35º Encontro Anual de Iniciação Científica
15º Encontro Anual de Iniciação Científica Júnior
35ºEAIC 15ºEAIC JR
09 e 10 de novembro de 2026

PROTÓTIPO DE BAIXO CUSTO PARA ANÁLISE DE ESPECTROSCOPIA DE IMPEDÂNCIA E BIOIMPEDÂNCIA VIA HARDWARE/SOFTWARE STM32

Pedro Arthur Pereira Scapin (PIBIC/CNPq/FA/UEM), Prof. Dr. Fernando Carlos Messias Freire (Orientador). E-mail: fcmfreire@uem.br

Universidade Estadual de Maringá, Centro de Ciências Exatas, Departamento de Física, Maringá – PR.

Área e subárea do conhecimento: Engenharias / Engenharia Elétrica.

Palavras-chave: Espectroscopia de Impedância, Bioimpedância, microcontrolador

RESUMO

O objetivo foi construir um protótipo de baixo custo para espectroscopia de impedância e bioimpedância sobre o microcontrolador STM32H743, que reúne em uma única placa o gerador de sinais, os conversores e o interpretador. A senoide de excitação, sintetizada pelo conversor digital-analógico interno com disparo por temporizador e acesso direto à memória, é aplicada ao corpo sob ensaio em série com um resistor de referência de 10 kΩ, e as duas tensões são amostradas em passo travado por canais do conversor analógico-digital de 16 bits. A comparação de amplitudes da etapa anterior foi substituída por detecção coerente em quadratura, que fornece o fasor de cada tensão e a impedância complexa, separada em resistência e reatância. O atraso de amostragem entre os canais foi medido em modo de calibração e removido por rotação de fasor, o que eliminou um erro que dobrava a leitura de impedâncias baixas. O protótipo confirma a viabilidade de instrumentação acessível para ensino e pesquisa em medidas dielétricas.

INTRODUÇÃO

A espectroscopia de impedância é uma técnica consolidada para a caracterização elétrica de materiais e de tecidos biológicos (LAZANAS; PRODROMIDIS, 2023). No laboratório de Fluidos Complexos desta universidade, essas medidas dependem de geradores de função, osciloscópios e de um analisador de impedância comercial, de alto custo e operação especializada. A busca por alternativas acessíveis motivou trabalhos apoiados em plataformas abertas de prototipagem (CORBELLINI; VALLAN, 2014; SANTOS et al., 2022; PAWAR et al., 2024).

Na etapa anterior, o protótipo usava duas placas Arduino e um conversor externo, fornecia apenas o módulo da impedância e tinha resolução e faixa de frequência limitadas. A bioimpedância exige também a fase, pois o comportamento capacitivo das membranas celulares distingue os compartimentos intracelular e extracelular.

O objetivo desta etapa foi concluir o protótipo em uma única placa, com o STM32H743 atuando como gerador, conversor e interpretador, e reformular a rotina de medida para que o firmware entregue a impedância complexa, com resistência e reatância separadas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Arranjo experimental

O protótipo emprega uma placa STM32H743VIT6 (WeAct Studio) com display ST7735. O sinal de excitação é produzido pelo conversor digital-analógico interno a partir de uma tabela de 32 amostras de uma senoide, enviada por acesso direto à memória em modo circular e disparada pelo temporizador TIM6. Com clock de periférico de 64 MHz e período de contagem igual a 3999, o disparo ocorre a 16 kHz e o sinal resulta em 500 Hz. O corpo de impedância desconhecida é ligado em série com um resistor de referência de 10 kΩ, e dois canais do conversor analógico-digital de 16 bits leem a tensão total e a tensão sobre o resistor, com o mesmo disparo comandando geração e aquisição. Os resultados saem no display e pela USART3.

Detecção coerente em quadratura

Sendo Vt a tensão total aplicada, Vr a tensão sobre o resistor de referência Rc e Zx a impedância procurada, o método do divisor fornece $Zx = Rc(Vt - Vr)/Vr$, válida quando as tensões são tratadas como grandezas complexas. A implementação anterior aplicava a relação sobre valores de pico, o que descartava a fase e era sensível ao nível contínuo, a ruídos e a harmônicos.

Como o firmware sintetiza a senoide, a frequência e a fase de referência são conhecidas, o que permite substituir a leitura de amplitude pela detecção coerente, equivalente a um amplificador lock-in em software (MEADE, 1983). Cada bloco de N amostras a[i] de um canal é correlacionado com tabelas de seno e de cosseno de referência, de modo que $I = \Sigma\, a[i]\cdot\cos(\theta i)$ e $Q = \Sigma\, a[i]\cdot\mathrm{sen}(\theta i)$, com $\theta i = 2\pi i/N$. Para $a[i] = A\cdot\cos(\theta i + \varphi)$, as somas fornecem o fasor $P = I - jQ$, do qual se recuperam a amplitude de pico $2|P|/N$ e a fase $\arg(P)$. A impedância resulta de $Z = Rc(P0 - P1)/P1$, com P0 o fasor da tensão total e P1 o da tensão sobre o resistor, e sai separada em resistência e reatância. O nível de corrente contínua se cancela, porque a soma de seno e de cosseno ao longo de um período é nula, e componentes fora da frequência de excitação são rejeitadas pela correlação. Cada

bloco deve cobrir um número inteiro de períodos, condição garantida por um buffer circular dividido em duas metades de 32 pares de amostras.

Calibração da defasagem entre canais

O ADC1 do STM32H743 tem um único conversor que, em varredura, digitaliza o primeiro canal e só então o segundo (STMICROELECTRONICS, 2023). O intervalo entre as amostras equivale ao tempo de conversão do primeiro canal e produz uma defasagem aparente $\Delta\varphi = 2\pi f \cdot \Delta t$, que pesa sobretudo nas impedâncias baixas. A correção reduziu o tempo de amostragem de 387,5 para 32,5 ciclos e levantou o atraso residual em modo de calibração, com um curto-circuito no lugar do corpo, de modo que qualquer defasagem exibida corresponda ao erro de amostragem. O valor é armazenado em segundos, válido para outras frequências, e removido por rotação do fasor do segundo canal.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

O sinal de excitação apresenta ceifamento nos picos, por limitação de excursão do buffer de saída do conversor. O ceifamento não compromete o módulo, pois a detecção coerente extrai apenas a componente na frequência de excitação e a impedância é a razão entre dois fasores dessa frequência, de modo que a redução de amplitude afeta numerador e denominador na mesma proporção. Os harmônicos da distorção afetam, contudo, a estimativa de fase, e por isso a reatância não é exibida no display, embora siga transmitida pela porta serial.

A calibração com curto-circuito resultou em 0,0148 rad a 500 Hz, equivalente a 0,85° ou a um atraso de 4,71 µs entre as amostras, compatível com 32,5 ciclos de conversão. Com 387,5 ciclos, o atraso era de cerca de 49,5 µs, ou 8,9°, e levava um resistor de 1 kΩ a ser lido como aproximadamente 2,2 kΩ. Removida a defasagem por rotação de fasor, a fonte de erro que dobrava a leitura de impedâncias baixas passou a ser um parâmetro conhecido e compensado.

A frequência de ensaio depende do período do TIM6 e do número de amostras por período, desde que o bloco cubra um número inteiro de períodos. Com 32 amostras, valores de TIM6_PERIOD entre 39999 e 999 cobrem de 50 Hz a 2 kHz, teto prático imposto pelo tempo de conversão do par de canais e pela defasagem entre eles, que cresce com a frequência e exige nova calibração a cada ponto de uma varredura.

CONCLUSÕES

O protótipo foi concluído em uma única placa, com o STM32H743 reunindo gerador, conversores e interpretador, o que dispensa o conversor externo e a segunda placa da versão anterior e amplia a resolução e a faixa de frequência.

A detecção coerente em quadratura substituiu a comparação de amplitudes, forneceu a impedância complexa com resistência e reatância separadas, tornou a medida imune ao nível contínuo e a componentes fora da frequência de ensaio e converteu a defasagem entre os canais em parâmetro conhecido e removível. Como continuidade, destacam-se a varredura automática de frequências, a configuração a quatro eletrodos e um banco comutável de resistores de referência.

AGRADECIMENTOS

O presente trabalho foi desenvolvido com apoio do PIBIC, do CNPq, da Fundação Araucária e da Universidade Estadual de Maringá.

REFERÊNCIAS

CORBELLINI, S.; VALLAN, A. Arduino-based portable system for bioelectrical impedance measurement. *In*: IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON MEDICAL MEASUREMENTS AND APPLICATIONS, 2014, Lisboa. *Anais* [...]. Piscataway: IEEE, 2014. p. 1-5.

LAZANAS, A. C.; PRODROMIDIS, M. I. Electrochemical impedance spectroscopy: a tutorial. *ACS Measurement Science Au*, v. 3, n. 3, p. 162-193, 2023.

MEADE, M. L. *Lock-in amplifiers*: principles and applications. London: Peter Peregrinus, 1983.

PAWAR, C. *et al*. Implementation of bioelectrical impedance measuring instrument based on embedded system. *Mathematical Problems in Engineering*, v. 2024, p. 1-10, 2024.

SANTOS, E. B. *et al*. Construção de um dispositivo para obtenção da impedância elétrica de sistemas utilizando Arduinos. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 44, e20220101, 2022.

STMICROELECTRONICS. *RM0433*: STM32H742, STM32H743/753 and STM32H750 value line MCUs. Reference manual. Genebra: STMicroelectronics, 2023.