

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE SÃO PAULO
FACULDADE DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA
ENGENHARIA BIOMÉDICA

ANA PAULA FERREIRA ORENHA
SARAH PEREIRA BENKIRANE
VICTORIA FRASSON
WALLACE TADEU DE OLIVEIRA

**DISPOSITIVO WEARABLE PARA AVALIAÇÃO DE TREMORES COM
PERSPECTIVA DE USO EM INDIVÍDUOS COM PARKINSON.**

SÃO PAULO
2024

ANA PAULA FERREIRA ORENHA
SARAH PEREIRA BENKIRANE
VICTORIA FRASSON
WALLACE TADEU DE OLIVEIRA

**DISPOSITIVO WEARABLE PARA AVALIAÇÃO DE TREMORES COM
PERSPECTIVA DE USO EM INDIVÍDUOS COM PARKINSON.**

Monografia final apresentada à Pontifícia
Universidade Católica de São Paulo, como requisito
para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia
Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Lionel Fernel Gamarra

SÃO PAULO

2024

ANA PAULA FERREIRA ORENHA
SARAH PEREIRA BENKIRANE
VICTORIA FRASSON
WALLACE TADEU DE OLIVEIRA

**DISPOSITIVO WEARABLE PARA AVALIAÇÃO DE TREMORES COM
PERSPECTIVA DE USO EM INDIVÍDUOS COM PARKINSON.**

Monografia final apresentada à Pontifícia
Universidade Católica de São Paulo, como requisito
para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia
Biomédica.

São Paulo, 25 de novembro de 2024.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr.

Prof. Dr.

Prof. Dr.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos às nossas famílias pelo suporte durante o desenvolvimento do projeto.

À Pontifícia Universidade Católica, seus professores e seu time da oficina de eletrônica pela oportunidade de aprendermos e crescermos como estudantes e profissionais em nosso caminho intelectual.

Ao orientador Dr. Lionel Gamarra, pelo suporte acadêmico, disponibilidade e orientação no desenvolvimento deste projeto.

Ao grupo pela sintonia, confiança, parceria e esforço que juntos dedicamos à realização desta monografia.

RESUMO

A Doença de Parkinson (DP) é um distúrbio neurodegenerativo crônico que afeta o movimento, caracterizado por tremores, rigidez, lentidão de movimentos e problemas de equilíbrio e postura. Com uma prevalência crescente com a idade, a DP afeta cerca de 7 milhões de pessoas em todo o mundo. Assim, o objetivo do presente estudo foi desenvolver um dispositivo *wearable* para monitoramento dos tremores em pacientes com DP, estabelecendo uma ferramenta inovadora para avaliar a progressão da doença e otimizar as formas de tratamento. A metodologia foi dividida em três etapas principais: a parte eletrônica, o aplicativo (app) e a luva. Na primeira etapa, realizou-se um estudo sobre a DP e dispositivos *wearables*. Em seguida, foi desenvolvido a parte eletrônica utilizando um acelerômetro, um giroscópio e o microcontrolador ESP32, testados em softwares como *Multisim* e *Wokwi*. A modelagem da luva foi feita utilizando uma luva de compressão de pulso e os componentes foram fixados em uma PCI customizada. A simulação em software e a montagem física dos componentes eletrônicos evidenciaram que o dispositivo é capaz de captar e processar tremores em diferentes níveis de maneira eficaz. O *design* do app foi elaborado para facilitar o uso do dispositivo pelo paciente com integração via Wi-Fi. Os testes demonstraram que o dispositivo é eficaz na detecção e quantificação de tremores de diferentes intensidades, oferecendo dados importantes para monitorar a progressão da doença e ajustar tratamentos. A interface desenvolvida tornou o dispositivo mais acessível e intuitivo, facilitando o acompanhamento remoto por profissionais de saúde. A análise dos dados de frequência dos tremores (em Hz) permite avaliar a intensidade e regularidade dos sintomas. No desenvolvimento, surgiram limitações nas etapas de parte eletrônica, design externo e interface do dispositivo. Essas limitações foram superadas pela aplicação do conhecimento técnico adquirido ao longo da graduação, fornecendo uma base sólida para resolver os desafios do projeto.

Palavras-chaves: Doença de Parkinson, Parkinson, Aparelho Eletrônico, Aparelhos Vestíveis, Tecnologia Vestível.

ABSTRACT

Parkinson's Disease (PD) is a chronic neurodegenerative disorder that affects movement, characterized by tremors, rigidity, slowness of movement, and issues with balance and posture. With increasing prevalence with age, PD affects about 7 million people worldwide. The objective of the study was to develop a wearable device for monitoring tremors in PD patients, establishing an innovative tool to assess disease progression and optimize treatment methods. The methodology was divided into three main stages: the electronic part, the application, and the bracelet. In the first stage, a systematic review on PD and wearable devices was conducted. Subsequently, the electronic part was developed using an accelerometer, a gyroscope, and the ESP32 microcontroller, tested in software such as Multisim and Wokwi. The sleeve modeling was done using a wrist specification glove and the components were attached to a custom PCB board. The software simulation and physical assembly of the electronic components showed that the device is capable of capturing and processing tremors at different levels effectively. The application design was designed to facilitate patient integration via Wi-Fi. Tests demonstrated that the device is effective in detecting and quantifying tremors of different intensities, providing important data for monitoring disease progression and adjusting treatments. The developed interface made the device more accessible and intuitive, facilitating remote provisioning for healthcare professionals. Analysis of tremor frequency data (in Hz) makes it possible to assess the intensity and regularity of symptoms. During development, limitations arose in the stages of the electronics, external design and device interface. These limitations were overcome by applying the technical knowledge acquired throughout the course, providing a solid basis for solving the project's challenges.

Keywords: *Parkinson Disease, Parkinson's Disease, Parkinson, Electronic Device, Wearable Devices, Wearables Technologies, Wearable Technology, Wearable Electronic Device.*

LISTA DE FIGURA

Figura 1 - Estrutura do neurônio	14
Figura 2 - Classificação Braak sobre patologia cerebral na DP.	17
Figura 3 - Corpos de Lewy na célula nervosa representados graficamente (A) e imagem por microscopia de campo claro (B).	19
Figura 4 - Comparação de frequência entre tremores de ação.	22
Figura 5 - Comparação de frequência entre tremores de repouso.	24
Figura 6 - F-DOPA PET.	27
Figura 7 - Parkinson's Monitor wearable para Parkinson.	30
Figura 8 - Diagrama da Metodologia utilizada no projeto.	33
Figura 9 - Diagrama de funcionamento do dispositivo.	34
Figura 10 - Esquemático do Wearable do dispositivo na plataforma Wokwi. (A): Microprocessador escolhido, Esp32; (B): Sensor MPU6050.	38
Figura 11 - Simulação do dispositivo na plataforma Wokwi (A): Aplicando valores de aceleração no eixo x de 0.5g e Rotação 70º/segundo No giroscópio. (B): Resultados impressos.	41
Figura 12 - Simulação do dispositivo na plataforma Wokwi (A): aplicando valores de aceleração no eixo x de 0.85g e Rotação 170º/segundo. No giroscópio. (B): Resultados impressos.	42
Figura 13 - Simulação do dispositivo na plataforma Wokwi (A): Aplicando valores de aceleração no eixo x de 0.85g e Rotação 170º/segundo. No giroscópio. (B): Resultados impressos.	42
Figura 14 - Demonstrativo dos componentes conectados e alimentados (A) próximos para visualização das entradas e (B) afastados para visualização das conexões.	43
Figura 15 - Conexões do sensor MPU-6050.	43
Figura 16 - Conexões do microcontrolador ESP32.	44
Figura 17 - (A): placas de Cu (cobre) utilizados na fabricação; (B): Impressão do esquemático feito no Multisim 14.3, impresso em papel fotográfico Spiral 215g.	45
Figura 18 - (C): Imersão da placa de cobre após colar a impressão e ida ao forno, feita em perclorato de ferro (FeCl) por 20 minutos; (D): Placa após corrosão, antes da limpeza.	45
Figura 19 - (E): Disposição dos componentes após soldagem; (F): Parte inferior da placa após soldagem.	46
Figura 20 - Demonstração de captura de sinais do sensor parado. (A): Gráfico; (B): Valores de frequências e movimento dos eixos referentes ao gráfico.	49
Figura 21 - Demonstração de captura de sinais do sensor em movimento leve. (A): Gráfico; (B): Valores de frequências e movimento dos eixos referentes ao gráfico.	50
Figura 22 - Demonstração de captura de sinais do sensor em movimento médio. (A): Gráfico; (B): Valores de frequências e movimento dos eixos referentes ao gráfico.	51
Figura 23 - Demonstração de captura de sinais do sensor em movimento abrupto. (A): Gráfico; (B): Valores de frequências e movimento dos eixos referentes ao gráfico.	52
Figura 24 - Interface após término da sessão de monitoramento.	53
Figura 25 - Interface após término da sessão de monitoramento.	54
Figura 26 - Interface após término da sessão de monitoramento.	54
Figura 27 - Interface após término da sessão de monitoramento.	55

Figura 28 - Interface antes de iniciar o monitoramento.	55
Figura 29 - Gráfico baixado por um dispositivo móvel.	56
Figura 30 - (A) Luva de compressão adaptada para comportar os componentes; (B) Usuário com a versão final da StabilAid.	57
Figura 31 - Disposição final da luva.	58
Figura 32 - Gráfico gerado por mão parada.	58
Figura 33 - Gráfico gerado por movimento leve.	59
Figura 34 - Gráfico gerado por movimento moderado.	59
Figura 35 - Gráfico gerado por movimento abrupto.	60

LISTA DE TABELA

Tabela 1 - Graus de avaliação da UPDRS	16
Tabela 2 - Classificação Hoehn e Yahr sobre sintomas motores e incapacidade funcional na DP.	16
Tabela 3 - Descritivo dos componentes utilizados.	34

LISTA DE ABREVIações E SÍMBOLOS

DP	Doença de Parkinson
APP	<i>Application</i> (Aplicativo)
RM	Ressonância Magnética
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
SPECT	<i>Single-Photon Emission Computed Tomography</i>
SMS	Sistemas de Monitoramento da Saúde
UPDRS	<i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i> (Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson)
SCL	<i>Serial clock</i>
SDA	<i>Serial data</i>
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
L2C	<i>Link Layer Control</i>
CAD	<i>Computer-Aided Design</i>
PLA	Polyactic Acid (Biopolímero Ácido Polilático)
PCI	Placa de Circuito Impresso

SUMÁRIO

1. Introdução.....	13
1.1. Doenças neurodegenerativas.....	13
1.1.1. Doença de Parkinson.....	15
1.1.1.2. Tremores	20
1.2. Abordagem clínica, diagnóstico e monitoramento da DP	25
1.2.1 Manifestações clínicas	25
1.2.2 Diagnóstico Diferencial	26
1.2.3 Monitoramento da progressão da doença	28
1.3. Tecnologias de monitoramento	29
1.3.1. <i>Wearables</i> para monitoramento	29
2. Objetivos.....	32
2.1 Objetivo Geral.....	32
2.2 Objetivos Específicos.....	32
3. Materiais e Métodos	33
3.1. Segmento eletrônico	34
3.1.1. Diagrama de funcionamento do dispositivo	34
3.1.2. Descrição dos componentes do circuito eletrônico.....	34
3.1.3. Desenvolvimento do circuito eletrônico	35
3.1.4. Desenvolvimento da placa.....	36
3.2. Segmento da interface	36
3.2.1. Desenvolvimento da interface	36
3.3. Segmento do <i>design</i>	37
3.3.1. Desenvolvimento da luva	37
3.3.2. Escolha do material	37
4. Resultados e Discussão	37
4.1. Segmento eletrônico	37
4.1.1. Simulação em <i>software</i>	37
4.1.2. Construção da placa.....	43
4.1.2. Código final.....	46
4.2. Segmento da interface	53
4.2.1. Desenvolvimento da interface	53
4.3. Segmento do <i>design</i>	56
4.3.1. Confecção da luva 56	
4.4. Teste final.....	58

5. Conclusão.....	60
6. Referências.....	61
APÊNDICE.....	66

1. Introdução

A Doença de Parkinson (DP) é um distúrbio neurodegenerativo crônico que afeta o movimento, manifestando-se por meio de tremores, rigidez, lentidão de movimentos, além de problemas de equilíbrio e postura. É a segunda doença neurodegenerativa mais comum, ficando atrás apenas da doença de Alzheimer, com aproximadamente 7 milhões de pessoas vivendo com ela atualmente (Duarte, 2012). A prevalência da DP varia conforme idade, sexo e localização geográfica, com uma taxa geral entre 0,3% e 2% em pessoas com mais de 65 anos, aumentando para 4% a 5% em indivíduos com mais de 85 anos. A incidência anual varia entre 15 e 20 casos por 100.000 pessoas, aumentando com a idade. Além da idade, outros fatores de risco incluem sexo, genética e exposição a certos agentes ambientais. A DP tem um impacto significativo na qualidade de vida, afetando não apenas os sintomas físicos, mas também desencadeando problemas psicológicos como depressão, ansiedade e demência. Com a expectativa de vida em ascensão, é esperado que o número de casos de DP dobre até 2040, ampliando ainda mais sua relevância como um problema de saúde pública nos próximos anos (Cabreira & Massano, 2019).

Para os profissionais de saúde, os *wearables* fornecem uma fonte contínua de dados valiosos sobre a saúde do paciente. Através do monitoramento constante de sinais vitais como frequência cardíaca, respiração e padrões de sono, os médicos podem detectar precocemente sinais de alerta e intervir com medidas preventivas ou tratamento oportuno. Além do monitoramento, os *wearables* também têm o potencial de prevenir doenças e promover um estilo de vida mais saudável (Lonini et al., 2018).

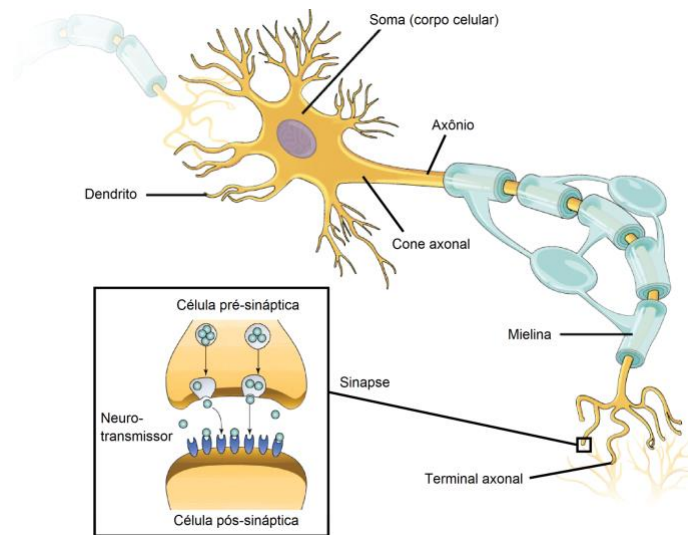
O monitoramento preciso dos tremores é crucial para avaliar a progressão das doenças e ajustar os tratamentos de forma eficaz. É nesse contexto que os sistemas *wearable* voltados para o monitoramento de tremores surgem como uma promessa inovadora para o futuro da saúde digital (Milano et al., 2021).

1.1. Doenças neurodegenerativas

Os neurônios, as células nervosas, são as unidades básicas da comunicação no sistema nervoso, representadas na figura 1. Em seu pleno funcionamento, através de impulsos elétricos e químicos, transmitem informações com precisão. O potencial de repouso, um estado de polarização negativa no interior do neurônio, é alterado pelo potencial de ação, um breve pulso de despolarização que viaja pelo axônio,

transportando a informação. Na sinapse, a junção entre os neurônios, a informação é transmitida por neurotransmissores, moléculas químicas que cruzam a sinapse e se ligam aos receptores do neurônio pós-sináptico, gerando uma nova onda de potencial de ação (Kandel, 2000).

Figura 1 - Estrutura do neurônio



Fonte: (*Anatomy of a neuron*, 2021).

As doenças neurodegenerativas, um grupo de doenças afetam o sistema nervoso, causam a morte progressiva das células nervosas, que ao terem seu funcionamento afetado, levam à perda de funções como movimento, memória e cognição (Da Paz, 2021; Loreiro, 2009).

Fatores que contribuem para as doenças neurodegenerativas, são a agregação proteica, que é o acúmulo anormal de proteínas no interior ou fora das células nervosas, levando à disfunção e morte celular, o estresse oxidativo, que é o dano celular causado por radicais livres, moléculas instáveis que podem danificar proteínas, DNA e outras moléculas, a inflamação neurogênica, que é a resposta inflamatória crônica no cérebro que contribui para a morte celular e a disfunção mitocondrial, onde as mitocôndrias, responsáveis pela produção de energia nas células, podem apresentar disfunções (Bear, 2020). Com o processo de envelhecimento, ocorre uma redução do volume cerebral, aumento do tamanho dos ventrículos, acréscimo na quantidade de líquido cefalorraquidiano, alterações nos neurônios integrados nos circuitos nervosos responsáveis pela manutenção das

atividades cerebrais cognitivas, resultando, de fato, na morte neuronal (Peinado et al., 2000).

Entre as doenças neurodegenerativas, as que mais afetam a população são o Mal de Parkinson, com seus tremores característicos, rigidez muscular e lentidão de movimentos, afeta predominantemente indivíduos acima de 60 anos, o Alzheimer, a forma mais comum de demência, se manifesta por perda de memória, desorientação e dificuldade em realizar tarefas cotidianas, geralmente acometendo pessoas com mais de 65 anos e a Doença de Huntington, por sua vez, é hereditária e se inicia na idade adulta, causando coreia (movimentos involuntários e bruscos), distúrbios cognitivos e psiquiátricos (Loreiro, 2009).

1.1.1. Doença de Parkinson

Os registros históricos sobre a DP são antigos, observadores, incluindo figuras notáveis como Galeno, bem como autores egípcios e indianos, descreveram sintomas que hoje reconhecemos como característicos da DP. No período não se entendia claramente as causas desses sintomas que muitas vezes eram interpretados como perturbações do sistema nervoso ou punições divinas. Leonardo Da Vinci também fez observações sobre a condição, notando especificamente a relação entre problemas cerebrais e sintomas motores, um insight precoce sobre a neurologia (Poewe et al., 2017).

A primeira descrição científica detalhada da doença que hoje conhecemos como DP foi feita pelo médico britânico James Parkinson em 1817. Membro do Colégio Real de Cirurgiões, Parkinson publicou um estudo pioneiro intitulado "*An Essay on the Shaking Palsy*" (Um Ensaio sobre a Paralisia Agitante), em Londres, onde caracterizou a doença através da observação e análise de seis casos clínicos, descrevendo detalhadamente os sintomas e o curso progressivo da condição. Este ensaio marcou um ponto crucial no entendimento médico da doença, permitindo que futuras pesquisas se baseiem em uma fundação sólida de conhecimento clínico (Lamônica, 1997).

Com o avanço no desenvolvimento de novos tratamentos para a DP, tornou-se essencial criar escalas para avaliar a progressão da doença em diferentes estágios como a Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS), compostas por 31 perguntas divididas em cinco categorias de perguntas (estado emocional, atividades da vida diária, exame motor, e complicações de terapia), que podem ser

respondidos em 5 graus diferentes, demonstrados na tabela 1 e servem para mensurar diversos aspectos da condição do paciente incluindo a condição clínica geral, incapacidades, função motora e mental, até a qualidade de vida. Esse sistema de avaliação permite aos profissionais de saúde monitorar de forma mais eficaz a evolução da doença e ajustar os tratamentos conforme necessário, de acordo com um sistema de avaliação por graus para cada tópico a ser analisado (Goulart, 2004).

Tabela 1 - Graus de avaliação da UPDRS

Grau	Descrição
0	Normal, sem alterações ou dificuldades
1	Leve, dificuldades ou alterações mínimas
2	Moderado, dificuldades ou alterações notáveis
3	Grave, dificuldades ou alterações significativas que impactam a atividade diária
4	Muito grave, incapacitante ou necessidade de assistência completa

Fonte: (Martínez-Martín et al., 1994).

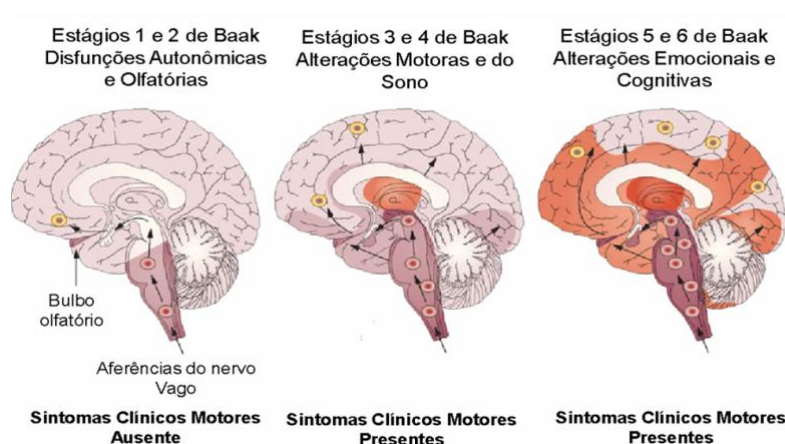
A DP é classificada segundo a escala de Hoehn e Yahr criada em 1967, descrita na tabela 2, de acordo com sintomas motores e incapacidade funcional do paciente (Silva, 2015), e pela escala de Heiko Braak e Eva Braak criada em 2003 para descrever a progressão da patologia cerebral (Modestino et al., 2018), demonstrada na figura 2.

Tabela 2 - Classificação Hoehn e Yahr sobre sintomas motores e incapacidade funcional na DP.

Estágios	Sintomas
0	Nenhum sinal da doença.
1	Doença unilateral. Acometimento do núcleo motor dorsal dos nervos glossofaríngeo e vago, da zona reticular intermediária e do núcleo olfatório anterior.
1,5	Envolvimento unilateral e axial.
2	Doença bilateral sem déficit de equilíbrio. Comprometimento adicional dos núcleos da rafe, núcleo reticular gigantocelular e do complexo <i>locus ceruleus</i> .
2,5	Doença bilateral leve.
3	Doença bilateral leve a moderada; alguma instabilidade postural; capacidade de viver independente. Comprometimento da parte compacta da substância negra do mesencéfalo.
4	Incapacidade grave, ainda capaz de caminhar ou permanecer de pé sem ajuda. Comprometimentos das regiões pioresencefálicas, do mesocortex temporal.
5	Confinado à cama ou cadeira de rodas a não ser que receba ajuda. Comprometimento das áreas de associação do neocortex e neocortex prefrontal.

Fonte: (Modestino et al., 2018).

Figura 2 - Classificação Braak sobre patologia cerebral na DP.



Fonte: (Ramesh & Perera Molligoda Arachchige, 2023).

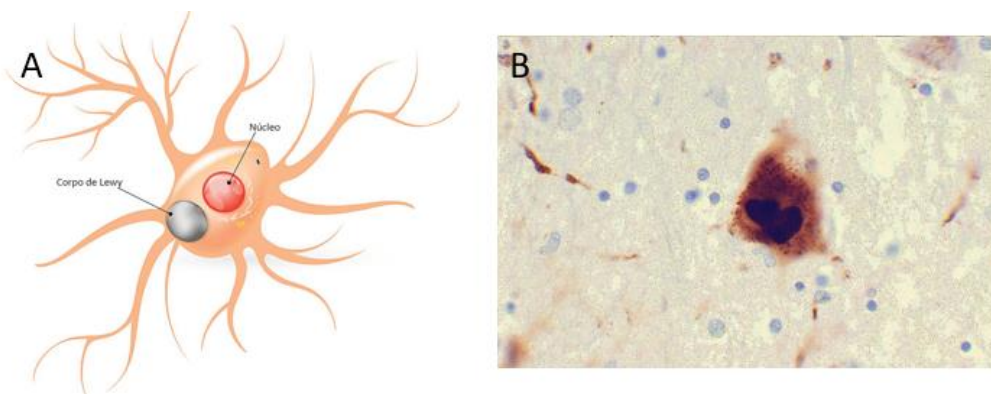
Na DP, ocorre a degeneração de células nervosas em uma parte específica dos gânglios basais conhecida como substância negra. Localizados profundamente no cérebro, os gânglios basais são agrupamentos de células nervosas que desempenham um papel crucial na iniciação e suavização dos movimentos musculares voluntários, na supressão de movimentos involuntários e na coordenação de alterações posturais. Assim como outras células nervosas, aquelas nos gânglios basais liberam neurotransmissores, que são mensageiros químicos responsáveis por estimular a próxima célula na via nervosa a transmitir o impulso (Lezack, 1995).

A dopamina é o principal neurotransmissor atuante nos gânglios basais e desempenha um papel crucial na amplificação dos impulsos nervosos destinados aos músculos. Com a progressão da DP, as células nervosas responsáveis pela produção de dopamina nos gânglios basais começam a se degenerar, resultando em uma produção reduzida deste neurotransmissor e uma diminuição nas conexões entre as células nervosas na região. Essa redução compromete a habilidade dos gânglios basais de regular adequadamente os movimentos musculares, levando a sintomas característicos como tremores, movimentos lentos (bradicinesia), redução na amplitude de movimento (hipocinesia), dificuldades com a postura e a marcha, e uma certa perda de coordenação. Quando os níveis de dopamina diminuem para cerca de 30% do normal, os primeiros sintomas motores relacionados à DP começam a se manifestar (Lezack, 1995).

Na DP ocorre uma disfunção significativa devido à formação de aglomerados de sinucleína, uma proteína cerebral essencial para a comunicação entre células

nervosas. Estes aglomerados, conhecidos como corpos de Lewy, representados pela figura 3, são compostos por sinucleína anormalmente dobrada e se acumulam nas células nervosas. Embora se concentrem principalmente na substância negra, uma área profunda do telencéfalo, os corpos de Lewy podem se espalhar por outras áreas do cérebro e do sistema nervoso. Essa disseminação sugere uma possível ligação com outras condições neurológicas. Por exemplo, na demência por corpo de Lewy, esses aglomerados são encontrados predominantemente no córtex cerebral, a camada mais externa do cérebro (Lezack, 1995). Além disso, a presença de corpos de Lewy também é observada na doença de Alzheimer, o que pode explicar por que cerca de um terço dos pacientes com Parkinson desenvolvem sintomas típicos de Alzheimer e por que alguns indivíduos com Alzheimer exibem sintomas parkinsonianos (Poewe et al., 2017).

Figura 3 - Corpos de Lewy na célula nervosa representados graficamente (A) e imagem por microscopia de campo claro (B).



Fonte: (Abdelnour, 2023).

Os sintomas motores da DP são marcados por características distintas, como tremor de repouso, bradicinesia (também conhecida como acinesia ou hipocinesia), e rigidez muscular. Esses sintomas são frequentemente referidos como os sinais cardinais da doença. Além desses, a DP pode manifestar outros sintomas motores, incluindo fácies em máscara (expressão facial reduzida), alterações na voz, disartria (dificuldade na articulação das palavras), sialorréia (excesso de salivação), disfunção olfatória (perda de olfato), dores, câibras, alterações na escrita como a micrografia (escrita anormalmente pequena), parestesias (sensações anormais como

formigamento), hiperidrose (sudorese excessiva), incontinência urinária, obstipação intestinal e distúrbios na marcha (Galvan & Wichmann, 2008)

Os sinais cognitivos, como a demência, são uma característica significativa no diagnóstico de pacientes com Parkinson, indicando um comprometimento mais amplo do sistema nervoso central. No âmbito emocional, a depressão é um dos sinais mais comuns e apresenta a maior prevalência entre os distúrbios neuropsíquicos associados à doença. Este espectro de sintomas evidencia o impacto multifacetado da DP sobre o bem-estar físico, mental e emocional dos pacientes (Poewe et al., 2017).

1.1.1.2. Tremores

O tremor de repouso é um dos sintomas mais comuns e marcantes da DP, afetando cerca de 70% dos pacientes (Foltynie, 2010). Um tremor é definido como um movimento involuntário que é oscilatório e rítmico, geralmente regular, resultante de contrações alternadas ou simultâneas de músculos que trabalham em oposição. Este padrão oscilatório e rítmico não só distingue o tremor de outros tipos de movimentos involuntários, mas também ajuda a diferenciar entre tipos específicos de tremor. Por exemplo, o tremor associado à DP é caracterizado por uma atividade alternante de músculos agonistas e antagonistas, conforme revelado por exames eletromiográficos. Em contraste, o tremor essencial é marcado pela atividade sincrônica desses músculos. Essa distinção é fundamental para o diagnóstico e tratamento adequados desses diferentes tipos de tremor. (Borges, 2006).

Essencialmente, os tremores podem ser divididos em duas grandes categorias: fisiológicos (normais) e patológicos (anormais). Os tremores fisiológicos ocorrem tipicamente numa frequência de 8-13 Hz e são geralmente tão sutis que não são perceptíveis no dia a dia. Eles podem ser explicados como um reflexo do balistocardiograma, ou seja, a vibração dos tecidos corporais causada pela atividade mecânica do coração. Este tipo de tremor pode ser exacerbado por diversos fatores, como medo, ansiedade, distúrbios metabólicos (como hipertireoidismo e hipoglicemia), exercício físico, abstinência de álcool e o uso de certas medicações (como lítio e prednisona), todos os quais podem aumentar o débito cardíaco e, conseqüentemente, a intensidade do tremor fisiológico (Larrosa, 2017).

Por outro lado, os tremores patológicos são significativamente mais lentos, ocorrendo numa frequência de 4-7 Hz, aproximadamente metade da frequência dos

tremores fisiológicos. Estes afetam principalmente áreas específicas do corpo, como as partes distais dos membros, cabeça, língua, queixo, cordas vocais e, mais raramente, o tronco. Estes tremores são tipicamente associados a condições neurológicas e podem indicar a presença de distúrbios subjacentes mais graves (Larrosa, 2017).

1.1.1.2.1 Tremores de ação

O tremor de ação é o tipo que se manifesta durante a contração voluntária dos músculos. Este pode ser classificado em várias subcategorias, incluindo tremor postural, que ocorre quando se mantém uma posição contra a gravidade; tremor cinético, que aparece durante o movimento; tremor de posição, específico para certas posturas; tremor de ação específica, relacionado a atividades particulares; e tremor isométrico, que surge ao aplicar força contra um objeto estático. Estão representados na figura 4 quanto à diferença de frequência (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016).

Classificados como tremores posturais, são aqueles que ocorrem durante a manutenção de posturas que desafiam a gravidade, como por exemplo, manter os braços estendidos à frente do corpo. Esse tipo de tremor geralmente desaparece quando o músculo relaxa. Eletromiograficamente, é caracterizado por uma atividade rítmica sincrônica dos músculos agonistas e antagonistas. Na prática neurológica, o exemplo mais comum desse tremor é o tremor essencial, que pode ser esporádico ou familiar. O tremor essencial, muitas vezes confundido com DP, é um distúrbio caracterizado por um tremor fino e rápido, com frequência de 5-7 Hz. Pode ocorrer em qualquer idade, mas é mais comum após os 40 anos, e pode afetar qualquer parte do corpo, sendo mais frequente nas mãos e, em seguida, na cabeça. O tremor tende a piorar com emoções, fadiga e com o avançar da idade, mas melhora significativamente com a ingestão de álcool e o uso de betabloqueadores ou primidona (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016).

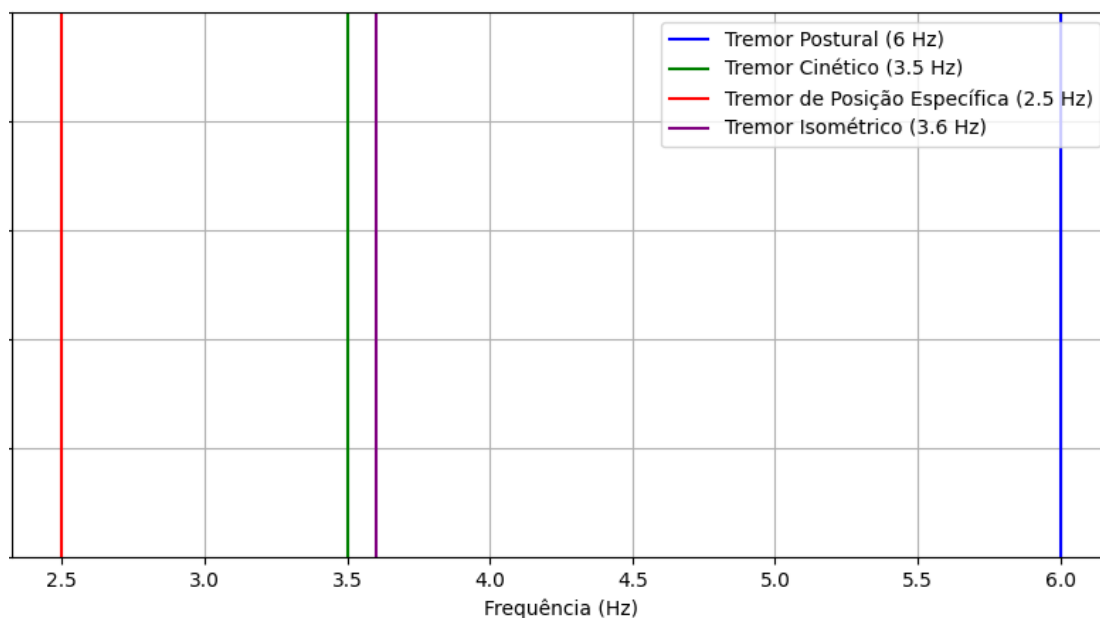
Classificados como tremores cinéticos, são aqueles que ocorrem especificamente durante a execução de um movimento voluntário e pode ser classificado como inicial, dinâmico, ou final, dependendo de se manifestar no início, durante, ou ao final do movimento, respectivamente. Este tipo de tremor é comumente associado a lesões ou doenças do cerebelo e geralmente tem uma frequência de 3-4 Hz. Além disso, o termo "titubeio" descreve uma oscilação rítmica da cabeça ou do

tronco, que é frequentemente resultado da hipotonia dos músculos axiais (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016).

Classificados como tremores de posição específica, são aqueles que ocorrem quando o corpo está mantendo certas posições, como segurar uma xícara ou um copo próximo à boca, ou ao ficar de pé. Um exemplo específico é o tremor ortostático, uma condição identificada por Heilman em 1984, que se manifesta por tremores nos membros inferiores exclusivamente quando o paciente está em pé. Este tipo de tremor tende a diminuir durante a caminhada e desaparece quando o paciente se senta ou se reclina. Curiosamente, mesmo sentado ou reclinado, o tremor pode ser induzido pela contração intensa da perna contra alguma resistência (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016)

Classificados como tremor isométrico, são aqueles que ocorrem quando há uma contração muscular voluntária contínua contra um objeto fixo ou resistência estática (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016).

Figura 4 - Comparação de frequência entre tremores de ação.



Fonte: Autoria Própria.

1.1.1.2.2 Tremores de repouso

O tremor de repouso é caracterizado por ocorrer quando a parte do corpo afetada está em estado relaxado ou não influenciada pela gravidade, e geralmente cessa quando há movimento voluntário. Esse tipo de tremor é mais comum e distintivo

na DP. Além disso, pode ser visto em outras formas de parkinsonismo, como o parkinsonismo *plus*, que inclui sintomas adicionais, o parkinsonismo hereditário degenerativo, relacionado a causas genéticas, e o parkinsonismo secundário, que decorre de fatores externos como medicamentos ou toxinas. Também é observado em condições como tremor essencial severo, tremor rubral, tremor tardio, mioclonia e *spasmus nutans*, embora esses casos sejam menos comuns estão representados na figura 5 quanto à diferença de frequência (Borges, 2006; De Mattos, 1998).

Classificados como tremores parkinsonianos, são aqueles que ocorrem geralmente nas mãos, com frequência de 3-6 Hz, e é menos visível no queixo, lábios, língua e pés. É caracterizado pela atividade alternada de músculos agonistas e antagonistas, resultando em movimentos que lembram o ato de "contar dinheiro" ou "enrolar fumo" (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016)

Classificados como tremores essenciais severos, uma diferente manifestação do tremor parkinsoniano, apresenta-se também de forma postural e que o tremor essencial ocorra em repouso. Um exemplo é o tremor essencial severo, onde o tremor pode ser notável mesmo em repouso, apresentando grande amplitude (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016).

Classificados como tremores rubrais, são aqueles nomeados devido à localização próxima da lesão no núcleo rubro. Este tremor é grosseiro e lento, oscilando entre 3 a 5 Hz, e torna-se mais intenso durante movimentos, embora também possa ser observado em repouso. Geralmente, está associado a ataxia cerebelar e oftalmoplegia do terceiro nervo, elementos que compõem a síndrome de Benedikt (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016).

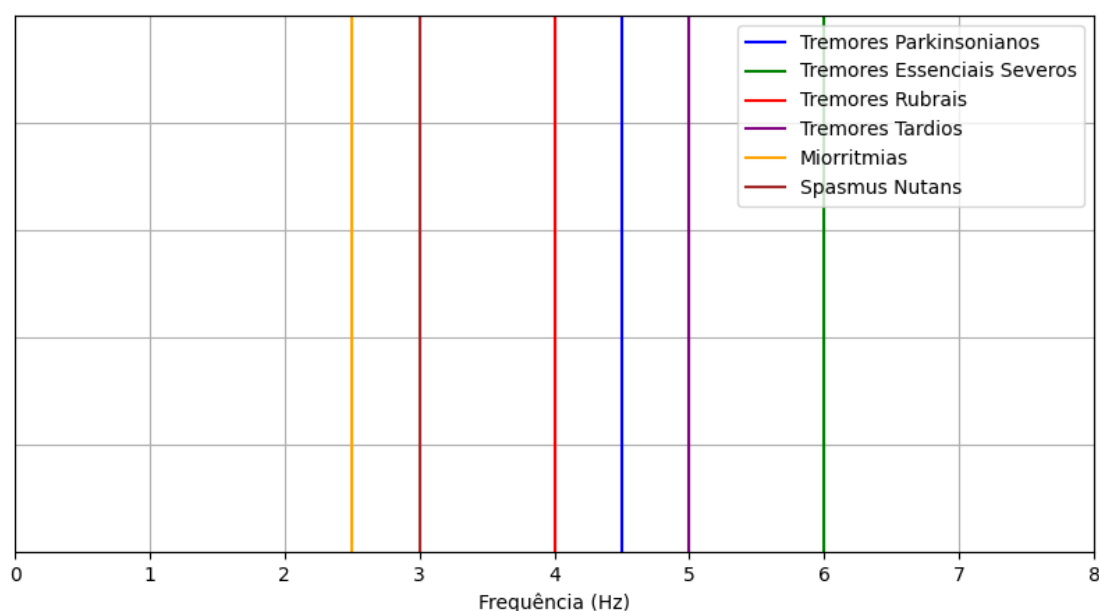
Classificados como tremores tardios, são aqueles em pacientes que fazem uso crônico de neuroleptícos podem manifestar-se tanto em repouso quanto em ação. Esse tremor tende a piorar com a interrupção do neuroleptico e melhora com o uso de medicamentos que reduzem os níveis de dopamina, como a tetrabenazina. Além do tremor, os pacientes também podem apresentar outros movimentos anormais, incluindo acatisia (inquietação), distonia (contrações musculares involuntárias) e coreia (movimentos rápidos e irregulares) (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016).

Classificados como mioclonias, esses tremores se distinguem do parkinsoniano por ser mais lento, com uma frequência de 2-3 Hz, e por predominar nos movimentos de flexão-extensão, ao contrário dos movimentos de pronação-

supinação típicos do tremor parkinsoniano. Além disso, não acompanha outros sinais típicos da DP. Autópsias em alguns casos indicaram a presença de alterações vasculares ou degenerativas no tronco cerebral, especialmente na substância negra, e no cerebelo (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016).

Classificados como “*spasmus nutans*”, são provenientes de uma condição rara e familiar que geralmente se manifesta antes de 1 ano de idade. É caracterizada por uma inclinação rítmica da cabeça e nistagmo (movimentos rápidos e involuntários dos olhos) (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016).

Figura 5 - Comparação de frequência entre tremores de repouso.



Fonte: Autoria Própria.

1.1.1.2.3 Miscelânea

Nas diversas classificações de movimentos involuntários, existe frequentemente uma categoria designada para acomodar fenômenos que não se encaixam claramente nas outras categorias. Esta é chamada de grupo miscelânea ou outros movimentos rítmicos. Inclui uma variedade de condições como mioclonia, que pode apresentar ritmicidade; tremor distônico, também conhecido como tremor de "negação"; epilepsia parcial contínua; nistagmo; clono; miofasciculações; calafrios; "head bobbing" (movimento oscilatório da cabeça); e o sinal de Musset, que é um sinal de insuficiência aórtica (De Mattos, 1998; Lee et al., 2016).

1.2. Abordagem clínica, diagnóstico e monitoramento da DP

1.2.1 Manifestações clínicas

As primeiras manifestações da DP são evidenciadas por uma diminuição no desempenho motor, impactando as atividades diárias dos pacientes, muitas vezes limitando ou até mesmo impossibilitando tais ações. Esse declínio afeta significativamente a qualidade de vida dos pacientes, prejudicando tanto o estado mental quanto o relacionamento com elementos do ambiente, o que por sua vez compromete sua participação social. O tremor é frequentemente considerado um sinal inicial da doença, ocorrendo em aproximadamente metade dos pacientes, com início nas extremidades distais do corpo e observado em condições de repouso. Além do tremor, a rigidez, a bradicinesia e a instabilidade também são manifestações iniciais. Esses sintomas estão diretamente ligados à manifestação da síndrome rígida acinética, a qual está mais especificamente associada à presença de tremor e à instabilidade postural. Além dos sintomas motores, a DP pode apresentar características clínicas não motoras (Armstrong & Okun, 2020).

Inicialmente, o tremor ocorre unilateralmente na mão e se espalha contra lateralmente, podendo envolver pernas, lábios, mandíbula e língua, mas raramente a cabeça. Esse tipo de tremor é caracterizado pelo seu surgimento durante o repouso, sendo mais perceptível quando a parte tremulante do corpo é sustentada contra a gravidade e não está associada a atividades intencionais. Em estágios mais avançados, além do tremor de repouso, pode ocorrer tremor durante manobras posturais ou com ação. Na fase inicial da doença, o tremor geralmente não é perceptível para os outros, mas aproximadamente metade dos pacientes relatam uma sensação de tremulação interna nos membros ou no corpo que não está relacionada à presença de tremor observável. À medida que a doença progride, o tremor torna-se mais evidente (Silva, 2015).

No contexto clínico, o tremor nos membros pode ser observado quando o paciente está relaxado, com as mãos descansando no colo, ou ao distraí-lo com atividades que requerem cálculos mentais ou movimentos repetitivos voluntários do membro contralateral, o que pode acentuar um tremor leve e revelar um tremor latente. Alguns pacientes podem apresentar um tipo de tremor denominado tremor reemergente, que ocorre após uma latência de vários segundos durante manobras posturais e possui frequência típica do tremor de repouso da DP. A distinção entre

esse tipo de tremor e o tremor essencial é importante para evitar diagnósticos equivocados (Cabreira & Massano, 2019).

O exame clínico inclui a avaliação dos movimentos dos membros em ambos os lados do corpo, observando-se a velocidade, amplitude e ritmo de cada movimento. Em estágios iniciais da DP, essas tarefas geralmente mostram alguma amplitude mais lenta e diminuída após alguns segundos. À medida que a doença avança, os movimentos tornam-se menos coordenados, com frequentes hesitações (Cabreira & Massano, 2019).

1.2.2 Diagnóstico Diferencial

O diagnóstico da DP depende da avaliação criteriosa dos sintomas clínicos durante uma anamnese detalhada e um exame físico minucioso. Esse diagnóstico pode ser complicado por achados não clássicos, como o tremor quando a pessoa segura os braços abertos ou usando as mãos em movimentos voluntários ou a ausência de tremor (cerca de 20% dos casos) (Armstrong & Okun, 2020). A fim de melhorar o entendimento, estabeleceram-se três grupos de critérios: critério necessário para o diagnóstico, critério negativo (excludente) e critério de suporte positivo para diagnóstico (nesse são necessários pelo menos três). Não existem exames específicos que o comprovem, sendo assim, o diagnóstico é feito principalmente pela clínica, ficando claro quando os sintomas se tornam evidentes ou quando o paciente apresenta melhora ao uso de medicamentos, como o Levodopa, sendo razoavelmente um indicativo seguro (Balestrino & Schapira, 2020).

Para além disso, a diferenciação entre a DP e outras desordens é crucial para o estabelecimento preciso do diagnóstico e prognóstico. Uma ampla gama de condições pode apresentar sintomas semelhantes ao parkinsonismo, incluindo toxinas, lesões estruturais cerebrais, distúrbios metabólicos e outras desordens neurológicas, muitas das quais são raras e são sugeridas pela história clínica e exame físico (Moreira, 2007). Na prática clínica, é importante considerar duas alternativas diagnósticas principais: o parkinsonismo induzido por drogas e as Síndromes Parkinson-Plus, como a degeneração ganglionar corticobasal, síndrome de demência Lytico-Bodig, síndrome de atrofia de múltiplos sistemas, atrofia palidal progressiva e paralisia supra nuclear progressiva. É crucial reconhecer o parkinsonismo induzido por drogas, pois é potencialmente reversível (Bohlega & Al-Foghom, 2013). Diversas substâncias, incluindo antagonistas da dopamina como neurolépticos, antieméticos e

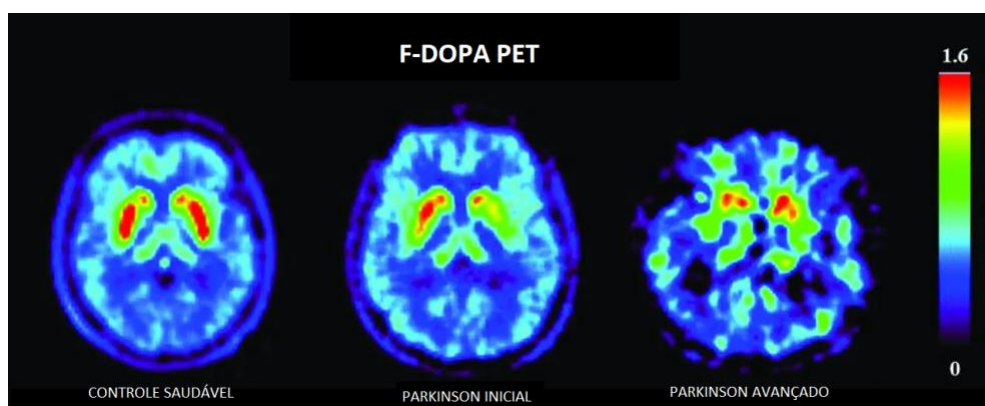
antagonistas dos canais de cálcio, podem desencadear esse quadro. Além disso, medicamentos como amiodarona, ácido valpróico e lítio podem causar parkinsonismo, embora isso seja menos comum e os mecanismos envolvidos permaneçam incertos (Werner & Olanow, 1989).

1.2.2.1 Exames Clínicos

O exame de imagem mais utilizado para diagnósticos, por ser relativamente simples, acessível e de menor custo, comparado aos demais apresentados é a RM. Atualmente, existem diversos estudos que mostraram que o método apresenta alta sensibilidade na detecção de lesões, excelente resolução espacial e capacidade de avaliação multiplanar. Com isso, espectros encontrados na ressonância magnética (RM) convencional podem revelar grandes alterações estruturais que poderão facilitar o diagnóstico diferencial entre a DP e o parkinsonismo atípico (Oliveira, 2017).

A *Positron Emission Tomography* (PET) e a Tomografia Computadorizada por *Single-Photon Emission Computed Tomography* (SPECT) podem ser utilizadas na investigação da DP. O PET tem como método a medição do metabolismo da dopamina no corpo estriado do paciente, chamado *F-DOPA PET*, representado na imagem 6. Já o SPECT utiliza um marcador, que é sensível para transportadores da dopamina. Entretanto, são métodos que requerem um tempo hábil de exame, com elevado custo e são pouco disponíveis para a maioria dos pacientes (Oliveira, 2017).

Figura 6 - F-DOPA PET.



Fonte: (Booth et al., 2015).

1.2.3 Monitoramento da progressão da doença

Dada a natureza progressiva da DP, é crucial realizar uma identificação e monitoramento contínuos dos sintomas. Adquirir dados distintivos dos sinais motores do Parkinson pode ser fundamental para o monitoramento, análise e avaliação da condição, possibilitando um suporte adequado tanto aos pacientes quanto às suas famílias (Lima, 2023).

Nesse contexto, os sistemas de monitoramento de saúde (SMS) têm se mostrado uma ferramenta valiosa para a comunidade médica, permitindo o acesso a informações sobre o estado de saúde dos pacientes e agilizando o diagnóstico. Alguns desses sistemas permitem o monitoramento da amplitude do movimento e da velocidade angular, possibilitando a visualização da resposta do paciente a tratamentos medicamentosos ou de fisioterapia, visando o avanço positivo no quadro de bradicinesia característico da DP. A quantificação desses dados é essencial para determinar a melhora ou agravamento da condição do paciente (Medeiros, 2016).

A partir dos tratamentos disponíveis para a DP, foram desenvolvidas escalas de avaliação que permitem uma análise abrangente do progresso da doença. Essas escalas abrangem a condição clínica geral, as incapacidades, as funções motoras, mentais e até mesmo a qualidade de vida dos pacientes. Tais instrumentos desempenham um papel crucial tanto no contexto clínico quanto no científico, possibilitando o acompanhamento da evolução da doença e a avaliação da eficácia dos tratamentos medicamentosos. Uma das escalas mais amplamente utilizadas é a Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS), criada em 1987. As escalas que medem os estágios de incapacidade, como a Hoehn/Yahr, juntamente com a UPDRS, são consideradas as mais confiáveis. Elas podem ser utilizadas por fisioterapeutas para uma avaliação mais detalhada do estado clínico-funcional dos pacientes (Medeiros, 2016).

Os itens avaliados para classificar o estágio da doença no paciente são tipicamente baseados em autorrelato ou observação clínica. No entanto, devido à natureza subjetiva desses métodos, que dependem da presença eventual de um profissional de saúde, alguns pesquisadores questionam sua eficácia na análise do estágio da doença. Como alternativa, propõem a avaliação quantitativa dos sintomas motores por meio de cinemetria, utilizando sensores que permitem a quantificação objetiva dos sinais motores do paciente.

1.3. Tecnologias de monitoramento

Durante o ano de 2020, foram registradas 7,95 bilhões de assinaturas em tecnologias móveis, das quais 6,06 bilhões foram exclusivamente atribuídas aos *smartphones*. Essa proliferação de dispositivos móveis tem promovido a integração do ambiente virtual em diversas atividades cotidianas, impulsionada por avanços em *hardware* e *software*, incluindo sensores, dispositivos vestíveis, tecnologias de informação e comunicação (TIC) e armazenamento em nuvem. No setor da saúde, ferramentas como mensagens de texto, comunicação por voz ou vídeo e aplicativos para smartphones têm contribuído significativamente para expandir o acesso a cuidados médicos e informações relevantes (Marengo et al., 2022).

Esta interseção entre saúde e TIC deu origem a novos conceitos, como a telemedicina (1969), telessaúde (1978), *eHealth* (1999) e *mHealth* (2003). As tecnologias *mHealth*, por exemplo, oferecem uma variedade de funcionalidades que beneficiam tanto os pacientes, com promoção do bem-estar, prevenção, diagnóstico, tratamento e monitoramento, quanto os sistemas de saúde, com suporte na resposta a emergências, assistência aos profissionais, vigilância e gestão de serviços. Estas funcionalidades são disponibilizadas através de diversos meios, como serviços de mensagens curtas (SMS), chamadas de voz, videoconferências, aplicativos móveis (*apps*), biossensores e dispositivos vestíveis (*wearables*) (Moss et al., 2019).

1.3.1. *Wearables* para monitoramento

Os *wearables* têm se destacado como ferramentas valiosas no campo da saúde, oferecendo uma maneira conveniente e contínua de monitorar diversos aspectos do bem-estar humano. Esses dispositivos, como relógios inteligentes, pulseiras fitness e até mesmo roupas inteligentes, são equipados com sensores que coletam dados biométricos em tempo real. O monitoramento fornecido pelos *wearables* abrange uma ampla gama de métricas, incluindo frequência cardíaca, atividade física, qualidade do sono, níveis de estresse, padrões de respiração e até tremores essenciais. Essas informações são capturadas de forma não invasiva através de sensores inerciais, armazenadas em *hardwares* e que podem ser facilmente acessadas pelo usuário por meio de aplicativos móveis (Lonini et al., 2018).

1.3.1.1 Sistemas *wearable* voltados para monitoramento de tremores

Para os pacientes com Parkinson, o dispositivo *wearable* representa uma oportunidade de melhoria significativa na qualidade de vida. O monitoramento não invasivo e contínuo permite que os pacientes acompanhem sua condição em tempo real, proporcionando maior autonomia e controle sobre o gerenciamento da doença. Além disso, os dados coletados pelo dispositivo podem ser utilizados para fornecer feedback personalizado e direcionar intervenções terapêuticas específicas, otimizando os resultados do tratamento (Milano et al., 2021).

Analisando os dispositivos disponíveis no mercado, podemos citar o *TremorSense*, que utiliza sensores de movimento para monitorar a amplitude, frequência e padrões dos tremores. Já o *Parkinson's Monitor* (figura 7) combina sensores de movimento com inteligência artificial para analisar os tremores e identificar padrões que indicam a progressão da doença e o dispositivo fornece feedback ao paciente sobre a intensidade dos tremores e sugere atividades para auxiliar no controle da condição (Haubenberger & Hallett, 2018).

Figura 7 - Parkinson's Monitor wearable para Parkinson.



Fonte: (Versel).

O dispositivo desenvolvido se diferencia dos demais em aspectos como oferecer análise tridimensional, captura de amplitude, frequência e direção dos movimentos

com maior precisão, permitindo uma avaliação mais completa da gravidade da doença e da resposta ao tratamento (Mughal et al., 2022). Monitoramento contínuo que permite o monitoramento dos tremores a qualquer momento plausível para o indivíduo, fornecendo aos médicos uma visão abrangente da atividade dos tremores do paciente ao longo do dia. Também é fornecido um feedback personalizado ao paciente sobre a intensidade dos tremores e sugere atividades para auxiliar no controle da condição, empoderando-o a assumir um papel mais ativo no gerenciamento da doença (Suzuki et al., 2017).

Em suma, os sistemas *wearable* para monitoramento de tremores em Parkinson representam um avanço significativo no tratamento da doença, com o potencial de melhorar a qualidade de vida dos pacientes e auxiliar os médicos no ajuste preciso dos tratamentos. O desenvolvimento do nosso dispositivo visa contribuir para essa transformação, oferecendo uma ferramenta inovadora e eficaz para o gerenciamento da DP (Matias et al., 2017).

2. Objetivos

2.1 Objetivo Geral

Desenvolver de um dispositivo *wearable* para monitoramento do avanço de tremores com potencial de uso para pacientes portadores da DP.

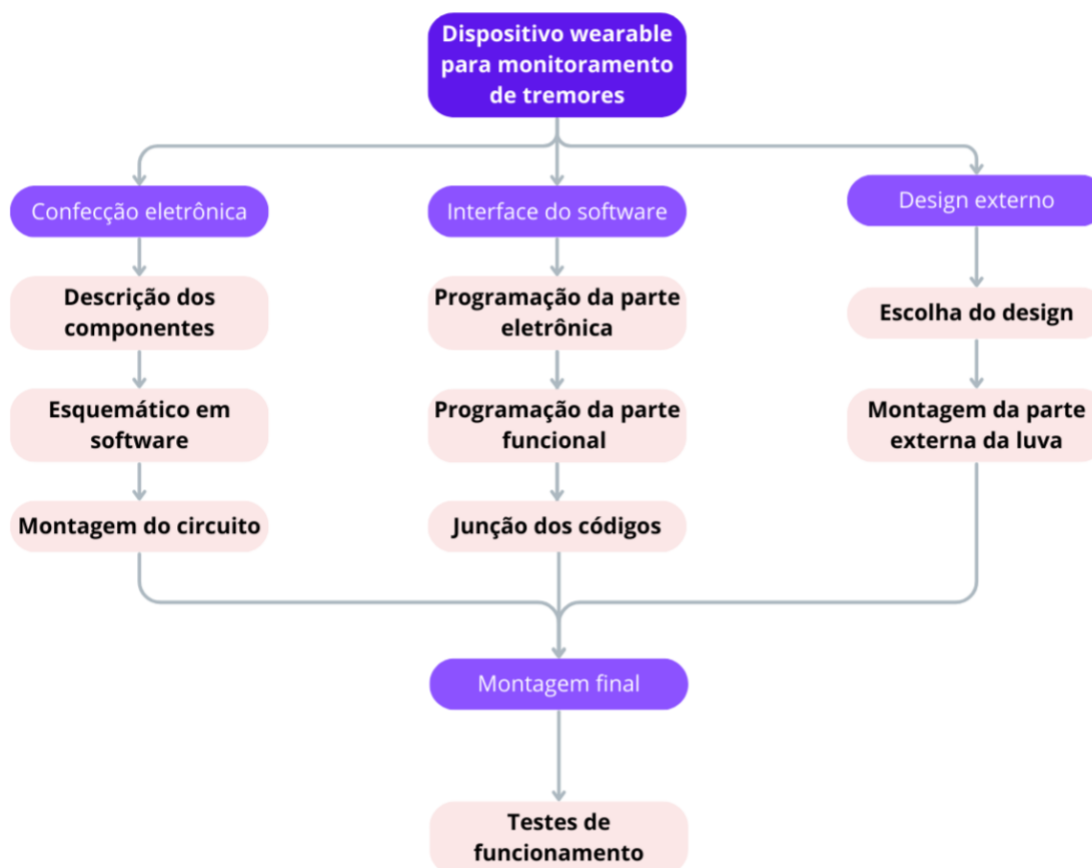
2.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver um sistema eletrônico capaz de captar movimentos através de sensores e transformá-los em dados para avaliações.
- Desenvolver uma plataforma de recebimento dos dados que possibilite a comparação de sinais captados ao decorrer de um determinado espaço de tempo.
- Apresentar uma luva anatomicamente confortável que permita acoplar o sistema previamente desenvolvido e transformá-lo em um dispositivo *wearable*.
- Avaliar o sistema através de testes de saída e simulação de movimentos.

3. Materiais e Métodos

A metodologia utilizada no presente trabalho, representada na figura 8, foi desenvolvida em três etapas (parte eletrônica, interface do *software* e *design* externo). Na primeira etapa, um estudo da DP e os dispositivos *wearable* desenvolvidos até o momento foram realizados. Na segunda etapa, a parte eletrônica do *wearable*, o esquemático da parte elétrica no *software Multisim* e *Wokwi* e a montagem física com a utilização de um acelerômetro e microcontrolador para captura e processamento dos movimentos. Na terceira etapa, a programação do *software* do próprio microcontrolador e a construção da interface foi desenvolvida. Na quarta etapa, a modelagem do dispositivo foi realizada utilizando uma luva de compressão de punho e uma placa de circuito impresso (PCI) feita manualmente. A montagem do *wearable* foi executada na quinta etapa, com os testes de viabilidade.

Figura 8 - Diagrama da Metodologia utilizada no projeto.



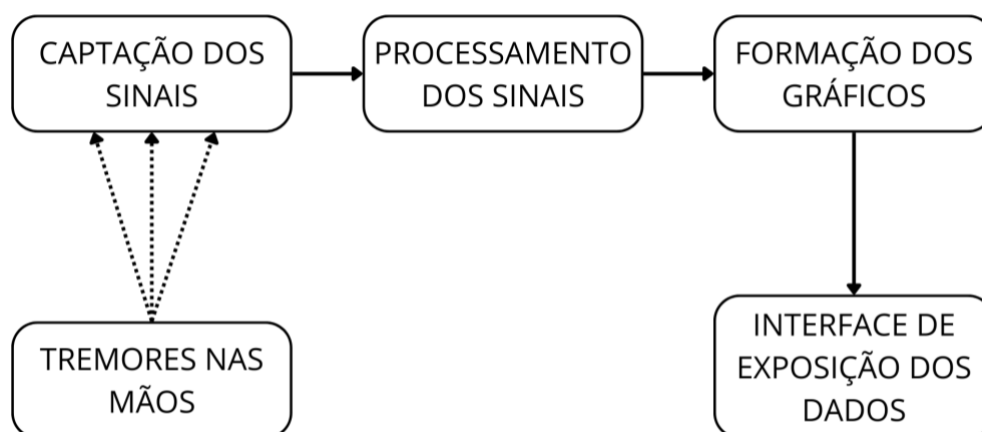
Fonte: Autoria Própria.

3.1. Segmento eletrônico

3.1.1. Diagrama de funcionamento do dispositivo

Para a confecção eletrônica, um sistema capaz de captar os tremores da mão de um paciente e enviar os dados obtidos para futura análise de comparação dos resultados obtidos ao decorrer de certos intervalos em determinado tempo foi desenvolvido, cujo funcionamento está demonstrado na figura 9.

Figura 9 - Diagrama de funcionamento do dispositivo.



Fonte: Autoria Própria.

3.1.2. Descrição dos componentes do circuito eletrônico

Tabela 3 - Descritivo dos componentes utilizados.

Componente	Função
 Acelerômetro e giroscópio Mpu-6050 Gy-521	Módulo eletrônico com acelerômetro e um giroscópio de 3 eixos em um único chip.
 Placa Esp32 com Bluetooth	Microprocessador compatível com Arduino IDE. Processa e controla os dispositivos conectados e interage remotamente pelo <i>Bluetooth</i> .
 Regulador de tensão Step Down LM2596	Módulo regulador de tensão LM2596 consegue converter DC DC no modo Step Down, reduzindo a carga para que a tensão de saída seja de 4,5V.
 Bateria 9V	Fonte de energia do circuito.
 Adaptador bateria 9V	Adaptador para conectar a bateria no circuito.

Fonte: Autoria Própria.

3.1.3. Desenvolvimento do circuito eletrônico

Levando em consideração os componentes selecionados, foi desenvolvido o circuito eletrônico considerando as conexões necessárias para que o circuito se tornasse um projeto funcional, juntamente com um código preliminar cuja função é de testar seu funcionamento.

O circuito eletrônico foi executado através do *software* de simulação de circuitos eletrônicos *Multisim v14.0* e a plataforma Online de simulação de Arduino *Wokwi* (online, acesso em 9 de abril de 2024).

O *Multisim v14.0* é um *software* de *design* de circuitos eletrônicos desenvolvido pela *National Instruments*, que agora faz parte da *Keysight Technologies*. Ele permite que engenheiros e designers projetem, simulem e analisem circuitos eletrônicos antes de construí-los fisicamente. Com uma interface intuitiva, os usuários podem arrastar e soltar componentes eletrônicos para criar e testar circuitos com facilidade.

O *Wokwi* Arduino Simulator é uma plataforma online que permite simular o funcionamento de código Arduino em um ambiente virtual. Com ele, você pode escrever, carregar e testar seu código Arduino diretamente no navegador, sem a necessidade de um *hardware* físico. Ele oferece uma interface intuitiva e ferramentas de simulação poderosas para ajudar no desenvolvimento e depuração de projetos Arduino.

3.1.4. Desenvolvimento da placa

Uma placa de circuito interno, também conhecida como PCI, é responsável por conectar e suportar eletronicamente diversos componentes (Szpak, 2015). A PCI é composta por uma base de material isolante, geralmente de fibra de vidro, sobre a qual são montadas trilhas condutoras que interligam os componentes eletrônicos, permitindo a transmissão de sinais elétricos entre eles.

A utilização da placa proporciona organização e funcionamento de circuitos eletrônicos, garantindo que conexões estáveis são projetadas para otimizar o espaço dentro de dispositivos eletrônicos, permitindo que diversos componentes sejam integrados de forma compacta e funcional.

Através do aplicativo *Multisim v14.0* foi possível desenhar o circuito, que posteriormente foi impresso para a corrosão e formação das conexões.

3.2. Segmento da interface

3.2.1. Desenvolvimento da interface

A interface de um código, quando falamos de interface gráfica de usuário (GUI), refere-se ao conjunto de elementos visuais e funcionais que permitem ao usuário interagir com o *software* de maneira intuitiva. Nesse contexto, o código define como

elementos como botões, menus, caixas de texto e ícones são programados para reagir às interações do usuário, como cliques e entradas de texto, executando funcionalidades subjacentes (Banerjee, 2013).

Para fornecer ao usuário a experiência de interação com o *software* desenvolvido, foi necessário desenvolver uma interface que possibilite o início da captura dos dados, salve o gráfico em seu dispositivo e que também tenha o suporte necessário através de instruções e em relação ao processo da captura, como um controle de tempo e avisos de captura em andamento e finalização.

3.3. Segmento do *design*

3.3.1. Desenvolvimento da luva

O objetivo do *design* é integrar de forma eficiente os componentes eletrônicos necessários para captar os movimentos da mão e do pulso, mantendo a ergonomia e o conforto do usuário.

A PCI é posicionada no dorso da mão pela localização representar o melhor ponto para a captura dos sinais.

A luva tem como foco a funcionalidade e a usabilidade, assegurando que o *design* final ofereça uma integração suave dos componentes eletrônicos com o material da luva, mantendo o conforto durante o uso diário.

3.3.2. Escolha do material

As luvas de compressão de Nylon foram desenvolvidas para oferecer suporte, destacando-se pela sua elasticidade e durabilidade. Por ser um material resistente ao desgaste e à deformação, as luvas mantêm sua integridade mesmo após longos períodos de uso. Outra vantagem significativa é a respirabilidade do Nylon. Mesmo sendo um material sintético, ele permite a passagem de ar, ajudando a evitar o acúmulo de suor, o que mantém as mãos secas e confortáveis durante o uso. Além disso, o Nylon se ajusta facilmente ao formato da mão, garantindo uma compressão eficiente sem limitar os movimentos.

Todas essas características permitem que a luva forneça a estabilidade necessária para a captação dos movimentos das mãos, ao mesmo tempo em que mantém o conforto do usuário.

4. Resultados e Discussão

4.1. Segmento eletrônico

4.1.1. Simulação em *software*

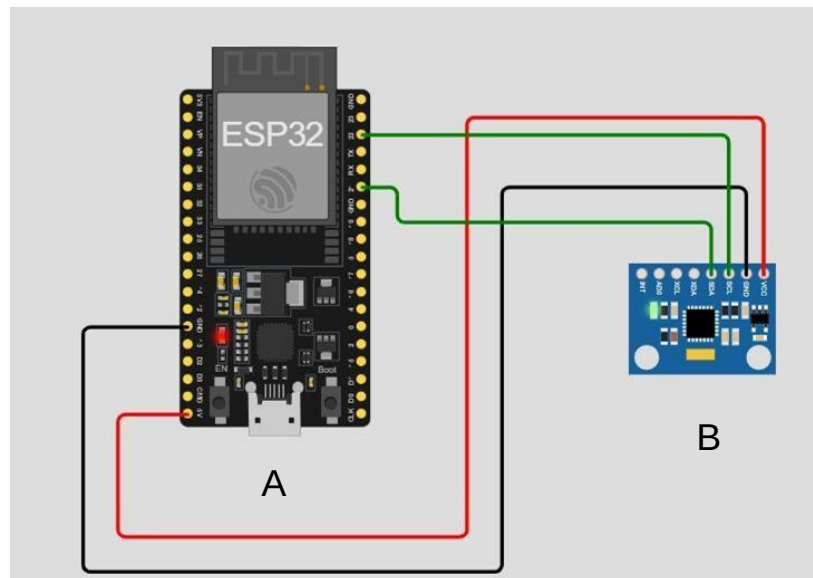
4.1.1.1. Esquemático para simulação em *software*

Para o esquemático em *software*, representado na figura 10, selecionamos os componentes escolhidos e realizamos suas conexões.

A conexão em vermelho (VCC) representa a alimentação positiva, conectada ao pino de 3.3V do ESP32. A conexão em preto (GND) representa a conexão terra, conectado ao pino GND do ESP32. A conexão em verde *Serial clock* (SCL) é um componente crucial na comunicação *Inter-Integrated Circuit* (I2C), um protocolo de comunicação *serial* amplamente utilizado em sistemas embarcados. Sua função principal é sincronizar a transferência de dados entre dispositivos conectados no barramento I2C, conectado ao pino apropriado do ESP32 (Trivedi, 2018). A conexão em vermelho *serial data* (SDA). O pino DAS é um componente crucial na comunicação I2C, um protocolo de comunicação *serial* amplamente utilizado em sistemas embarcados. Sua função principal é a transferência de dados entre dispositivos conectados no barramento I2C (Addabbo et al., 2019).

O circuito permite que o ESP32 leia as informações de aceleração e rotação através do protocolo I2C. O protocolo *Link Layer Control* (L2C) surge como uma solução para aprimorar a comunicação em redes de sensores sem fio, especialmente em aplicações que exigem baixa latência, confiabilidade e baixo consumo de energia. Ao otimizar o processo de transmissão de dados entre dispositivos, o L2C garante uma comunicação eficiente e robusta, mesmo em ambientes desafiadores.

Figura 10 - Esquemático do Wearable do dispositivo na plataforma Wokwi. (A): Microprocessador escolhido, Esp32; (B): Sensor MPU6050.



Fonte: Autoria Própria.

4.1.1.2. Código preliminar para simulação em software

O código preliminar explicado:

```
#include <Adafruit_MPU6050.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <Wire.h>
```

Inicialmente definimos as bibliotecas a serem utilizadas: *Adafruit_MPU6050.h* (para a manipulação do sensor MPU6050, facilita a inicialização do sensor e a leitura dos dados de aceleração e giroscópio), *Adafruit_Sensor.h* (biblioteca genérica de sensores da Adafruit, usada para definir estruturas de dados comuns e interfaces para diferentes sensores) e *Wire.h* (para comunicação I2C, protocolo usado pelo MPU6050 para enviar e receber dados).

```
Adafruit_MPU6050 m_p_u;
```

Declara uma variável *m_p_u* do tipo *Adafruit_MPU6050*. Esta variável será usada para interagir com o sensor MPU6050.

```
void setup() {
    Serial.begin(115200);
```

```

while(!Serial)
  delay(20);
if(!m_p_u.begin()){
  while(1){
    delay(20);
  }
}
}

```

O comando *Serial.begin(115200)* inicia a comunicação serial com uma taxa de baud de 115200. Isso é usado para enviar dados do ESP32 para o computador. O comando *while(!Serial) delay(20)* espera a conexão serial estar pronta para evitar perda de dados iniciais. O comando *if(!m_p_u.begin())* tenta inicializar o sensor MPU6050. Se falhar (*!m_p_u.begin()* retorna *false*), entra em um loop infinito, pausando por 20 milissegundos em cada iteração, indicando uma falha de inicialização.

```

void loop() {
  sensors_event_t acc, ggc, temp;
  m_p_u.getEvent(&acc, &ggc, &temp);
  Serial.println("Aceleração no eixo x:");
  Serial.println(acc.acceleration.x);
  delay(100);
  Serial.println("Rotação no eixo x:");
  Serial.println((ggc.gyro.x)*180/3.14);
  delay(100);
}

```

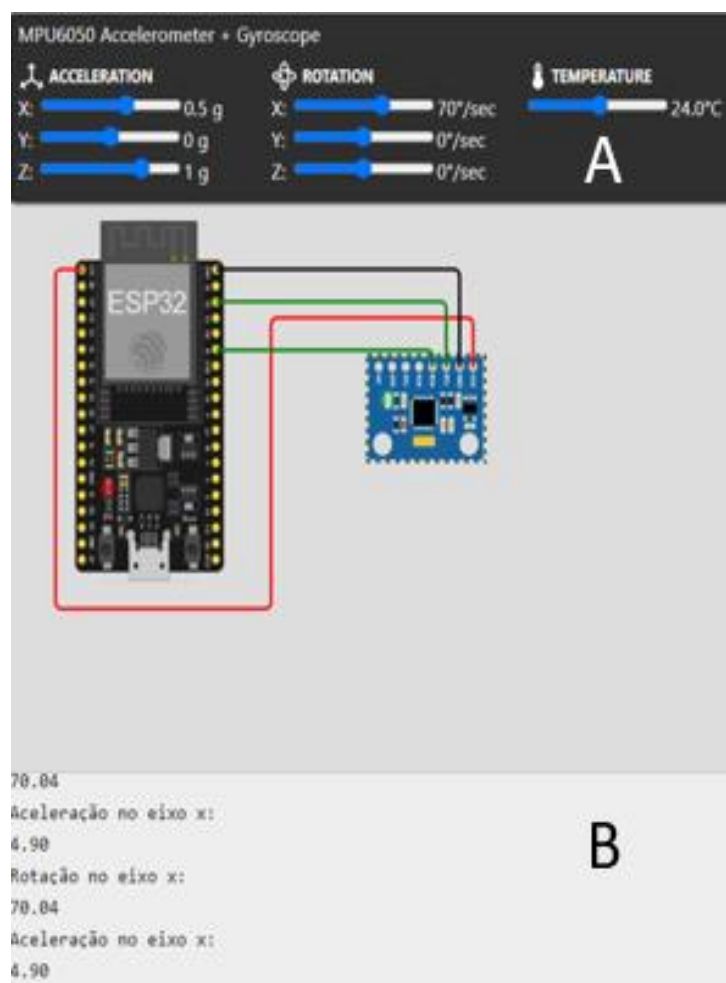
O comando *sensors_event_t acc, ggc, temp;* declara três variáveis de tipo *sensors_event_t*, que são usadas para armazenar dados de aceleração (*acc*), giroscópio (*ggc*), e temperatura (*temp*). O comando *m_p_u.getEvent(&acc, &ggc, &temp);* preenche as variáveis *acc*, *ggc* e *temp* com os dados mais recentes do sensor. O comando *Serial.println("Acceleration on x axes:");* e

`Serial.println(acc.acceleration.x);` exibe a aceleração no eixo X. O comando `delay(100);` pausa a execução por 100 milissegundos para não saturar a saída serial. O comando `Serial.println("Rotation of x axes:");` e `Serial.println((ggc.gyro.x)*180/3.14);` exibe a rotação no eixo X em graus, convertendo de radianos para graus.

4.1.1.3. Teste preliminar em software

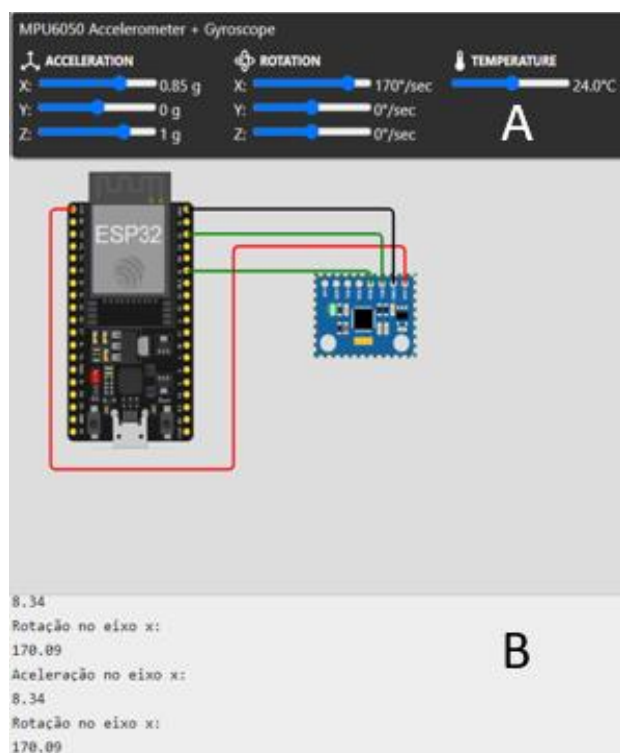
O código preliminar para teste captura e relata a aceleração e a rotação em um dos eixos do sensor MPU6050, como demonstrado nas figuras 11-13. As imagens demonstram o que é captado pelo acelerômetro e giroscópio do microprocessador, com diferentes valores aplicados.

Figura 11 - Simulação do dispositivo na plataforma Wokwi (A): Aplicando valores de aceleração no eixo x de 0.5g e Rotação 70º/segundo No giroscópio. (B): Resultados impressos.



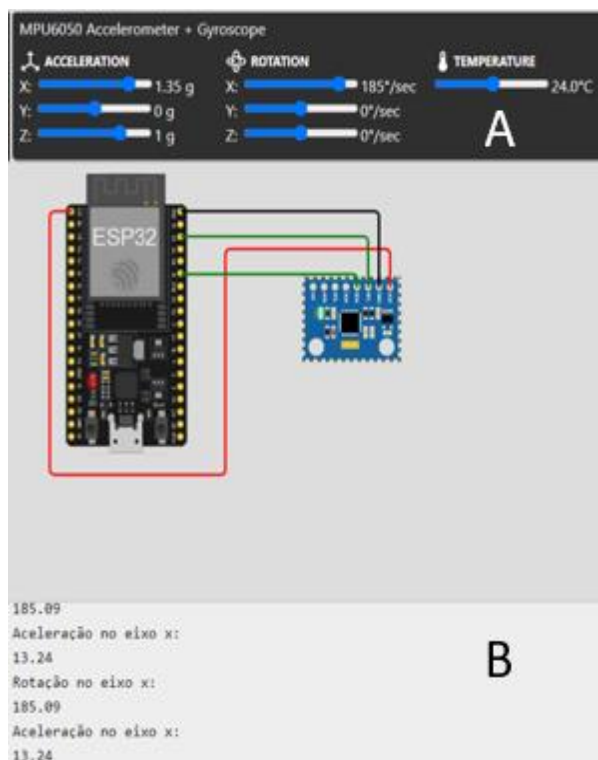
Fonte: Autoria Própria.

Figura 12 - Simulação do dispositivo na plataforma Wokwi (A): aplicando valores de aceleração no eixo x de 0.85g e Rotação 170º/segundo. No giroscópio. (B): Resultados impressos.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 13 - Simulação do dispositivo na plataforma Wokwi (A): Aplicando valores de aceleração no eixo x de 0.85g e Rotação 170º/segundo. No giroscópio. (B): Resultados impressos.



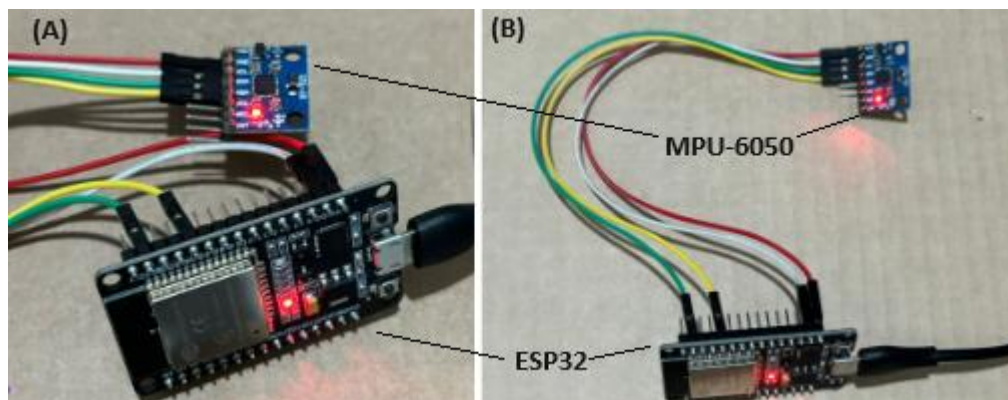
Fonte: Autoria Própria.

4.1.2. Construção da placa

4.1.2.1. Ligação dos componentes

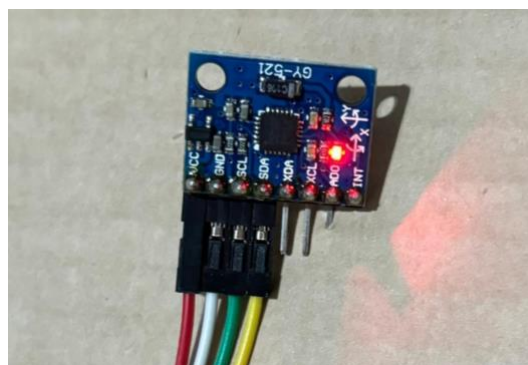
Nas figuras 14-16 é possível observar os componentes conectados. O pino VCC do MPU-6050 é conectado ao pino 3.3V da ESP32. Isso fornece a energia necessária para o sensor MPU-6050. O pino GND do MPU-6050 é conectado ao pino GND da ESP32. Isso garante que ambos os dispositivos compartilhem um referencial de terra comum. O pino SCL (clock do I2C) do MPU-6050 é conectado ao pino GPIO 22 da ESP32. Esse pino é usado para sincronizar a comunicação entre o MPU-6050 e a ESP32. O pino SDA (dados do I2C) do MPU-6050 é conectado ao pino GPIO 21 da ESP32. Esse pino é usado para enviar e receber dados entre o MPU-6050 e a ESP32.

Figura 14 - Demonstrativo dos componentes conectados e alimentados (A) próximos para visualização das entradas e (B) afastados para visualização das conexões.



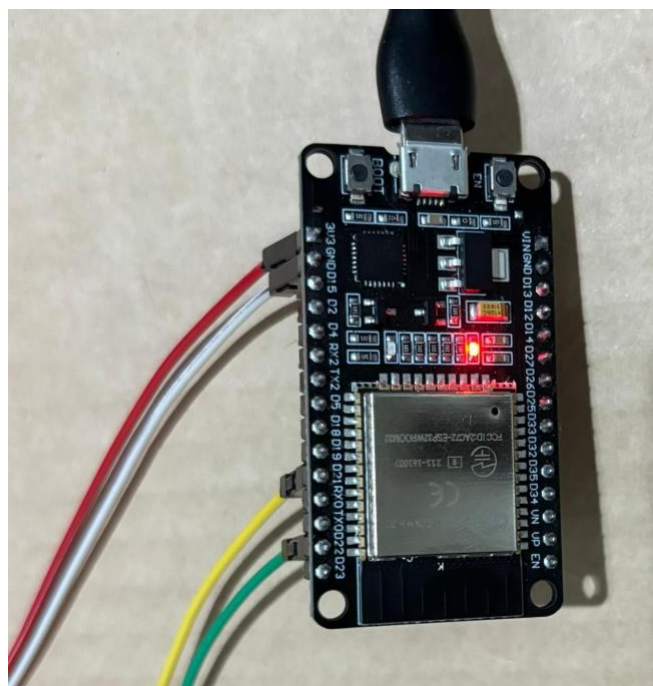
Fonte: Autoria Própria.

Figura 15 - Conexões do sensor MPU-6050.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 16 - Conexões do microcontrolador ESP32.



Fonte: Autoria Própria.

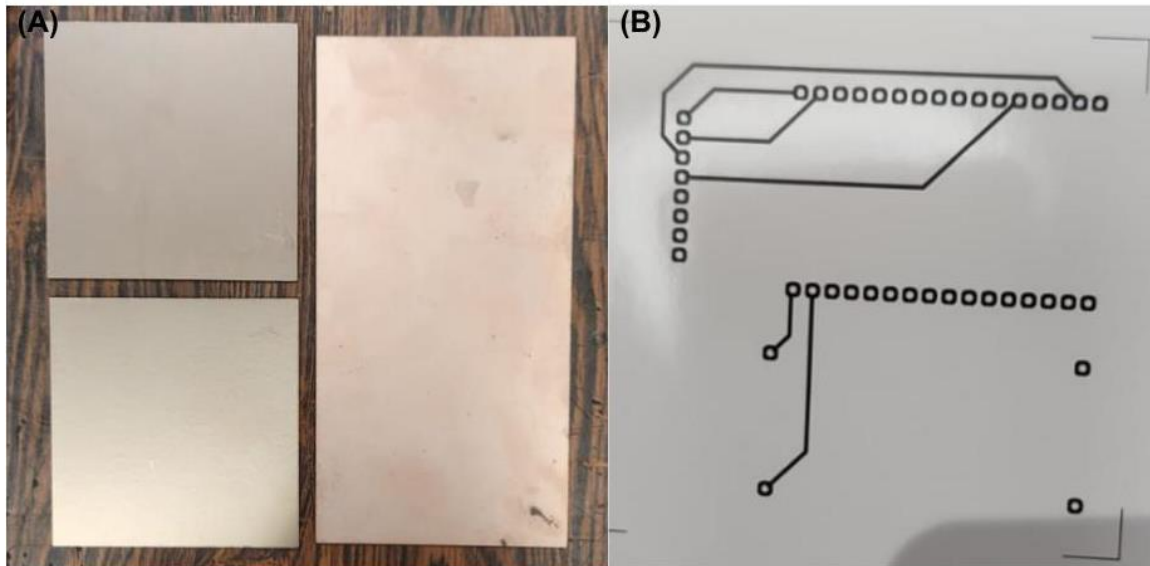
O pino Vin e o GND foram ligados no regulador de tensão LM2596, alterado manualmente para comportar a saída de tensão de 4,5V. A entrada do LM2596 foi conectada em uma bateria de 9V, que ampara a fonte de energia para o circuito.

Todas as ligações foram posteriormente transferidas para o *software Multisim*, que auxiliou no desenvolvimento e fabricação da placa de circuito impressa, com o intuito de comportar todos os componentes e a bateria.

4.1.2.2. Fabricação da PCI

Para a limpeza da placa de cobre foi utilizado uma palha de aço e detergente, de modo a retirar toda a gordura de sua superfície e facilitar a transferência do layout na placa. A secagem foi feita com um secador. A impressão do layout foi feita pelo *software Multisim* e a folha foi posicionada com a parte virada para baixo sobre a parte de cobre da placa (já limpa), e então a placa foi posicionada na prensa com alta temperatura e aguardado o tempo de 3 minutos. Após esfriar, o papel foi retirado completamente e as falhas nas trilhas foram corrigidas com uma caneta especial preta. O processo está ilustrado na figura 17.

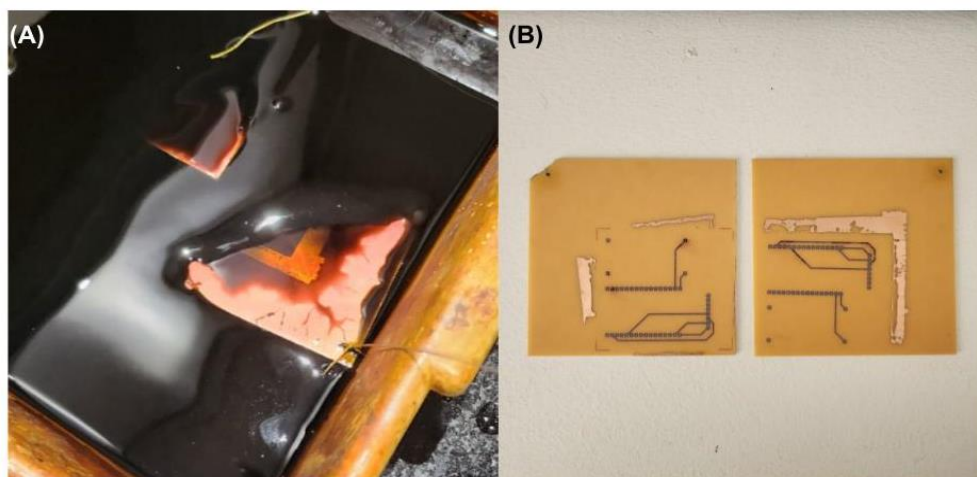
Figura 17 - (A): placas de Cu (cobre) utilizados na fabricação; (B): Impressão do esquemático feito no Multisim 14.3, impresso em papel fotográfico Spiral 215g.



Fonte: Autoria Própria.

A corrosão foi feita submergindo a placa em um recipiente com percloreto de ferro (FeCl) por 40 minutos, com a intenção de corroer o cobre da superfície da placa que não está coberta por tinta ou emulsão fotográfica queimada é revelada, como pode ser observado na figura 18. Após o tempo de corrosão, a placa é lavada com água corrente e limpa com a palha de aço para remover a tinta da caneta e da impressão, removendo quaisquer impurezas que possam interferir na condução elétrica.

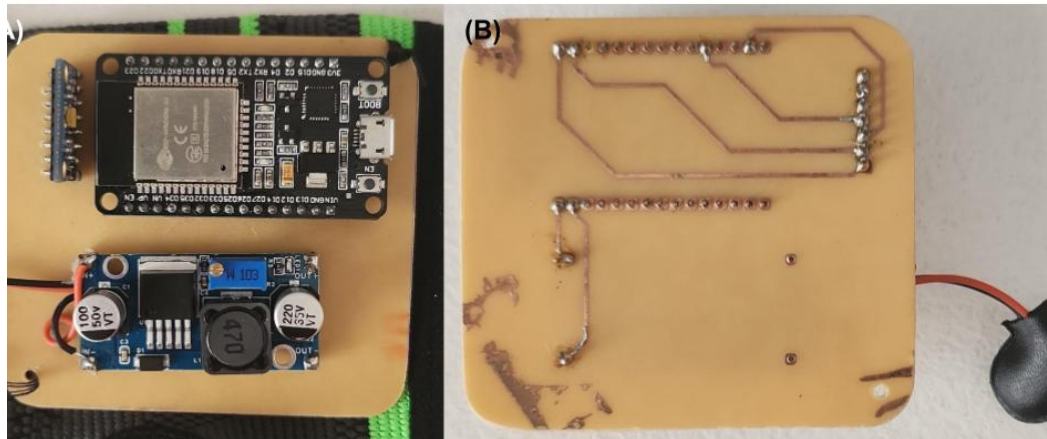
Figura 18 - (A): Imersão da placa de cobre após colar a impressão e ida ao forno, feita em percloreto de ferro (FeCl) por 20 minutos; (B): Placa após corrosão, antes da limpeza.



Fonte: Autoria Própria.

Com o *design* do circuito na placa, utilizou-se um equipamento de perfuração com o diâmetro adequado para cada componente eletrônico, garantindo que os terminais dos componentes encaixem perfeitamente nos furos, visto na figura 19. Em seguida, os componentes foram posicionados em seus locais designados, conforme o layout do circuito.

Figura 19 - (A): Disposição dos componentes após soldagem; (B): Parte inferior da placa após soldagem.



Fonte: Autoria Própria.

4.1.2. Código final

O sistema utiliza um microcontrolador ESP32, que é responsável por se conectar a uma rede Wi-Fi e ler dados de um sensor de movimento, o MPU-6050. Esse sensor fornece informações sobre aceleração em três eixos (X, Y e Z), permitindo monitorar tremores ou movimentos.

Quando o dispositivo é ligado, ele se prepara para se conectar à rede Wi-Fi usando um nome de rede e senha predefinidos. Enquanto tenta se conectar, ele exibe mensagens para o usuário saber que o processo de conexão está em andamento. Após a conexão, o dispositivo obtém um endereço IP, que será usado para acessar a interface web.

O sensor é configurado para começar a funcionar logo após a conexão à rede Wi-Fi. O ESP32 comunica-se com o sensor através de uma interface chamada I2C, que permite enviar e receber dados. A configuração inicial do sensor inclui acordá-lo e prepará-lo para enviar leituras de movimento.

O sensor é capaz de medir aceleração em três direções (X, Y, Z), além de fornecer a temperatura interna e medições de giroscópio, que indicam a velocidade de rotação em torno de cada eixo.

O ESP32 também atua como um pequeno servidor web. Isso significa que ele pode responder a solicitações de um navegador da web, como Chrome ou Firefox. Quando um usuário acessa o endereço IP do dispositivo, uma página HTML é carregada, fornecendo a interface para controlar o monitoramento.

Essa interface contém título e uma breve instrução para o usuário sobre como iniciar o monitoramento; dois botões, um para iniciar a captura de dados e outro para salvar o gráfico gerado; área de mensagens para exibir o status atual (ex. "Monitoramento iniciado"); temporizador de contagem regressiva e gráfico em tempo real que mostra a frequência de movimento calculada.

Quando o botão "INICIAR" é pressionado, o navegador envia uma solicitação para o servidor (no ESP32), que inicia o processo de monitoramento. A partir desse momento, o dispositivo começa a capturar dados do sensor a cada 5 segundos. Durante esse tempo, ele calcula quantas vezes o movimento muda de direção (zero-crossings) para estimar a frequência de movimento em Hz.

O temporizador de contagem regressiva também começa a contar a partir de 60 segundos e é atualizado a cada segundo. Isso indica quanto tempo resta para o monitoramento ser concluído.

Para cada ciclo de captura, o dispositivo lê 100 amostras de dados do sensor. Ele verifica a aceleração em cada um dos três eixos (X, Y, Z) e armazena esses valores. Em seguida, calcula a frequência com base no número de vezes que a aceleração muda de positivo para negativo, ou vice-versa. Isso é chamado de "cruzamento por zero" e é usado para estimar a frequência de oscilação.

O valor médio das frequências nos três eixos é calculado e armazenado em uma lista para ser exibido no gráfico. Se a captura atingir 12 pontos de dados (60 segundos), o monitoramento é automaticamente interrompido.

Enquanto o monitoramento está em andamento, o gráfico na interface web é atualizado a cada 5 segundos com os novos valores de frequência. A atualização é feita através de uma comunicação entre o navegador e o servidor no ESP32, que fornece os dados mais recentes.

O gráfico é desenhado utilizando uma biblioteca *JavaScript* chamada Chart.js, que permite exibir gráficos interativos. O eixo horizontal do gráfico representa o tempo

(cada ponto de captura), enquanto o eixo vertical mostra a frequência média em Hertz (Hz).

Após o monitoramento ser concluído, o usuário pode salvar o gráfico gerado clicando no botão "Salvar Gráfico". Isso faz com que o navegador capture o gráfico como uma imagem e ofereça a opção de baixá-lo para o dispositivo do usuário. O gráfico pode então ser compartilhado ou usado para análise posterior, por exemplo, com um médico.

Quando os 60 segundos de monitoramento terminam ou 12 pontos de dados são coletados, o dispositivo desativa automaticamente o monitoramento. O status é atualizado na interface, indicando que o processo foi concluído. O servidor continua disponível para que o usuário possa iniciar outro monitoramento ou salvar o gráfico, se ainda não o fez.

4.1.3.1. Teste do circuito com o código final

O código é capaz de imprimir informações sobre o deslocamento nos eixos e sobre a frequência de cada movimento. Para comprovar seu funcionamento foram feitos testes de movimento em quatro níveis: parado, movimento leve, movimento médio e movimento abrupto.

Os gráficos plotados representam no eixo horizontal (X), o tempo, visto nas figuras 20-23. Cada ponto no eixo X corresponde a um momento específico em que uma amostra foi coletada. O tempo não está explicitamente rotulado em unidades, mas a distância entre os pontos no eixo X corresponde à frequência de amostragem no código definido como 10 milissegundos, cada ponto no eixo X está aproximadamente 10 milissegundos à frente do anterior. E no eixo vertical (Y), os valores dos dados dos sensores que estão sendo plotados, as unidades correspondem às unidades dos dados dos sensores, no caso do MPU-6050, os valores do acelerômetro são em unidades de aceleração calculadas em frequência.

Figura 20 - Demonstração de captura de sinais do sensor parado. (A): Gráfico; (B): Valores de frequências e movimento dos eixos referentes ao gráfico.



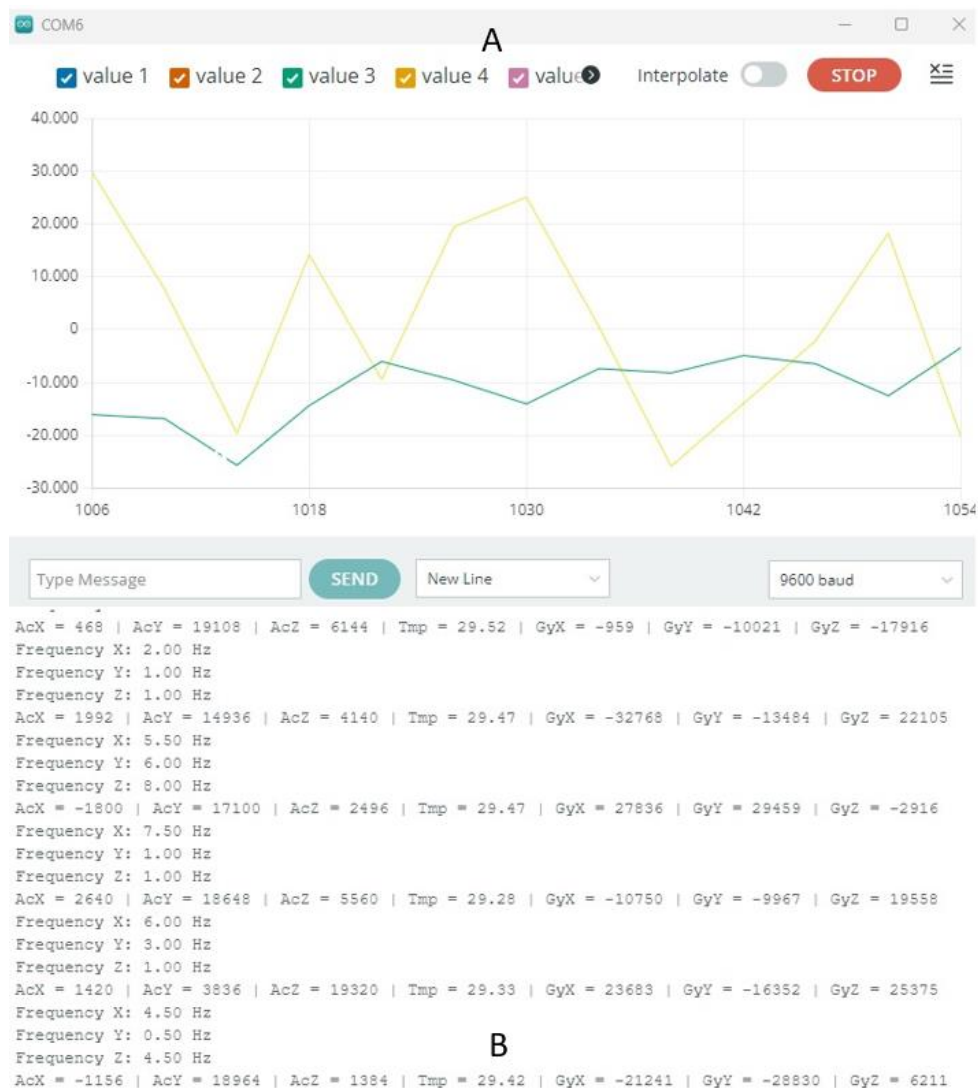
Fonte: Autoria Própria.

Figura 21 - Demonstração de captura de sinais do sensor em movimento leve. (A): Gráfico; (B): Valores de frequências e movimento dos eixos referentes ao gráfico.



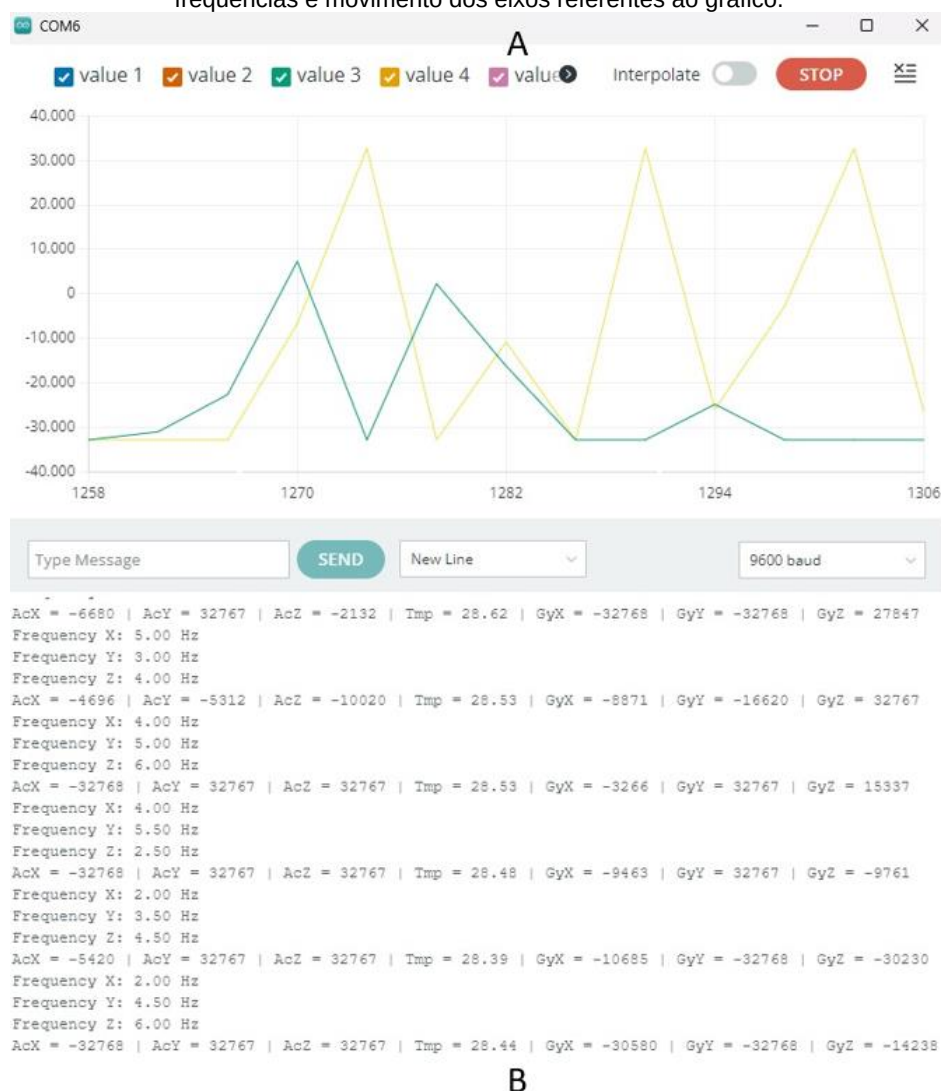
Fonte: Autoria Própria.

Figura 22 - Demonstração de captura de sinais do sensor em movimento médio. (A): Gráfico;(B): Valores de frequências e movimento dos eixos referentes ao gráfico.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 23 - Demonstração de captura de sinais do sensor em movimento abrupto. (A): Gráfico; (B): Valores de frequências e movimento dos eixos referentes ao gráfico.



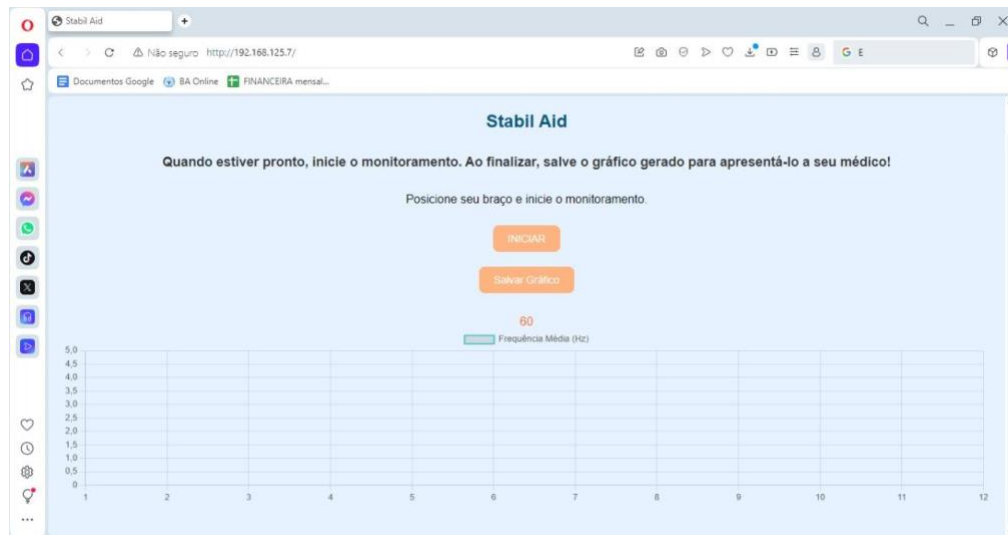
Fonte: Autoria Própria.

4.2. Segmento da interface

4.2.1. Desenvolvimento da interface

O *design* foi adaptado em HTML e desenvolvido dentro do software Arduino IDE. Ao inserir o número de IP fornecido pelo microcontrolador, a página inicial se abre no navegador escolhido pelo usuário. A página inicial conta com o nome escolhido para o dispositivo (Stabil Aid), instruções leves de uso, o botão para iniciar o monitoramento, o botão para salvar o gráfico gerado, um cronômetro para a sessão de monitoramento e o gráfico para acompanhamento em tempo real, como demonstrado nas figuras 24.

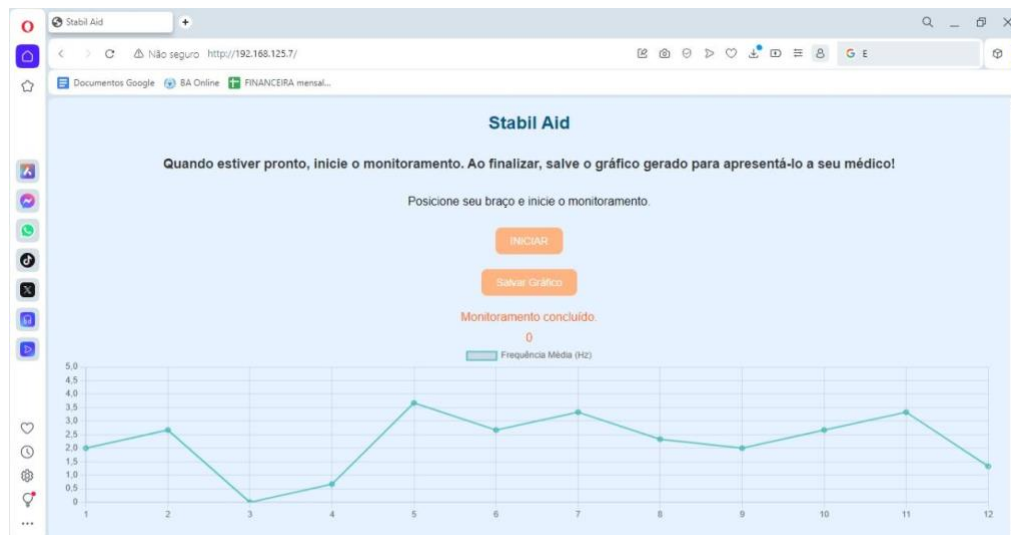
Figura 24 - Interface após término da sessão de monitoramento.



Fonte: Autoria Própria.

Após o tempo de 60 segundos ser finalizado, a interface dispõe da mensagem “Monitoramento concluído” e o botão “Salvar Gráfico” fica disponível, como mostrado na figura 25.

Figura 25 - Interface após término da sessão de monitoramento.



Fonte: Autoria Própria.

Ao clicar no botão “Salvar Gráfico” o *download* se inicia e após o carregamento, o documento fica disponível para visualização como na figura 26.

Figura 26 - Interface após término da sessão de monitoramento.



Fonte: Autoria Própria.

Após o monitoramento ser concluído, o usuário pode salvar o gráfico gerado clicando no botão "Salvar Gráfico". Isso faz com que o navegador capture o gráfico como uma imagem e ofereça a opção de baixá-lo para o dispositivo do usuário. O gráfico pode então ser compartilhado ou usado para análise posterior, por exemplo, com um médico. Quando os 60 segundos de monitoramento terminam ou 12 pontos de dados são coletados, o dispositivo desativa automaticamente o monitoramento. O status é atualizado na interface, indicando que o processo foi concluído. O servidor continua disponível para que o usuário possa iniciar outro monitoramento ou salvar o gráfico, se ainda não o fez. A figura 27 mostra a disposição final do gráfico após ser salvo no dispositivo.

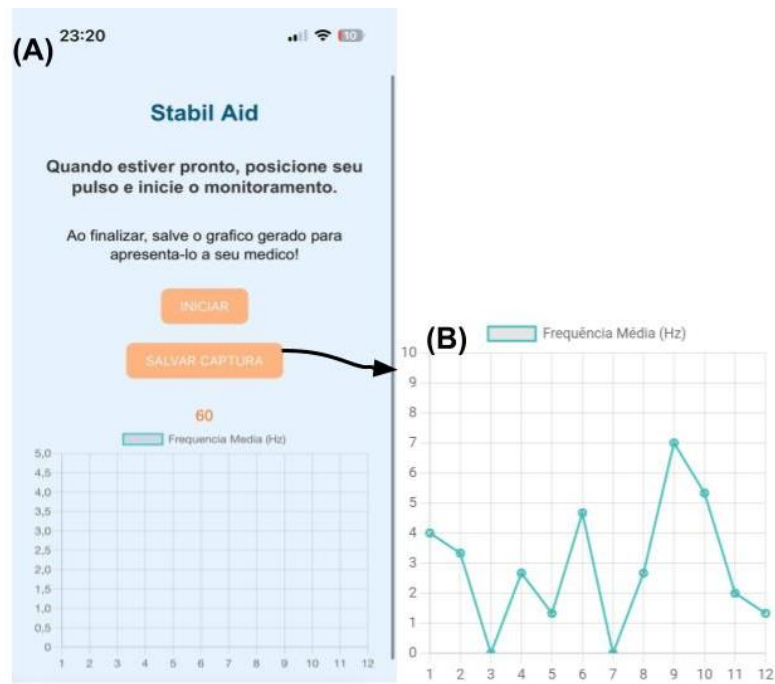
Figura 27 - Interface após término da sessão de monitoramento.



Fonte: Autoria Própria.

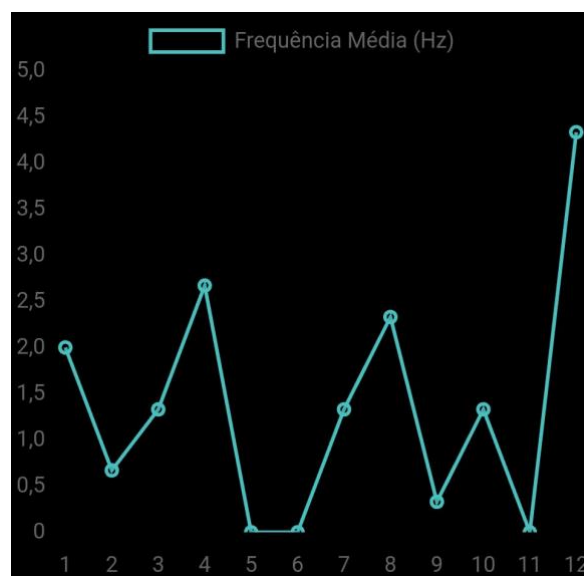
A interface também está disponível para visualização em celulares, como pode ser observado nas figuras 28 e 29.

Figura 28 - (A) Interface antes de iniciar o monitoramento; (B) Gráfico visto em um dispositivo móvel.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 29 - Gráfico baixado por um dispositivo móvel.



Fonte: Autoria Própria.

4.3. Segmento do *design*

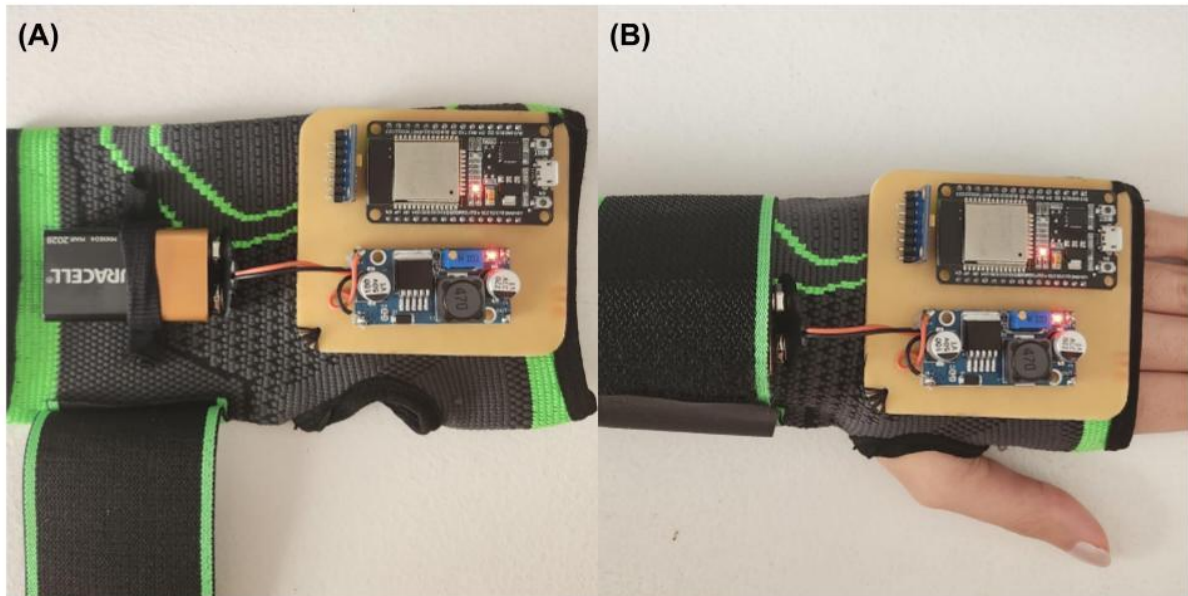
4.3.1. Confeção da luva

Pensando na ergonomia do usuário, inicialmente foi considerado o uso de uma caixa para acomodar os componentes eletrônicos, que seria posicionada em uma pulseira de silicone no pulso. Embora essa solução oferecesse espaço suficiente para a fixação dos componentes, o pulso não se mostrou o local mais adequado para a mensuração precisa dos movimentos, devido à restrição de mobilidade e à interferência na captura de dados mais sensíveis. Diante disso, o *design* final escolhido foi o uso de uma luva, que permitiu a integração dos componentes de maneira mais natural e eficaz, mantendo a precisão das medições e garantindo o conforto do usuário.

Uma luva de compressão foi adaptada para acomodar a PCI na região do pulso. O material selecionado para a confecção da luva foi o Nylon, escolhido por suas propriedades de maleabilidade, flexibilidade e leveza, que proporcionam um ajuste confortável e sem interferir nos movimentos naturais da mão, que pode ser observada na figura 30. Além disso, o Nylon é durável, resistente ao desgaste e possui boa elasticidade, características que contribuem para a longevidade do dispositivo e a facilidade de uso.

Para a fixação da PCI, foram realizados furos específicos na estrutura da luva, permitindo que a placa fosse costurada de forma segura, sem comprometer a integridade do material ou prejudicar o conforto do usuário. Essa solução garante que os componentes eletrônicos fiquem bem posicionados e estáveis durante o uso, minimizando o risco de deslocamento durante a movimentação.

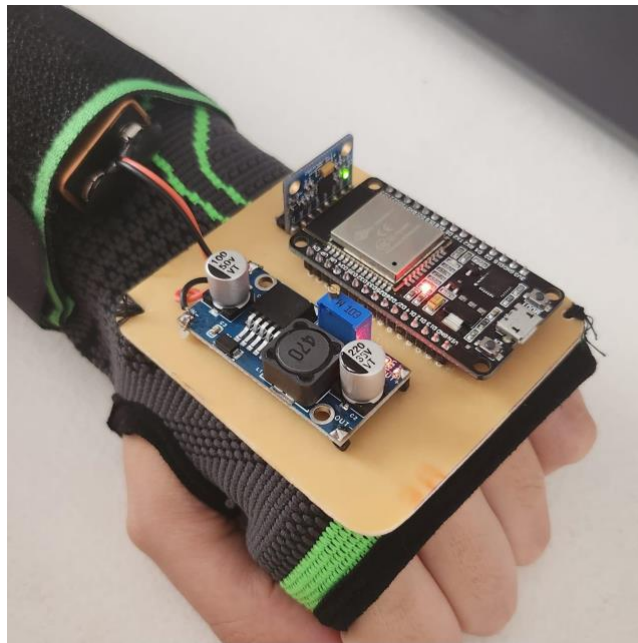
Figura 30 - (A) Luva de compressão adaptada para comportar os componentes; (B) Usuário com a versão final da Stabil Aid.



Fonte: Autoria Própria.

Além disso, a alça já existente na luva foi aproveitada de maneira estratégica para o posicionamento da bateria, garantindo que ela fique firmemente presa e acessível, sem adicionar peso ou desconforto ao usuário, como observado na figura 31. Essa integração cuidadosa dos componentes na luva otimiza tanto a funcionalidade do dispositivo quanto o conforto, permitindo que o usuário realize suas atividades sem restrições, enquanto o sistema coleta dados precisos dos movimentos da mão e do pulso.

Figura 31 - Disposição final da luva.



Fonte: Autoria Própria

4.4. Teste final

Com o conjunto dispositivo, *software* e interface prontos, foi realizado um teste de aquisição de dados em diversos momentos estáticos: mão parada, movimento leve, movimento moderado e movimento abrupto. As figuras 32-35 ilustram o resultado do teste.

Figura 32 - Gráfico gerado por mão parada.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 33 - Gráfico gerado por movimento leve.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 34 - Gráfico gerado por movimento moderado.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 35 - Gráfico gerado por movimento abrupto.



Fonte: Autoria Própria.

Através da interface é possível interpretar os dados capturados pelo software visualmente em gráficos que se assemelham àqueles capturados nos testes preliminares. Os gráficos plotados apresentam no eixo horizontal (X) o tempo, onde cada ponto representa um momento específico em que uma amostra foi coletada. Embora o tempo não esteja rotulado explicitamente em unidades, a distância entre os pontos no eixo X reflete a frequência de amostragem definida no código, que é de 10 milissegundos. Assim, cada ponto no eixo X está aproximadamente 5 milissegundos à frente do anterior. No eixo vertical (Y), são apresentados os valores dos dados coletados pelos sensores calculados em frequência. Essa representação visual permite uma análise clara das variações nos dados ao longo do tempo, facilitando a interpretação dos movimentos monitorados.

5. Conclusão

A partir dos testes preliminares, os resultados indicaram que o dispositivo é eficaz na detecção e quantificação de tremores de diferentes intensidades. As frequências obtidas com as variações de movimento forneceram dados valiosos, que podem ser utilizados para monitorar a progressão da doença e ajustar tratamentos de forma mais precisa. A implementação de uma interface complementar também tornou o uso do dispositivo mais acessível e intuitivo para os pacientes, facilitando o acompanhamento remoto pelos profissionais de saúde.

A interpretação dos dados obtidos pelo Stabil Aid, envolve a análise dos dados de frequência dos movimentos em Hertz (Hz). A frequência reflete a taxa de oscilação dos tremores e é um parâmetro crítico na avaliação da intensidade e regularidade dos sintomas motores relacionados à doença.

Na análise dos gráficos, o comportamento da curva de frequência ao longo do tempo é um dos principais indicadores da evolução da doença ou da resposta terapêutica. Frequências mais baixas geralmente estão associadas a tremores de menor amplitude e menor impacto funcional, enquanto frequências mais elevadas podem estar correlacionadas com tremores mais severos e incapacitantes. O comportamento da curva deve ser avaliado quanto à amplitude das variações (picos e vales), à frequência média e à regularidade dos tremores.

Oscilações significativas nos gráficos, caracterizadas por picos altos e repentinos, indicam uma perda de controle motor mais grave, o que pode ser um reflexo de uma progressão da doença ou uma ineficácia temporária do tratamento. Por outro lado, uma curva mais estável, com variações sutis e menores amplitudes, sugere uma condição mais controlada e pode indicar que o paciente está respondendo positivamente ao tratamento, ou que os tremores estão em uma fase de menor atividade.

Durante o desenvolvimento das três etapas (parte eletrônica, interface do *software* e *design* externo) foram encontradas algumas limitações. Na evolução da parte eletrônica, a comunicação inicial entre o microcontrolador Esp32 e o módulo Acelerômetro e giroscópio Mpu-6050 foi o primeiro desafio encontrado, sendo resolvido apenas após a troca de um componente (o acelerômetro e giroscópio). Na elaboração do design externo, a confecção da PCI foi aperfeiçoada após algumas tentativas de impressão, uma vez que o componente Esp32 não está disponível no *software Multisim* e isso fez com que o desenho das portas do componente tenha sido ajustado manualmente no *software*. Além disso, a necessidade de compactar todos os componentes na mão de um indivíduo, impôs desafios em termos de organização e eficiência espacial. A primeira versão do Stabil Aid envolvia uma caixa impressa em PLA contendo todos os componentes e uma pulseira em polímero, mas devido ao peso e tamanho final dos componentes a ideia foi descartada. Na concepção da interface do dispositivo a comunicação *Bluetooth* entre o microcontrolador Esp32 não funcionou como esperado, levando a uma série de complicações na primeira versão

na interface do usuário, a integração do dispositivo com o host inicialmente configurado para visualizar a interface teve a funcionalidade comprometida.

As limitações encontradas foram superadas por meio da aplicação do conhecimento técnico adquirido nas aulas durante o curso de graduação, que proporcionou uma base sólida para a resolução dos desafios enfrentados ao longo do projeto.

6. Referências

- Abdelnour, C. (2023). Plasma Ptau: Biomarkers Found in Blood. *Stanford Neurology Research Report: The Poston Lab.*, 14-15.
- Addabbo, T., Fort, A., Mugnaini, M., Parrino, S., Pozzebon, A., & Vignoli, V. (2019). *Using the I2C bus to set up Long Range Wired Sensor and Actuator Networks in Smart Buildings*. <https://doi.org/10.1109/CCCS.2019.8888085>
- Anatomy of a neuron.* (2021). Retrieved 17/05 from <https://thenecessaryneurone.wordpress.com/2021/10/03/anatomy-of-a-neuron/>
- Armstrong, M. J., & Okun, M. S. (2020). Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease: A Review. *Jama*, 323(6), 548-560. <https://doi.org/10.1001/jama.2019.22360>
- Balestrino, R., & Schapira, A. H. V. (2020). Parkinson disease. *Eur J Neurol*, 27(1), 27-42. <https://doi.org/10.1111/ene.14108>
- BANERJEE, Ishan et al. Graphical user interface (GUI) testing: Systematic mapping and repository. **Information and Software Technology**, v. 55, n. 10, p. 1679-1694, 2013.
- Bear, M. C., Barry; Paradiso, Michael A. (2020). *Neuroscience: exploring the brain, enhanced edition: exploring the brain*. Jones & Bartlett Learning.
- Bohlega, S. A., & Al-Foghom, N. B. (2013). Drug-induced Parkinson's disease. A clinical review. *Neurosciences (Riyadh)*, 18(3), 215-221.
- Booth, T. C., Nathan, M., Waldman, A. D., Quigley, A. M., Schapira, A. H., & Buscombe, J. (2015). The role of functional dopamine-transporter SPECT imaging in parkinsonian syndromes, part 1. *AJNR Am J Neuroradiol*, 36(2), 229-235. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A3970>
- Borges, V. F., Henrique Ballalai. (2006). Tremores. *Revista Neurociências*, 14(1), 43–47.

- Cabreira, V., & Massano, J. (2019). [Parkinson's Disease: Clinical Review and Update]. *Acta Med Port*, 32(10), 661-670. <https://doi.org/10.20344/amp.11978> (Doença de Parkinson: Revisão Clínica e Atualização.)
- Da Paz, E. G., et al. . (2021). Doenças neurodegenerativas em adultos e idosos: um estudo epidemiológico descritivo. *Revista Neurociências*, 29.
- De Mattos, J. P. (1998). Diagnóstico diferencial dos tremores. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, 320-323.
- Duarte, E. C. B., Sandhi Maria. (2012). Transição demográfica e epidemiológica: a Epidemiologia e Serviços de Saúde revisita e atualiza o tema. *Epidemiol. Serv. Saúde*, 21(4).
- Foltynie, T. J., J. (2010). Tremor in Parkinson's disease: Characteristics and treatment. *Movement Disorders*, 25(17), 2777-2791.
- Galvan, A., & Wichmann, T. (2008). Pathophysiology of parkinsonism. *Clin Neurophysiol*, 119(7), 1459-1474. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.03.017>
- Goulart, F. P., L. X. (2004). Uso de escalas para avaliação da doença de Parkinson em fisioterapia. *Rev Fisioterapia e Pesquisa*, 2(1), 49-56.
- Haubenberger, D., & Hallett, M. (2018). Essential Tremor. *N Engl J Med*, 378(19), 1802-1810. <https://doi.org/10.1056/NEJMcp1707928>
- Kandel, E. R. e. a. (2000). *Principles of neural science*.
- Lamônica, D. A. C. F., Ana Paula; Miguel, Haline Coracine. (1997). A importância do processo terapêutico fonoaudiológico em portador de síndrome parkinsoniana: estudo de caso. *Salusvita*, 16(1), 125-133.
- Larrosa, J. (2017). *Tremores: escritos sobre experiência*.
- Lee, H. J., Lee, W. W., Kim, S. K., Park, H., Jeon, H. S., Kim, H. B., . . . Park, K. S. (2016). Tremor frequency characteristics in Parkinson's disease under resting-state and stress-state conditions. *J Neurol Sci*, 362, 272-277. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2016.01.058>
- Lezack, M. D. (1995). Neuropsychological Assessment. *New York: Oxford University Press*.

Lima, M. R. d. A. (2023). *Análise do monitoramento dos sinais motores da doença de Parkinson: Uma revisão sistemática*. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Alagoas]. Maceió, AL.

Lonini, L., Dai, A., Shawen, N., Simuni, T., Poon, C., Shimanovich, L., . . . Jayaraman, A. (2018). Wearable sensors for Parkinson's disease: which data are worth collecting for training symptom detection models. *npj Digital Medicine*, 1(1), 64. <https://doi.org/10.1038/s41746-018-0071-z>

Loreiro, I. (2009). Doenças Neurodegenerativas. *Psicologia.PT*.

Marengo, L. L., Kozyreff, A. M., Moraes, F. D. S., Maricato, L. I. G., & Barberato-Filho, S. (2022). [Mobile technologies in healthcare: reflections on development, application, legal aspects, and ethicsTecnologías sanitarias móviles: reflexiones sobre desarrollo, aplicación, legislación y ética]. *Rev Panam Salud Publica*, 46, e37. <https://doi.org/10.26633/rpsp.2022.37> (Tecnologias móveis em saúde: reflexões sobre desenvolvimento, aplicações, legislação e ética.)

Martínez-Martín, P., Gil-Nagel, A., Gracia, L. M., Gómez, J. B., Martínez-Sarriés, J., & Bermejo, F. (1994). Unified Parkinson's Disease Rating Scale characteristics and structure. The Cooperative Multicentric Group. *Mov Disord*, 9(1), 76-83. <https://doi.org/10.1002/mds.870090112>

Matias, R., Paixão, V., Bouça, R., & Ferreira, J. J. (2017). A Perspective on Wearable Sensor Measurements and Data Science for Parkinson's Disease. *Front Neurol*, 8, 677. <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00677>

Medeiros, L. M. d. e. a. (2016). *Uma abordagem de monitoramento dos sinais motores da doença de Parkinson baseada em jogos eletrônicos*.

Milano, F., Cerro, G., Santoni, F., De Angelis, A., Miele, G., Rodio, A., . . . Carbone, P. (2021). Parkinson's Disease Patient Monitoring: A Real-Time Tracking and Tremor Detection System Based on Magnetic Measurements. *Sensors (Basel)*, 21(12). <https://doi.org/10.3390/s21124196>

Modestino, E. J., Reinhofer, A., Blum, K., Amenechi, C., & O'Toole, P. (2018). Hoehn and Yahr staging of Parkinson's disease in relation to

neuropsychological measures. *Front Biosci (Landmark Ed)*, 23(7), 1370-1379.
<https://doi.org/10.2741/4649>

Moreira, C. S., et al. (2007). Doença de Parkinson: como diagnosticar e tratar. *Revista Científica da Faculdade de Medicina de Campos*, 2(2), 19-29.

Moss, R. J., Süle, A., & Kohl, S. (2019). eHealth and mHealth. *Eur J Hosp Pharm*, 26(1), 57-58. <https://doi.org/10.1136/ejhpharm-2018-001819>

Mughal, H., Javed, A. R., Rizwan, M., & Kryvinska, N. (2022). Parkinsons Disease Management via Wearable Sensors A Systematic Review. *IEEE Access*, 10. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3162844>

Oliveira, R. V. P., J. S. (2017). O papel da ressonância magnética por difusão na doença de Parkinson e no diagnóstico diferencial com parkinsonismo atípico. *Radiologia Brasileira*, 50(4), 250-257.

Peinado, M. A., del Moral, M. L., Esteban, F. J., Martínez-Lara, E., Siles, E., Jiménez, A., . . . Pedrosa, J. A. (2000). [Aging and neurodegeneration: molecular and cellular bases]. *Rev Neurol*, 31(11), 1054-1065. (Envejecimiento y neurodegeneración: bases moleculares y celulares.)

Poewe, W., Seppi, K., Tanner, C. M., Halliday, G. M., Brundin, P., Volkman, J., . . . Lang, A. E. (2017). Parkinson disease. *Nat Rev Dis Primers*, 3, 17013. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2017.13>

Ramesh, S., & Perera Molligoda Arachchige, A. (2023). Depletion of dopamine in Parkinson's disease and relevant therapeutic options: A review of the literature. *AIMS Neurosci*, 10, 200-231. <https://doi.org/10.3934/Neuroscience.2023017>

Silva, C. R. d. A. D. O., Silmara; Souza, Tayna Murrielle Bessao da Silva; Da Silva, Luiz Pedro;. (2015). Avaliação do paciente parkinsoniano com a utilização das escalas de Hoehn e Yahr e a Escala de Atividade de Parkinson (PAS). *ANAIS DO FÓRUM DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DA FUNEC*, 6(6).

Suzuki, M., Mitoma, H., & Yoneyama, M. (2017). Quantitative Analysis of Motor Status in Parkinson's Disease Using Wearable Devices: From Methodological Considerations to Problems in Clinical Applications. *Parkinsons Dis*, 2017, 6139716. <https://doi.org/10.1155/2017/6139716>

SZPAK, Letícia Lima Do Nascimento Barcelar; DE LIMA, Rodrigo Francisco. CONSTRUÇÃO PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO. **Anais do EVINCI-UniBrasil**, v. 1, n. 4, p. 1639-1643, 2015.

Versel, N. *Europeans developing automatic monitoring for Parkinson's*. MobiHealthNews. Retrieved 17/05 from <https://www.mobihealthnews.com/18184/europeans-developing-automatic-monitoring-for-parkinsons>

Werner, E. G., & Olanow, C. W. (1989). Parkinsonism and amiodarone therapy. *Ann Neurol*, 25(6), 630-632. <https://doi.org/10.1002/ana.410250618>

APÊNDICE

Código Preliminar

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <Adafruit_MPU6050.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <Wire.h>

Adafruit_MPU6050 m_p_u;

void setup() {

    Serial.begin(115200);
    while(!Serial)
        delay(20);

    if(!m_p_u.begin()){
        while(1){
            delay(20);
        }
    }
}

void loop() {
    sensors_event_t acc, ggc, temp;
    m_p_u.getEvent(&acc, &ggc, &temp);
    Serial.println("Acceleration on x axes:");
    Serial.println(acc.acceleration.x);
    delay(100); // this speeds up the simulation

    Serial.println("Rotation of x axes:");
    Serial.println((ggc.gyro.x)*180/3.14);
    delay(100); // this speeds up the simulation
}
```

Código final

```
#include <Wire.h>      // Biblioteca para comunicação I2C
#include <WiFi.h>      // Biblioteca para conexão Wi-Fi
#include <WebServer.h> // Biblioteca para criar o servidor Web
#include <time.h>      // Biblioteca de manipulação de tempo

const char* ssid = ""; // Nome da rede Wi-Fi
const char* password = ""; // Senha do Wi-Fi

const int MPU = 0x68; // Endereço do MPU-6050 no barramento I2C
int16_t AcX, AcY, AcZ, Tmp, GyX, GyY, GyZ; // Variáveis para armazenar
leituras do sensor
const int numSamples = 100; // Número de amostras para cálculo de
frequência
const unsigned long samplingInterval = 5000; // Intervalo de amostragem em
microssegundos
int16_t axSamples[numSamples], aySamples[numSamples],
azSamples[numSamples]; // Arrays para armazenar amostras do sensor
unsigned long lastSampleTime, captureStartTime; // Variáveis de controle de
tempo
bool monitoring = false; // Indica se o monitoramento está ativo

WebServer server(80); // Criação de um servidor web na porta 80
// Variáveis para o gráfico de frequência
float freqSum = 0;
int dataPoints = 0;
const int maxDataPoints = 12;
float freqData[maxDataPoints];

float calculateFrequency(int16_t *samples) {
    int zeroCrossings = 0;
    for (int i = 1; i < numSamples; i++) {
        if ((samples[i - 1] < 0 && samples[i] >= 0) || (samples[i - 1]
>= 0 && samples[i] < 0)) {
            zeroCrossings++;
        }
    }
    return (zeroCrossings / 2.0) / (numSamples * samplingInterval /
1000000.0);
}

void debugMPU6050Values() {
    Serial.print("AcX: ");
    Serial.print(AcX);
    Serial.print(", AcY: ");
    Serial.print(AcY);
```

```

    Serial.print(", AcZ: ");
    Serial.println(AcZ);
}

<!DOCTYPE html>
<html lang="pt-br">
<head>
<meta charset="UTF-8">
<meta name="viewport" content="width=device-width, initial-
scale=1.0">
<title>Stabil Aid</title>
<script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/chart.js"></script>
<style>
    /* Estilos para a aparência da página */
</style>
</head>
<body>
    <div class="container">
        <h1>Stabil Aid</h1>
        <h2>Quando estiver pronto, inicie o monitoramento. Ao finalizar,
salve o gráfico gerado para apresentá-lo a seu médico!</h2>
        <p>Posicione seu braço e inicie o monitoramento.</p>
        <button class="button"
onclick="startMonitoring()">INICIAR</button>
        <button class="button" onclick="saveGraph()">Salvar
Gráfico</button>
        <div id="statusMessage"></div>
        <div id="countdown">60</div> <!-- Exibe a contagem regressiva --
>
        <canvas id="frequencyChart"></canvas>
    </div>

    <script>
        /* Código JavaScript para manipular a interface e o gráfico */
    </script>
</body>
</html>

body, html {
    height: 100%;
    margin: 0;
    padding: 0;
    font-family: Arial, sans-serif;
    background-color: #e6f2ff;
}

.container {
    height: 100%;
    display: flex;

```

```

    flex-direction: column;
    justify-content: center;
    align-items: center;
    text-align: center;
    padding: 20px;
  }
  h1 {
    color: #005580;
    font-size: 24px;
  }
  h2 {
    color: #333;
    font-size: 18px;
  }
  .button {
    background-color: #ffb380;
    color: white;
    border: none;
    padding: 10px 20px;
    margin: 10px;
    border-radius: 8px;
    font-size: 14px;
    cursor: pointer;
  }
  .button:hover {
    background-color: #ff9966;
  }
  #frequencyChart {
    width: 100%;
    height: auto;
    max-height: 40%;
    transform: scale(1);
    transform-origin: top left;
  }
  #statusMessage, #countdown {
    font-size: 16px;
    color: #ff6600;
    margin-top: 10px;
  }

  var ctx =
  document.getElementById('frequencyChart').getContext('2d');
  var labels = Array.from({length: 12}, (_, i) => i + 1);
  var frequencyChart = new Chart(ctx, {
    type: 'line',
    data: {
      labels: labels,
      datasets: [{

```

```

        label: 'Frequência Média (Hz)',
        data: [],
        borderColor: 'rgb(75, 192, 192)',
        borderWidth: 2,
        fill: false
    }]
},
options: {
    responsive: true,
    maintainAspectRatio: false,
    scales: {
        y: {
            beginAtZero: true,
            max: 5,
            min: 0,
            stepSize: 0.5,
            ticks: {
                stepSize: 0.5
            }
        }
    }
}
});

function startMonitoring() {
    fetch('/start')
        .then(response => response.text())
        .then(data => {
            document.getElementById('statusMessage').innerText = data;
            startCountdown(); // Inicia a contagem regressiva
            updateChart();    // Atualiza o gráfico em tempo real
        })
        .catch(error => {
            console.error('Erro ao iniciar o monitoramento:', error);
            document.getElementById('statusMessage').innerText = 'Erro ao
iniciar o monitoramento.';
        });
}

function startCountdown() {
    countdownTimer = setInterval(() => {
        remainingTime--;
        document.getElementById('countdown').innerText = remainingTime;

        if (remainingTime <= 0) {
            clearInterval(countdownTimer);
            document.getElementById('statusMessage').innerText =
'Monitoramento concluído.';

```



```

    }
    }, 1000);
}

function updateChart() {
    var interval = setInterval(() => {
        fetch('/dados')
        .then(response => response.json())
        .then(data => {
            frequencyChart.data.datasets[0].data = data;
            frequencyChart.update();

            if (data.length >= 12) {
                clearInterval(interval); // Para a atualização após 12
amostras
            }
        })
        .catch(error => {
            console.error('Erro ao obter dados:', error);
        });
    }, 5000);
}

function saveGraph() {
    var imageURL =
document.getElementById('frequencyChart').toDataURL('image/png');
    var downloadLink = document.createElement('a');
    downloadLink.href = imageURL;
    downloadLink.download = 'grafico_frequencia.png';
    downloadLink.click();
}

void setup() {
    Serial.begin(115200);

    // Inicialização do MPU-6050
    Wire.begin();
    Wire.beginTransmission(MPU);
    Wire.write(0x6B);
    Wire.write(0);
    Wire.endTransmission(true);

    // Conexão com a rede Wi-Fi
    WiFi.begin(ssid, password);
    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
        delay(1000);
        Serial.println("Conectando ao Wi-Fi...");
    }
}

```

```

Serial.println("WiFi conectado!");
Serial.print("IP do dispositivo: ");
Serial.println(WiFi.localIP());

// Configuração do servidor web
server.on("/", HTTP_GET, []() {
    server.send_P(200, "text/html", webpage);
});

server.on("/start", HTTP_GET, []() {
    monitoring = true;
    dataPoints = 0;
    captureStartTime = millis();
    server.send(200, "text/plain", "Monitoramento iniciado");
});

server.on("/dados", HTTP_GET, []() {
    String json = "[";
    for (int i = 0; i < dataPoints; i++) {
        json += String(freqData[i]);
        if (i < dataPoints - 1) json += ",";
    }
    json += "]";
    server.send(200, "application/json", json);
});

server.begin();
Serial.println("Servidor iniciado!");
}

void loop() {
    server.handleClient();

    if (monitoring && (millis() - captureStartTime) >= 5000) {
        captureStartTime = millis();

        for (int i = 0; i < numSamples; i++) {
            unsigned long currentTime = micros();
            if (currentTime - lastSampleTime >= samplingInterval) {
                lastSampleTime = currentTime;

                // Leitura do MPU-6050
                Wire.beginTransaction(MPU);
                Wire.write(0x3B);
                Wire.endTransmission(false);
                Wire.requestFrom(MPU, 14, true);
                AcX = (Wire.read() << 8) | Wire.read();
                AcY = (Wire.read() << 8) | Wire.read();
            }
        }
    }
}

```

```

        AcZ = (Wire.read() << 8) | Wire.read();
        Tmp = (Wire.read() << 8) | Wire.read();
        GyX = (Wire.read() << 8) | Wire.read();
        GyY = (Wire.read() << 8) | Wire.read();
        GyZ = (Wire.read() << 8) | Wire.read();

        debugMPU6050Values();

        axSamples[i] = AcX;
        aySamples[i] = AcY;
        azSamples[i] = AcZ;
    } else {
        i--;
    }
}

// Cálculo da frequência média
float freqX = calculateFrequency(axSamples);
float freqY = calculateFrequency(aySamples);
float freqZ = calculateFrequency(azSamples);
float freqAvg = (freqX + freqY + freqZ) / 3;

// Armazenar valor médio no gráfico
if (dataPoints < maxDataPoints) {
    freqData[dataPoints] = freqAvg;
    dataPoints++;
}

Serial.print("Frequência X: ");
Serial.print(freqX);
Serial.print(" Hz, Y: ");
Serial.print(freqY);
Serial.print(" Hz, Z: ");
Serial.print(freqZ);
Serial.println(" Hz");

if (dataPoints >= maxDataPoints) {
    monitoring = false;
    Serial.println("Monitoramento concluído.");
}
}
}

```