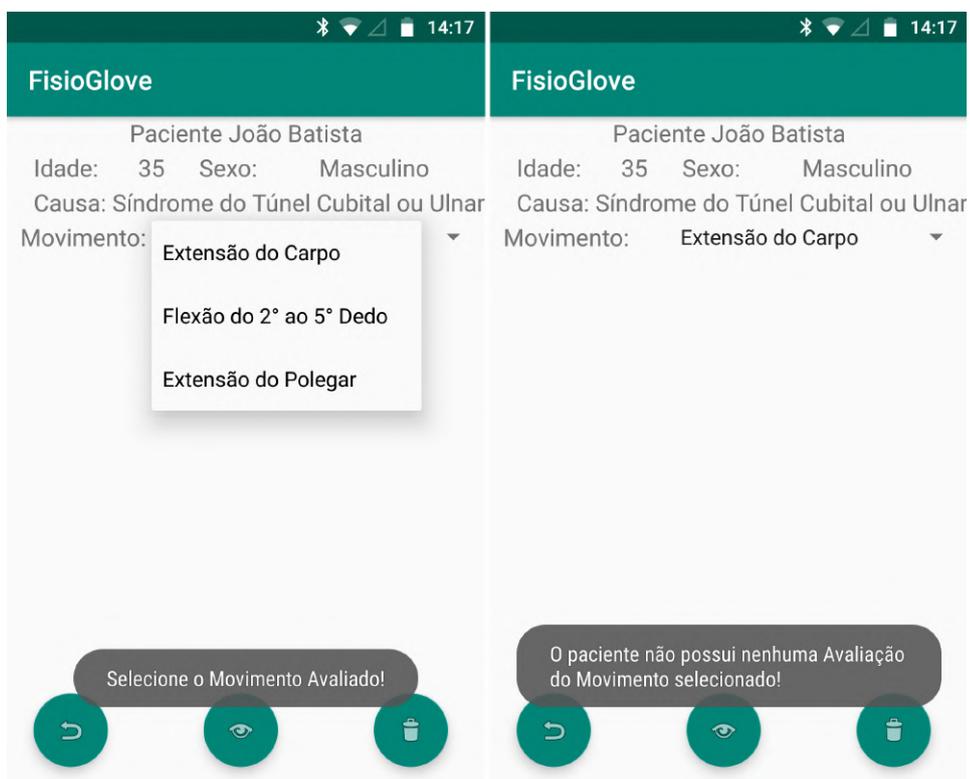
Fonte: Autor

Figura 62 – Plataforma: Tela Pacientes e Pesquisa Paciente



Fonte: Autor

Figura 63 – Plataforma: Tela Paciente Opções de Movimentos Avaliados



Fonte: Autor

Figura 64 – Plataforma: Tela Paciente Movimento Avaliado



Fonte: Autor