

# Monitoramento em Tempo Real do Efeito Terapêutico de Pressão Aplicada por Faixas Compressivas para o Tratamento da Doença de Parkinson

*Real Time Monitoring of the Therapeutic Effect of the Pressure Applied by Compressive Bands for the Treatment of Parkinson's Disease*

**Gabriel Vieira de Vasconcelos Vilaça Pinto<sup>1</sup>**

 [orcid.org/0009-0002-8895-6885](https://orcid.org/0009-0002-8895-6885)

**Sérgio Campello Oliveira<sup>2</sup>**

 [orcid.org/0000-0003-1058-1139](https://orcid.org/0000-0003-1058-1139)

**Caio Victor da Costa e Silva<sup>3</sup>**

 [orcid.org/0009-0009-5330-5557](https://orcid.org/0009-0009-5330-5557)

**Noemi Salazar de Araújo<sup>4</sup>**

 [orcid.org/0000-0002-5043-243X](https://orcid.org/0000-0002-5043-243X)

<sup>1</sup>Escola Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil. E-mail: [gvvvp@poli.br](mailto:gvvvp@poli.br)

<sup>2</sup>Escola Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil. E-mail: [sergio.campello@upe.br](mailto:sergio.campello@upe.br)

<sup>3</sup>Escola Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil. E-mail: [cvc@ecomp.poli.br](mailto:cvc@ecomp.poli.br)

<sup>4</sup>Escola Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil. E-mail: [noemi.salazar@upe.br](mailto:noemi.salazar@upe.br)

**DOI: 10.25286/rep.v11i4.3979**

Esta obra apresenta Licença Creative Commons Atribuição-Não Comercial 4.0 Internacional.

## RESUMO

A reabilitação motora na Doença de Parkinson utiliza recursos terapêuticos como faixas elásticas compressivas para estimulação proprioceptiva e redução de tremores. A aplicação clínica destas técnicas carece de padronização quantitativa devido à ausência de ferramentas que correlacionem a pressão aplicada com a resposta cinemática. Este trabalho apresenta o desenvolvimento da plataforma NeuroPress, um sistema de instrumentação biomédica para aquisição multimodal de dados. A metodologia integrou sensores resistivos de força FSR402 e unidades de medição inercial MPU6050 gerenciados por um microcontrolador ATmega2560 com interface via software em Python. O estudo implementou suportes impressos em 3D para estabilização mecânica e algoritmos de regressão linear para calibração dos sensores de força. Os resultados demonstram que o sistema realiza o monitoramento em tempo real e a exportação de dados com latência reduzida e estabilidade de sinal adequada. A plataforma permite ao terapeuta visualizar simultaneamente a magnitude da pressão exercida pela faixa e a intensidade do tremor do paciente. Conclui-se que o sistema viabiliza a personalização de protocolos terapêuticos baseados em evidências objetivas.

**PALAVRAS-CHAVE:** Doença de Parkinson; Engenharia Biomédica; Acelerômetro Capacitivo; Sensores Resistivos; Monitoramento de Tremor.

## ABSTRACT

Motor rehabilitation in Parkinson's Disease employs therapeutic resources such as compressive elastic bands for proprioceptive stimulation and tremor reduction. The clinical application of these techniques lacks quantitative standardization due to the absence of tools correlating applied pressure with kinematic response. This paper presents the development of the NeuroPress platform, a biomedical instrumentation system for multimodal data acquisition. The methodology integrated resistive force sensors FSR402 and inertial measurement units MPU6050 managed by an ATmega2560 microcontroller and interfaced via Python software. The study implemented 3D-printed supports for mechanical stabilization and linear regression algorithms for force sensor calibration. Results demonstrate that the system performs real-time monitoring and data export with reduced latency and adequate signal stability. The platform allows the therapist to simultaneously visualize the magnitude of pressure exerted by the band and the intensity of the patient's tremor. The study concludes that the system enables the customization of therapeutic protocols based on objective evidence.

**KEY-WORDS:** Parkinson's Disease; Biomedical Engineering; Capacitive Accelerometer; Resistive Sensors; Tremor Monitoring.

## **1 INTRODUÇÃO**

A Doença de Parkinson (DP) é uma desordem neurodegenerativa progressiva caracterizada, principalmente, pela degeneração de neurônios dopaminérgicos na substância negra, resultando em comprometimentos motores significativos. Entre os sintomas cardinais, como bradicinesia, rigidez e instabilidade postural, o tremor de repouso é frequentemente a manifestação clínica mais visível e debilitante, afetando aproximadamente 70% dos pacientes no estágio inicial da doença [1]. Do ponto de vista da engenharia biomédica e do processamento de sinais, este tremor apresenta uma assinatura espectral distinta, tipicamente oscilando em uma faixa de baixa frequência entre 4 e 6 Hz, com amplitudes que variam conforme o estado emocional e a fadiga do paciente [2]. A caracterização precisa destas propriedades cinemáticas é fundamental não apenas para o diagnóstico diferencial, mas para o ajuste fino das terapias farmacológicas.

Apesar da prevalência da doença, a avaliação clínica do tremor ainda depende majoritariamente de métodos subjetivos e semiquantitativos, sendo a Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS) o atual padrão-ouro [3]. Embora validada, essa escala baseia-se na observação visual momentânea realizada por um especialista, o que introduz variabilidade dependente do observador e falha em capturar as flutuações motoras que ocorrem ao longo do dia em ambientes domiciliares. A natureza episódica das consultas médicas impede o monitoramento contínuo da eficácia da medicação, como o levodopa, criando uma lacuna significativa entre a percepção clínica e a realidade diária do paciente. Consequentemente, há uma demanda crescente por sistemas de monitoramento objetivos, portáteis e não invasivos, capazes de quantificar a severidade e a frequência dos tremores em tempo real [4].

Já no âmbito da reabilitação neurofuncional, terapias complementares têm sido investigadas para atenuar os sintomas motores. Destaca-se o uso de faixas elásticas compressivas *Therabands* aplicadas aos membros superiores. A hipótese terapêutica baseia-se na estimulação proprioceptiva: a pressão externa auxilia o processamento sensorial, potencialmente reduzindo a amplitude dos tremores e melhorando a coordenação motora [5]. Entretanto, assim como a MDS-UPDRS, a aplicação clínica desta técnica carece de padronização quantitativa. Atualmente,

não há ferramentas integradas que permitam ao terapeuta correlacionar, em tempo real, a magnitude da pressão aplicada, em Pascal ou mmHg com a resposta cinemática do paciente, em relação à redução do tremor.

Este trabalho propõe o desenvolvimento e a validação preliminar da plataforma NeuroPress, um sistema integrado de hardware e software projetado para preencher essa lacuna. O sistema realiza a aquisição síncrona de dados da pressão aplicada pelas faixas compressivas via sensores resistivos FSR402 e dados inerciais dos tremores via acelerômetro inercial capacitivo MEMS como o MPU6050 [6;10]. O objetivo é fornecer uma ferramenta de bioengenharia capaz de quantificar o estímulo da pressão da faixa e a resposta associada da terapia no tremor da Doença de Parkinson, permitindo a personalização de protocolos de reabilitação baseados em dados objetivos.

## **2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

O desenvolvimento de um sistema de hardware-software adequado para aplicações biomédicas exige uma compreensão prévia das características do sinal biológico de interesse. No caso da Doença de Parkinson, o sinal alvo não é apenas o movimento, mas também os componentes específicos de frequência e aceleração estática.

### **2.1 CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DO TREMOR PARKINSONIANO**

O tremor associado à Doença de Parkinson é classificado clinicamente como um tremor de repouso [2]. Diferente do tremor essencial ou fisiológico, que ocorre durante a ação, o tremor parkinsoniano manifesta-se quando a musculatura não está ativada voluntariamente. Em relação ao seu espectro de frequências, este fenômeno é caracterizado por oscilações quase-senoidais na banda de 4 a 6 Hz [7].

Entretanto, um desafio crítico na acelerometria é a sobreposição espectral. Movimentos voluntários como andar ou gesticular ocorrem tipicamente na faixa de 0.1 até 3 Hz [7]. A proximidade entre a banda de movimento voluntário e a banda do tremor exige que o sensor possua uma resposta de frequência plana e linear desde a resposta DC, correspondente a 0 Hz até pelo menos 20 Hz para evitar distorções de fase ou amplitude que comprometem a filtragem digital subsequente. Além disso, a monitorização da postura, através do

monitoramento da inclinação do corpo é vital para detectar se o paciente está em repouso. Essa detecção postural depende exclusivamente da medição da aceleração da gravidade, considerada 1g estática, o que impõe a necessidade do acoplamento DC na resposta do sensor.

## 2.2 DESAFIO NA QUANTIFICAÇÃO DA REABILITAÇÃO

A terapia ocupacional utiliza recursos como o *Box and Block Test* (BBT) para avaliar a destreza manual ampla. Em pacientes com DP, a performance nesses testes pode variar significativamente dependendo dos estímulos sensoriais externos. O uso de faixas *Theraband* introduz uma variável de pressão que, até o momento, é aplicada de forma empírica pelo terapeuta. A falta de feedback numérico impede a determinação de uma "janela terapêutica" ideal de pressão para cada paciente [8].

## 2.3 SENSORES RESISTIVOS DE FORÇA (FSR)

Para a medição da interface de pressão entre a faixa e a pele, optou-se pela tecnologia de resistores sensíveis à força, os FSR. O componente FSR402 exibe um decaimento da resistência elétrica inversamente proporcional à força aplicada sobre sua área ativa. Diferentemente das células de carga baseadas em *strain gauges* metálicos, que sofrem com histerese mecânica e exigem estruturas rígidas, os sensores FSR são flexíveis e de perfil baixo, ideais para aplicações vestíveis. No entanto, sua resposta não-linear exige algoritmos de calibração robustos para garantir a precisão da leitura em quilogramas-força ou Pascal [9].

## 2.4 O ACELERÔMETRO CAPACITIVO MEMS (MPU6050)

A tecnologia de Sistemas Microeletromecânicos (MEMS) com sensoriamento capacitivo apresenta uma combinação de características otimizadas para as restrições de dispositivos vestíveis, balanceando a sensibilidade em baixas frequências com a estabilidade térmica e o consumo energético reduzido [6]. O princípio de funcionamento baseia-se em um sistema massa-mola em processo de microfabricação em silício. A massa de prova forma a placa móvel de um capacitor, enquanto eletrodos fixos formam as placas estáticas.

A capacitância  $C$  de um capacitor de placas paralelas é dada pela Equação (1):

$$C = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d} \quad (1)$$

Onde  $\epsilon_0$  é a permissividade do vácuo,  $\epsilon_r$  é a permissividade relativa do material dielétrico,  $A$  é a área de sobreposição dos eletrodos e  $d$  é a distância entre as placas. Quando o sensor é submetido a uma aceleração, a força inercial desloca a massa, alterando a distância  $d$ . Em sensores modernos, utiliza-se uma configuração diferencial, chamada de ponte capacitiva, onde o deslocamento aumenta a capacitância de um lado e diminui do outro. Isso lineariza a saída e rejeita interferências de modo comum.

A principal vantagem desta arquitetura para o monitoramento de Parkinson é a resposta em frequência DC verdadeira. Como a medição depende da posição da massa e não da taxa de variação da carga, como no caso do piezoelétrico, o sensor capacitivo mede com precisão a aceleração gravitacional constante. Isso permite que algoritmos de processamento de sinal calculem a orientação do vetor gravidade, identificando a postura do paciente e isolando os períodos de repouso onde o tremor parkinsoniano deve ser avaliado. Desta forma, utilizou-se um módulo MPU6050 comercial que integra um acelerômetro triaxial e um giroscópio triaxial, comunicando-se via protocolo I2C. [6;10].

## 3 METODOLOGIA

O desenvolvimento da plataforma seguiu uma abordagem modular, dividida em: hardware de aquisição, firmware embarcada e software de supervisão.

### 3.1 ARQUITETURA DE HARDWARE

O núcleo de processamento é um microcontrolador ATmega2560, embarcado na plataforma Arduino Mega e selecionado pela disponibilidade de múltiplos canais de Conversão Analógico-Digital de 10 bits e memória suficiente para *buffers* de dados. O sistema de sensoriamento é composto por:

1. **Sensores de Pressão:** Três unidades do sensor FSR402, dispostos em configuração de divisor de tensão com resistores de *pull-*

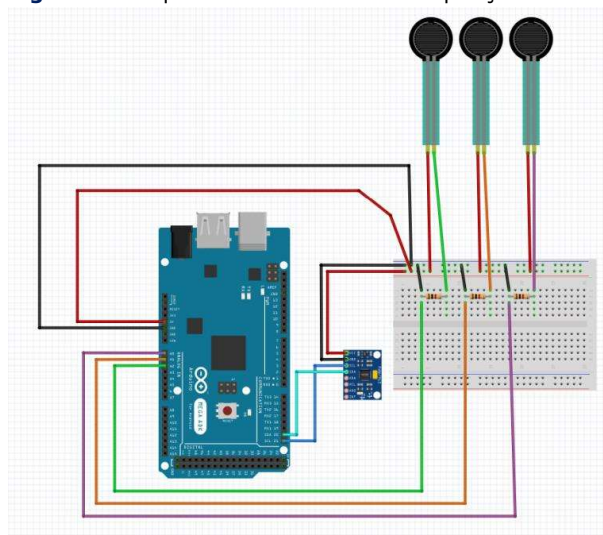
## Monitoramento em Tempo Real do Efeito Terapêutico de Pressão Aplicada por Faixas Compressivas para o Tratamento da Doença de Parkinson

down de 10kΩ. Os sensores foram encapsulados em cases impressos em 3D a partir de filamentos de PLA e FDM para garantir que a força da faixa elástica seja aplicada uniformemente sobre a área ativa do sensor, minimizando ruídos mecânicos.

2. **Sensor Inercial:** Um único módulo do acelerômetro capacitivo inercial MEMS MPU6050 fixado na região dorsal da mão, responsável pela captura da cinemática do movimento.

A Figura 1 ilustra o diagrama esquemático das conexões, onde os sensores FSR são lidos pelas 3 portas analógicas sequenciais A0 até A2 e o MPU6050 comunica-se via pinos SDA/SCL.

**Figura 1** – Esquemático do Circuito de Aquisição.



**Fonte:** Autoria Própria.

### 3.1.1 Otimização Mecânica do Acoplamento Sensor-Pele

Um dos maiores desafios na utilização de sensores FSR (*Force Sensing Resistor*) em aplicações biomédicas é a garantia da repetibilidade da leitura em superfícies complacentes e irregulares, como a pele humana sobre a musculatura. A aplicação direta da força sobre o sensor flexível pode gerar deformações de cisalhamento (*shear forces*) que introduzem erros de histerese e não-linearidade na leitura da resistência.

Para mitigar esse efeito, projetou-se um sistema de acoplamento mecânico constituído por um encapsulamento rígido, manufaturado via impressão 3D, por tecnologia FDM com filamento

PLA. O *design* do encapsulamento, como visto na Figura 2, consiste em duas partes: uma base que acomoda o sensor e um êmbolo flutuante que concentra a força aplicada pela faixa *Theraband* exatamente sobre a área ativa do FSR.

**Figura 2** – Encapsulamentos Impressos em 3D para estabilização mecânica dos sensores FSR.



**Fonte:** Autoria Própria.

## 3.2 FIRMWARE EMBARCADO

Desenvolvida em C++, o firmware opera em *loop* contínuo com taxa de amostragem configurável. O código realiza a leitura bruta dos ADCs e dos registradores do MPU6050. Diferentemente de abordagens anteriores que realizavam o processamento matemático no microcontrolador, optou-se por transmitir os dados brutos via comunicação serial UART para o computador. Isso reduz a latência do microcontrolador e transfere a carga computacional para a aplicação no computador, permitindo algoritmos mais complexos de filtragem e visualização.

## 3.3 PLATAFORMA DE SOFTWARE

A interface de usuário e o processamento de dados foram desenvolvidos em linguagem Python, utilizando a biblioteca Streamlit para a construção do *dashboard* interativo e um serviço auxiliar construído em FastAPI para o gerenciamento das requisições assíncronas dos dados dos sensores de pressão e de aceleração.

### 3.3.1 Algoritmo de Calibração

Foi implementado um módulo de calibração dedicado para linearizar a resposta dos sensores FSR. O procedimento utiliza regressão linear baseada em pontos de massa conhecida. O usuário aplica pesos padrão sobre os sensores, e o sistema

coleta uma média de 500 amostras do ADC para cada peso. A equação da reta de calibração é gerada conforme a Equação (2):

$$Peso(kg) = \alpha \cdot Leitura_{ADC} + \beta \quad (2)$$

Onde o  $\alpha$  que representa o fator de calibração e  $\beta$  que representa o offset, são armazenados em um banco de dados local, garantindo a persistência da calibração entre sessões. A pressão  $P$  é então calculada considerando a área ativa do sensor  $A$  e a aceleração da gravidade  $g$ , conforme Equação (3):

$$P(Pa) = \frac{Peso \cdot g}{A} \quad (3)$$

### 3.3.2 Cálculo da Magnitude de Movimento

Para simplificar a análise clínica, a plataforma calcula em tempo real a magnitude vetorial da aceleração  $Mag_{acc}$ , unificando os três eixos espaciais em uma única métrica de intensidade de tremor, conforme Equação (4):

$$Mag_{acc} = \sqrt{AccX^2 + AccY^2 + AccZ^2} \quad (4)$$

## 3.4 ARQUITETURA DE SOFTWARE E FLUXO DE DADOS

A plataforma NeuroPress foi concebida a partir de uma arquitetura de microsserviços simplificada, visando a modularidade e a facilidade de manutenção. A escolha das tecnologias utilizadas foi de acordo com o objetivo de garantir a interoperabilidade e o processamento em tempo real em computadores convencionais, sem a necessidade de servidores dedicados de alto custo.

### 3.4.1 Camada de Backend e Comunicação Serial

A comunicação com o *hardware* embarcado é gerenciada por um servidor local desenvolvido em FastAPI, executado sobre o servidor ASGI *Uvicorn*.

Esta escolha justifica-se pela alta performance da biblioteca em processamento assíncrono e suporte nativo a operações de I/O não bloqueantes. O *backend* foi arquitetado para operar em um sistema de *multithreading*, segregando responsabilidades críticas para garantir a estabilidade da aquisição de dados.

Um *thread* dedicado, denominado de *Serial Reader*, estabelece a conexão serial UART com o microcontrolador ATmega2560 utilizando a biblioteca PySerial. A comunicação é configurada com um *baud rate* de 115.200 bps, 8 bits de dados, sem paridade e 1 *stop bit*, parâmetros necessários para sustentar a taxa de transferência dos 6 canais de dados simultâneos, sendo 3 canais de pressão e 3 inerciais sem gargalos.

Para mitigar a latência inerente à comunicação serial e evitar a perda de pacotes durante picos de processamento da interface gráfica, implementou-se um buffer circular em estrutura *deque* na memória RAM do servidor. Este *buffer* armazena temporariamente as tuplas de dados brutos recebidos, desacoplando a frequência de leitura do *hardware* da frequência de renderização do *frontend*.

A interação com a interface de usuário e sistemas externos ocorre através de uma API RESTful *stateless*. Foram implementados rotas específicas para controle de fluxo, como POST */connect* para inicialização da porta COM, a rota GET */data* para o *polling* assíncrono dos dados em tempo real e POST */save-readings-batch* para a persistência em lote no banco de dados.

O uso do FastAPI não apenas otimiza o desempenho local, mas também confere escalabilidade à aplicação, possibilitando, em trabalhos futuros, a transmissão segura desses dados para uma infraestrutura em nuvem (*Cloud Health*) via requisições HTTP padronizadas.

### 3.4.2 Interface Reativa e Persistência

Para a interface de usuário (*Frontend*), utilizou-se a biblioteca Streamlit, baseada em Python. O paradigma de programação reativa do Streamlit permite que os gráficos de pressão e aceleração sejam atualizados apenas quando há alteração no estado dos dados (*callback*), otimizando o uso de memória RAM. A persistência dos dados clínicos e de calibração é realizada através do banco de dados relacional SQLite. A modelagem do banco, como vista na Figura 3 foi estruturada em terceira forma normal 3FN para evitar redundância. As tabelas principais incluem:

- *Patients*: Dados dos pacientes participantes anonimizados;
- *Devices*: Parâmetros de calibração específicos de cada sensor, sendo o fator de calibração  $\alpha$  e o offset  $\beta$ , permitindo

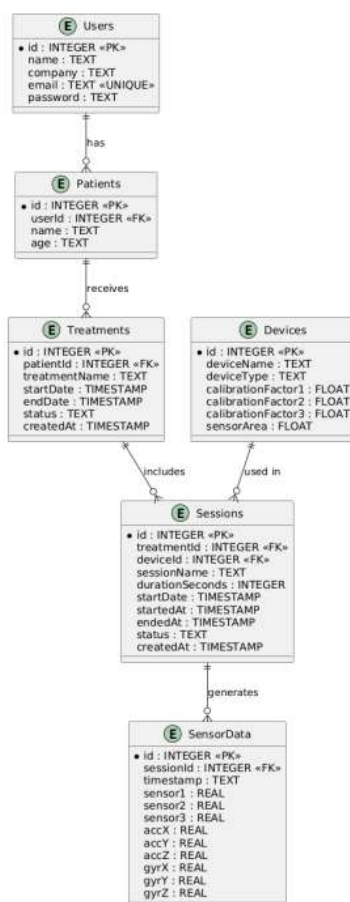
## Monitoramento em Tempo Real do Efeito Terapêutico de Pressão Aplicada por Faixas Compressivas para o Tratamento da Doença de Parkinson

a troca de hardware sem perda de precisão;

- *Sessions*: Metadados do protocolo terapêutico aplicado;
- *SensorData*: Armazenamento de séries temporais de alta frequência.

Esta arquitetura garante que, mesmo em caso de falha de energia ou interrupção abrupta do software, os dados da sessão até o momento da falha estejam preservados no disco local.

**Figura 3** – Modelagem Entidade-Relacionamento do Banco de Dados.



**Fonte:** Autoria Própria.

## 4 RESULTADOS

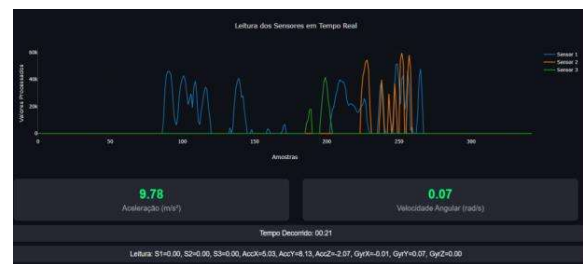
A validação do sistema ocorreu em ambiente controlado e em testes preliminares com voluntários saudáveis e pacientes piloto, focando na integridade da aquisição de dados e na usabilidade da interface.

### 4.1 INTERFACE DE MONITORAMENTO EM TEMPO REAL

A plataforma NeuroPress demonstrou capacidade de renderizar gráficos dinâmicos com latência inferior a 100ms, adequada para o biofeedback visual. A Figura 4 apresenta a tela principal de aquisição durante uma sessão de teste. O sistema exibe simultaneamente:

1. Os valores numéricos de pressão (em Pascal) para os três sensores FSR, permitindo ao terapeuta ajustar a tensão da faixa *Theraband* para atingir o nível desejado.
2. Gráficos de linha temporal da aceleração e giroscópio, permitindo a visualização imediata da resposta motora (tremor).

**Figura 4** – Painel de aquisição de dados em tempo real da plataforma NeuroPress.



**Fonte:** Autoria Própria.

### 4.2 ANÁLISE DOS DADOS EXPORTADOS

Uma funcionalidade crítica implementada foi a exportação de dados. O sistema gera automaticamente arquivos em formatos abertos como o .CSV e proprietários .XLSX para uso no Microsoft Excel, além de relatórios em PDF. A Figura 5 demonstra a estrutura de um arquivo Excel gerado após uma sessão de 1 minuto. Observa-se a alta densidade de dados, devido a taxa de amostragem configurada para ~20Hz, com colunas segregadas para cada sensor e eixo inercial.

**Figura 5** – Exemplo de conjunto de dados bruto exportado para análise posterior.

| Nome do Paciente/Nome do Tratamento/Início da Sessão/Fim da Sessão/ Duração da Sessão (Segundos): |          |          |          |      |       |       |       |       |       |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------|----------|----------|----------|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 607 Grupo 2 3 minutos de repouso 2025-10-28 13:31 2025-10-28 13:32 36.32                          |          |          |          |      |       |       |       |       |       |
| Timestamp                                                                                         | Sensor 1 | Sensor 2 | Sensor 3 | Axiz | Axiz2 | Axiz3 | Gytx  | Gytx2 | Gytx3 |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 52917.66 | 22245.77 | 30099.47 | 3.65 | 1.46  | 8.96  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 52899.69 | 22276.2  | 30099.47 | 3.65 | 1.44  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 52899.69 | 22276.2  | 30141.93 | 3.65 | 1.43  | 8.94  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 52899.69 | 22206.63 | 30099.47 | 3.65 | 1.44  | 8.94  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 52899.69 | 22206.63 | 30099.47 | 3.66 | 1.45  | 8.96  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 52917.66 | 22206.63 | 30099.47 | 3.66 | 1.43  | 8.94  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 52917.66 | 22206.63 | 30099.47 | 3.65 | 1.44  | 8.94  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 52917.66 | 22206.63 | 30099.47 | 3.65 | 1.43  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 52917.66 | 22206.63 | 30099.47 | 3.66 | 1.46  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 52917.66 | 22337.06 | 30099.47 | 3.65 | 1.46  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53025.24 | 22337.06 | 30141.93 | 3.65 | 1.46  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53025.24 | 22337.06 | 30099.47 | 3.66 | 1.46  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53025.24 | 22337.06 | 30099.47 | 3.65 | 1.46  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53133.01 | 22337.06 | 30099.47 | 3.66 | 1.46  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53133.01 | 22337.06 | 30099.47 | 3.65 | 1.46  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53133.01 | 22367.5  | 30141.93 | 3.65 | 1.45  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0     |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53240.79 | 22367.5  | 30141.93 | 3.65 | 1.45  | 8.96  | -0.01 | 0.06  | 0     |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53240.79 | 22367.5  | 30099.47 | 3.65 | 1.46  | 8.96  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53240.79 | 22367.5  | 30141.93 | 3.65 | 1.46  | 8.97  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53240.79 | 22367.5  | 30141.93 | 3.65 | 1.46  | 8.96  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53348.56 | 22367.5  | 30099.47 | 3.65 | 1.45  | 8.95  | -0.01 | 0.06  | 0     |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53348.56 | 22367.5  | 30099.47 | 3.65 | 1.45  | 8.96  | -0.01 | 0.06  | 0     |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53348.56 | 22367.5  | 30099.47 | 3.65 | 1.46  | 8.97  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53348.56 | 22367.5  | 30099.47 | 3.65 | 1.46  | 8.97  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53240.79 | 22367.5  | 30099.47 | 3.66 | 1.45  | 8.97  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53240.79 | 22367.5  | 30099.47 | 3.65 | 1.45  | 8.97  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53240.79 | 22367.5  | 30099.47 | 3.66 | 1.46  | 8.97  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53348.56 | 22367.5  | 30099.47 | 3.66 | 1.46  | 8.97  | -0.01 | 0.06  | 0     |
| 2025-10-28 14:31                                                                                  | 53348.56 | 22367.5  | 30099.47 | 3.66 | 1.46  | 8.97  | -0.01 | 0.06  | 0.01  |

Fonte: Autoria Própria.

A análise preliminar desses dados permite observar a correlação temporal. Em testes onde a pressão das faixas foi aumentada gradativamente, foi possível registrar a variação correspondente na amplitude do sinal do acelerômetro. Desta forma, pode ser validada a hipótese de engenharia de que o sistema é capaz de capturar o fenômeno físico de interesse com resolução suficiente para análise estatística futura.

#### 4.2.1 Análise de Caso: Correlação Pressão-Tremor

A capacidade de exportação de dados da plataforma permitiu uma análise detalhada *post-hoc* das sessões de terapia. A Figura 6 apresenta a visualização gráfica gerada a partir de um arquivo CSV exportado de uma sessão de 60 segundos com um paciente em estágio moderado da doença.

**Figura 6** – Visualização gráfica *post-hoc* da correlação temporal entre a estabilidade da pressão aplicada (eixo superior) e a atenuação da magnitude do tremor (eixo inferior) durante o protocolo terapêutico.



Fonte: Autoria Própria.

No gráfico superior de Pressão, observa-se a estabilidade da força aplicada pela faixa *Theraband*,

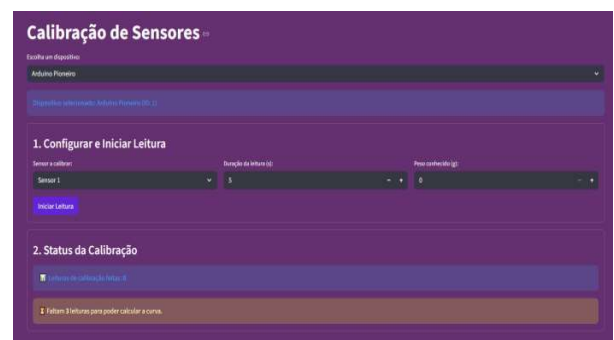
mantida em torno de um patamar constante pelo terapeuta, guiado pelo *feedback* visual da tela. Já no gráfico inferior de Aceleração/Giroscópio, é possível identificar a assinatura espectral do tremor.

A análise preliminar desses dados brutos permite calcular a magnitude vetorial média do tremor  $Mag_{RMS}$  para diferentes patamares de pressão. Em testes pilotos, observou-se que a aplicação de pressões na faixa de 10-15 kPa resultou em uma redução visual na amplitude dos picos de aceleração no eixo vertical Z, sugerindo uma correlação positiva entre o estímulo proprioceptivo e a estabilidade motora. Esta funcionalidade de ampliação visual e segmentação de dados na plataforma é crucial para que o pesquisador possa isolar eventos específicos, como o momento em que o paciente realiza uma tarefa do teste BBT.

### 4.3 DISCUSSÃO DA APLICABILIDADE CLÍNICA

Diferente de sistemas comerciais fechados, a arquitetura aberta proposta permite a customização total. A calibração individualizada dos sensores, como vista na Figura 7, mostrou-se essencial, visto que sensores FSR possuem variabilidade de fabricação de até  $\pm 10\%$ . O algoritmo de regressão linear implementado corrigiu esses desvios, entregando valores de massa com erro relativo inferior a 5% em testes estáticos com pesos padrão.

**Figura 7** – Interface de calibração automatizada dos sensores.



Fonte: Autoria Própria.

A integração em um único banco de dados facilita estudos longitudinais.

É possível, por exemplo, comparar a evolução do tremor de um paciente ao longo de meses de terapia, correlacionando-a com os níveis de pressão

DOI: 10.25286/rep.v11i4.3979

## Monitoramento em Tempo Real do Efeito Terapêutico de Pressão Aplicada por Faixas Compressivas para o Tratamento da Doença de Parkinson

utilizados em cada sessão. Isso representa um avanço metodológico em relação à anotação manual de escalas subjetivas.

### 5 DISCUSSÃO: VIABILIDADE E COMPARAÇÃO TECNOLÓGICA

O desenvolvimento da plataforma NeuroPress insere-se no contexto da Engenharia Biomédica de baixo custo. Equipamentos comerciais de análise de movimento e baropodometria, como sistemas de captura ótica ou plataformas de força de laboratório, possuem custos na ordem de dezenas de milhares de dólares, tornando-os inviáveis para a rotina clínica do Sistema Único de Saúde ou de clínicas de reabilitação de pequeno porte [11].

O custo total de materiais do protótipo desenvolvido, incluindo o microcontrolador, sensores, filamento para impressão 3D e componentes eletrônicos passivos, manteve-se abaixo de US\$ 100. Apesar do baixo custo, a integração de algoritmos de calibração via software permitiu atingir uma linearidade de resposta nos sensores FSR comparável a sistemas de médio custo, assim como da utilização dos acelerômetros capacitivos inerciais MEMS para a caracterização dos tremores da Doença de Parkinson [12].

Uma limitação identificada na arquitetura atual é a conexão via cabo USB por comunicação Serial, que restringe a amplitude de movimento do paciente a um raio de aproximadamente 1,5 metros do computador. Embora suficiente para testes de mesa como o BBT, limita a aplicação em testes de marcha. Trabalhos futuros preveem a substituição do módulo de comunicação serial por um protocolo sem fio como Wi-Fi ou mesmo o MQTT, mantendo a arquitetura de *backend* e banco de dados já validada neste estudo.

### 6 CONCLUSÕES

O projeto atingiu seu objetivo principal de desenvolver uma ferramenta tecnológica funcional para auxiliar na reabilitação da doença de Parkinson. A plataforma NeuroPress provou ser robusta na aquisição, processamento e armazenamento de dados multimodais (pressão e inércia).

As principais contribuições técnicas incluem:

1. Eliminação da necessidade de amplificadores externos, como no caso de versões anteriores compostas pelo

módulo HX711 para os sensores de pressão, simplificando o circuito através do uso eficiente do ADC interno do ATmega2560 e calibração via software.

2. Desenvolvimento de uma interface gráfica que tem o objetivo de abstrair a complexidade do hardware para o profissional de saúde.
3. Criação de uma base de dados estruturada que viabiliza pesquisas futuras com algoritmos de *Machine Learning*.

Como trabalhos futuros, sugere-se a implementação de algoritmos de processamento de sinais digitais na própria plataforma para cálculo automático da frequência dominante do tremor através da Transformada Rápida de Fourier e a migração do sistema para uma arquitetura sem fio com Bluetooth, Wi-Fi ou mesmo protocolos como MQTT e Zigbee, aumentando o conforto do paciente durante exercícios de ampla movimentação.

### REFERÊNCIAS

- [1] JANKOVIC, Joseph. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, Londres, v. 79, n. 4, p. 368-376, 2008.
- [2] BHATIA, K. P. et al. Consensus Statement on the classification of tremors. from the task force on tremor of the International Parkinson and Movement Disorder Society. **Movement Disorders**, Nova York, v. 33, n. 1, p. 75-87, 2018.
- [3] GOETZ, Christopher G. et al. Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results. **Movement Disorders**, Nova York, v. 23, n. 15, p. 2129-2170, 2008.
- [4] MAETZLER, Walter et al. Wearable sensors for the assessment of Parkinson's disease: current status and future perspectives. **Nature Reviews Neurology**, Londres, v. 9, n. 1, p. 329-338, 2013.
- [5] ARRUDA, A. M. **Sistema de sensores para quantificação de estímulos de pressão e tremores em pacientes com Mal de Parkinson**. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia de Computação) - Universidade de Pernambuco, Recife, 2022.

- [6] SHAFFER, Thomas. **MEMS Accelerometer Technology**. Analog Devices Technical Article MS-2438. Norwood: Analog Devices Inc, 2013.
- [7] MCAULEY, John H.; MARSDEN, C. David. Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. **Brain**, Oxford, v. 123, n. 8, p. 1545-1567, 2000.
- [8] MATHIOWETZ, Virgil et al. Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity. **American Journal of Occupational Therapy**, Bethesda, v. 39, n. 6, p. 384-388, 1985.
- [9] ALBUQUERQUE, A. D. S. **Utilização de Microcontrolador e Sensor Inercial para Quantificar Tremores em Pacientes do Mal de Parkinson**. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Elétrica - Eletrônica) - Universidade de Pernambuco, Recife, 2023.
- [10] TDK INVENSENSE. **MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4**. San Jose: InvenSense Inc., 2013. Disponível em: <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>. Acesso em: 15 nov. 2025.
- [11] GODINHO, Catarina et al. A systematic review of the characteristics and validity of monitoring technologies to assess Parkinson's disease. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, Londres, v. 13, n. 1, p. 24, 2016.
- [12] PATEL, Shyamal et al. Monitoring motor fluctuations in patients with Parkinson's disease using wearable sensors. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, Nova York, v. 13, n. 6, p. 864-873, 2009.