



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

Rodrigo Ramos Rosa

**Desenvolvimento de interface homem-máquina para a avaliação de sinais
motores da doença de Parkinson**

UBERLÂNDIA
MAIO - 2022

Rodrigo Ramos Rosa

**Desenvolvimento de interface homem-máquina para a avaliação de sinais
motores da Doença de Parkinson**

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

Área de Concentração: Engenharia de Reabilitação e Tecnologias Assistivas.

Orientador: Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade

**UBERLÂNDIA
MAIO - 2022**

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

R788
2022

Rosa, Rodrigo Ramos, 1979-
Desenvolvimento de interface homem-máquina para a
avaliação de sinais motores da Doença de Parkinson
[recurso eletrônico] / Rodrigo Ramos Rosa. - 2022.

Orientador: Adriano de Oliveira Andrade.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de
Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2022.5>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Andrade, Adriano de
Oliveira, 1975-, (Orient.). II. Universidade Federal de
Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III.
Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

Rodrigo Ramos Rosa

**Desenvolvimento de interface homem-máquina para a avaliação de sinais
motores da doença de Parkinson**

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

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade - Orientador (UFU)

Prof. Dr. Cesar Ferreira Amorim – Examinador externo (UNICID)

Prof. Dra. Angela Abreu Rosa de Sá (UFU)

**UBERLÂNDIA
MAIO – 2022**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
 Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 082, PPGEB				
Data:	Dezoito de maio de dois mil e vinte e dois	Hora de início:	08:00	Hora de encerramento:	10:52
Matrícula do Discente:	12012EBI005				
Nome do Discente:	Rodrigo Ramos Rosa				
Título do Trabalho:	Desenvolvimento de interface homem-máquina para a avaliação de sinais motores da doença de Parkinson				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Engenharia de Reabilitação e Tecnologias Assistivas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Desenvolvimento de interface homem-máquina para a avaliação de sinais motores da doença de Parkinson				

Reuniu-se em web conferência pela plataforma Conferência Web em conformidade com a PORTARIA Nº36, DE 19 DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: César Ferreira Amorim - UNICID; Angela Abreu Rosa de Sá - UFU; Adriano de Oliveira Andrade - PPGEB/UFU orientador(a) do(a) candidato(a).

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

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

Aprovado.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

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



Documento assinado eletronicamente por **Adriano de Oliveira Andrade, Professor(a) do Magistério Superior**, em 18/05/2022, às 11:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Angela Abreu Rosa de Sá, Usuário Externo**, em 18/05/2022, às 11:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Cesar Ferreira Amorim, Usuário Externo**, em 18/05/2022, às 11:04, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **3604334** e o código CRC **18C8152F**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ser sempre um porto seguro nos momentos em que me faltou paciência e fonte incessante de coragem e bom animo para viver a vida.

Aos meus saudosos pais, Onofra e Roberto, por todo os esforços, carinho e amor que dedicaram a mim para que eu me tornasse uma pessoa melhor a cada dia.

A minha esposa Fernanda, por caminhar ao meu lado compartilhando os momentos de tristeza e de felicidade, sendo um exemplo de perseverança e alegria. Te amo com todo meu coração.

As minhas filhas, Catarina e Helena, que são fontes de esperança e vida, afastando de mim qualquer pensamento de desanimo.

Ao meu orientador prof. Dr. Adriano Andrade, por me conceder a possibilidade de participar de um projeto grandioso. Por me inspirar sempre a buscar o melhor resultado e ensinar conhecimentos fundamentais para meu crescimento profissional.

Aos meus colegas de pesquisa Kennedy, Angela, Camille, Isabela e Luanne. Trabalhar com vocês foi enriquecedor, serei sempre grato por toda a ajuda.

A todos os colegas dos laboratórios NTA e Niats, por todo o apoio.

Aos pacientes e voluntários, vocês foram peça fundamental no desenvolvimento desse trabalho.

A todos os funcionários da Faculdade de Engenharia Elétrica (FEELT), em especial ao secretário Edson do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica que sempre é solícito e prestativo.

Aos professores da pós-graduação pelos ensinamentos.

Aos membros da banca por aceitarem contribuir com esse trabalho.

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

“Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo, qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim.”

Chico Xavier

RESUMO

A doença de Parkinson (DP) é uma desordem neurodegenerativa crônica e progressiva e que ainda não possui cura. A DP causa sinais motores característicos, tais como bradicinesia, rigidez e tremor. O tratamento da doença é amplo admitindo intervenção fisioterápica (reabilitação), psicológica, medicamentosa e cirúrgica. O diagnóstico e avaliação da severidade da doença tem-se baseado em avaliações clínicas fundamentadas em escalas subjetivas. Nos últimos anos tem se desenvolvido vários estudos e tecnologias para a avaliação objetiva da DP.

Com o diagnóstico positivo para a DP inicia-se o tratamento, que é amplo, e envolve o uso de medicamentos, bem como a realização de cirurgia, fisioterapia e acompanhamento psicológico. A fisioterapia é fundamental no processo de reabilitação do paciente, permitindo maximizar as habilidades funcionais e minimizar complicações secundárias.

O uso de jogos sérios (JS) na reabilitação de indivíduos com desordem neurológica, tem se mostrado eficaz. Neste contexto o JS é utilizado com carácter educacional e de treinamento. Quando a reabilitação é baseada em JS, uma Interface Homem Máquina (IHM) mostra-se como uma parte importante de todo o processo, haja visto a necessidade do usuário interagir com o jogo de maneira apropriada para que a reabilitação atinja o sucesso desejado.

No contexto da DP e JS, estudos buscam demonstrar a eficácia do uso de sensores de jogos disponibilizados no mercado. Dentre eles pode ser citado o uso do Nintendo Wiimote, Microsoft's Kinect, Sony Playstation Eye e até mesmo o uso de webcams comuns. Estes sensores são facilmente encontrados no mercado nacional e com preços acessíveis. Contudo, estes sensores não foram utilizados, pois o presente estudo propõe a utilização de uma IHM capaz de ser utilizada como sensor de jogo sério e também fornecer dados para avaliação e monitoramento de sintomas motores, tais como bradicinesia e tremor, sendo que os sensores comerciais citados não contemplam todos os requisitos do sistema proposto.

Encontrou-se exemplares como o modelo "Prime X Gloves" do fabricante MANUSTM, contudo, este dispositivo não se encontra no mercado brasileiro e tem um custo elevado (acima de 4 mil dolares). Com efeito, a melhor opção foi desenvolver o próprio dispositivo, para que todos os requisitos do sistema fossem alcançados, incluindo ser um dispositivo de baixo custo.

Neste contexto, o objetivo deste trabalho foi desenvolver uma IHM, vestível e móvel, capaz de ser utilizada para avaliação, reabilitação e monitoramento dos sinais motores de indivíduos com DP.

O equipamento desenvolvido baseado em sensores inerciais foi utilizado para medir os movimentos de rotação do punho. A IHM foi utilizada para prover a interação com um jogo sério, e neste cenário o dispositivo estimou a orientação da mão do usuário e forneceu informações ao computador para o controle do jogo. Durante o processo as medições dos sensores inerciais foram gravadas e posteriormente utilizadas para avaliação da condição motora dos pacientes com DP.

A IHM apresentou-se como parte importante do jogo sério, fornecendo a interação “homem”, usuários do jogo, e “máquina”, computador, adequada ao processo, e os dados coletados foram processados e demonstraram-se viáveis à avaliação dos sinais motores dos pacientes. Os dados coletados foram representados na forma de quatérnios que possibilitaram uma visualização nova e interessante do sinal motor da DP.

Demonstrou-se a viabilidade da implementação e utilização de uma IHM, vestível e móvel, para a avaliação de pacientes com DP por meio de jogo sério. A utilização dos ângulos de rotação do punho mostrou-se eficaz para avaliação da condição motora, abrindo uma possibilidade para o monitoramento longitudinal do sinal motor.

Palavras-chave: Interface homem-máquina, doença de Parkinson, dispositivos vestíveis, jogo sério, sensor inercial.

ABSTRACT

Parkinson's disease (PD) is a chronic and progressive neurodegenerative disorder for which there is currently no cure. PD causes distinct motor symptoms such as bradykinesia, rigidity, and tremor. Physical therapy, i.e., rehabilitation, psychological, drug, and surgical intervention are all used to treat the disease. Clinical assessments using subjective scales have been used to make diagnoses and assess disease severity. Several studies and technologies for objectively assessing PD have been developed in recent years. In this context, the goal of this work was to create a wearable and mobile Human Machine Interface (HMI) capable of being used for the evaluation, rehabilitation, and monitoring of motor signs in people with PD.

With the positive diagnosis for PD, the treatment begins, which is broad, and involves the use of medications, as well as the performance of surgery, physical therapy, and psychological monitoring. Physical therapy is fundamental in the patient's rehabilitation process, allowing the maximization of functional abilities and minimizing secondary complications.

The use of serious games (JS) in the rehabilitation of individuals with neurological disorder, has proven effective. In this context JS is used with educational and training character. When rehabilitation is based on JS, a Human Machine Interface (HMI) is an important part of the whole process, since the user needs to interact with the game in an appropriate way for the rehabilitation to achieve the desired success.

In the context of PD and JS, studies seek to demonstrate the effectiveness of the use of game sensors available on the market. Among them we can mention the Nintendo Wiimote, Microsoft's Kinect, Sony Playstation Eye, and even the use of common webcams. These sensors are easily found in the national market and with accessible prices. However, these sensors were not used, because the present study proposes the use of an HMI capable of being used as a serious game sensor and also to provide data for evaluation and monitoring of motor symptoms, such as bradykinesia and tremor, and the commercial sensors cited do not meet all the requirements of the proposed system.

We found examples such as the model "Prime X Gloves" from the manufacturer MANUSTM, however, this device is not available in the Brazilian market and has a high cost (over 4 thousand dollars). In effect, the best option was to develop the device itself, so that all the system requirements were met, including being a low-cost device.

The device, which was based on inertial sensors, was used to measure the rotational movements of the wrist. The device was used in a serious game to obtain information from the

orientation of the user's hand and to control the game. During the procedure, the inertial sensor measurements were recorded and later used to assess the motor condition of patients with PD. The results were satisfactory, and the device established itself as an important component of the serious game, facilitating interaction between "man," i.e., users, and "machine," i.e., computer. The collected data were processed, and the feasibility of evaluating the patients' motor signs was confirmed as a result. The possibility of implementing and using a wearable and mobile HMI was demonstrated to monitor motor signs from PD patients through serious game. The use of wrist's rotation angles showed to be effective for the evaluation of motor condition, opening a possibility for longitudinal monitoring of motor signs.

Keywords: Human-machine interface, Parkinson's disease, wearable devices, serious game, inertial sensors.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Medição do Acelerômetro.	21
Figura 2 - Fluxograma das Etapas de Desenvolvimento do Estudo.	24
Figura 3 - Cenário do Jogo Sério Rehabeelitation.	26
Figura 4 - IHM Implementada como uma Luva.	26
Figura 5 - Mensagem da IHM evidenciando os 120 bytes de dados enviados.	28
Figura 6 - Diagrama do Funcionamento da IHM.	29
Figura 7 - Arquitetura do Hardware.	30
Figura 8 - Diagrama Elétrico: Sensor Inercial.	31
Figura 9 - Sensores de toque implementados com linha condutiva.	32
Figura 10 - Diagrama Elétrico: Sensor de Toque.	33
Figura 11 - Placa de Protótipo.	33
Figura 12 - Diagrama Elétrico: Circuito de Alimenta�o.	34
Figura 13 - Fluxograma do firmware.	35
Figura 14 - Diagrama do algoritmo de corre�o do erro de “drift”.	36
Figura 15 - �ngulo estimado sem corre�o (YawG) e após a corre�o (YawEcompass).	37
Figura 16 - Software de comunica�o com a IHM.	38
Figura 17 - Sinais de controle fornecidos pela IHM.	40
Figura 18 - Estrutura Mecânica para Testes com a IHM.	41
Figura 19 - Teste piloto com jogo sério Rehabeelitation.	44
Figura 20 - Rota�o do punho obtida por quaternions.	46
Figura 21 - Distribui�o de probabilidade normal do erro.	50
Figura 22 - Rastreamento do movimento.	52
Figura 23 - Rela�o �ngulo e controle em cada eixo.	54
Figura 24 - Visualiza�o do sinal de rota�o do punho sobre o eixo X (Roll Angle).	54
Figura 25 - Sinal Filtrado e detalhe ampliado.	55
Figura 26 - Pico de Frequência e pico de amplitude extraídas de sinal motor, de um indivíduo com Doença de Parkinson, que jogando o jogo sério Rehabeelitation.	56
Figura 27 - A - Pico de frequência dos indivíduos com DP com e sem tremor; B - Pico de amplitude dos indivíduos com DP com e sem tremor.	57
Figura 28 - Foto do protótipo 2.	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Erros calculados entre a IHM e o Goniômetro de referência	48
Tabela 2 - Média, Desvio Padrão e Probabilidade de erro	49

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Características dos participantes com DP	43
---	----

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	OBJETIVOS.....	16
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
1.3	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	17
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1	A DOENÇA DE PARKINSON	18
2.2	PRINCIPAIS SINTOMAS DA DOENÇA DE PARKINSON	19
2.3	TRATAMENTOS	20
2.4	SENSORES INERCIAIS COMO TECNOLOGIA PARA DIAGNÓSTICO E AVALIAÇÃO DA DOENÇA	21
2.5	A UTILIZAÇÃO DE JOGOS SÉRIOS NA REABILITAÇÃO DE PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON	22
3	MATERIAIS E MÉTODOS	24
3.1	DEFINIÇÃO DOS REQUISITOS DO JOGO SÉRIO REHABEELITATION	25
3.2	PROJETO DA INTERFACE HOMEM MÁQUINA	26
3.3	HARDWARE.....	30
3.3.1	Sensores Inerciais	30
3.3.2	Sensores de Toque	31
3.3.3	Alimentação por bateria	34
3.4	FIRMWARE	34
3.4.1	Correção do erro do ângulo Yaw (Rotação no eixo Z)	36
3.5	SOFTWARE	37
3.6	VALIDAÇÃO DO HARDWARE	41
3.7	APLICAÇÃO DO DISPOSITIVO NA PRÁTICA CLÍNICA	41
3.7.1	Detalhamento da Amostra	42
3.7.2	Critérios de elegibilidade	42
3.7.3	Protocolo experimental do piloto	44
3.7.4	Protocolo experimental do fluxo	45
3.8	IHM COMO CONTROLE DO JOGO SÉRIO	45
3.9	IHM COMO DISPOSITIVO DE AVALIAÇÃO DO TREMOR.....	46
4	RESULTADOS	47
4.1	VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO.....	47
4.1.1	Exatidão e Precisão	47

4.1.2	Performance.....	51
4.2	IHM COMO CONTROLE DO JOGO SÉRIO	53
4.3	IHM COMO DISPOSITIVO DE AVALIAÇÃO DO TREMOR.....	54
5	DISCUSSÃO	58
6	CONCLUSÃO	62
6.1	LIMITAÇÕES DO ESTUDO	62
6.2	TRABALHOS FUTUROS.....	63
6.3	PRODUÇÕES CIENTÍFICAS.....	63
7	REFERÊNCIAS	65
8	APÊNDICE	69

1 INTRODUÇÃO

A doença de Parkinson (DP) é uma doença neurodegenerativa caracterizando-se por afetar, principalmente, uma área do cérebro conhecida com Substância Negra nos Gânglios da Base. A doença progressivamente causa a perda de neurônios dopaminérgicos dando origem a uma variedade de sintomas motores, como por exemplo: bradicinesia, tremor, rigidez, instabilidade postural, marcha arrastada; e também sintomas não motores como: depressão, problemas de sono, perda da função cognitiva, dor nos nervos e constipação intestinal [1].

Em 2016 a DP acometia mais de 6 milhões de pessoas ao redor do mundo. A expectativa de crescimento dessa doença está intimamente relacionada ao aumento da expectativa de vida das pessoas nas últimas décadas. A perspectiva para o crescimento da ocorrências de pessoas sofrendo com a DP chega a mais de 12 milhões de indivíduos até 2050 [2].

O Ministério da Saúde Brasileiro tem como iniciativa incentivar a inovação tecnológica em saúde tendo como uma das prioridades as doenças crônicas e saúde do idoso reforçando a importância do alinhamento com a pesquisa científica de modo indispensável para a melhoria das ações de promoção, proteção e recuperação da saúde da população [3].

A DP, ainda não tem cura e o diagnóstico não é simples. O paciente deve ser submetido a exames clínicos padronizados, exames de diagnóstico por imagem e resposta à terapia dopaminérgica. Contudo, os sinais motores da doença, como tremor, bradicinesia e rigidez muscular são características que podem evidenciar a presença da doença [1][4].

Estudos com relação à avaliação objetiva dos sinais motores de pacientes com a DP têm se mostrado de grande valia. Um dos métodos largamente utilizados é aquele que utiliza sensores inerciais. Estes métodos caracterizam-se por colocar os sensores em segmentos do corpo humano de modo não invasivo. Assim, os sensores podem medir os movimentos voluntários e involuntários dos pacientes [5][6][7].

Com o diagnóstico positivo para a DP inicia-se o tratamento, que é amplo, e envolve o uso de medicamentos, bem como a realização de cirurgia, fisioterapia e acompanhamento psicológico [8]. A fisioterapia é fundamental no processo de reabilitação do paciente, permitindo maximizar as habilidades funcionais e minimizando complicações secundárias [9].

O uso de jogos sérios na reabilitação tem se mostrado eficaz. Neste contexto o jogo sério é utilizado com carácter educacional e de treinamento, sendo uma ótima ferramenta para motivar os pacientes na realização dos exercícios [10]. Quando a reabilitação é baseada em jogo sério, uma Interface Homem Máquina mostra-se como uma parte importante de todo o

processo, haja visto a necessidade do usuário interagir com o jogo de maneira apropriada para que a reabilitação atinja o sucesso desejado [11].

Não obstante o tratamento ao qual o paciente com DP esteja submetido, exames diagnósticos e o monitoramento dos sintomas nestas pessoas mostram-se necessários para garantir melhor qualidade de vida ao paciente com DP. Neste contexto, exames clínicos com avaliação objetiva são de grande relevância, assim como técnicas para monitoramento longitudinal em atividades diárias.

Pacientes tratados com medicamentos tendem a observar a redução da eficácia, dos mesmos, ao longo dos anos. Com esta redução da eficiência dos medicamentos os pacientes com DP podem experimentar o fenômeno conhecido como flutuações motoras. Nestes episódios a pessoa alterna períodos “ON” de medicação (período, no qual o medicamento está fazendo efeito) com períodos de “falha” medicamentosa, nos quais os sintomas antes controlados pelo medicamento retornam [12].

O procedimento cirúrgico conhecido como Estimulação Cerebral Profunda (Deep Brain Stimulation) tem sido utilizado nas últimas décadas com grande sucesso. Inicialmente os sistemas DBS foram desenvolvidos em malha aberta (open-loop), e atualmente tem-se buscado, para otimizar a operação do sistema, o DBS adaptativo ou de malha fechada (close-loop). Uma parte integrante para a implementação do sistema DBS de malha fechada é a introdução de sensores capazes de detectar os sintomas da DP manifestando no paciente, sendo possível assim atuar no funcionamento do DBS, isto é, aumentando ou diminuindo a estimulação cerebral. Este processo é importante porque traz benefícios, tais como economia de baterias e diminuição de efeitos colaterais como a discinesia [13][14].

Sistemas baseados em dispositivos vestíveis têm tido sua viabilidade analisada para o monitoramento das flutuações em pacientes com a DP. Estes dispositivos ao fornecerem dados dos sinais biomédicos dos pacientes, de modo longitudinal, podem facilitar a tomada de decisão, de profissionais de saúde, nos ajustes de doses medicamentosas para melhorar o desempenho da droga e evitar os períodos de “falha” (wearing-off) [15].

A luz destes fatos, este estudo propôs a utilização de jogo sério para reabilitação de indivíduos com DP. A reabilitação proposta, restringiu-se ao membro superior, mais especificamente as mãos destes pacientes. A reabilitação das mãos de indivíduos com Doença de Parkinson é de grande importância, pois, os principais sintomas da doença (bradicinesia, tremor, rigidez) podem ser observados nas mãos destes indivíduos. Quando isto ocorre, estes indivíduos têm grandes dificuldades para realizar tarefas simples da vida diária, tais como:

se alimentar sozinho, se vestir sozinho, realizar a higiene pessoal sozinho, ou seja, este membro tem grande representatividade na independência do indivíduo e a doença ao debilitar os movimentos das mãos impacta diretamente na autonomia e qualidade de vida dessas pessoas.

Como apresentado por Mendes, Luanne Cardoso et. al. [16] vários estudos demonstram os benefícios da utilização de jogos sérios para reabilitação de membro superior em indivíduos com DP. Contudo, existe a necessidade de maior rigor metodológico na utilização de JS para reabilitação de indivíduos com Parkinson, bem como, a maior customização dos sistemas para a perfeita adequação ao usuário com DP.

Assim este estudo está inserido no contexto da implementação de um programa de reabilitação das mãos de indivíduos com DP, sendo esta reabilitação baseada em jogo sério, no qual o paciente será estimulado à executar movimentos baseados na Movement Disorders Society – Unified Parkinson Disease Rate Scale (MDS – UPDRS) [17] , visto que são amplamente utilizados na prática clínica. Com efeito, tornou-se necessário a utilização de uma IHM capaz de rastrear os movimentos das mãos de indivíduos com DP, fornecendo esta informação para controle de jogo sério, bem como, monitoramento e avaliação de sinais motores nestes indivíduos.

No contexto da DP e JS, muitos estudos foram realizados para demonstrar a eficácia do uso de sensores de jogos disponibilizados no mercado. Dentre eles podem ser citados o uso do Nintendo Wiimote, Microsoft's Kinect, Sony Playstation Eye e até mesmo o uso de webcams comuns [11]. Estes sensores são facilmente encontrados no mercado nacional e com preços acessíveis. No que tange, ao presente estudo, cujo foco é o rastreamento do movimento das mãos os sensores Wiimote, Kinect e webcams comuns foram considerados, sendo os sensores Wiimote e Kinect os que apresentam requisitos de exatidão e precisão adequados.

Estudos demonstram que a utilização de sensor inercial posicionado na parte de trás da mão é adequada para obtenção de informação para avaliação e monitoramento da bradicinesia e do tremor com grande correlação com a escala UPDRS [18][5]. Portanto, ambos sensores, Wiimote e Kinect, não foram utilizados, pois não apresentam as características ergonômicas para que IHM fosse capaz de ser utilizada como sensor de jogo sério e, também, fornecer dados para avaliação e monitoramento de sintomas motores, tais como bradicinesia e tremor, com a confiabilidade desejada.

A luz destes fatos, chegou-se a conclusão de que a IHM adequada deveria ser um dispositivo vestível, portátil e móvel, baseado em sensores inerciais. Sendo o melhor desenho “design” proposto, uma luva cujo sensor estivesse posicionado na parte de trás da mão. Assim buscou-se no mercado um sensor de jogo adequado a este estudo. Encontrou-se exemplares

como o modelo “Prime X Gloves” do fabricante MANUSTM, contudo, este dispositivo não se encontra no mercado brasileiro e tem um custo elevado (acima de 4 mil dolares) [19].

Com efeito, a melhor opção foi desenvolver o próprio dispositivo, para que todos os requisitos do sistema fossem alcançados. É neste cenário que se encontra a motivação para a pesquisa e desenvolvimento de um dispositivo vestível, móvel e de baixo custo, capaz de ser utilizado como sensor de rastreamento do movimento de membro superior (mão) para uso em jogo sério, bem como, um dispositivo capaz de medir os sinais biomédicos de pacientes com DP para posterior análise e avaliação de sintomas motores, em ambiente clínico e também vislumbrar a possibilidade de sua utilização como dispositivo de monitoramento de sinais motores em tempo real.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo deste estudo foi o desenvolvimento e avaliação de uma interface homem máquina (IHM) vestível, móvel e de baixo custo, baseada em sensores inerciais, para prover interação com um jogo sério, para reabilitação e monitoramento de sinais motores de membros superiores de pacientes com DP.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos são:

- Realizar uma pesquisa na literatura científica para avaliar o estado da arte de dispositivos baseados em sensores inerciais, para medição de sinais motores para controle de jogo sério, bem como avaliação e monitoramento de sinais motores de pessoas com DP.
- Construir um equipamento vestível e móvel capaz de ser utilizado como sensor para controle de jogo sério, isto é, capaz de rastrear os movimentos da mão no espaço 3D, possibilitando ao usuário executar movimentos de rotação do punho definidos na UPDRS (pronação/supinação, extensão/flexão e desvio ulnar/desvio radial), bem como

os movimentos de pinça e abertura e fechamento da mão, movimentos também definidos na referida escala e, ainda, fornecer dados para avaliação e monitoramento de sinais motores de pessoas com DP.

- Avaliar o uso do dispositivo durante a interação entre pessoas com a DP e o jogo sério.
- Utilizar os sinais biomédicos coletados no processo de reabilitação para processamento e avaliação do tremor nos pacientes participantes.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação foi organizada em seis capítulos, incluindo esta introdução, divididos como se segue. O Capítulo 2 apresenta uma revisão da literatura científica acerca da Doença de Parkinson (DP) (principais sintomas e tratamentos), bem como o uso de sensores inerciais para a avaliação da doença e o uso de jogos sérios na reabilitação de pacientes com DP. No Capítulo 3 encontra-se a seção Materiais e Métodos que descreve o detalhamento da implementação da Interface Homem-Máquina (IHM) (hardware e firmware), bem como, o procedimento de validação do dispositivo e protocolo de experimento do uso da IHM na prática clínica. O Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos neste trabalho. Os resultados são discutidos no capítulo 5 e por fim, o capítulo 6 apresenta a conclusão e trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 A DOENÇA DE PARKINSON

James Parkinson foi o primeiro a apresentar uma descrição médica clara sobre a doença, descrita por ele como a paralisia agitante em 1817 [20]. Apenas em 1884, com o neurologista francês Charcot, é que o termo Doença de Parkinson consolidou-se [21].

A Doença de Parkinson (DP) é uma doença que acomete o sistema nervoso central (SNC), sendo observados de 100 a 150 casos por 100.000 habitantes. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), 1% da população mundial com mais de 60 anos sofrem com o mal de Parkinson [22].

No SNC a doença atua de forma crônica e progressiva, os impactos são observados principalmente no sistema motor, o que causa os sinais clássicos da doença, como o tremor, a bradicinesia, a rigidez e a instabilidade postural [23][24].

A doença também causa sintomas não motores, tais como depressão, distúrbios do sono e déficit cognitivo. A doença aparece por volta dos 60 anos de idade não havendo diferenças entre sexo e raças [25].

A DP caracteriza-se por uma condição neurodegenerativa do sistema nervoso central (SNC), acometendo os núcleos da base e causando perda progressiva de neurônios dopaminérgicos da substância negra, região do cérebro importante para o controle do movimento. A perda de neurônios dopaminérgicos acarreta uma consequente perda de dopamina, sendo que estes neurotransmissores são responsáveis pelo comportamento cognitivo, motor, a motivação, o sono, o humor e a aprendizagem. Com o déficit dopaminérgico causado pela doença a pessoa diminui progressivamente a sua qualidade de vida, sendo cada vez mais difícil executar tarefas comuns da vida diária como caminhar, escrever e escovar os dentes [26].

A doença em seu estágio inicial é de difícil diagnóstico, sendo necessário profissionais especialistas experientes para um diagnóstico correto. O diagnóstico e a avaliação da DP são realizados fundamentalmente de maneira subjetiva por meio de escalas que auxiliam na análise quantitativa e qualitativa [24]. O padrão ouro é a Movement Disorders Society – Unified Parkinson Disease Rate Scale (MDS – UPDRS) [17][1].

2.2 PRINCIPAIS SINTOMAS DA DOENÇA DE PARKINSON

Os sintomas motores cardinais da DP, i.e., tremor, bradicinesia, rigidez e instabilidade postural, variam de uma pessoa para outra, sendo que no início da doença eles podem ser imperceptíveis [1].

O tremor é um dos sintomas motores mais comum observado em pessoas com DP, embora não seja predominante em todos os indivíduos. O tremor caracteriza-se por movimentos involuntários e rítmicos em uma parte do corpo do paciente, e ocorre de maneira diversa entre os pacientes, podendo começar por uma mão, braço ou pernas. A pessoa com DP, com o SNC afetado, pode apresentar tremores graves que impactam de modo negativo na realização de várias tarefas diárias pelo indivíduo [24].

A bradicinesia, sintoma motor definido pela lentidão dos movimentos, é o de maior incidência dentre as pessoas com DP e provoca a redução da amplitude e velocidade do movimento (hipocinesia) podendo afetar a marcha ao diminuir o movimento de balançar dos braços, dificultando o início do movimento (cinesia) [27].

Outro sintoma motor da DP é a rigidez, que se caracteriza pelo aumento do tônus muscular, dificultando o movimento e postura, além de promover uma diminuição da amplitude do movimento. A rigidez pode, ainda, ser fonte de dor e prejudicar o equilíbrio, bem como dificultar o início da caminhada e do repouso [23].

Outros sintomas motores podem acometer a pessoa com DP, tais como alterações na marcha, alterações na escrita, problemas com a deglutição de alimentos e na fala [28].

Os sintomas não motores da DP podem ser classificados como problemas autônomos ou involuntários (mioclonia, hipotensão ortostática, desregulação respiratória, constipação intestinal, seborreia, dentre outros), sintomas cognitivos (dificuldades de concentração, planejar, pensar de forma rápida, dificuldade de memorização e recuperar a memória) e distúrbios do sono (insônia, pesadelos que podem causar movimentos bruscos, gritos e choro durante o sono). Alucinações e demência costumam estar presentes em estágios avançados da doença [23][29].

2.3 TRATAMENTOS

Os tratamentos para a DP descritos na literatura são amplos contemplando o tratamento medicamentoso, cirúrgico e fisioterápico (reabilitação).

A reabilitação pode ser vista como uma ferramenta de ajuste do tratamento medicamentoso e cirúrgico, na medida em que atua para maximizar habilidades funcionais dos pacientes, bem como minimizar complicações secundárias, possibilitando uma melhor qualidade de vida à pessoa com DP [9]. Nos últimos anos a utilização de jogos sérios no contexto da reabilitação de pessoas com DP tem sido alvo de estudos, demonstrando ser uma importante ferramenta neste processo [11].

Quanto ao tratamento medicamentoso, a estratégia implementada recai sobre o uso de drogas para suprir a deficiência de dopamina no cérebro. A Levodopa é o fármaco mais utilizado neste tipo de tratamento, contudo altas dosagens desse medicamento podem levar a efeitos colaterais indesejados. Não obstante há evidências de que a eficácia da Levodopa diminui após um período de 5 anos [30][27].

Com a diminuição da eficácia do medicamento o paciente com DP pode ter uma indicação para o tratamento cirúrgico. Um dos procedimentos que podem ser realizados é a palidotomia que consiste em uma lesão irreversível da região do cérebro chamada globo pálido. Este tipo de cirurgia é efetiva diminuindo os sintomas de tremor e discinesia no paciente e tem um atrativo econômico por ser um procedimento de menor custo [27].

Outro procedimento cirúrgico com bons resultados é a estimulação profunda do cérebro (DBS – Deep Brain Stimulation). Esta cirurgia caracteriza-se pela inserção de um eletrodo em regiões específicas do cérebro (núcleo subtalâmico e globo pálido) conectado a um neuroestimulador que envia estímulos elétricos ao cérebro. O DBS é um procedimento reversível e permite ajustes de acordo com as necessidades do paciente, contudo é um tratamento de custo elevado [27].

Embora tenha havido avanços nos tratamentos da DP nos últimos anos, trata-se de uma doença que ainda não tem cura e que exige maiores e melhores conhecimentos de sua causa e evolução. Neste sentido, existe uma busca contínua por tecnologias que auxiliem no diagnóstico e monitoramento dos sintomas da doença. O próximo tópico versa sobre uma dessas tecnologias de avaliação da DP, os sensores inerciais.

2.4 SENSORES INERCIAIS COMO TECNOLOGIA PARA DIAGNÓSTICO E AVALIAÇÃO DA DOENÇA

Como mencionado anteriormente, a DP provoca diversos sintomas motores na pessoa com a doença. Estes sintomas se apresentam de maneiras distintas entre os indivíduos e podem ser avaliados através de medições de sinais motores em diversos membros do corpo. Monitorar os sintomas motores provocados pela doença, bem como alterações, ao longo do tempo, na resposta ao medicamento é de fundamental importância para quantificar o progresso da doença, em um indivíduo específico, e assim definir uma melhor estratégia de tratamento [31].

Neste contexto, os sensores inerciais têm se mostrado uma boa alternativa no desenvolvimento de dispositivos vestíveis para a avaliação dos sinais motores de indivíduos com DP [31][5]. **Erro! Fonte de referência não encontrada.** ilustra os sinais medidos por um acelerômetro, que poderia estar posicionado sobre a mão de um indivíduo.

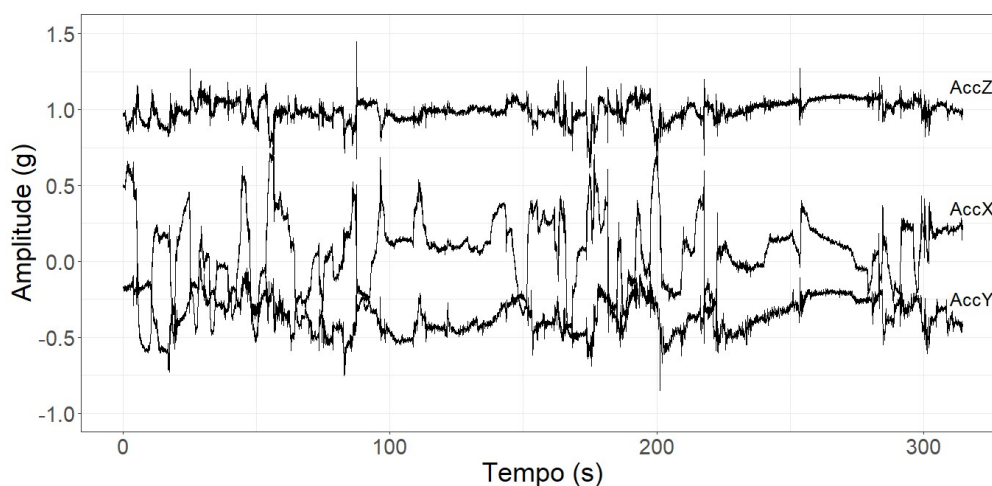


Figura 1 - Medição do Acelerômetro.

Com os sinais medidos por um acelerômetro, posicionado na mão de um indivíduo com DP, é possível avaliar a condição motora do paciente, estimando o tremor, por exemplo, que porventura possa estar presente no momento da medição.

Buscou-se na literatura científica o estado da arte em dispositivos para avaliação de sinais motores em indivíduos com DP, sendo observado a utilização de equipamentos vestíveis. Vários estudos apontam ser possível avaliar os sinais motores de indivíduos com DP através de

“sensores vestíveis” baseados em sensores inerciais, isto é, acelerômetros, giroscópios e magnetômetros [5][32].

Embora, existam vários dispositivos vestíveis, baseados em sensores inerciais, na literatura científica, Mendes, Luanne Cardoso et. al. [16] demonstra que, no contexto de jogos sérios, existe uma ausência do uso destes dispositivos. No que tange à reabilitação de membros superior (mãos) em indivíduos com DP, utilizando o JS, verifica-se o uso de sensores comerciais [16][11], o que permite o controle no jogo, contudo, não alcançam as características dos dispositivos vestíveis utilizados para avaliação e monitoramento dos sinais motores nos pacientes com DP.

Estes estudo se justifica, portanto, pela capacidade de unir o conhecimento consagrado dos dispositivos vestíveis, baseados em sensores inerciais, no que se refere ao monitoramento e avaliação de sinais motores, bem como, a funcionalidade de controlador de jogo [33][5], sem deixar de considerar a questão de custo, visto que um dispositivo de custo acessível, o que não ocorre com dispositivos semelhantes encontrados no mercado, como é o caso do modelo “Prime X Gloves” do fabricante MANUSTM, que não se encontra no mercado brasileiro e tem um custo elevado (acima de 4 mil dolares) [19].

Existem várias tecnologias para construção dos sensores inerciais. A tecnologia de micro-eletromecânicos (MEMS), que operam de acordo com o princípio físico da inércia, tem sido amplamente utilizada. Os sensores inerciais podem ser classificados como: acelerômetros, capazes de estimar a aceleração linear em 3 eixos, giroscópios que estimam a velocidade angular, também em 3 eixos, magnetômetros que estimam as características do campo eletromagnético atuando sobre o sensor [1].

Andrade et al. [5], demonstraram ser possível o estudo do tremor de repouso e postural da mão, em pessoas com DP, utilizando um dispositivo vestível baseado em sensores inerciais posicionados na parte de trás da mão.

2.5 A UTILIZAÇÃO DE JOGOS SÉRIOS NA REABILITAÇÃO DE PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON

A utilização de jogos sérios como uma ferramenta em programas de reabilitação apresenta-se como um novo paradigma para a reabilitação. O termo jogos sérios tem sido

aplanamente utilizado, atualmente, e refere-se ao uso de jogos, cujo objetivo primário não é o intertenimento, mas sim a educação e treinamento [10].

A utilização de jogos sérios na reabilitação de pessoas com disordem motora, como ocorre em pacientes com DP, tem sido amplamente investigada, sendo observado na literatura científica que esta estratégia tem demonstrado varios beneficios e vantagens [11].

É necessário, contudo, resaltar a importância do desenvolvimento de jogos sérios e plataformas de controle especificamente desenvolvidos para a reabilitação de pessoas com DP, para que o programa de reabilitação seja bem aceito, tanto pelo paciente quanto pelo profissional de saúde, que irão utilizar a ferramenta, para que resultados positivos sejam alcançados [10][11][16].

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo caracteriza-se pela pesquisa e desenvolvimento de uma interface homem-máquina para avaliação e monitoramento de sinais motores de indivíduos com DP. O desenvolvimento do dispositivo engloba hardware, firmware e software. A **Erro! Fonte de referência não encontrada.** apresenta o fluxograma com as etapas de desenvolvimento deste estudo.

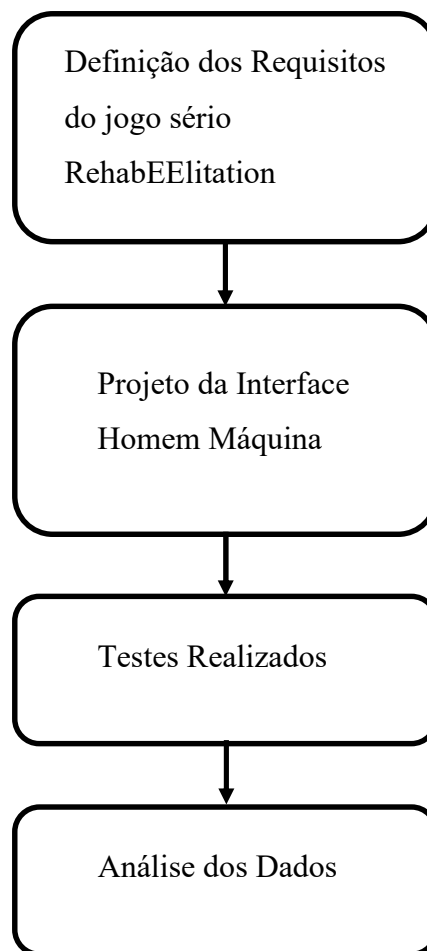


Figura 2 - Fluxograma das Etapas de Desenvolvimento do Estudo.

3.1 DEFINIÇÃO DOS REQUISITOS DO JOGO SÉRIO REHABEELITATION

Como já mencionado, o tratamento da doença de Parkinson envolve várias frentes, dentre elas a fisioterapia (reabilitação). Entretanto, a reabilitação caracteriza-se por exercícios que podem ser cansativos, demorados e desmotivantes, o que contribui para o abandono do paciente. Além disso, eles só são eficazes quando praticados diariamente e de forma muito intensa. Portanto, outras formas de reabilitação dos movimentos estão sendo estudadas e propostas para melhor servir as pessoas com DP, como o uso de jogos sérios [34].

A reabilitação com JS pode proporcionar maior engajamento e eficiência nos tratamentos de reabilitação e, além disso, já são observados na literatura científica, resultados positivos para a recuperação neuromotora em pacientes com DP [34]. Neste contexto, este trabalho está diretamente relacionado à implementação do JS virtual RehabEElititation (Instituto Nacional da Propriedade Industrial—Brasil— BR512021001975-0) [34], desenvolvido para a reabilitação dos movimentos articulares de punho e mão de pacientes da DP com os seguintes requisitos funcionais:

- Apresentar um ambiente virtual com tema motivador ao indivíduo com DP.
- Permitir ao indivíduo a execução de movimentos definidos na UPDRS para controlar um objeto virtual no jogo.
- Comunicar com um sensor de jogo capaz de estimar a orientação da mão do usuário no espaço 3D e enviar, tal informação, por enlace sem fio.
- Gravar a informação recebida do sensor.
- Permitir o cadastro de usuários.
- Permitir calibração para adequação aos diferentes usuários.
- Permitir diferentes níveis de dificuldade do jogo.

A Figura 3 apresenta os cenários do RehabEElititation, onde o usuário controla uma abelha.



Figura 3 - Cenário do Jogo Sério RehaBEElitation.

3.2 PROJETO DA INTERFACE HOMEM MÁQUINA

A interface homem-máquina (IHM) foi desenvolvida sob medida para a utilização específica com o jogo sério RehaBEElitation e caracterizou-se por um dispositivo vestível e móvel composto por hardware e firmware, com a funcionalidade de rastrear os movimentos da mão do usuário e assim ser possível sua utilização como um controle para jogos sérios, além de um equipamento capaz de avaliar sinais motores de pessoas com DP. Neste contexto a IHM foi implementada como uma luva conforme ilustrado na Figura 4.



Figura 4 - IHM Implementada como uma Luva.

A luva foi confeccionada a partir do modelo utilizado por motociclistas, conhecido como “segunda pele”, feita 100% por lã de merino, material que possibilitou uma luva firme o

bastante para conexão da caixa com o circuito eletrônico e, ainda, sem ser desconfortável para o usuário.

O hardware é composto por sensores inerciais (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro) além de sensores capacitivos (sensor de toque). Os valores medidos nos sensores são lidos por um microcontrolador, no qual os dados são formatados e envelopados em mensagens do tipo UDP (User Datagram Protocol) e enviadas, via link Wi-Fi, para um computador executando um software adequado para recepção dos dados (jogo sério Rehabilitation).

A mensagem enviada pela IHM contém 120 bytes de dados formatados no padrão “Open Sound Control” (OSC). OSC é um protocolo de comunicação aberto, independente do transporte, baseado em mensagens, desenvolvido para comunicação entre computadores, sintetizadores de som e outros dispositivos multimídia [35].

A mensagem OSC enviada pela IHM contém os seguintes dados:

- Um dado tipo “string”, fixo, referente ao endereço OSC padrão, no caso: /IMU_NIATS.
- Quatro dados do tipo “float” que carregam a informação de quaternion.
- Um dado do tipo “unsigned int_32” com a informação de estampa de tempo.
- Um dado do tipo “signed int_16” com a informação de ângulo da bússola eletrônica.
- Um dado do tipo “unsigned int_8” com a informação de estado da pinça.
- Um dado do tipo “unsigned int_8” com a informação de estado da mão.
- Um dado do tipo “float” com a informação de temperatura do sensor MPU6050 (não utilizado na versão atual).
- Três dados do tipo “signed int_16” com a informação do acelerômetro (dado bruto).
- Três dados do tipo “signed int_16” com a informação do giroscópio (dado bruto).
- Três dados do tipo “signed int_16” com a informação do magnetômetro (dado bruto).

A Figura 5, a seguir, ilustra um pacote UDP, com a mensagem OSC enviada pela IHM, que foi capturado na rede Wi-Fi, utilizando o software de análise de protocolo de rede: WireShark [36].

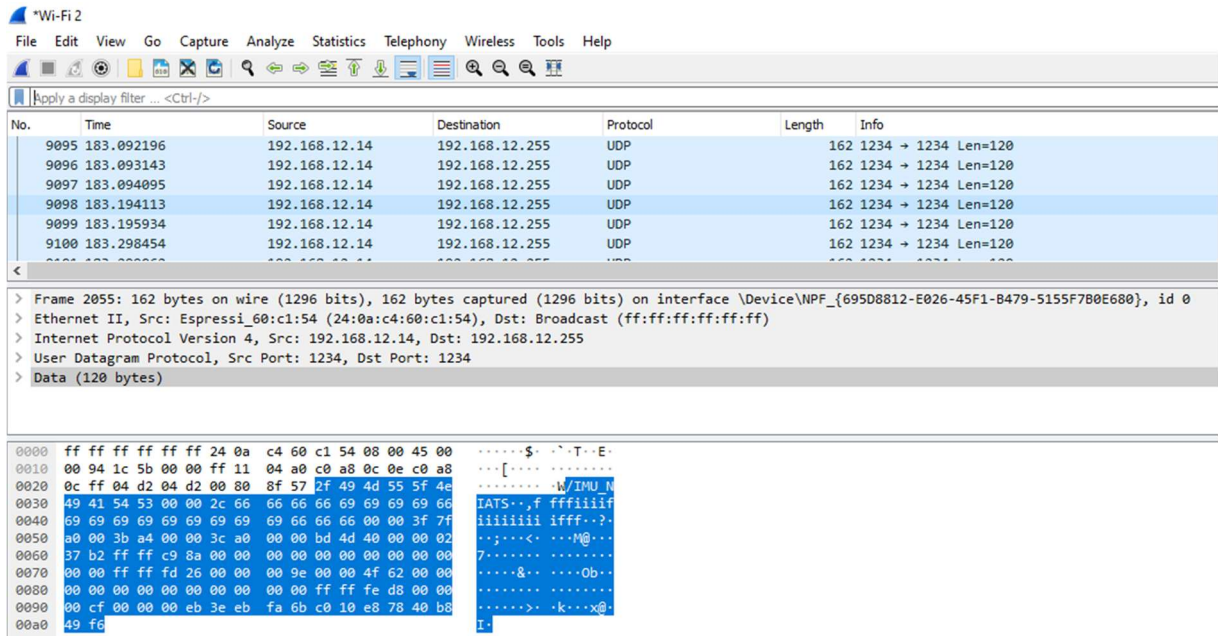


Figura 5 - Mensagem da IHM evidenciando os 120 bytes de dados enviados.

A Figura 6 apresenta o diagrama com o funcionamento simplificado do sistema, de modo a adquirir os valores dos sensores inerciais e de toque e enviar tais informações em uma rede WLAN.

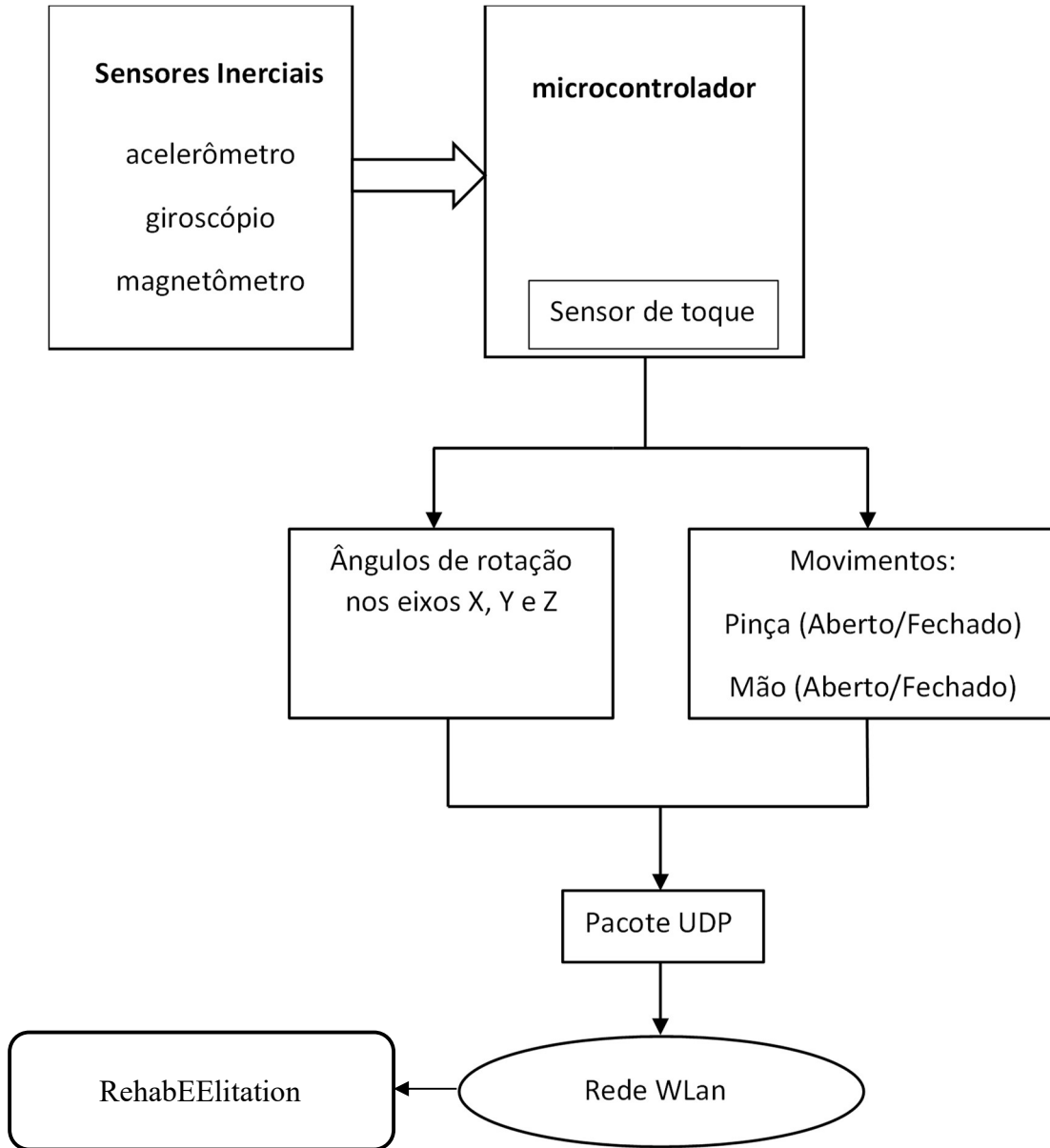


Figura 6 - Diagrama do Funcionamento da IHM.

3.3 HARDWARE

O hardware do dispositivo é composto por sensores inerciais (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro) responsáveis por definir a informação da orientação da mão (ângulos de rotação nos eixos X, Y e Z). Há também sensores de toque (sensores capacitivos embarcados no microcontrolador) responsáveis por fornecer as informações dos movimentos de abertura e fechamento dos dedos indicador e polegar (pinça) e de abertura e fechamento da mão. A Figura 7 mostra a arquitetura do hardware implementado.

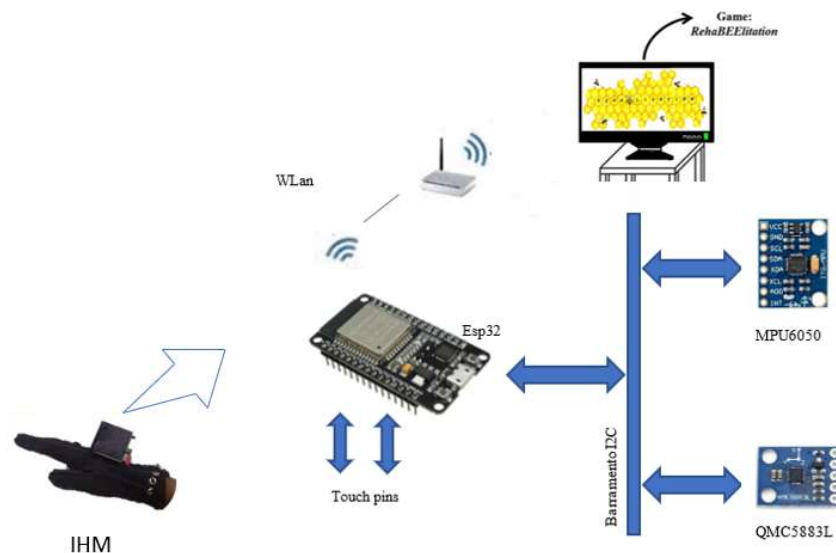


Figura 7 - Arquitetura do Hardware.

3.3.1 Sensores Inerciais

Para implementação do dispositivo utilizou-se a unidade de medição inercial (IMU – Inertial Measurement Unit) MPU6050 que é composta de um acelerômetro triaxial e um giroscópio triaxial. A MPU6050 possui também uma unidade de processamento digital (DMP

- Digital Motion Processing) que realiza a fusão dos dados do acelerômetro e giroscópio fornecendo a orientação do sensor na formatação de quaternions.

Foi utilizado o magnetômetro externo QMC5883L, também triaxial. O uso do magnetômetro foi necessário para implementação de uma bússola eletrônica com a finalidade de corrigir os erros existentes nos valores estimados dos ângulos de rotação do eixo Z, quando utilizando apenas os valores lidos do MPU6050.

A sensibilidade do acelerômetro foi configurada para $\pm 2g$, no giroscópio utilizou-se $\pm 2000^\circ/s$ e no magnetômetro 8Gauss. Esta configuração foi definida experimentalmente, sendo a melhor observada.

Foi utilizado o microcontrolador Esp32 (Módulo Esp32 Wroom), o qual obteve via barramento I2C os dados fornecidos pelos sensores. A Figura 8 apresenta o diagrama elétrico com as conexões entre os sensores inerciais e o microcontrolador.

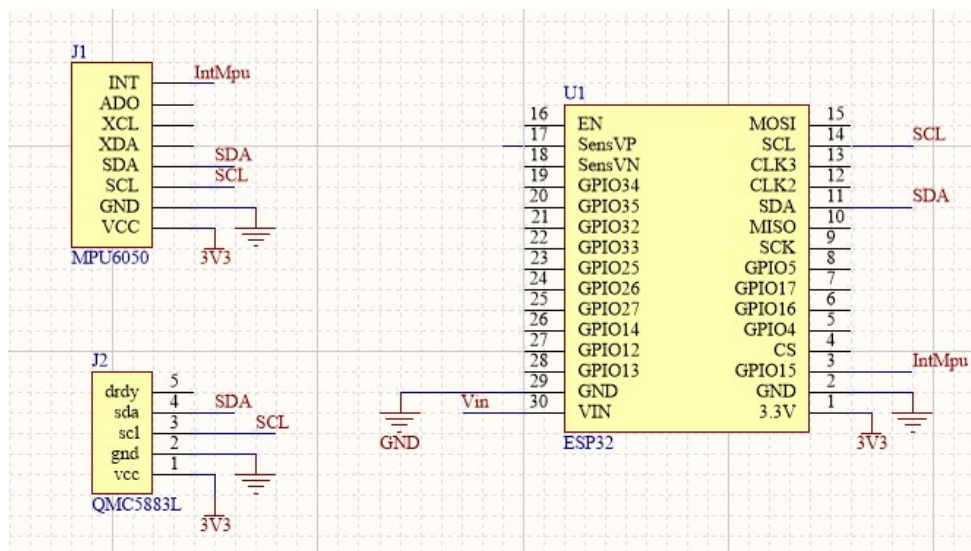


Figura 8 - Diagrama Elétrico: Sensor Inercial.

3.3.2 Sensores de Toque

Os sensores de toque utilizados foram sensores capacitivos já embarcados no microcontrolador. Estes sensores estão disponibilizados em pinos específicos do microcontrolador e quando ocorre o toque, nos mesmos, é possível medir a variação da

capacitância existente no pino, e por consequência detectar o toque. Estes sensores foram montados de maneira específica para detectar o movimento de abertura e fechamento dos dedos indicador e polegar (pinça) e mão, assim determinou-se uma montagem, na qual possibilita-se o contato do sensor com a referência do circuito (GND) obtendo-se um valor de capacitância nula no momento do toque. A Figura 9 ilustra o posicionamento dos sensores implementados no dispositivo vestível por meio de linha condutiva.

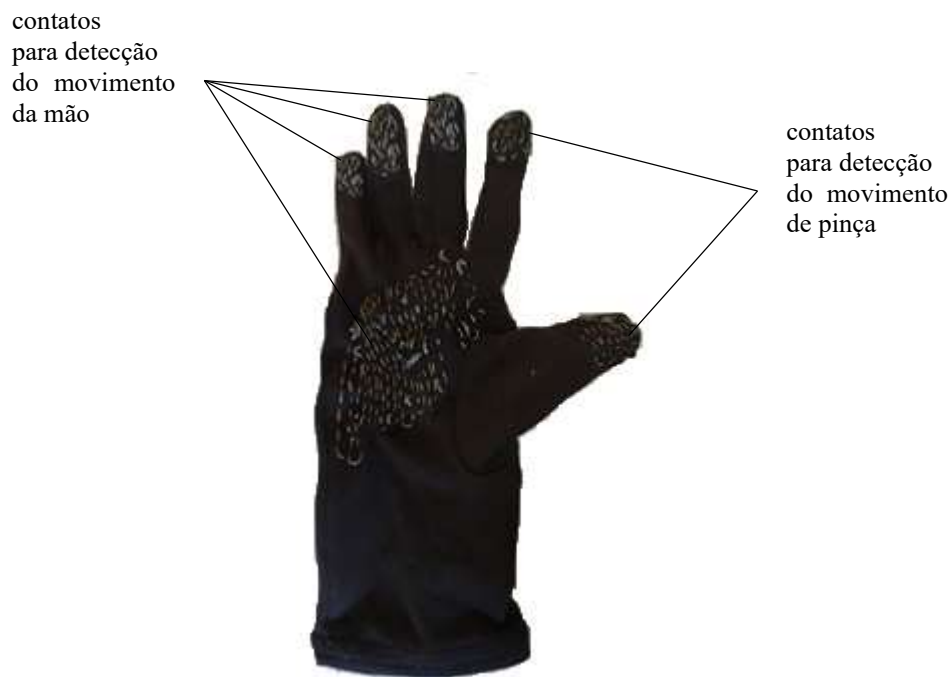


Figura 9 - Sensores de toque implementados com linha condutiva.

No microcontrolador definiu-se a utilização dos sensores de toque Touch 5 e Touch 6 para detecção dos movimentos de pinça e mão respectivamente. A Figura 10 ilustra o diagrama elétrico da conexão.

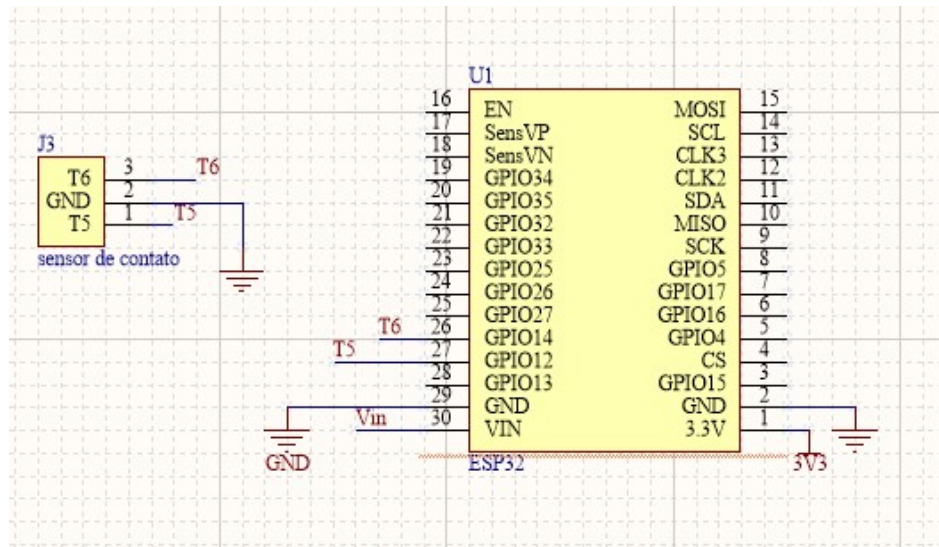


Figura 10 - Diagrama Elétrico: Sensor de Toque.

Para a implementação do protótipo os módulos de sensores inerciais e o microcontrolador foram montados em uma placa de protótipo em fenolite. A Figura 11 apresenta a montagem realizada.

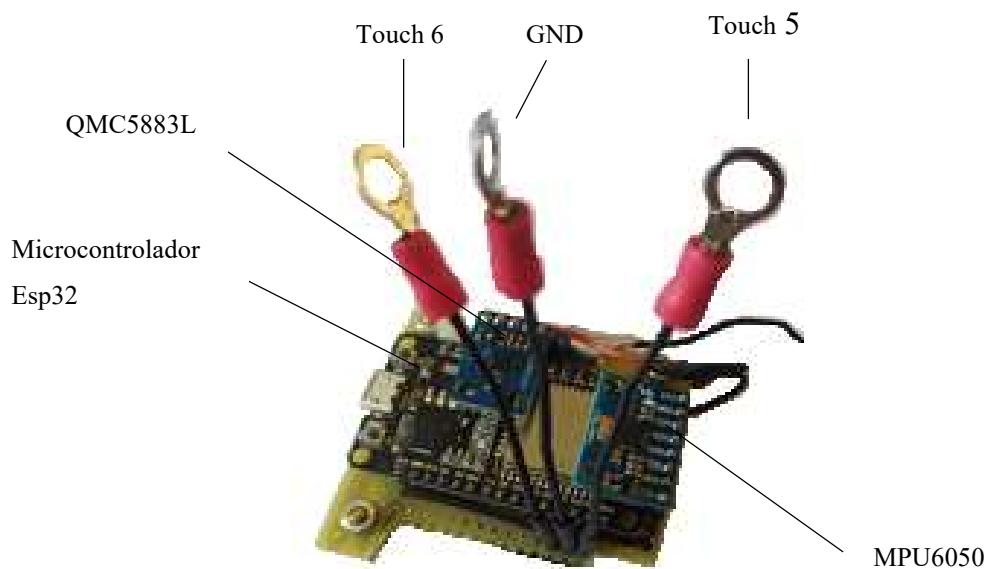


Figura 11 - Placa de Protótipo.

3.3.3 Alimentação por bateria

Para que o dispositivo pudesse ter a característica móvel definiu-se a fonte de energia elétrica por bateria de Lítio – Ion recarregável de 800mAh. A bateria utilizada possui tensão de saída de 3,7 volts DC e está acoplada a um módulo elevador de tensão (Set-Up Adjustable DC-DC Switching Boost Converter) para obter o nível de tensão compatível com o nível de tensão DC na entrada do módulo Esp32 Wroom, definida em 5 volts DC. A Figura 12 ilustra o diagrama esquemático do circuito, incluindo a utilização de uma chave liga/desliga.

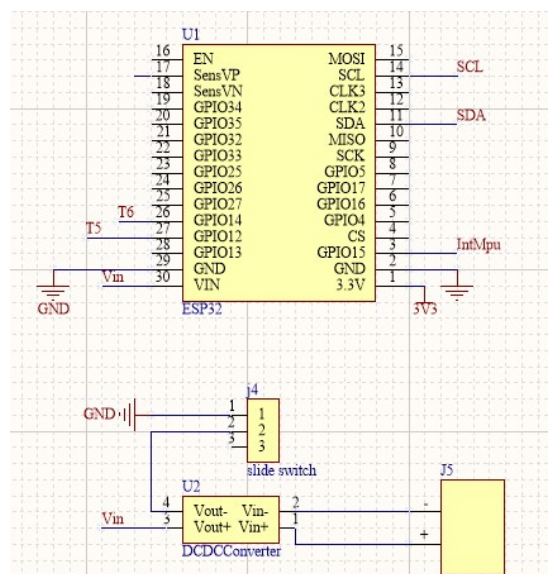


Figura 12 - Diagrama Elétrico: Circuito de Alimentação.

3.4 FIRMWARE

O firmware implementado tem como função configurar os sensores inerciais dos módulos MPU6050 e QMC5883L, assim como gerenciar o barramento de dados I2C, no qual ambos os circuitos integrados comunicam com o microcontrolador. Outra função é a leitura dos estados dos sensores de toque e a configuração da comunicação WiFi, montagem dos pacotes UDP e envio das mensagens na rede. O firmware foi desenvolvido utilizando a plataforma Arduino IDE [37]. A Figura 13 ilustra a estrutura de funcionamento do firmware.

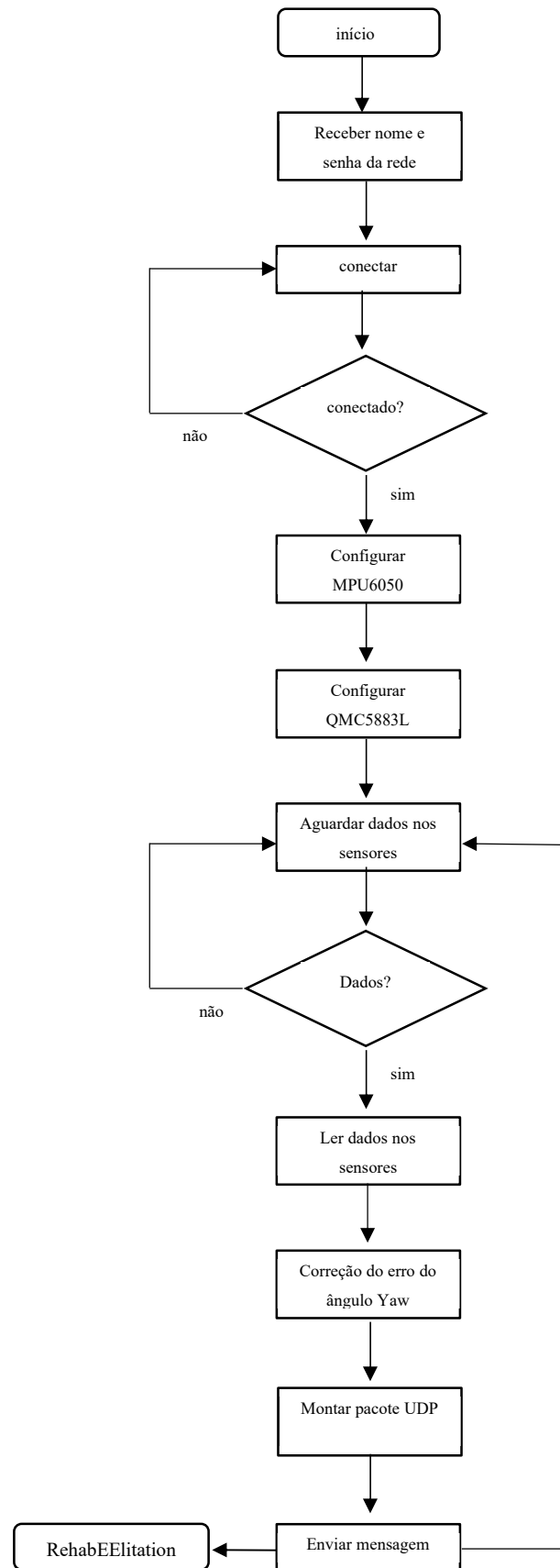


Figura 13 - Fluxograma do firmware.

3.4.1 Correção do erro do ângulo Yaw (Rotação no eixo Z)

Uma etapa importante do firmware é o algoritmo de correção do erro no valor estimado para o ângulo Yaw, isto é, o ângulo de rotação no eixo Z. O ângulo Yaw é obtido pela integração dos valores medidos no giroscópio. Este sensor inercial possui erros que se acumulam ao longo do tempo devido à integração, este fenômeno é conhecido na literatura como “erro de escorregamento” (drift error) [38].

Para corrigir este erro, visto que ele inviabiliza a estimação do ângulo Yaw, no longo prazo, implementou-se o algoritmo de uma bússola eletrônica que estima o ângulo Yaw baseado nos valores medidos no acelerômetro e magnetômetro [39]. A fusão dos valores de ângulo de rotação no eixo Z estimados pela bússola eletrônica e giroscópio é realizada com o intuito de se estimar os ângulos com maior confiabilidade. A Figura 14 mostra o diagrama do algoritmo de correção do erro implementado.

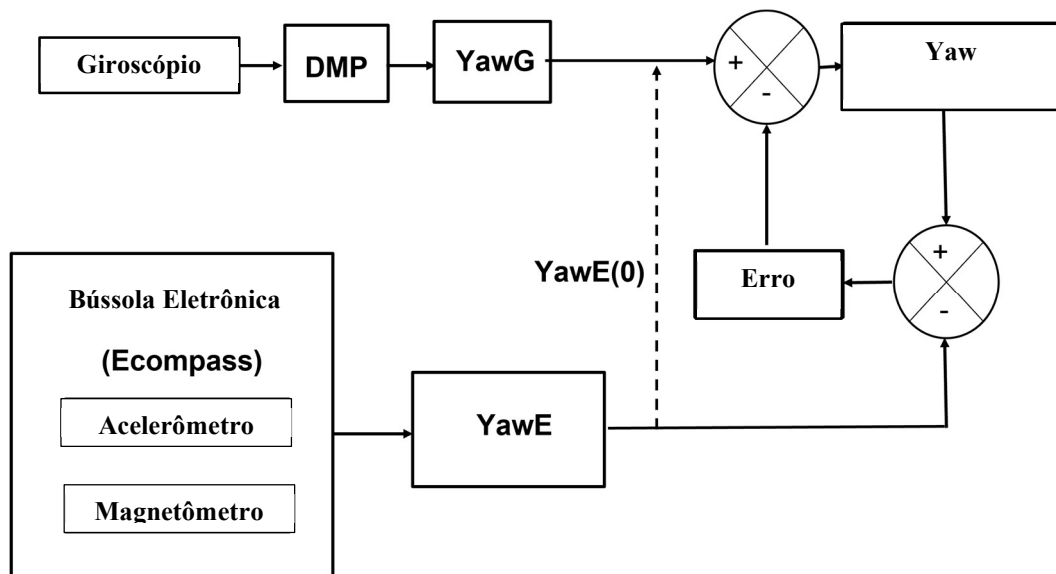


Figura 14 - Diagrama do algoritmo de correção do erro de “drift”.

A Figura 15 apresenta o gráfico do ângulo Yaw estimado sem correção (YawG) e após a correção do erro (YawEcompass) durante dez minutos de medição com o dispositivo em repouso sobre uma superfície plana.

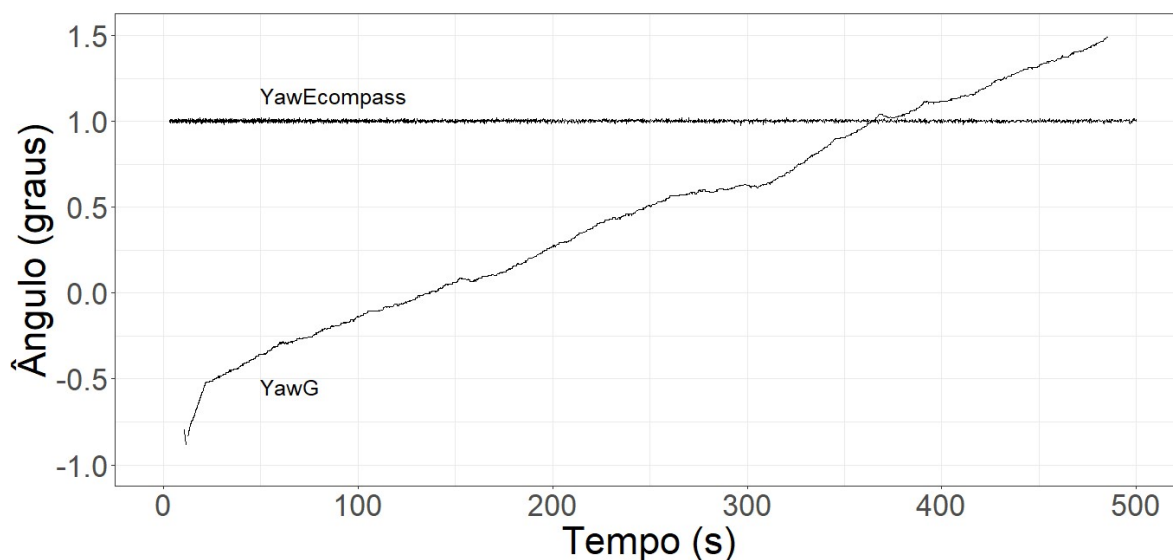


Figura 15 - Ângulo estimado sem correção (YawG) e após a correção (YawEcompass).

3.5 SOFTWARE

Para que fosse possível controlar o jogo, foi implementado um software de comunicação e calibração da IHM utilizando o Visual Studio 2019 Community [40]. Quanto à comunicação, o software, estabelece a leitura da placa de rede do computador, reconhece o pacote enviado pela IHM e por fim extrai os dados necessários para o controle do jogo. A Figura 16 apresenta a interface do software de comunicação implementado para as fases de teste e integração hardware e software. Posteriormente este software foi integrado ao jogo sério RehabEElitation.

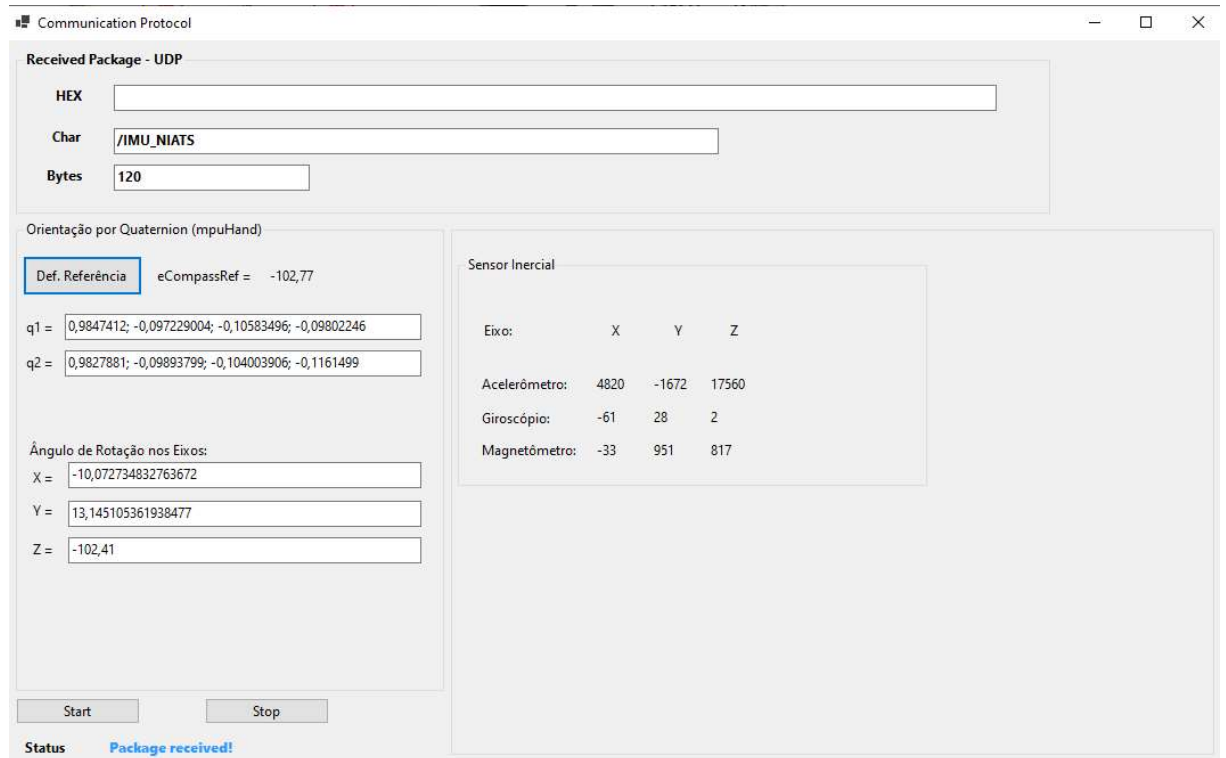
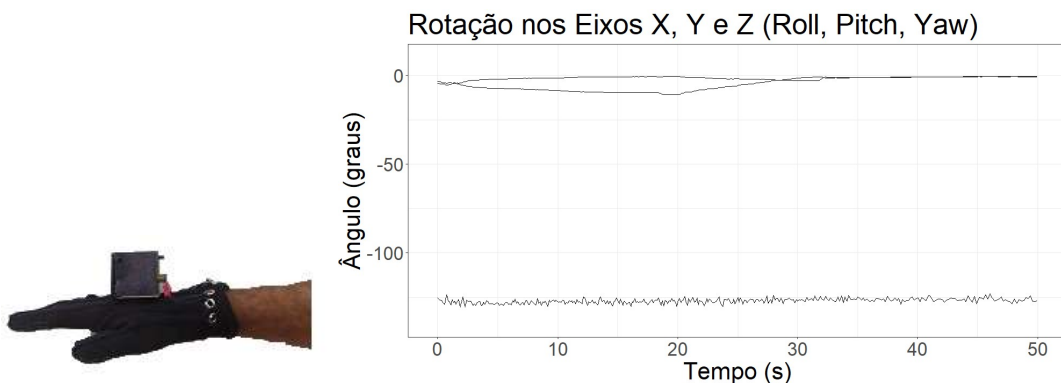
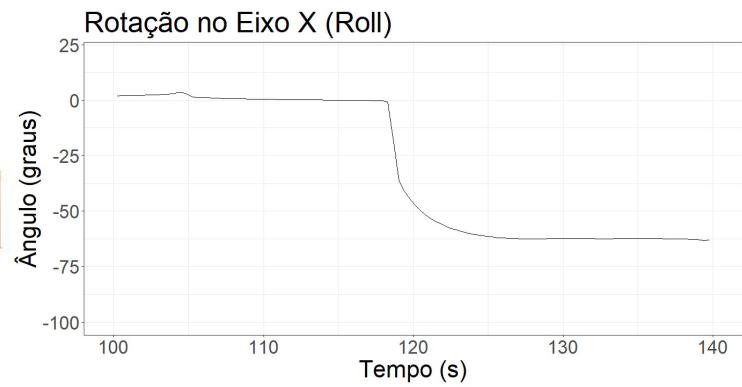
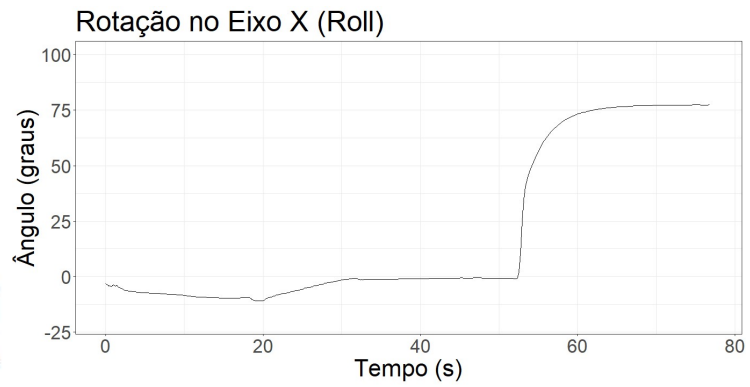
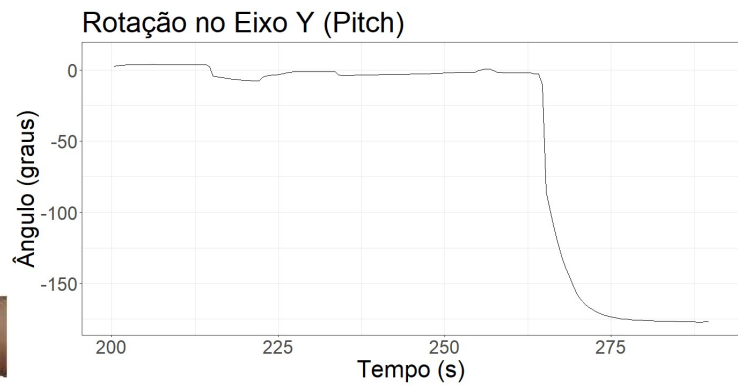


Figura 16 - Software de comunicação com a IHM.

O presente estudo buscou avaliar os movimentos de flexão/extensão, adução/abdução e pronação/supinação do punho. Estes movimentos foram definidos com o objetivo específico de realizar um procedimento de reabilitação com indivíduos com Doença de Parkinson (DP), portanto, definidos com base no padrão ouro de avaliação da DP a “Unified Parkinson’s Disease Rating Scale” (UPDRS) [17]. A Figura 17 apresenta os movimentos de rotação do punho e os respectivos sinais de ângulo estimados pela IHM, demonstrando o mecanismo de rastreabilidade implementado.





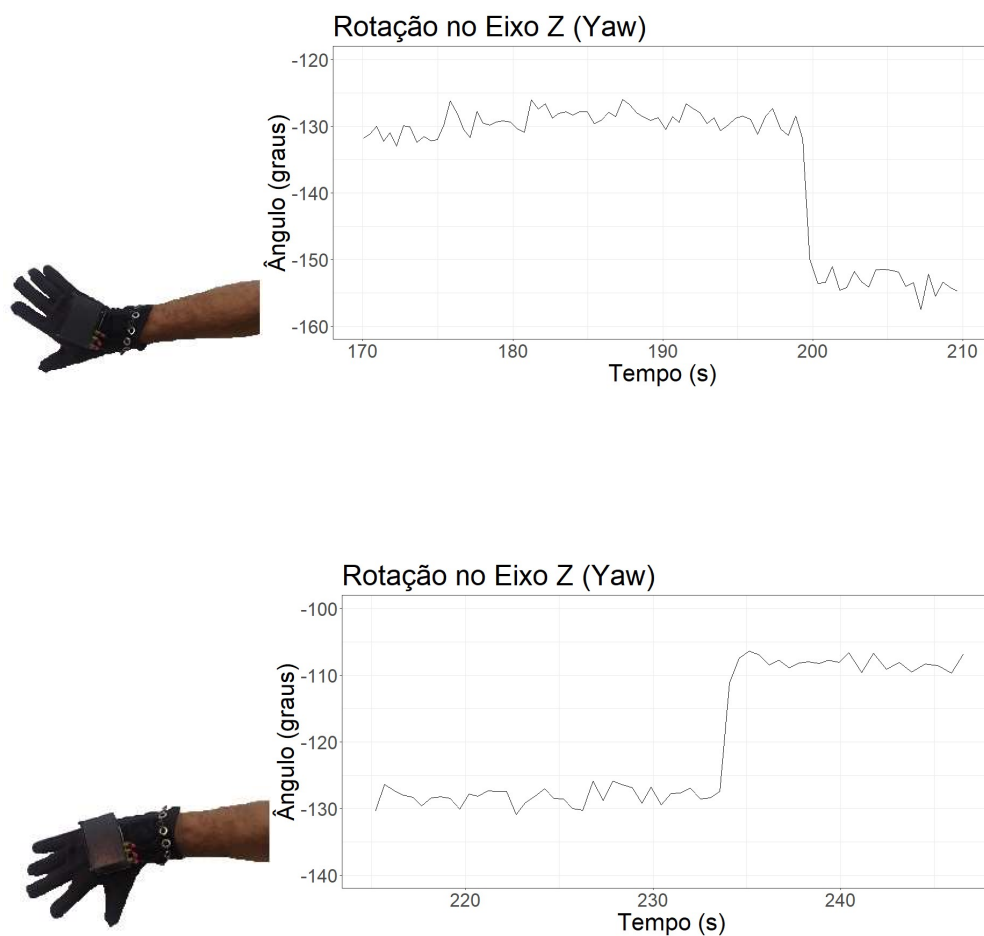


Figura 17 - Sinais de controle fornecidos pela IHM.

Dessa forma o software utilizou os movimentos de rotação no eixo X para realizar os controles subir/descer, a rotação no eixo Z para os controles esquerda/direita e a rotação do eixo Y para o controle bater asas.

Um software de calibração foi implementado e consistiu em medir o movimento (ângulo de rotação) máximo do usuário e a partir desse valor calcular um limiar definido por uma porcentagem (de 90% a 10%) do movimento máximo. O profissional de saúde deverá estabelecer qual porcentagem adotar. Este limiar foi utilizado para definir se o movimento desejado estava sendo executado corretamente. Assim, por exemplo, ao realizar a extensão do punho, quando o ângulo de rotação no eixo X ultrapassar o limiar estabelecido, o software executa o controle subir. É importante ressaltar que a estratégia de um limiar foi necessária para adequar o sistema às diferentes condições motoras de cada usuário, visto que, a DP causa

sintomas motores diversos, inclusive em níveis de severidade diferentes, em cada indivíduo com a doença. O software de calibração, posteriormente, foi incorporado ao RehabEElitation.

3.6 VALIDAÇÃO DO HARDWARE

Para a validação da IHM foram realizados testes de bancada. Para isso foi construída e utilizada uma estrutura mecânica para rotacionar o dispositivo, nos três eixos, com melhor exatidão e precisão. A Figura 18 ilustra a rotação da IHM utilizando a estrutura mecânica construída.



Figura 18 - Estrutura Mecânica para Testes com a IHM.

Dois tipos de testes foram realizados, um para avaliação da exatidão e precisão do dispositivo com relação a um padrão (goniômetro) e outra para verificar a performance do equipamento em relação a rastreabilidade do movimento.

3.7 APLICAÇÃO DO DISPOSITIVO NA PRÁTICA CLÍNICA

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Certificado de Apresentação para Apreciação Ética CAAE: 33266020.5.0000.5152 e número 4.094.327. Os participantes foram informados sobre os procedimentos da pesquisa antes da participação e consentiram na publicação dos dados coletados.

3.7.1 Detalhamento da Amostra

O estudo foi realizado em duas etapas, na primeira chamada piloto, foram convidados 5 participantes com Doença de Parkinson. O objetivo do piloto foi verificar a usabilidade da interface homem máquina, bem como do jogo sério Rehabilitation, sendo os ajustes necessários realizados para que a segunda etapa fosse realizada.

Para a segunda etapa do estudo, chamada fluxo, foram convidados 15 participantes com DP e 15 participantes hígidos. Os participantes com DP foram recrutados pela instituição Parkinson do Triângulo. Todos os participantes foram informados a respeito dos procedimentos realizados e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Cabe dizer que todos os participantes foram selecionados e todos os testes realizados por profissional habilitado.

3.7.2 Critérios de elegibilidade

Como critérios de elegibilidade os participantes com Doença de Parkinson (DP) foram submetidos aos seguintes testes:

- Acuidade auditiva
- Acuidade visual
- Minimental
- UPDRS
- Estadiamento H & Y

O Quadro 1 apresenta as características dos participantes com DP.

Quadro 1 - Características dos participantes com DP

Paciente	Sexo	Idade	Tempo de diagnóstico	Dominância	Atividade física	Escolaridade	Medicação
1	F	63	6 anos	direita	não	3º grau completo	Prolopa, Veligen
2	M	63	13 anos	direita	5x por semana	1º grau incompleto	Prolopa
3	M	67	13 anos	direita	não	1º grau incompleto	Amantatina, Prolopa e Promaxol
4	M	50	22 anos	direito	Todos os dias	fundamental	Prolopa promapexol
5	M	77	4 anos	direito	não	fundamental	prolopa
6	M	79	8 anos	direito	não	fundamental	Prolopa Azilet razapina
7	F	88	6 anos	direito	não	fundamental	prolopa
8	M	49	30 anos	direito	Corrida 2x por semana	fundamental	Prolopa promapexol
9	F	66	16 anos	direito	4x /semana	Ensino médio	Levodopa Manditan Cifron amantadina
10	F	65	13 anos	direito	não	superior	mantidan
11	M	70	6 anos	direito	não	Ensino médio	Prolopa prolopexona
12	M	60	10 anos	direito	3 x semana	fundamental	prolopa
13	F	60	3 anos	direito	não	Ensino médio	Prolopa Azilec pramipexol
14	F	69	8 anos	direito	não	Ensino médio	Prolopa Tramabexol etapapona
15	M	77	6 anos	direito	caminhada	fundamental	prolopa

3.7.3 Protocolo experimental do piloto

Inicialmente foi realizada a avaliação clínica da DP por meio do questionário UPDRS parte III. Em seguida o participante vestiu a luva (IHM) e jogou as quatro fases do jogo sério Rehaheelitation (Instituto Nacional da Propriedade Industrial—Brasil— BR512021001975-0). A Figura 19 mostra um participante utilizando a luva enquanto jogava a fase 1.



Figura 19 - Teste piloto com jogo sério Rehaheelitation.

Após o experimento piloto constatou-se a necessidade da melhoria do dispositivo com relação a detecção do movimento de mão fechada. O problema foi solucionado aumentando a área de contato na luva, onde havia detecção do referido movimento pelo sensor de toque. Nesta etapa o uso da IHM foi bem-sucedido permitindo que todos os participantes conseguissem controlar o jogo, não obstante os diferentes sintomas que cada um apresentava com diferentes graus de intensidade, como por exemplo, tremor e bradicinesia.

3.7.4 Protocolo experimental do fluxo

Esta etapa se caracteriza por uma outra pesquisa, na qual o sistema IHM – RehabEElitation foi utilizado. Nela estão os participantes que jogaram cada fase do jogo por duas vezes, uma sem o auxílio do profissional de saúde (sem estímulo) e outra com auxílio (com estímulo). O objetivo dessa etapa foi realizar um estudo com enfoque cognitivo. Novamente a IHM comportou-se de maneira satisfatória com todos os participantes sendo capazes de controlar o jogo de maneira adequada.

3.8 IHM COMO CONTROLE DO JOGO SÉRIO

A interface homem máquina foi desenvolvida como um dispositivo vestível e móvel, vestida como uma luva, teve como função principal ser utilizada como mecanismo de integração entre o usuário e o jogo sério, permitindo o controle do objeto virtual (uma abelha) a medida em que realizava os movimentos com o membro superior (mão) durante o experimento.

3.9 IHM COMO DISPOSITIVO DE AVALIAÇÃO DO TREMOR

A interface homem máquina (IHM) desenvolvida foi baseada em sensores inerciais, estes sensores têm sido utilizados em várias pesquisas científicas e em produtos comerciais com a função de avaliar sinais motores de pessoas DP. Neste sentido buscou-se verificar a viabilidade da utilização dos sinais estimados pela IHM para avaliação do tremor, um sintoma motor que pode estar presente nos indivíduos com DP.

Para realizar a avaliação do tremor buscou-se a utilização dos dados referentes à rotação do punho, sendo o processamento e análise dos dados foram realizados no R [41]. A Figura 20 ilustra, por meio de uma esfera tridimensional, a projeção das rotações (nos eixos X, Y e Z) de um indivíduo (participante 10) com DP, enquanto jogava a fase 1 do Rehaeilitation.

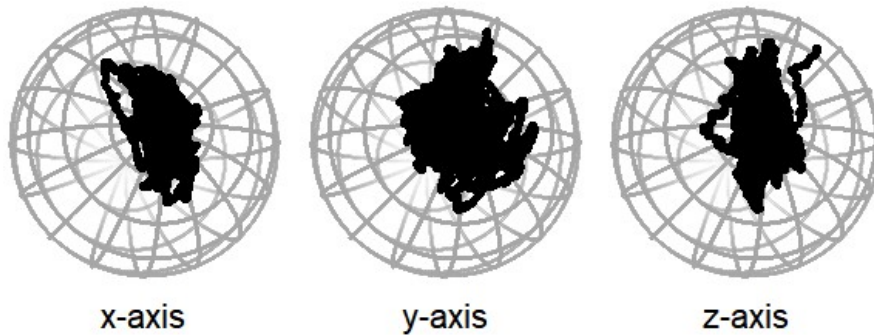


Figura 20 - Rotação do punho obtida por quaternions.

4 RESULTADOS

4.1 VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO

4.1.1 Exatidão e Precisão

Para o teste de exatidão e precisão a IHM foi rotacionada primeiramente sobre o eixo X, depois sobre o eixo Y e por fim sobre o eixo Z. Para cada rotação, nos eixos X e Y, o dispositivo variou a posição de -90° até $+90^\circ$ e para o eixo Z variou de -50° até $+50^\circ$, sendo obedecido um passo de 10° entre cada variação.

Foram realizadas dez repetições para cada ciclo de variação, sendo obtido, portanto, 190 medições (scores) para os eixos X e Y e 110 medições para o eixo Z. Para cada medição na IHM foi realizado uma medição no goniômetro (padrão) e posteriormente estas aferições foram comparadas para extração do erro de medição do dispositivo.

O erro (ângulo do sistema – ângulo do padrão) entre os ângulos do goniômetro e da IHM foram calculados e submetidos ao teste de Shapiro Wilk para confirmação da normalidade dos dados e posteriormente extraiu-se a estatística da probabilidade da distribuição normal do erro com o objetivo de se definir a exatidão e precisão do dispositivo. **A Erro! Fonte de referência não encontrada.** apresenta os erros calculados para o eixo X na primeira variação.

Tabela 1 - Erros calculados entre a IHM e o Goniômetro de referência

Ângulos do goniômetro (graus)	Ângulos do Sistema (graus)	Erro (graus)
-90,25	-87,09	3,16
-80,40	-77,49	2,91
-70,00	-67,74	2,26
-60,55	-58,35	2,20
-50,60	-48,36	2,24
-40,55	-39,20	1,35
-30,25	-29,28	0,97
-20,25	-18,98	1,27
-10,50	-9,93	0,57
0,35	-0,09	-0,44
10,60	11,68	1,08
20,25	21,92	1,67
30,05	28,62	-1,43
40,00	42,48	2,48
50,05	53,17	3,12
60,40	62,11	1,71
70,15	71,35	1,20
80,35	81,13	0,78
90,60	89,56	-1,04

Para o teste de performance a IHM foi rotacionada de, aproximadamente, 0° (zero graus) até +90° nos eixos X e Y e até +50° no eixo Z. Foram realizadas mais de 30 repetições em cada eixo, assim pode-se verificar a confiabilidade da rastreabilidade do movimento.

Com efeito, cabe dizer que os valores dos ângulos dos movimentos de rotação foram definidos pensando no movimento de rotação do punho (mão), visto que o objetivo principal do uso do equipamento é a sua utilização como controle de um jogo sério em um procedimento de reabilitação de membro superior (mão). Assim, estes valores de variação do ângulo de rotação foram baseados nos valores máximos de ângulos de rotação do punho nos movimentos de flexão/extensão, adução/abdução e supinação/pronação obtidos no “Manual de Goniométrica – Medição dos ângulos articulares” [42].

A análise dos dados foi realizada utilizando o software R. O teste de Shapiro Wilk confirmou a normalidade dos dados (eixo x: p-valor = 0,1929; eixo y: p-valor = 0,5161; eixo z: p-valor = 0,3770) para um $\alpha = 0,05$.

Os erros calculados comparados com relação ao padrão de referência reportaram uma boa precisão, apresentando um baixo desvio padrão ($DP < 2^\circ$). Calculou-se, também, a distribuição normal de probabilidade. A probabilidade de erro igual ou superior a $+5^\circ$ ou -5° mostrou-se baixa, para cada eixo, demonstrando uma exatidão moderada (erro entre $\pm 5^\circ$). A Tabela 2 apresenta a média, DP e probabilidade de erros nos eixos x, y e z.

Tabela 2 - Média, Desvio Padrão e Probabilidade de erro

Eixos	Média (graus)	DP (graus)	Prob. de erro $+5^\circ/-5^\circ$
x	0,4295	1,6512	0,0028/0,0005
y	0,2937	1,8234	0,0049/0,0018
z	0,2221	1,9560	0,0073/0,0038

A Figura 21 ilustra a distribuição de probabilidade normal do erro, encontrada para cada eixo.

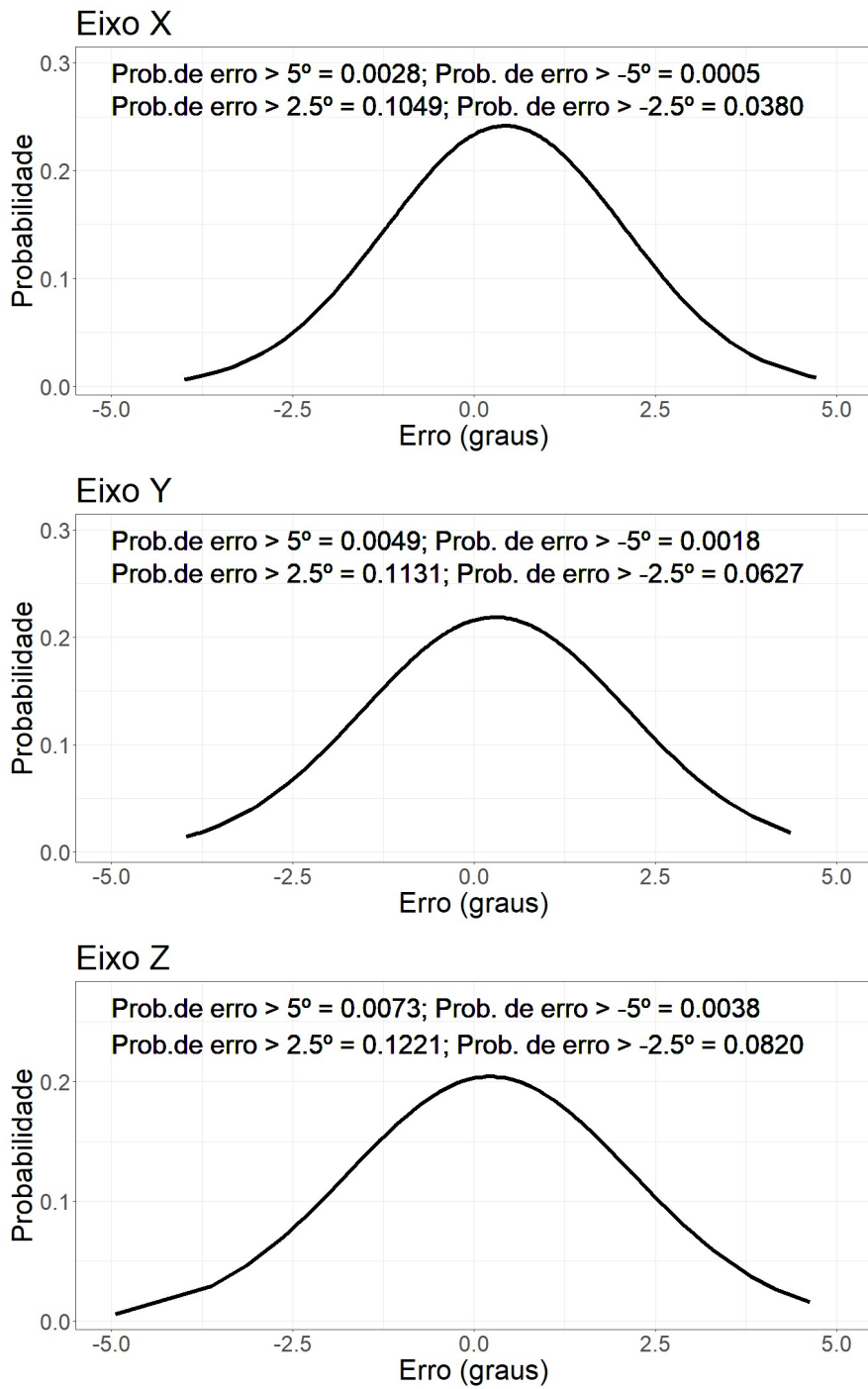


Figura 21 - Distribuição de probabilidade normal do erro.

4.1.2 Performance

A Figura 22 mostra o sinal medido quando a IHM estava se movendo de 0° para $+90^\circ$, nos eixos X e Y e de 0° para $+50^\circ$ no eixo Z, mais de trinta vezes, em cada eixo.

Para o primeiro movimento foi registrado o ângulo máximo. Para os eixos X e Y foi definido um limiar em 95% desse ângulo máximo e para o eixo Z em 85%. Esses limiares foram determinados pela observação do sinal. Assim, foi possível avaliar o desempenho do sistema ao rastrear o movimento. Todos os ângulos, no final do movimento, foram estimados acima do limiar mostrando que o dispositivo tem um bom desempenho.

Para o eixo Z o desempenho (limiar de 85% em vez de 95%) foi pior, provavelmente devido à presença de ruído no sinal.

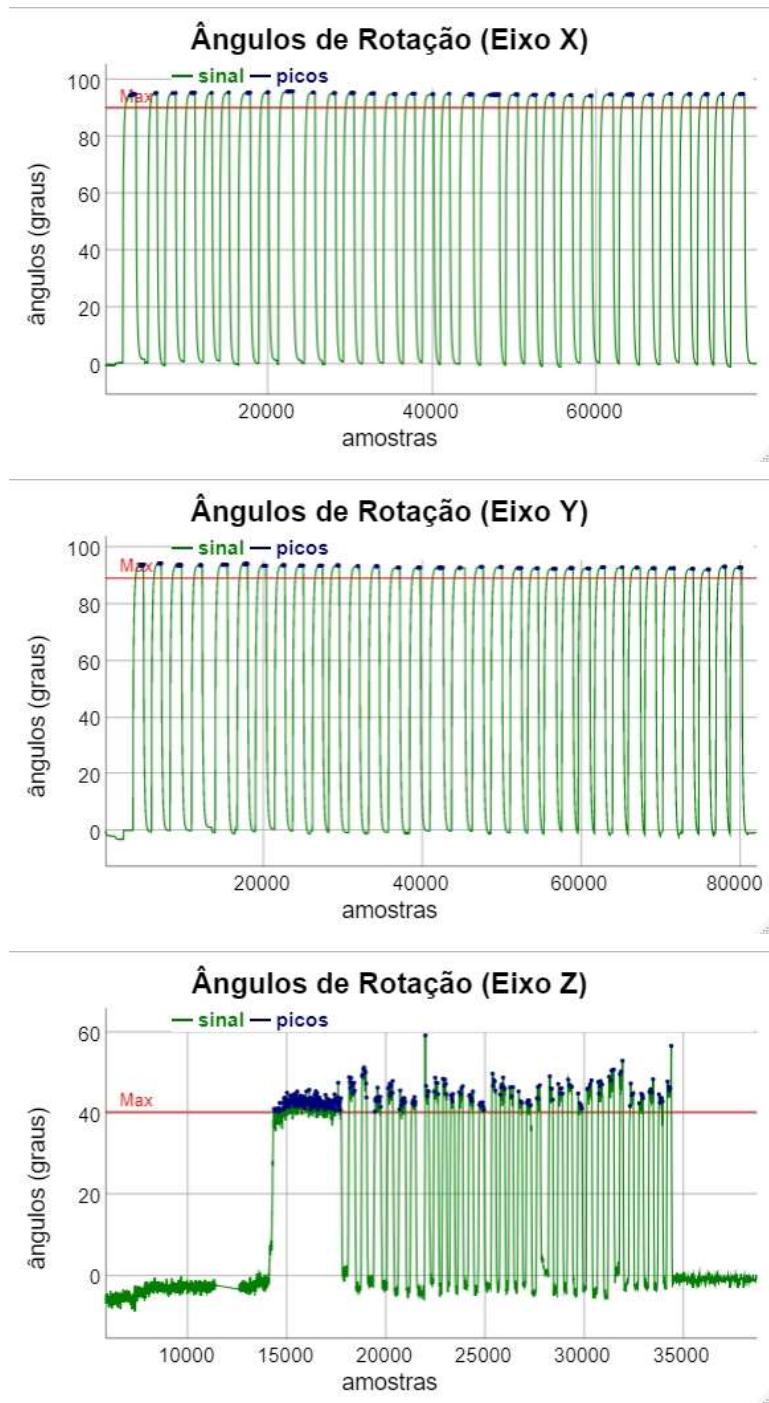


Figura 22 - Rastreamento do movimento.

4.2 IHM COMO CONTROLE DO JOGO SÉRIO

O dispositivo foi utilizado por 30 pessoas, sendo 15 hígdas e 15 com a DP, sendo possível para todos os participantes controlar o jogo de maneira adequada. Não obstante, vale ressaltar que mesmo com diferentes sintomas e diferentes graus de severidade destes sintomas, todos os participantes com DP foram capazes de executar o jogo sério com facilidade, o que demonstra que a IHM atingiu seu objetivo em ser um controle para usuários com DP dentro do contexto da utilização de jogo sério.

Para o controle do jogo definiu-se a posição de pronação como o estado de estabilidade. O dispositivo é iniciado nesta posição e os ângulos são posteriormente estimados em relação à posição de estabilidade.

O ângulo de rotação no eixo X (Roll) sempre inicia em zero graus (0°) e tende ao valor de $+90^\circ$ no movimento de extensão e ao valor de -90° no movimento flexão. A extensão do punho foi utilizada para controlar o movimento de subida do objeto virtual (abelha) e a flexão o movimento de descida.

O ângulo de rotação no eixo Y (Pitch) sempre inicia em zero graus (0°) e tende ao valor de 180° no movimento de supinação. Caso a rotação seja realizada no sentido horário o ângulo terá sinal negativo e no anti-horário positivo. O movimento de supinação, retornando à posição de pronação, foi utilizado para controle do movimento das asas da abelha na fase 4 do jogo.

O ângulo de rotação no eixo Z (Yaw) não tem um valor fixo de inicialização, este valor depende do ângulo estimado pela bússola eletrônica no local onde se está executando o jogo. A bússola eletrônica define, portanto, um ângulo de referência, podem estar entre 0° e $+180^\circ$ ou entre 0° e -180° .

A rotação no eixo Z irá ocorrer nos movimentos de desvio radial (abdução) e desvio ulnar (adução) do punho e foram utilizados para o controle dos movimentos direita e esquerda da abelha durante o jogo. Como a referência do ângulo Yaw varia com o local que se está jogando implementou-se um algoritmo para controle do movimento baseado no ângulo de inicialização da bússola eletrônica e os quadrantes de um círculo trigonométrico.

A Figura 23 utiliza a imagem de círculos trigonométricos para demonstrar os ângulos esperados para as rotações nos eixos X, Y e Z e o respectivo controle para o movimento da abelha no jogo.

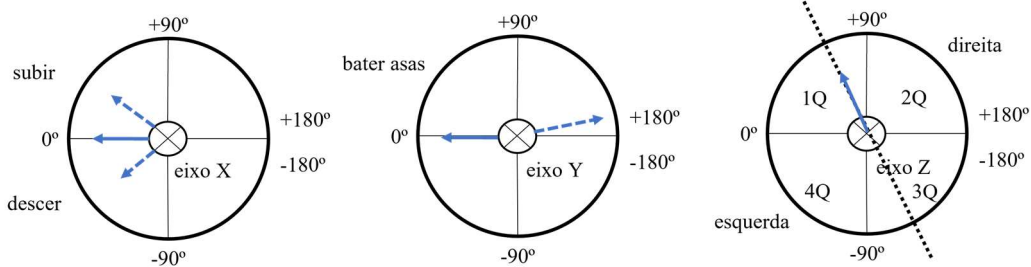


Figura 23 - Relação ângulo e controle em cada eixo.

4.3 IHM COMO DISPOSITIVO DE AVALIAÇÃO DO TREMOR

Como uma primeira abordagem, definiu-se os ângulos de rotação do eixo X (Roll) como a característica do sinal motor a ser analisada. Esta característica está vinculada aos movimentos de flexão e extensão do punho, portanto, sendo uma característica interessante para avaliação de movimentos involuntários. A Figura 24 permite visualizar o sinal obtido do participante 25, durante a fase 1 do jogo sério.

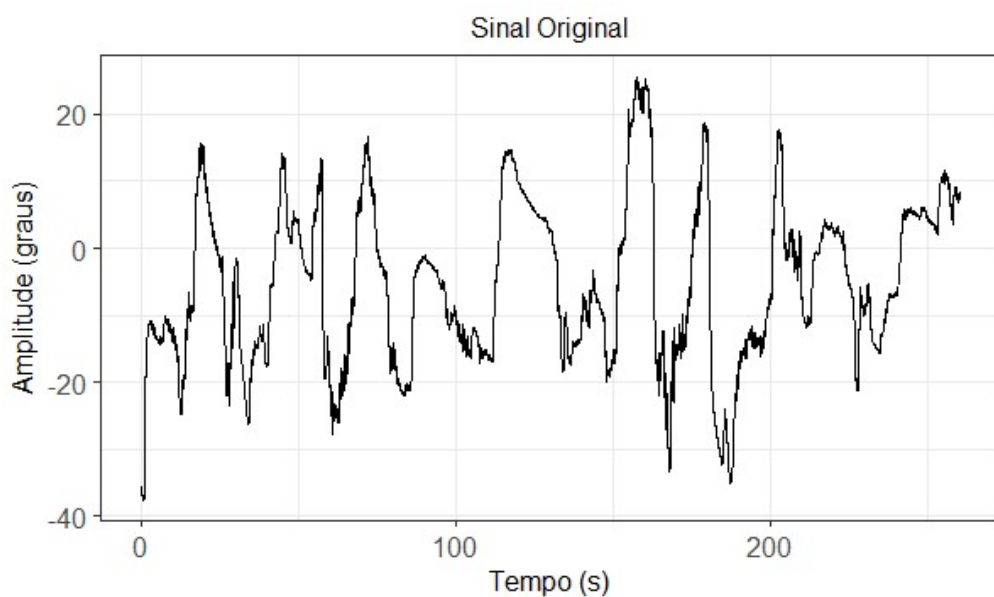


Figura 24 - Visualização do sinal de rotação do punho sobre o eixo X (Roll Angle).

Primeiramente, utilizou-se a técnica Tukey's Running Median Smoothing (TRMS) para retirada de valores discrepantes "outliers", dessa forma, aplicou-se a função smooth do R (pacote stats).

Posteriormente definiu-se um filtro digital passa alta butterworth (FPB), de quinta ordem, com frequência de corte em 3 Hz. A filtragem possibilitou a análise do sinal na faixa de frequência do tremor de repouso e postural que se encontra na faixa de 4 a 7 Hz [5][43], bem como a extração de tendências no sinal provocadas pelo movimento voluntário. A Figura 25 mostra o sinal, do participante 2, após a filtragem.

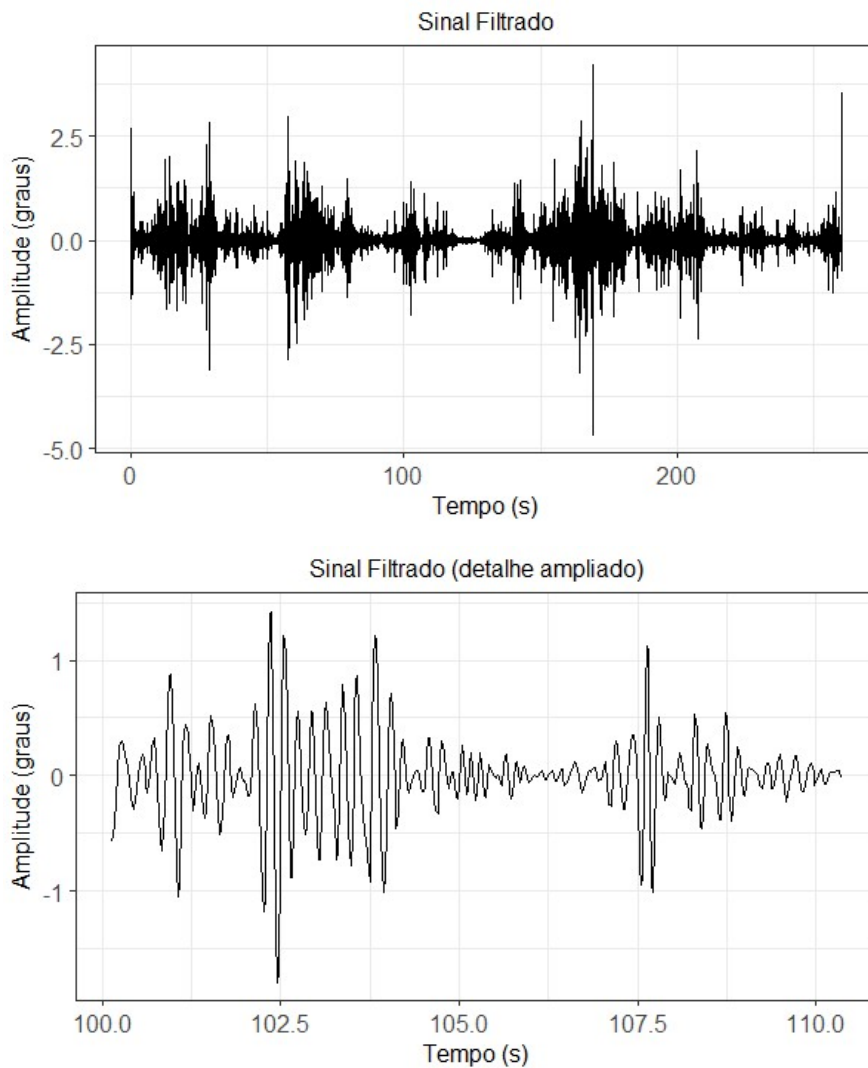


Figura 25 - Sinal Filtrado e detalhe ampliado.

Com o sinal suavizado (sem outliers) e filtrado, realizou-se o janelamento do mesmo para cálculo da densidade espectral de potência (Power Spectrum Density – PSD) e definição do pico de amplitude e pico de frequência. Os valores de pico de amplitude e pico de frequência caracterizam o tremor e foram, portanto, utilizados para detecção do tremor. A Figura 26 ilustra as características do tremor obtidas do PSD.

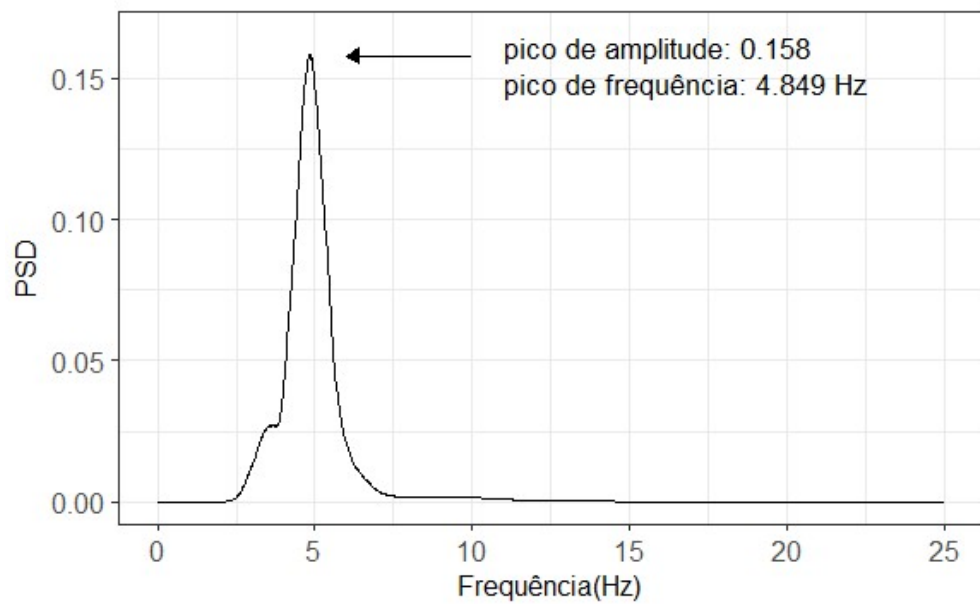


Figura 26 - Pico de Frequência e pico de amplitude extraídas de sinal motor, de um indivíduo com Doença de Parkinson, que jogando o jogo sério Rehabilitation.

A visualização gráfica e análise do sinal obtido pela rotação do punho indica que a utilização da densidade espectral de potência (Power Spectrum Density – PSD) e obtenção das características: pico de frequência e pico de amplitude, fornece um método que permite a detecção do tremor.

A Figura 27 apresenta o gráfico de caixa (box plot) e de dispersão (scatter plot), do pico de frequência e pico de amplitude, para os indivíduos com DP, com e sem tremor.

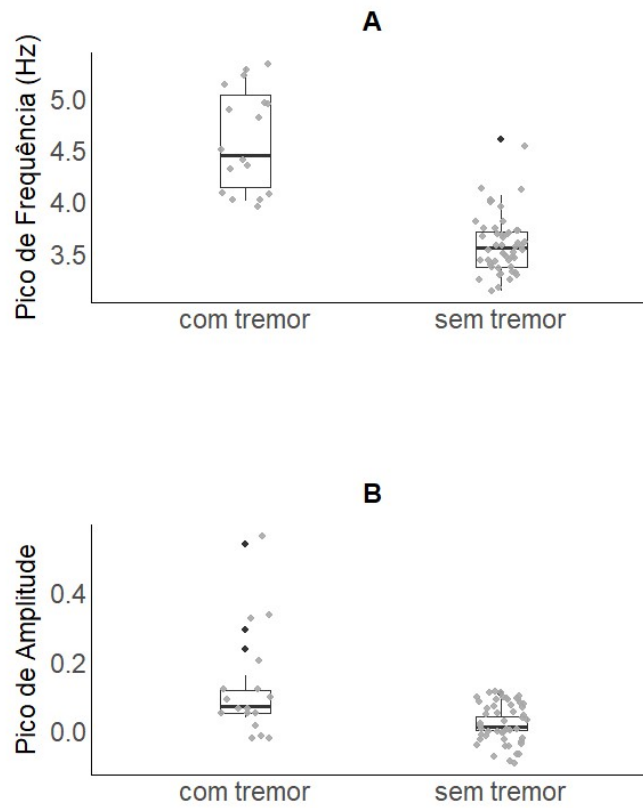


Figura 27 - A - Pico de frequência dos indivíduos com DP com e sem tremor; B - Pico de amplitude dos indivíduos com DP com e sem tremor.

5 DISCUSSÃO

A DP por ser uma doença de difícil diagnóstico e por exigir tratamentos diferenciados para cada indivíduo, torna-se um campo receptivo à pesquisa de novas tecnologias que auxiliem nestas tarefas [44][8]. A avaliação objetiva de sinais motores, bem como, o monitoramento destes sinais, principalmente no longo prazo, tem importância relevante no diagnóstico e tratamento da doença [24]. A interface homem-máquina desenvolvida neste trabalho mostrou-se um dispositivo viável para ser aplicado com estas abordagens em estudos futuros.

Por se tratar de um dispositivo móvel e portátil uma futura adaptação para uso em ambiente não clínico, ou seja, em casa, exigiria poucas alterações, como por exemplo, a incorporação de uma memória interna para gravação dos dados, e seria uma opção para o monitoramento de pacientes com DP, fornecendo dados mais completos dos sintomas experimentados pelos pacientes, o que pode ajudar no ajuste medicamentoso, por exemplo, melhorando as condições do tratamento [24].

Outro aspecto importante é a utilização de jogo sério no procedimento de reabilitação. A utilização do jogo sério, além de ser um motivador, para a realização das tarefas físicas, na medida em que coloca o paciente em um ambiente virtual que estimula e motiva os movimentos [10], abre uma possibilidade para a realização da fisioterapia (reabilitação) em modo remoto. A pandemia da Covid-19 colocou o mundo diante da necessidade do uso intensivo da telemedicina. Neste contexto, os resultados deste trabalho podem ser uma fonte inspiradora para estudos futuros nesta linha de pesquisa.

Para a implementação da IHM proposta, este estudo focou em estimar os ângulos de rotação do punho, obtendo a orientação da mão e assim controlar o objeto virtual no jogo sério. A orientação de um corpo rígido é importante em muitas áreas, como engenharia aeroespacial, cinemática robótica, computação gráfica. Essas informações também são úteis na Engenharia Biomédica. Assim, o ângulo de articulação do punho pode ser medido, e essas informações podem ser usadas para avaliar e monitorar sinais motores em indivíduos com DP [45].

Portanto, uma IHM especialmente projetada para ser utilizada com um jogo sério, em um programa de reabilitação para pessoas com DP, é interessante, porque fornece mais usabilidade ao jogo[11].

Este trabalho mostrou que um dispositivo vestível para medir a orientação da mão pode ser desenvolvido usando-se sensores inerciais (Inertial Measure Units – IMU), com precisão e confiabilidade satisfatórias.

A distribuição normal da probabilidade de erro mostrou que uma probabilidade de erro maior que $\pm 5.0^\circ$ é aproximadamente zero e esse desempenho foi confirmado como suficiente para controlar o objeto virtual no jogo com resultados satisfatórios.

Esses resultados mostraram-se em conformidade com o relatado por J. Favre, et al. [45]. No entanto, algoritmos como o filtro de Kalman podem ser usados para diminuir os erros do sistema e melhorar a exatidão e precisão do dispositivo, em uma versão futura. Não obstante, dependendo da precisão necessária, pensar em sensores mais precisos (quando comparados ao MPU6050 e o QMC5883L) pode ser uma estratégia a ser considerada.

Alguns desafios se apresentaram ao longo do desenvolvimento da IHM. Um deles foi o erro de escorregamento “drift” ao se estimar o valor do ângulo de rotação sobre o eixo Z (ângulo Yaw). Este erro ocorre pois o ângulo Yaw é estimado a partir da integral da velocidade angular, fornecida pelo giroscópio. No longo prazo, os erros na medição do giroscópio são acumulados devido à integral, tornando a tarefa de estimar o ângulo Yaw inviável. A implementação de uma bússola eletrônica, baseada em medições do acelerômetro e magnetômetro possibilitou a correção do erro de “drift” e assim foi possível implementar a IHM [46].

Cabe também, destacar um segundo desafio, o de implementar a IHM como um dispositivo vestível, neste caso uma luva. Várias questões se apresentaram, desde a dificuldade em realização de procedimentos e definição de materiais de costura adequados, principalmente quando se utilizou linha condutiva, para implementação de contatos eletrônicos, até a integração do circuito eletrônico à luva propriamente dita. A luva de lã merino (conhecida como segunda pele) apresentou-se como a melhor alternativa, em termos ergonômicos, sendo firme o bastante para a fixação da caixa com o circuito eletrônico, bem como, manteve as características de conforto exigidas em vestimentas. No primeiro protótipo implementado uma caixa desenvolvida em impressão 3D foi construída, contudo o circuito implementado, baseado em módulos, ficou com tamanho maior que o desejado.

Embora, as dimensões da IHM não tenham sido um fator de impedimento para sua utilização, uma versão menor mostrou-se desejável, para permitir melhor ergonomia. Neste sentido, pensar em um circuito flexível que possa ser montado como uma camada na confecção da luva, pode ser um avanço interessante para uma versão futura.

O desenvolvimento de um circuito customizado, como o flexível sugerido, ou mesmo por placa de circuito impresso rígido, daria a possibilidade de diminuir o tamanho do circuito, bem como, definir a forma (desenho) de maneira mais otimizada, contudo, a facilidade de prototipagem encontrada nos módulos disponíveis no mercado não deve ser negligenciada. Neste sentido, encontrou-se diferentes módulos no mercado, o que possibilitou a montagem de

um segundo protótipo, com dimensões bem mais reduzidas. Neste segundo protótipo, também houve a alteração dos sensores de toque implementados com linha condutiva (primeiro protótipo) para sensores com foto resistor (Light Dependent Resistor - LDR), a fim de evitar as dificuldades de construção da luva utilizando técnicas de costura. Assim foi possível, construir uma IHM menor e totalmente implementada em impressão 3D como ilustrado na Figura 28.



Figura 28 - Foto do protótipo 2.

Não obstante, a IHM foi utilizada por 15 indivíduos com DP e 15 indivíduos saudáveis, sendo observado em todos os participantes o controle adequado do jogo. É interessante observar que entre os usuários com DP havia aqueles com tremor (em diferentes níveis) e outros com bradicinesia (o que reduzia em muito a amplitude do movimento) e embora as condições motoras destes participantes estivessem comprometidas em níveis diversos, todos foram capazes de controlar o objeto virtual com satisfação, o que demonstra a robustez da IHM desenvolvida e que os objetivos do trabalho foram alcançados.

Como parte final do estudo, em segundo plano, mas não menos importante, realizou-se a análise dos dados coletados durante a fase 1 do jogo sério para verificação da viabilidade da utilização dos dados fornecidos pela IHM para a avaliação do sinal motor de tremor.

Nesta primeira abordagem, trabalhou-se apenas com os valores de ângulos de rotação do eixo X (Roll). Estes ângulos foram gerados a partir dos movimentos de flexão e extensão do

punho. O processamento foi realizado utilizando-se o software R e os resultados permitiram constatar a viabilidades do equipamento para uso em avaliação do tremor.

Neste primeiro estudo, buscou-se detectar o tremor obtendo-se as características de densidade espectral de potência (Power Spectrum Density – PSD), pico de frequência e pico de amplitude, o que se mostrou viável e eficaz [43][5]. Os resultados permitiram avaliar a presença de tremor, quando este ocorreu durante o jogo. Contudo, não se focou em definir o nível de severidade do tremor, o que pode ser objeto de estudos futuros.

Com efeito, a IHM deste estudo apresenta a vantagem de ser vestível como uma luva, capaz de ser utilizada tanto quanto um controle de jogo como um dispositivo de avaliação e monitoramento de sintomas motores da DP com a confiabilidade necessária. Os dispositivos encontrados no comércio e ou na literatura científica não englobam estas duas características em um único equipamento. A IHM desenvolvida mostrou-se um dispositivo de alta interoperabilidade, à medida que possibilita sua utilização por outro jogo sério, desde que nele seja implementado o protocolo de comunicação da IHM, esta é outra vantagem importante que deve ser mencionada.

6 CONCLUSÃO

A avaliação objetiva dos sinais motores em pacientes com doença de Parkinson é de grande relevância para o tratamento da doença. Com dados mais precisos os profissionais podem direcionar o tratamento com maior assertividade. O uso de dispositivos vestíveis, baseados em sensores inerciais tem sido amplamente utilizado em todo o mundo neste sentido. Também, o uso de tecnologias de realidade virtual, aumentada e jogos sérios se apresentam como ferramentas de grande utilidade na prática da reabilitação de doentes neurológicos, como os com DP.

Neste contexto, este trabalho dedicou-se em desenvolver um dispositivo móvel e vestível capaz de ser utilizado como uma interface homem-máquina (IHM), baseada em sensores inerciais, especialmente projetada para o jogo sério RehaEElitiation. Não obstante, os dados coletados (gravados no RehaEElitiation) durante a execução do jogo, mostraram-se eficazes para a avaliação do sinal motor de tremor.

A IHM foi utilizada na prática clínica demonstrando-se viável e eficaz, no que se refere a utilização como controle do jogo sério. Cabe ressaltar, que mesmo entre pacientes com sintomas diferentes e de graus de severidade diversos, todos foram capazes de controlar o jogo satisfatoriamente, demonstrando que os objetivos deste estudo foram alcançados.

Este estudo apresentou uma nova forma de visualizar o sinal motor na DP, quando utiliza a esfera tridimensional com a exibição dos dados em quaternions. Também demonstrou a viabilidade da utilização dos ângulos de rotação para avaliação da condição motora (tremor) dos indivíduos com DP. Estes dois fatos reforçam a contribuição científica deste trabalho.

6.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

As limitações deste estudo compreendem principalmente os seguintes itens: (1) o tempo de autonomia da bateria de 4 horas pode ser um limitador para o uso do equipamento; (2) a ausência de uma memória interna não permite que os dados sejam gravados na própria IHM.

6.2 TRABALHOS FUTUROS

Não obstante o desempenho satisfatório da interface homem-máquina, quando utilizada para controle do jogo sério, propõem-se para trabalhos futuros os seguintes pontos para melhoria do protótipo e consolidação do produto:

- Otimização do tamanho para melhor ergonomia;
- Otimização da autonomia da bateria;
- Implementação de memória interna e utilização do equipamento como dispositivo de monitoramento de sinais motores no longo prazo;
- Realizar análise de outros sintomas, como bradicinesia e rigidez.

6.3 PRODUÇÕES CIENTÍFICAS

Trabalhos apresentados e/ou publicados em congressos

Rodrigo R. Rosa, Angela A. R. de Sá, Camille M. Alves, Isabela A. Marques, Kennedy R. Lima, Luanne Cardoso Mendes, Adriano de O. Andrade, "A Human Machine Interface for Serious Games applied to the Rehabilitation of Individuals with Parkinson's Disease," *XIII Simpósio de Engenharia Biomédica, 2021*; <https://ayaeditora.com.br/wp-content/uploads/XIIIIEB/8.pdf>; doi: 10.47573/XIIIIEB.8

Luanne Cardoso Mendes, Isabela A. Marques, Angela A. R. de Sá, Camille M. Alves, Rodrigo R. Rosa, Kennedy R. Lima, Adriano Alves Pereira, Eduardo Lázaro Martins Naves, Edgard A. L. Júnior, Yann Morere, Guy Bourhis, Pierre Pino, Marcus F. Vieira, Fábio H. M. Oliveira, Adriano de O. Andrade, "Pain assessment of individuals with Parkinson's disease," *Proc. SPIE 12088, 17th International Symposium on Medical Information Processing and Analysis, 1208817 (10 December 2021)*; <https://doi.org/10.1117/12.2606296>

Registro de Software

Adriano Alves Pereira, Edgard Afonso Lamounier Júnior, Fábio Henrique Monteiro Oliveira, Camille Marques Alves, Angela Abreu Rosa de Sá, Eduardo Lázaro Martins Naves, Adriano de Oliveira Andrade, Isabela Alves Marques, Luanne Cardoso Mendes, **Rodrigo Ramos Rosa**,

Kennedy Rodrigues Lima, Carlos Tobias Machado, Yann Morere, Guy Bourhis, Pierre Pino, Marcus Fraga Vieira, “RehaBEElitation,” *INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL*, BR512021001975-0

7 REFERÊNCIAS

- [1] A. O. Andrade, A. A. Pereira, E. L. M. Naves, and A. B. Soares, “Practical Applications in Biomedical Engineering,” *Pract. Appl. Biomed. Eng.*, Jan. 2013, doi: 10.5772/3331. <https://doi.org/10.5772/3331>
- [2] W. A. Rocca, “The burden of Parkinson’s disease: a worldwide perspective,” *Lancet Neurol.*, vol. 17, no. 11, pp. 928–929, Nov. 2018, doi: 10.1016/S1474-4422(18)30355-7. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(18\)30355-7](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30355-7)
- [3] M. da Saúde Secretaria de Ciência and T. Insumos Estratégicos Departamento de Ciência Tecnologia, “Brasília 2018 Ministério da Saúde Agenda de Prioridades de Pesquisa do Ministério da Saúde APPMS.”
- [4] G. DJ, O. E, and G. S, “Diagnostic criteria for Parkinson disease,” *Arch. Neurol.*, vol. 56, no. 1, pp. 33–39, Jan. 1999, doi: 10.1001/ARCHNEUR.56.1.33. <https://doi.org/10.1001/archneur.56.1.33>
- [5] A. de Oliveira Andrade *et al.*, “Task-Specific Tremor Quantification in a Clinical Setting for Parkinson’s Disease,” *J. Med. Biol. Eng.*, pp. 1–30, Oct. 2020, doi: 10.1007/s40846-020-00576-x. <https://doi.org/10.1007/s40846-020-00576-x>
- [6] Z. Lin, H. Dai, Y. Xiong, X. Xia, and S. J. Horng, “Quantification assessment of bradykinesia in Parkinson’s disease based on a wearable device,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2017*, pp. 803–806, doi: 10.1109/EMBC.2017.8036946. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8036946>
- [7] F.-S. MDR, M.-V. M, and C.-C. R, “Quantitative Measurement of Rigidity in Parkinson’s Disease: A Systematic Review,” *Sensors (Basel)*, vol. 20, no. 3, Feb. 2020, doi: 10.3390/S20030880. <https://doi.org/10.3390/s20030880>
- [8] A. MJ and O. MS, “Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease: A Review,” *JAMA*, vol. 323, no. 6, pp. 548–560, Feb. 2020, doi: 10.1001/JAMA.2019.22360. <https://doi.org/10.1001/jama.2019.22360>
- [9] G. Abbruzzese, R. Marchese, L. Avanzino, and E. Pelosin, “Rehabilitation for Parkinson’s disease: Current outlook and future challenges,” *Parkinsonism Relat. Disord.*, vol. 22, pp. S60–S64, Jan. 2016, doi: 10.1016/j.parkreldis.2015.09.005. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2015.09.005>
- [10] J. P. Proença, C. Quaresma, and P. Vieira, “Serious games for upper limb rehabilitation: a systematic review,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 13, no. 1, pp. 95–100, Jan. 2018, doi: 10.1080/17483107.2017.1290702. <https://doi.org/10.1080/17483107.2017.1290702>
- [11] I. T. Paraskevopoulos, E. Tseklevs, C. Craig, C. Whyatt, and J. Cosmas, “Design guidelines for developing customised serious games for parkinson’s disease rehabilitation using bespoke game sensors,” *Entertain. Comput.*, vol. 5, no. 4, pp. 413–424, Dec. 2014, doi: 10.1016/j.entcom.2014.10.006. <https://doi.org/10.1016/j.entcom.2014.10.006>
- [12] P. Bonato, D. M. Sherrill, D. G. Standaert, S. S. Salles, and M. Akay, “Data mining techniques to detect motor fluctuations in Parkinson’s disease,” *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. - Proc.*, vol. 26 VII, pp. 4766–4769, 2004, doi: 10.1109/IEMBS.2004.1404319. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1404319>
- [13] S. Patel, C. Mancinelli, R. Hughes, A. Dalton, L. Shih, and P. Bonato, “Optimizing deep brain stimulation settings using wearable sensing technology,” *2009 4th Int. IEEE/EMBS Conf. Neural Eng. NER ’09*, pp. 6–9, 2009, doi: 10.1109/NER.2009.5109221. <https://doi.org/10.1109/NER.2009.5109221>

- [14] A. M. Cabral *et al.*, “Evaluation of deep brain stimulation effect on motor signs of individuals with movement disorders through gaussian models,” *Int. IEEE/EMBS Conf. Neural Eng. NER*, vol. 2021-May, pp. 585–588, May 2021, doi: 10.1109/NER49283.2021.9441173. <https://doi.org/10.1109/NER49283.2021.9441173>
- [15] S. Patel *et al.*, “Monitoring motor fluctuations in patients with parkinsons disease using wearable sensors,” *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 13, no. 6, pp. 864–873, Nov. 2009, doi: 10.1109/TITB.2009.2033471. <https://doi.org/10.1109/TITB.2009.2033471>
- [16] L. C. Mendes *et al.*, “A Systematic Review of Serious Games Used for Upper-Limb Rehabilitation of Individuals with Parkinson’s Disease,” Dec. 2021, doi: 10.47573/XIIIISEB.48. <https://doi.org/10.47573/XIIIISEB.48>
- [17] “The Unified Parkinson’s Disease Rating Scale (UPDRS): status and recommendations,” *Mov. Disord.*, vol. 18, no. 7, pp. 738–750, Jul. 2003, doi: 10.1002/MDS.10473. <https://doi.org/10.1002/mds.10473>
- [18] A. G. Rabelo *et al.*, “Objective Assessment of Bradykinesia Estimated from the Wrist Extension in Older Adults and Patients with Parkinson’s Disease,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 45, no. 11, pp. 2614–2625, Nov. 2017, doi: 10.1007/S10439-017-1908-3. <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1908-3>
- [19] “Manus | Configurator.” [Online]. Available: https://configurator.manus-meta.com/hq_direct/bundle/380/configuration?filter=VR. [Accessed: 19-May-2022]. [https://doi.org/10.1016/S1773-035X\(22\)00166-6](https://doi.org/10.1016/S1773-035X(22)00166-6)
- [20] P. J., “An essay on the shaking palsy. 1817,” *J. Neuropsychiatry Clin. Neurosci.*, vol. 14, no. 2, Mar. 2002, doi: 10.1176/JNP.14.2.223. <https://doi.org/10.1176/jnp.14.2.223>
- [21] J. W. Lance, R. S. Schwab, and E. A. Peterson, “Action Tremor and Cogwheel Phenomenon in Parkinson's Disease,” 2016. <https://doi.org/10.1093/brain/86.1.95>
- [22] “11/4 – Dia Mundial de Conscientização da Doença de Parkinson: avançar, melhorar, educar, colaborar! | Biblioteca Virtual em Saúde MS.” [Online]. Available: <https://bvsmms.saude.gov.br/11-4-dia-mundial-de-conscientizacao-da-doenca-de-parkinson-avancar-melhorar-educar-colaborar/>. [Accessed: 20-May-2022].
- [23] E. R. Barbosa and F. A. S. Sallem, “Doença de Parkinson,” *Rev. Neurociências*, vol. 13, no. 3, pp. 158–165, Sep. 2005, doi: 10.34024/RNC.2005.V13.8827. <https://doi.org/10.34024/rnc.2005.v13.8827>
- [24] J. A. Stamford, P. N. Schmidt, and K. E. Friedl, “What engineering technology could do for quality of life in Parkinson’s disease: A review of current needs and opportunities,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 19, no. 6, pp. 1862–1872, Nov. 2015, doi: 10.1109/JBHI.2015.2464354. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2015.2464354>
- [25] T. Pringsheim, N. Jette, A. Frolkis, and T. D. L. Steeves, “The prevalence of Parkinson’s disease: A systematic review and meta-analysis,” *Mov. Disord.*, vol. 29, no. 13, pp. 1583–1590, Nov. 2014, doi: 10.1002/MDS.25945. <https://doi.org/10.1002/mds.25945>
- [26] J. R. Wilkinson, “HANDBOOK OF PARKINSON’S DISEASE, 4TH EDITION,” *Neurology*, vol. 71, no. 9, pp. 699–699, Aug. 2008, doi: 10.1212/01.WNL.0000324597.72440.43. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000324597.72440.43>
- [27] A. O. Andrade, A. Machado, C. Ramos De Moraes, and M. Campos, “Sinais e Sintomas Motores da Doença de Parkinson: Caracterização, Tratamento e Quantificação Contrast enhancement in mammographic images View project,” 2017, doi: 10.13140/RG.2.2.21085.51680. <http://dx.doi.org/10.13140/RG.2.2.21085.51680>
- [28] J. M. Taylor, B. S. Main, and P. J. Crack, “Neuroinflammation and oxidative stress: Co-conspirators in the pathology of Parkinson’s disease,” *Neurochem. Int.*, vol. 62, no. 5, pp. 803–819, Apr. 2013, doi: 10.1016/J.NEUINT.2012.12.016. <https://doi.org/10.1016/j.neuint.2012.12.016>
- [29] A. Sauerbier, I. Cova, M. Rosa-Grilo, R. N. Taddei, L. K. Mischley, and K. R.

- Chaudhuri, “Treatment of Nonmotor Symptoms in Parkinson’s Disease,” *Int. Rev. Neurobiol.*, vol. 132, pp. 361–379, Jan. 2017, doi: 10.1016/BS.IRN.2017.03.002. <https://doi.org/10.1016/bs.irn.2017.03.002>
- [30] V. Ruonala, M. P. Tarvainen, P. A. Karjalainen, E. Pekkonen, and S. M. Rissanen, “Autonomic nervous system response to L-dopa in patients with advanced Parkinson’s disease,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2015-November, pp. 6162–6165, Nov. 2015, doi: 10.1109/EMBC.2015.7319799. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319799>
- [31] L. Lonini *et al.*, “Wearable sensors for Parkinson’s disease: which data are worth collecting for training symptom detection models,” *npj Digit. Med.* 2018 11, vol. 1, no. 1, pp. 1–8, Nov. 2018, doi: 10.1038/s41746-018-0071-z. <https://doi.org/10.1038/s41746-018-0071-z>
- [32] L. Lonini *et al.*, “Wearable sensors for Parkinson’s disease: which data are worth collecting for training symptom detection models,” *npj Digit. Med.*, vol. 1, no. 1, Dec. 2018, doi: 10.1038/s41746-018-0071-z. <https://doi.org/10.1038/s41746-018-0071-z>
- [33] H. Juanjuan, Y. Zhiming, W. Jianguo, L. Bochen, and Y. Xianjun, “An Automatic Detection Method for Bradykinesia in Parkinson’s Disease Based on Inertial Sensor,” *2020 IEEE 3rd Int. Conf. Electron. Technol. ICET 2020*, pp. 166–169, May 2020, doi: 10.1109/ICET49382.2020.9119604. <https://doi.org/10.1109/ICET49382.2020.9119604>
- [34] L. Cardoso Mendes *et al.*, “RehaBEElitation : Un Jeu Sérieux pour la Rééducation des Membres Supérieurs des Personnes Atteintes de la Maladie de Parkinson,” in *Colloque « Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs », 2021, Paris. Handicap, Vieillesse, Autonomie, Insertion, Technologies. Lyon: AGG PRINT, 2021.*, 2021, pp. 35–40.
- [35] “OSC spec 1_0.” [Online]. Available: https://opensourcecontrol.stanford.edu/spec-1_0.html. [Accessed: 24-May-2022].
- [36] “Wireshark · Go Deep.” [Online]. Available: <https://www.wireshark.org/>. [Accessed: 24-May-2022].
- [37] “Software | Arduino.” [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/en/software>. [Accessed: 03-Nov-2021].
- [38] P. Neto, N. Mendes, and A. P. Moreira, “Kalman filter-based yaw angle estimation by fusing inertial and magnetic sensing: a case study using low cost sensors,” *Sens. Rev.*, vol. 35, no. 3, pp. 244–250, Jun. 2015, doi: 10.1108/SR-10-2014-0723. <https://doi.org/10.1108/SR-10-2014-0723>
- [39] F. Semiconductor, “Implementing a Tilt-Compensated eCompass using Accelerometer and Magnetometer Sensors.”
- [40] “Thank you for downloading Visual Studio - Visual Studio.” [Online]. Available: https://visualstudio.microsoft.com/thank-you-downloading-visual-studio/?sku=community&rel=16&utm_medium=microsoft&utm_source=docs.microsoft.com&utm_campaign=download+from+relnotes&utm_content=vs2019ga+button. [Accessed: 25-May-2022].
- [41] R Core Development Team, “R: a language and environment for statistical computing, 3.2.1,” *Doc. Free. available internet http://www.r-project.org*, 2015.
- [42] “Manual de Goniometria - Medição dos Ângulos Articulares - MANUAL DE GONIOMETRIA MEDIÇÃO DOS ÂNGULOS - StuDocu.” [Online]. Available: <https://www.studocu.com/pt-br/document/centro-universitario-de-ourinhos-unifio/fisioterapia-goniometria/manual-de-goniometria-medicao-dos-angulos-articulares/23858189>. [Accessed: 26-May-2022].
- [43] H. J. Lee *et al.*, “Tremor frequency characteristics in Parkinson’s disease under resting-state and stress-state conditions,” *J. Neurol. Sci.*, vol. 362, pp. 272–277, Mar. 2016, doi: 10.1016/J.JNS.2016.01.058. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2016.01.058>
- [44] L. M. D. Luiz, I. A. Marques, J. P. Folador, and A. O. Andrade, “Intra and inter-rater

- remote assessment of bradykinesia in Parkinson's disease," *Neurologia*, 2021, doi: 10.1016/J.NRL.2021.08.005. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2021.08.005>
- [45] J. Favre, R. Aissaoui, B. M. Jolles, J. A. de Guise, and K. Aminian, "Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 14, pp. 2330–2335, Oct. 2009, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.025. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.025>
- [46] R. R. Rosa *et al.*, "A Human Machine Interface for Serious Games applied to the Rehabilitation of Individuals with Parkinson's Disease," in *XIII SEB*, 2021, doi: 10.47573/XIIISEB.8. <https://doi.org/10.47573/XIIISEB.8>

8 APÊNDICE

Guia de Fabricação





CAPES COFECUB PROJECT UFU - UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Autor: Rodrigo Rosa







Versão: 001



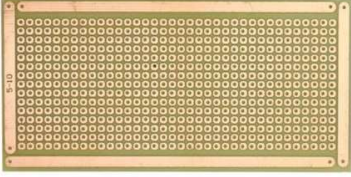
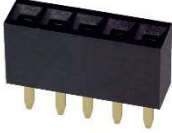
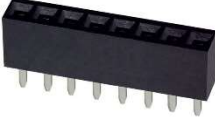

Data: 23/07/2021





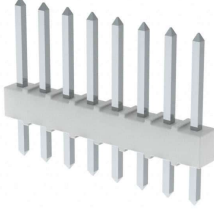

8.1 LISTA DE MATERIAIS

Componentes	Quantidade
 <p>Módulo ESP32-WROOM-32E</p>	1
 <p>Módulo GY521– MPU6050</p>	1
 <p>Módulo Magnetômetro triaxial QMC5883L</p> <p>*Na placa existe a referência ao HMC5883L, um chip de maior precisão que o QMC5883L, mas o chip existente na PCB é o QMC5883L. O firmware funciona apenas com o QMC5883L.</p>	1
	1

<p>Módulo conversor DCDC ajustável (Set-Up Adjustable DC-DC Switching Boost Converter)</p>	
 <p>Bateria Lítio-Ion recarregável – 3,7V 800mAh Dimensões:34x06x45mm</p>	1
 <p>Módulo carregador de bateria de Lítio-Ion TP4056</p>	1
 <p>Fonte conversor ACDC saída : 5 Vdc – 500mA</p>	
 <p>Chave liga/desliga (SPDT Mini Slide Switch) Dimensões:14x12x6mm</p>	1
 <p>Conector Jack (Through Hole)</p>	1

 Conector macho 22 AWG	1
 Conector fêmea 22 AWG	1
 Caixa impressão 3D * fabricação própria	1
 Espaçador macho-fêmea M3 X 10mm	3
 Porca Sextavada M3	3
 Parafuso Phillips M3 x 5mm	3

 <p>Terminal olhal, cabo 3mm, diâmetro do furo 4mm</p>	8
 <p>Cabo flexível de silicone 26 AWG</p>	1 meter
 <p>Placa Protótipo Fenolite Perfurada 5 x 10 cm</p>	1
 <p>Conector Retangular (Female Socket) 5 posições 2.54 mm</p>	1
 <p>Conector Retangular (Female Socket) 8 posições 2.54mm</p>	1
 <p>Conector Macho (header) 2 posições 2.54 mm</p>	

 <p>Conector femea (header) 2 posições 2.54 mm</p>	1
 <p>terminais 2.54mm</p>	2
 <p>Conector (Through Hole) 3 posições 0.100" (2.54mm)</p>	1
 <p>Conector (Through Hole) 5 posições 0.100" (2.54mm)</p>	1
 <p>Conector (Through Hole) 8 position 0.100" (2.54mm)</p>	1
 <p>Luva segunda pele</p>	1

 Linha condutiva	10 metros
 Velcro	
 Fita dupla face	

8.2 DIAGRAMA ELÉTRICO

O diagrama elétrico do circuito é mostrado na Figura 1, com as definições dos componentes e suas conexões elétricas.

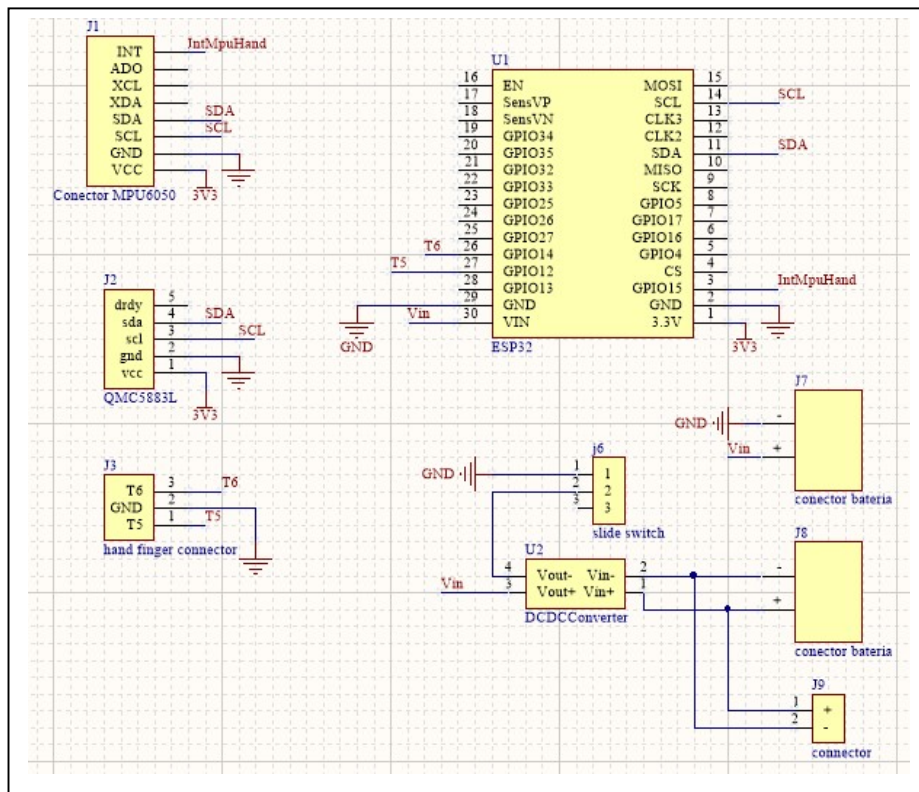


Figura 1 - Diagrama elétrico do circuito.

8.2.1 Fabricação da Unidade de Processamento (Passo a Passo)

8.2.2 Definindo o Formato da Placa de Protótipo (Fenolite Perfurada) e os Furos de Fixação

Modele a placa de protótipo (fenolite perfurada) de acordo com as dimensões mostradas na Figura 2.

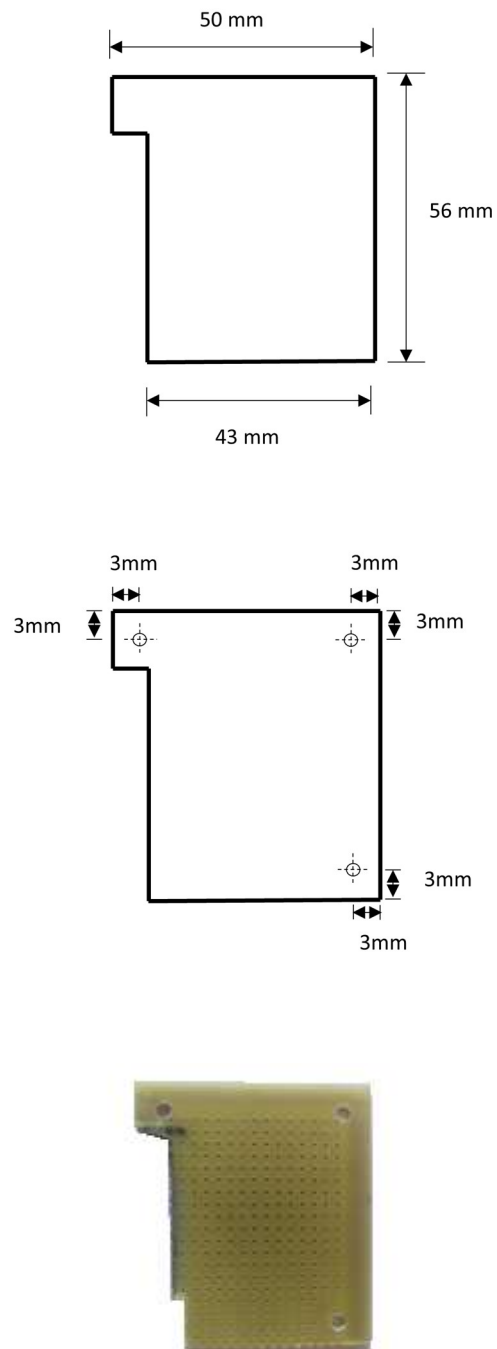


Figura 2 – Placa fenolite perforada.

8.2.3 Soldagem do Módulo Esp32 na Placa

O módulo Esp32 (definido como componente U1 no diagrama) deve ser soldado como mostra na Figura 3.



Figura 3 – Soldagem módulo Esp32.

8.2.4 Soldar Conectores Retangular (Female Sockets)

O conector retangular com 5 e 8 vias deve ser soldado, como mostrado na Figura 4. O conector de 8 vias será usado para o MCP6050 definido como componente J1 no diagrama elétrico. O conector de 5 vias será usado para QMC5883L definido como componente J2 no diagrama elétrico.



Figura 4 – Soldagem conector retangular com 5 e 8 vias.

8.2.5 Soldar Conector Macho (Header) 2 Posições

O Conector Macho (header) (definido como componente J4 no diagrama elétrico) deve ser soldador como mostrado na Figura 5.



Figura 5 – Soldagem conector macho (header).

8.2.6 Soldar Conector (Through Hole) 3 Posições

O conector (Through Hole) 3 posições (definido como componente J3 no diagrama elétrico) deve ser soldador como mostrado na Figura 6.

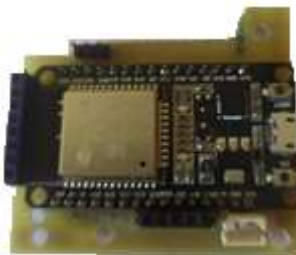


Figura 6 – Soldagem conector Through Hole 3 posições.

8.2.7 Soldar Conector (Through Hole) 5 e 8 Posições

O conector (through hole) com 5 posições deve ser soldado ao módulo magnetômetro QMC5883L e o conector (through hole) com 8 posições deve ser soldado ao módulo GY521–MPU6050, como mostrado na Figura 7.

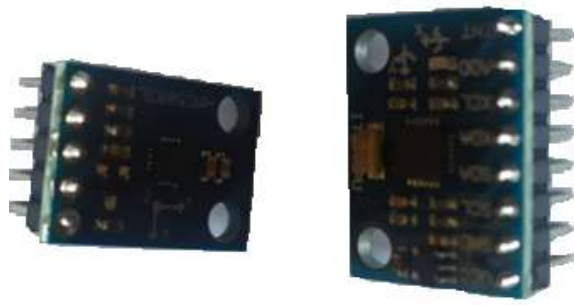


Figura 7 – Soldagem conector Through Hole 5 e 8 posições.

8.2.8 Criando as Trilhas de Conexão Elétrica na Placa Protótipo

As conexões entre componentes definidos no diagrama elétrico devem ser criadas corretamente na placa do protótipo. A Figura 8 ilustra este procedimento.

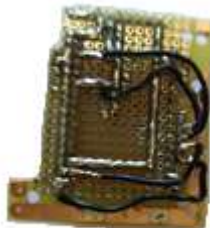


Figura 8 – Conexões entre componentes.

8.2.9 Conexão da Bateria

Soldar o conector fêmea 22 AWG, a chave liga/desliga e o conector jack (Through Hole) como apresentado na Figura 9.



Figura 9 – Soldagem o conector fêmea 22 AWG, a chave liga/desliga e o conector jack.

No lado da entrada, no conversor dc-dc (Set-Up Adjustable DC-DC Switching Boost Converter), soldar o conector macho 22 AWG e o conector jack. No lado da saída, no conversor dc-dc, soldar o conector fêmea (header) 2 posições 2,54 mm. A Figura 10 ilustra a montagem.



Figura 10 – Montagem conversor dc-dc.

Após as conexões serem feitas, conecte a bateria e ajuste a tensão de saída do conversor dc-dc para 5,0 volts.

8.2.10 Cabos para Conexão do Sensor de Toque (Touch Sensor)

Implemente os cabos para conexão do sensor de toque utilizando terminal olhal e cabo flexível 26 AWG. Posteriormente, solde os cabos na placa protótipo no conector J3 especificado no diagrama elétrico. A Figura 11 ilustra a montagem.



Figura 11 – Montagem cabos para conexão do sensor de toque.

8.2.11 Montagem e Conexão da Chave Liga/Desliga

Monte a chave liga/desliga na região apropriada da Caixa e em seguida solde os fios ao conversor dc-dc como definido no diagrama elétrico. A Figura 12 ilustra essa montagem.

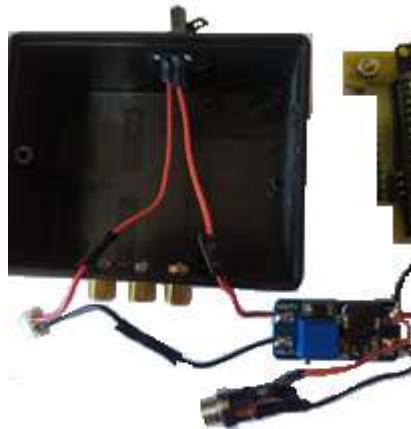


Figura 12 – Montagem chave liga/desliga na caixa.

8.2.12 Completando a Montagem do Sistema na Caixa

- A) Colocar a bateria dentro da caixa;
- B) Colocar a placa protótipo dentro da caixa e fixe com parafusos;
- C) Fixar o conector jack na caixa;
- D) Colocar o conversor dc-dc dentro da caixa;
- E) Fixar a chave liga/desliga na caixa;
- F) Utilizando o espaçador macho-fêmea e porcas, conectar os cabos do sensor de toque nas posições apropriadas.
- G) Conectar a bateria na placa protótipo.

A Figura 13 ilustra estas etapas.

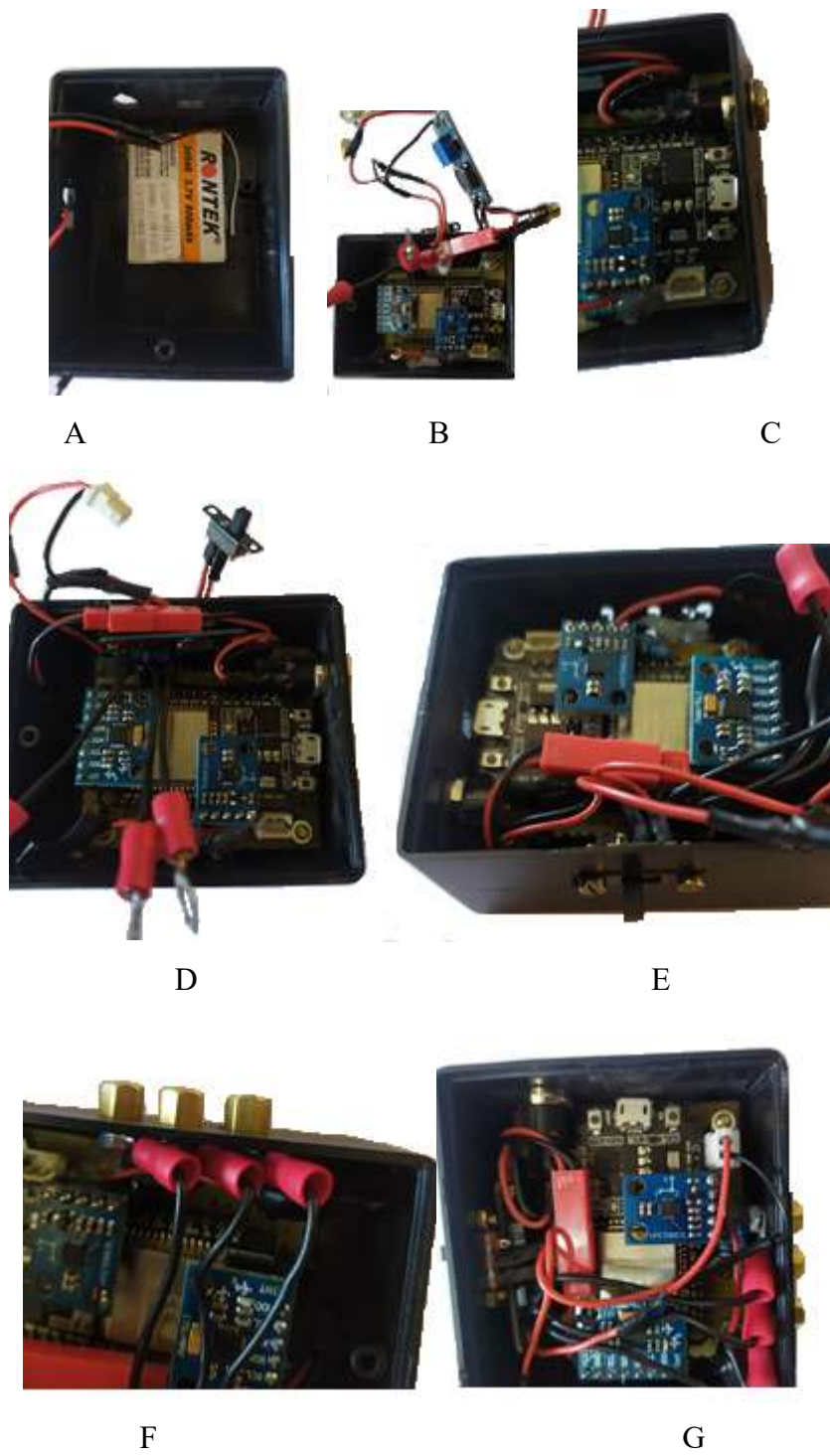
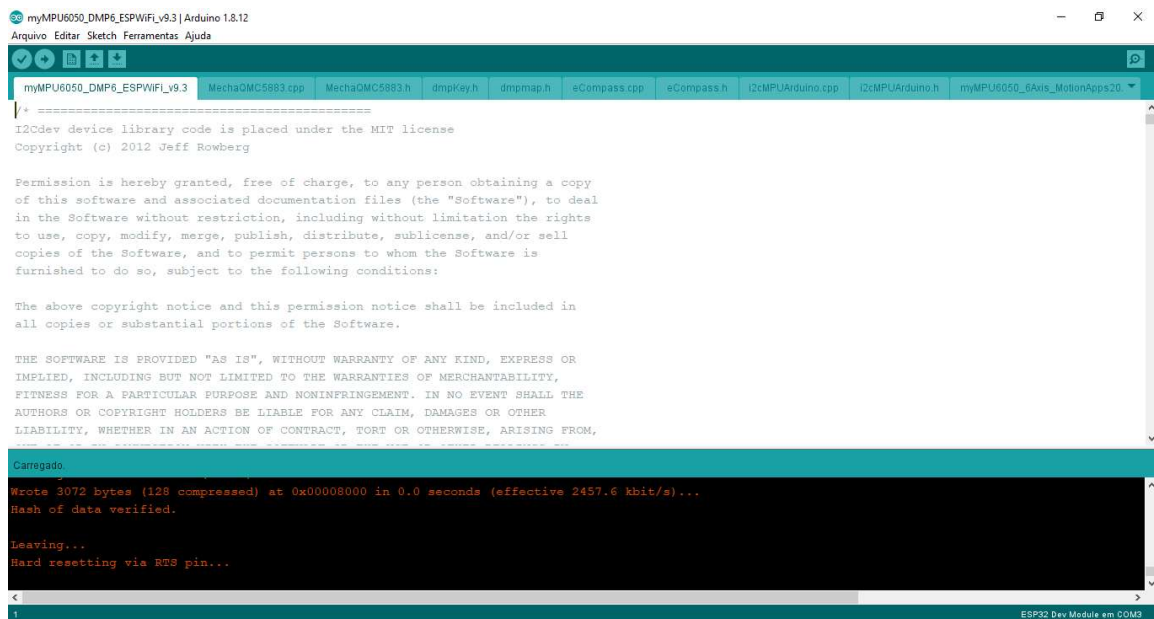


Figura 13 – Montagem do sistema na caixa.

8.3 CARREGAR O FIRMWARE

Conectar a unidade de processamento à porta USB do computador. Abrir a IDE Arduino, abrir o sketch “myMPU6050_DMP6_ESPWiFi_v9.3.ino”. Efetuar o comando para carregar o firmware no microcontrolador ESP32 (pressionar o botão BOOT se necessário). A Figura 14 ilustra a interface do IDE Arduino.



```
myMPU6050_DMP6_ESPWiFi_v9.3 | Arduino 1.8.12
Arquivo  Editor  Sketch  Ferramentas  Ajuda

myMPU6050_DMP6_ESPWiFi_v9.3  MechaOMC5983.cpp  MechaOMC5883.h  dmpKey.h  dmpmap.h  sCompass.cpp  sCompass.h  I2CMPUArduino.cpp  I2CMPUArduino.h  myMPU6050_6Axis_MotionApps20

|+ =====
I2Cdev device library code is placed under the MIT license
Copyright (c) 2012 Jeff Rowberg

Permission is hereby granted, free of charge, to any person obtaining a copy
of this software and associated documentation files (the "Software"), to deal
in the Software without restriction, including without limitation the rights
to use, copy, modify, merge, publish, distribute, sublicense, and/or sell
copies of the Software, and to permit persons to whom the Software is
furnished to do so, subject to the following conditions:

The above copyright notice and this permission notice shall be included in
all copies or substantial portions of the Software.

THE SOFTWARE IS PROVIDED "AS IS", WITHOUT WARRANTY OF ANY KIND, EXPRESS OR
IMPLIED, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO THE WARRANTIES OF MERCHANTABILITY,
FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE AND NONINFRINGEMENT. IN NO EVENT SHALL THE
AUTHORS OR COPYRIGHT HOLDERS BE LIABLE FOR ANY CLAIM, DAMAGES OR OTHER
LIABILITY, WHETHER IN AN ACTION OF CONTRACT, TORT OR OTHERWISE, ARISING FROM,
OR OUT OF SUCH OTHER DEALINGS IN THE SOFTWARE.

Carregado.
Wrote 3072 bytes (128 compressed) at 0x00008000 in 0.0 seconds (effective 2457.6 kbit/s)...
Hash of data verified.
Leaving...
Hard resetting via RTS pin...

ESP32 Dev Module em COM3
```

Figura 14 – Interface do IDE Arduino.

8.4 TESTAR A UNIDADE DE PROCESSAMENTO

Conectar o computador a uma rede WLAN apropriada. A Figura 15 ilustra a escolha da rede no computador.

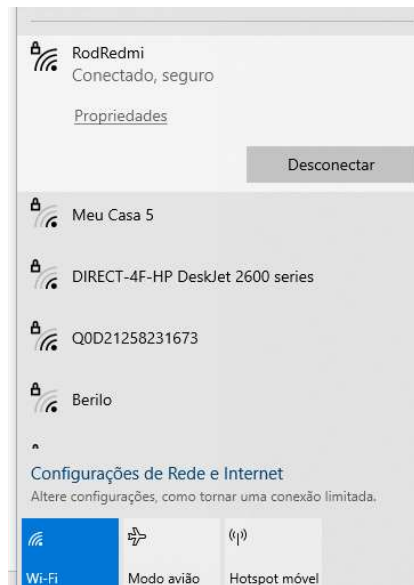


Figura 15 – Rede Wlan no computador.

Conectar a unidade de processamento ao computador via USB. A Figura 16 ilustra essa conexão.

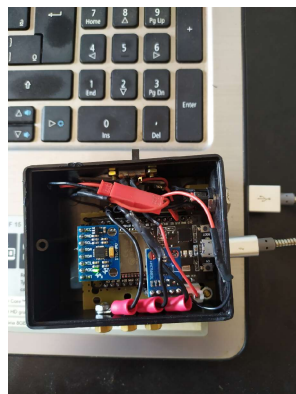


Figura 16 – Conexão via USB.

Executar o software de teste PDGGC config. A Figura 17 ilustra a interface do software.

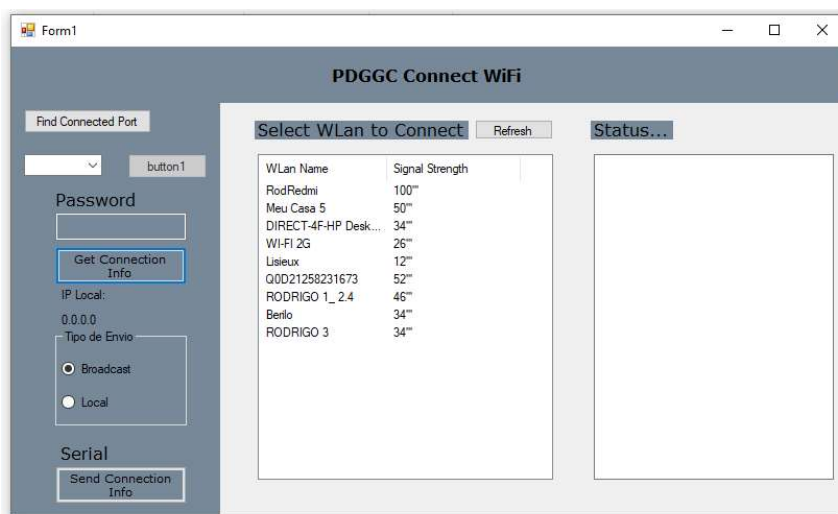


Figura 17 – Interface software PDGGC.

Configurar a unidade de processamento para enviar mensagens na rede WLAN:

- 1) Selecionar a WLAN;
- 2) Encontrar e selecionar a porta COM;
- 3) Inserir a senha da WLAN;
- 4) Clicar no botão “Get Connection Info”;
- 5) Clicar no botão “Send Connection Info”;
- 6) Caso a configuração seja bem-sucedida a seguinte informação será apresentada no painel de “status”: “DMP ready! Waiting for first interrupt...”

Neste momento a unidade de processamento já estará enviando as mensagens na rede. Confirmar que a chave liga/desliga esteja na posição ligar (se não estiver colocar nesta posição) e retirar o cabo USB. A Figura 18 ilustra a interface do software PDGGC após a configuração bem sucedida do equipamento.

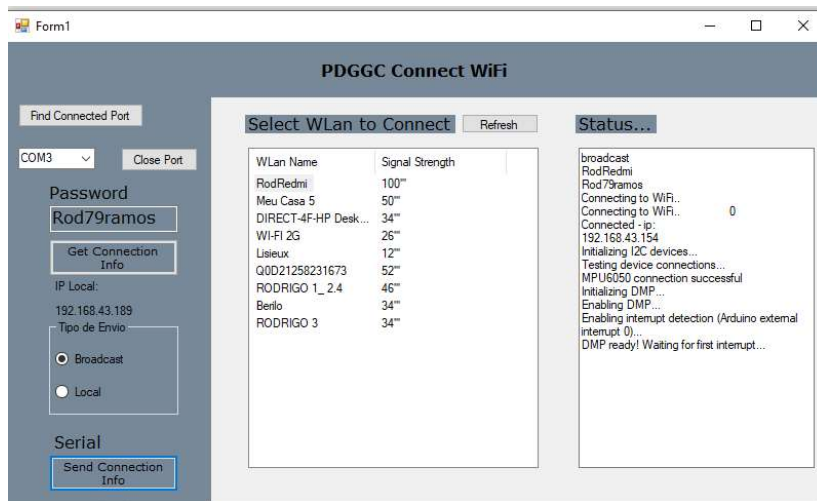


Figura 18 – Cofiguração bem-sucedida .

Executar o software Protocolo Comunicação LUVA. A Figura 19 ilustra a interface do software.

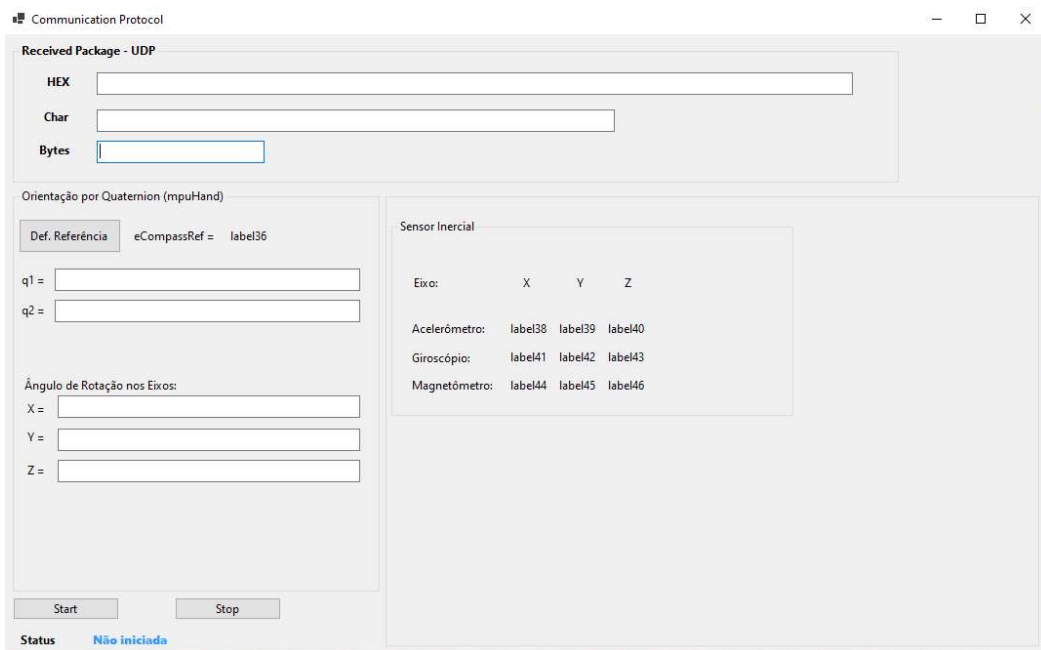


Figura 19 – Interface software de comunicação.

Testar o recebimento de mensagens: Clicar n botão “Start” para receber as mensagens da unidade processadora. Se tudo estiver correto a indicação de “Package received!” será

apresentada e os ângulos de rotação, bem como, os dados brutos dos sensores serão apresentados. A Figura 20 ilustra a interface do software quando ocorre o recebimento da mensagem.

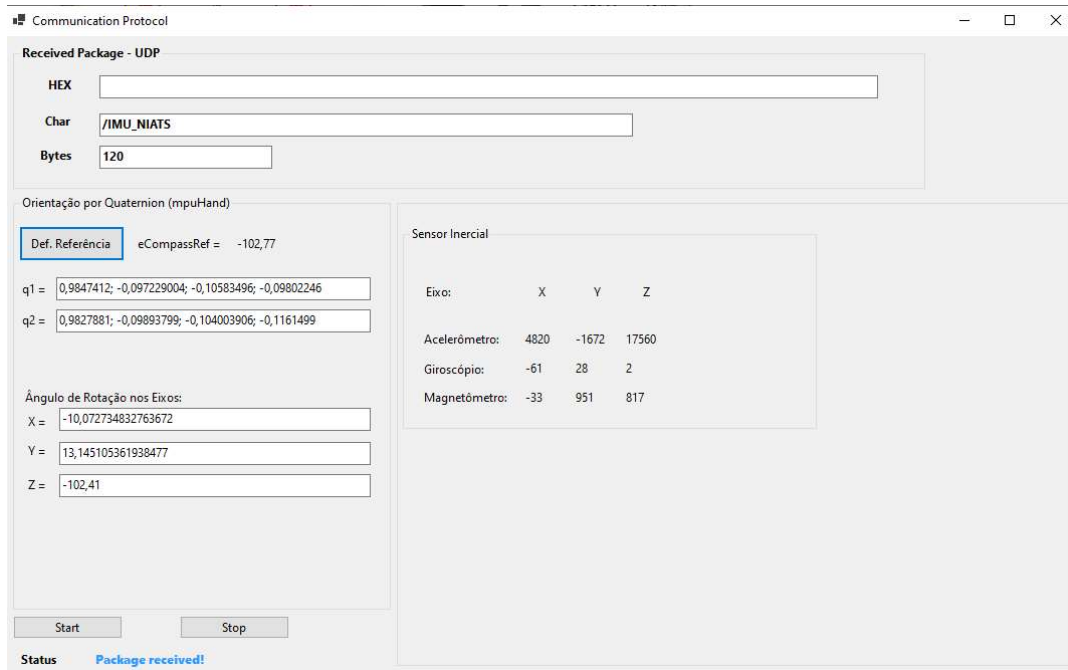


Figura 20 – Mensagem recebida.

8.5 CALIBRAÇÃO DO HARDIRON NO MAGNETÔMETRO

Executar o software “PDGGC config” e configurar a unidade de processamento para enviar mensagens na rede WLAN. Executar o software Protocolo Comunicação LUVA e iniciar o recebimento das mensagens. Segurar a unidade de processamento e executar movimentos em várias direções conforme a Figura 21.



O movimento é semelhante ao executado na calibração da bússola em celulares

Figura 21 – Movimento de calibração do magnetômetro.

Clicar no botão “Stop” para encerrar o recebimento das mensagens e salvar o arquivo com os dados da medição. A Figura 22 ilustra esse procedimento.

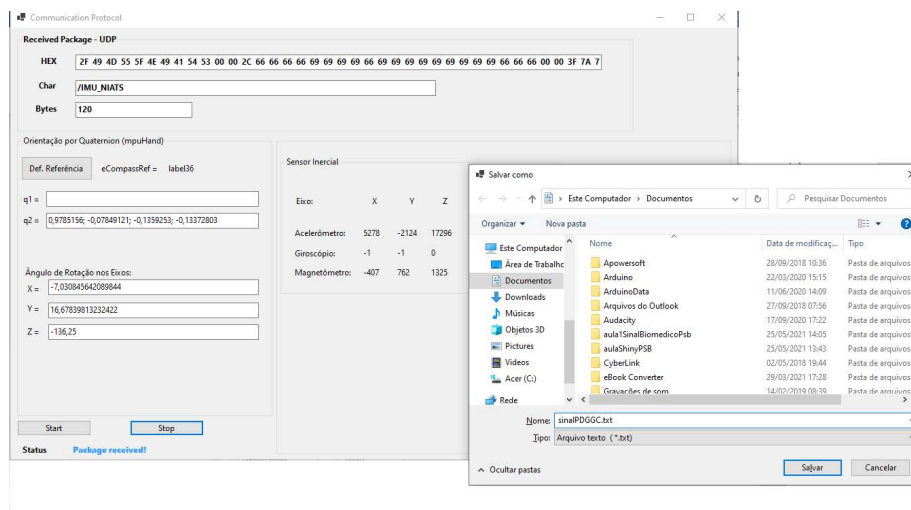


Figura 22 – Salvar arquivo de medição.

8.6 IMPORTAR O ARQUIVO SALVO NO EXCEL

8.6.1 Transformar os valores medidos no magnetômetro de LSB para MicroTesla

A Figura 23 ilustra o procedimento de abertura do arquivo no Excel.

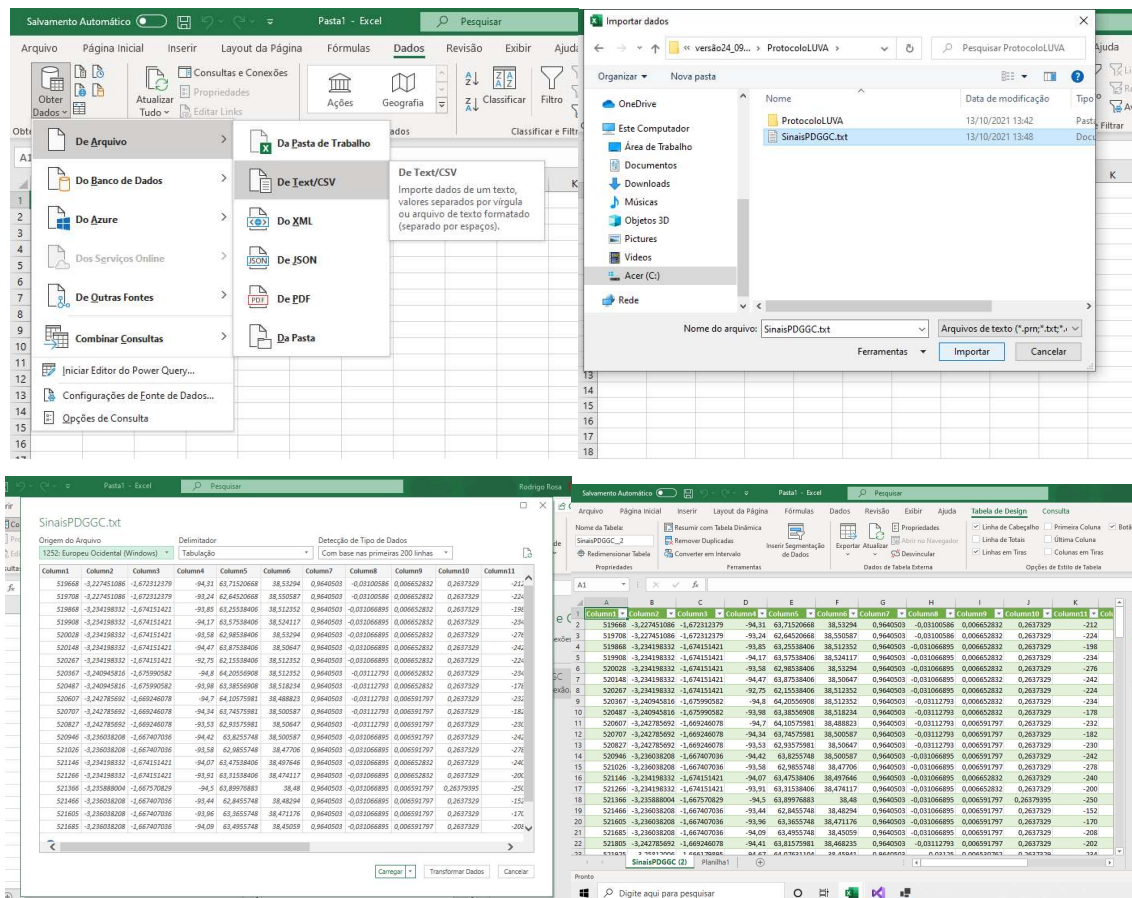


Figura 23 – Abertura do arquivo no Excel.

- a) Copiar as colunas 13, 14 e 15 para uma nova planilha. Criar as colunas MagX(lsb), MagY(lsb) and MagZ(lsb) e colar respectivamente as colunas 13, 14 e 15. A figura 24 ilustra este procedimento.

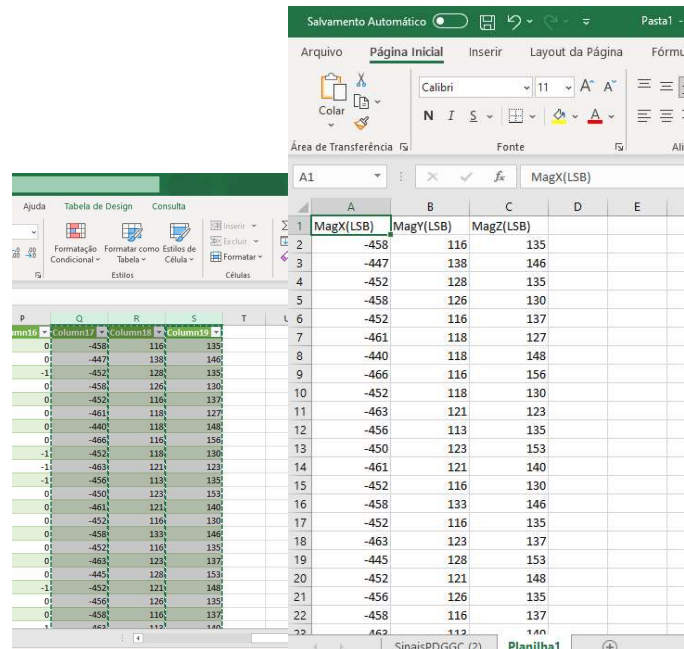


Figura 24 – Manipulação dos dados LSB no Excel.

- b) Transformar os valores de LSB para Gauss ($\text{gauss} = \text{lsb} / 3000$). A Figura 25 ilustra este procedimento.

The screenshot shows an Excel spreadsheet with the following data:

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	MagX(LSB)	MagY(LSB)	MagZ(LSB)		MagX(Gauss)	MagY(Gauss)	MagZ(Gauss)		
2	-458	116	135		-0,152666667	0,038666667	0,045		
3	-447	138	146		-0,149	0,046	0,048666667		
4	-452	128	135		-0,150666667	0,042666667	0,045		
5	-458	126	130		-0,152666667	0,042	0,043333333		
6	-452	116	137		-0,150666667	0,038666667	0,045666667		
7	-461	118	127		-0,153666667	0,039333333	0,042333333		
8	-440	118	148		-0,146666667	0,039333333	0,049333333		
9	-466	116	156		-0,155333333	0,038666667	0,052		
10	-452	118	130		-0,150666667	0,039333333	0,043333333		
11	-463	121	123		-0,154333333	0,040333333	0,041		
12	-456	113	135		-0,152	0,037666667	0,045		
13	-450	123	153		-0,15	0,041	0,051		
14	-461	121	140		-0,153666667	0,040333333	0,046666667		
15	-452	116	130		-0,150666667	0,038666667	0,043333333		
16	-458	133	146		-0,152666667	0,044333333	0,048666667		
17	-452	116	135		-0,150666667	0,038666667	0,045		
18	-463	123	137		-0,154333333	0,041	0,045666667		
19	-445	128	153		-0,148333333	0,042666667	0,051		
20	-452	121	148		-0,150666667	0,040333333	0,049333333		
21	-456	126	135		-0,152	0,042	0,045		
22	-458	116	137		-0,152666667	0,038666667	0,045666667		
23	-463	112	140		-0,154333333	0,037666667	0,045666667		

Figura 25 – Transformar os valores de LSB para Gauss no Excel.

- c) Transformar os valores de Gauss para microTesla ($\mu\text{T} = \text{gauss} * 100$). A Figura 26 ilustra este procedimento.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
1	MagX(LSB)	MagY(LSB)	MagZ(LSB)		MagX(Gauss)	MagY(Gauss)	MagZ(Gauss)		MagX(uT)	MagY(uT)	MagZ(uT)	
2	-458	116	135		-0,152666667	0,038666667	0,045		-15,2667	3,86667	4,5	
3	-447	138	146		-0,149	0,046	0,048666667		-14,9	4,6	4,86667	
4	-452	128	135		-0,150666667	0,042666667	0,045		-15,0667	4,26667	4,5	
5	-458	126	130		-0,152666667	0,042	0,043333333		-15,2667	4,2	4,33333	
6	-452	116	137		-0,150666667	0,038666667	0,045666667		-15,0667	3,86667	4,56667	
7	-461	118	127		-0,153666667	0,039333333	0,042333333		-15,3667	3,93333	4,23333	
8	-440	118	148		-0,146666667	0,039333333	0,049333333		-14,6667	3,93333	4,93333	
9	-466	116	156		-0,155333333	0,038666667	0,052		-15,5333	3,86667	5,2	
10	-452	118	130		-0,150666667	0,039333333	0,043333333		-15,0667	3,93333	4,33333	
11	-463	121	123		-0,154333333	0,040333333	0,041		-15,4333	4,03333	4,1	
12	-456	113	135		-0,152	0,037666667	0,045		-15,2	3,76667	4,5	
13	-450	123	153		-0,15	0,041	0,051		-15	4,1	5,1	
14	-461	121	140		-0,153666667	0,040333333	0,046666667		-15,3667	4,03333	4,66667	
15	-452	116	130		-0,150666667	0,038666667	0,043333333		-15,0667	3,86667	4,33333	
16	-458	133	146		-0,152666667	0,044333333	0,048666667		-15,2667	4,43333	4,86667	
17	-452	116	135		-0,150666667	0,038666667	0,045		-15,0667	3,86667	4,5	
18	-463	123	137		-0,154333333	0,041	0,045666667		-15,4333	4,1	4,56667	
19	-445	128	153		-0,148333333	0,042666667	0,051		-14,8333	4,26667	5,1	
20	-452	121	148		-0,150666667	0,040333333	0,049333333		-15,0667	4,03333	4,93333	
21	-456	126	135		-0,152	0,042	0,045		-15,2	4,2	4,5	
22	-458	116	137		-0,152666667	0,038666667	0,045666667		-15,2667	3,86667	4,56667	
23	-463	112	140		-0,154333333	0,037666667	0,046666667		-15,4333	3,76667	4,66667	

Figura 26 – Transformar os valores de Gauss para microTesla no Excel.

- d) Copiar os valores das colunas MagX(uT), MagY(uT) and MagZ(uT) e salvar em um arquivo TXT. A Figura 27 ilustra este procedimento.

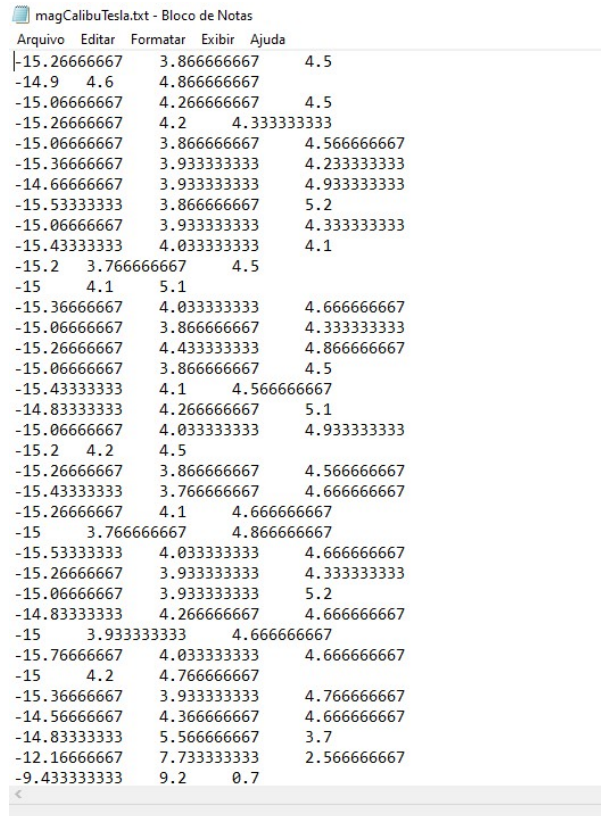


Figura 27 – Copiar os valores e salvar.

e) Executar o Magneto. A Figura 28 ilustra a interface do software.

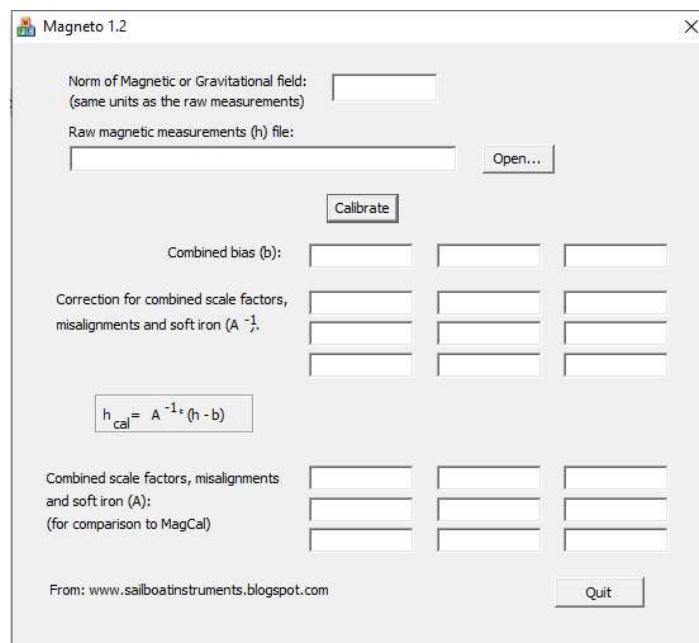


Figura 28 – Interface software Magneto.

- f) Abrir o arquivo TXT com os valores do magnetômetro (uT) . A Figura 29 ilustra este procedimento.

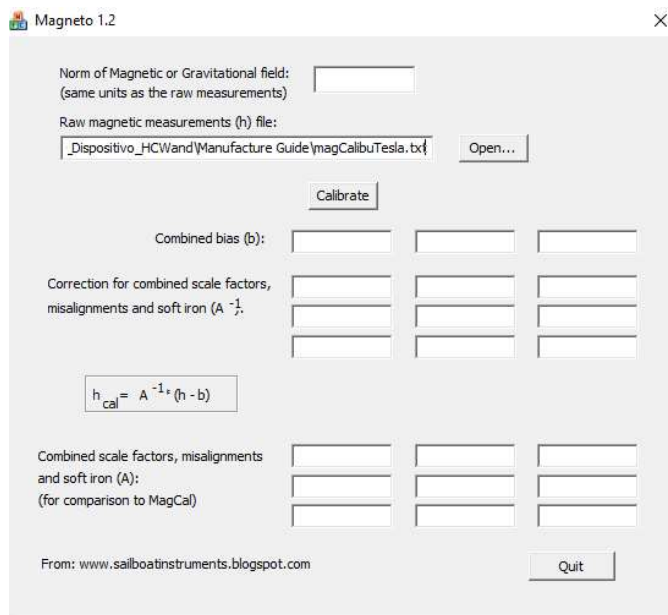


Figura 29 – Abrir arquivo TXT no Magneto.

- g) Calculando os parâmetros do Campo Magnético da Terra para região desejada

- g.1) Abrir a página da web do NOAA:

<https://www.ngdc.noaa.gov/geomag/calculators/magcalc.shtml#igrfwmm;>

g.2) Na aba “Magnetic Field” definir a latitude e longitude do local se está e a distância média do nível do mar. A Figura 30 ilustra a página da web utilizada.

Figura 30 – Página da web do NOAA.

g.3) Clicar no botão “calculate” e anotar o valor em “Total Field” . A Figura 31 ilustra este procedimento.

Date	Declination (+ E - W)	Inclination (+ D - U)	Horizontal Intensity	North Comp (+ N - S)	East Comp (+ E - W)	Vertical Comp (+ D - U)	Total Field
2021-10-13	-21.5805°	-32.6985°	19,423.8 nT	18,062.3 nT	-7,144.2 nT	-12,469.2 nT	23,081.7 nT
Change/year	-0.1041°/yr	-0.4248°/yr	-93.2 nT/yr	-99.7 nT/yr	1.5 nT/yr	-143.5 nT/yr	-0.9 nT/yr
Uncertainty	0.39°	0.21°	128 nT	131 nT	94 nT	157 nT	145 nT

Figura 31 – Anotar o valor em “Total Field”.

g.4) Converter o valor “Total Field” para microTesla e inserir no software Magneto. A Figura 32 ilustra este procedimento.

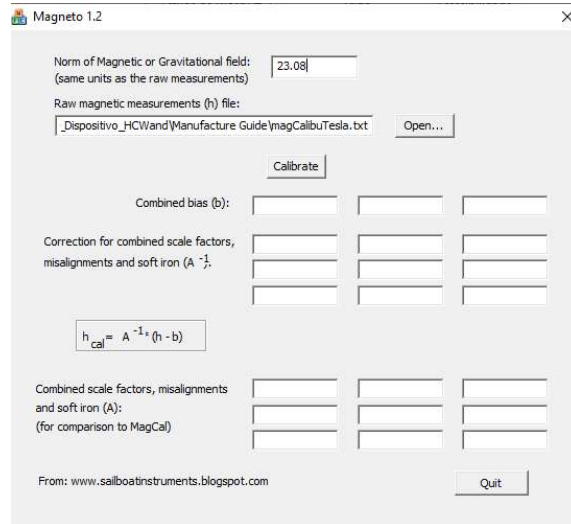


Figura 32 – Converter o valor “Total Field” para microTesla.

h) Clicar no botão “Calibrate” para obter os valores de “Combined bias” que serão usados para calibração do HardIron do sistema. A Figura 33 ilustra este procedimento.

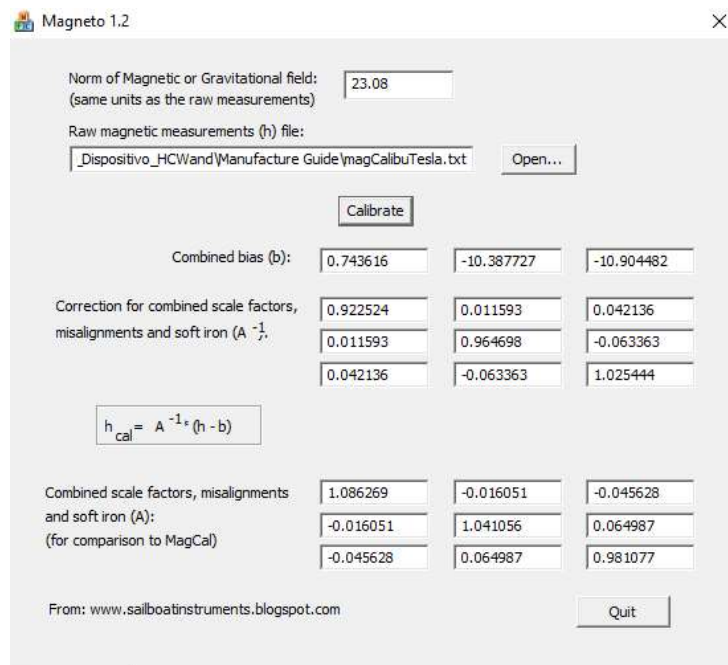


Figura 33 – Obter os valores de “Combined bias”.

i) Converter os valores de “bias” de microTesla para LSB e definir V_x , V_y e V_z para calibrar o HardIron. A Figura 34 ilustra este procedimento.

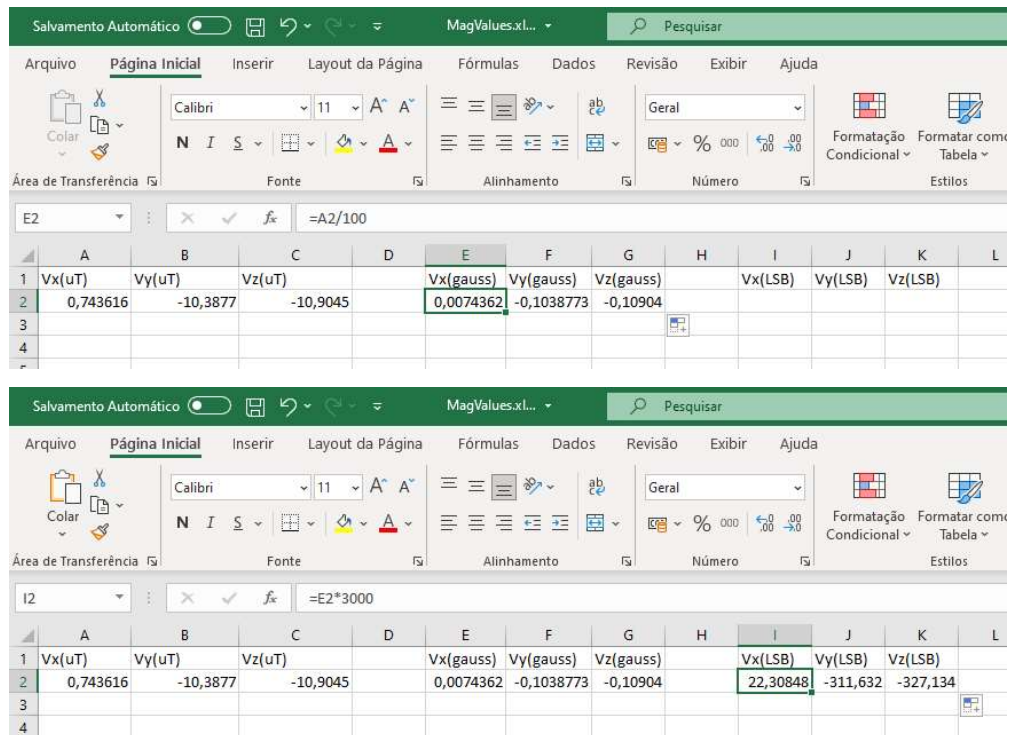


Figura 34 – Converter os valores de “bias” de microTesla para LSB e definir Vx, Vy e Vz.

- j) Executar o IDE Arduino, abrir o sketch “myMPU6050_DMP6_ESPWiFI_v9.3.ino” e no arquivo “eCompass.cpp”, na função “iecompass()” definir os valores de iV_x , iV_y and iV_z com os valores de calibração calculados. Por fim, atualizar o firmware no microcontrolador. A Figura 35 ilustra este procedimento.

```

myMPU6050_DMP6_ESPWiFI_v9.3 - eCompass.cpp | Arduino 1.8.12
Arquivo Editar Sketch Ferramentas Ajuda

int16_t iecompass(int16_t iBpx, int16_t iBpy, int16_t iBpz, int16_t iGpx, int16_t iGpy, int16_t iGpz)
{
    /*iVx = -394;
    iVy = -559;
    iVz = -323;*/

    iVx = 22;
    iVy = -311;
    iVz = -327;

    /*
    * Sensitivity: Field Range = +-8 Gauss ; 3000LSB/G
  */
}

```

Figura 35 – definir os valores de iV_x , iV_y and iV_z .

8.7 MONTAGEM DA LUVA

Deve-se costurar a linha condutiva na luva segunda pele para que os contatos elétricos sejam definidos de maneira apropriada. A Figura 36 ilustra este procedimento.



Figura 36 – Costurar a linha condutiva.

Os contatos devem seguir pela parte de trás da luva e terminar próximo ao punho. A Figura 37 ilustra este procedimento.



Figura 37 – Implementação dos contatos na luva.

Os terminais dos dedos médio, anelar e mínimo devem ser conectados em curto. O terminal do polegar e da mão devem estar conectados em curto. Três extensões (para os três grupos de contatos) devem ser definidos para que haja a conexão com a unidade de processamento.

Grupo 1: mão + polegar

Grupo 2: dedo indicador

Grupo 3: dedo médio + dedo anelar + dedo mínimo

Finalmente, um pedaço retangular (70mm x 40mm) de Velcro do lado da volta deve ser costurado na parte de trás da luva para fixação da caixa com a unidade de processamento.

8.7.1 Fixando a Caixa (unidade de processamento) à Luva

Colar fita dupla face no lado de baixo da caixa com a unidade de processamento e em seguida cole um pedaço de velcro do lado gancho. Fixar a caixa à luva unindo as duas partes de Velcro. A Figura 38 ilustra este procedimento.



Figura 38 – Fixando a caixa na luva.

8.7.2 Conectar os contatos da Luva à unidade de processamento (caixa)

Utilizar parafusos “Phillips” para conectar as extensões dos contatos da luva à Caixa com a unidade de processamento através dos espaçadores fixados na mesma. A Figura 39 ilustra a posição de cada extensão com relação a cada espaçador.

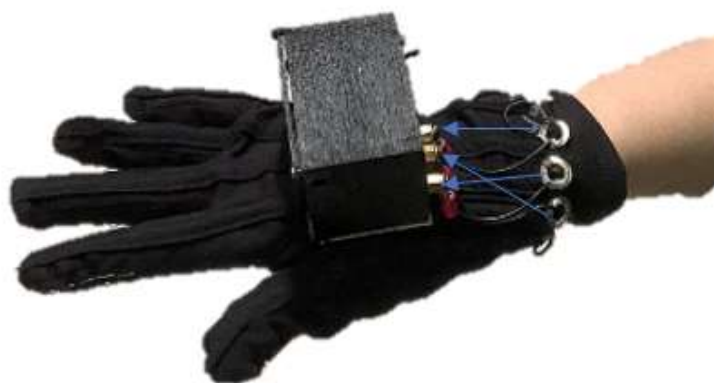


Figura 39 – Posição de cada extensão com relação a cada espaçador.

8.8 MONTAGEM DO CARREGADOR DE BATERIA

Soldar a saída da fonte conversor ACDC na entrada do módulo carregador de bateria de Lítio-Ion TP4056 e por fim, o plug na saída do módulo. A Figura 40 ilustra o carregado.



Figura 40 – Montagem carregador de bateria.

8.9 MODELO DA CAIXA (IMPRESSÃO 3D)

A Figura 41 ilustra o projeto da caixa 3D implementada.

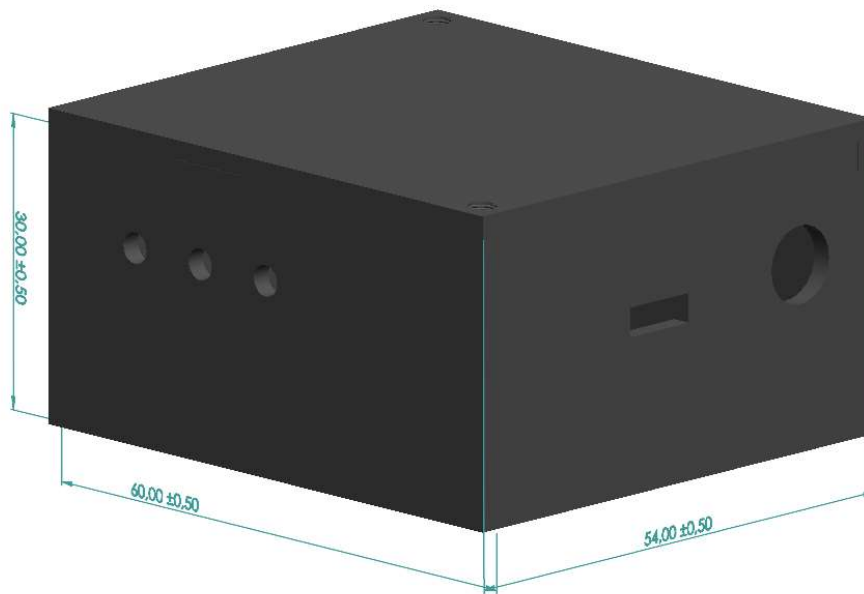


Figura 41 – Caixa impressão 3D.

8.10 FIRMWARE (CÓDIGO FONTE)

```

12.  /*****
    *
13.  *
14.  *           HUMAN-MACHINE INTERFACE FOR PARKINSON'S DISEASE ASSESS
15.  *
16.  * ****
    * ****
17.  * File Name: myMPU6050_DMP6_ESPWiFi_v9.3.ino
18.  * Dependencies:
19.  * Microcontroller: ESP32 Wroom-32E; MPU6050 (GY521 module); QMC5883L
20.  * Compiler: Arduino IDE
  
```

```

21. * Manufacturer: Niats (UFU)
22. * Author: Rodrigo Ramos Rosa
23. * Informations: This firmware is part of a master degree in
    biological engineer at Niats (UFU)
24. *           in Brazil and was based on the firmware
    MPU6050_DMP6_ESPWiFi written by Jeff Rowberg
25. *           and is under his copyright conditions as follows
26. *Versão: 1.0 Data:11/29/2021
27. *
28. *Changelog:
29. *
30.
    *****
    *****/
31. /* =====
32. I2Cdev device library code is placed under the MIT license
33. Copyright (c) 2012 Jeff Rowberg
34.
35. Permission is hereby granted, free of charge, to any person
    obtaining a copy
36. of this software and associated documentation files (the
    "Software"), to deal
37. in the Software without restriction, including without limitation
    the rights
38. to use, copy, modify, merge, publish, distribute, sublicense,
    and/or sell
39. copies of the Software, and to permit persons to whom the Software
    is
40. furnished to do so, subject to the following conditions:
41.
42. The above copyright notice and this permission notice shall be
    included in
43. all copies or substantial portions of the Software.
44.
45. THE SOFTWARE IS PROVIDED "AS IS", WITHOUT WARRANTY OF ANY KIND,
    EXPRESS OR
46. IMPLIED, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO THE WARRANTIES OF
    MERCHANTABILITY,
47. FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE AND NONINFRINGEMENT. IN NO EVENT
    SHALL THE
48. AUTHORS OR COPYRIGHT HOLDERS BE LIABLE FOR ANY CLAIM, DAMAGES OR
    OTHER
49. LIABILITY, WHETHER IN AN ACTION OF CONTRACT, TORT OR OTHERWISE,
    ARISING FROM,
50. OUT OF OR IN CONNECTION WITH THE SOFTWARE OR THE USE OR OTHER
    DEALINGS IN
51. THE SOFTWARE.
52. =====
53. */
54.
55. /* This driver reads quaternion data from the MPU6060 and sends
56.    Open Sound Control messages.
57.
58.    GY-521  NodeMCU
59.    MPU6050 devkit 1.0
60.    board  Lolin      Description
61.    =====
    =====
62.    VCC      VU (5V USB)  Not available on all boards so use 3.3V if
    needed.
63.    GND      G           Ground

```

```

64.   SCL      D1 (GPIO05)   I2C clock
65.   SDA      D2 (GPIO04)   I2C data
66.   XDA      not connected
67.   XCL      not connected
68.   AD0      not connected
69.   INT      D8 (GPIO15)   Interrupt pin
70.
71.  */
72.
73.  // Import required libraries
74.  #include "ESPAsyncWebServer.h"
75.  #include "MechaQMC5883.h"
76.  #include <DNSServer.h>
77.  #include <WiFiClient.h>
78.  #include <WiFiUdp.h>
79.  #include <OSCMessages.h>
80.  #include "eCompass.h"
81.  // I2Cdev and MPU6050 must be installed as libraries, or else the
    .cpp/.h files
82.  // for both classes must be in the include path of your project
83.  #include "I2Cdev.h"
84.  #include "myMPU6050_6Axis_MotionApps20.h"
85.  // Arduino Wire library is required if I2Cdev I2CDEV_ARDUINO_WIRE
    implementation
86.  // is used in I2Cdev.h
87.  #if I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_ARDUINO_WIRE
88.      #include "Wire.h"
89.  #endif
90.
91.  uint32_t timeStamp, myTimeStamp1, myTimeStamp2;
92.  bool flagTimeStamp = false;
93.
94.  MechaQMC5883 qmc;
95.
96.  String ssidStr, passwordStr, sendType;
97.  const char* pCharSsid;
98.  const char* pCharPassword;
99.
100. // class default I2C address is 0x68
101. // specific I2C addresses may be passed as a parameter here
102. // AD0 low = 0x68 (default for SparkFun breakout and InvenSense
    evaluation board)
103. // AD0 high = 0x69
104. MPU6050 mpu;
105. //MPU6050 mpu(0x69); // <-- use for AD0 high
106.
107. /*
    =====
    =====
108.     NOTE: In addition to connection 5/3.3v, GND, SDA, and SCL, this
    sketch
109.     depends on the MPU-6050's INT pin being connected to the ESP8266
    GPIO15
110.     pin.
111.     *
    =====
    ===== */
112. bool flagEnvMpuHand = false;
113. // MPU control/status vars
114. bool mpuHandDmpReady = false; // set true if DMP init was
    successful

```

```

115. uint8_t mpuHandIntStatus; // holds actual interrupt status byte from
    MPU
116. uint8_t mpuHandDevStatus; // return status after each device
    operation (0 = success, !0 = error)
117. uint16_t mpuHandPacketSize; // expected DMP packet size (default is
    42 bytes)
118. uint16_t mpuHandFifoCount; // count of all bytes currently in FIFO
119. uint8_t mpuHandFifoBuffer[64]; // FIFO storage buffer
120. // orientation/motion vars
121. Quaternion qHand; // [w, x, y, z] quaternion
    container
122. VectorInt16 aa; // [x, y, z] accel sensor
    measurements
123. VectorFloat gravity; // [x, y, z] gravity vector
124. VectorInt16 gg; // [x, y, z] gyro sensor
    measurements
125. float ypr[3]; // [yaw, pitch, roll] yaw/pitch/roll
    container and gravity vector
126.
127. uint32_t timeStampHand, oldPktHand;
128. uint32_t timeStampFinger1, timeStampFinger2, timeStampThumb;
129.
130. //Rodrigo 20/01/2021
131. //create a process to calibrate the offset
132. //define CALIB_OFFSET
133.
134. // uncomment "OUTPUT_TEAPOT_OSC" if you want output that matches
    the
135. // format used for the InvenSense teapot demo
136. #define OUTPUT_TEAPOT_OSC //utilizado para controle da luva
137.
138. #ifdef CALIB_OFFSET
139. #include "Config_MPU6050.h"
140. long gyro[3], accel[3];
141. long read_gyro_reg_bias[3] = {0, 0, 0};
142. long read_accel_reg_bias[3] = {0, 0, 0};
143. #endif
144.
145. #define IntMpuHand 15 // interrupção p/controle do MPU_Hand
146. #define CS_MPU_Hand 13
147.
148. int LED_BUILTIN = 2;
149.
150. WiFiUDP Udp; // A UDP instance to let us send and receive packets
    over UDP
151. IPAddress outIp(10, 0, 35, 255); // remote IP to receive OSC
152. const unsigned int outPort = 1234; // remote port to receive OSC
153.
154. float tempCelcius;
155. int16_t temperature;
156. uint8_t stTapFinger = 0;
157. uint8_t stHand = 0;
158.
159. uint32_t cntTouchT6, cntTouchT5;
160. uint8_t rdT6, rdT5;
161.
162. uint16_t x, y, z;
163. int16_t yawECompass;
164.
165. // =====
166. // === INTERRUPT DETECTION ROUTINE ===

```

```

167. // =====
168.
169. volatile bool mpuHandInterrupt = false; // indicates whether
    MPU interrupt pin has gone high
170.
171. void mpuHandDmpDataReady()
172. {
173.   mpuHandInterrupt = true;
174. }
175.
176. void mpu_setup()
177. {
178.   // join I2C bus (I2Cdev library doesn't do this automatically)
179.   #if I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_ARDUINO_WIRE
180.     Wire.begin();
181.     Wire.setClock(400000); // 400kHz I2C clock. Comment this line
    if having compilation difficulties
182.   #elif I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_BUILTIN_FASTWIRE
183.     Fastwire::setup(400, true);
184.   #endif
185.
186.   pinMode(IntMpuHand, INPUT_PULLUP);
187.
188.   /*****
189.    * initialize device: MPU_Hand
190.    *****/
191.   Serial.println(F("Initializing I2C devices..."));
192.   mpu.initialize();
193.   ///////////////////////////////////////////////////////////////////
    ///////////////////////////////////////////////////////////////////
194.   // verify connection
195.   Serial.println(F("Testing device connections..."));
196.   Serial.println(mpu.testConnection() ? F("MPU6050 connection
    successful") : F("MPU6050 connection failed"));
197.   // load and configure the DMP
198.   Serial.println(F("Initializing DMP..."));
199.   mpuHandDevStatus = mpu.dmpInitialize();
200.   // supply your own gyro offsets here, scaled for min sensitivity
201.   mpu.setXGyroOffset(-72); //200
202.   mpu.setYGyroOffset(69); //76
203.   mpu.setZGyroOffset(11); // -85
204.   //mpu.setXAccelOffset(1150);
205.   //mpu.setYAccelOffset(-50);
206.   //mpu.setZAccelOffset(3032); // 1688 factory default for my test
    chip//1788
207.   mpu.setZAccelOffset(1688);
208.
209.   // make sure it worked (returns 0 if so)
210.   if (mpuHandDevStatus == 0)
211.   {
212.     // turn on the DMP, now that it's ready
213.     Serial.println(F("Enabling DMP..."));
214.     mpu.setDMPEnabled(true);
215.     // enable Arduino interrupt detection
216.     Serial.println(F("Enabling interrupt detection (Arduino
    external interrupt 0)..."));
217.     attachInterrupt(IntMpuHand, mpuHandDmpDataReady, RISING);
218.     mpuHandIntStatus = mpu.getIntStatus();
219.     // set our DMP Ready flag so the main loop() function knows
    it's okay to use it
220.     Serial.println(F("DMP ready! Waiting for first interrupt..."));

```



```

221.     mpuHandDmpReady = true;
222.     // get expected DMP packet size for later comparison
223.     mpuHandPacketSize = mpu.dmpGetFIFOPacketSize();
224. }
225. else
226. {
227.     // ERROR!
228.     // 1 = initial memory load failed
229.     // 2 = DMP configuration updates failed
230.     // (if it's going to break, usually the code will be 1)
231.     Serial.print(F("DMP Initialization failed (code ");
232.     Serial.print(mpuHandDevStatus);
233.     Serial.println(F(")"));
234. }
235.
236. }
237.
238. void setup(void)
239. {
240.
241.     pinMode (LED_BUILTIN, OUTPUT);
242.     Serial.begin(115200);
243.     Serial.println(F("\nOrientation Sensor OSC output"));
244.     Serial.println();
245.     // configurando o modo de operação do WiFi como estação
246.     WiFi.mode(WIFI_STA);
247.     Udp.begin(outPort);
248.     // desconecta do access point caso ele já esteja conectado
249.     WiFi.disconnect();
250.     // wait for ready
251.     while (Serial.available() && Serial.read()); // empty buffer
252.     while (!Serial.available());
253.     while (Serial.available() && (sendType = Serial.readString()));
254.     // empty buffer again
255.     Serial.println(sendType);
256.     //Serial.println(F("\nEnvie um caracter para continuar: "));
257.     while (Serial.available() && Serial.read()); // empty buffer
258.     while (!Serial.available());
259.     while (Serial.available() && (ssidStr = Serial.readString())); //
260.     // empty buffer again
261.     Serial.println(ssidStr);
262.     while (Serial.available() && Serial.read()); // empty buffer
263.     while (!Serial.available());
264.     while (Serial.available() && (passwordStr =
265.     Serial.readString())); // empty buffer again
266.     Serial.println(passwordStr);
267.     // Connect to Wi-Fi
268.     pCharSsid = &ssidStr[0];
269.     pCharPassword = &passwordStr[0];
270.     do
271.     {
272.         WiFi.begin(pCharSsid, pCharPassword);
273.         Serial.println("Connecting to WiFi..");
274.         uint8_t cntConecWiFi = 0;
275.         while (WiFi.status() != WL_CONNECTED)
276.         {
277.             delay(500);

```

```

278.     Serial.print("Connecting to WiFi..");
279.     Serial.print("\t");
280.     Serial.println(cntConecWiFi++);
281.     if(cntConecWiFi > 5)
282.     {
283.         //Serial.println("break_1");
284.         break;
285.     }
286.     if(WiFi.status() == WL_NO_SSID_AVAIL)
287.     {
288.         Serial.println("Rede não encontrada!");
289.     }
290.     }
291. }while(WiFi.status() != WL_CONNECTED);
292.
293. // Print ESP32 Local IP Address
294. Serial.println("Connected - ip: ");
295. Serial.println(WiFi.localIP());
296. //Atualiza o Ip remoto que vai receber as msg
297. //para enviar msg broadcast na rede conectada
298. outIp = WiFi.localIP();
299. if(sendType == "broadcast")
300. {
301.     outIp[3] = 255;
302. }
303. /*
304.  * ToDo ...
305.  * precisa receber o ip do computador para envio
306.  * WiFi.localIP() é o IP da luva (ESP32)
307. else
308. {
309.
310. }*/
311. delay(1000);
312. mpu_setup();
313.
314. qmc.init();
315. qmc.xOffset = -976;//-446;
316. qmc.yOffset = 152;//19;
317. }
318.
319. void mpu_loop()
320. {
321.
322.     /*****
323.      * MPU_Hand
324.      *****/
325.     // if programming failed, don't try to do anything
326.     if (!mpuHandDmpReady) return;
327.     // wait for MPU interrupt or extra packet(s) available
328.     if (!mpuHandInterrupt && mpuHandFifoCount < mpuHandPacketSize)
329.     {
330.         //Serial.println("hand extra packet");
331.         return;
332.     }
333.     // reset interrupt flag and get INT_STATUS byte
334.     mpuHandInterrupt = false;
335.     mpuHandIntStatus = mpu.getIntStatus();
336.     // get current FIFO count
337.     mpuHandFifoCount = mpu.getFIFOCount();

```

```

338. // check for overflow (this should never happen unless our code
    is too inefficient)
339. if ((mpuHandIntStatus & 0x10) || mpuHandFifoCount == 1024)
340. {
341.     // reset so we can continue cleanly
342.     mpu.resetFIFO();
343.     Serial.println(F("FIFO overflow Hand!"));
344.     // otherwise, check for DMP data ready interrupt (this should
    happen frequently)
345. }
346. else if (mpuHandIntStatus & 0x02)
347. {
348.     // wait for correct available data length, should be a VERY
    short wait
349.     while (mpuHandFifoCount < mpuHandPacketSize) mpuHandFifoCount =
    mpu.getFIFOCount();
350.     //read external magnetometer
351.     qmc.read(&x,&y,&z);
352.     delay(5);
353.     // read a packet from FIFO (MPU6050)
354.     mpu.getFIFOBytes(mpuHandFifoBuffer, mpuHandPacketSize);
355.     // track FIFO count here in case there is > 1 packet available
356.     // (this lets us immediately read more without waiting for an
    interrupt)
357.     mpuHandFifoCount -= mpuHandPacketSize;
358.
359.     mpu.dmpGetQuaternion(&qHand, mpuHandFifoBuffer);
360.     mpu.dmpGetAccel(&aa, mpuHandFifoBuffer);
361.     mpu.dmpGetGyro(&gg, mpuHandFifoBuffer);
362.     mpu.dmpGetGravity(&gravity, &qHand);
363.     mpu.dmpGetYawPitchRoll(ypr, &qHand, &gravity);
364.     yawECompass = iecompass(x, y, z, aa.x, aa.y, aa.z);
365.
366.     flagEnvMpuHand = true;
367. }
368.
369.
370. if(flagEnvMpuHand == true )
371. {
372.     flagEnvMpuHand = false;
373.
374.     #ifdef OUTPUT_TEAPOT_OSC
375.
376.         temperature = 0;//mpu.getTemperature();
377.         //tempCelcius = (temperature / 340.00f) + 36.53f;
378.
379.
380.         rdT5 = touchRead(T5);
381.         rdT6 = touchRead(T6);
382.
383.
384.         /*Serial.print(rdT5);
385.         Serial.print("\t");
386.         Serial.print(rdT6);
387.         Serial.print("\t");*/
388.
389.         if(rdT5 < 5)
390.         {
391.             cntTouchT5++;
392.             if(cntTouchT5 >= 10)
393.             {

```

```

394.         stTapFinger = 1;
395.     }
396. }
397. else
398. {
399.     stTapFinger = 0;
400.     cntTouchT5 = 0;
401. }
402.
403. if(rdT6 < 5)
404. {
405.     cntTouchT6++;
406.     if(cntTouchT6 >= 10)
407.     {
408.         stHand = 1;
409.     }
410. }
411. else
412. {
413.     stHand = 0;
414.     cntTouchT6 = 0;
415. }
416.
417. //Serial.println(stHand);
418.
419.
420. if(flagTimeStamp == false)
421. {
422.     myTimeStamp1 = millis(); //time elapsed up to first sample
423.     timeStamp = 0; //zero for first sample
424.     flagTimeStamp = true;
425. }
426. else
427. {
428.     timeStamp = millis() - myTimeStamp1; // (time elapsed up to
now) - (time elapsed up to first sample)
429. }
430. //send timeStamp
431. //Serial.println(timeStamp);
432.
433. // Send OSC message
434. OSCMessage msg("/IMU_NIATS");
435. msg.add((float)qHand.w);
436. msg.add((float)qHand.x);
437. msg.add((float)qHand.y);
438. msg.add((float)qHand.z);
439.
440. msg.add((uint32_t)timeStamp);
441.
442. msg.add((int16_t)yawECompass);
443.
444. msg.add((uint8_t)stTapFinger);
445. msg.add((uint8_t)stHand);
446.
447. msg.add((float)tempCelcius);
448.
449. msg.add((int16_t)aa.x);
450. msg.add((int16_t)aa.y);
451. msg.add((int16_t)aa.z);
452.
453. msg.add((int16_t)gg.x);

```

```

454.     msg.add((int16_t)gg.y);
455.     msg.add((int16_t)gg.z);
456.
457.     msg.add((int16_t)x);
458.     msg.add((int16_t)y);
459.     msg.add((int16_t)z);
460.
461.     msg.add((float)(ypr[2] * 180/M_PI)); //rotação no eixo X (no
software está como fRoll)
462.     msg.add((float)(ypr[1] * 180/M_PI)); //rotação no eixo Y (no
software está como fPitch)
463.     msg.add((float)(ypr[0] * 180/M_PI)); //rotação no eixo Z (no
software está como fYaw)
464.
465.     Udp.beginPacket(outIp, outPort);
466.     msg.send(Udp);
467.     Udp.endPacket();
468.
469.     msg.empty();
470.
471.     #endif
472. }
473. }
474. /*****
*****/
475. /*
476.     Arduino loop function, called once 'setup' is complete (your
own code
477.     should go here)
478. */
479. /*****
*****/
480. void loop(void)
481. {
482.     #ifndef CALIB_OFFSET
483.
484.
485.     myMPU6050.get_st_biases(gyro, accel, 0);
486.     myMPU6050.mpu_read_6500_gyro_bias(read_gyro_reg_bias);
487.     myMPU6050.mpu_read_6050_accel_bias(read_accel_reg_bias);
488.
489.     int16_t GyX_reg_bias = read_gyro_reg_bias[0];
490.
491.     int16_t AcX_reg_bias = read_accel_reg_bias[0];
492.     int16_t AcY_reg_bias = read_accel_reg_bias[1];
493.     int16_t AcZ_reg_bias = read_accel_reg_bias[2];
494.
495.     float GyX = gyro[0]/65536.f; //ajuste de formatação
496.     float GyY = gyro[1]/65536.f;
497.     float GyZ = gyro[2]/65536.f;
498.
499.     float AcX = accel[0]/65536.f; //ajuste de formatação
500.     float AcY = accel[1]/65536.f;
501.     float AcZ = accel[2]/65536.f;
502.
503.     /*Serial.print("gyro_bias_reg");
504.     Serial.print("\t");
505.     Serial.print(read_gyro_reg_bias[0]);
506.     Serial.print("\t");
507.     Serial.print(read_gyro_reg_bias[1]);
508.     Serial.print("\t");

```

```
509. Serial.println(read_gyro_reg_bias[2]);*/
510.
511. /*Serial.print("gyro_bias_reg");
512. Serial.print("\t");
513. Serial.println(GyX_reg_bias);*/
514.
515. Serial.print("accel_bias_reg");
516. Serial.print("\t");
517. Serial.print(read_accel_reg_bias[0]);
518. Serial.print("\t");
519. Serial.print(read_accel_reg_bias[1]);
520. Serial.print("\t");
521. Serial.println(read_accel_reg_bias[2]);
522.
523. /*Serial.print("accel_bias_reg");
524. Serial.print("\t");
525. Serial.print(AcX_reg_bias);
526. Serial.print("\t");
527. Serial.print(AcY_reg_bias);
528. Serial.print("\t");
529. Serial.println(AcZ_reg_bias);*/
530.
531. /*Serial.print("gyro");
532. Serial.print("\t");
533. Serial.print(GyX);
534. Serial.print("\t");
535. Serial.print(GyY);
536. Serial.print("\t");
537. Serial.println(GyZ);*/
538.
539. Serial.print("accel");
540. Serial.print("\t");
541. Serial.print(AcX);
542. Serial.print("\t");
543. Serial.print(AcY);
544. Serial.print("\t");
545. Serial.println(AcZ);
546.
547. /*Serial.print("gyro");
548. Serial.print("\t");
549. Serial.print(gyro[0]);
550. Serial.print("\t");
551. Serial.print(gyro[1]);
552. Serial.print("\t");
553. Serial.println(gyro[2]);
554.
555. Serial.print("gyro");
556. Serial.print("\t");
557. Serial.print(GyX);
558. Serial.print("\t");
559. Serial.print(GyY);
560. Serial.print("\t");
561. Serial.println(GyZ);
562.
563. Serial.print("accel");
564. Serial.print("\t");
565. Serial.print(accel[0]);
566. Serial.print("\t");
567. Serial.print(accel[1]);
568. Serial.print("\t");
569. Serial.println(accel[2]);
```

```
570.  
571.     Serial.print("accel");  
572.     Serial.print("\t");  
573.     Serial.print(AcX);  
574.     Serial.print("\t");  
575.     Serial.print(AcY);  
576.     Serial.print("\t");  
577.     Serial.println(AcZ);*/  
578. #else  
579.     mpu_loop();  
580. #endif  
581. }
```

Todo o código e software utilizados neste estudo podem ser encontrados no repositório ZENODO pelo seguinte link: <https://zenodo.org/record/6338064#.Yo-URiiZPIU>