

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA EMBARCADO *WEARABLE* DE MONITORAMENTO DA CARGA PLANTAR EMPREGANDO SENSORES FSR

Bruno Marcon, Marcos A. Salvador, Pablo D. Silva.

Instituto Federal de Santa Catarina - Câmpus Rau, Jaraguá do Sul – SC, Brasil.

e-mail: brunomarcon05@gmail.com, marcos.salvador@ifsc.edu.br, pablo.silva@ifsc.edu.br.

Resumo - O monitoramento da carga plantar é uma ferramenta relevante para a análise biomecânica da marcha, especialmente em aplicações relacionadas à identificação de sobrecargas e ao acompanhamento de regiões plantares submetidas a maiores esforços mecânicos. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma palmilha wearable para monitoramento relativo da carga plantar utilizando sensores do tipo Force Sensing Resistor (FSR). O sistema emprega quatro sensores FSR402 posicionados em regiões estratégicas da palmilha, associados a circuitos osciladores de relaxação responsáveis por converter a variação resistiva dos sensores em sinais de frequência. Esses sinais são adquiridos por um microcontrolador ESP8266, processados por meio de funções individuais de calibração e transmitidos via Wi-Fi para visualização em dashboard e armazenamento remoto. Foram realizados ensaios de caracterização dos sensores, validação da conversão resistência-frequência, calibração frequência-carga e avaliação do sistema integrado por meio da aplicação de cargas conhecidas. Os resultados demonstraram coerência entre a modelagem teórica, as medições em osciloscópio e a leitura realizada pelo firmware. Na validação via dashboard, o protótipo apresentou erro médio absoluto global de 0,244 kg, RMSE global de 0,306 kg e erro médio absoluto percentual de 5,49%.

Palavras-chave – carga plantar; ESP8266; FSR; oscilador de relaxação.

DEVELOPMENT OF A WEARABLE EMBEDDED SYSTEM FOR PLANTAR LOAD MONITORING USING FSR SENSORS

Abstract - Plantar load monitoring is a relevant tool for biomechanical gait analysis, especially in applications related to the identification of overloads and the monitoring of plantar regions subjected to higher mechanical stress. This work presents the development of a wearable insole for relative plantar load monitoring using Force Sensing Resistor (FSR) sensors. The system employs four FSR402 sensors positioned in strategic regions of the insole, associated with relaxation oscillator circuits responsible for converting the resistive variation of the sensors into frequency signals. These signals are acquired by an ESP8266 microcontroller, processed using individual calibration functions, and transmitted via Wi-Fi for dashboard visualization and remote storage. Sensor characterization tests, resistance-to-frequency conversion validation, frequency-to-load calibration, and integrated

system evaluation were performed by applying known loads. The results showed consistency among the theoretical model, oscilloscope measurements, and firmware readings. In the dashboard validation, the prototype presented a global mean absolute error of 0.244 kg, a global RMSE of 0.306 kg, and a mean absolute percentage error of 5.49%.

Keywords – Plantar load, ESP8266, FSR, Relaxation oscillator.

I. INTRODUÇÃO

A análise da carga plantar constitui uma ferramenta relevante para a avaliação da interação mecânica entre o pé e a superfície de apoio durante a marcha. A distribuição dessas cargas está associada a fatores anatômicos, biomecânicos e funcionais, podendo auxiliar na identificação de sobrecargas localizadas, alterações na locomoção e regiões submetidas a maiores níveis de estresse mecânico. Estudos sobre a relação entre estrutura e função do pé indicam que características como espessura dos tecidos moles, comprimento relativo dos metatarsos e configuração do arco longitudinal medial influenciam a distribuição das cargas plantares [1], [4], [5]. Entretanto, medidas estruturais do pé, obtidas por radiografias, explicam apenas cerca de 35% da variação da pressão plantar durante a marcha [1]. Isso indica que a forma estática do pé não é suficiente para descrever completamente o comportamento plantar, pois a dinâmica da locomoção exerce papel importante na distribuição das cargas.

Nesse contexto, surge a necessidade de sistemas capazes de realizar aquisição de dados em condições dinâmicas e próximas do uso real. Essa demanda torna-se especialmente relevante em aplicações relacionadas ao acompanhamento de indivíduos com Diabetes Mellitus, condição associada a complicações como neuropatia periférica, perda de sensibilidade protetora, ulcerações plantares e risco aumentado de amputações [2], [3]. Nesses casos, o monitoramento das cargas plantares pode auxiliar na identificação de regiões submetidas a sobrecargas recorrentes, contribuindo como ferramenta de apoio à análise biomecânica e ao acompanhamento clínico.

O avanço de sensores flexíveis, sistemas embarcados e comunicação sem fio tem favorecido o desenvolvimento de dispositivos *wearable* para monitoramento plantar. Nesse contexto, em [5], foi proposto uma palmilha de látex instrumentada com sensores FSR e acelerômetros, associada a redes neurais artificiais para classificação de alterações podais, obtendo 96% de acerto na classificação dos padrões analisados. De forma complementar, em [13] foi desenvolvida uma palmilha com 13 sensores piezoelétricos,

condicionamento de sinais e transmissão Bluetooth para classificação automática do tipo de pisada por meio de uma rede neural artificial do tipo Perceptron Multicamadas, ou MLP (Multilayer Perceptron), alcançando 99,63% de acerto no conjunto de dados analisado.

Embora esses trabalhos demonstrem a viabilidade de palmilhas instrumentadas para análise de padrões plantares, suas propostas estão direcionadas principalmente à classificação de alterações ou tipos de pisada. Nesse sentido, permanece relevante o desenvolvimento de arquiteturas embarcadas voltadas não apenas à interpretação dos sinais, mas também à aquisição portátil, ao processamento local e à disponibilização remota dos dados coletados.

Diante disso, este trabalho propõe o desenvolvimento de uma palmilha vestível para monitoramento da carga plantar, baseada em quatro sensores Force Sensing Resistor (FSR), circuitos osciladores de relaxação e microcontrolador ESP8266 D1 Mini. O ESP8266 foi escolhido por possuir comunicação Wi-Fi integrada, possibilitando o envio remoto dos dados, além de apresentar dimensões reduzidas e já estar disponível em um módulo compacto e prático para prototipagem. No sistema proposto, a variação resistiva dos sensores é convertida em frequência, permitindo a leitura por entradas digitais, o processamento local das informações e o envio dos dados para uma plataforma remota de armazenamento e visualização.

O objetivo deste trabalho é desenvolver e validar uma solução portátil para aquisição, processamento e transmissão remota de dados de carga plantar, compatível com aplicações de acompanhamento ortopédico, podológico e biomecânico. Para isso, a Seção II apresenta os conceitos teóricos relacionados à carga plantar, aos sistemas vestíveis, aos sensores FSR e ao circuito de condicionamento. A Seção III descreve o desenvolvimento do protótipo, incluindo a caracterização dos sensores, o posicionamento na palmilha, a modelagem do circuito oscilador, o firmware e a integração com a plataforma IoT. A Seção IV apresenta os resultados experimentais e a discussão das limitações do sistema, enquanto a Seção V traz as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Esta seção apresenta os principais conceitos teóricos necessários para o desenvolvimento do sistema proposto. São abordados aspectos relacionados à carga plantar e sua relevância biomecânica, aos sistemas *in-shoe* e dispositivos *wearable*, aos sensores Force Sensing Resistor (FSR), aos circuitos osciladores de relaxação empregados na conversão resistência-frequência e aos sistemas embarcados utilizados para aquisição, processamento e transmissão dos dados.

A. Pressão plantar.

A pressão plantar corresponde à distribuição das forças normais exercidas entre a planta do pé e a superfície de apoio durante condições estáticas ou dinâmicas. Durante a marcha, essa distribuição varia conforme as fases de contato inicial, apoio médio e propulsão, resultando em diferentes concentrações de carga ao longo das regiões plantares. A

análise dessas variações permite identificar padrões de sobrecarga, alterações biomecânicas e regiões submetidas a maiores níveis de estresse mecânico [4], [6].

No contexto clínico, o monitoramento da pressão plantar apresenta especial relevância em indivíduos com Diabetes Mellitus, uma vez que a doença pode estar associada a neuropatia periférica, deformidades estruturais, redução da sensibilidade protetora e alterações vasculares. Entre suas complicações, destaca-se o pé diabético, condição frequentemente relacionada ao surgimento de ulcerações plantares, infecções recorrentes e risco aumentado de amputações [3], [9].

As cargas mecânicas atuantes na planta do pé podem ser divididas em componentes normais e componentes de cisalhamento. As componentes normais estão associadas à compressão perpendicular à superfície plantar, sendo diretamente relacionadas à pressão exercida durante o contato com o solo. Já as componentes de cisalhamento atuam paralelamente à superfície de contato, decorrendo do deslocamento relativo entre o pé, a meia, a palmilha e o calçado durante a locomoção. Ambas podem contribuir para o dano tecidual, especialmente em indivíduos com perda de sensibilidade protetora e em regiões submetidas a esforços repetitivos [6], [8], [9].

Dessa forma, o monitoramento da pressão plantar deve ser compreendido como uma ferramenta auxiliar para avaliação biomecânica e acompanhamento de regiões submetidas à sobrecarga, não como método diagnóstico isolado. Nesse contexto, sistemas incorporados ao calçado, como dispositivos do tipo *in-shoe* ou *wearable*, permitem registrar variações de carga em condições mais próximas da marcha cotidiana, fornecendo dados úteis para análise do comportamento dinâmico do pé [7].

Estudos com sistemas *in-shoe*, como o F-Scan®, indicam boa confiabilidade de medição em regiões como calcânhar e hálux em indivíduos com diabetes em risco de ulceração, assim apresentado na Fig.1, reforçando a relevância desses pontos para o monitoramento plantar [7]. Assim, a distribuição adotada busca acompanhar a transferência de carga ao longo da pisada, sem realizar medição direta de forças de cisalhamento, mas permitindo registrar variações de carga normal úteis para análises biomecânicas e acompanhamento ortopédico [6].



Fig. 1. Áreas de maior risco de ulceração por esforço repetitivo em razão de diabetes. Adaptado de [6] e [14].

B. Sistemas *in-shoe* e dispositivos *wearable* para monitoramento plantar

Sistemas de medição de pressão plantar podem ser classificados, de modo geral, em sistemas de plataforma e sistemas incorporados ao calçado, como visto na Fig.2, conhecidos como sistemas *in-shoe*. Embora os sistemas de plataforma sejam amplamente empregados em ambientes laboratoriais, sua aplicação é limitada para o monitoramento contínuo, pois dependem de ambientes controlados e de passadas sobre uma área específica. Por outro lado, os sistemas *in-shoe* integram sensores diretamente em palmilhas ou calçados, permitindo registrar variáveis plantares durante a marcha sem restringir significativamente a movimentação do usuário. Dessa forma, possibilitam acompanhar a distribuição de cargas em condições mais próximas do uso cotidiano, considerando diferentes superfícies, velocidades e padrões de locomoção [4], [6], [7].

Em aplicações de monitoramento plantar, uma arquitetura vestível normalmente integra sensores, circuitos de condicionamento, unidade embarcada de aquisição, fonte de alimentação portátil e algum meio de comunicação sem fio. Essa integração permite que o sistema seja utilizado de forma contínua ou sem restrição espacial, favorecendo a coleta de dados fora do ambiente laboratorial. Para isso, aspectos como espessura da palmilha, conforto, massa do dispositivo, autonomia energética, robustez das conexões e confiabilidade dos sinais tornam-se requisitos importantes no desenvolvimento do protótipo [4], [6].

A literatura apresenta diferentes soluções baseadas em palmilhas e calçados instrumentados. Em [5], foi proposta uma palmilha instrumentada com sensores FSR e acelerômetros para classificação automática de alterações podais por meio de redes neurais artificiais. Em [12], foi desenvolvido um calçado instrumentado voltado à prevenção de ulcerações em pacientes diabéticos, integrando sensores de pressão FSR, temperatura, umidade e comunicação sem fio. Embora esses trabalhos demonstrem a viabilidade de sistemas instrumentados para análise plantar, seus enfoques estão associados principalmente à classificação de padrões ou ao monitoramento simultâneo de múltiplas variáveis.

Neste trabalho, o diferencial está na arquitetura de aquisição, processamento e transmissão dos dados de carga plantar. A proposta utiliza sensores FSR402 associados a circuitos osciladores de relaxação, convertendo a variação resistiva dos sensores em sinais de frequência. Com isso, a leitura é realizada por entradas digitais do ESP8266 D1 Mini, por meio da medição de período, reduzindo a dependência de conversores analógicos e facilitando a integração com uma plataforma embarcada compacta, portátil e com comunicação Wi-Fi integrada. Assim, o sistema reúne sensores, condicionamento de sinal, calibração individual, processamento local, alimentação por bateria e visualização remota em dashboard, formando uma cadeia completa para monitoramento relativo da carga plantar.



Fig. 2. Calçado comercial com monitoramento F-Scan® [7].

C. Sensores Force Sensing Resistor (FSR)

1) Princípio de Funcionamento e Construção:

Sensores do tipo Force Sensing Resistor (FSR) são dispositivos resistivos de filme polimérico espesso cuja resistência elétrica diminui à medida que a força aplicada sobre sua superfície ativa aumenta. Do ponto de vista mecânico, apresentam características ideais para aplicações em palmilhas instrumentadas (*wearables*), como espessura reduzida (tipicamente entre 0,20 mm e 1,25 mm), flexibilidade, baixa massa e tempo de resposta mecânico na ordem de 1 a 2 ms. O guia técnico da Interlink Electronics apresenta uma representação construtiva para sua linha de sensores FSR conforme ilustrado na Fig. 3 [10].

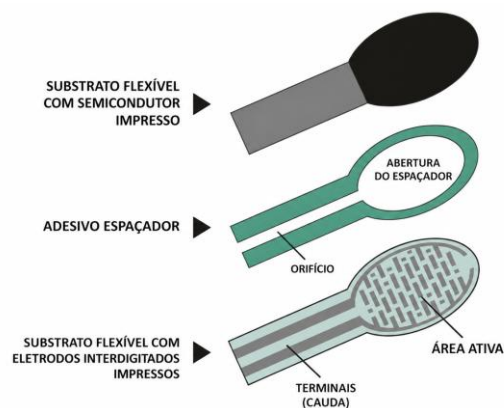


Fig. 3. Construção de sensor FSR. Adaptado de [10].

2) Comportamento Elétrico.

A característica típica de resposta de um FSR apresenta um comportamento altamente não linear quando analisado sob a ótica da resistência elétrica. Após a força inicial de ativação, a resistência do sensor cai de forma acentuada e quase exponencial, tendendo à saturação em forças mais elevadas. Essa curva acentuada dificulta a interpretação direta dos dados sem um condicionamento adequado. A Fig. 4 apresenta a resposta da variação da resistência em função da força aplicada para um FSR 402.

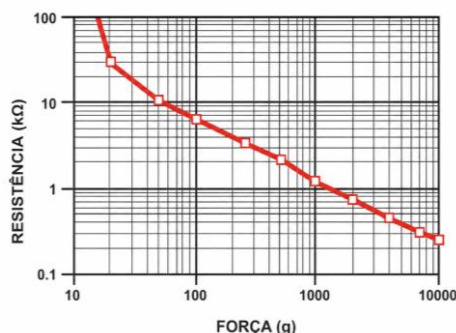


Fig. 4. Resposta do FSR 402 em função da força aplicada. Adaptado de [10].

3) Considerações para o Circuito de Condicionamento:

Essas características de resposta dos sensores FSR abrem espaço para exploração de topologias de circuito que visem aproveitar o comportamento mais próximo da linearidade dos sensores em termos de sua condutância. Em vez de lidar com curvas não lineares de resistência é possível adotar circuitos como, por exemplo, um oscilador de relaxação (conversor R/F), a frequência de oscilação do circuito varia de forma inversamente proporcional à resistência do sensor [11]. Como a condutância G também é igual a $1/R$, o circuito em *hardware* mapeia a força aplicada diretamente para uma frequência, atuando como um linearizador analógico natural para o FSR.

Podendo ser visto em [11], o oscilador de relaxação clássico, é um circuito astável gerador de onda quadrada baseado na carga e descarga de um capacitor através de um resistor. A malha de realimentação positiva (comparador com histerese) define limiares de disparo simétricos que determinam o momento exato da inversão do sinal, ditado pela constante de tempo da malha de realimentação negativa (circuito RC).

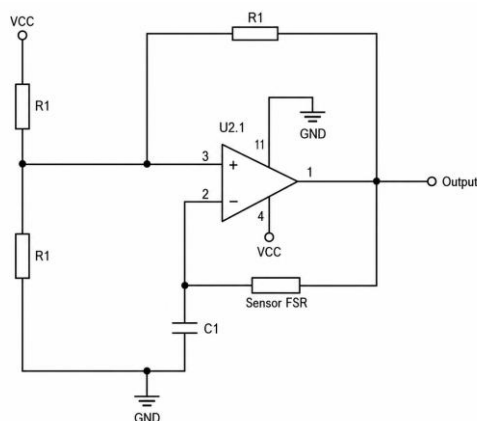


Fig. 5. Circuito oscilador de relaxação. Adaptado de [11].

Para uma aplicação em tecnologia vestível, o uso de fontes simétricas torna-se complexo devido ao uso típico de baterias unipolares de baixa tensão, geralmente em torno de 3,7 V. Para contornar essa condição, este trabalho adapta a topologia clássica para operar em fonte simples modificando a rede de resistores da realimentação positiva para deslocar a janela de

histerese para patamares positivos, estabelecendo os limiares de disparo em frações da própria fonte (tipicamente entre $1/3$ e $2/3$ de V_{cc}). Esse arranjo, apresentado na Fig. 5, permite que a tensão do capacitor oscile de forma simétrica referenciada a um “terra virtual” interno à malha [11].

O equacionamento matemático da topologia modificada, bem como a dedução de suas constantes de tempo e o dimensionamento dos componentes de filtro e temporização, serão detalhados na seção de desenvolvimento deste trabalho.

4) Considerações de Integração:

Apesar de sua versatilidade, os sensores FSR não apresentam a mesma precisão absoluta de dispositivos específicos para medição de força, como células de carga, podendo apresentar variações de repetibilidade entre $\pm 15\%$ e $\pm 25\%$ da resistência nominal [10]. Sua resposta também pode ser influenciada pela forma de aplicação da carga, pela área de contato e pelas condições mecânicas de fixação. Por esse motivo, neste trabalho, os FSRs são empregados para o monitoramento relativo das variações de carga plantar, e não como instrumentos de medição absoluta de alta precisão. Além disso, como cada sensor e cada canal de condicionamento podem apresentar respostas distintas, tornou-se necessária a caracterização e calibração individual dos quatro canais utilizados no protótipo.

D. Sistema embarcado, comunicação Wi-Fi e armazenamento remoto

Em sistemas embarcados de monitoramento remoto, o Wi-Fi é adequado quando os dados precisam ser enviados diretamente a uma rede para armazenamento e visualização em uma plataforma externa. Diferentemente do Bluetooth, mais associado à comunicação de curta distância e ao pareamento com um dispositivo próximo, o Wi-Fi permite integração direta com servidores, bancos de dados e dashboards. Nesse contexto, o protocolo HTTP pode ser utilizado para transmitir variáveis do dispositivo embarcado a uma plataforma IoT, por meio de requisições enviadas a um servidor responsável pelo recebimento, armazenamento e visualização dos dados, como apresentado em [15].

III. DESENVOLVIMENTO

Esta seção apresenta o desenvolvimento do protótipo proposto, contemplando a integração entre a palmilha sensorizada, o circuito de condicionamento, o sistema embarcado e a interface remota de visualização dos dados. Conforme ilustrado na Fig. 6, a arquitetura do sistema é composta por quatro sensores FSR402, circuitos osciladores de relaxação, microcontrolador ESP8266, alimentação portátil e transmissão Wi-Fi para um *dashboard* remoto. A partir dessa estrutura, são descritas as etapas de aquisição, conversão, processamento e envio dos dados de carga plantar.

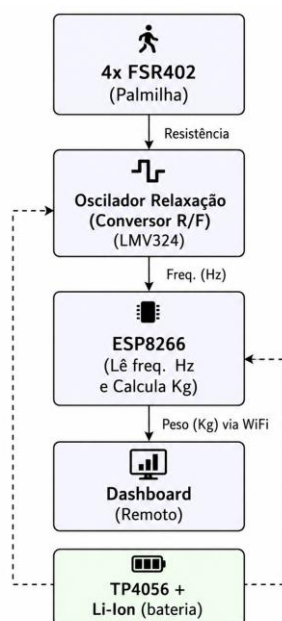


Fig. 6. Estrutura geral do projeto.

A. Caracterização experimental dos sensores FSR

A caracterização experimental dos sensores FSR402 foi realizada com o objetivo de verificar a relação entre força aplicada e resistência elétrica de cada sensor utilizado no protótipo. Para isso, empregou-se um dinamômetro para aplicação controlada de cargas entre 1 kg e 9 kg em uma base metálica, aferindo-se a resistência correspondente em cada ponto de ensaio.

Conforme discutido na fundamentação teórica, o catálogo da Interlink Electronics indica que sensores FSR apresentam comportamento resistivo não linear, com queda acentuada da resistência nas primeiras faixas de força e tendência de saturação em cargas mais elevadas, como mostrado na Fig. 4 [10]. Os resultados experimentais obtidos, apresentados na Fig. 7, reproduzem esse comportamento geral, evidenciando maior sensibilidade em baixas cargas e menor variação resistiva conforme o aumento da força aplicada.

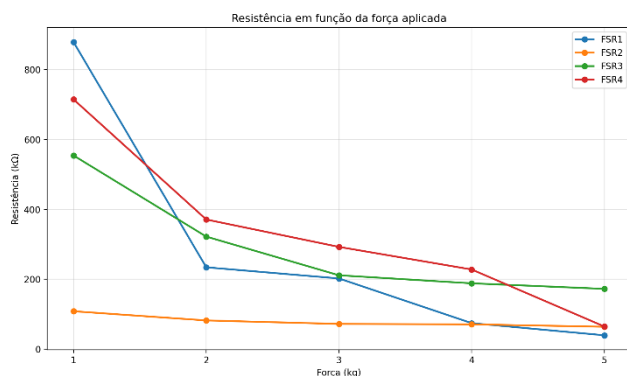


Fig. 7. Gráfico de resistência em relação a força aplicada nos sensores empregados no trabalho.

Observa-se também, diferenças nas respostas significativas entre os sensores, especialmente nas menores cargas, o que reforça a necessidade de caracterização individual. Essa variação pode estar associada à falta de rastreabilidade e

identificação dos sensores disponíveis, às tolerâncias construtivas dos FSRs, à forma de aplicação da carga e às condições de contato entre o atuador e a área ativa do sensor. Assim, a curva força-resistência obtida para cada sensor serviu como base para compreender sua resposta individual antes da integração ao circuito oscilador de relaxação, no qual a variação resistiva passa a ser convertida em frequência.

B. Posicionamento dos sensores na palmilha

No presente trabalho, o monitoramento concentra-se nas variações relativas de carga plantar obtidas por quatro sensores FSR402 posicionados em regiões funcionais da palmilha. A definição desses pontos considerou a divisão anatômica da planta do pé em retropé, mediopé e antepé, bem como as áreas de maior solicitação mecânica indicadas na Fig. 1. Com base nessa análise, os sensores foram distribuídos nas regiões do calcâneo, hálux, falange distal do hálux e falange proximal do dedo mínimo. O sensor posicionado no calcâneo permite registrar a carga associada ao contato inicial do pé com o solo. Os sensores localizados no hálux e na falange distal do hálux estão relacionados à fase de propulsão, na qual ocorre maior participação do antepé durante o término da passada. Já o sensor posicionado próximo à falange proximal do dedo mínimo permite acompanhar variações de carga na região lateral do antepé, contribuindo para a observação de assimetrias e redistribuições de carga durante a marcha [6].

Para a construção do protótipo, os sensores foram fixados sobre um solado de borracha recortado no formato de uma palmilha, conforme mostrado na Fig. 8. Essa base foi escolhida por permitir a acomodação dos sensores no interior do calçado, mantendo uma estrutura simples, flexível e compatível com a proposta *wearable* do sistema. A fixação dos sensores na palmilha também favorece a repetibilidade do posicionamento durante os ensaios, reduzindo deslocamentos relativos entre o sensor e a região plantar instrumentada, considerando também que em uma palmilha normal, a deformação da mesma impactaria diretamente na análise por ser um solado menos rígido.



Fig. 8. Palmilha com solado de borracha confeccionada em laboratório com sensores posicionados.

C. Circuito de condicionamento de sinal

1) Modelagem do circuito oscilador

O circuito de condicionamento utilizado neste trabalho é baseado em um oscilador de relaxação com amplificador operacional operando em fonte simples. Diferentemente da topologia clássica com alimentação simétrica, a

implementação adotada utiliza apenas uma alimentação positiva, adequada à aplicação portátil do protótipo. Para isso, a entrada não inversora do amplificador operacional é polarizada por uma rede resistiva com realimentação positiva, estabelecendo dois limiares de comutação para a tensão no capacitor.

Considerando resistores de mesmo valor na rede de polarização e realimentação, os limiares aproximados de comutação podem ser representados por:

$$V_i = \frac{1}{3} V_{CC}, \quad (1)$$

$$V_c = \frac{2}{3} V_{CC}, \quad (2)$$

$$V_f = V_{CC}. \quad (3)$$

Durante a etapa de carga, a tensão no capacitor parte de V_i e tende ao valor final V_{CC} . Para um circuito RC de primeira ordem, a tensão no capacitor pode ser descrita por:

$$V_c(t) = V_f + (V_i - V_f)e^{-t/(RC)} \quad (4)$$

Em que (V_c) representa a tensão instantânea no capacitor, (V_i) é a tensão inicial no capacitor, (V_f) é a tensão final de regime, (R) é a resistência equivalente do ramo de carga e (C) é a capacitância. Substituindo as Equações (1), (2) e (3) obtém-se:

$$\frac{2}{3} V_{CC} = V_{CC} + \left(\frac{1}{3} V_{CC} - V_{CC} \right) e^{-t/(RC)} \quad (5)$$

Fazendo as substituições e aplicação de $\ln()$ para sair de $e^{-t/(RC)}$, e considerando que, como o processo de descarga ocorre de forma análoga, entre os mesmos limiares de tensão, o período total de oscilação pode ser aproximado por:

$$T = 2RC \ln(2) \quad (6)$$

No circuito desenvolvido, a resistência (R) é representada pela resistência instantânea do sensor FSR, denominada R_{FSR} . Assim, a frequência de saída do oscilador pode ser expressa por:

$$f = \frac{1}{T} \quad (7)$$

Efetuada a substituição obtém-se que,

$$f = \frac{1}{2R_{FSR}C \ln(2)} \quad (8)$$

Essa relação mostra que a frequência de oscilação é inversamente proporcional à resistência do sensor. Como a resistência elétrica do FSR diminui com o aumento da força aplicada sobre sua área ativa, a frequência do sinal de saída

aumenta conforme ocorre o incremento da carga. Dessa forma, o circuito atua como um conversor resistência-frequência, permitindo que a informação proveniente do sensor seja adquirida pelo microcontrolador por meio de entradas digitais.

No protótipo desenvolvido, adotou-se um capacitor de 4,7 nF no ramo de temporização do oscilador. Esse valor foi definido experimentalmente para adequar a resposta do circuito à faixa de operação desejada, mantendo a frequência de saída aproximadamente entre 150 Hz e 6 kHz para as variações resistivas observadas nos sensores FSR. Essa faixa foi considerada adequada para aquisição pelo ESP8266, pois permite a leitura digital dos pulsos com resolução suficiente, sem exigir frequências excessivamente elevadas para o *firmware*.

Assim, para $C = 4,7$ nF, a frequência de saída é dada por

$$f = \frac{1}{2R_{FSR} \cdot 4,7 \text{ nF} \cdot \ln(2)} \quad (9)$$

2) Desenvolvimento da placa e fabricação do protótipo

Com a topologia de condicionamento definida, foi projetada uma placa de circuito impresso de dupla face para reunir os quatro canais osciladores, o microcontrolador ESP8266 D1 Mini e o circuito de alimentação do protótipo. A escolha do ESP8266 D1 Mini deve-se principalmente à sua conectividade Wi-Fi integrada, ao tamanho reduzido e à disponibilidade de entradas digitais adequadas para leitura de sinais periódicos, o esquemático do circuito pode ser visto no Apêndice A.

As saídas dos osciladores foram conectadas aos pinos D1, D2, D5 e D6 do ESP8266. Esses terminais foram selecionados por suportarem leitura digital por interrupção, permitindo a medição do período dos pulsos gerados por cada sensor. Além disso, evitou-se o uso de pinos diretamente associados ao processo de inicialização do módulo, reduzindo a possibilidade de instabilidade durante o *boot* [16].

A placa foi desenvolvida em dupla face para melhorar o roteamento das trilhas e a distribuição das conexões de alimentação e referência. Na região correspondente à antena do ESP8266, porém, evitou-se a presença de plano de terra ou cobre. Essa decisão foi adotada porque superfícies condutoras próximas à antena podem alterar sua impedância, reduzir a eficiência de irradiação e prejudicar a comunicação Wi-Fi, aspecto crítico para a transmissão remota dos dados [10].

Para permitir operação portátil, o protótipo utiliza uma bateria de íons de lítio associada a um módulo carregador TP4056. Esse conjunto possibilita a recarga da bateria e elimina a dependência de alimentação fixa durante os ensaios, mantendo o sistema compatível com a proposta *wearable*. A Fig. 9 apresenta o *layout* da PCB e o protótipo montado, evidenciando a disposição do ESP8266, dos circuitos de condicionamento e do conjunto de alimentação.

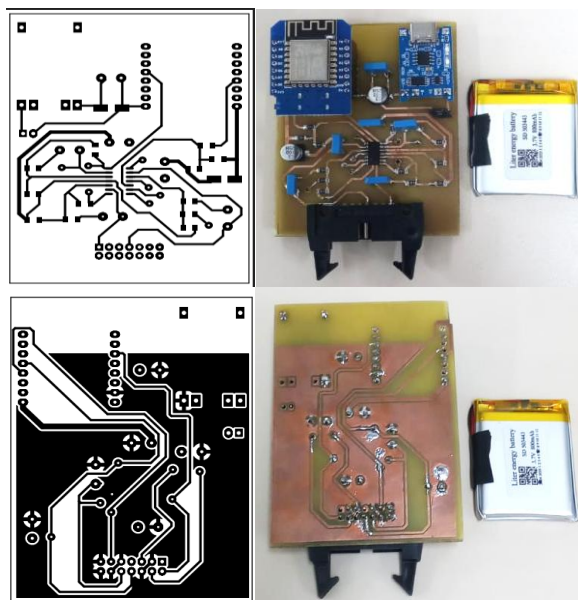


Fig. 9. Ilustração da etapa de elaboração do circuito impresso. (62 mm x 83 mm)

3) Validação do circuito

A validação do circuito de condicionamento foi realizada por meio da análise do sinal de saída em osciloscópio, conforme apresentado na Fig. 10. Observa-se que o circuito gerou sinais periódicos compatíveis com a operação de um oscilador de relaxação, com aumento da frequência conforme a carga aplicada ao sensor foi elevada, confirmando a conversão resistência-frequência proposta.

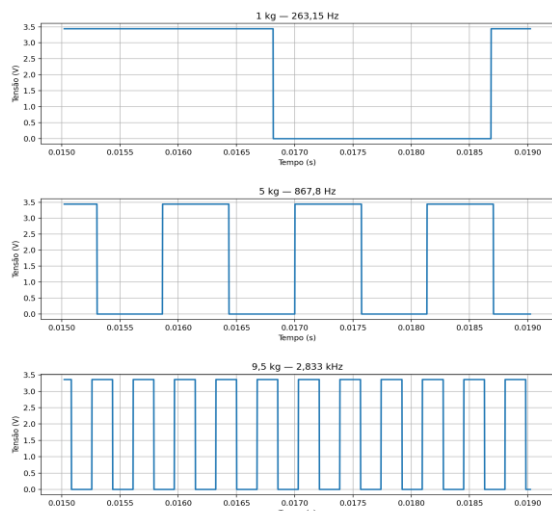


Fig. 10. Validação do protótipo por meio de osciloscópio.

D. Firmware utilizado

O *firmware* desenvolvido para o ESP8266 foi responsável pela aquisição dos sinais digitais dos quatro circuitos osciladores, pelo cálculo da frequência de cada canal, pela conversão frequência-carga por meio de polinômios individuais de calibração e pelo envio remoto dos dados via HTTP. Como a saída de cada circuito de condicionamento

corresponde a uma onda periódica, a leitura foi realizada por interrupções associadas aos pinos digitais D1, D2, D5 e D6, permitindo a medição do período do sinal.

O funcionamento geral do *firmware* é apresentado na Fig. 11. Inicialmente, são realizadas as configurações do sistema, incluindo a inicialização da conexão Wi-Fi, a configuração dos pinos digitais como entrada e a associação das interrupções por borda de subida. Cada vez que uma borda de subida é detectada em um dos canais, a rotina de interrupção registra o instante atual por meio da função `micros()`. Caso já exista uma leitura anterior válida para aquele canal, o período do sinal é calculado pela diferença entre o instante atual e o instante da última borda registrada.

No laço principal, as variáveis atualizadas pelas interrupções são copiadas, com as interrupções temporariamente desabilitadas. Esse procedimento evita inconsistências durante a leitura dos dados, uma vez que essas variáveis também podem ser modificadas pelas rotinas de interrupção. Em seguida, o sistema verifica se há ausência de pulsos ou se o tempo sem atualização ultrapassa 0,5 s. Nessa condição, a frequência e a carga estimada são definidas como zero.

Caso o sinal seja considerado válido, a frequência é calculada a partir do período medido, sendo a relação $f = 1.000.000 / p$, em que (f) representa a frequência em hertz e (p) representa o período medido em microssegundos. Após esse cálculo, aplica-se um segundo critério de validação: frequências inferiores a 100 Hz são desconsideradas, pois estão fora da faixa mínima adotada para operação do sistema. Essas verificações reduzem a influência de ruídos, ausência de contato ou estados transitórios do circuito.

A conversão frequência-carga foi realizada por meio de polinômios cúbicos individuais para cada sensor. Assim, cada conjunto formado por sensor, circuito oscilador e entrada digital do microcontrolador foi tratado como um canal independente. Os polinômios foram obtidos a partir dos dados experimentais de calibração apresentados no Apêndice B, utilizando cargas conhecidas entre 1 kg e 9 kg, com cinco repetições para cada ponto. No *firmware*, as funções de calibração implementadas foram:

$$P_1(f) = 1,29228860 \times 10^{-10} f^3 - 8,92790875 \times 10^{-7} f^2 + 2,62863732 \times 10^{-3} f + 0,621688629, \quad (10)$$

$$P_2(f) = 4,03437737 \times 10^{-9} f^3 - 2,85732769 \times 10^{-5} f^2 + 6,77753967 \times 10^{-2} f - 48,8665200, \quad (11)$$

$$P_3(f) = 1,72965205 \times 10^{-10} f^3 - 5,48965519 \times 10^{-7} f^2 + 1,84507190 \times 10^{-3} f + 0,393097101, \quad (12)$$

$$P_4(f) = -5,35597597 \times 10^{-10} f^3 + 2,77107331 \times 10^{-6} f^2 + 2,59023932 \times 10^{-3} f + 0,289054617. \quad (13)$$

Em que ($P_1(f)$), ($P_2(f)$), ($P_3(f)$) e ($P_4(f)$) representam as cargas estimadas, em quilogramas, para os sensores 1, 2, 3 e 4, respectivamente e f representa a entrada do sinal lida pelo microcontrolador.

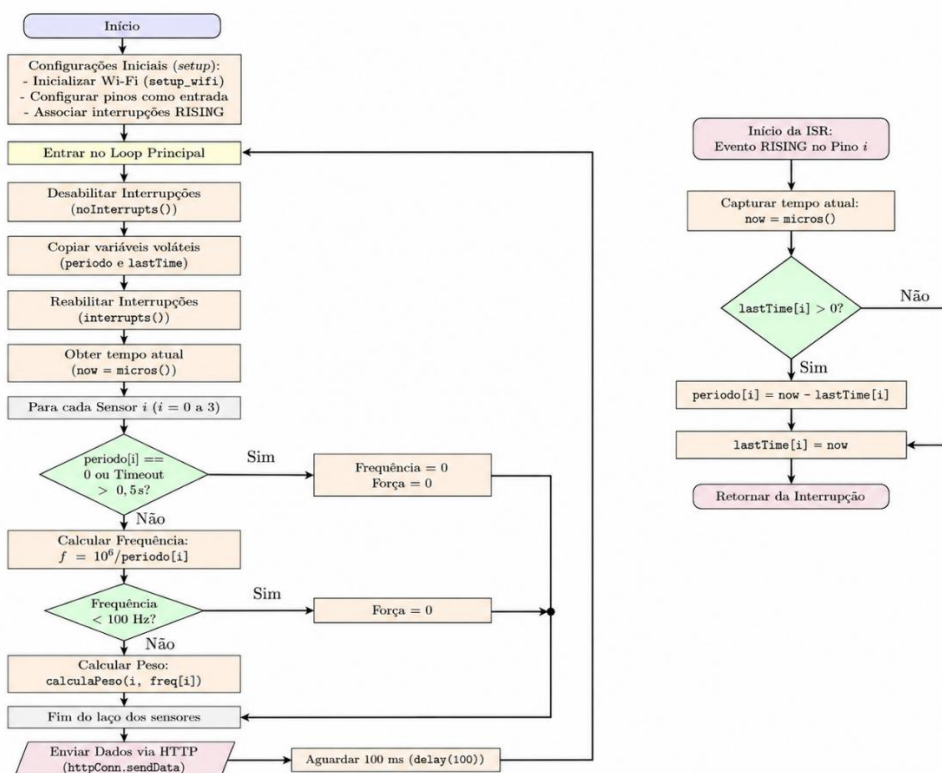


Fig. 11. Fluxograma do *firmware*.

Após o cálculo das cargas estimadas, os valores dos quatro sensores são organizados em vetores de descrição e dados, correspondentes às variáveis transmitidas ao sistema remoto. O envio é realizado por meio de requisição HTTP para a plataforma IoT utilizada no trabalho, baseada na solução apresentada em [15], a qual permite o recebimento, armazenamento e visualização de variáveis transmitidas por dispositivos embarcados. Dessa forma, o ESP8266 atua como cliente HTTP, enviando periodicamente os dados processados para o servidor configurado, permitindo sua posterior visualização.

Os dados experimentais utilizados para obtenção dos polinômios de calibração são apresentados no Apêndice B, enquanto o *firmware* principal desenvolvido para aquisição, calibração e envio dos dados encontra-se no Apêndice C.

E. Comunicação Wi-Fi e armazenamento

A etapa de comunicação foi desenvolvida para permitir que os dados processados pelo ESP8266 fossem transmitidos para uma plataforma externa de monitoramento IoT. Após a conversão das frequências em valores estimados de carga, o *firmware* organiza as informações dos quatro sensores em vetores de descrição e dados, enviando-os via rede Wi-Fi por meio de requisição HTTP ao servidor configurado.

A plataforma utilizada é baseada na solução desenvolvida em [15], a qual permite a criação e gerenciamento de projetos IoT por meio de uma interface *low-code* hospedada em um Raspberry Pi 3. Nesse ambiente, é possível configurar o número de variáveis recebidas, o protocolo de comunicação, o microcontrolador empregado e a descrição dos dados transmitidos. No presente trabalho, essa estrutura foi

empregada para receber as leituras dos sensores da palmilha e disponibilizá-las em um *dashboard* acessível por navegador em rede local.

A Fig. 12 apresenta a validação da integração entre o protótipo e a plataforma de armazenamento. Inicialmente, foi realizado o envio de dados de um único sensor, a fim de verificar a comunicação entre o ESP8266 e o servidor. Em seguida, a transmissão foi expandida para os quatro canais simultaneamente, permitindo o registro das cargas estimadas em cada ponto instrumentado da palmilha. Dessa forma, a comunicação Wi-Fi e o armazenamento em banco de dados possibilitaram a visualização remota das leituras e confirmaram a integração entre o sistema embarcado e a plataforma IoT.



Fig. 12. Integração com plataforma de banco de dados. a) Envio de um único sensor. b) Envio simultâneo de dados.

F. Construção do *case* para acondicionamento do sistema embarcado

Para acomodar o sistema embarcado de forma organizada e protegida, foi modelado e fabricado um *case* por meio de impressão 3D, conforme apresentado na Fig. 13. O invólucro foi desenvolvido para alojar a placa de circuito impresso, o microcontrolador ESP8266, o sistema de alimentação e as conexões provenientes dos sensores instalados na palmilha. A utilização do *case* permitiu reduzir a exposição dos componentes eletrônicos, facilitar a fixação do conjunto junto ao usuário e manter a organização dos cabos, contribuindo para a portabilidade e para a característica *wearable* do protótipo.

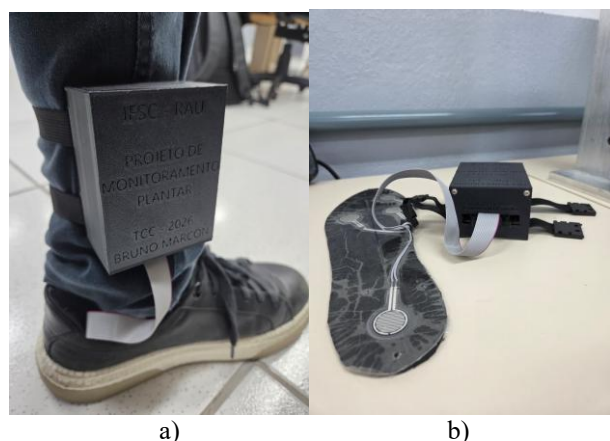


Fig. 13. Integração mecânica do sistema *wearable*. (a) *Case* impresso em 3D fixado junto ao usuário durante ensaio. (b) Conjunto formado pela palmilha sensorizada, cabos de conexão e *case* para alojamento do sistema embarcado.

IV. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A. Validação da conversão resistência-frequência

A validação do circuito de condicionamento foi realizada com o objetivo de verificar se a topologia osciladora implementada convertia adequadamente a variação resistiva do sensor FSR em variação de frequência. Para isso, foram aplicadas cargas conhecidas sobre o sensor e observada a saída do amplificador operacional por meio de osciloscópio. As medições foram realizadas para três pontos representativos da faixa de operação: 1 kg, 5 kg e 9,5 kg.

Os sinais obtidos apresentaram forma de onda compatível com a operação esperada de um oscilador de relaxação, com comutação entre níveis baixo e alto e aumento da frequência conforme a carga aplicada foi elevada. Para 1 kg, observou-se frequência de 263,15 Hz; para 5 kg, 867,80 Hz; e para 9,5 kg, 2,833 kHz. Esse comportamento confirma a relação inversa entre a resistência do FSR e a frequência de oscilação: à medida que a força aplicada aumenta, a resistência do sensor diminui e a frequência gerada pelo circuito aumenta.

A comparação com a modelagem teórica foi realizada a partir da Eq. 9, considerando o capacitor de 4,7 nF adotado no protótipo e os valores de resistência experimental do FSR3. Para as cargas avaliadas, as frequências teóricas estimadas foram de 276,83 Hz, 888,66 Hz e 2971,71 Hz, respectivamente. Em relação às medições no osciloscópio, os

erros permaneceram abaixo de 5%, indicando boa coerência entre a modelagem simplificada do oscilador e o comportamento real do circuito.

Além da medição direta no osciloscópio, as mesmas condições foram avaliadas pelo *firmware* do ESP8266, responsável pela leitura da frequência por interrupções. As frequências obtidas pelo *firmware* foram de 273,15 Hz, 855,43 Hz e 2816,90 Hz para as cargas de 1 kg, 5 kg e 9,5 kg, respectivamente. Comparando esses valores com as medições do osciloscópio, observam-se erros de 3,80%, -1,43% e -0,57%, demonstrando que a rotina de aquisição digital foi capaz de acompanhar adequadamente os sinais gerados pelo circuito.

TABELA I
Comparação entre frequência teórica, medição em osciloscópio e leitura pelo *firmware*.

Carga	1 kg	5 kg	9,5 kg
Resistência	554,4 k Ω	172,7 k Ω	51,65 k Ω
Frequência Teórica	276,83	888,66	2971,7
Frequência Osciloscópio	263,15	867,8	2833
Frequência <i>Firmware</i>	273,15	855,43	2816,9
Erro Teórico x Osciloscópio	4,94%	2,35%	4,67%
Erro Osciloscópio x <i>Firmware</i>	3,8%	1,43%	0,57%

Dessa forma, a validação experimental confirmou o funcionamento do circuito como conversor resistência-frequência e demonstrou que a frequência medida pelo ESP8266 apresenta boa concordância com a medição de referência realizada no osciloscópio. As diferenças observadas podem ser atribuídas às tolerâncias dos componentes, aos limiares reais de comutação do amplificador operacional, às condições de contato mecânico do sensor e às limitações naturais da modelagem simplificada. Ainda assim, os resultados obtidos indicam que o circuito atende à finalidade proposta para aquisição dos sinais plantares no protótipo desenvolvido.

B. Validação do sistema via *dashboard*

A validação do sistema via *dashboard* foi realizada com o objetivo de verificar o comportamento do protótipo após a integração entre sensores, circuito de condicionamento, *firmware* de aquisição, conversão frequência-peso e envio remoto dos dados. Para isso, foram aplicadas cargas conhecidas de 2 kg, 4 kg, 6 kg e 8 kg sobre cada ponto instrumentado da palmilha, com cinco repetições para cada condição de ensaio. Os dados utilizados nesta análise são apresentados no Apêndice D, sendo considerados como valores em quilogramas indicados pelo *dashboard*, e não como valores de frequência.

A partir dos valores obtidos, foram calculadas métricas de incerteza, dispersão e erro para cada ponto de carga e para

cada sensor, conforme apresentado no Apêndice E. Foram utilizadas as seguintes grandezas:

- Média: valor médio indicado pelo *dashboard*.
- s: desvio padrão amostral.
- uA: incerteza padrão tipo A da média.
- U95%: incerteza expandida aproximada, com fator t de Student.
- Amplitude: maior leitura – menor leitura.
- CV%: coeficiente de variação.
- Erro: média – carga aplicada.
- Erro %: erro relativo percentual.
- RMSE: erro quadrático médio.

Essa abordagem permite avaliar simultaneamente a exatidão, a repetibilidade e a dispersão das leituras obtidas pelo sistema, as equações utilizadas [17-19] são apresentadas no Apêndice F.

Para o Sensor 1, os resultados indicaram boa proximidade entre as cargas aplicadas e os valores indicados pelo *dashboard*. As médias obtidas foram de 1,950 kg, 4,070 kg, 5,836 kg e 8,152 kg para as cargas de 2 kg, 4 kg, 6 kg e 8 kg, respectivamente. Os erros relativos permaneceram entre -2,73% e 1,90%. Além disso, os valores de desvio padrão foram reduzidos, variando de 0,053 kg a 0,118 kg, indicando boa repetibilidade das leituras. A maior incerteza expandida ocorreu em 8 kg, com U95% de 0,147 kg, o que ainda representa uma dispersão compatível com a proposta de monitoramento relativo do sistema.

O Sensor 2 apresentou comportamento diferente, com tendência clara de superestimação das cargas aplicadas. As médias indicadas foram de 2,212 kg, 4,418 kg, 6,530 kg e 8,724 kg para as cargas de 2 kg, 4 kg, 6 kg e 8 kg, respectivamente. Os erros relativos variaram entre 8,83% e 10,60%, demonstrando um desvio sistemático positivo em toda a faixa avaliada. Apesar disso, a dispersão entre repetições foi baixa, com desvios padrão entre 0,071 kg e 0,096 kg e coeficientes de variação inferiores a 3,22%. Esse comportamento indica que o canal apresentou boa repetibilidade, porém com necessidade de ajuste da curva de calibração ou compensação do erro sistemático.

Para o Sensor 3, observou-se maior erro relativo na menor carga aplicada. Em 2 kg, a média indicada foi de 2,262 kg, resultando em erro relativo de 13,10%. Entretanto, para as cargas de 4 kg, 6 kg e 8 kg, os erros foram reduzidos para 3,15%, 1,97% e 0,65%, respectivamente, indicando melhor aderência do sensor nas faixas intermediária e superior de carga. Em relação à dispersão, o maior desvio padrão ocorreu em 8 kg, com s igual a 0,246 kg e U95% de 0,305 kg. Esse resultado indica maior variação entre repetições nessa condição, possivelmente associada ao posicionamento da carga, à área efetiva de contato ou à própria característica de resposta do sensor FSR.

O Sensor 4 apresentou resultados intermediários, com boa coerência geral entre a carga aplicada e os valores indicados pelo *dashboard*. As médias obtidas foram de 1,954 kg, 4,234 kg, 6,178 kg e 8,232 kg para as cargas de 2 kg, 4 kg, 6 kg e 8 kg, respectivamente. O erro relativo variou de -2,30% a 5,85%, sendo o maior desvio observado na carga de 4 kg. Em

termos de dispersão, o maior desvio padrão ocorreu em 6 kg, com s igual a 0,194 kg e U95% de 0,241 kg. Apesar dessa variação, os resultados demonstram que o sensor foi capaz de acompanhar o aumento progressivo da carga aplicada, mantendo leituras compatíveis com a faixa de operação esperada.

De modo geral, a análise individual dos sensores mostra que o sistema apresentou comportamento coerente com a aplicação progressiva das cargas, confirmando a atuação conjunta das etapas de aquisição, calibração, processamento e envio remoto. O Sensor 1 apresentou o melhor equilíbrio entre erro e repetibilidade, enquanto o Sensor 2 demonstrou maior tendência de superestimação. O Sensor 3 apresentou maior erro em baixa carga e maior dispersão em 8 kg, ao passo que o Sensor 4 manteve desempenho intermediário. Esses resultados reforçam a necessidade de calibração individual dos canais, característica esperada em sistemas baseados em sensores FSR, que pode estar associada à não linearidade, à histerese e às variações construtivas dos dispositivos e também de sua base de apoio. Além disso, cabe ressaltar a existência de dificuldades associadas à aplicação da carga de teste, pois pequenas mudanças na área de contato podem interferir de forma significativa. A Tabela II resume as métricas globais de erro, dispersão e incerteza obtidas para o sistema considerando todas as leituras realizadas.

TABELA II

Métricas globais de erro, dispersão e incerteza do sistema

Número total de leituras	80
Erro médio global	0,191 kg
Erro médio absoluto global	0,244 kg
RMSE global	0,306 kg
Erro médio percentual	4,10%
Erro médio absoluto percentual	5,49%
Maior erro absoluto observado	0,800 kg
Maior erro percentual observado	16,00%
Desvio padrão dos erros	0,241 kg
Incerteza tipo A global dos erros	0,027 kg
Incerteza expandida global dos erros, 95%	±0,054 kg

C. Aplicação *Wearable*

Após a validação em bancada, o protótipo foi aplicado em condição de uso *wearable*, com a palmilha posicionada no interior do calçado, o sistema alimentado por bateria e o *case* fixado junto à canela do usuário. Nessa etapa, foram realizados dois testes funcionais com aplicação de carga na região do antepé, com o objetivo de verificar o comportamento do sistema durante uma condição mais próxima de uma pisada real.

Conforme apresentado na Fig. 13, os dados foram transmitidos remotamente e visualizados no *dashboard* durante o ensaio. No primeiro teste, observou-se maior carregamento na região do antepé, com destaque para os sensores posicionados no hálux e na falange proximal do dedo mínimo, enquanto o sensor do calcâneo indicou ausência de carga significativa. Esse comportamento é coerente com a aplicação de força concentrada na parte frontal do pé, demonstrando que o sistema foi capaz de identificar a redistribuição da carga entre os pontos instrumentados.

No segundo teste, também com apoio predominante na região do antepé, os valores indicados pelo *dashboard* apresentaram menor intensidade de carga e distribuição diferente entre os sensores, evidenciando a sensibilidade do sistema às variações de posicionamento e intensidade da pisada. A ausência de carga no calcâneo em ambos os testes reforça que a resposta obtida está associada à região efetivamente solicitada durante o ensaio.

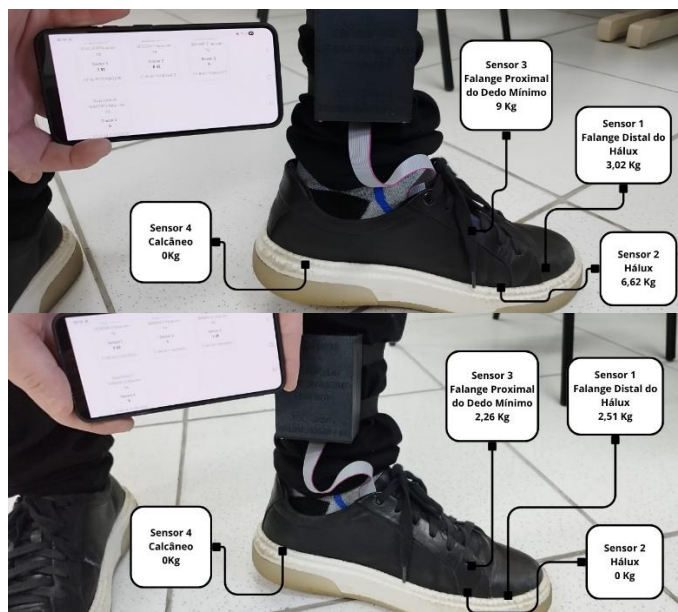


Fig. 14. Validação funcional do sistema *wearable* com a palmilha posicionada no interior do calçado, *case* fixado à canela e transmissão remota dos dados ao *dashboard*.

D. Discussão das limitações do protótipo

Apesar dos resultados obtidos demonstrarem a viabilidade do sistema proposto, algumas limitações devem ser consideradas. Uma das principais fontes de variação está relacionada ao processo de calibração dos sensores, realizado com o auxílio de um dinamômetro. Devido à própria geometria do equipamento utilizado, observou-se uma dificuldade de certificar que a carga aplicada atinja sempre o mesmo ponto e de forma paralela ao sensor. Dessa forma, pequenas alterações na posição do dinamômetro durante a calibração podem ter influenciado diretamente a resposta medida, uma vez que os sensores FSR são sensíveis à região e à forma como a força é aplicada. Essa limitação também impacta os ensaios posteriores de repetibilidade, pois a palmilha e os sensores precisam permanecer na mesma posição utilizada durante a calibração para que a resposta do sistema seja comparável. Qualquer deslocamento relativo entre o sensor, a palmilha e o ponto de aplicação da carga pode alterar a distribuição mecânica sobre o FSR e, consequentemente, modificar o valor convertido pelo *firmware*.

Outro fator relevante está associado à própria estrutura da palmilha. Embora tenha sido utilizada uma base de borracha mais rígida do que uma palmilha convencional, sua maleabilidade ainda pode gerar deformações durante a aplicação de carga. Essas deformações podem modificar a

área efetiva de contato entre o pé, a palmilha e o sensor, interferindo na repetibilidade e na exatidão das medições.

V. CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de uma palmilha *wearable* para monitoramento de carga plantar utilizando sensores FSR402, circuitos osciladores de relaxação, microcontrolador ESP8266 e transmissão remota via Wi-Fi. O sistema desenvolvido foi capaz de converter a variação resistiva dos sensores em sinais de frequência, realizar a aquisição digital, aplicar funções individuais de calibração e enviar os dados processados para visualização em *dashboard*.

A caracterização dos sensores confirmou o comportamento não linear dos FSRs e a necessidade de calibração individual de cada canal. A validação do circuito demonstrou coerência entre a modelagem teórica, a medição em osciloscópio e a leitura realizada pelo *firmware*, confirmando o funcionamento da etapa de conversão resistência-frequência. Além disso, a integração com a plataforma IoT permitiu o armazenamento e a visualização remota dos valores estimados de carga.

Com base na análise da média do sistema apresentada no Apêndice E, o protótipo apresentou erro médio absoluto global de 0,244 kg, RMSE global de 0,306 kg e erro médio absoluto percentual de 5,49%. Esses resultados indicam que o sistema possui confiabilidade adequada para aplicações de monitoramento relativo das cargas plantares, acompanhando de forma coerente o aumento das cargas aplicadas. Entretanto, devido às limitações mecânicas da calibração e a confecção rudimentar da palmilha, o protótipo ainda não pode ser interpretado como um instrumento de medição de alta precisão.

Dessa forma, conclui-se que a arquitetura proposta é viável para aquisição, processamento e transmissão remota de dados plantares, podendo servir como base para estudos futuros envolvendo melhorias na fixação mecânica dos sensores, aprimoramento da calibração, ensaios dinâmicos de marcha e validação em condições reais de uso.

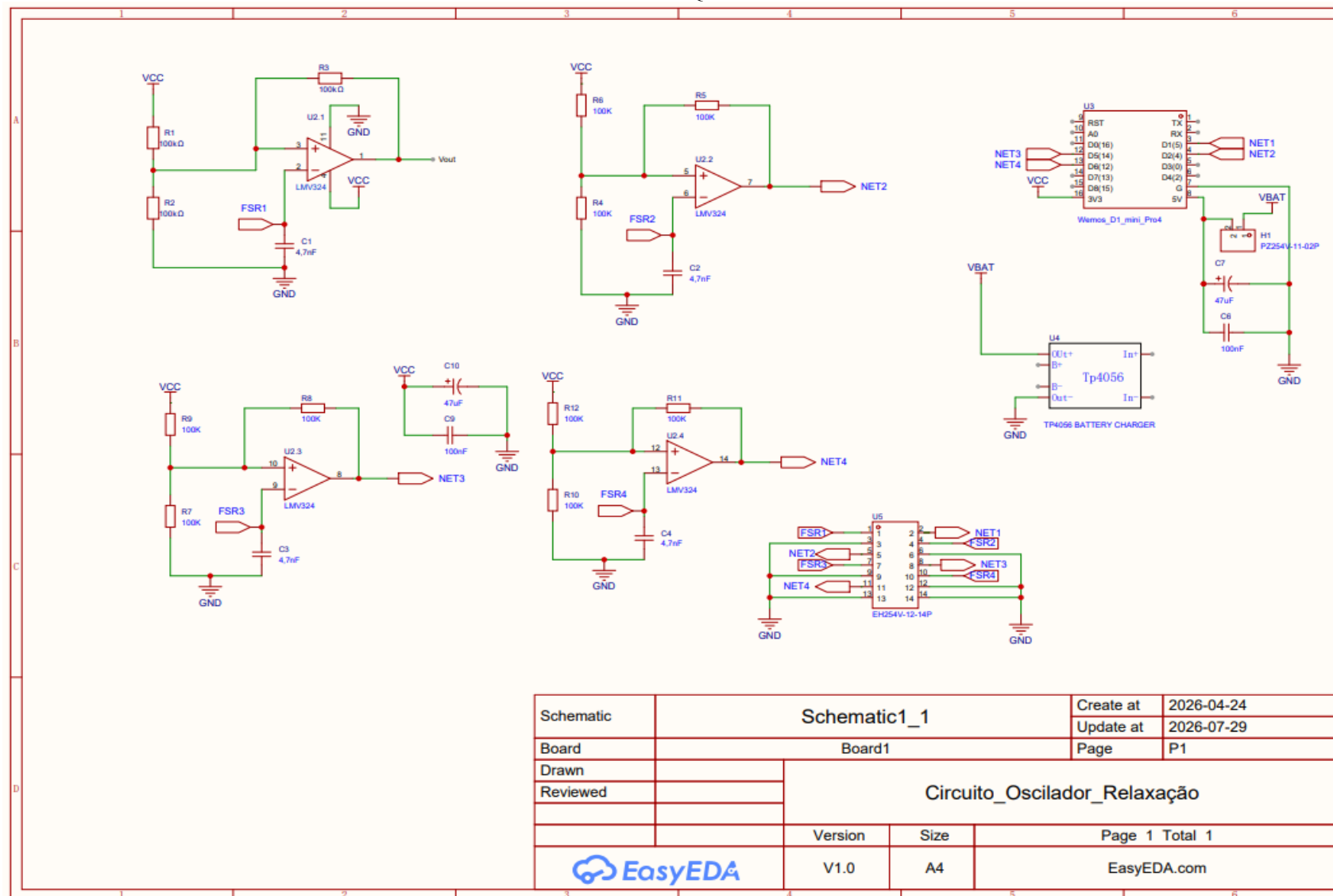
AGRADECIMENTOS

O autor agradece primeiramente a Deus, pela força, sabedoria e perseverança ao longo desta trajetória acadêmica. Agradece também aos seus familiares, pelo apoio, incentivo e confiança durante todo o processo de formação. Agradece também aos professores Pablo e Marcos, pela orientação, acompanhamento e contribuições ao desenvolvimento deste trabalho. Por fim, agradece ao Programa PROPICIE de intercâmbio, que possibilitou o primeiro contato com o tema durante a experiência acadêmica no Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP), contribuindo para a definição e evolução da proposta apresentada neste trabalho.

REFERÊNCIAS

- [1] P. R. Cavanagh, E. Morag, A. J. M. Boulton, M. J. Young, K. T. Deffner, S. E. Pammer, “The Relationship of Static Foot Structure to Dynamic Foot Function”, *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n° 3, pp. 243-250, Março 1997.
- [2] D. J. Magliano, E. J. Boyko, IDF Diabetes Atlas, International Diabetes Federation, 10ª Edição, Bruxelas, Bélgica, 2021.
- [3] A. J. M. Boulton, L. Vileikyte, G. Ragnarson-Tennvall, J. Apelqvist, “The Global Burden of Diabetic Foot Disease”, *The Lancet*, vol. 366, n° 9498, pp. 1719-1724, Novembro 2005.
- [4] A. H. A. Razak, A. Zayegh, R. K. Begg, Y. Wahab, “Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review”, *Sensors*, vol. 12, n° 7, pp. 9884-9912, Julho 2012.
- [5] N. L. Ossami, C. J. Miosso, S. R. Fleury, “System for Automatic Classification of Feet Alterations Using Latex Insoles with Pressure Sensors and Accelerometers”, in *Proc. of Pan American Health Care Exchanges (PAHCE)*, Medellín, Colômbia, pp. 1-1, 2013.
- [6] L. Wang, D. Jones, G. J. Chapman, H. J. Siddle, D. A. Russell, A. Alazmani, P. Culmer, “A Review of Wearable Sensor Systems to Monitor Plantar Loading in the Assessment of Diabetic Foot Ulcers”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 67, n° 7, pp. 1989-2004, Julho 2020.
- [7] S. Simonsson, R. Tranberg, R. Zügner, U. H. Tang, “Reliability of F-Scan® In-Shoe Plantar Pressure Measurements in People with Diabetes at Risk of Developing Foot Ulcers”, *The Foot*, vol. 56, artigo 102027, Setembro 2023.
- [8] L. A. Lavery, D. G. Armstrong, R. P. Wunderlich, J. Tredwell, A. J. M. Boulton, “Predictive Value of Foot Pressure Assessment as Part of a Population-Based Diabetes Disease Management Program”, *Diabetes Care*, vol. 26, n° 4, pp. 1069-1073, Abril 2003.
- [9] D. G. Armstrong, A. J. M. Boulton, S. A. Bus, “Diabetic Foot Ulcers and Their Recurrence”, *The New England Journal of Medicine*, vol. 376, n° 24, pp. 2367-2375, Junho 2017.
- [10] Interlink Electronics, FSR Integration Guide and Evaluation Parts Catalog with Suggested Electrical Interfaces, Interlink Electronics, Camarillo, 2010.
- [11] A. P. Malvino, D. J. Bates, *Eletrônica: Volume 2*, AMGH, 8ª Edição, Porto Alegre, 2016.
- [12] K. Benbakhti, P. Chatzistergos, P. Worsley, S. Ammar, A. R. Armitage, “An Instrumented Shoe for Ambulatory Prevention of Diabetic Foot Ulceration”, in *Proc. 4th International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare (Mobihealth)*, Atenas, Grécia, 2014.
- [13] M. E. M. Vieira, Protótipo para auxílio de identificação do tipo de pisada baseada em sensores piezoelétricos e redes neurais artificiais. Dissertação de Mestrado, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, 2018.
- [14] G. Lerbet, *Transdisciplinaridade e educação*, 7. ed., Rio de Janeiro: Bertrand Brasil, 2010.
- [15] M. W. Sprotte, A. A. Melo, P. D. Silva, “Desenvolvimento de uma plataforma informatizada para projetos IoT com suporte aos protocolos HTTP e MQTT com interface humana e interface máquina”, *Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Elétrica*, Instituto Federal de Santa Catarina, Jaraguá do Sul, Brasil, jul. 2024.
- [16] Espressif Systems, ESP8266EX Datasheet, Version 7.1, Espressif Systems, 2025. [Online]. Disponível em: https://documentation.espressif.com/0a-esp8266ex_datasheet_en.pdf. Acesso em: 23 jun. 2026.
- [17] JCGM, Evaluation of Measurement Data — Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, JCGM 100:2008, 1st ed., Joint Committee for Guides in Metrology, 2008. [Online]. Disponível em: https://www.bipm.org/documents/20126/2071204/JCGM_100_2008_E.pdf. Acesso em: Jun. 23, 2026.
- [18] INMETRO, Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados (VIM 2012), 1ª ed. luso-brasileira, Duque de Caxias, RJ: INMETRO, 2012. [Online]. Disponível em: https://www.gov.br/inmetro/pt-br/assuntos/metrologia-cientifica/documentos-tecnicos-em-metrologia/vim_2012.pdf. Acesso em: 23 jun. 2026.
- [19] NIST, Guidelines for Evaluating and Expressing the Uncertainty of NIST Measurement Results, NIST Technical Note 1297, National Institute of Standards and Technology, 1994. [Online]. Disponível em: <https://www.nist.gov/pml/nist-technical-note-1297>. Acesso em: Jun. 23, 2026.

APÊNDICE A - DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO



Instituto Federal de Santa Catarina – Jaraguá do Sul - RAU

Rua dos Imigrantes, 445 | Rau | Jaraguá do Sul/SC | CEP: 89254-430

Fone: (47) 3276-9600 | www.gw.ifsc.edu.br | CNPJ 11.402.887/0005-94

APÊNDICE B - TABELAS PARA CALIBRAÇÃO DO *FIRMWARE* ATRAVÉS DE POLINÔMIOS

Carga aplicada (kg)	Sensor 1 (Hz)							Carga aplicada (kg)	Sensor 4 (Hz)						
	Rep. 1	Rep. 2	Rep. 3	Rep. 4	Rep. 5	Média	Desvio padrão		Rep. 1	Rep. 2	Rep. 3	Rep. 4	Rep. 5	Média	Desvio padrão
1	217	219	247	234	243	232	12,20	1	232	227	217	225	232	226,6	6,19
2	512	490	472	475	480	485,8	14,46	2	468	483	478	468	470	473,4	6,77
3	2156	2188	2136	2150	2232	2172,4	34,33	3	602	606	627	622	640	619,4	15,58
4	2890	2958	3012	3003	3058	2984,2	56,80	4	761	845	796	854	789	809	39,35
5	3311	3389	3551	3460	3521	3446,4	87,54	5	964	980	1080	1070	1040	1026,8	52,45
6	4651	4524	4629	4587	4546	4587,4	47,98	6	1144	1113	1168	1175	1167	1153,4	25,42
7	4926	4926	4950	4975	4975	4950,4	21,91	7	1225	1237	1265	1262	1280	1253,8	22,31
8	5102	5128	5181	5128	5102	5128,2	28,85	8	1369	1366	1385	1400	1410	1386	19,12
9	5208	5235	5235	5263	5291	5246,4	28,28	9	1572	1550	1547	1592	1593	1570,8	22,04
Carga aplicada (kg)	Sensor 2 (Hz)							Carga aplicada (kg)	Sensor 3 (Hz)						
	Rep. 1	Rep. 2	Rep. 3	Rep. 4	Rep. 5	Média	Desvio padrão		Rep. 1	Rep. 2	Rep. 3	Rep. 4	Rep. 5	Média	Desvio padrão
1	1408	1410	1396	1406	1414	1406,8	6,72	1	380	375	396	402	394	389,4	10,19
2	1481	1490	1488	1485	1485	1485,8	3,42	2	1051	1048	1055	1063	1018	1047	15,35
3	1555	1567	1569	1574	1584	1569,8	10,57	3	1869	1715	1824	1912	1754	1814,8	72,29
4	1828	1824	1767	1821	1798	1807,6	25,52	4	2369	2415	2450	2475	2475	2436,8	40,41
5	2531	2645	2610	2638	2617	2608,2	45,50	5	2770	2793	2824	2735	2762	2776,8	30,01
6	2890	2900	2967	2965	2923	2929	35,84	6	3194	3164	3174	3058	3236	3165,2	59,01
7	3076	3095	3125	3144	3154	3118,8	32,83	7	3389	3367	3344	3355	3344	3359,8	16,89
8	3205	3236	3246	3246	3257	3238	19,89	8	3521	3496	3460	3533	3521	3506,2	26,06
9	3311	3333	3344	3367	3344	3339,8	20,32	9	3773	3816	3906	3846	3891	3846,4	48,69



APÊNDICE C - *FIRMWARE* DESENVOLVIDO PARA AQUISIÇÃO, CALIBRAÇÃO E ENVIO DE DADOS

```
// Firmware para 4 sensores FSR – Palmitinha
// ESP8266 – LOLIN (WEMOS) D1 Mini Lite
#include <Arduino.h>
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <ESP8266HTTPClient.h>
#include "sensor_sync.hpp"
const char *WIFI_SSID = "Sistema_IoT";
const char *WIFI_PASSWORD = "entrarentrar";
const char *URL =
"http://10.0.0.103:8080/data/saveList";
constexpr uint8_t PROJECT = 28;
constexpr uint8_t DEVICE = 0;
constexpr uint8_t NUM_SENSORES = 4;
constexpr uint8_t SENSOR_PINS[NUM_SENSORES] = {D1,
D2, D5, D6};
constexpr unsigned long TIMEOUT_SEM_PULSO = 500000;
constexpr float FREQ_MIN_VALIDA = 100.0;
volatile unsigned long lastTime[NUM_SENSORES] = {};
volatile unsigned long periodo[NUM_SENSORES] = {};
float frequencia[NUM_SENSORES] = {};
float peso[NUM_SENSORES] = {};
float data[NUM_SENSORES] = {};
String desc[NUM_SENSORES];
HTTPConnection httpConn;
// Coeficientes: a·f³ + b·f² + c·f + d
const double COEF[NUM_SENSORES][4] = {
    { 1.29228860e-10, -8.92790875e-07, 2.62863732e-
03, 0.621688629},
    { 4.03437737e-09, -2.85732769e-05, 6.77753967e-
02, -48.8665200},
    { 1.72965205e-10, -5.48965519e-07, 1.84507190e-
03, 0.393097101},
    {-5.35597597e-10, 2.77107331e-06, 2.59023932e-
03, 0.289054617}
};
float calculaPeso(uint8_t sensor, float f) {
    double resultado = ((COEF[sensor][0] * f +
COEF[sensor][1]) * f
+ COEF[sensor][2]) * f +
COEF[sensor][3];
    return constrain(static_cast<float>(resultado),
0.0f, 9.0f);
}
template<uint8_t SENSOR>
void IRAM_ATTR onPulse() {
    unsigned long now = micros();
    if (lastTime[SENSOR] != 0)
        periodo[SENSOR] = now - lastTime[SENSOR];
    lastTime[SENSOR] = now;
}
void (*const) ISR_FUNC[NUM_SENSORES]() = {
    onPulse<0>, onPulse<1>, onPulse<2>, onPulse<3>
};
void setup() {
    setup_wifi(WIFI_SSID, WIFI_PASSWORD);
    for (uint8_t i = 0; i < NUM_SENSORES; i++) {
        pinMode(SENSOR_PINS[i], INPUT);
        attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(SENSOR_
PINS[i]),
                        ISR_FUNC[i], RISING);
        desc[i] = "SENSOR " + String(i + 1) + " carga
estimada em kg";
    }
}
void loop() {
    unsigned long periodoAtual[NUM_SENSORES];
    unsigned long ultimoPulso[NUM_SENSORES];
    noInterrupts();
    for (uint8_t i = 0; i < NUM_SENSORES; i++) {
        periodoAtual[i] = periodo[i];
        ultimoPulso[i] = lastTime[i];
    }
    interrupts();
    unsigned long now = micros();
    for (uint8_t i = 0; i < NUM_SENSORES; i++) {
        bool semPulso = periodoAtual[i] == 0 ||
now - ultimoPulso[i] >
TIMEOUT_SEM_PULSO;
        if (semPulso) {
            frequencia[i] = 0.0f;
            peso[i] = 0.0f;
        } else {
            frequencia[i] = 100000.0f /
periodoAtual[i];
            peso[i] = frequencia[i] >=
FREQ_MIN_VALIDA
? calculaPeso(i, frequencia[i]) : 0.0f;
        }
        data[i] = peso[i];
    }
    httpConn.sendData(PROJECT, DEVICE, NUM_SENSORES,
desc, data, URL);
    delay(100);}

```

APÊNDICE D - COMPARAÇÃO ENTRE CARGAS APLICADAS E VALORES ESTIMADOS PELO *DASHBOARD*

	Sensor 1 (Kg)						Sensor 4 (Kg)				
Carga aplicada (kg)	Rep. 1	Rep. 2	Rep. 3	Rep. 4	Rep. 5	Carga aplicada (kg)	Rep. 1	Rep. 2	Rep. 3	Rep. 4	Rep. 5
2	1,96	1,93	1,87	1,95	2,04	2	1,94	2,11	1,93	1,92	1,87
4	4,09	3,99	4,05	4,09	4,13	4	4,3	4,23	4,26	4,15	4,23
6	5,75	5,84	5,79	5,92	5,88	6	6,34	6,15	5,86	6,22	6,32
8	8,15	8,25	7,96	8,15	8,25	8	8,46	8,32	8,15	8,08	8,15
	Sensor 2 (Kg)						Sensor 3 (Kg)				
Carga aplicada (kg)	Rep. 1	Rep. 2	Rep. 3	Rep. 4	Rep. 5	Carga aplicada (kg)	Rep. 1	Rep. 2	Rep. 3	Rep. 4	Rep. 5
2	2,32	2,24	2,15	2,15	2,2	2	2,32	2,23	2,24	2,22	2,3
4	4,44	4,35	4,56	4,32	4,42	4	3,91	4,14	4,1	4,26	4,22
6	6,54	6,47	6,52	6,66	6,46	6	6,18	6,08	6,15	5,96	6,22
8	8,78	8,76	8,8	8,56	8,72	8	8,35	7,98	7,8	8,27	7,86

APÊNDICE E - ANÁLISE DE INCERTEZA, DISPERSÃO E ERRO DAS CARGAS ESTIMADAS PELO *DASHBOARD*

Sensor 1 — incerteza e dispersão									
Carga aplicada	Média	s	uA	U95%	Amplitude	CV%	Erro	Erro %	RMSE
2 kg	1,95	0,061	0,027	0,076	0,17	3,14	-0,05	-2,50%	0,074
4 kg	4,07	0,053	0,024	0,066	0,14	1,3	0,07	1,75%	0,084
6 kg	5,836	0,068	0,03	0,084	0,17	1,17	-0,164	-2,73%	0,175
8 kg	8,152	0,118	0,053	0,147	0,29	1,45	0,152	1,90%	0,185
Sensor 2 — incerteza e dispersão									
Carga aplicada	Média	s	uA	U95%	Amplitude	CV%	Erro	Erro %	RMSE
2 kg	2,212	0,071	0,032	0,088	0,17	3,22	0,212	10,60%	0,221
4 kg	4,418	0,093	0,042	0,116	0,24	2,11	0,418	10,45%	0,426
6 kg	6,53	0,08	0,036	0,099	0,2	1,23	0,53	8,83%	0,535
8 kg	8,724	0,096	0,043	0,12	0,24	1,1	0,724	9,05%	0,729
Sensor 3 — incerteza e dispersão									
Carga aplicada	Média	s	uA	U95%	Amplitude	CV%	Erro	Erro %	RMSE
2 kg	2,262	0,045	0,02	0,056	0,1	1,99	0,262	13,10%	0,265
4 kg	4,126	0,136	0,061	0,169	0,35	3,3	0,126	3,15%	0,175
6 kg	6,118	0,102	0,046	0,127	0,26	1,67	0,118	1,97%	0,149
8 kg	8,052	0,246	0,11	0,305	0,55	3,05	0,052	0,65%	0,226
Sensor 4 — incerteza e dispersão									
Carga aplicada	Média	s	uA	U95%	Amplitude	CV%	Erro	Erro %	RMSE
2 kg	1,954	0,091	0,041	0,113	0,24	4,67	-0,046	-2,30%	0,094
4 kg	4,234	0,055	0,025	0,068	0,15	1,3	0,234	5,85%	0,239
6 kg	6,178	0,194	0,087	0,241	0,48	3,14	0,178	2,97%	0,248
8 kg	8,232	0,155	0,069	0,193	0,38	1,88	0,232	2,90%	0,27
Média do sistema									
Carga aplicada	Média	s	uA	U95%	Amplitude	CV%	Erro	Erro %	RMSE
2 kg	2,094	0,16	0,036	0,075	0,45	7,66	0,095	4,73%	0,183
4 kg	4,212	0,16	0,036	0,075	0,65	3,79	0,212	5,30%	0,263
6 kg	6,166	0,277	0,062	0,13	0,91	4,49	0,165	2,76%	0,316
8 kg	8,29	0,305	0,068	0,143	1	3,68	0,29	3,63%	0,415

APÊNDICE F – FÓRMULAS UTILIZADAS PARA ANÁLISE DE ERRO, DISPERSÃO E INCERTEZA

Média

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

Desvio padrão amostral

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

Incerteza tipo A da média

$$u_A = \frac{s}{\sqrt{n}}$$

Incerteza expandida 95%

$$U_{95\%} = t_{\nu, 0,975} \cdot u_A$$

para $n = 5$: $\nu = n - 1 = 4$ e $t_{4, 0,975} = 2,776$

Amplitude

$$A = x_{\max} - x_{\min}$$

Coefficiente de variação

$$CV\% = \frac{s}{\bar{x}} \cdot 100$$

Erro

$$E = \bar{x} - x_{ref}$$

Erro relativo percentual

$$E\% = \frac{\bar{x} - x_{ref}}{x_{ref}} \cdot 100$$

Erro quadrático médio

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - x_{ref})^2}$$