

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS – CCT
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA-PPGEEL

PAULO ROBERTO QUISPE CARDENAS

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE PESCADOS POR ESPECTROSCOPIA DE
IMPEDÂNCIA ELÉTRICA**

JOINVILLE

2026

PAULO ROBERTO QUISPE CARDENAS

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE PESCADOS POR ESPECTROSCOPIA DE
IMPEDÂNCIA ELÉTRICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Tecnológicas da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Bertemes Filho

JOINVILLE

2026

Para gerar a ficha catalográfica de teses e
dissertações acessar o link:
<https://www.udesc.br/bu/manuais/ficha>

Quispe Cardenas, Paulo Roberto

Avaliação da qualidade de Pescados por espectroscopia de impedância
elétrica / Paulo Roberto Quispe Cardenas. – Joinville, 2026.

129 p. : il.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Bertemes Filho.

Dissertação (Mestrado) – Universidade do Estado de Santa Catarina,
Centro de Ciências Tecnológicas, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Joinville, 2026.

1. Bioimpedância elétrica. 2. Tilápia. 3. Congelamento e descongelamento. 4. Dispositivo portátil. 5. Aprendizado de máquina. I. Bertemes Filho, Prof. Dr. Pedro . II. , . III. Universidade do Estado de Santa Catarina, Centro de Ciências Tecnológicas, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Avaliação da qualidade de Pescados por espectroscopia de impedância elétrica

PAULO ROBERTO QUISPE CARDENAS

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE PESCADOS POR ESPECTROSCOPIA DE
IMPEDÂNCIA ELÉTRICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Tecnológicas da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Bertemes Filho

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Marcelo da Silva Hounsell (presidente)
UDESC

Membros:

Prof. Dr. Carlos Alexandre Corrêa Wengerkievicz
UDESC

Prof. Dr. Carlos Eduardo Viana
Católica SC

Joinville, 24 de julho de 2026

À minha família e aos meus amigos, que me acompanharam durante todo este processo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), pela formação e pela estrutura oferecida para a realização deste trabalho.

Agradeço ao PROMOP/UDESC, pela bolsa concedida, que tornou possível a realização desta pesquisa.

Agradeço ao laboratório de pesquisa PETBIO, pela infraestrutura disponibilizada e pelo convívio com seus integrantes ao longo do mestrado.

Agradeço ao meu orientador, pela orientação e confiança depositada neste trabalho.

RESUMO

A tilápia do Nilo (*Oreochromis niloticus*) é a principal espécie da aquicultura brasileira. O congelamento é a estratégia mais difundida para prolongar a vida útil do pescado, mas forma cristais de gelo que rompem membranas celulares e redistribuem a água entre os compartimentos intra e extracelulares, comprometendo a textura, a capacidade de retenção de água e o valor nutricional. Os métodos convencionais de avaliação de qualidade são destrutivos, demorados e demandam infraestrutura raramente disponível em campo. Este trabalho desenvolve e valida um dispositivo portátil de espectroscopia de bioimpedância elétrica em banda larga para discriminar filés de tilápia frescos de filés submetidos a um ciclo de congelamento e descongelamento. O sistema é composto por uma placa de circuito impresso dedicada, baseada no microcontrolador STM32F303CBT6, com *front-end* analógico bipolar e excitação por sequências binárias de comprimento máximo (*Maximum Length Binary Sequences* – MLS) de ordem 10, cujo sinal cobre de 1,9 kHz a 861 kHz na banda de -3 dB. O espectro de impedância é estimado em tempo real por transformada rápida de Fourier no próprio microcontrolador e transmitido via *Bluetooth Low Energy* por um módulo ESP32-C3 a uma aplicação em Python, que registra também a temperatura e a força de contato. A validação com cargas passivas RC e a comparação com instrumento comercial de referência estabelecem uma banda metrologicamente certificada de 50 a 200 kHz. Seis filés de tilápia foram adquiridos frescos no comércio local de Joinville, SC, dos quais se excisaram três porções padronizadas por filé na musculatura epaxial dorsal, totalizando dezoito porções em delineamento pareado intra-porção: cada porção foi medida em estado fresco e novamente após um ciclo de congelamento a -18°C e descongelamento a 4°C , gerando trinta e seis aquisições. A discriminação entre os dois estados é feita por análise de componentes principais (PCA) seguida de classificação por k vizinhos mais próximos (*k-Nearest Neighbors* – KNN), aplicada a características extraídas diretamente do espectro e avaliada sob dois protocolos de validação cruzada agrupada por unidade biológica. O dispositivo apresentou desempenho metrológico adequado sobre cargas de referência e acurácia de 97,2%, com *F1-score* macro idêntico, sob o protocolo mais conservador. Entre os dois protocolos, o desempenho situou-se na faixa de 0,92 a 0,97. Os resultados indicam que a espectroscopia de bioimpedância aliada ao aprendizado de máquina constitui uma alternativa objetiva, rápida, não destrutiva e de baixo custo para detectar o efeito do congelamento e descongelamento em filés de tilápia ao longo da cadeia produtiva do pescado.

Palavras-chave: Bioimpedância elétrica. Tilápia. Congelamento e descongelamento. Dispositivo portátil. Aprendizado de máquina.

ABSTRACT

Nile tilapia (*Oreochromis niloticus*) is the leading species of Brazilian aquaculture. Freezing is the most widespread strategy to extend the shelf life of fish, but it forms ice crystals that disrupt cell membranes and redistribute water between the intra- and extracellular compartments, compromising texture, water-holding capacity and nutritional value. Conventional quality assessment methods are destructive, time-consuming and demand laboratory infrastructure that is rarely available in the field. This work develops and validates a portable broadband electrical bioimpedance spectroscopy device to discriminate fresh tilapia fillets from fillets subjected to one freeze–thaw cycle. The system is built around a dedicated printed circuit board based on the STM32F303CBT6 microcontroller, with a bipolar analog front-end and excitation by order-10 Maximum Length Binary Sequences (MLS), whose signal spans 1.9 kHz to 861 kHz at the -3 dB bandwidth. The impedance spectrum is estimated in real time by fast Fourier transform within the microcontroller and transmitted via Bluetooth Low Energy by an ESP32-C3 module to a Python desktop application, which also records temperature and contact force. Validation with passive RC loads and comparison against a commercial reference instrument establish a metrologically certified band of 50 to 200 kHz. Six tilapia fillets were purchased fresh from local shops in Joinville, SC, from which three standardized portions per fillet were excised from the dorsal epaxial musculature, totaling eighteen portions in a within-portion paired design: each portion was measured in the fresh state and again after one cycle of freezing at -18°C and thawing at 4°C , yielding thirty-six acquisitions. Discrimination between the two states is performed by principal component analysis (PCA) followed by k -Nearest Neighbors (KNN) classification, applied to features extracted directly from the impedance spectrum and evaluated under two cross-validation protocols grouped by biological unit. The device showed adequate metrological performance on reference loads and an accuracy of 97.2%, with an identical macro F1-score, under the more conservative protocol. Across the two protocols, performance ranged from 0.92 to 0.97. The results indicate that bioimpedance spectroscopy combined with machine learning is an objective, fast, non-destructive and low-cost alternative to detect the effect of freezing and thawing on tilapia fillets along the fish production chain.

Keywords: Electrical bioimpedance. Tilapia. Freeze–thaw. Portable device. Machine learning.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Produção brasileira de tilápia cultivada (2019–2025)	21
Figura 2 – Classificação de aplicações de bioimpedância em controle de qualidade alimentar	25
Figura 3 – Fluxo metodológico para <i>pipelines</i> de ML em bioimpedância	27
Figura 4 – Comportamento da corrente elétrica em tecido biológico em função da frequência	33
Figura 5 – Permissividade relativa em função da frequência para tecido muscular	35
Figura 6 – Circuito equivalente do modelo de Cole-Cole	37
Figura 7 – Topologias EHCS clássicas: configuração discreta e com <i>buffer</i>	41
Figura 8 – Mecanismos de dano celular induzidos pelo congelamento e descongelamento	49
Figura 9 – Diagrama conceitual do dispositivo	51
Figura 10 – Diagrama em blocos do front-end analógico	52
Figura 11 – Esquemático elétrico do front-end analógico	54
Figura 12 – Sinal MLS gerado pelo <i>firmware</i> : domínio do tempo e espectro de amplitude	61
Figura 13 – Linearidade do módulo de impedância em função da resistência nominal	66
Figura 14 – Resposta espectral a quatro cargas $R \parallel C$ representativas	67
Figura 15 – Diagrama de Nyquist da carga $91 \Omega \parallel 43 \text{ nF}$	68
Figura 16 – Formas de onda no domínio do tempo sobre carga $R = 47 \Omega$	70
Figura 17 – Critérios de controle de qualidade aplicados às quatro amostras	71
Figura 18 – Comparação dos espectros do protótipo e do Emstat4R em sardinha	73
Figura 19 – Módulo de impedância médio (50–200 kHz) das amostras A3 e A4	74
Figura 20 – Aba <i>Spectrum</i> + <i>Cole</i> da aplicação Python durante a validação	82
Figura 21 – Corte longitudinal do dispositivo com identificação dos elementos	83
Figura 22 – Fotografia do dispositivo montado	83
Figura 23 – Perfil temporal da corrente consumida nos três regimes operacionais	84
Figura 24 – Diagrama de etapas do fluxo experimental	86
Figura 25 – Localização anatômica e plano de corte na tilápia	88
Figura 26 – Documentação fotográfica do procedimento experimental	91
Figura 27 – Pipeline de análise: do espectro bruto à decisão binária	92
Figura 28 – Espectros de bioimpedância representativos por estado	97
Figura 29 – Distribuição dos parâmetros Cole-Cole por classe	97
Figura 30 – Espectro medido e ajuste Cole-Cole residual	98
Figura 31 – Variância explicada cumulativa	100
Figura 32 – Projeção das amostras nos planos $\text{PC1} \times \text{PC2}$ e $\text{PC1} \times \text{PC3}$	101
Figura 33 – Acurácia LOFiO em função de k	101

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Panorama simplificado de técnicas não destrutivas para avaliação da qualidade de alimentos.	23
Quadro 2 – Síntese das alterações nos parâmetros Cole-Cole após congelamento e descongelamento, segundo a literatura consultada.	50
Quadro 3 – Periféricos do STM32F303CBT6 utilizados pelo <i>firmware</i>	60
Quadro 4 – Comandos do protocolo serial STM32-ESP32-C3 utilizados.	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Medição do módulo de impedância sobre resistores puros, na banda 100–200 kHz, após calibração com fator $Z_{\text{gain}} = 0,885$	66
Tabela 2 – Erro relativo entre $ Z _{\text{med}}$ e $ Z _{\text{teo}}$ das cargas $R \parallel C$, em três bandas representativas.	67
Tabela 3 – Resultado da aplicação dos critérios de controle de qualidade às quatro amostras de sardinha medidas na validação cruzada.	72
Tabela 4 – Comparação ponto a ponto entre o módulo de impedância medido pelo protótipo desenvolvido e pelo instrumento de referência Emstat4R sobre as duas amostras de sardinha selecionadas para a comparação espectral.	74
Tabela 5 – Consumo de corrente do dispositivo nos dois modos operativos caracterizados, medido com Fnrirs FNAC-28 em série com a entrada USB-C a 5 V.	85
Tabela 6 – Estimativa de autonomia para bateria de 1200 mAh e profundidade de descarga de 80%, em cada regime operativo.	85
Tabela 7 – Composição do conjunto de dados após controle de qualidade por repetição.	96
Tabela 8 – Testes pareados intra-porção (Wilcoxon, $n = 18$) para características candidatas.	99
Tabela 9 – Matriz de confusão consolidada sob o protocolo LOFiO.	102
Tabela 10 – Métricas de classificação sob o protocolo LOFiO.	102
Tabela 11 – Matriz de confusão consolidada sob o protocolo LOPO.	103
Tabela 12 – Métricas de classificação sob o protocolo LOPO.	103
Tabela 13 – Comparação entre os protocolos de validação cruzada LOFiO e LOPO.	104
Tabela 14 – Acurácia do classificador por banda espectral, sob LOFiO.	105
Tabela 15 – Comparação com trabalhos da literatura.	106
Tabela 16 – Lista de materiais (BOM) da placa principal, organizada por função no sistema. Componentes passivos resumidos por valor.	117

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	<i>Alternating Current</i> (corrente alternada)
ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i> (conversor analógico-digital)
ARM	<i>Advanced RISC Machine</i>
ASCII	<i>American Standard Code for Information Interchange</i>
BIA	<i>Bioelectrical Impedance Analysis</i> (análise de bioimpedância)
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>
CCMRAM	<i>Core Coupled Memory RAM</i> (memória acoplada ao núcleo)
CMSIS	<i>Cortex Microcontroller Software Interface Standard</i>
CPE	<i>Constant Phase Element</i> (elemento de fase constante)
CQR	<i>Certified Quality Reader</i>
CRA	Capacidade de Retenção de Água
CV	Coeficiente de Variação
DA	<i>Discriminant Analysis</i> (análise discriminante)
DAC	<i>Digital-to-Analog Converter</i> (conversor digital-analógico)
DC	<i>Direct Current</i> (corrente contínua)
DFT	<i>Discrete Fourier Transform</i> (transformada discreta de Fourier)
DIBS	<i>Discrete Interval Binary Sequences</i> (sequências binárias de intervalo discreto)
DMA	<i>Direct Memory Access</i> (acesso direto à memória)
DSP	<i>Digital Signal Processing</i> (processamento digital de sinais)
EEPROM	<i>Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory</i>
EHCS	<i>Enhanced Howland Current Source</i> (fonte de corrente de Howland aprimorada)
EIS	<i>Electrical Impedance Spectroscopy</i> (espectroscopia de impedância elétrica)
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> (transformada rápida de Fourier)
FPU	<i>Floating-Point Unit</i> (unidade de ponto flutuante)
FRAM	<i>Ferroelectric Random Access Memory</i>
GATT	<i>Generic Attribute Profile</i>
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>

JSON	<i>JavaScript Object Notation</i>
KNN	<i>k</i> vizinhos mais próximos (<i>k-Nearest Neighbors</i>)
LDA	<i>Linear Discriminant Analysis</i> (análise discriminante linear)
LDO	<i>Low Drop-Out</i> (regulador linear de baixa queda de tensão)
LED	<i>Light-Emitting Diode</i>
LFSR	<i>Linear Feedback Shift Register</i> (registrador de deslocamento com retroalimentação linear)
LOFiO	<i>Leave-One-Fillet-Out</i> (validação cruzada com retenção de um filé)
LOFO	<i>Leave-One-Fish-Out</i> (validação cruzada com retenção de um indivíduo)
LOPO	<i>Leave-One-Portion-Out</i> (validação cruzada com retenção de uma porção)
LQFP	<i>Low-profile Quad Flat Package</i>
ML	<i>Machine Learning</i> (aprendizado de máquina)
MLBS	<i>Maximum Length Binary Sequences</i> (ver MLS)
MLS	<i>Maximum Length Binary Sequences</i> (sequências binárias de comprimento máximo)
MTU	<i>Maximum Transmission Unit</i> (unidade máxima de transmissão)
NIR	<i>Near-Infrared</i> (infravermelho próximo)
PCA	<i>Principal Component Analysis</i> (análise de componentes principais)
PCB	<i>Printed Circuit Board</i> (placa de circuito impresso)
PRBS	<i>Pseudo-Random Binary Sequence</i> (sequência binária pseudoaleatória)
RC	Resistor-Capacitor
RF	<i>Random Forest</i> (floresta aleatória)
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computer</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i> (valor eficaz)
SMD	<i>Surface-Mount Device</i> (componente de montagem superficial)
SNR	<i>Signal-to-Noise Ratio</i> (relação sinal-ruído)
SoC	<i>System on Chip</i> (sistema em circuito integrado)
SRAM	<i>Static Random Access Memory</i>
SVM	<i>Support Vector Machine</i> (máquina de vetores de suporte)
TVB-N	<i>Total Volatile Basic Nitrogen</i> (nitrogênio básico volátil total)
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver-Transmitter</i>
UDESC	Universidade do Estado de Santa Catarina

USB	<i>Universal Serial Bus</i>
UUID	<i>Universally Unique Identifier</i>
VCCS	<i>Voltage-Controlled Current Source</i> (fonte de corrente controlada por tensão)

LISTA DE SÍMBOLOS

C	Pseudo-capacitância do elemento de fase constante, em $F \cdot s^{\alpha-1}$
C_{bat}	Capacidade nominal da bateria, em Ah
C_{dl}	Capacitância da dupla camada elétrica, em F
C_m	Capacitância da membrana celular, em F
$d(\cdot, \cdot)$	Distância euclidiana entre duas observações no espaço de características
f	Frequência, em Hz
f_{atu}	Frequência de atualização do registrador de deslocamento da MLS, em Hz
f_c	Frequência característica do modelo de Cole-Cole, em Hz
f_k	Frequência discreta no índice k da grade espectral, em Hz
f_s	Frequência de amostragem por canal, em Hz
$F_{1,c}$	<i>F1-score</i> da classe c , adimensional
G_V	Ganho do estágio de medição de tensão, adimensional
H_I	Função de transferência do canal de medição de corrente
H_V	Função de transferência do canal de medição de tensão
$i(n)$	Sinal de corrente discreto no índice n , em A
$I(f_k)$	Corrente complexa na frequência f_k obtida via FFT, em A
I_+	Corrente na entrada não inversora do amplificador operacional, em A
I_-	Corrente na entrada inversora do amplificador operacional, em A
I_{pp}	Corrente de excitação pico a pico injetada na amostra, em A
j	Unidade imaginária, $j = \sqrt{-1}$
k	Número de vizinhos consultados no algoritmo KNN
n	Ordem do registrador de deslocamento da sequência MLS
N	Comprimento da sequência MLS, $N = 2^n - 1$
N_{ADC}	Número de amostras adquiridas por canal em cada ciclo de medição
N_{avg}	Número de médias temporais por espectro
p	Dimensionalidade do vetor de características
P_c	Precisão da classe c , adimensional
R	Parte resistiva da impedância (resistência), em Ω
R_0	Resistência elétrica no limite de baixa frequência, em Ω
R_1	Diferença $R_0 - R_\infty$ no circuito equivalente de Cole-Cole, em Ω

R_c	Sensibilidade (<i>recall</i>) da classe c , adimensional
R_{ct}	Resistência de transferência de carga na interface eletrodo-tecido, em Ω
R_{trans}	Resistor de transcondutância da fonte de corrente, em Ω
R_{∞}	Resistência elétrica no limite de alta frequência, em Ω
$\mathbf{S}$	Matriz de covariância amostral
T_c	Duração de cada <i>bit</i> da sequência MLS, em s
T_{MLS}	Período temporal da sequência MLS, em s
$v(n)$	Sinal de tensão discreto no índice n , em V
$V(f_k)$	Tensão complexa na frequência f_k obtida via FFT, em V
V_+	Tensão na entrada não inversora do amplificador operacional, em V
V_-	Tensão na entrada inversora do amplificador operacional, em V
V_{ref}	Tensão de referência DC virtual do <i>front-end</i> , em V
W	Estatística do teste de Wilcoxon pareado
X	Parte reativa da impedância (reatância), em Ω
y_k	Rótulo de classe da k -ésima amostra
$ Z $	Módulo da impedância elétrica, em Ω
$Z(f)$	Impedância elétrica complexa em função da frequência, em Ω
Z_{CPE}	Impedância do elemento de fase constante, em Ω
Z_{gain}	Fator escalar de calibração da magnitude da impedância, adimensional
Z_L	Impedância de carga, em Ω
Z_{out}	Impedância de saída da fonte de corrente, em Ω
α	Ordem fracionária do CPE no modelo de Cole-Cole, $0 < \alpha \leq 1$, adimensional
α_{disp}	Região de dispersão dielétrica de baixa frequência em tecidos biológicos
β_{disp}	Região de dispersão dielétrica associada principalmente à polarização de membranas celulares
γ_{disp}	Região de dispersão dielétrica de alta frequência associada principalmente à polarização de moléculas de água
Δf	Resolução espectral, espaçamento entre raias do espectro discreto, em Hz
ε^2	Erro quadrático médio relativo do ajuste do modelo de Cole-Cole, adimensional
λ_j	j -ésimo autovalor da matriz de covariância

μ	Média estatística
σ	Desvio-padrão estatístico
τ	Constante de tempo característica do modelo de Cole-Cole, em s
φ	Ângulo de fase da impedância elétrica, em graus
ω	Frequência angular, $\omega = 2\pi f$, em rad/s

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	ESTADO DA ARTE	22
1.1.1	Técnicas Não Destrutivas para Avaliação de Alimentos	22
1.1.2	Bioimpedância Elétrica Aplicada à Qualidade de Alimentos	23
1.1.3	Aprendizado de Máquina e Inteligência Artificial na Inspeção de Alimentos	26
1.1.4	Instrumentação Portátil para Espectroscopia de Bioimpedância	27
1.2	JUSTIFICATIVA DA PESQUISA	29
1.3	OBJETIVO GERAL	30
1.4	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	30
2	BIOIMPEDÂNCIA E MÉTODOS DE CLASSIFICAÇÃO	32
2.1	BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA	32
2.1.1	Propriedades Elétricas dos Tecidos Biológicos	33
2.1.2	Interface Eletrodo-Tecido e Configurações de Medição	34
2.1.3	Dispersões Dielétricas	35
2.2	MODELO COLE-COLE	36
2.2.1	Origem Histórica e Formulação Original	36
2.2.2	Circuito Equivalente e Elemento de Fase Constante	36
2.2.3	Significado Físico dos Parâmetros	37
2.2.4	Modelagem da Interface Eletrodo-Tecido e Acoplamento AC	38
2.3	EXCITAÇÃO POR SEQUÊNCIAS BINÁRIAS DE COMPRIMENTO MÁXIMO	39
2.4	TOPOLOGIAS DE FONTE DE CORRENTE PARA BIOIMPEDÂNCIA	40
2.5	APRENDIZADO DE MÁQUINA APLICADO À CLASSIFICAÇÃO DE ALIMENTOS	42
2.5.1	Análise de Componentes Principais	42
2.5.2	Classificação por k Vizinhos Mais Próximos	43
2.5.3	Protocolo de Validação e Métricas de Avaliação	44
3	TECIDO MUSCULAR DO PESCADO E EFEITOS DO CONGELAMENTO	47
3.1	ESTRUTURA DO TECIDO MUSCULAR DO PESCADO	47
3.2	MECANISMOS DE DANO CELULAR PELO CONGELAMENTO	48
3.3	ALTERAÇÕES ESTRUTURAIS E ELÉTRICAS DOCUMENTADAS NA LITERATURA	49
4	DESENVOLVIMENTO DO PROJETO	51
4.1	VISÃO GERAL DO DISPOSITIVO	51

4.2	FRONT-END ANALÓGICO	52
4.2.1	Caminho de Excitação e Amplificador de Leitura de Corrente	53
4.2.1.1	<i>Amplificador de Leitura de Corrente ($U_{9,2}$)</i>	<i>53</i>
4.2.2	Fonte de Corrente EHCS	55
4.2.3	Acoplamento AC e Capacitores de Bloqueio	56
4.2.3.1	<i>Topologia e Componentes</i>	<i>56</i>
4.2.3.2	<i>Derating de Capacitância em Dielétrico X5R</i>	<i>57</i>
4.2.4	Front-end de Tensão	57
4.2.5	Configuração de Eletrodos	58
4.2.5.1	<i>Eletrodos Físicos</i>	<i>58</i>
4.3	MICROCONTROLADOR E FIRMWARE	59
4.3.1	Recursos Empregados	59
4.3.2	Geração da MLS pelo DAC	60
4.3.3	Aquisição Sincronizada	61
4.3.4	Cálculo do Espectro da Impedância	62
4.3.5	Implementação da Busca Coordenada para Cole-Cole	63
4.4	CALIBRAÇÃO	64
4.4.1	Carga de Referência	64
4.4.2	Fator de Ganho Global	65
4.4.3	Validação Experimental do Procedimento de Calibração	65
4.4.3.1	<i>Linearidade com Cargas Resistivas Puras</i>	<i>65</i>
4.4.3.2	<i>Resposta a Cargas $R \parallel C$ e Banda Útil</i>	<i>66</i>
4.5	VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL DO DISPOSITIVO	69
4.5.1	Análise das Formas de Onda em Domínio do Tempo	69
4.5.2	Validação Cruzada com Instrumento Comercial	70
4.5.2.1	<i>Critérios de Controle de Qualidade da Medição</i>	<i>71</i>
4.5.2.2	<i>Comparação Espectral com o Instrumento de Referência</i>	<i>72</i>
4.5.3	Limitações Conhecidas	75
4.5.4	Síntese e Banda Útil de Operação	76
4.6	SENSORES AUXILIARES	77
4.6.1	Temperatura Sem Contato (MLX90615)	77
4.6.2	Força de Contato (HX711 + Célula de Carga)	77
4.7	COMUNICAÇÃO E APLICAÇÃO EXTERNA	78
4.7.1	Protocolo Serial STM32 e ESP32-C3	79
4.7.2	Conectividade BLE	80
4.7.3	Aplicação Python em Computador	80
4.8	IMPLEMENTAÇÃO FÍSICA E INTEGRAÇÃO MECÂNICA	82

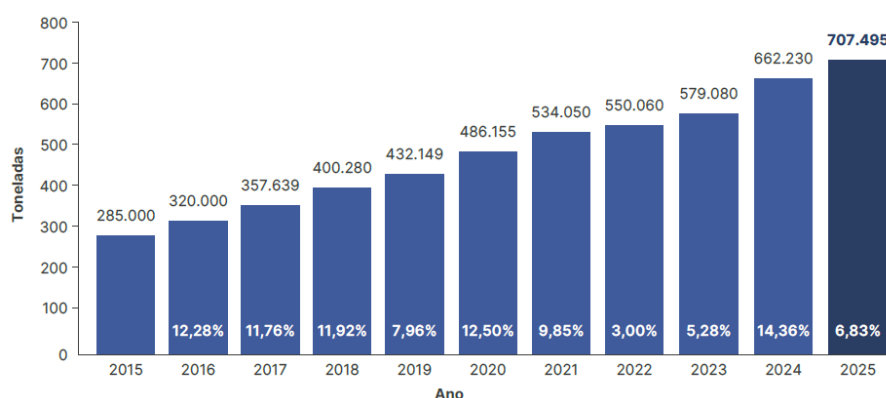
4.8.1	Consumo Energético e Estimativa de Autonomia	83
4.8.1.1	<i>Metodologia de Medição</i>	84
4.8.1.2	<i>Resultados</i>	84
4.8.1.3	<i>Estimativa de Autonomia</i>	85
5	METODOLOGIA, EXPERIMENTOS E ANÁLISE DE DADOS	86
5.1	VISÃO GERAL DO FLUXO EXPERIMENTAL	86
5.2	AMOSTRAS DE TILÁPIA	87
5.2.1	Origem e Preparo	87
5.2.2	Delineamento Experimental	88
5.3	PROTOCOLO DE CONGELAMENTO E DESCONGELAMENTO	89
5.4	PROCEDIMENTO DE MEDIÇÃO EM AMOSTRAS DE TILÁPIA	90
5.4.1	Configuração do Dispositivo	90
5.4.2	Posicionamento da Ponteira e Padronização da Orientação	90
5.4.3	Protocolo de Medição e Repetições	90
5.5	ANÁLISE DE DADOS E CLASSIFICAÇÃO POR APRENDIZADO DE MÁQUINA	91
5.5.1	Curadoria e Pré-processamento	92
5.5.2	Algoritmo de Classificação	93
5.5.3	Protocolo de Avaliação	93
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO	95
6.1	CARACTERIZAÇÃO DO CONJUNTO DE DADOS	95
6.2	ANÁLISE EXPLORATÓRIA DOS ESPECTROS	96
6.2.1	Espectros Representativos por Classe	96
6.2.2	Distribuição dos Parâmetros Cole-Cole	97
6.2.3	Testes Estatísticos Iniciais	99
6.3	REDUÇÃO DIMENSIONAL POR ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS	99
6.3.1	Variância Explicada	99
6.3.2	Projeção nos Componentes Principais	100
6.4	CLASSIFICAÇÃO FRESCO <i>VERSUS</i> DESCONGELADO	101
6.4.1	Seleção do Hiperparâmetro k	101
6.4.2	Validação Cruzada <i>Leave-One-Fillet-Out</i>	102
6.4.3	Validação Cruzada <i>Leave-One-Portion-Out</i>	102
6.4.4	Comparação entre os Protocolos	103
6.5	ANÁLISE POR BANDA ESPECTRAL	104
6.6	COMPARAÇÃO COM A LITERATURA	105
6.7	CENÁRIO DE USO PREVISTO E REGIME DE TREINAMENTO	106

6.8	LIMITAÇÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS	107
6.9	TRABALHOS FUTUROS	108
6.10	DECLARAÇÃO DE USO DE INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL GENERATIVA	110
	REFERÊNCIAS	111
	APÊNDICE A – APENDICE	117
A.1	LISTA DE MATERIAIS DA PLACA PRINCIPAL	117
	ANEXO A – TRABALHO PUBLICADO EM CONGRESSO	119

1 INTRODUÇÃO

O pescado ocupa uma posição estratégica entre as fontes proteicas consumidas globalmente, desempenhando um papel fundamental na segurança alimentar de diversas populações, especialmente em países em desenvolvimento. No Brasil, a tilápia do Nilo (*Oreochromis niloticus*) consolidou-se como a principal espécie da aquicultura nacional: a produção brasileira de tilápia atingiu 707.495 toneladas em 2025, contra 662.230 toneladas em 2024, o que corresponde a um crescimento de 6,84% em um único ano (Peixe BR – Associação Brasileira da Piscicultura, 2026; Food and Agriculture Organization of the United Nations, 2022).

Figura 1 – Produção brasileira de tilápia cultivada (*Oreochromis niloticus*) entre 2019 e 2025, em toneladas.



Fonte: Dados do Anuário Peixe BR da Piscicultura 2026 (Peixe BR – Associação Brasileira da Piscicultura, 2026).

A Figura 1 mostra a trajetória de crescimento sustentado da produção nacional ao longo dos últimos sete anos. Contudo, o pescado é uma matriz biológica suscetível à degradação: o elevado teor de água livre, a composição lipídica rica em ácidos graxos poli-insaturados e a intensa atividade enzimática e microbiana pós-captura tornam o controle das condições de manuseio, armazenamento e transporte um requisito indispensável para preservar a qualidade do produto ao longo de toda a cadeia produtiva (Food and Agriculture Organization of the United Nations, 2022). Nesse cenário, as perdas e os desperdícios representam um desafio para o setor, reforçando a demanda por métodos de avaliação que combinem rapidez, confiabilidade e aplicabilidade direta em campo.

O congelamento constitui uma das estratégias mais difundidas para prolongar a vida útil do pescado, pois reduz a velocidade das reações bioquímicas e inibe o crescimento microbiano. Entretanto, o processo não é isento de consequências sobre a microestrutura do tecido muscular. A formação de cristais de gelo durante o congelamento provoca ruptura parcial de membranas celulares e redistribuição de água entre os compartimentos intra e extracelular (Vidaček et al., 2008; Zhang et al., 2024). No descongelamento, os danos causados se manifestam por meio de perda de exsudato (*drip loss*), alteração na textura e redução da capacidade de retenção de água (CRA), indicadores que comprometem tanto a percepção sensorial do consumidor quanto

o valor nutricional do produto (Fernández-Segovia et al., 2012; Arannilewa et al., 2006). Em amostras submetidas a ciclos repetidos de congelamento e descongelamento, esses efeitos se intensificam progressivamente, tornando a detecção de tais tratamentos um aspecto relevante para a fiscalização de qualidade e para a proteção do consumidor (Zhang et al., 2024).

1.1 ESTADO DA ARTE

Esta seção apresenta o estado da arte que sustenta o desenvolvimento do trabalho, abrangendo as técnicas não destrutivas para avaliação de alimentos, a aplicação da bioimpedância elétrica ao controle de qualidade alimentar, o emprego de algoritmos de aprendizado de máquina na inspeção automatizada e os requisitos instrumentais para espectroscopia em banda larga com sistemas portáteis. A organização em quatro subseções segue uma lógica de afunilamento, partindo do panorama geral das técnicas não destrutivas, passando pela bioimpedância como modalidade específica e pelos métodos de classificação aplicados a seus dados, até chegar aos aspectos instrumentais que delimitam o escopo tecnológico deste trabalho.

1.1.1 Técnicas Não Destrutivas para Avaliação de Alimentos

A avaliação convencional da qualidade de pescado baseia-se em análises sensoriais, microbiológicas e físico-químicas. Embora consolidadas, essas abordagens costumam ser destrutivas, demoradas e exigem infraestrutura laboratorial nem sempre disponível em pontos de comercialização, entrepostos ou unidades de processamento (Masry; Wold, 2012; Karoui; Thomas; Dufour, 2006). Além disso, por envolverem preparo de amostras e manipulação química, resultam em limitações operacionais para a inspeção em alta frequência ao longo da cadeia de frio, de modo que o controle de qualidade é tipicamente realizado sobre um número reduzido de amostras, pouco representativo da variabilidade presente em grandes lotes. Em resposta a essas restrições, um conjunto de técnicas instrumentais não destrutivas tem sido investigado, cada uma explorando um princípio físico distinto para inferir atributos de qualidade a partir da interação de radiação, ondas mecânicas ou campos elétricos com a matriz alimentar (Girmatsion et al., 2025; Hassoun et al., 2022; Zhang et al., 2022).

As principais famílias de técnicas reportadas na literatura recente incluem métodos ópticos (NIR, Raman, fluorescência, imagem hiperespectral), ultrassônicos, capacitivos/dielétricos, colorimétricos em embalagens inteligentes, narizes e línguas eletrônicos, além da própria bioimpedância elétrica. Cada uma explora um princípio físico distinto e apresenta compromissos próprios entre riqueza informacional, custo, portabilidade e sensibilidade a fatores experimentais (Masry; Wold, 2012; Karoui; Thomas; Dufour, 2006; Hassoun et al., 2022; Kapse et al., 2023; Girmatsion et al., 2025). Uma síntese comparativa é apresentada no Quadro 1, construído a partir da revisão bibliométrica de 21 publicações indexadas na Scopus entre 2016 e 2025 conduzida por Cardenas e Bertemes-Filho (2025), com aplicações representativas em diferentes matrizes

alimentares e as limitações mais frequentemente reportadas, evidenciando a ausência de uma tecnologia universal e motivando a busca por abordagens complementares.

Quadro 1 – Panorama simplificado de técnicas não destrutivas para avaliação da qualidade de alimentos.

Técnica	Aplicação principal	Limitação típica
Ultrassom	Estimativa de composição, umidade e textura em carnes, vegetais e óleos.	Sensível à anisotropia, atenuação e temperatura.
Capacitiva	Detecção de adulterantes e frescor em leite e alimentos embalados.	Pode apresentar baixa sensibilidade.
Colorimétrica	Monitoramento visual de frescor em pescados e carnes embaladas.	Dependente de iluminação, tempo de reação e condições da embalagem.
Eletromagnética	Detecção de contaminantes e defeitos por micro-ondas ou THz.	Alto custo e maior complexidade instrumental.
Espectrométrica	Predição de composição, umidade e gordura em diferentes matrizes alimentares.	Requer calibração robusta e instrumentação de maior custo.
Bioimpedância	Avaliação de frescor, composição e histórico de congelamento em carnes e pescados.	Dependente do protocolo de medição e do contato eletrodo-amostra.

Fonte: elaborado pelo autor, adaptado de Cardenas e Bertemes-Filho (2025).

Duas observações emergem do panorama acima. A primeira é que nenhuma das técnicas revisadas é isenta de limitações. Invariavelmente, as escolhas de instrumentação implicam compromissos entre riqueza de informação, custo, portabilidade e sensibilidade a fatores experimentais. A segunda é que, entre as técnicas de baixo custo potencialmente portáteis, a espectroscopia de impedância elétrica (do inglês *Electrical Impedance Spectroscopy* – EIS) destaca-se por associar instrumentação simples à capacidade de sondar em múltiplas frequências tanto a condutividade dos meios iônicos quanto a capacitância associada às membranas celulares (Grimnes; Martinsen, 2015; Bertemes-Filho, 2002). Essas mesmas propriedades são as que se alteram de forma mais direta durante a degradação pós-captura e durante os ciclos de congelamento e descongelamento, o que fundamenta a escolha da EIS como eixo tecnológico central deste trabalho (Vidaček et al., 2008; Fernández-Segovia et al., 2012; Zhang et al., 2024).

1.1.2 Bioimpedância Elétrica Aplicada à Qualidade de Alimentos

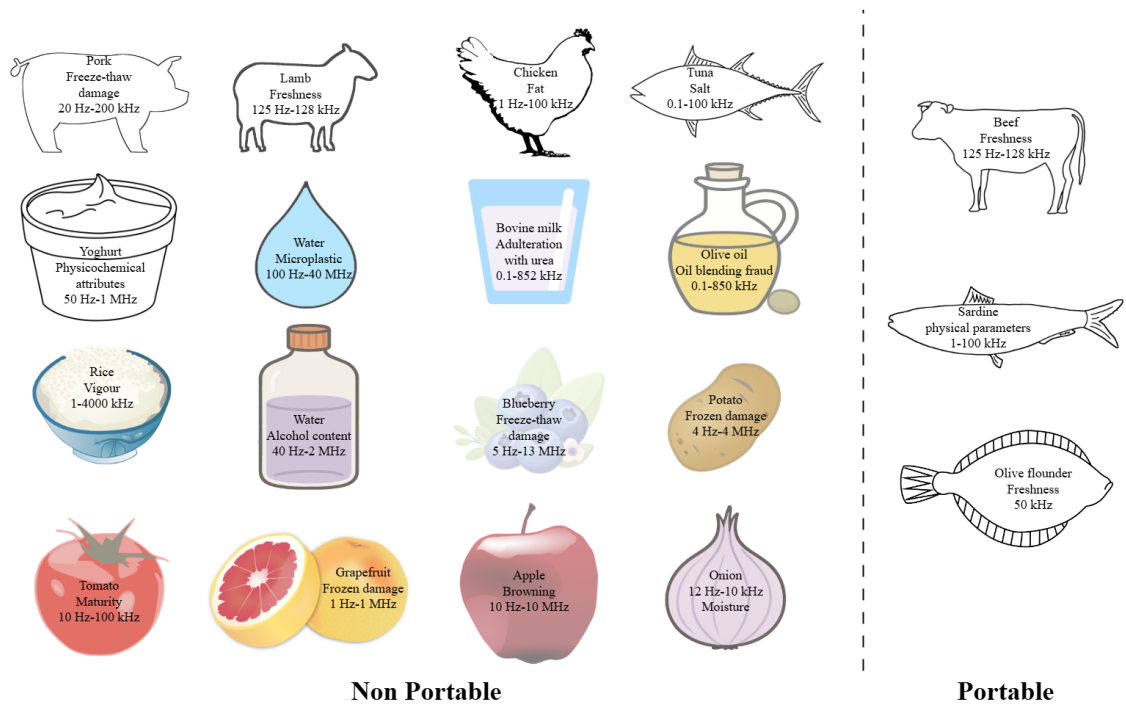
A aplicação da bioimpedância na avaliação de qualidade de alimentos tem registros que remontam à década de 1970, quando Jason e Richards (1975) desenvolveram um medidor eletrônico de frescor de pescado baseado em propriedades elétricas do músculo, instrumento que daria origem ao Torrymeter comercial. A linha consolidou-se nas décadas seguintes (Grimnes; Martinsen, 2015; Pliquett, 2010). Desde então, o campo evoluiu, incorporando espectroscopia em múltiplas frequências e modelos paramétricos que permitem interpretar a resposta elétrica

em termos de variáveis com significado físico, como os parâmetros do modelo de Cole-Cole (R_0 , R_∞ , α , f_c) (Marcondes et al., 2025). A revisão de Zhang et al. (2022) e a revisão recente de Wang et al. (2024) consolidam a EIS como uma das técnicas não destrutivas mais promissoras para avaliação de frescor em carnes e pescados, destacando três vantagens recorrentemente reportadas: a simplicidade do *front-end* analógico, a possibilidade de portabilidade e o baixo custo por medida em comparação com outros métodos.

Do ponto de vista dos mecanismos físicos, a literatura relaciona as alterações espectrais observadas em alimentos de origem animal a três famílias distintas de fenômenos. A primeira envolve o congelamento e o descongelamento, que induzem danos estruturais e redistribuição de água entre compartimentos celulares, produzindo variações de banda larga no módulo e na fase da impedância (Zhang et al., 2024; Leng et al., 2024; Marcondes et al., 2025). A segunda está associada ao armazenamento refrigerado e à deterioração microbiológica, que afetam a mobilidade iônica, a capacidade de retenção de água e a microestrutura tecidual (Guermaz; Kanoun; Derbel, 2014; Wang et al., 2024). A terceira relaciona-se a efeitos de processamento e embalagem, capazes de modificar a umidade superficial, a força iônica e as condições de contato com os eletrodos, introduzindo deslocamentos espectrais independentes do estado biológico da amostra (Hassoun et al., 2022). O reconhecimento dessas três famílias orienta a seleção de faixas de frequência e de estratégias de aquisição: regiões de baixa frequência tendem a ser dominadas por polarização eletródica, a região intermediária (tipicamente entre dezenas de quilohertz e alguns megahertz) captura de maneira mais direta os efeitos estruturais, e as frequências mais elevadas são mais suscetíveis a acoplamentos parasitas da cabeça de medição.

A versatilidade da EIS fica evidente quando se observa o conjunto de matrizes alimentares já estudadas. Em pescados, há relatos sobre robalo (Vidaček et al., 2008), dourada (Fuentes et al., 2013), salmão (Fernández-Segovia et al., 2012; Zhang et al., 2024), carpa capim e tilápia (Zhang; Shen; Luo, 2010), com foco em discriminação de amostras frescas e descongeladas. Em suínos, Leng et al. (2024) demonstraram que ciclos sucessivos de congelamento e descongelamento em lombo produzem variações progressivas no módulo e na fase da impedância, sobretudo na faixa de dispersão β (10 kHz–1 MHz), enquanto Osen et al. (2022) mostraram a viabilidade da técnica como ferramenta de autenticação entre amostras frescas e descongeladas no final da vida útil refrigerada, cenário relevante do ponto de vista regulatório. Em bovinos, trabalhos recentes abordam predição do nitrogênio básico volátil total (TVB-N) (Li et al., 2025), estimativa de tempo de prateleira (Yang et al., 2025), classificação multimodal de frescor (Huh et al., 2021) e detecção de defeitos e adulterações sob variações de temperatura e geometria (Qiu et al., 2024). Em frutas e vegetais, há aplicações em morangos (Ibba et al., 2021; Ibba et al., 2020) e em produtos submetidos a ciclos de congelamento e desidratação, incluindo batata (Feng; Hou; Zhang, 2021). Uma síntese organizada desse panorama é apresentada na Figura 2, adaptada de Cardenas e Bertemes-Filho (2025), que classifica aplicações de bioimpedância em controle de qualidade alimentar por categoria de produto, métrica de interesse, faixa de frequência empregada e portabilidade do sistema.

Figura 2 – Classificação de aplicações de bioimpedância em controle de qualidade alimentar, organizadas por categoria de produto, métrica-chave, faixa de frequência de operação e portabilidade do sistema.



Fonte: adaptado de Cardenas e Bertemes-Filho (2025).

A Figura 2 torna visível uma característica do campo: a maior parte dos estudos reportados emprega instrumentação não portátil, baseada em equipamentos de bancada, e concentra-se em matrizes como carne bovina, suína e peixes marinhos. Os trabalhos com sistemas portáteis abrangem um número menor de espécies, e pescados de água doce de cultivo intensivo como a tilápia aparecem de modo pontual, com poucas referências dedicadas à avaliação multifrequencial do efeito de ciclos de congelamento (Zhang; Shen; Luo, 2010; Arannilewa et al., 2006). Esse nicho constitui uma das motivações diretas da presente dissertação.

No Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica da UDESC, essa lacuna vem sendo progressivamente abordada. Marcondes et al. (2025) combinaram o modelo de Cole-Cole com redes neurais convolucionais para classificar amostras de frango congelado e descongelado, evidenciando que a integração entre modelos paramétricos clássicos e ferramentas computacionais modernas aumenta a robustez da classificação de estados de qualidade em produtos cárneos. O presente trabalho se alinha a essa trajetória, estendendo a estrutura metodológica para o caso específico da tilápia submetida a ciclos controlados de congelamento e descongelamento, com instrumentação embarcada dedicada.

1.1.3 Aprendizado de Máquina e Inteligência Artificial na Inspeção de Alimentos

A interpretação direta de espectros de impedância frequentemente não é trivial. Os dados são de alta dimensionalidade, apresentam forte correlação entre frequências vizinhas e são suscetíveis a variações experimentais associadas a temperatura, posicionamento dos eletrodos, heterogeneidade da amostra e deriva de instrumentação (Grimnes; Martinsen, 2015; Wang et al., 2024). Para superar essas limitações, o uso de algoritmos de aprendizado de máquina (*machine learning* – ML) tem recebido atenção crescente na literatura dedicada à inspeção de alimentos (Revelou et al., 2025; Ding et al., 2025; Jimenez-Carvelo et al., 2019). A ideia central consiste em tratar o espectro de impedância como um vetor de atributos (ou um conjunto de descritores derivados) e mapear esse vetor para um rótulo de qualidade, para uma classe de histórico de processamento ou para um marcador químico de referência.

Um segundo aspecto metodológico é que o desempenho reportado por esses algoritmos depende criticamente do protocolo experimental. Conforme discutido por Kuhn e Johnson (2013) no contexto geral de modelagem preditiva, e reiterado em estudos específicos de bioimpedância aplicada a alimentos (Wang et al., 2024; Jimenez-Carvelo et al., 2019), a acurácia de um classificador reflete tanto as alterações biológicas reais quanto regularidades de aquisição. Quando múltiplas medidas da mesma amostra são tratadas como observações independentes, ou quando etapas de pré-processamento como normalização e redução de dimensionalidade são ajustadas sobre o conjunto completo antes da divisão em treino e teste, ocorre o fenômeno conhecido como *leakage*, que superestima o desempenho aparente do modelo. Esse ponto é essencial para interpretar as acurácias reportadas em estudos recentes de bioimpedância aplicada a alimentos e orienta decisões de projeto do presente trabalho, como a adoção de validação cruzada agrupada por unidade biológica e o ajuste da redução de dimensionalidade e da padronização exclusivamente sobre as partições de treinamento.

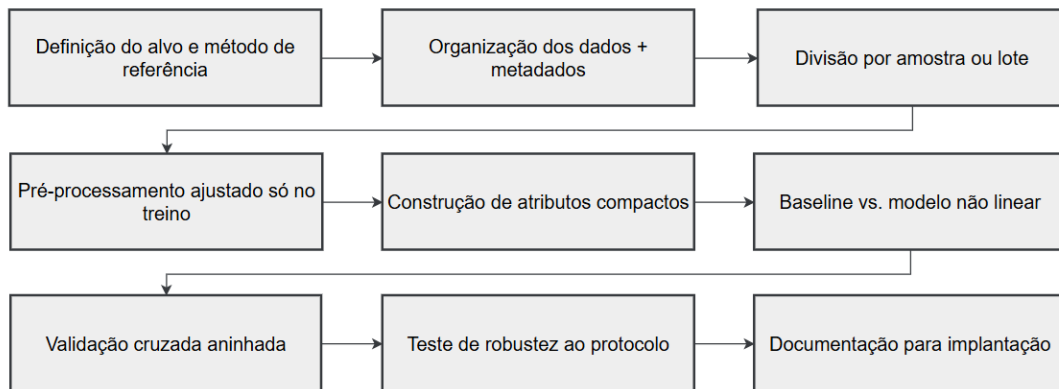
No que se refere às escolhas de algoritmo, a literatura converge para uma hierarquia de complexidade crescente. Métodos clássicos, como análise discriminante linear, k vizinhos mais próximos (KNN), máquinas de vetores de suporte (SVM) e florestas aleatórias, continuam fornecendo resultados de referência competitivos, especialmente em conjuntos de dados de tamanho moderado (Rivola et al., 2021; Zhang et al., 2024; Ibba et al., 2021). Estratégias mais sofisticadas, como *gradient boosting* (Qiu et al., 2024), *deep forest* (Li et al., 2025), *stacking* (Liang et al., 2023) e redes neurais convolucionais unidimensionais (Marcondes et al., 2025), têm sido empregadas quando há disponibilidade de conjuntos maiores ou quando se deseja incorporar dados multimodais, como a combinação de espectros de impedância com imagens em cores (Huh et al., 2021).

Dois aspectos desses trabalhos são relevantes para a presente dissertação. O primeiro é a prevalência de *pipelines* compactos, sobretudo a combinação de redução de dimensionalidade por análise de componentes principais (PCA) com classificadores clássicos, em aplicações onde o número de amostras é limitado e a interpretabilidade é desejável. A dissertação de Cavalieri

(2022), desenvolvida no próprio Grupo de Engenharia Biomédica da UDESC, comparou a PCA com métodos não lineares de redução de dimensionalidade (*Isomap*, *Locally Linear Embedding* e *mMDS*) em dados de EIS e reportou que, em cenários de amostras limitadas, a PCA constitui uma referência forte, com favorável compromisso entre desempenho e custo computacional. O segundo aspecto é que o KNN, entre os seis classificadores supervisionados avaliados por Ibba et al. (2021) em discriminação binária de maturação em morangos a partir de dados de bioimpedância na faixa de 20 Hz a 300 kHz, destacou-se pela maior estabilidade entre treinamento e teste. Ambos os resultados são retomados e discutidos em detalhe na Seção 2.5 do Capítulo 2.

Do ponto de vista de fluxo de trabalho, a estruturação de um *pipeline* de ML para bioimpedância envolve etapas bem definidas, sintetizadas na Figura 3: definição do alvo e do método de referência, organização do conjunto de dados com registro de metadados experimentais, divisão estratificada por amostra ou por lote, ajuste do pré-processamento apenas sobre os dados de treino, construção de atributos interpretáveis e compactos, comparação entre modelos de referência e não lineares, ajuste de hiperparâmetros por validação cruzada aninhada e documentação do *pipeline* para possível implantação embarcada (Kuhn; Johnson, 2013; Murphy, 2012). Essa sequência é adotada, com adaptações apropriadas, no Capítulo 5.

Figura 3 – Fluxo metodológico para construção de *pipelines* de aprendizado de máquina aplicados a dados de bioimpedância em avaliação de qualidade alimentar.



Fonte: elaborado pelo autor.

1.1.4 Instrumentação Portátil para Espectroscopia de Bioimpedância

Do ponto de vista instrumental, a aplicação da bioimpedância à inspeção de pescado não é uma ideia nova. Trabalhos pioneiros das décadas de 1960 e 1970 utilizaram dispositivos comerciais dedicados, como o *Intelectron Fish Tester VI*, o *Torrymeter* e o *RT Meter*, baseados na medição da resistência elétrica em duas frequências fixas na região de quilohertz (Vidaček et al., 2008). Em particular, o *Torrymeter* teve ampla adoção como instrumento auxiliar no controle de qualidade e na avaliação do frescor de pescado. Mais recentemente, o conceito de medidor portátil por bioimpedância foi retomado em dispositivos comerciais de monofrequência tetrapolar, como

o *Certified Quality Reader* (CQR), que opera em 50 kHz e converte a medida de impedância em um índice de qualidade (CQN, *Certified Quality Number*) correlacionado com avaliações organolépticas padronizadas (Colman et al., 2025). Esses dispositivos demonstraram, em pescado de aquicultura marinha como o linguado *Paralichthys olivaceus*, tanto a correlação do índice de qualidade com a evolução do *rigor mortis* e da deterioração quanto a capacidade de distinguir, de forma objetiva, amostras frescas de amostras previamente congeladas e descongeladas (Colman et al., 2025).

Apesar dessa trajetória consolidada, tanto o *Torrryrometer* histórico quanto o CQR contemporâneo apresentam uma limitação comum do ponto de vista metodológico: operam em uma ou duas frequências discretas, o que restringe a riqueza informacional acessível. Como discutido nas seções anteriores, os efeitos do congelamento e do descongelamento não se manifestam de maneira uniforme ao longo do espectro, estando concentrados na faixa de dispersão β (tipicamente entre dezenas de quilohertz e alguns megahertz) e diferenciando-se conforme a estrutura e a composição do tecido (Zhang et al., 2024; Leng et al., 2024). Por construção, dispositivos monofrequenciais não conseguem capturar de forma completa essa assinatura espectral, o que limita seu poder discriminativo quando se deseja diferenciar estados de degradação sutis, como a distinção entre múltiplos ciclos de congelamento e descongelamento. Portanto, a extensão natural dessa linha tecnológica é a espectroscopia de bioimpedância em banda larga implementada em plataformas portáteis, capaz de combinar a praticidade dos medidores comerciais com a resolução informacional dos equipamentos de bancada.

Em ambiente de laboratório, a espectroscopia de bioimpedância convencional baseia-se na injeção sequencial de sinais senoidais, cada um em uma frequência distinta, para compor o espectro de impedância da amostra. Embora esse procedimento seja adequado para medições estáticas, o tempo total de varredura pode se tornar proibitivo em inspeções de campo ou de linha de produção. Para superar essa limitação, formas de onda de banda larga, como as sequências binárias de comprimento máximo (MLS, do inglês *Maximum Length Binary Sequences*) e as sequências binárias de intervalo discreto (DIBS, do inglês *Discrete Interval Binary Sequences*), vêm sendo empregadas como alternativa, pois permitem excitar simultaneamente múltiplas frequências em um único período do sinal, reduzindo o tempo de medição (Grimnes; Martinsen, 2015; Sirtoli, 2018; Arnold et al., 2017). A análise é então realizada pela transformada rápida de Fourier (FFT) do sinal adquirido, o que torna a abordagem compatível com processadores embarcados de custo reduzido.

A viabilidade de implementar essa abordagem em sistemas embarcados de pequeno porte foi demonstrada por Sirtoli (2018) em trabalho desenvolvido no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UDESC Joinville, no qual se projetou e implementou um protótipo de medidor rápido de bioimpedância baseado em DIBS, com microcontrolador STM32F303ZE, alcançando tempo de aquisição de um espectro completo de aproximadamente 250 μ s e erros absolutos no módulo da impedância entre -2 e 5% . Esses resultados comprovaram que a combinação de excitação em banda larga com processamento via FFT em microcontrolador

constitui uma solução viável e de baixo custo para espectroscopia de bioimpedância em tempo real. O mesmo grupo avançou no estudo de etapas críticas do *front-end* analógico: a tese de Bertemes-Filho (2002) estabeleceu as bases metodológicas para a geração controlada de corrente em sistemas de EIS, enquanto Morcelles et al. (2017) e Morcelles, Negri e Bertemes-Filho (2020) analisaram e otimizaram variantes da topologia de Howland para aplicações de bioimpedância com cargas de alta impedância, e Silva e Bertemes-Filho (2024b), Silva e Bertemes-Filho (2024a) reportaram a prototipagem de um dispositivo vestível de baixa potência para análise de impedância. Em trabalho de doutorado desenvolvido no mesmo programa, Dutra (2018) investigou numérica e experimentalmente o efeito da aplicação de força sobre fantasmas de material biológico, propondo um ajuste do modelo de Cole-Cole que incorpora um fator multiplicativo associado à força de contato e evidenciando que variações da ordem de dezenas por cento no módulo da impedância podem ser atribuídas exclusivamente a essa variável mecânica. Em uma fase preliminar do presente projeto, o mesmo *hardware* foi avaliado em tecido bovino em condições controladas de força de contato e temperatura, evidenciando a influência de primeira ordem da força aplicada sobre os descritores do modelo de Cole-Cole e motivando a inclusão de sensores de força e temperatura no sistema, como condição de aquisição contextualizada (Cardenas et al., 2026). Em conjunto, esses trabalhos configuram uma trajetória consolidada de desenvolvimento instrumental na UDESC, sobre a qual o presente projeto se apoia.

Paralelamente, o avanço das tecnologias de comunicação sem fio de baixo consumo energético, em especial o *Bluetooth Low Energy* (BLE), e a crescente capacidade de processamento de computadores portáteis abriram novas possibilidades para a concepção de sistemas portáteis e conectados. A transmissão dos dados espectrais para uma aplicação em computador facilita o armazenamento, a visualização e o compartilhamento dos resultados em ambientes de campo, favorecendo a adoção da técnica em contextos nos quais a simplicidade operacional e a mobilidade são requisitos essenciais (Naranjo-Hernández; Reina-Tosina; Min, 2019; Hassoun et al., 2022). Uma única plataforma embarcada que reúna *front-end* analógico dedicado, microcontrolador com desempenho suficiente para executar FFT em tempo real, módulo sem fio de baixo consumo e instrumentação auxiliar de temperatura e força de contato aplicada ao tecido ainda é pouco explorada em aplicações de inspeção alimentar, especialmente quando combinada a *pipelines* estruturados de aprendizado de máquina para classificação automatizada do estado da amostra. Essa convergência é o ponto de partida tecnológico do presente trabalho.

1.2 JUSTIFICATIVA DA PESQUISA

Apesar dos avanços reportados na literatura, a maioria dos estudos que empregam bioimpedância para avaliação de qualidade alimentar recorre a equipamentos de bancada ou dispositivos comerciais de uso geral, que não foram projetados para operação em campo nem para a inspeção rápida e portátil de produtos perecíveis. Além disso, parcela considerável dos trabalhos concentra-se em carnes bovinas, suínas e em peixes marinhos (salmão, robalo, dourada),

havendo escassez relativa de investigações dedicadas a pescados de água doce como a tilápia (*Oreochromis niloticus*), espécie de destaque na aquicultura brasileira.

Outro aspecto relevante é que poucos trabalhos integram, em um único sistema embarcado, a cadeia completa de aquisição espectral em banda larga, o registro de variáveis ambientais (temperatura e força de contato aplicada ao tecido), a transmissão sem fio e a interface com uma aplicação em computador de mesa. Essa integração permite interpretar os espectros de impedância levando em conta as condições ambientais no momento da aquisição e viabiliza a coleta estruturada de dados destinados ao treinamento de modelos de classificação.

Adicionalmente, a combinação de bioimpedância em banda larga com técnicas de aprendizado de máquina para classificar amostras de tilápia submetidas a diferentes condições de congelamento e descongelamento permanece pouco explorada. A construção de um conjunto de dados rotulado, obtido com instrumentação própria e condições experimentais controladas, representa uma contribuição relevante tanto para o avanço do conhecimento científico quanto para futuras aplicações práticas de inspeção e fiscalização da qualidade de pescado cultivado.

Dessa forma, o presente trabalho se justifica pela convergência de três fatores. O primeiro é a necessidade de ferramentas de avaliação não destrutiva adequadas ao contexto da aquicultura e da cadeia do pescado. O segundo é o potencial demonstrado pela bioimpedância em banda larga para capturar alterações teciduais decorrentes do congelamento. O terceiro é a oportunidade de integrar instrumentação embarcada de baixo custo com comunicação sem fio e processamento inteligente de dados em uma plataforma portátil e de fácil operação.

1.3 OBJETIVO GERAL

Desenvolver e validar um dispositivo portátil, microprocessado e sem fios de espectroscopia de bioimpedância elétrica de banda larga para análises de qualidade de pescados.

1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Projetar e implementar uma placa de circuito impresso (PCB) dedicada para o dispositivo, integrando o microcontrolador STM32F303CBT6, um *front-end* analógico de bioimpedância e um sistema de alimentação por bateria;
2. Desenvolver um *firmware* embarcado para geração do sinal de excitação MLS, aquisição síncrona e estimativa do espectro de impedância em tempo real por FFT;
3. Implementar um protocolo de comunicação *Bluetooth Low Energy* (BLE) via ESP32-C3 e o envio estruturado dos dados espectrais à aplicação em computador;
4. Desenvolver uma aplicação de computador escrita em Python para controle do sistema, visualização dos espectros e armazenamento das medições em banco de dados local;
5. Integrar e registrar continuamente as variáveis de temperatura e força de contato aplicada ao tecido durante as sessões de medição, para contextualização dos dados espectrais;

6. Caracterizar e validar o desempenho metrológico do dispositivo por meio de testes de bancada com cargas de referência conhecidas (*phantoms* RC);
7. Coletar dados em amostras de tilápia (região do lombo) antes e após um ciclo controlado de congelamento e descongelamento, construindo um conjunto de dados estruturado para análise estatística e classificação por aprendizado de máquina.

2 BIOIMPEDÂNCIA E MÉTODOS DE CLASSIFICAÇÃO

Este capítulo apresenta os fundamentos teóricos que sustentam o trabalho desenvolvido, abrangendo os princípios da bioimpedância elétrica, as propriedades dielétricas dos tecidos biológicos, o modelo Cole-Cole utilizado para representar a resposta elétrica de materiais biológicos, os sinais de excitação de banda larga empregados em espectroscopia rápida, as topologias de fontes de corrente para bioimpedância e os algoritmos de aprendizado de máquina aplicados à classificação de amostras alimentares. Os aspectos biológicos do tecido de pescado e os efeitos do congelamento são tratados separadamente no Capítulo 3, e a aplicação destes fundamentos ao projeto desenvolvido é apresentada no Capítulo 4.

2.1 BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA

A bioimpedância elétrica (*Bioelectrical Impedance Analysis* – BIA) é a propriedade que os tecidos biológicos apresentam de se oporem ao fluxo de uma corrente elétrica alternada (Grimnes; Martinsen, 2015). Diferentemente da resistência elétrica, que é uma grandeza escalar associada exclusivamente à dissipação irreversível de energia por condução iônica, a impedância é uma grandeza complexa que incorpora o componente resistivo R e o componente reativo capacitivo X do tecido. A impedância complexa Z é expressa na forma retangular, como mostra a Equação (1).

$$Z(\omega) = R(\omega) + jX(\omega), \quad (1)$$

onde R é a resistência (parte real), X é a reatância (parte imaginária, negativa para tecidos com comportamento predominantemente capacitivo) e $\omega = 2\pi f$ é a frequência angular. De forma equivalente, representa-se Z em coordenadas polares pelo módulo $|Z|$ e pelo ângulo de fase φ , como mostra a Equação (2).

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2}, \quad \varphi = \arctan\left(\frac{X}{R}\right). \quad (2)$$

A dependência de Z com a frequência é denominada dispersão dielétrica, e constitui a base física da espectroscopia de impedância elétrica (EIS). Ao varrer uma ampla faixa de frequências é possível caracterizar o comportamento elétrico de diferentes compartimentos celulares, fluidos extracelular e intracelular, membranas, proteínas, fornecendo informações sobre a integridade estrutural do tecido analisado sem destruí-lo (Grimnes; Martinsen, 2015; Bertemes-Filho, 2002).

Na prática, a medição de bioimpedância é realizada injetando-se uma corrente alternada de pequena amplitude na amostra (da ordem de centenas de microampères, abaixo dos limiares de estimulação neuromuscular estabelecidos pelas normas de segurança para instrumentação

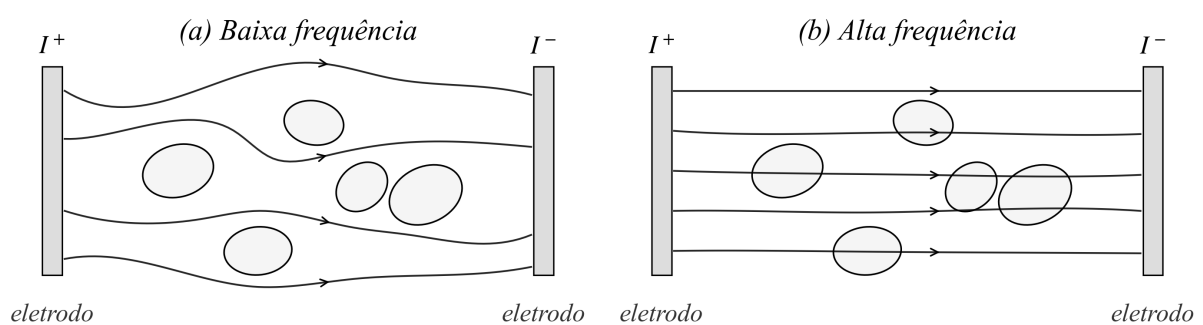
biomédica (International Electrotechnical Commission, 2005)) por meio de eletrodos de contato, e medindo-se a tensão resultante em outros eletrodos. A relação entre a tensão medida e a corrente injetada fornece a impedância complexa em cada frequência.

2.1.1 Propriedades Elétricas dos Tecidos Biológicos

Os tecidos biológicos são compostos por células rodeadas por fluido extracelular e preenchidas por fluido intracelular. Ambos os compartimentos aquosos contêm íons dissolvidos (sódio, potássio, cloro, fosfato) que conferem comportamento predominantemente resistivo, com condutividade proporcional à concentração e mobilidade iônica (Grimnes; Martinsen, 2015). A membrana celular é uma bicamada lipídica semipermeável de espessura nanométrica, da ordem de 5 nm, que funciona como um dielétrico: separa cargas opostas e confere ao tecido um comportamento capacitivo (Grimnes; Martinsen, 2015).

Em baixas frequências, a corrente elétrica percorre preferencialmente o fluido extracelular, uma vez que a alta reatância capacitiva da membrana celular ($X_c = 1/\omega C_m$) impede a passagem de corrente para o interior das células. À medida que a frequência aumenta, a impedância da membrana diminui e a corrente começa a penetrar progressivamente no compartimento intracelular (Grimnes; Martinsen, 2015). A Figura 4 ilustra, de forma esquemática, esse comportamento dual: em baixa frequência as linhas de corrente contornam as células pelo fluido extracelular, enquanto em alta frequência a capacitância da membrana conduz livremente e a corrente atravessa o interior celular.

Figura 4 – Comportamento da corrente elétrica em tecido biológico em função da frequência: em baixa frequência a corrente contorna as células pelo meio extracelular e em alta frequência atravessa o interior celular.



Fonte: adaptado de Grimnes e Martinsen (2015).

Esse comportamento frequência-dependente é fundamental para a discriminação entre diferentes estados de integridade celular: membranas íntegras produzem uma resposta capacitiva pronunciada (reatância elevada na dispersão β), enquanto membranas danificadas, como as que resultam de ciclos de congelamento e descongelamento, provocam redução da componente reativa e aumento da condutividade global do tecido (Vidaček et al., 2008; Fernández-Segovia et al., 2012; Marcondes et al., 2025).

Além da frequência, outros fatores influenciam a bioimpedância de tecidos biológicos. A temperatura afeta a mobilidade iônica e a condutividade dos fluidos, gerando deslocamentos no espectro que podem ser confundidos com alterações estruturais se não forem controlados ou registrados (Grimnes; Martinsen, 2015). A força de contato mecânica aplicada durante a medição com eletrodos de contato modifica a interface eletrodo-tecido, altera a espessura efetiva local e redistribui os fluidos intersticiais, afetando a repetibilidade das medições (Bertemes-Filho, 2002).

2.1.2 Interface Eletrodo-Tecido e Configurações de Medição

A medição da impedância de tecidos biológicos é influenciada pela escolha da configuração de eletrodos e do material da interface metal-tecido, que determinam a contribuição relativa da impedância da própria interface ao valor de impedância medido (Bera, 2014; Grimnes; Martinsen, 2015). A literatura de bioimpedância elétrica descreve duas configurações principais de eletrodos para a medição da impedância de tecidos. Na configuração bipolar (dois eletrodos), o mesmo par é utilizado tanto para a injeção de corrente quanto para a medição da tensão resultante, de modo que a impedância da interface eletrodo-tecido participa diretamente do valor medido. Na configuração tetrapolar (quatro eletrodos), dois eletrodos externos injetam a corrente de excitação e dois eletrodos internos medem a tensão. Nessa configuração, os eletrodos de medição de tensão operam em regime de alta impedância de entrada do amplificador, reduzindo a queda de tensão na interface e permitindo que a tensão medida represente predominantemente o volume de tecido entre os eletrodos internos (Bera, 2014; Freeborn; Critcher, 2021). A configuração tetrapolar *não elimina* completamente o efeito da interface, especialmente em altas frequências, onde capacitâncias parasitas podem introduzir artefatos de *hook* no diagrama de Nyquist, mas reduz sua contribuição em ordens de grandeza comparativamente à configuração bipolar (Bera, 2014; Freeborn; Critcher, 2021). Por sua vez, a configuração bipolar apresenta vantagens de simplicidade construtiva e de posicionamento, e pode ser preferível em aplicações em que a relação entre impedância de tecido e impedância de interface se mantém favorável dentro da faixa espectral de interesse.

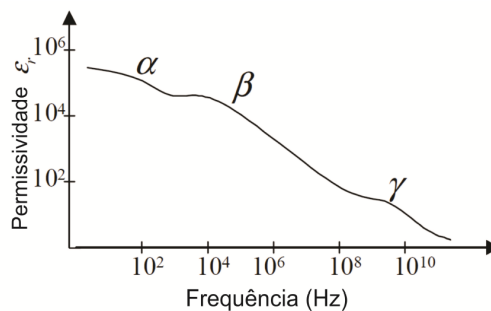
A escolha do material e da geometria do eletrodo também é determinante. Eletrodos de Ag/AgCl são amplamente utilizados em aplicações clínicas por apresentarem baixa polarização de interface, característica que os torna preferíveis em medições prolongadas ou de baixa frequência (Bera, 2014). Em aplicações de inspeção alimentar, eletrodos metálicos rígidos com superfície dourada são frequentemente adotados em razão da simplicidade construtiva, da facilidade de limpeza entre medições e do baixo custo, embora introduzam efeitos de polarização de interface mais pronunciados que os eletrodos não polarizáveis, sobretudo na faixa de baixas frequências (Brunnquell, 2018).

2.1.3 Dispersões Dielétricas

O fenômeno de variação das propriedades dielétricas com a frequência é denominado dispersão dielétrica, e foram identificadas três regiões principais em tecidos biológicos (Grimnes; Martinsen, 2015; Schwan, 1957; Bera, 2014), ilustradas na Figura 5:

- **Dispersão α_{disp}** : ocorre na faixa de mHz a poucos kHz e está associada à difusão iônica na interface eletrodo-tecido e a efeitos de polarização de membrana em baixa frequência. Em aplicações de controle de qualidade alimentar, essa faixa é sensível à qualidade do contato eletrodo-amostra e à concentração iônica superficial do tecido,
- **Dispersão β_{disp}** : ocorre na faixa de 10 kHz a 100 MHz e é originada pela polarização capacitiva das membranas celulares. Nessa região, a corrente começa a penetrar no interior das células à medida que a frequência aumenta, tornando este intervalo sensível às alterações estruturais celulares, como as causadas pelo congelamento, que rompem as membranas e aumentam a condutividade intracelular aparente,
- **Dispersão γ_{disp}** : ocorre acima de 0,1 GHz e está associada à relaxação dipolar das moléculas de água. Esta região exige instrumentação de radiofrequência especializada e geralmente não é acessada em dispositivos portáteis de espectroscopia de impedância.

Figura 5 – Gráfico idealizado da permissividade relativa em função da frequência para um tecido biológico típico (tecido muscular). α_{disp} , β_{disp} e γ_{disp} são as respectivas regiões de dispersão dielétrica em baixa frequência, na faixa de centenas de kilohertz e na faixa de gigahertz.



Fonte: adaptado de Dutra (2018).

Para a avaliação do estado de congelamento de pescado muscular, a dispersão β_{disp} é a de maior relevância diagnóstica, pois as membranas celulares danificadas pelo crescimento de cristais de gelo alteram a reatância capacitiva do tecido nessa faixa de frequência (Vidaček et al., 2008; Fernández-Segovia et al., 2012; Zhang et al., 2024).

2.2 MODELO COLE-COLE

2.2.1 Origem Histórica e Formulação Original

A formulação original do modelo de Cole-Cole, derivada de estudos sobre permeabilidade iônica de membranas celulares (Grimnes; Martinsen, 2015; Freeborn; Critcher, 2021), é mostrada na Equação (3).

$$Z(\omega) = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (j\omega\tau)^\alpha}, \quad (3)$$

onde R_0 é a resistência em frequência zero, correspondente à condução pelo fluido extracelular quando as membranas bloqueiam a corrente. R_∞ é a resistência no limite de alta frequência, correspondente à condução combinada dos fluidos extracelular e intracelular quando as membranas se comportam como curtos-circuitos. τ é a constante de tempo característica da dispersão, associada à frequência característica $f_c = 1/(2\pi\tau)$ no pico da reatância do diagrama de Nyquist, e α é um parâmetro adimensional de depressão ($0 < \alpha \leq 1$) que reflete a distribuição de tempos de relaxação no tecido heterogêneo. Para $\alpha = 1$ a equação se reduz ao modelo de Debye, com semicírculo perfeito. Já valores $\alpha < 1$ produzem o semicírculo deprimido característico da heterogeneidade estrutural de tecidos biológicos reais (Freeborn; Critcher, 2021; Bera, 2014; Sirtoli, 2018).

2.2.2 Circuito Equivalente e Elemento de Fase Constante

A equação de Cole-Cole pode ser representada pelo circuito equivalente da Figura 6, composto por três elementos: uma resistência R_∞ em série com o paralelo entre uma resistência R_1 e um elemento de fase constante (CPE, *Constant Phase Element*) (Freeborn; Fu, 2018). Considerando que $R_1 = R_0 - R_\infty$, a impedância total do modelo pode ser escrita a partir dessa associação. A impedância do CPE é calculada segundo a Equação (4).

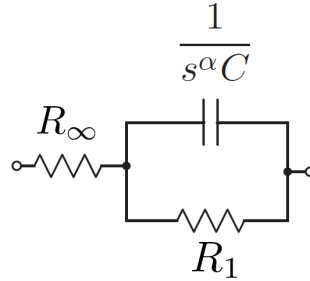
$$Z_{\text{CPE}}(\omega) = \frac{1}{C(j\omega)^\alpha}, \quad (4)$$

onde C é o parâmetro de pseudo-capacitância, com unidades de $\text{F} \cdot \text{s}^{\alpha-1}$, e α é o expoente fracionário do elemento (Freeborn; Critcher, 2021). Substituindo (4) na expressão do circuito equivalente, a impedância total pode ser calculada segundo a Equação (5).

$$Z(\omega) = R_\infty + \frac{R_1}{1 + (j\omega)^\alpha R_1 C} \quad (5)$$

A Equação (5) é matematicamente equivalente à formulação original de Cole (3) com a correspondência $\tau = (R_1 C)^{1/\alpha}$ (Freeborn; Critcher, 2021). O CPE funciona como uma representação compacta do comportamento coletivo de uma rede de elementos RC distribuídos,

Figura 6 – Circuito equivalente do modelo de Cole-Cole, composto por uma resistência R_∞ em série com o paralelo entre uma resistência $R_1 = R_0 - R_\infty$ e um elemento de fase constante (CPE) de expoente α .



Fonte: adaptado de Freeborn e Fu (2018).

reproduzindo de forma econômica a heterogeneidade das membranas celulares e da interface eletrodo-tecido sem a necessidade de múltiplos elementos discretos (Bera, 2014; Freeborn; Critcher, 2021).

2.2.3 Significado Físico dos Parâmetros

Os quatro parâmetros do modelo de Cole-Cole têm interpretações físicas diretas que os tornam indicadores objetivos do estado do tecido (Freeborn; Critcher, 2021; Marcondes et al., 2025):

- R_∞ está associado à geometria do segmento medido e à condutividade combinada dos fluidos intra e extracelular em paralelo. Correlaciona-se com a massa magra e com o volume efetivo de tecido interrogado pelos eletrodos (Freeborn; Critcher, 2021),
- $R_1 = R_0 - R_\infty$ reflete a diferença entre os caminhos de condução em baixa e alta frequência e representa a contribuição exclusiva da membrana celular como barreira capacitiva. Em tecidos com membranas danificadas, R_1 diminui (Marcondes et al., 2025; Leng et al., 2024),
- C é a pseudo-capacitância do CPE e reflete a capacitância efetiva das membranas celulares integradas no volume medido. Danos estruturais tendem a aumentar C aparente devido à redistribuição de cargas acumuladas nas membranas rompidas (Marcondes et al., 2025),
- α é a ordem fracionária e está associado à distribuição de tempos de relaxação no tecido. Valores próximos de 1 indicam comportamento próximo de Debye (pouca dispersão), enquanto valores menores indicam maior heterogeneidade estrutural. Estudos em músculo esquelético reportam valores típicos na faixa $0,52 < \alpha < 0,97$, com variação dependente da geometria dos eletrodos, tipo de fibra e estado fisiológico (Freeborn; Critcher, 2021).

Em particular, Arnold et al. (2017) reportaram que os parâmetros Cole-Cole medidos em gastrocnêmio de camundongos apresentam variação significativa entre animais jovens e envelhecidos, sugerindo que esses descritores podem carregar informação diagnóstica sobre alterações estruturais do tecido muscular. Essa hipótese, transposta para o contexto de qualidade alimentar, motiva a avaliação dos parâmetros Cole-Cole como candidatos a características discriminativas do estado de congelamento em filé de tilápia, análise retomada no Capítulo 6. Cabe ressaltar que a literatura específica sobre os parâmetros Cole-Cole medidos em pescado é escassa. Estudos consolidados sobre bioimpedância de filé congelado e descongelado, como o de Vidaček et al. (2008) em robalo, costumam reportar resistência, reatância e ângulo de fase em frequências discretas, sem ajuste do modelo de Cole-Cole. Essa lacuna motiva a avaliação de α conduzida neste trabalho, cujo alcance e cujas limitações são estabelecidos na Subseção 6.2.2 do Capítulo 6. A faixa ampla de valores reportada na literatura justifica a necessidade de padronização rigorosa do protocolo experimental quando se pretende utilizar α como indicador discriminativo entre classes.

2.2.4 Modelagem da Interface Eletrodo-Tecido e Acoplamento AC

A medição de bioimpedância requer a transferência de corrente elétrica de um circuito eletrônico para o interior de um tecido biológico, processo que ocorre em uma interface físico-química entre a condução eletrônica nos eletrodos metálicos e a condução iônica no meio biológico. As propriedades dessa interface determinam a faixa de frequência em que a medição é informativa. A representação clássica, consolidada nos trabalhos de Schwan (1968) e refinada nos tratados subsequentes de bioeletridade (Webster, 2009; Grimnes; Martinsen, 2015), modela cada eletrodo como uma impedância Z_{edl} composta pelo paralelo entre uma capacitância de dupla camada C_{dl} e uma resistência de transferência de carga R_{ct} , de modo que a impedância total medida pode ser expressa como a soma das contribuições em série:

$$Z_{total}(j\omega) = Z_{edl,1}(j\omega) + Z_{tec}(j\omega) + Z_{edl,2}(j\omega). \quad (6)$$

A relevância dessa modelagem para o presente trabalho está em duas consequências práticas. A primeira é que Z_{edl} varia com a frequência: em baixa frequência a impedância da interface pode ser dominante e mascarar o sinal do tecido, enquanto acima de aproximadamente 10kHz a reatância de C_{dl} torna-se pequena e a medição reflete predominantemente as propriedades do tecido. A segunda é que a aplicação de corrente DC sustentada sobre essa interface produz eletrólise, polarização do eletrodo e dano eletroquímico ao tecido (Grimnes; Martinsen, 2015; Webster, 2009). A solução padrão em instrumentação de bioimpedância é o acoplamento AC (Bera, 2014; Grimnes; Martinsen, 2015), no qual capacitores em série com cada caminho de sinal bloqueiam o componente DC e preservam o componente AC dentro da banda útil de medição. Essa estratégia, em conjunto com a excitação por sequência binária de comprimento máximo descrita na Seção 2.3, completa a abordagem de medição em banda larga sem deriva DC residual adotada neste trabalho.

2.3 EXCITAÇÃO POR SEQUÊNCIAS BINÁRIAS DE COMPRIMENTO MÁXIMO

A aquisição do espectro de impedância em uma ampla faixa de frequências pode ser realizada de dois modos fundamentais: varrendo frequências individualmente (modo monofrequencial sequencial) ou excitando múltiplas frequências simultaneamente (modo de banda larga). O modo sequencial garante alta relação sinal-ruído em cada frequência, mas é lento, tornando-se inadequado quando a amostra evolui durante a medição ou quando se requer inspeção rápida de grandes volumes (Grimnes; Martinsen, 2015; Sirtoli, 2018). O modo de banda larga reduz o tempo de aquisição ao distribuir a excitação entre múltiplas componentes harmônicas que são injetadas simultaneamente e separadas posteriormente por transformada de Fourier. Entre as alternativas disponíveis para excitação de banda larga, destacam-se as sequências binárias de comprimento máximo (MLS), as sequências binárias de intervalo discreto (DIBS), os *chirps* e os sinais multisseno. As MLS são atrativas para implementação em microcontroladores devido à sua geração computacionalmente econômica, à cobertura espectral aproximadamente uniforme em toda a banda útil e à sua consolidação na literatura de bioimpedância (Grimnes; Martinsen, 2015; Sirtoli, 2018; Arnold et al., 2017). As características dessa técnica são apresentadas a seguir.

As sequências binárias de comprimento máximo (*Maximum Length Binary Sequences*, MLS, também denominadas MLBS ou PRBS) são sinais binários pseudoaleatórios periódicos, gerados por registradores de deslocamento com retroalimentação linear (LFSR, *Linear Feedback Shift Register*) (Grimnes; Martinsen, 2015; Sirtoli, 2018). Uma sequência de ordem n tem comprimento $N = 2^n - 1$, percorre todos os estados binários não nulos de n bits antes de se repetir e é caracterizada por duas propriedades que a tornam adequada à identificação de sistemas lineares: sua autocorrelação circular aproxima um trem de impulsos periódico e seu espectro discreto é aproximadamente plano sobre a maior parte da banda até a frequência de Nyquist, com amplitudes moduladas por um envelope do tipo $|\text{sinc}(\pi f T_c)|$ decorrente da forma retangular de cada bit (Grimnes; Martinsen, 2015; Sirtoli, 2018).

O período temporal do sinal é $T_{\text{MLS}} = N T_c$, onde $T_c = 1/f_{\text{atu}}$ é a duração de cada bit e f_{atu} é a frequência de atualização do LFSR. A geração do sinal depende da escolha de um polinômio primitivo sobre o corpo finito GF(2), cujos coeficientes definem os *taps* da realimentação. Para uma sequência de ordem n , o polinômio primitivo deve ter grau n e ser irredutível sobre GF(2), garantindo que o LFSR percorra os $2^n - 1$ estados não nulos antes de se repetir. Do ponto de vista de implementação, a MLS é atraente em microcontroladores porque seu caráter binário, de apenas dois níveis, dispensa conversores digital-analógico de alta resolução (Sirtoli, 2018). A forma de geração adotada neste trabalho é detalhada no Capítulo 4.

A relação entre a frequência de atualização, o comprimento da sequência e a resolução espectral é direta. O espaçamento entre raias no espectro é $\Delta f = f_{\text{atu}}/N$, que também é a resolução mínima em frequência após a FFT. A amplitude espectral das raias segue um envelope $|\text{sinc}(\pi f T_c)|$, consequência direta da forma retangular de cada bit, com primeiro zero em $f = f_{\text{atu}}$

e decréscimo progressivo à medida que a frequência se aproxima desse ponto (Sirtoli, 2018). Na prática, a faixa de frequências em que a amplitude do espectro se mantém dentro de -3 dB do valor máximo é da ordem de $0,45 f_{\text{atu}}$ (Sirtoli, 2018). Portanto, a seleção da ordem n e da frequência de atualização f_{atu} traduz um compromisso entre resolução espectral, banda útil e tempo de aquisição, que deve ser ajustado conforme os requisitos da aplicação.

A resposta em frequência do sistema é obtida aplicando-se a transformada rápida de Fourier ao sinal de tensão $v[n]$ medido na amostra e ao sinal de corrente $i[n]$ injetado, calculando-se a impedância complexa em cada harmônica excitada, como mostra a Equação (7).

$$Z(f_k) = \frac{\mathcal{F}\{v[n]\}_k}{\mathcal{F}\{i[n]\}_k}, \quad (7)$$

onde o índice k representa a k -ésima raia do espectro discreto e $f_k = k\Delta f$. Esse cálculo pode ser executado em microcontroladores de 32 bits com unidade de ponto flutuante de precisão simples, viabilizando a aquisição de espectros em tempo real (Sirtoli, 2018).

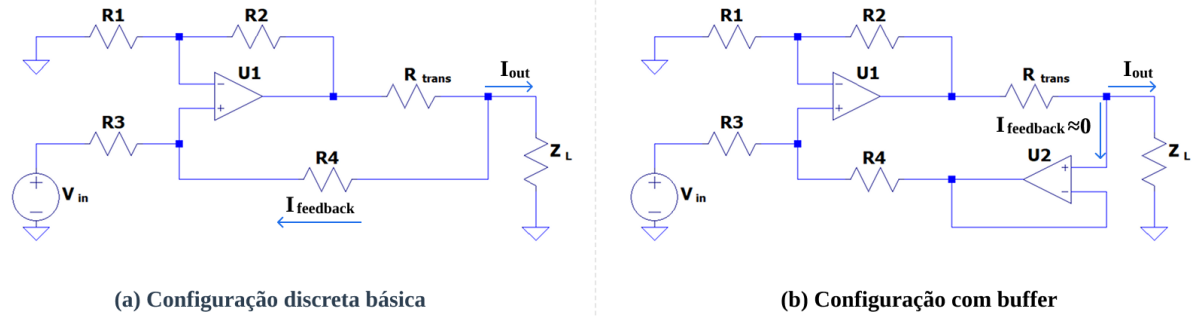
2.4 TOPOLOGIAS DE FONTE DE CORRENTE PARA BIOIMPEDÂNCIA

A excitação do tecido em medições de bioimpedância é geralmente realizada por uma fonte de corrente controlada em tensão (VCCS, *Voltage-Controlled Current Source*), de modo que a elevada impedância de saída da fonte garanta que a corrente injetada seja aproximadamente independente das variações de impedância de carga. A topologia mais difundida para essa função em instrumentação de bioimpedância é a fonte de corrente de Howland, em particular a sua versão aprimorada (EHCS, *Enhanced Howland Current Source*), baseada em um único amplificador operacional com redes de realimentação positiva e negativa balanceadas (Grimnes; Martinsen, 2015; Sirtoli, 2018; Bertemes-Filho, 2002; Morcelles et al., 2017). Na topologia clássica, a condição de alta impedância de saída depende criticamente do casamento entre as razões de resistores. O desbalanceamento real dos componentes, somado à largura de banda finita do amplificador operacional, degrada a impedância de saída efetiva da fonte, sobretudo em altas frequências.

A topologia EHCS clássica é organizada em torno de um único amplificador operacional e de duas malhas de realimentação simétricas. A malha negativa, ligada à entrada inversora, é composta por um par de resistores idênticos de valor elevado. A malha positiva, ligada à entrada não inversora, é composta por um resistor do mesmo valor em série com um resistor de transcondutância R_{trans} de valor reduzido, sobre o qual circula a corrente entregue à carga (Morcelles et al., 2017; Sirtoli, 2018). A Figura 7 apresenta duas variantes da topologia. Na configuração discreta básica (Figura 7a), o circuito utiliza um único amplificador operacional e a corrente I_{feedback} que circula pelos resistores da malha positiva contribui como erro à corrente entregue à carga. Na configuração com *buffer* (Figura 7b), um segundo amplificador operacional configurado como seguidor de tensão é introduzido entre a saída do circuito e o nó de realimentação positiva. A elevada impedância de entrada do *buffer* elimina praticamente a corrente I_{feedback} ,

permitindo que valores menores sejam adotados nos resistores da malha sem comprometer a impedância de saída efetiva da fonte (Lam, 2023).

Figura 7 – Topologias EHCS clássicas. (a) Configuração discreta básica com um único amplificador operacional. A corrente I_{feedback} pelos resistores da malha positiva limita a impedância de saída efetiva. (b) Configuração com *buffer*, em que um segundo amplificador operacional como seguidor de tensão isola a malha de realimentação positiva da carga, reduzindo I_{feedback} a valores praticamente nulos.



Fonte: elaborado pelo autor com base em (Morcelles et al., 2017; Lam, 2023).

Em uma variante avançada da topologia, frequentemente adotada em sistemas modernos de espectroscopia de bioimpedância (Morcelles et al., 2017; Bertemes-Filho, 2002), o amplificador de *buffer* da configuração com isolamento (Figura 7b) é reorganizado para cumprir simultaneamente duas funções. A primeira é a de *sense* de tensão no lado da carga do resistor de transcondutância R_{trans} , permitindo a reconstrução indireta da corrente injetada na amostra a partir da queda de tensão sobre R_{trans} medida em ambas as suas extremidades. A segunda é a de realimentação cruzada da rede positiva: a saída desse *buffer-sense* retorna ao nó de realimentação positiva da fonte, fechando a malha que confere à topologia a alta impedância de saída característica da EHCS aprimorada. Essa configuração elimina o componente de erro I_{feedback} sem introduzir um amplificador adicional além do já requerido para a medida da corrente. Portanto, ela é adequada a sistemas embarcados em que o número de amplificadores operacionais é uma restrição relevante de projeto.

Sob a condição de ganho em laço aberto elevado e razões de resistores perfeitamente casadas, a corrente injetada I_{out} por qualquer das duas variantes é proporcional à tensão de entrada V_{in} e independente da impedância de carga Z_L , como mostra a Equação (8).

$$I_{\text{out}} \approx \frac{V_{\text{in}}}{R_{\text{trans}}}. \quad (8)$$

onde o valor de R_{trans} define o ganho de transcondutância do circuito e, junto com a amplitude de V_{in} , fixa a corrente nominal injetada na amostra. Para a aplicação em bioimpedância, esse valor é selecionado de modo a manter a corrente abaixo dos limiares de segurança estabelecidos pelas normas para instrumentação biomédica (International Electrotechnical Commission, 2005),

preservando ao mesmo tempo amplitude suficiente para uma boa relação sinal-ruído na medição da queda de tensão sobre o tecido.

A impedância de saída da EHCS é idealmente infinita quando as razões de resistores das duas malhas estão exatamente casadas. Na prática, o desbalanceamento relativo $\Delta R/R$ entre essas razões e a largura de banda finita do amplificador operacional limitam a impedância de saída efetiva, que pode ser aproximada segundo a Equação (9).

$$Z_{\text{out}}(\omega) \approx \frac{R_{\text{trans}}}{|\Delta R/R|}, \quad (9)$$

expressão obtida a partir da análise de pequenos sinais da topologia sob desbalanceamento residual (Morcelles et al., 2017). A equação (9) mostra que, para garantir $Z_{\text{out}} > 100\text{k}\Omega$, valor frequentemente adotado como limite mínimo aceitável em sistemas de bioimpedância de quatro eletrodos (Bertemes-Filho, 2002; Morcelles et al., 2017), a tolerância das razões de resistores deve ser controlada em níveis compatíveis com o valor desejado de R_{trans} . Em altas frequências, a redução do ganho em laço aberto do amplificador operacional acrescenta uma contribuição capacitiva à impedância de saída, que se traduz em queda progressiva de $|Z_{\text{out}}|$ e estabelece o limite superior da faixa útil da fonte (Morcelles et al., 2017; Sirtoli, 2018).

2.5 APRENDIZADO DE MÁQUINA APLICADO À CLASSIFICAÇÃO DE ALIMENTOS

O aprendizado de máquina (*Machine Learning*, ML) compreende um conjunto de algoritmos capazes de identificar padrões em dados e realizar predições ou classificações sem programação explícita das regras de decisão (Murphy, 2012; Kuhn; Johnson, 2013). Em combinação com dados de espectroscopia de impedância, algoritmos de ML têm demonstrado desempenho superior às técnicas estatísticas clássicas na classificação da qualidade de alimentos (Zhang et al., 2024; Marcondes et al., 2025; Ibba et al., 2021). Este trabalho adota a combinação de análise de componentes principais, para redução de dimensionalidade, com o classificador de k vizinhos mais próximos, abordagem recorrente no processamento de espectros de bioimpedância (Ibba et al., 2021; Kuhn; Johnson, 2013). As próximas subseções descrevem os fundamentos de cada etapa e a estratégia de validação; a justificativa da escolha frente a abordagens alternativas é apresentada ao final do capítulo.

2.5.1 Análise de Componentes Principais

A análise de componentes principais (*Principal Component Analysis*, PCA) é uma técnica linear de redução de dimensionalidade que projeta os dados originais em um novo espaço de coordenadas ortogonais, denominadas componentes principais, ordenadas pela quantidade de variância que capturam (Murphy, 2012; Kuhn; Johnson, 2013). Dado um conjunto de N observações representadas como vetores $\mathbf{x}_i \in \mathbb{R}^p$, previamente centrados pela média amostral, a

matriz de covariância pode ser calculada segundo a Equação (10).

$$\mathbf{S} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (\mathbf{x}_i - \bar{\mathbf{x}})(\mathbf{x}_i - \bar{\mathbf{x}})^\top. \quad (10)$$

onde os componentes principais correspondem aos autovetores $\mathbf{u}_j$ de $\mathbf{S}$, ordenados pelos respectivos autovalores λ_j em ordem decrescente. O j -ésimo componente principal de uma observação é a projeção $z_{ij} = \mathbf{u}_j^\top \mathbf{x}_i$, e a razão $\lambda_j / \sum_{k=1}^p \lambda_k$ quantifica a fração da variância total explicada por aquele componente (Murphy, 2012).

A PCA é especialmente adequada à espectroscopia de impedância por três razões. Primeiro, os espectros geram vetores de características de alta dimensionalidade, tipicamente com dezenas a centenas de valores complexos, e muitas frequências vizinhas apresentam forte correlação, o que gera redundância no espaço original (Vidaček et al., 2008; Fernández-Segovia et al., 2012). Segundo, em geral o número de amostras biológicas disponíveis em estudos de qualidade de alimentos é muito inferior ao número de variáveis, cenário em que a PCA atua na redução da dimensionalidade efetiva, atenuando o risco de sobreajuste dos classificadores subsequentes (Kuhn; Johnson, 2013; Baldi; Brunak, 2001). Terceiro, a projeção nos primeiros componentes facilita a inspeção visual e a interpretação, apoiando a verificação da separação entre classes antes do treinamento do modelo (Ibba et al., 2021).

Um aspecto metodológico crítico é o pré-processamento. Como a PCA é sensível à escala das variáveis, as características devem ser padronizadas, tipicamente por remoção da média e divisão pelo desvio-padrão de cada frequência, antes do cálculo da matriz de covariância (Kuhn; Johnson, 2013; Murphy, 2012). Além disso, tanto a padronização quanto a própria PCA devem ser ajustadas exclusivamente sobre as observações do conjunto de treino em cada partição da validação cruzada, nunca sobre o conjunto completo. Caso contrário, ocorre vazamento de informação do conjunto de teste para o modelo, o que superestima o desempenho aparente (Kuhn; Johnson, 2013). Esse cuidado deve ser incorporado à metodologia experimental sempre que a PCA seja empregada como etapa de pré-processamento para classificação supervisionada.

Em geral, o número de componentes retidos é escolhido de modo a preservar uma fração mínima da variância total, frequentemente entre 90% e 99%, ou a partir de gráficos de cotovelo (*scree plots*) (Murphy, 2012; Kuhn; Johnson, 2013). Em bioimpedância de alimentos, Ibba et al. (2021) reportaram que dois a três componentes foram suficientes para separar classes de maturação em morangos, padrão também observado em salmão (Fernández-Segovia et al., 2012).

2.5.2 Classificação por k Vizinhos Mais Próximos

O método de k vizinhos mais próximos (*k-Nearest Neighbors*, KNN) é um classificador não paramétrico baseado em instâncias. Para classificar uma observação de teste $\mathbf{x}^*$, o KNN localiza os k exemplares do conjunto de treino com menor distância a $\mathbf{x}^*$ segundo uma métrica previamente definida e atribui a $\mathbf{x}^*$ a classe majoritária entre eles (Murphy, 2012; Kuhn; Johnson,

2013). A métrica mais comum é a distância euclidiana, como mostra a Equação (11).

$$d(\mathbf{x}^*, \mathbf{x}_i) = \sqrt{\sum_{j=1}^p (x_j^* - x_{ij})^2}, \quad (11)$$

embora outras métricas como Manhattan ou Mahalanobis possam ser preferíveis em situações específicas (Murphy, 2012).

Apesar da simplicidade conceitual, o desempenho do KNN depende criticamente de três escolhas. A primeira é a padronização das variáveis. Em espectroscopia de impedância, os valores de resistência e reatância apresentam ordens de grandeza diferentes em frequências distintas, e sem padronização as variáveis de maior magnitude dominam o cálculo da distância, degradando a classificação (Kuhn; Johnson, 2013). A segunda é o valor de k , que controla o compromisso entre viés e variância. Valores pequenos de k produzem fronteiras de decisão irregulares e alta variância, enquanto valores grandes suavizam as fronteiras mas aumentam o viés, podendo absorver exemplos de classes vizinhas. A escolha ótima é determinada por validação cruzada (Murphy, 2012; Kuhn; Johnson, 2013). A terceira é a dimensionalidade do espaço de entrada. À medida que p cresce, as distâncias euclidianas entre pares de pontos tendem a se igualar, fenômeno conhecido como *curse of dimensionality*, que esvazia a noção de vizinhança e compromete o desempenho do KNN (Murphy, 2012; Baldi; Brunak, 2001). Por essa razão, a combinação PCA seguida de KNN é uma escolha metodológica consolidada para dados de espectroscopia (Kuhn; Johnson, 2013; Ibba et al., 2021).

Essa fragilidade em espaços de alta dimensão é a razão técnica pela qual o KNN é raramente aplicado diretamente sobre espectros e quase sempre precedido de uma etapa de redução de dimensionalidade. A avaliação comparativa que fundamenta a adoção de PCA seguida de KNN neste trabalho, frente às alternativas reportadas na literatura de bioimpedância aplicada a alimentos, é apresentada ao final da Subseção 2.5.3.

2.5.3 Protocolo de Validação e Métricas de Avaliação

A estimativa do desempenho de classificação em conjuntos de dados limitados exige uma estratégia de validação que evite tanto o sobreajuste ao conjunto de treino quanto a variabilidade excessiva associada a uma única partição de teste (Murphy, 2012; Kuhn; Johnson, 2013; Baldi; Brunak, 2001). A validação cruzada com k partições (*k-fold cross-validation*) divide o conjunto de dados em k subconjuntos aproximadamente iguais, treina o modelo em $k - 1$ deles e o avalia no restante, repetindo o procedimento k vezes de modo que cada subconjunto seja utilizado uma vez como teste. A estimativa final de desempenho é a média das k avaliações parciais. Em problemas de classificação com classes desbalanceadas, a divisão aleatória pode produzir partições com proporções distintas de classes, o que introduz variância artificial nos resultados. A variante estratificada preserva a proporção original de cada classe em cada partição, reduzindo essa variância e fornecendo estimativas mais representativas (Kuhn; Johnson, 2013; Baldi; Brunak, 2001).

Um aspecto essencial, reforçado por Kuhn e Johnson (2013) e por Baldi e Brunak (2001), é que todas as etapas de pré-processamento dependentes dos dados, como padronização, cálculo da PCA e seleção de hiperparâmetros, devem ser executadas separadamente em cada partição de treino, nunca sobre o conjunto completo. Em bioimpedância, esse cuidado é importante porque múltiplas medições de uma mesma amostra tendem a ser mais semelhantes entre si do que medições de amostras distintas. Tratar medidas repetidas como observações independentes inflaciona o desempenho aparente, um caso particular de vazamento de informação (*data leakage*), termo que designa qualquer situação em que informação do conjunto de teste influencia o modelo treinado. Em estudos de classificação de pescado por estado de congelamento, recomenda-se manter todas as medições de uma mesma amostra na mesma partição para evitar essa contaminação.

Um caso particular desse problema merece atenção, por ser recorrente em bioimpedância de tecidos. Denomina-se pseudorreplacação a situação em que medidas que não são estatisticamente independentes entre si são tratadas como se fossem (Kuhn; Johnson, 2013; Baldi; Brunak, 2001). Ela ocorre sempre que os dados têm estrutura hierárquica, isto é, quando várias observações provêm de uma mesma unidade biológica: três medidas do mesmo filé, duas condições da mesma porção, várias porções do mesmo indivíduo. Medidas que compartilham a mesma unidade tendem a ser mais parecidas entre si do que medidas de unidades distintas, e um classificador treinado sobre algumas delas reconhece a unidade, e não apenas a classe.

O efeito prático é uma superestimação do desempenho. Duas estratégias de particionamento delimitam a magnitude desse efeito. A primeira, aqui denominada estimativa otimista, retém como teste apenas as medidas pareadas de uma sub-unidade e mantém no treino as demais sub-unidades do mesmo indivíduo. A segunda, a estimativa conservadora, retém integralmente todas as medidas de uma unidade biológica, deixando o indivíduo inteiro fora do treino.

Portanto, a diferença entre as duas estimativas é um diagnóstico empírico: ela quantifica o quanto o desempenho aparente excede aquele que se pode esperar sobre unidades biológicas jamais vistas. Apresentar as duas lado a lado é a prática recomendada em estudos com n reduzido, pois oferece ao leitor uma medida direta da robustez do resultado em vez de um número único (Kuhn; Johnson, 2013; Baldi; Brunak, 2001). Os dois protocolos correspondentes adotados neste trabalho, LOFiO e LOPO, são definidos na Subseção 5.5.3 do Capítulo 5.

A avaliação de um classificador não pode basear-se exclusivamente na acurácia global, que não revela como acertos e erros se distribuem entre as classes (Murphy, 2012; Baldi; Brunak, 2001). Por isso, emprega-se um conjunto complementar de métricas obtidas a partir da matriz de confusão. A matriz de confusão C tem elementos C_{ij} iguais ao número de observações da classe verdadeira i atribuídas pelo classificador à classe j . A partir dela definem-se, para cada classe c , a precisão P_c , a sensibilidade (ou *recall*) R_c e o *F1-score* $F_{1,c}$, segundo a Equação (12).

$$P_c = \frac{C_{cc}}{\sum_i C_{ic}}, \quad R_c = \frac{C_{cc}}{\sum_j C_{cj}}, \quad F_{1,c} = \frac{2P_c R_c}{P_c + R_c}. \quad (12)$$

A média aritmética do *F1-score* sobre as classes, conhecida como *F1-macro*, fornece um indicador global que pondera igualmente ambas as classes e é frequentemente adotada em

problemas de classificação biológica (Murphy, 2012; Baldi; Brunak, 2001).

Cabe registrar que, além de PCA seguida de KNN, a literatura de bioimpedância aplicada a alimentos emprega abordagens alternativas como análise discriminante linear (Vidaček et al., 2008; Fernández-Segovia et al., 2012), máquinas de vetores de suporte (Zhang et al., 2024), florestas aleatórias (Zhang et al., 2024) e redes neurais convolucionais unidimensionais (Marcondes et al., 2025). A escolha de PCA seguida de KNN neste trabalho deve-se à interpretabilidade direta da projeção em termos de variância espectral retida, à baixa complexidade de implementação compatível com a possível migração para execução embarcada (Warden; Situnayake, 2020) e à compatibilidade com o tamanho moderado de amostras biológicas tipicamente disponíveis em estudos de qualidade de alimentos (Kuhn; Johnson, 2013).

Essa escolha apoia-se em duas evidências empíricas convergentes. Em discriminação binária de maturação em morangos por bioimpedância na faixa de 20Hz a 300kHz, Ibba et al. (2021) compararam seis classificadores supervisionados e reportaram o KNN como o de maior estabilidade entre treinamento e teste. Em dados de EIS com número reduzido de amostras, Cavalieri (2022) comparou a PCA a métodos não lineares de redução de dimensionalidade e reportou compromisso favorável entre desempenho e custo computacional.

3 TECIDO MUSCULAR DO PESCADO E EFEITOS DO CONGELAMENTO

Este capítulo apresenta os fundamentos biológicos que sustentam a aplicação da espectroscopia de bioimpedância à avaliação de qualidade do pescado. São abordadas a estrutura do tecido muscular de peixes, com atenção à tilápia do Nilo (*Oreochromis niloticus*), os mecanismos de dano celular induzidos pelo congelamento e as alterações estruturais e elétricas documentadas na literatura para diferentes espécies submetidas a ciclos de congelamento e descongelamento. A descrição desses fenômenos fornece a base interpretativa para os resultados experimentais apresentados nos capítulos subsequentes, em que medidas de impedância são correlacionadas com o histórico de congelamento das amostras.

3.1 ESTRUTURA DO TECIDO MUSCULAR DO PESCADO

O tecido muscular do pescado é composto majoritariamente por fibras musculares estriadas envolvidas pelo sarcolema, organizadas em feixes paralelos e separadas por septos de tecido conjuntivo. Diferentemente dos mamíferos terrestres, a musculatura do peixe apresenta uma organização segmentar característica, em que blocos musculares denominados miótomos são separados por mioseptos de tecido conjuntivo dispostos transversalmente ao eixo longitudinal do animal (Grimnes; Martinsen, 2015). Essa organização confere ao filé sua textura característica em lascas e influencia a propagação de correntes elétricas no tecido, uma vez que os septos representam interfaces de descontinuidade composicional e elétrica.

Do ponto de vista celular, as fibras musculares contêm o líquido intracelular separado do meio extracelular pelas membranas plasmáticas, que atuam como barreiras semipermeáveis governando o fluxo iônico entre os compartimentos. É essa compartimentalização que torna a resposta elétrica do tecido dependente da frequência: o comportamento dual da corrente em baixas e altas frequências, descrito na Subseção 2.1.1 do Capítulo 2, é a base física do modelo Cole-Cole e do contraste entre tecido íntegro e tecido com membranas danificadas (Grimnes; Martinsen, 2015; Pliquett, 2010).

A composição química do filé de pescado é dominada por água, em proporções tipicamente entre 70% e 80% da massa total, seguida por proteínas estruturais, em especial actina e miosina, lipídios em proporção variável conforme a espécie e minerais dissolvidos no fluido intersticial e citoplasmático (NEPA-UNICAMP, 2011). Essa elevada proporção aquosa torna o tecido sensível a fenômenos de redistribuição hídrica, que constituem o mecanismo central das alterações induzidas pelo congelamento. A condutividade elétrica em baixas frequências reflete a concentração e a mobilidade dos íons dissolvidos no meio extracelular, principalmente sódio, potássio e cloreto, enquanto a resposta em altas frequências incorpora também a contribuição do meio intracelular (Grimnes; Martinsen, 2015; Vidaček et al., 2008).

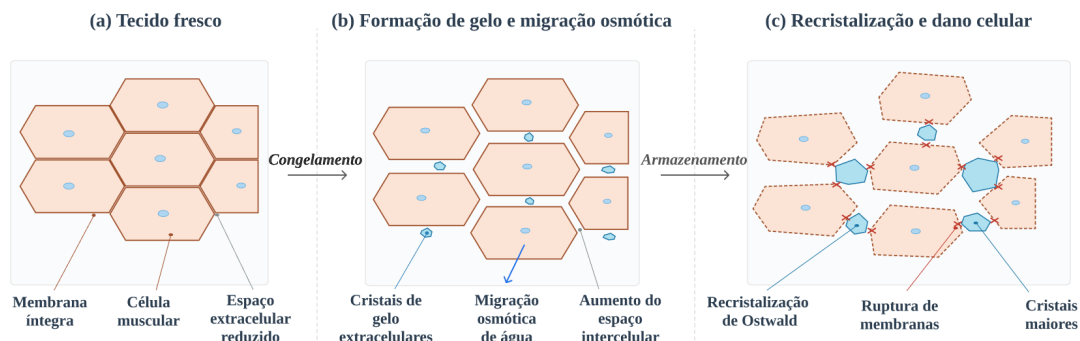
3.2 MECANISMOS DE DANO CELULAR PELO CONGELAMENTO

O congelamento é amplamente empregado na conservação de pescado por inibir o crescimento microbiano e retardar reações enzimáticas e oxidativas. Entretanto, o processo de formação e crescimento de cristais de gelo no tecido muscular provoca danos estruturais progressivos que afetam as propriedades elétricas, mecânicas e sensoriais do material (Li; Zhu; Sun, 2018; Hu; Xie, 2021; Vidaček et al., 2008; Zhang et al., 2024).

O dano celular resulta de três mecanismos principais, descritos em detalhe na revisão de Li, Zhu e Sun (2018). Primeiro, a formação e crescimento de cristais de gelo, nucleados inicialmente no meio extracelular (que possui menor concentração de solutos e ponto de congelamento mais elevado) e que crescem podendo exceder o volume celular original e exercer pressão mecânica sobre as membranas plasmáticas adjacentes. Segundo, a migração e redistribuição de água: o gradiente osmótico induzido pelos cristais extracelulares causa a saída de água do interior das células, provocando encolhimento celular, aumento da concentração de solutos intracelulares e desnaturação progressiva de proteínas estruturais. Terceiro, a recristalização de Ostwald durante ciclos repetidos, em que cristais menores se fundem formando cristais maiores a cada ciclo, causando dano mecânico progressivamente mais severo (Li; Zhu; Sun, 2018; Hu; Xie, 2021). A velocidade de congelamento determina o tamanho dos cristais formados e a magnitude do dano: o congelamento lento (-18°C) favorece cristais extracelulares grandes com dano osmótico pronunciado, condição predominante nas cadeias produtiva e doméstica e por isso adotada como cenário representativo no protocolo experimental deste trabalho (Li; Zhu; Sun, 2018).

A Figura 8 sintetiza os três mecanismos descritos. O painel (a) representa o tecido fresco, com células musculares íntegras, membranas contínuas e espaço intercelular mínimo. O painel (b) ilustra a etapa inicial do congelamento, em que cristais de gelo extracelulares começam a se formar e a água migra do meio intracelular para o extracelular por gradiente osmótico, provocando contração celular e ampliação dos espaços intercelulares. O painel (c) mostra o estado após múltiplos ciclos ou armazenamento prolongado, com cristais maiores resultantes da recristalização de Ostwald e ruptura das membranas celulares, configurando o dano estrutural irreversível que se manifesta nas alterações elétricas discutidas na seção seguinte.

Figura 8 – Mecanismos de dano celular induzidos pelo congelamento e descongelamento em tecido muscular. (a) Tecido fresco com células íntegras. (b) Formação de cristais de gelo extracelulares e migração osmótica de água. (c) Recristalização e ruptura de membranas após ciclos repetidos ou armazenamento prolongado.



Fonte: elaborado pelo autor com base em (Li; Zhu; Sun, 2018; Hu; Xie, 2021).

3.3 ALTERAÇÕES ESTRUTURAIS E ELÉTRICAS DOCUMENTADAS NA LITERATURA

Trabalhos experimentais recentes quantificam o dano progressivo em músculo de peixe submetido a múltiplos ciclos de congelamento e descongelamento. Hu e Xie (2021) investigaram o efeito de cinco ciclos sucessivos em filé de jurel-chileno (*Trachurus murphyi*), utilizando microscopia eletrônica de varredura, microtomografia computadorizada por raios-X e análises físico-químicas. Os autores reportam que a estrutura secundária das proteínas musculares se altera progressivamente, com o teor de α -hélice reduzindo de 59,05% para 51,83% após cinco ciclos, enquanto as estruturas β -folha, β -volta e aleatória aumentam, indicando desnaturação proteica cumulativa. O volume de poros, a porosidade e o diâmetro médio dos cristais de gelo também aumentam com o número de ciclos, evidência direta do dano estrutural progressivo às fibras musculares. Paralelamente, a perda por gotejamento (*drip loss*) e a perda por cozimento crescem monotonicamente com o número de ciclos, enquanto o valor-K (índice de degradação do ATP) e o TVB-N (nitrogênio volátil total básico) também se elevam, indicando degradação progressiva do frescor (Hu; Xie, 2021).

Essas alterações estruturais traduzem-se em mudanças mensuráveis no espectro de impedância elétrica. A ruptura das membranas celulares aumenta a condutividade efetiva do tecido, pois o fluido intracelular passa a contribuir para a condução mesmo em baixas frequências, sem ser bloqueado pela membrana (Vidaček et al., 2008; Fernández-Segovia et al., 2012; Marcondes et al., 2025). Em consequência, o parâmetro R_0 do modelo Cole-Cole, que representa a resistência em baixas frequências, tende a diminuir. A perda de integridade das membranas celulares reduz a componente capacitiva do tecido e comprime o arco de Cole-Cole no diagrama de Nyquist, especialmente na região de dispersão β (Vidaček et al., 2008; Fuentes et al., 2013). O parâmetro R_∞ , que reflete a condução combinada dos fluidos intra e extracelular em alta frequência, apresenta comportamento variável entre estudos, em função da composição iônica residual dos compartimentos após a ruptura das membranas (Marcondes et al., 2025). Por sua

vez, o parâmetro fracionário α tende a diminuir, uma vez que a homogeneização estrutural reduz a distribuição de tempos de relaxação característica do tecido íntegro (Marcondes et al., 2025). A frequência característica f_c também se desloca, refletindo alterações na constante de tempo das membranas residuais e na composição iônica dos compartimentos (Zhang et al., 2024; Marcondes et al., 2025). Como resultado global, o módulo $|Z|$ apresenta-se inferior ao da amostra fresca em toda a faixa de frequências analisada (Fernández-Segovia et al., 2012; Zhang et al., 2024; Leng et al., 2024).

Estudos experimentais em diversas espécies corroboram esses efeitos e a sua utilidade diagnóstica. Em robalo (*Dicentrarchus labrax*), Vidaček et al. (2008) demonstraram que a reatância medida em frequências acima de 500 kHz é o indicador mais sensível para diferenciar amostras com diferentes históricos de congelamento. Em salmão atlântico, Fernández-Segovia et al. (2012) mostraram que espectroscopia de impedância combinada com análise de componentes principais e análise discriminante é capaz de distinguir amostras frescas de amostras congeladas e descongeladas. Mais recentemente, Zhang et al. (2024) aplicaram bioimpedância multifrequencial a amostras de salmão e obtiveram acurácias de até 98% na classificação em três categorias (fresco, um ciclo e múltiplos ciclos), empregando floresta aleatória. Em lombo suíno, Leng et al. (2024) confirmaram que os efeitos do congelamento se acumulam progressivamente com o número de ciclos, tornando a discriminação de múltiplos ciclos viável por espectroscopia de impedância. Convergentes entre espécies e protocolos, essas evidências sustentam a abordagem adotada neste trabalho, em que a bioimpedância é empregada para discriminar tecido fresco de tecido submetido a um único ciclo de congelamento e descongelamento. A caracterização da progressão sob múltiplos ciclos documentada na literatura aqui revisada permanece como extensão natural para trabalhos futuros.

O Quadro 2 sintetiza as principais alterações reportadas nos parâmetros do modelo Cole-Cole após congelamento, consolidando o padrão geral observado em diferentes espécies e estudos.

Quadro 2 – Síntese das alterações nos parâmetros Cole-Cole após congelamento e descongelamento, segundo a literatura consultada.

Parâmetro	Tendência	Interpretação física
R_0	Diminui	Aumento da condutividade extracelular efetiva
R_∞	Variável	Depende da composição iônica residual
α	Diminui	Homogeneização estrutural do tecido
f_c	Desloca-se	Alteração das constantes de tempo das membranas
$ Z $ global	Diminui	Perda de integridade das barreiras celulares

Fonte: elaborado pelo autor a partir de (Vidaček et al., 2008; Fernández-Segovia et al., 2012; Zhang et al., 2024; Leng et al., 2024; Marcondes et al., 2025).

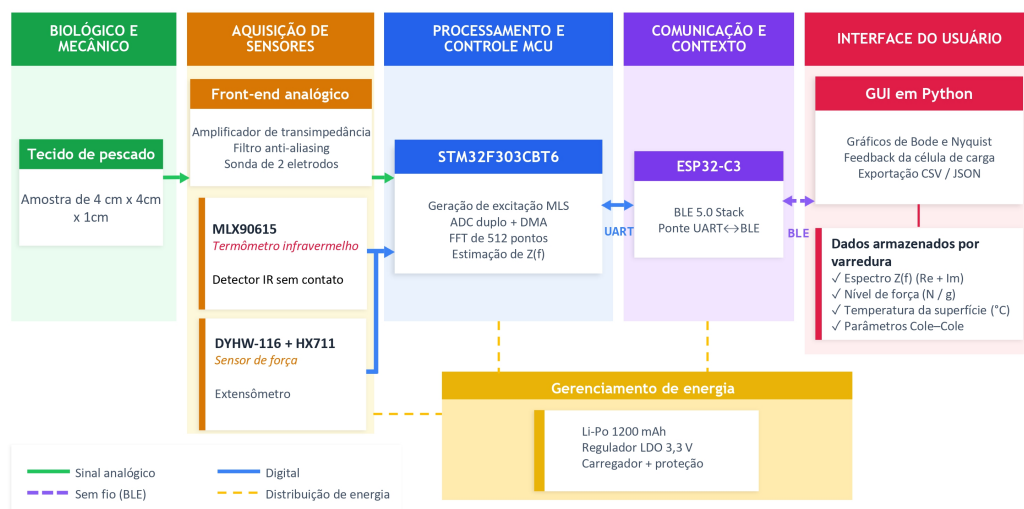
4 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

Este capítulo descreve a implementação do dispositivo portátil de espectroscopia de bio-impedância elétrica em banda larga proposto. O Capítulo 2 estabeleceu a base teórica do modelo Cole-Cole, da técnica de excitação por sequências binárias de comprimento máximo (MLS) e da topologia EHCS clássica de fonte de corrente e o Capítulo 3 apresentou os fundamentos biológicos do tecido de pescado e os efeitos do congelamento. O presente capítulo apresenta as escolhas de projeto específicas, a estratégia de aquisição e processamento embarcado, o algoritmo de extração dos parâmetros Cole-Cole executado no *firmware*, o procedimento de calibração empregado e as limitações conhecidas da implementação atual.

4.1 VISÃO GERAL DO DISPOSITIVO

A arquitetura do sistema é organizada em torno de um microcontrolador STM32F303CBT6, que executa todas as etapas da medição. A geração do estímulo ocorre simultaneamente à aquisição sincronizada dos sinais analógicos. Concluída a aquisição, o microcontrolador calcula sobre os dados adquiridos a transformada discreta de Fourier (DFT) por meio de uma implementação rápida (FFT) e a partir do espectro resultante realiza o ajuste do modelo Cole-Cole. Um *front-end* analógico de quatro estágios construído com amplificadores operacionais OPA4354 faz a interface entre o pino digital do microcontrolador e os eletrodos de medição. Dois sensores auxiliares registram a temperatura da amostra sem contato e a força de contato do dispositivo sobre a superfície do filé. Um módulo ESP32-C3 retransmite os dados via *Bluetooth Low Energy* (BLE) a uma aplicação Python em computador, na qual ocorrem a visualização e o armazenamento local. A Figura 9 apresenta a visão conceitual do sistema.

Figura 9 – Diagrama conceitual do dispositivo desenvolvido.



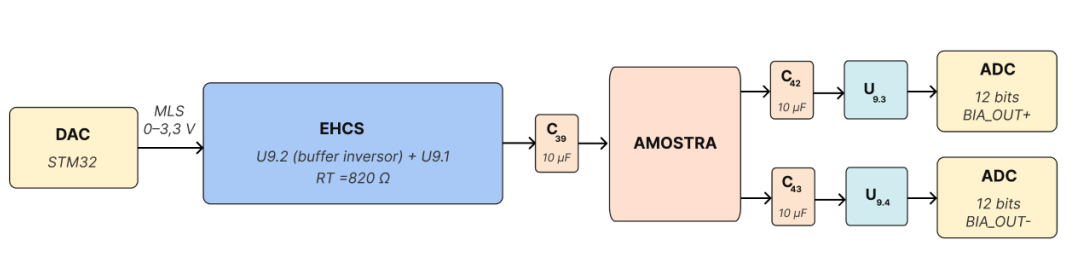
Fonte: elaborado pelo autor.

4.2 FRONT-END ANALÓGICO

O *front-end* analógico foi concebido para atender a três requisitos simultâneos. O primeiro é a injeção de uma corrente alternada de amplitude controlada na amostra, com impedância de saída suficientemente elevada para preservar a constância da corrente diante das variações de impedância do tecido ao longo da banda de medição. O segundo é a aquisição da tensão diferencial desenvolvida sobre a amostra com resolução compatível com a faixa dinâmica do ADC interno do microcontrolador. O terceiro é a operação com fonte única de 3,3 V e referência DC virtual centrada em $V_{\text{ref}} = 1,65 \text{ V}$, dispensando fontes simétricas e reduzindo o consumo total.

A topologia adotada é organizada em torno de quatro amplificadores operacionais do circuito integrado OPA4354 da Texas Instruments, que reúne quatro amplificadores em encapsulamento único. O OPA4354 foi escolhido pelo elevado produto ganho-banda e *slew rate* (100 MHz e 150 V/ μs), suficientes para reproduzir as transições da excitação MLS em toda a banda útil, pelo baixo ruído de entrada e pela operação *rail-to-rail* a partir de fonte única de 3,3 V. A combinação de produto ganho-banda na ordem de duas décadas acima da frequência máxima de interesse e de *slew rate* adequado é necessária para preservar a integridade do sinal MLS na faixa que se estende até pouco abaixo de f_{atu} , de aproximadamente 1,95 MHz, na qual as transições de borda do estímulo binário, com amplitude próxima a 3,3 V e duração inferior a 0,5 μs , exigem capacidade de excursão temporal compatível. A Figura 10 apresenta o diagrama em blocos com a numeração dos quatro amplificadores empregados.

Figura 10 – Diagrama em blocos do *front-end* analógico: estímulo MLS do DAC, fonte de corrente EHCS ($U_{9,1}$, $R_{\text{trans}} = R_{42} = 820 \Omega$), injeção na amostra e par diferencial de medição de tensão ($U_{9,3}$, $U_{9,4}$). A corrente é reconstruída por *software* a partir da queda de tensão sobre R_{trans} .



Fonte: elaborado pelo autor.

A Figura 11 apresenta o esquemático elétrico completo do *front-end* analógico, com a numeração dos componentes empregada ao longo desta seção. O esquemático evidencia a topologia EHCS organizada em torno de $U_{9,1}$, complementada por $U_{9,2}$ como amplificador de leitura de corrente (*current sense*) no lado da amostra do resistor de transcondutância R_{42} . O termo *sense* designa em eletrônica analógica um amplificador de entrada de alta impedância cuja função é amostrar a tensão de um nó interno sem perturbá-lo, permitindo que essa

tensão seja simultaneamente lida por um conversor analógico-digital e reinjetada como sinal de realimentação no estágio ativo subsequente. No presente projeto, $U_{9,2}$ acumula essas duas funções, atuando como seguidor de tensão unitário de alta impedância de entrada que bufferiza o nó da amostra de R_{42} tanto para a leitura pelo canal ADC do microcontrolador quanto para a realimentação cruzada característica da topologia Howland aprimorada (Seção 2.4). O par de amplificadores não-inversores $U_{9,3}$ e $U_{9,4}$ condiciona a tensão diferencial sobre a amostra para os canais BIA_OUT+ e BIA_OUT- do microcontrolador. Os três capacitores de bloqueio DC C_{39} , C_{42} e C_{43} e a rede de polarização em $V_{\text{ref}} = 1,65 \text{ V}$ aparecem identificados sobre o diagrama. As subseções seguintes discutem em detalhe cada um dos quatro subcircuitos, com referência direta aos designadores e valores indicados nesta figura.

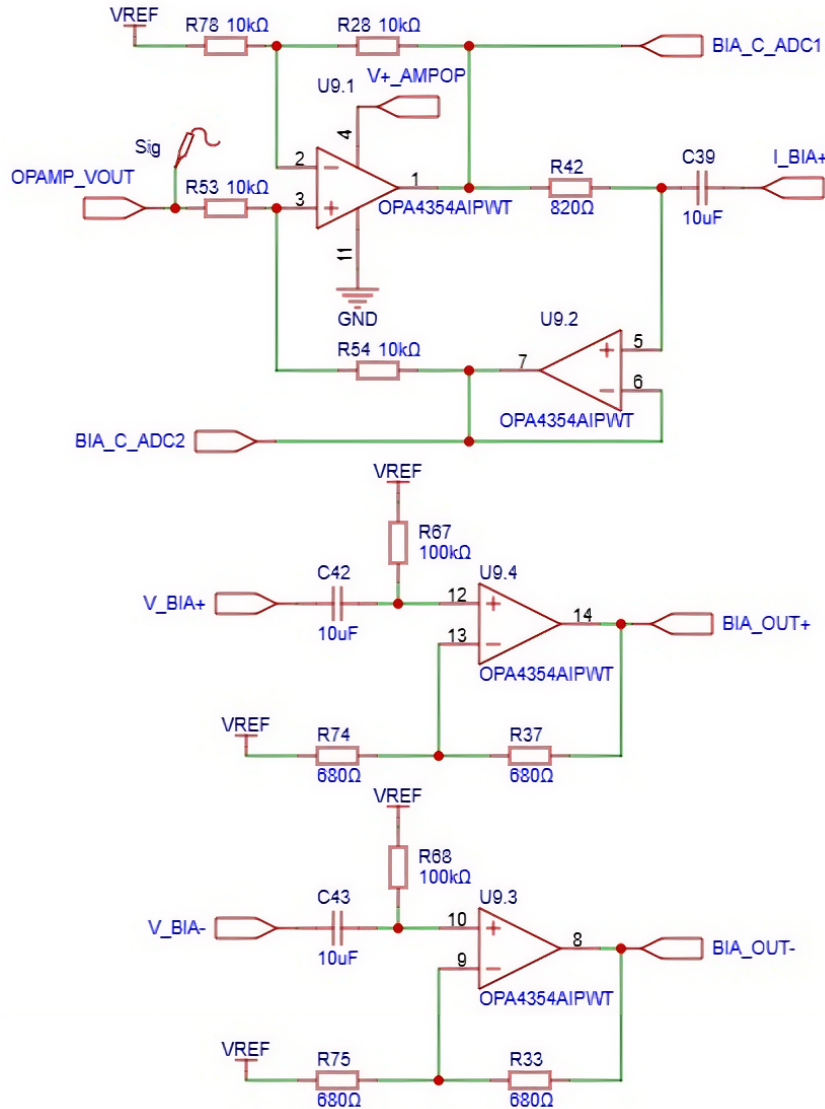
4.2.1 Caminho de Excitação e Amplificador de Leitura de Corrente

O caminho de excitação parte do DAC interno do microcontrolador STM32F303CBT6 (instância DAC1, canal 1) e termina na entrada não-inversora da fonte de corrente EHCS descrita na Subseção 4.2.2. O DAC opera em modo de duas tensões, correspondente à natureza binária da sequência MLS: nível baixo fixado em 0 V e nível alto fixado no fundo de escala do DAC de 12 bits, correspondente a uma tensão de saída próxima a 3,3 V. Essa configuração é a condição necessária para preservar a simetria AC do estímulo em torno da referência DC virtual $V_{\text{ref}} = 1,65 \text{ V}$ adotada pela rede de polarização do EHCS. Qualquer nível alto inferior a 3,3 V deslocaria o valor médio da onda binária para fora de V_{ref} , introduzindo uma componente DC residual que, embora bloqueada pelo capacitor de acoplamento C_{39} (Subseção 4.2.3), geraria um transiente de carga de longa duração sobre o capacitor a cada modificação do nível, com consequente perda de amostras úteis durante a janela de aquisição. Portanto, o nível alto do DAC é mantido no fundo de escala do conversor. A escolha do DAC, em vez de um pino GPIO comutado por *software*, justifica-se por três motivos. O primeiro é a baixa impedância de saída do *buffer* interno do DAC1 (opção DAC_OutputBuffer_ENABLE), que alimenta diretamente a EHCS sem estágio de isolamento. O segundo é o *slew rate* dedicado, suficiente para reproduzir as transições da MLS (tempo de subida da ordem de $0,3 \mu\text{s}$) sem o *jitter* e as assimetrias de borda típicos da comutação por *software*. O terceiro é a possibilidade de disparo pelo mesmo sinal TIM2_TRG0 que arma os ADCs, estabelecendo uma cadeia de temporização única por *hardware* que garante a coerência de fase exigida pela DFT. A saída do DAC (pino PA4) alimenta a entrada não-inversora da EHCS através do resistor $R_{53} = 10 \text{ k}\Omega$, integrante da rede de Howland balanceada detalhada na Subseção 4.2.2.

4.2.1.1 Amplificador de Leitura de Corrente ($U_{9,2}$)

O amplificador $U_{9,2}$ exerce duas funções simultâneas que justificam sua presença no circuito apesar da ausência de um estágio de *buffer* no caminho de excitação. A primeira função é a de seguidor de tensão de alta impedância de entrada, conectado ao nó da amostra do resistor de

Figura 11 – Esquemático elétrico do *front-end* analógico: fonte de corrente EHCS ($U_{9,1}$) com resistor de transcondutância $R_{\text{trans}} = R_{42} = 820\Omega$, amplificador de leitura de corrente $U_{9,2}$ e par diferencial de medição de tensão ($U_{9,3}$ e $U_{9,4}$, ganho $G_{V,\text{cal}} = 2,0$). Os capacitores C_{39} , C_{42} e C_{43} realizam o acoplamento AC.



Fonte: elaborado pelo autor.

transcondutância R_{42} . Sua saída (BIA_C_ADC2) é entregue diretamente ao canal ADC4_IN4 do microcontrolador (pino PB14), sem capacitor de bloqueio interposto. Essa configuração permite a leitura da tensão no lado da amostra de R_{42} sem carregar o nó, característica essencial para a reconstrução fiel da corrente injetada na amostra. A segunda função é a de realimentação cruzada da rede da EHCS: a saída de $U_{9,2}$ retorna à entrada não-inversora de $U_{9,1}$ pelo resistor R_{54} , fechando a malha que distingue a topologia Howland aprimorada da Howland clássica, conforme discutido na Seção 2.4 do Capítulo 2. O ganho de $U_{9,2}$ é unitário, estabelecido por curto-circuito entre a saída e a entrada inversora.

A leitura da tensão no outro lado de R_{42} , correspondente à saída direta de $U_{9,1}$, é encami-

nhada pelo canal BIA_C_ADC1 ao ADC3_IN5 do microcontrolador (pino PB13). A corrente que atravessa a amostra é então reconstruída em *software* como a diferença normalizada por R_{trans} :

$$i(t) = \frac{V_{\text{BIA_C_ADC1}}(t) - V_{\text{BIA_C_ADC2}}(t)}{R_{\text{trans}}}, \quad (13)$$

operação implementada bin a bin no *firmware* a partir das amostras adquiridas simultaneamente por DMA pelos dois ADC.

4.2.2 Fonte de Corrente EHCS

O estágio $U_{9.1}$ implementa a fonte de corrente de Howland aprimorada cuja fundamentação foi apresentada na Seção 2.4 do Capítulo 2. A topologia adotada é a EHCS de um único amplificador operacional, alimentada diretamente pela saída do DAC do microcontrolador através do resistor $R_{53} = 10 \text{ k}\Omega$, conforme descrito na Subseção 4.2.1. A rede de realimentação é fechada pelo amplificador de leitura $U_{9.2}$ (Subsubseção 4.2.1.1), que retorna a tensão do lado da amostra de R_{42} à entrada não-inversora de $U_{9.1}$ pelo resistor R_{54} , caracterizando a realimentação cruzada que distingue a topologia Howland aprimorada da Howland clássica. O arranjo resultante consiste em duas malhas resistivas balanceadas em torno de $U_{9.1}$, em configuração análoga a um amplificador de instrumentação modificado, conforme descrito na nota de aplicação de Pease (2008) da Texas Instruments. A condição de balanceamento exige que as razões entre os resistores das duas malhas sejam iguais, o que é garantido na implementação adotada pela escolha de pares idênticos com tolerância de 1% nos componentes do mesmo lote.

O resistor de transcondutância $R_{\text{trans}} = 820 \Omega$ define o ganho de corrente da fonte. Para uma tensão de excitação binária de $V_{\text{ref}} = 1,65 \text{ V}$ em cada terminal do par diferencial, isto é, $2V_{\text{ref}} = 3,3 \text{ V}_{pp}$ entre os dois terminais da rede de Howland, a corrente de pico-a-pico injetada na carga é dada por

$$I_{pp} = \frac{2V_{\text{ref}}}{R_{\text{trans}}} = \frac{2 \cdot 1,65 \text{ V}}{820 \Omega} \approx 4,0 \text{ mA}, \quad (14)$$

correspondendo a uma corrente de pico I_{pico} de aproximadamente $2,0 \text{ mA}$. Este valor é o limite teórico máximo da corrente entregue à carga, correspondente ao máximo nível da excitação binária. Quando avaliada como valor RMS sobre o espectro útil da MLS, a energia se distribui entre as $N/2$ raia do espectro unilateral, aproximadamente 512.

A medição da corrente efetivamente entregue à amostra é realizada de modo indireto, por meio da queda de tensão sobre o próprio resistor de transcondutância $R_{\text{trans}} = 820 \Omega$. A tensão em cada uma das duas extremidades de R_{42} é amostrada simultaneamente por dois canais distintos do microcontrolador: a extremidade do lado de $U_{9.1}$ é lida diretamente pelo canal BIA_C_ADC1 (ADC3_IN5, pino PB13), e a extremidade do lado da amostra é lida pelo canal BIA_C_ADC2 (ADC4_IN4, pino PB14) através do amplificador de leitura $U_{9.2}$ descrito na Subsubseção 4.2.1.1. A corrente que atravessa R_{trans} é então reconstruída em *software* pela equação (13), o que dispensa instrumentação dedicada e elimina o uso de resistores *shunt* de

baixo valor e estágios diferenciais adicionais que seriam necessários em topologias com medição direta de corrente.

O resistor $R_{78} = 10\text{k}\Omega$ retorna a entrada não inversora de $U_{9.1}$ à referência V_{ref} , em vez de a GND, escolha que preserva a simetria de trilho da saída e assegura comportamento bipolar do sinal de corrente em torno de zero. Esta configuração corresponde à recomendação canônica da topologia “Howland Aprimorada” (*Improved Howland*) detalhada na nota de aplicação AN-1515 da Texas Instruments (Pease, 2008), onde se demonstra que o retorno do resistor de polarização ao mesmo nó de referência DC adotado pela entrada inversora é condição necessária para que a corrente de saída atinja excursão bipolar completa.

4.2.3 Acoplamento AC e Capacitores de Bloqueio

Os três capacitores de bloqueio C_{39} , C_{42} e C_{43} aparecem identificados na Figura 11. Uma característica essencial do projeto do *front-end* é o uso de acoplamento AC entre a fonte de corrente EHCS, os eletrodos de contato e os amplificadores de medida de tensão, abordagem padrão em instrumentação de bioimpedância (Bera, 2014; Grimnes; Martinsen, 2015) pelos motivos discutidos na Subseção 2.2.4 do Capítulo 2. Esta subseção descreve a topologia adotada e suas implicações espectrais sobre a banda de operação útil do dispositivo.

4.2.3.1 Topologia e Componentes

O acoplamento AC é implementado por três capacitores cerâmicos multicamada de dielétrico X5R, encapsulamento 0402, valor nominal $10\mu\text{F}$ (C_{39} , C_{42} , C_{43} , todos da família *Samsung Electro-Mechanics CL05A106MP5NUNC*). C_{39} é posicionado em série com a saída de corrente da fonte EHCS, e C_{42} e C_{43} são posicionados em série com cada um dos dois caminhos de medição de tensão sobre a amostra, alimentando respectivamente os estágios $U_{9.3}$ e $U_{9.4}$ que entregam os canais BIA_OUT+ e BIA_OUT- ao microcontrolador. Esta disposição garante que, em regime permanente, nenhuma componente DC flua através dos eletrodos de contato com o tecido, independentemente das tensões de polarização internas do *front-end* ou da deriva térmica dos amplificadores operacionais.

A escolha de capacitância nominal $10\mu\text{F}$ foi orientada pela necessidade de que a frequência de corte do filtro passa-altas equivalente ao acoplamento AC se situe abaixo da extremidade inferior da banda útil da MLS, de aproximadamente 1 kHz. Para um capacitor em série com a impedância equivalente do caminho, dada pela soma do resistor de transcondutância $R_{\text{trans}} = 820\Omega$ e da impedância do tecido tipicamente inferior a 400Ω na dispersão β , a frequência de corte nominal é

$$f_{c,\text{HP}}^{\text{nom}} = \frac{1}{2\pi C R_{\text{eq}}} \approx \frac{1}{2\pi \cdot 10\mu\text{F} \cdot 1,2\text{k}\Omega} \approx 13\text{Hz}, \quad (15)$$

o que estabelece margem da ordem de duas décadas em relação ao limite inferior da banda útil.

4.2.3.2 Derating de Capacitância em Dielétrico X5R

Capacitores cerâmicos de classe 2 (X5R) apresentam redução da capacitância efetiva com a tensão DC de polarização aplicada, fenômeno conhecido como *DC bias derating*, tipicamente entre 30% e 70% sob polarização da ordem da tensão nominal do componente (Murata Manufacturing Co., 2020). Para os capacitores *CL05A106MP5NUNC* adotados (10 V nominais, operando sob $V_{\text{ref}} = 1,65 \text{ V}$), estima-se $C_{\text{eff}} \approx 5 \mu\text{F}$, redução de cerca de 50%, o que eleva a frequência de corte efetiva do passa-altas para

$$f_{c,\text{HP}}^{\text{eff}} \approx \frac{1}{2\pi \cdot 5 \mu\text{F} \cdot 1,2 \text{ k}\Omega} \approx 26 \text{ Hz}, \quad (16)$$

ainda comodamente abaixo da extremidade inferior da banda útil. O *derating* foi caracterizado experimentalmente sobre cargas $R \parallel C$ passivas (Subseção 4.4.3.2), e suas demais contribuições à resposta espectral são discutidas na Subseção 4.5.1.

4.2.4 Front-end de Tensão

Os amplificadores $U_{9,3}$ e $U_{9,4}$, posicionados à direita da Figura 11, realizam a medição diferencial da tensão sobre a amostra. Cada um deles amplifica o sinal de tensão de um dos dois eletrodos de medida, acoplado em AC pelos capacitores C_{42} e C_{43} respectivamente e a tensão diferencial sobre a amostra é reconstruída em *software* como a diferença entre as duas leituras. Trata-se de dois amplificadores não-inversores idênticos, cujo ganho é determinado pela razão entre os resistores de realimentação $R_{37} = R_{33} = 680 \Omega$ e os resistores de polarização do nó inversor $R_{74} = R_{75} = 680 \Omega$:

$$G_V = 1 + \frac{R_{37}}{R_{74}} = 1 + \frac{680 \Omega}{680 \Omega} = 2,0. \quad (17)$$

A entrada não inversora de cada estágio é polarizada em V_{ref} por uma rede de alta impedância composta pelos resistores R_{67} e R_{68} de $100 \text{ k}\Omega$, o que centraliza o sinal AC na metade da faixa do ADC e maximiza o aproveitamento da faixa dinâmica disponível. A escolha de uma topologia não inversora simples, em vez de um amplificador de instrumentação dedicado, explora a baixa tensão de *offset* de entrada e a impedância de entrada elevada do OPA4354.

O valor $G_V = 2,0$ é uma escolha de projeto que em conjunto com o resistor de transcondutância $R_{\text{trans}} = 820 \Omega$ (Subseção 4.2.2), estabelece o produto $G_V \cdot R_{\text{trans}} \cdot I_{\text{pico}}$ de modo a manter o canal de tensão operando dentro da região linear do amplificador, com margem inferior de pelo menos 50% em relação ao trilho, para a faixa de impedância biológica esperada no Capítulo 3, tipicamente entre 200Ω e 400Ω na dispersão β . A constante *INST_GANH0*, definida em *cfg.h*, corresponde a esse ganho no *firmware*. As saídas *BIA_OUT+* de $U_{9,3}$ e *BIA_OUT-* de $U_{9,4}$ alimentam respectivamente os canais *ADC2_IN4* (pino PA7) e *ADC1_IN1* (pino PA0) do microcontrolador, lidos simultaneamente por DMA na mesma janela de aquisição em que ocorre a leitura dos canais de medida de corrente (Subsubseção 4.2.1.1).

4.2.5 Configuração de Eletrodos

A discussão sobre as configurações bipolar e tetrapolar foi apresentada na Subseção 2.1.2 do Capítulo 2. A configuração adotada na versão experimental do dispositivo é a bipolar. Essa escolha foi orientada por três fatores principais.

O primeiro é a simplicidade construtiva da ponteira de medição. O dispositivo foi concebido como um instrumento de inspeção rápida, em que o operador pressiona a ponteira contra a superfície do filé por intervalo da ordem de um segundo. Reduzir o número de eletrodos de quatro para dois facilita a fabricação mecânica, a montagem em campo e a limpeza entre medições, requisitos operacionais relevantes em ambiente de processamento de pescado.

O segundo é o regime de impedância da amostra. O tecido muscular de tilápia, à temperatura de medição de $4 \pm 1^\circ\text{C}$, apresenta módulo de impedância tipicamente no intervalo de centenas de Ohms na dispersão β , conforme reportado para tecidos análogos (Vidaček et al., 2008; Marcondes et al., 2025). Com eletrodos de níquel de área controlada e bom contato mecânico, a impedância de polarização da interface eletrodo-tecido nessa faixa é dominada pela componente capacitiva da dupla camada e tende a ser baixa em comparação com a impedância do tecido (Bera, 2014; Grimnes; Martinsen, 2015). Nessa condição, a informação espectral sobre o estado do tecido continua sendo recuperável a partir de uma medição bipolar, especialmente para a aplicação proposta neste trabalho, em que o objetivo é a discriminação entre estados (fresco versus descongelado), e não a determinação absoluta de propriedades elétricas.

O terceiro é a coerência com a literatura mais próxima desta aplicação. Trabalhos de bioimpedância aplicada a pescado utilizam frequentemente configuração bipolar com eletrodos de contato superficial (Vidaček et al., 2008; Fuentes et al., 2013), e os modelos preditivos relatados nessas publicações operam justamente sobre os parâmetros extraídos desse tipo de medição. Portanto, a escolha bipolar do dispositivo desenvolvido é a que melhor preserva a comparabilidade dos resultados aqui obtidos com a literatura de referência.

A versão atual do *hardware* permanece compatível com operação tetrapolar: o esquema com quatro eletrodos pode ser implementado pela simples conexão de eletrodos adicionais aos pontos de medição $U_{9,3}$ e $U_{9,4}$, sem alteração da PCB. Essa alternativa é registrada como linha de evolução futura.

4.2.5.1 Eletrodos Físicos

Os eletrodos da versão experimental do dispositivo são duas peças retangulares de níquel sem revestimento, com dimensões úteis de $9,5 \times 2,7$ mm cada. As duas peças são montadas em paralelo na ponteira do dispositivo, com separação de 15 mm medida entre as bordas internas voltadas uma para a outra. Essa distância foi escolhida para que o volume amostrado seja compatível com a espessura típica do filé de tilápia na região de medição, mantendo o trajeto de corrente predominantemente dentro do tecido e contribuindo para reduzir o peso relativo da impedância da interface eletrodo-tecido sobre o módulo total medido em comparação com

arranjos mais densamente espaçados.

A fixação dos eletrodos utiliza o mecanismo de ponteira mola-carregada descrito na Seção 4.8, cuja função é manter força de contato controlada entre os eletrodos e a superfície da amostra ao longo da medição, mensurada em paralelo pela célula de carga DYHW-116 acoplada ao conjunto. A área nominal de contato de cada eletrodo é $9,5 \times 2,7$ mm, ou aproximadamente $25,65 \text{ mm}^2$, com a expectativa de que a pressão aplicada pelo mecanismo produza contato superficial razoavelmente uniforme ao longo dessa área quando a ponteira é pressionada contra o filé.

A escolha do níquel foi orientada por critérios de disponibilidade, facilidade de usinagem, custo e resistência à corrosão em meios aquosos, configurando solução adequada à etapa de prototipagem. As limitações conhecidas desse material, incluindo a polarização capacitiva da dupla camada em baixas frequências (parcialmente atenuada pelo acoplamento AC, Subseção 4.2.3) e a inadequação para contato com tecido destinado ao consumo humano por liberação de íons Ni^{2+} , são endereçadas na Seção 6.9 como linha de evolução para versões subsequentes, com substituição por eletrodos não polarizáveis como Ag/AgCl (Grimnes; Martinsen, 2015).

4.3 MICROCONTROLADOR E FIRMWARE

O microcontrolador empregado no dispositivo é o STM32F303CBT6 da STMicroelectronics, baseado no núcleo ARM Cortex-M4 de 32 bits operando a 72 MHz com unidade de ponto flutuante de precisão simples (FPU). O dispositivo dispõe de memória interna suficiente para o armazenamento simultâneo dos *buffers* de aquisição, dos vetores intermediários da FFT e dos vetores de saída do ajuste Cole-Cole, distribuídos entre SRAM convencional e a memória acoplada ao núcleo (CCMRAM). A escolha do modelo CBT6 em encapsulamento LQFP-48 foi orientada pela compactação da PCB e pelo custo unitário inferior, sem perda dos periféricos críticos para a aplicação.

4.3.1 Recursos Empregados

O Quadro 3 lista os periféricos do STM32F303CBT6 efetivamente empregados pelo *firmware* desenvolvido e a função correspondente.

Os canais de tensão e de corrente são convertidos por dois ADC independentes (ADC3 e ADC4), em vez do modo *interleaved* de um único par, para preservar a coerência de fase entre eles. No modo intercalado, as amostras dos dois canais são tomadas em instantes ligeiramente distintos, introduzindo um erro de fase proporcional à frequência. O disparo simultâneo dos dois ADC pelo mesmo evento do TIM2 elimina esse erro na origem, ao custo de mais pinos e canais de DMA.

Quadro 3 – Periféricos do STM32F303CBT6 utilizados pelo *firmware*.

Periférico	Instância	Função no dispositivo
Timer base de tempo	TIM2	Define f_{atu} da MLS e dispara conversões do ADC
DAC	DAC1_OUT1 (PA4)	Entrega a sequência MLS ao <i>front-end</i> com amplitude fixa próxima ao fundo de escala do DAC
ADC (tensão)	ADC1, ADC2	Digitalizam o par diferencial de tensão do <i>front-end</i> : ADC1 em BIA_OUT- (PA0) e ADC2 em BIA_OUT+ (PA7)
ADC (corrente)	ADC3, ADC4	Digitalizam os canais BIA_C_ADC1 (PB13) e BIA_C_ADC2 (PB14) para reconstrução da corrente sobre R_{trans}
DMA	DMA1, DMA2	Transferem amostras dos quatro ADC para a SRAM sem intervenção do núcleo
FPU	integrada	Acelera FFT, módulo, fase e ajuste de Cole em ponto flutuante de precisão simples
I ² C	I2C1	Comunicação com o sensor de temperatura MLX90615
GPIO + bit-banging	PA10, PA11	Comunicação com o conversor HX711 da célula de carga
UART	USART1	Enlace serial com o módulo ESP32-C3
Memória CCMRAM	8 kB	Armazena FFT_Saida_Buff e variáveis críticas em latência de acesso

Fonte: elaborado pelo autor.

4.3.2 Geração da MLS pelo DAC

A sequência MLS é construída em *software* pelo microcontrolador e entregue ao *front-end* pelo DAC interno do STM32F303CBT6 (instância DAC1, canal 1, pino PA4). O LFSR de ordem 10 com polinômio primitivo $p(x) = x^{10} + x^3 + 1$, descrito na Seção 2.3 do Capítulo 2, é gerado uma única vez na inicialização e armazenado em um vetor de 1023 amostras de 12 bits, com *taps* nas posições 9 e 2 do registrador (0-indexado).

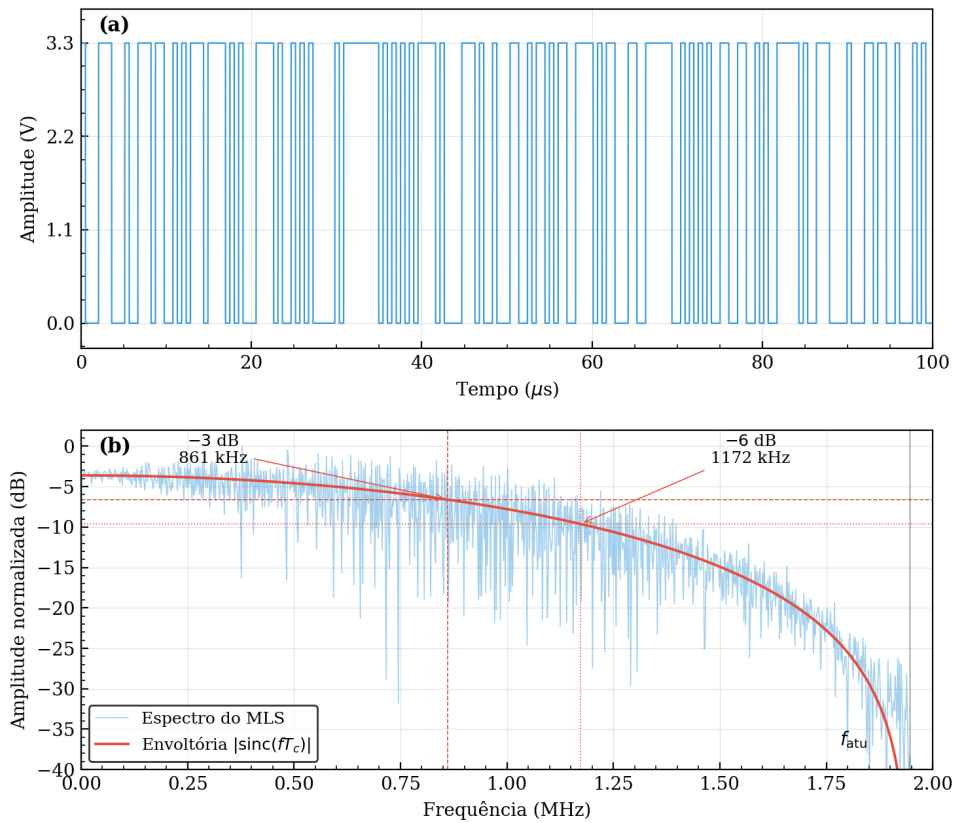
Cada bit da sequência é mapeado para dois níveis do DAC: nível baixo em zero e nível alto é 3,3 V, única configuração compatível com a simetria AC do estímulo em torno de $V_{\text{ref}} = 1,65$ V, conforme detalhado na Subseção 4.2.1. O vetor é entregue ao DAC por DMA disparado por TIM2, eliminando a intervenção do núcleo durante a emissão.

A frequência de atualização do DAC, fixada pelo *auto-reload* de TIM2, é $f_{\text{atu}} \approx 1,95$ MHz. O período da sequência é $T_{\text{MLS}} = N/f_{\text{atu}} \approx 525 \mu\text{s}$ e a resolução espectral $\Delta f = f_{\text{atu}}/N \approx 1,9$ kHz. A banda a -3 dB estende-se até cerca de 861 kHz e a banda a -6 dB até 1,17 MHz, delimitando a região com energia espectral significativa para o ajuste do modelo de impedância.

A Figura 12 apresenta a sequência MLS real gerada pelo *firmware*, nos domínios do tempo e da frequência. O traçado temporal evidencia a natureza binária pseudoaleatória, com

transições rápidas entre 0 e 3,3 V. O espectro de amplitude, obtido por FFT sobre um período completo, confirma o comportamento teórico: amplitude aproximadamente plana nas baixas frequências e queda progressiva a partir de algumas centenas de kHz, com um zero em torno de f_{atu} e um segundo lóbulo de amplitude reduzida acima dessa frequência, descartado na análise por relação sinal-ruído insuficiente.

Figura 12 – Sinal MLS gerado pelo *firmware* do dispositivo. (a) Domínio do tempo nos primeiros 100 μs , com transições binárias entre 0 e 3,3 V. (b) Espectro de amplitude unilateral (cinza) e envoltória teórica $|\text{sinc}(fT_c)|$ (preto), ambos normalizados pelos respectivos máximos.



Fonte: elaborado pelo autor.

4.3.3 Aquisição Sincronizada

Cada ciclo de medição adquire $N_{\text{ADC}} = 1024$ amostras por canal, valor fixado pela constante `FFT_BUFF_TAMANHO` do *firmware*. A taxa de amostragem por canal é igual à frequência de atualização do DAC, $f_s = f_{\text{atu}} \approx 1,95 \text{ MHz}$, de modo que o intervalo de aquisição $T_{\text{aqs}} = N_{\text{ADC}}/f_s \approx 525 \mu\text{s}$ cobre aproximadamente um período completo da sequência MLS de $N = 1023 \text{ chips}$. As amostras são transferidas diretamente para a SRAM por dois canais de DMA configurados em modo circular, sem intervenção do núcleo durante a aquisição. Nesse intervalo, a FPU permanece livre para concluir o processamento do espectro anterior.

A sincronização entre estímulo e aquisição é garantida pelo fato de que tanto a atualização do DAC quanto o disparo dos ADC são originados no mesmo timer (TIM2), em modo *slave-master* com sinal TRGO. Esse arranjo elimina o *jitter* relativo entre a sequência MLS e a janela de amostragem, e preserva a coerência de fase necessária ao cálculo correto da impedância complexa. A consequência metrológica direta dessa arquitetura é que a banda de Nyquist do sistema de aquisição coincide com a faixa de 0 a $f_{\text{atu}}/2$, ou seja, aproximadamente 975 kHz, dentro da qual está contida toda a energia espectral significativa da MLS, conforme a discussão da banda útil apresentada na Subseção 4.4.3.2. As componentes do segundo lóbulo do envelope sinc, situadas acima de f_{atu} no espectro contínuo da MLS ideal, não fazem parte do sinal efetivamente amostrado pelo dispositivo.

Para incrementar a SNR sem aumentar a duração de cada medição individual, o *firmware* permite configurar o número de médias temporais (N_{avg}) por meio de comando UART. O valor padrão adotado nas medições deste trabalho é $N_{\text{avg}} = 20$, o que corresponde, em uma medição típica, a tempo total inferior a 20 ms para a aquisição bruta dos ciclos a serem promediados, antes do processamento.

4.3.4 Cálculo do Espectro da Impedância

Sobre cada par de *buffers* promediados, o *firmware* aplica a transformada rápida de Fourier por meio da função `arm_rfft_fast_f32` da biblioteca CMSIS-DSP. Os fasores complexos $V(f_k)$ e $I(f_k)$ são utilizados para o cálculo da impedância em cada raia espectral

$$Z(f_k) = \frac{V(f_k)}{I(f_k)}, \quad f_k \in \mathcal{F}_{\text{válido}}, \quad (18)$$

com a corrente derivada da queda de tensão sobre R_{42} pela relação $I(f_k) = \Delta V_{R_{\text{trans}}}(f_k)/R_{\text{trans}}$, contraparte no domínio da frequência da Equação (13). O conjunto $\mathcal{F}_{\text{válido}}$ corresponde às raias situadas dentro da banda útil da MLS, em que a densidade espectral da corrente de excitação é diferente de zero, condição necessária para que o quociente da Equação (18) esteja bem condicionado numericamente. Raias fora desse conjunto são excluídas do cálculo da impedância, conforme a definição operacional apresentada a seguir. As partes real e imaginária de $Z(f_k)$ são armazenadas em vetores intercalados (Z_{carga}), com a convenção de índices pares para $\text{Re}(Z)$ e ímpares para $\text{Im}(Z)$.

Apenas as raias situadas dentro da banda útil da MLS são utilizadas no ajuste posterior. O limite superior é imposto pela própria frequência de Nyquist do sistema de aquisição, $f_{\text{atu}}/2 \approx 975$ kHz (Subseção 4.3.3): o primeiro lóbulo do envelope sinc está contido abaixo dessa frequência, ao passo que o segundo lóbulo, situado acima de f_{atu} , não é amostrado e portanto não comparece ao espectro. O *firmware* fixa ainda um teto configurável, `COLE_FIT_MAX_FREQ_HZ` = 1 MHz, que nesta versão permanece acima de Nyquist e não exclui raias adicionais. Raias com $\text{Re}(Z) \leq 0$, atribuídas a ruído ou a polarização residual, são igualmente descartadas (Freeborn; Critcher, 2021). Esses critérios definem operacionalmente o conjunto $\mathcal{F}_{\text{válido}}$ introduzido na Equação (18).

4.3.5 Implementação da Busca Coordenada para Cole-Cole

Em geral, o ajuste dos parâmetros Cole-Cole sobre um espectro experimental é formulado como um problema de mínimos quadrados não lineares no vetor $(R_0, R_\infty, \alpha, f_c)$. Na literatura, esse problema é tradicionalmente resolvido em ferramentas de computação de bancada com bibliotecas de otimização não linear de uso científico (Freeborn; Critcher, 2021; Sirtoli, 2018), que exigem memória e suporte a ponto flutuante de precisão estendida tipicamente indisponíveis em microcontroladores embarcados de baixo custo. O sistema desenvolvido neste trabalho executa a estimativa diretamente no STM32F303 por meio de uma busca coordenada (*coordinate search*) sobre o vetor $(R_0, R_\infty, \alpha, f_c)$. A escolha desta estratégia, em vez de algoritmos baseados em gradiente ou em populações, é motivada por três fatores: implementabilidade em aritmética de ponto flutuante simples com uso reduzido de memória; robustez a descontinuidades e ruídos pontuais do espectro; e não exigência de cálculo de derivadas analíticas ou jacobianas da função Cole-Cole.

O procedimento, implementado na rotina MBIA_ColeFitEstimate do *firmware*, organiza-se em cinco etapas. A primeira é a seleção das raia do conjunto $\mathcal{F}_{\text{válido}}$ definido na Subseção 4.3.4, o ajuste é executado apenas se restarem pelo menos oito pontos válidos. A segunda é a inicialização heurística com $R_0^{(0)} = \max_k \text{Re}(Z(f_k))$, $R_\infty^{(0)} = \min_k \text{Re}(Z(f_k))$, $\alpha^{(0)} = 0,70$ (valor típico para tecido muscular (Freeborn; Critcher, 2021)) e $f_c^{(0)}$ na raia de $|\text{Im}(Z)|$ máximo. A terceira é a busca coordenada propriamente dita: o algoritmo perturba individualmente cada parâmetro nas duas direções, mantendo os demais fixos e aceita apenas as perturbações que reduzem o erro, quando nenhuma das oito perturbações da vizinhança corrente melhora o ajuste os passos são contraídos por fatores fixos inferiores à unidade. A variação de f_c é conduzida em escala logarítmica, uma vez que a frequência característica varia em ordens de grandeza entre tecidos. O procedimento encerra quando todos os passos caem abaixo de limiares de estabilidade ou ao atingir o teto de 45 iterações, raramente alcançado na prática. A quarta é a imposição de restrições físicas, com $R_0 > R_\infty \geq 0$, $\alpha \in [0,05; 1,00]$ e $f_c \in [0,1 f_{\min}; 10 f_{\max}]$, que evitam soluções degeneradas numericamente válidas mas fisicamente implausíveis. A quinta é a função-erro a ser minimizada, dada pelo erro quadrático médio relativo no plano complexo, normalizado por $|Z(f_k)|^2$:

$$\varepsilon^2 = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \frac{(\text{Re}\{Z_{\text{mod}}(f_k)\} - \text{Re}\{Z(f_k)\})^2 + (\text{Im}\{Z_{\text{mod}}(f_k)\} - \text{Im}\{Z(f_k)\})^2}{|Z(f_k)|^2}. \quad (19)$$

Essa normalização equaliza a contribuição de raia de diferentes ordens de grandeza, evitando que bins de baixa frequência com módulo elevado dominem o erro em detrimento das raia de alta frequência, mais sensíveis a R_∞ e α (Freeborn; Critcher, 2021; Sirtoli, 2018). A saída do procedimento é o quádruplo $(R_0, R_\infty, \alpha, f_c)$ associado ao mínimo erro e o valor numérico do erro residual ε^2 é transmitido junto com os parâmetros para que a aplicação Python possa avaliar a qualidade do ajuste de cada espectro adquirido.

Os parâmetros Cole-Cole estimados pelo *firmware* sobre a banda útil do dispositivo,

delimitada inferiormente pela resolução espectral $\Delta f \approx 1,9 \text{ kHz}$ e superiormente pela frequência de Nyquist $\approx 975 \text{ kHz}$, correspondem ao ajuste do arco de dispersão β tal como observado pelo protótipo nessa janela espectral. Tecidos biológicos apresentam adicionalmente, em frequências inferiores à banda de operação do dispositivo, um arco de polarização eletrodo-tecido associado à dupla camada de Helmholtz e à dispersão α (Subseção 2.2.4 do Capítulo 2), cuja contribuição domina o módulo da impedância em frequências da ordem de hertz a kilohertz. Esse arco não é capturado pelo ajuste por situar-se fora da banda de operação, decisão de projeto compatível com a aplicação proposta, na qual o efeito do congelamento sobre o tecido se manifesta predominantemente na dispersão β (Vidaček et al., 2008; Marcondes et al., 2025).

Em consequência, os parâmetros $(R_0, R_\infty, \alpha, f_c)$ emitidos pelo *firmware* não devem ser interpretados como medidas absolutas dos parâmetros físicos do tecido em uma janela espectral completa, mas como descritores numéricos compactos do arco β tal como amostrado pelo dispositivo. Esses descritores são reproduzíveis entre réplicas independentes da mesma amostra biológica, conforme demonstrado na Subseção 4.5.2.1 pelo coeficiente de variação $CV(R_0) < 5\%$ adotado como critério de qualidade. Não obstante essa reprodutibilidade, o mau condicionamento do ajuste do arco na banda do protótipo (resíduo do módulo superior a 25% em baixa frequência e R_∞ resultante de extrapolação para além da banda útil) conduziu à exclusão desses parâmetros do vetor de características do classificador, decisão fundamentada empiricamente na Subseção 6.2.2 do Capítulo 6. Portanto, a discriminação entre os estados fresco e descongelado apoia-se nas características espectrais diretas (módulo, fase e razões entre módulos) derivadas do mesmo espectro.

4.4 CALIBRAÇÃO

A medição de impedância produzida pelo dispositivo está sujeita a fatores de escala sistemáticos que se originam de três fontes principais: a tolerância real dos resistores que definem o ganho do *front-end* de tensão e o ganho de corrente da EHCS, o desbalanceamento residual entre os dois canais $U_{9,3}$ e $U_{9,4}$ e a variação do produto ganho-banda do OPA4354 ao longo do espectro. Em uma medição não calibrada, esses fatores deslocam o módulo de $Z(f)$ por um valor aproximadamente constante na faixa intermediária e introduzem desvios mais expressivos próximos aos extremos da banda. O procedimento de calibração descrito a seguir corrige a parcela dominante desse erro sistemático.

4.4.1 Carga de Referência

A calibração é executada com cargas RC passivas conhecidas substituindo a amostra biológica entre os eletrodos do dispositivo. Em sua forma mais simples, uma única resistência de precisão de tolerância 1%, com valor nominal próximo à mediana das impedâncias esperadas no tecido, fornece um ponto de calibração puramente real e independente da frequência. Para verificação adicional do comportamento espectral, são utilizados conjuntos paralelos $R \parallel C$ com

valores de R e C projetados para produzir frequências características $f_c = 1/(2\pi RC)$ situadas dentro da dispersão β esperada para o tecido. As cargas RC são montadas em soquetes dedicados, de modo a manter as condições de contato e de cabeamento aproximadamente iguais às adotadas na medição da amostra biológica.

4.4.2 Fator de Ganho Global

O *firmware* armazena dois fatores de calibração relevantes para a magnitude da impedância: o ganho de instrumentação $G_{V,cal} = 2,0$, que corresponde à razão V_{ADC}/V_{tecido} aferida no *front-end* de tensão (Subseção 4.2.4), e o fator Z_{gain} com valor padrão 0,885 que captura o erro residual de escala da cadeia completa de medição. O valor de Z_{gain} é ajustado pelo operador, por meio do comando UART `IRxxxxF`, de modo que a impedância medida sobre uma carga de referência coincida com o valor nominal.

Portanto, a calibração é do tipo fator de ganho global multiplicativo. O operador inicia a sessão medindo uma carga conhecida, calcula a razão entre o valor nominal e o valor medido e atualiza Z_{gain} por meio do comando UART correspondente. Em medições posteriores realizadas na mesma sessão experimental, o fator armazenado é aplicado a todas as raiais do espectro de modo idêntico.

4.4.3 Validação Experimental do Procedimento de Calibração

A validade do procedimento de calibração e a faixa em que o dispositivo preserva linearidade aceitável foram avaliadas com dois conjuntos complementares de cargas passivas: quatro resistores puros de tolerância 1% com valores nominais 10 Ω , 47 Ω , 91 Ω e 216 Ω , e oito combinações $R \parallel C$ formadas pelo produto cartesiano destes resistores com capacitores cerâmicos de 11 nF e 43 nF. As cargas RC produzem frequências características $f_c = 1/(2\pi RC)$ distribuídas entre 17 kHz e 1,45 MHz, abrangendo a banda útil do instrumento. Cada carga foi medida em três aquisições independentes do tipo IZ no protótipo, sem remoção dos cabos entre aquisições.

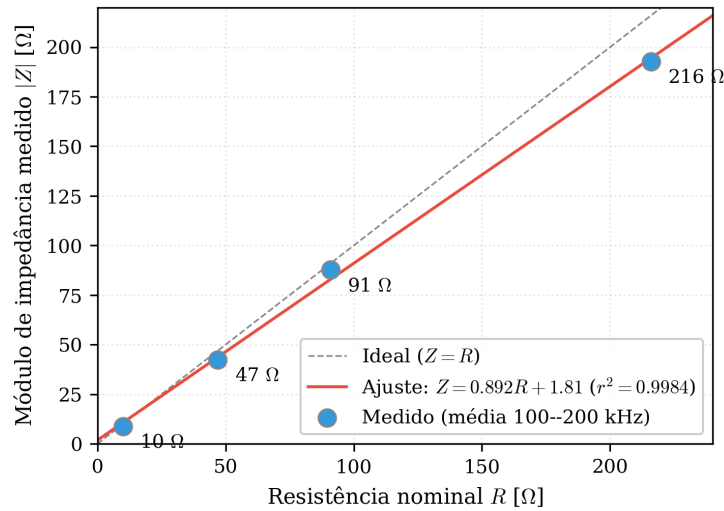
4.4.3.1 Linearidade com Cargas Resistivas Puras

A Figura 13 apresenta o módulo de impedância médio na banda 100–200 kHz medido pelo protótipo para os quatro resistores puros, juntamente com o ajuste linear $|Z| = a \cdot R + b$ por mínimos quadrados. O coeficiente de determinação resultante é $r^2 = 0,9984$, com inclinação $a = 0,892$ e intercepto $b = 1,81 \Omega$.

A Tabela 1 apresenta os valores numéricos correspondentes, com a coluna $|Z|_{med}$ representando a média na banda 100–200 kHz e a coluna de erro relativo computada como $(|Z|_{med} - R)/R$.

O erro relativo mantém-se entre -11% e $-3,6\%$ em toda a faixa (Tabela 1, Figura 13), indicando desvio sistemático predominantemente multiplicativo. O fator atual $Z_{gain} = 0,885$ subcompensa em aproximadamente 10,8% a cadeia em relação ao inverso da inclinação $a = 0,892$, um ajuste fino de Z_{gain} para aproximadamente 0,992 aproximaria a inclinação da unidade. Esse

Figura 13 – Linearidade do módulo de impedância medido em função da resistência nominal, na banda 100–200 kHz. Os pontos correspondem à média das três aquisições do tipo IZ. A reta tracejada indica a resposta ideal $|Z| = R$.



Fonte: elaborado pelo autor.

Tabela 1 – Medição do módulo de impedância sobre resistores puros, na banda 100–200 kHz, após calibração com fator $Z_{\text{gain}} = 0,885$.

R_{nom} (Ω)	$ Z _{\text{med}}$ (Ω)	Erro absoluto (Ω)	Erro relativo (%)
10	8,89	−1,11	−11,1
47	42,46	−4,54	−9,7
91	87,73	−3,27	−3,6
216	192,82	−23,18	−10,7

Fonte: elaborado pelo autor.

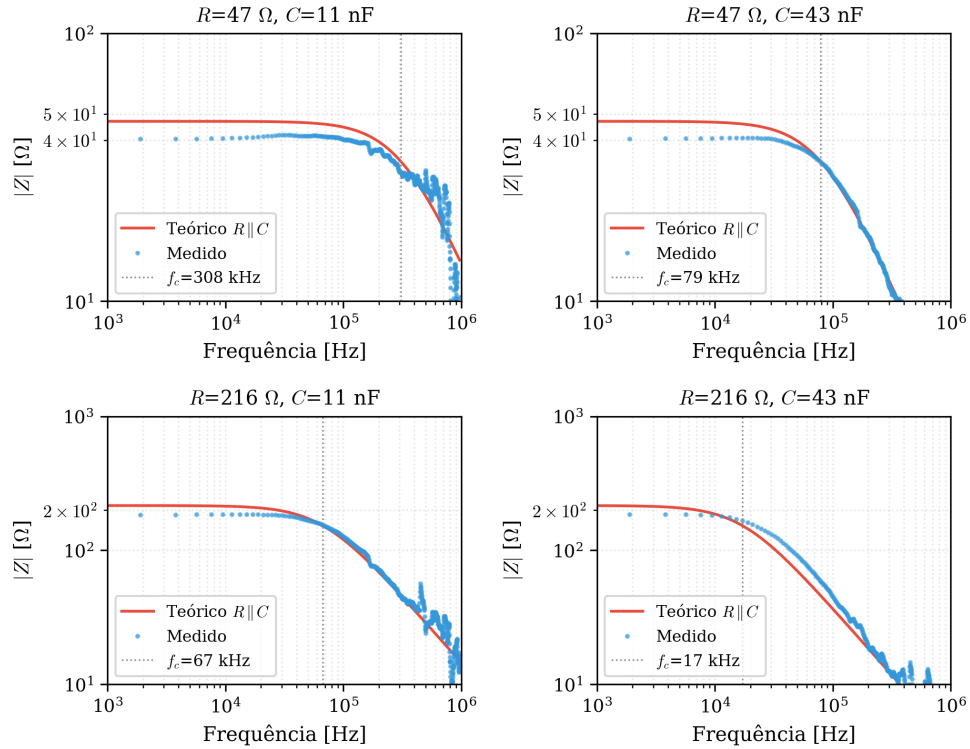
refinamento não foi aplicado por duas razões: o desvio remanescente é sistemático e reproduzível, portanto invisível à classificação PCA seguida de KNN após a normalização $z\text{-score}$ (Capítulo 5), e um fator otimizado sobre cargas resistivas puras não captura a componente capacitiva da interface eletrodo-tecido, podendo introduzir desvio distinto em tecido biológico.

4.4.3.2 Resposta a Cargas $R \parallel C$ e Banda Útil

A Figura 14 apresenta a comparação entre o módulo de impedância medido pelo protótipo e o módulo teórico de quatro combinações $R \parallel C$ representativas, em escala bilogarítmica.

A inspeção da Figura 14 permite identificar três regimes distintos. Na faixa de baixa frequência abaixo de f_c , o protótipo segue o platô resistivo das cargas com erro inferior a 15%. Na vizinhança de f_c , em uma janela aproximada de meia década em torno do polo, a resposta acompanha o decaimento teórico com erro relativo entre 1% e 15%. Acima de aproximadamente 300kHz, surgem desvios mais expressivos, atribuídos à capacitância parasita dos cabos, que introduz um polo adicional próximo a 500kHz não contido no modelo teórico simples. A Tabela 2

Figura 14 – Resposta espectral a quatro cargas $R \parallel C$ representativas. A curva contínua em vermelho indica o módulo teórico e os pontos azuis correspondem à média de três aquisições IZ do protótipo. A linha vertical pontilhada marca a frequência característica $f_c = 1/(2\pi RC)$.



Fonte: elaborado pelo autor.

sintetiza para cada uma das oito cargas medidas o erro médio em três bandas representativas.

Tabela 2 – Erro relativo entre $|Z|_{\text{med}}$ e $|Z|_{\text{teo}}$ das cargas $R \parallel C$, em três bandas representativas.

Carga	R (Ω)	C (nF)	f_c (kHz)	Erro relativo médio (%)	
				5–50 kHz	50–200 kHz
10 $\parallel$ 11 nF	10	11	1447	–12,2	–11,8
10 $\parallel$ 43 nF	10	43	370	–12,2	–12,1
47 $\parallel$ 11 nF	47	11	308	–13,4	–7,9
47 $\parallel$ 43 nF	47	43	79	–13,3	+1,6
91 $\parallel$ 11 nF	91	11	159	–7,8	+0,5
91 $\parallel$ 43 nF	91	43	41	–6,3	+5,7
216 $\parallel$ 11 nF	216	11	67	–13,5	+1,9
216 $\parallel$ 43 nF	216	43	17	–12,8	+9,6

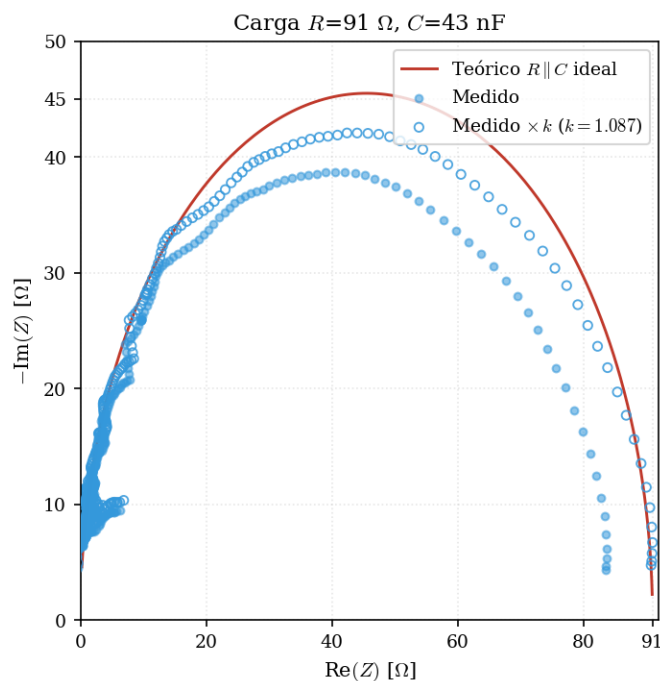
Fonte: elaborado pelo autor.

O desvio sistemático observado na Tabela 2 foi quantificado por um ajuste linear em escala bilogarítmica sobre os pontos válidos das oito cargas, na faixa de 5 a 200 kHz. A inclinação log-log próxima da unidade e o fator multiplicativo global da ordem de 1,02 indicam desvio

sistemático médio inferior a 3% e ausência de viés multiplicativo relevante na cadeia analógica como um todo. Porém, o fator individual varia de 0,9 a 1,17 entre cargas, em correlação com o valor de C , o que evidencia que a componente capacitiva (em aplicação biológica, a da interface eletrodo–tecido) não é capturável por um único fator escalar, combinando diferença de magnitude com um pequeno deslocamento da frequência característica efetiva. Por essa razão, não se aplica correção *a posteriori* por fator único aos resultados reportados, em coerência com a Subsubseção 4.4.3.1. A pertinência desse desvio para a classificação por bioimpedância é discutida no Capítulo 6 sob a perspectiva da invariância dos atributos espectrais à normalização $z\text{-score}$ e sua manifestação sobre a carga $91\ \Omega \parallel 43\ \text{nF}$ é ilustrada na Figura 15.

A faixa útil empírica em tecido biológico, definida como o intervalo de frequência em que o erro relativo se mantém abaixo de 15% tanto em módulo quanto em fase, abrange aproximadamente 50kHz a 200kHz, conforme consolidado na Subseção 4.5.4. Essa banda é mais estreita que a banda espectral $-3\ \text{dB}$ do envelope sinc da MLS (até cerca de 861 kHz, Seção 2.3 do Capítulo 2): abaixo de 50kHz a polarização da interface eletrodo–tecido degrada a medição, e acima de 200kHz a comparação quantitativa fica limitada pela faixa do instrumento de referência. A Figura 15 apresenta o diagrama de Nyquist da carga $R = 91\ \Omega$ paralela com $C = 43\ \text{nF}$, em comparação com o comportamento teórico do circuito $R \parallel C$ ideal.

Figura 15 – Diagrama de Nyquist da carga $R = 91\ \Omega$ paralela com $C = 43\ \text{nF}$. Curva vermelha: comportamento teórico do circuito $R \parallel C$ ideal. Pontos azuis preenchidos: espectro medido pelo protótipo na faixa de 1 kHz a 800 kHz. Pontos azuis abertos: medições multiplicadas por um fator escalar 1,09 obtido como a razão entre o módulo teórico e o módulo medido na extremidade de baixa frequência do semicírculo.



Fonte: elaborado pelo autor.

4.5 VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL DO DISPOSITIVO

Esta seção apresenta a caracterização experimental do dispositivo desenvolvido, organizada em quatro etapas. A primeira examina a resposta do sistema em domínio do tempo sobre cargas passivas conhecidas (Subseção 4.5.1), com o objetivo de identificar os polos dominantes da cadeia analógica e estabelecer em que regime a medida em domínio da frequência preserva a impedância da carga. A segunda compara o dispositivo desenvolvido com um instrumento comercial de referência (Emstat4R, PalmSens BV) sobre amostras biológicas de sardinha (Subseção 4.5.2). A terceira registra as limitações conhecidas do procedimento de calibração e da cadeia de medição (Subseção 4.5.3). A quarta sintetiza em base quantitativa a banda útil de operação resultante destes ensaios (Subseção 4.5.4).

4.5.1 Análise das Formas de Onda em Domínio do Tempo

A análise da resposta do dispositivo em domínio do tempo, sobre cargas passivas conhecidas, complementa a caracterização espectral apresentada na Subseção 4.4.3 ao tornar visíveis efeitos do *front-end* que não se manifestam diretamente no ajuste linear do módulo de impedância, mas que estabelecem o regime físico de operação do sinal. A Figura 16 apresenta o sinal de corrente $I(t)$ e o sinal de tensão $V(t)$ adquiridos pelos canais ADC do microcontrolador durante o comando IT sobre a carga $R = 47\ \Omega$ pura, em uma janela temporal intermediária de aproximadamente $131\ \mu\text{s}$ posterior ao transitório inicial da aquisição. Essa janela é representativa do regime estacionário da MLS e contém um número suficiente de transições binárias para tornar visíveis as três observações relevantes ao entendimento do regime de operação do dispositivo discutidas a seguir.

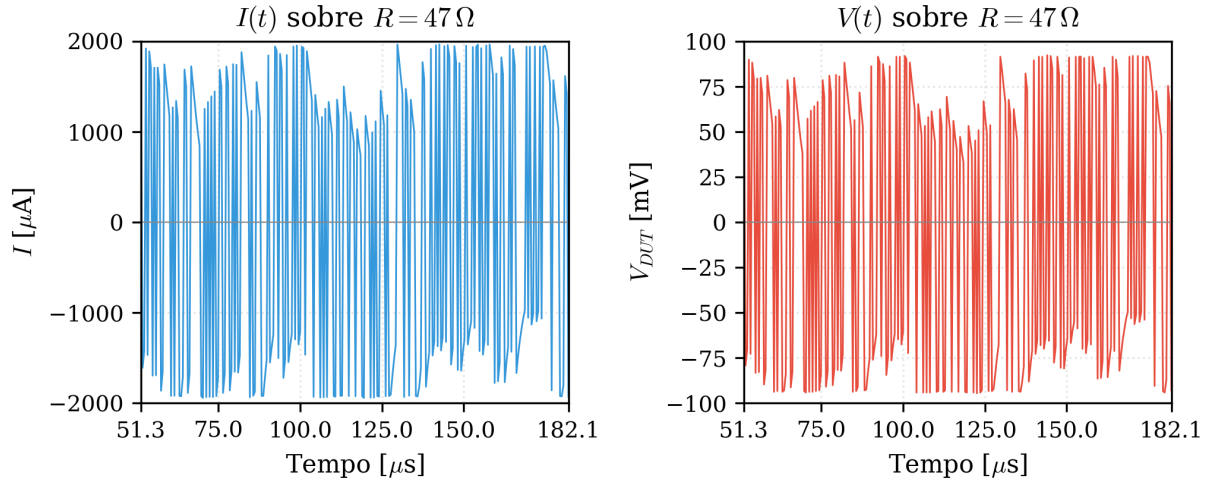
A inspeção da Figura 16 estabelece três observações relevantes ao regime de operação do dispositivo. A primeira é que a forma temporal pseudoaleatória das formas de onda é uma propriedade intrínseca do sinal MLS, gerado pelo polinômio primitivo $x^{10} + x^3 + 1$ com $N = 1023$ *chips*, e não constitui artefato de medição: o espectro de potência aproximadamente plano da MLS apresentado na Seção 2.3 do Capítulo 2 é indissociável da aparência visualmente irregular no domínio do tempo. A segunda é que, sobre cargas reativas $R \parallel C$, $V(t)$ apresentaria suavização das transições rápidas (constante de tempo $\tau = RC$), enquanto $I(t)$ permaneceria próxima da observada sobre carga puramente resistiva, evidência da elevada impedância de saída da fonte EHCS, conforme confirmado quantitativamente na Subsubseção 4.4.3.2.

A terceira observação é a mais relevante metodologicamente. A medida de impedância é executada no domínio da frequência via FFT (Subseção 4.3.4), pela razão entre os fasores complexos dos canais de tensão e corrente, conforme a Equação (20):

$$Z(f_k) = \frac{\tilde{V}_{\text{ADC}}(f_k)}{\tilde{I}_{\text{ADC}}(f_k)} = \frac{H_V(f_k)}{H_I(f_k)} Z_{\text{DUT}}(f_k), \quad (20)$$

onde H_V e H_I representam as funções de transferência totais dos canais. Quando os dois canais apresentam funções de transferência idênticas a razão H_V/H_I se cancela, justificativa do uso de

Figura 16 – Formas de onda em domínio do tempo sobre carga $R = 47\ \Omega$ pura. Painel esquerdo: corrente $I(t)$ injetada pela fonte EHCS, lida pelo canal de medida de corrente do dispositivo. Painel direito: tensão $V_{DUT}(t)$ correspondente sobre a carga, lida pelo *front-end* de tensão. Os sinais apresentados correspondem a uma janela temporal de aproximadamente $131\ \mu\text{s}$ extraída do interior da aquisição IT.



Fonte: elaborado pelo autor.

front-end simétrico com componentes pareados (Subseções 4.2.4 e 4.2.3). Distorções comuns aos dois canais, como as oscilações amortecidas das transições rápidas, a quantização do ADC e polos parasitários comuns, são assim suprimidas no cálculo da impedância. Pequenas diferenças entre os capacitores de bloqueio C_{42} e C_{43} traduzem-se em diferenças de fase entre H_V e H_I que se acentuam em frequências próximas à do passa-altas (ordem de 10 Hz a 1 kHz), efeito quantitativamente compatível com a discrepância observada na faixa 1–10 kHz na comparação com o instrumento de referência (Subseção 4.5.2.2). Portanto, a aparência irregular das formas de onda no domínio do tempo não constitui critério de qualidade da medição de impedância: a qualidade é avaliada pela conformidade espectral contra cargas conhecidas (Subseção 4.4.3) e pela discriminação preservada entre amostras (Subseção 4.5.2), e a banda útil empírica do dispositivo (Subseção 4.5.4) reflete o intervalo em que o pareamento entre H_V e H_I é suficientemente preciso.

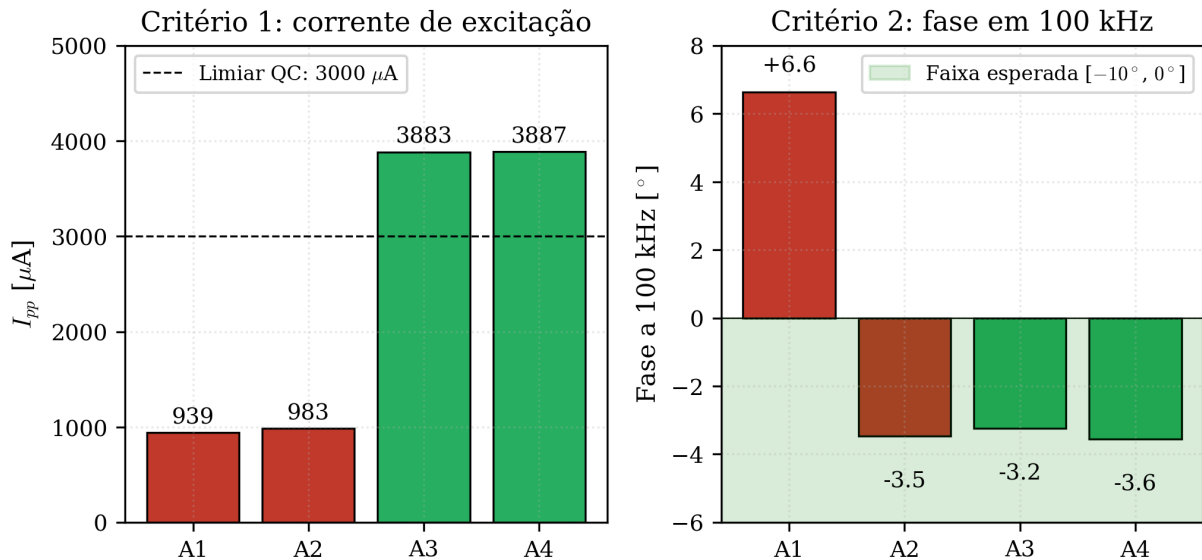
4.5.2 Validação Cruzada com Instrumento Comercial

Para avaliar o desempenho do dispositivo em amostra biológica, foram realizadas medições preliminares sobre quatro espécimes individuais de sardinha (*Sardinella brasiliensis*), adquiridos congelados em mercado e descongelados a temperatura ambiente antes da medição. Cada amostra foi medida em sequência pelo protótipo desenvolvido neste trabalho e pelo instrumento de referência Emstat4R (PalmSens BV) na configuração de espectroscopia de impedância, com os mesmos eletrodos de níquel e a mesma posição de inserção no filé.

4.5.2.1 Critérios de Controle de Qualidade da Medição

A medição em tecido biológico está sujeita a variabilidade de contato entre os eletrodos e a superfície da amostra, decorrente da heterogeneidade local do tecido, da pressão aplicada pela ponteira e da presença de fluidos superficiais. Para selecionar as medições válidas, são adotados três critérios objetivos, aplicados em todas as medições biológicas deste trabalho. Os dois primeiros, corrente de excitação e fase do espectro, dependem de um único varrimento e aplicam-se tanto ao conjunto principal de tilápia (Capítulo 6) quanto à validação cruzada com sardinha descrita a seguir. O terceiro, consistência inter-réplica, requer réplicas da mesma amostra e aplica-se ao conjunto de tilápia, em que cada porção foi medida em triplicata. A Figura 17 apresenta os dois primeiros critérios sobre as quatro amostras de sardinha medidas.

Figura 17 – Critérios de controle de qualidade aplicados às quatro amostras medidas. À esquerda, o pico-a-pico da corrente de excitação: valores inferiores ao limiar de 3 mA indicam perda de *compliance* da fonte EHCS por impedância de contato elevada. À direita, a fase do espectro a 100kHz: valores fora da faixa $[-10^\circ, 0^\circ]$ indicam artefato de contato. Amostras em verde foram aprovadas. Em vermelho, reprovadas.



Fonte: elaborado pelo autor.

O primeiro critério verifica se a corrente de excitação preserva o valor esperado de I_{pp} , de aproximadamente 4 mA pico a pico, gerado pela fonte EHCS com $R_{trans} = 820 \Omega$ e excursão diferencial de $\pm V_{ref}$. Quando a impedância da carga vista pela fonte ultrapassa o limite de *compliance* do amplificador, a corrente efetivamente entregue à amostra é reduzida do valor nominal. Adota-se como limiar prático $I_{pp} \geq 3 \text{ mA}$.

O segundo critério verifica a coerência da fase do espectro com a expectativa biofísica. O tecido muscular na dispersão β apresenta fase de impedância pequena e negativa, tipicamente na faixa $[-10^\circ, 0^\circ]$ na região de 100 kHz, conforme reportado por Vidaček et al. (2008) e

Marcondes et al. (2025). Fase positiva ou muito negativa nesta faixa indica artefato de contato ou acoplamento espúrio.

Adicionalmente, exige-se que as réplicas independentes de uma mesma amostra sejam autoconsistentes, com coeficiente de variação do parâmetro R_0 do ajuste Cole-Cole inferior a 5% entre réplicas, condição que descarta medições afetadas por deriva temporal do contato durante a sequência de aquisição.

A aplicação dos critérios às quatro amostras de sardinha medidas resultou na classificação apresentada na Tabela 3. Como cada espécime foi caracterizado por um único varrimento espectral, apenas os dois primeiros critérios são avaliáveis neste experimento. As amostras A1 e A2 foram reprovadas por corrente de excitação inferior ao limiar de 3 mA, sintoma de impedância de contato elevada, com A1 exibindo adicionalmente fase positiva em 100kHz, indicativa de artefato de contato; as amostras A3 e A4 foram aprovadas.

Tabela 3 – Resultado da aplicação dos critérios de controle de qualidade às quatro amostras de sardinha medidas na validação cruzada.

Amostra	I_{pp} (μ A)	ϕ_{100k} ($^{\circ}$)	Status
A1	939	+6,6	Reprovada
A2	983	-3,5	Reprovada
A3	3883	-3,2	Aprovada
A4	3887	-3,6	Aprovada

Fonte: elaborado pelo autor.

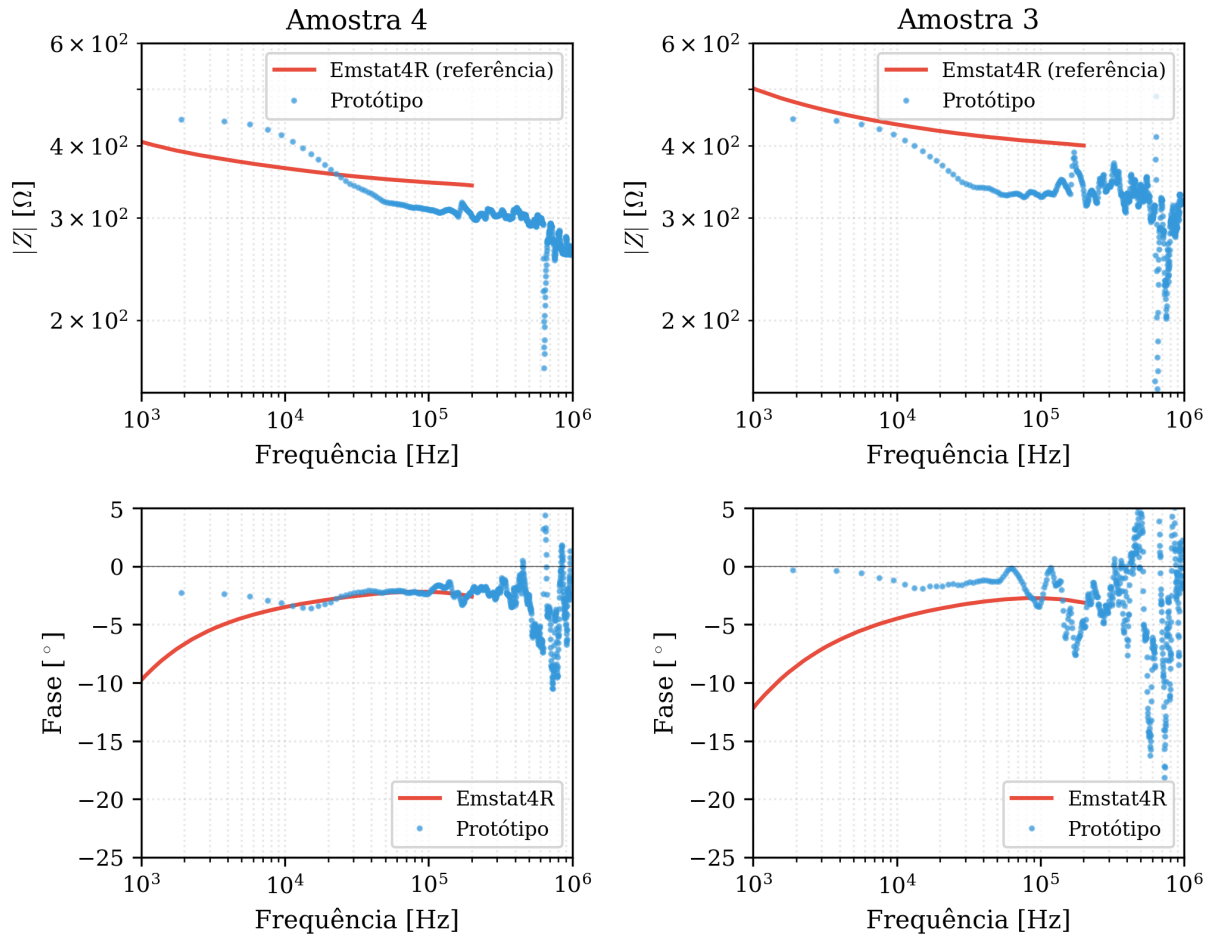
4.5.2.2 Comparação Espectral com o Instrumento de Referência

A Figura 18 apresenta a comparação dos espectros de módulo e de fase entre o protótipo e o Emstat4R, para duas das três amostras aprovadas pelo controle de qualidade (A3 e A4), escolhidas por disporem de três réplicas IZ independentes e por apresentarem os indicadores de qualidade mais consistentes da Tabela 3.

Antes da análise dos resultados, é relevante explicitar uma diferença conceitual entre os dois instrumentos que contribui para a interpretação das discrepâncias observadas. O Emstat4R é um potenciostato, classe de instrumentos que opera por excitação em tensão controlada e leitura da corrente resultante. O protótipo desenvolvido neste trabalho, em contraste, opera por excitação em corrente controlada por meio da fonte EHCS (Subseção 4.2.2) e leitura da tensão sobre a amostra. Em amostras biológicas, cuja resposta é não linear em maior ou menor grau dependendo da amplitude da excitação e da composição iônica do meio, a modalidade de excitação não é neutra. A análise por FFT, aplicada por ambos os instrumentos para a obtenção do espectro de impedância, pressupõe linearidade da resposta na amplitude empregada e decomposição harmônica do sinal sem mistura intermodal entre raias. Diferenças entre a amplitude efetiva injetada pelo potenciostato e a amplitude controlada pela fonte de corrente, em particular em

faixas de frequência em que a impedância da amostra se aproxima dos limites da faixa de operação dos amplificadores de cada instrumento, podem contribuir para diferenças sistemáticas observadas no módulo do espectro independentemente da qualidade metrológica individual de cada equipamento.

Figura 18 – Comparação dos espectros de módulo (linha superior) e de fase (linha inferior) medidos pelo protótipo e pelo Emstat4R em amostras de sardinha. À esquerda, a Amostra 4. À direita, a Amostra 3.



Fonte: elaborado pelo autor.

A Tabela 4 apresenta os valores numéricos correspondentes em quatro frequências representativas, incluindo um ponto (10kHz) abaixo da banda útil estabelecida na Subseção 4.4.3.2, para evidenciar o comportamento nessa região.

A inspeção da Tabela 4 estabelece três observações relevantes. A primeira é que na banda 50–200kHz o protótipo reproduz a tendência espectral medida pelo Emstat4R com diferença de fase inferior a 1° em ambas as amostras, e erro relativo no módulo da ordem de -10% na amostra A4 e da ordem de -19% na amostra A3, indicando subestimação sistemática do módulo que se mantém aproximadamente estável ao longo da banda útil. A segunda é que abaixo de 10kHz o comportamento da diferença depende fortemente da amostra individual, efeito atribuído à interação entre os capacitores de bloqueio X5R do *front-end* e a contribuição da dupla camada

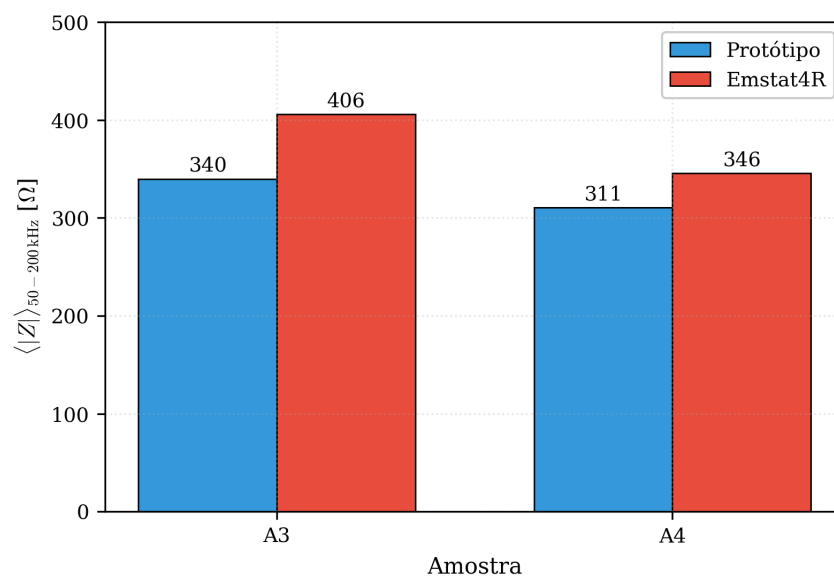
Tabela 4 – Comparação ponto a ponto entre o módulo de impedância medido pelo protótipo desenvolvido e pelo instrumento de referência Emstat4R sobre as duas amostras de sardinha selecionadas para a comparação espectral.

Amostra	f (kHz)	$ Z _{\text{prot}} (\Omega)$	$ Z _{\text{Emstat}} (\Omega)$	Razão	Erro relativo (%)
A4	10	416,7	365,5	1,140	+14,0
	50	320,2	349,8	0,915	-8,5
	100	310,0	345,7	0,897	-10,3
	200	301,7	341,3	0,884	-11,6
A3	10	418,0	434,7	0,962	-3,8
	50	332,9	412,0	0,808	-19,2
	100	326,4	406,3	0,803	-19,7
	200	328,9	399,9	0,822	-17,8

Fonte: elaborado pelo autor.

eletroquímica, que o Emstat4R captura integralmente por operar até frequências mais baixas e sem capacitores em série no caminho do sinal. A terceira é que a discriminação entre as duas amostras na banda 50–200kHz é preservada. Na Figura 19, a razão $|Z|_{A3}/|Z|_{A4}$ entre os módulos médios das duas amostras nessa banda vale 1,09 no protótipo e 1,17 no Emstat4R, o que corresponde a uma diferença relativa de 6,9% entre os dois instrumentos. Assim, embora o protótipo subestime o módulo absoluto, ele preserva o ordenamento e a separação relativa entre as amostras.

Figura 19 – Módulo de impedância médio na banda 50–200kHz para as duas amostras válidas (A3 e A4), medido pelo protótipo desenvolvido e pelo instrumento de referência Emstat4R.



Fonte: elaborado pelo autor.

A preservação da razão de discriminação entre amostras é o resultado mais relevante para

a aplicação proposta neste trabalho. O classificador PCA seguida de KNN definido no Capítulo 5 opera sobre características derivadas do espectro e sua sensibilidade depende em primeiro lugar da capacidade do instrumento de preservar diferenças relativas entre classes, e não do valor absoluto de impedância. A proximidade entre os fatores de discriminação dos dois instrumentos indica que o desempenho de classificação esperado é compatível com o do instrumento comercial em banda útil equivalente.

4.5.3 Limitações Conhecidas

A calibração implementada apresenta cinco limitações relevantes que são registradas aqui para garantir a transparência metodológica do trabalho.

A primeira é a ausência de correção de fase. O fator Z_{gain} é estritamente real e atua sobre o módulo de $Z(f_k)$ sem alterar a fase. Erros de fase introduzidos pelo *front-end*, que se acentuam nos extremos da banda, não são compensados pelo procedimento atual. Esse efeito é aceitável para a aplicação proposta neste trabalho porque os atributos de fase utilizados pelo classificador (Capítulo 5) são amostrados em 50, 100 e 200 kHz, integralmente dentro da banda útil em que o erro relativo de fase se mantém abaixo de 15% (Subseção 4.4.3.2), e porque a padronização *z-score* aplicada antes da classificação reduz o impacto de desvios sistemáticos constantes.

A segunda é a ausência de memória não volátil dedicada. O dispositivo não dispõe de FRAM, EEPROM externa ou setor reservado de Flash para armazenamento dos coeficientes de calibração, decisão tomada para reduzir o custo total da PCB. Os fatores de calibração precisam ser reaplicados pelo operador, via comando UART, sempre que o dispositivo é energizado, ou definidos em tempo de compilação como valores padrão no arquivo de configuração do *firmware*.

A terceira é a ausência de recalibração automática no campo. O dispositivo não executa nenhuma rotina interna de verificação periódica do fator de ganho. A integridade da calibração entre sessões experimentais distintas depende exclusivamente da estabilidade térmica e mecânica do *hardware* e da disciplina do operador em recalibrar com a carga RC de referência sempre que o ambiente de medição for alterado.

A quarta é a incapacidade estrutural do fator escalar real Z_{gain} de corrigir desvios não puramente multiplicativos. A Figura 15 evidencia que o semicírculo medido sobre cargas reativas apresenta, além de diferença de magnitude, um pequeno deslocamento da frequência característica efetiva, atribuível a componentes parasitas residuais dependentes da frequência. Sua correção rigorosa demandaria um fator complexo $H(f) = a(f) + jb(f)$, não implementado nesta versão em coerência com o escopo do estudo de viabilidade e com o fato de que as razões entre módulos adotadas como atributos do classificador (Capítulo 5) cancelam o componente multiplicativo do desvio em primeira ordem. A calibração complexa dependente de frequência fica registrada como item prioritário de evolução, detalhado na Seção 6.9.

A quinta é a natureza agregada do procedimento. A calibração atual é executada sobre o quociente $Z = V/I$ e produz um único fator escalar, o que impede atribuir o desvio residual a um dos dois canais em particular. Nos termos da Equação (20), o fator Z_{gain} estima o produto

H_V/H_I agregado em uma única frequência de referência, sob a hipótese de que esse quociente é aproximadamente constante na banda. Uma alternativa metodologicamente superior é a calibração independente dos dois caminhos, com a determinação separada de $H_V(f)$ e $H_I(f)$: o canal de corrente pode ser aferido contra um resistor de transcondutância de referência com tolerância conhecida, medindo-se diretamente a queda sobre R_{trans} com instrumento externo, e o canal de tensão pode ser aferido injetando-se um sinal de amplitude conhecida na entrada dos estágios $U_{9,3}$ e $U_{9,4}$ com a amostra substituída por uma carga de referência. Dessa separação resultariam dois vetores de correção complexos, armazenados por raia, capazes de corrigir simultaneamente magnitude e fase e de identificar qual dos dois canais domina o desvio observado nos extremos da banda. Esse procedimento não foi executado nesta versão por exigir instrumentação de referência com faixa compatível com a banda de aquisição do protótipo, indisponível durante o desenvolvimento, e fica registrado na Seção 6.9 em conjunto com a calibração complexa dependente da frequência, da qual constitui a etapa de caracterização necessária.

4.5.4 Síntese e Banda Útil de Operação

Os resultados experimentais apresentados nesta seção estabelecem, em base quantitativa, a banda útil de operação do dispositivo desenvolvido para a aplicação proposta. A banda compreendida entre 50 kHz e 200 kHz apresenta erro relativo no módulo entre -10% e -20% em comparação com o Emstat4R, com tendência sistemática à subestimação que se mantém aproximadamente estável dentro da banda, diferença de fase inferior a 1° e preservação da razão de discriminação entre amostras dentro de margem de 7% . Esta banda é compatível com a dispersão β do tecido muscular de pescado e suficiente para a aplicação de classificação fresco/descongelado proposta neste trabalho, condicionada à dependência da classificação sobre diferenças relativas entre classes e não sobre valores absolutos de impedância.

Abaixo de 50 kHz, o comportamento do erro depende fortemente da amostra individual: o efeito conjunto dos capacitores de bloqueio X5R do *front-end* e da contribuição da dupla camada eletroquímica produz desvios cujo sinal e magnitude variam com a impedância de interface eletrodo-tecido, que por sua vez depende de fatores não controlados como rugosidade local da superfície do filé e distribuição de fluidos intersticiais. Para uso na classificação, a região abaixo de 50 kHz permanece parcialmente informativa, uma vez que esses desvios são sistemáticos por aquisição e reprodutíveis entre réplicas da mesma amostra. Contudo, essa região não permite comparação quantitativa direta com instrumentos de referência sem correção complexa adicional, registrada como linha de evolução para a próxima versão do dispositivo na Seção 6.9.

A delimitação superior em 200 kHz da banda de validação cruzada decorre da faixa de operação do instrumento de referência Emstat4R e não de uma limitação intrínseca do dispositivo desenvolvido. O protótipo gera e amostra sinais até aproximadamente 970 kHz, mas a ausência de instrumento comercial de referência comparável nessa extensão impede a quantificação direta do erro acima de 200 kHz. A confirmação experimental da banda metrologicamente útil para além de 200 kHz fica registrada como linha de evolução para trabalhos futuros (Seção 6.9),

condicionada à disponibilidade de instrumentação de referência com faixa de operação ampliada.

A banda 100–200kHz adotada para o ajuste linear da Subseção 4.4.3.1 foi escolhida por situar-se integralmente dentro da banda útil de validação cruzada, o que permite correlacionar diretamente o fator de calibração reportado com o desempenho frente ao instrumento de referência. Nessa banda, o desvio sistemático sobre cargas resistivas é predominantemente multiplicativo e estável entre resistores (erro relativo entre $-3,6\%$ e -11% , Subseção 4.4.3.1), o que sustenta o uso de um fator de calibração escalar único.

4.6 SENSORES AUXILIARES

De forma recorrente, a literatura de bioimpedância aplicada a tecidos biológicos relata que a temperatura local da amostra e a força de contato exercida pelos eletrodos sobre o tecido são as duas variáveis ambientais que mais influenciam a repetibilidade das medições (Bertemes-Filho, 2002; Grimnes; Martinsen, 2015). O dispositivo desenvolvido integra dois sensores dedicados ao registro simultâneo dessas grandezas a cada aquisição de espectro.

4.6.1 Temperatura Sem Contato (MLX90615)

A temperatura da superfície do filé é medida por um sensor infravermelho MLX90615 da Melexis, posicionado próximo à ponteira de medição com seu campo de visão direcionado à região onde os eletrodos fazem contato com a amostra. O sensor opera por leitura passiva da radiação térmica emitida pelo tecido, sem necessidade de contato físico o que evita perturbação mecânica da medição elétrica e elimina o risco de contaminação cruzada entre amostras.

A comunicação com o microcontrolador é realizada por barramento I²C, no endereço de 7 bits 0x5B. Em resposta ao comando INF de telemetria, o *firmware* executa uma única leitura do registrador de temperatura do objeto (0x27), com *timeout* de 100 ms, sem realizar média entre amostras sucessivas. A conversão da leitura bruta N_{raw} em graus Celsius segue a equação de fábrica do sensor, $T[^\circ\text{C}] = 0,02 \cdot N_{\text{raw}} - 273,15$, conforme fornecida pelo fabricante. O *firmware* não aplica calibração adicional sobre o valor convertido. A emissividade do tecido muscular úmido é próxima da unidade na faixa do infravermelho médio, o que permite o uso direto da temperatura calculada pelo sensor como estimativa da temperatura superficial da amostra, com a ressalva de que o valor reportado serve estritamente como metadado de medição e não como referência metrológica absoluta. Esse valor é transmitido junto com o espectro de impedância para a aplicação Python, que o registra como metadado da medição.

4.6.2 Força de Contato (HX711 + Célula de Carga)

A força aplicada pela ponteira do dispositivo sobre a superfície do filé é medida por uma célula de carga resistiva por extensometria, conectada a um conversor analógico-digital dedicado HX711. O HX711 é um conversor sigma-delta de 24 bits específico para sensores de ponte, com

amplificador de instrumentação interno de ganho programável e taxa de conversão típica de 80 SPS na configuração utilizada.

A interface com o STM32F303CBT6 é realizada por dois pinos GPIO em modo *bit-banging*: um de saída (HX711_SCK), que gera o relógio serial do conversor e um de entrada (HX711_DOUT), que recebe o fluxo de dados. Em resposta ao comando INF de telemetria, o *firmware* executa uma única leitura de 24 bits do conversor, com *timeout* de 200 ms, sem realizar média entre amostras sucessivas. A leitura bruta N_{raw} é então subtraída de um *offset* de tara armazenado na variável `hx711_offset`, e o valor resultante $N_{\text{raw}} - \text{hx711_offset}$ é transmitido como segundo elemento da tripla de telemetria. A tara é zerada na inicialização do dispositivo com a ponteira no ar e pode ser refeita a qualquer momento por comando UART (`IwxxxxF`).

A conversão da leitura bruta para unidades físicas de força emprega um fator de escala obtido empiricamente por calibração com pesos-padrão. O procedimento de calibração consistiu em adquirir leituras estáveis da célula de carga com massas de referência de 10, 20, 50, 100 e 200 g aplicadas individualmente sobre a ponteira, com a tara previamente estabelecida. Os pares (massa aplicada, leitura bruta) resultantes foram submetidos a regressão linear, da qual se extraiu o fator de escala definido no *firmware* como

$$\text{FORCE_SCALE_G_PER_COUNT} = 5,682 \times 10^{-3} \text{ g/conta}, \quad (21)$$

ou, equivalentemente, $5,572 \times 10^{-5} \text{ N/conta}$ quando a aceleração da gravidade local é considerada. O comando INF transmite apenas a leitura bruta descontada da tara, em unidades de contas do conversor, sem aplicar o fator de escala no microcontrolador. A conversão para gramas e newtons é executada pela aplicação Python em computador, que mantém os fatores de escala da Equação (21) em variáveis locais e aplica a multiplicação no momento da exibição e do registro do metadado de cada aquisição. Essa separação preserva a possibilidade de recalibração *a posteriori* sem necessidade de reprogramação do *firmware* e elimina perda de precisão pela conversão em ponto fixo no microcontrolador.

A presença simultânea da temperatura e da força de contato como metadados permite, em estudos posteriores, avaliar a sensibilidade dos parâmetros do modelo Cole-Cole a essas variáveis e incorporar correções multivariáveis no estágio de classificação por aprendizado de máquina.

4.7 COMUNICAÇÃO E APLICAÇÃO EXTERNA

A cadeia de comunicação do dispositivo é organizada em dois trechos. No primeiro, um enlace UART local entre o STM32F303CBT6 e o módulo ESP32-C3 transporta comandos e dados estruturados em ASCII delimitado. No segundo, um enlace *Bluetooth Low Energy* entre o ESP32-C3 e o computador de operação transporta as mesmas estruturas como notificações GATT. Uma aplicação Python em computador concentra a interface com o operador, a visualização em tempo real e o armazenamento dos dados.

4.7.1 Protocolo Serial STM32 e ESP32-C3

A UART entre o microcontrolador e o ESP32-C3 opera a 115200 baud, sem controle de fluxo. O protocolo é baseado em mensagens ASCII delimitadas pelos caracteres ‘I’ (início) e ‘F’ (fim), com um caractere de comando entre os delimitadores e, quando aplicável, parâmetros numéricos. O Quadro 4 lista os comandos efetivamente utilizados na operação do dispositivo neste trabalho.

Quadro 4 – Comandos do protocolo serial STM32-ESP32-C3 utilizados.

Comando	Descrição	Parâmetro / Resposta
IZxxxxF	Solicita aquisição de espectro	xxxx define a frequência base em Hz (faixa de 20kHz a 1MHz). Resposta com vetor $Z(f_k) = (Re, Im)$ seguida pelo bloco CFIT com os parâmetros Cole-Cole
INF	Solicita telemetria dos sensores auxiliares	Resposta com a tripla obtida por leituras únicas (sem média): (i) temperatura superficial em °C lida pelo MLX90615, (ii) leitura bruta do HX711 descontada do <i>offset</i> de tara, e (iii) leitura bruta do HX711 sem tara
IMxxxxF	Define número de médias temporais	Inteiro 1–99 (padrão $N_{avg} = 20$)
IRxxxxF	Ajusta o fator de ganho de calibração Z_{gain}	Real em ponto fixo
IGxxxxF	Define $G_{V,cal}$	Ganho de instrumentação aferido
IgxxxxF	Define R_{trans} no <i>firmware</i>	Resistor de transcondutância efetivo
IwxxxxF	Refaz tara da célula de carga	Atualiza <i>hx711_offset</i>
IKF	Imprime configuração corrente	Resposta ASCII com parâmetros vigentes

Fonte: elaborado pelo autor.

A escolha de um protocolo ASCII delimitado, em vez de um protocolo binário mais compacto, foi motivada pela facilidade de inspeção e depuração com um terminal serial padrão durante o desenvolvimento. O custo em latência e em largura de banda é desprezível para a aplicação proposta, em que cada espectro corresponde a algumas centenas de pares (real, imaginária) por medição.

Como atalho ergonômico, o ESP32-C3 monitora o botão de *boot* embarcado em sua placa de desenvolvimento, com antirrebote por *software* de 40 ms, e dispara automaticamente o comando IZ1000000F ao detectar a borda de subida. Isso permite ao operador solicitar uma aquisição de espectro pressionando um botão físico, sem necessidade de interação com a aplicação Python, recurso útil em ensaios em que o computador esteja a alguma distância do ponto de medição.

4.7.2 Conectividade BLE

O ESP32-C3 da Espressif Systems é um SoC com núcleo RISC-V de 32 bits que implementa no *firmware* deste trabalho três funções principais. Primeiro, recebe via UART as mensagens emitidas pelo STM32 e as encapsula em notificações GATT sobre características BLE específicas. Segundo, retransmite os comandos provenientes da aplicação Python no sentido inverso, permitindo o ajuste remoto da configuração do dispositivo. Terceiro, gerencia a conexão BLE com a aplicação, incluindo *advertising* inicial sem autenticação, negociação de tamanho de unidade de transmissão (MTU, *Maximum Transmission Unit*) e reconexão automática em caso de perda de sinal.

O perfil GATT proprietário implementado é organizado em torno de um único serviço de bioimpedância, identificado pelo UUID 6ebf5001-8765-4f67-8f4f-95f56ac3a1a0, sob o qual estão expostas duas características complementares. A primeira característica (6ebf5002-...) opera no sentido dispositivo → aplicação, com permissões de leitura e notificação e transporta os dados emitidos pelo STM32, incluindo espectros de impedância, parâmetros Cole-Cole, leituras dos sensores auxiliares e respostas de configuração. A segunda característica (6ebf5003-...) opera no sentido inverso, com permissão de escrita e recebe os comandos do protocolo serial discutido na Subseção 4.7.1. A separação em duas características distintas para tráfego de subida e descida é a prática padrão para serviços GATT proprietários e simplifica o tratamento de *buffers* em ambas as pontas do enlace.

O ESP32-C3 solicita, no momento da conexão, MTU de até 517 bytes e o *payload* útil por notificação é fixado em MTU – 3 bytes descontando o cabeçalho ATT. Quando a negociação produz MTU inferior, o *firmware* aplica como padrão o valor mínimo de 20 bytes do BLE, fragmentando mensagens longas em múltiplas notificações sucessivas. Essa estratégia permite o transporte de espectros completos em poucas notificações quando o sistema operacional do computador suporta MTU estendido, e mantém compatibilidade funcional em conexões mais restritas. Adicionalmente, o *firmware* do ESP32-C3 atende localmente o comando ASCII *bat*, que retorna a tensão da bateria do próprio módulo medida por um divisor resistivo simétrico de 10 MΩ ligado a um pino ADC, sem repassar a solicitação ao STM32.

A escolha do BLE em detrimento do Wi-Fi foi orientada pelo consumo médio inferior do BLE no modo de notificação periódica, característica relevante para a operação por bateria, e pela penetração consolidada do protocolo em sistemas operacionais de *desktop* sem necessidade de *driver* específico.

4.7.3 Aplicação Python em Computador

A interface de operação do dispositivo é uma aplicação desenvolvida em Python e executada em computador pessoal. A aplicação se conecta ao dispositivo por BLE através da biblioteca *Bleak*, gerencia o *loop* de eventos assíncronos em segundo plano e expõe ao operador uma interface gráfica organizada em quatro abas, cada uma associada a uma etapa distinta do

fluxo de uso.

A primeira aba, *Control*, concentra os controles de configuração do dispositivo correspondentes aos comandos do protocolo serial descrito na Subseção 4.7.1, permitindo ajustar parâmetros como número de médias, fatores de calibração e diretório de armazenamento sem que o operador precise digitar comandos ASCII manualmente.

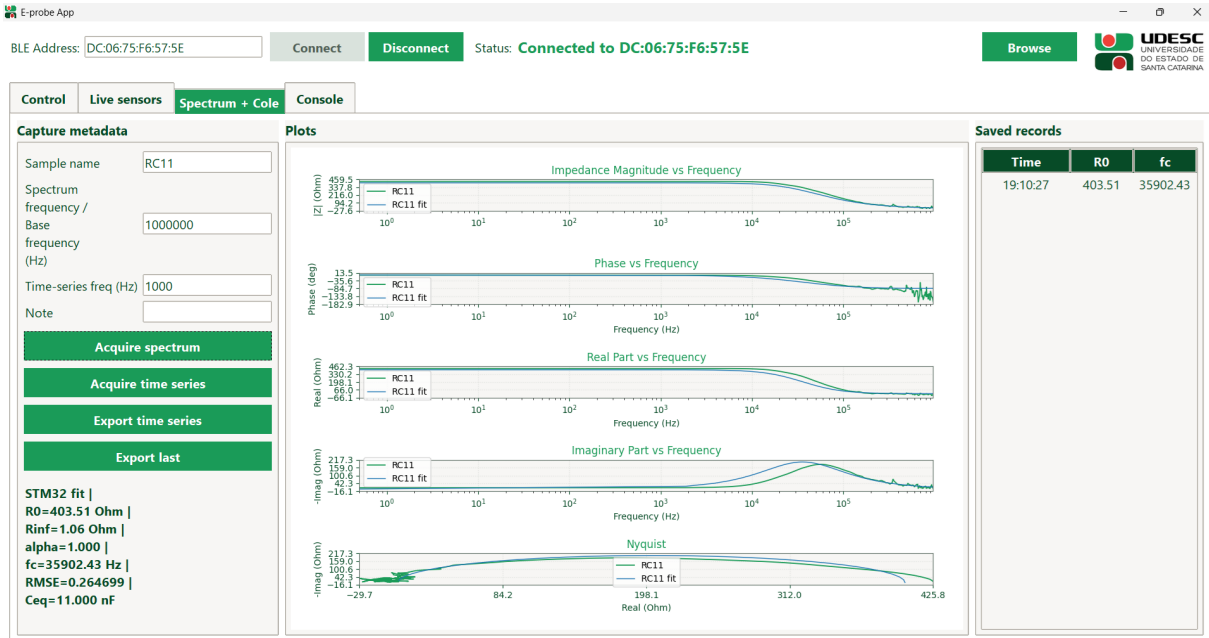
A segunda aba, *Live sensors*, apresenta as leituras correntes do sensor de temperatura MLX90615 e do conjunto célula de carga DYHW-116 mais conversor HX711 com atualização contínua, e mantém uma janela rolante das últimas amostras em gráfico de tendência. A aplicação exibe a força de contato simultaneamente em três representações, leitura bruta em contas do conversor, valor convertido em gramas e valor convertido em newtons, obtidas pela aplicação dos fatores de escala da Equação (21) sobre as contas recebidas do *firmware*. Essa visualização permite verificar a estabilidade das condições de contato antes de disparar a aquisição do espectro.

A terceira aba, *Spectrum + Cole*, é o núcleo da operação. Ela exibe simultaneamente cinco painéis sobre o espectro mais recente: a parte real $\text{Re}(Z)$ e a parte imaginária $\text{Im}(Z)$ versus frequência em escala logarítmica, dois painéis com a porção dessas mesmas componentes restrita à banda útil do dispositivo, e o diagrama de Nyquist. Sobre o painel de Nyquist a aplicação sobrepõe, quando disponível, o ajuste do modelo Cole-Cole emitido pelo *firmware*, calculado pela busca coordenada descrita na Subseção 4.3.5. Quando o *firmware* envia apenas os quatro parâmetros $(R_0, R_\infty, \alpha, f_c)$ sem os vetores correspondentes, a aplicação reconstrói localmente as curvas de ajuste pela equação Cole-Cole. Essa aba também é responsável por persistir cada medição em formato JSON estruturado, contendo o espectro completo, os parâmetros Cole-Cole, o erro residual do ajuste, a temperatura registrada pelo MLX90615, a força de contato registrada pela célula de carga DYHW-116 através do conversor HX711, e metadados informados pelo operador (identificador da amostra, ciclo de congelamento, anotações livres). A Figura 20 mostra a aba durante uma medição da carga RC11 utilizada na validação experimental (Subseção 4.4.3).

A quarta aba, *Console*, expõe o tráfego serial bruto entre o computador, o ESP32-C3 e o STM32, e permite ao operador enviar comandos manuais e salvar o histórico de uma sessão de depuração em arquivo de texto. Essa aba foi mantida na versão atual da aplicação como recurso de diagnóstico, e seu uso rotineiro não é necessário.

A escolha de uma aplicação em computador, em lugar de aplicação móvel, foi orientada pelo perfil do operador alvo deste trabalho: pesquisador ou inspetor em ambiente de laboratório ou de processamento, e pela necessidade de integração imediata com as ferramentas de análise estatística e de aprendizado de máquina no mesmo ambiente computacional em que ocorre a classificação posterior.

Figura 20 – Captura da aba *Spectrum + Cole* da aplicação Python durante a medição de uma carga $R \parallel C$ de validação. À esquerda, o painel de metadados da captura. Ao centro, os cinco subplots simultâneos do espectro de impedância e do diagrama de Nyquist com o ajuste Cole-Cole sobreposto. À direita, a lista de registros da sessão corrente.



Fonte: elaborado pelo autor.

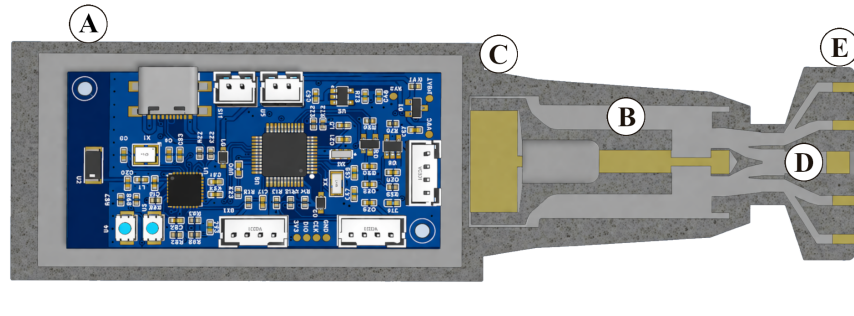
4.8 IMPLEMENTAÇÃO FÍSICA E INTEGRAÇÃO MECÂNICA

A integração das partes eletrônica, sensórica e mecânica do dispositivo é apresentada nesta seção em dois níveis complementares: o arranjo físico interno em corte longitudinal e a fotografia do dispositivo após montagem completa. O esquemático elétrico do estágio analógico foi discutido em detalhe na Seção 4.2 e está representado na Figura 11. O arranjo mecânico interno do dispositivo é apresentado na Figura 21 em corte longitudinal, com indicação dos cinco elementos principais. O conjunto é alojado em uma caixa desenvolvida em modelagem CAD e fabricada por impressão 3D em material polimérico, projetada para acomodar simultaneamente a placa de circuito impresso, o mecanismo de ponteira mola-carregada e os dois sensores auxiliares.

A PCB foi projetada em quatro camadas (duas camadas de sinal externas e duas camadas internas dedicadas a planos de massa e de alimentação) e fabricada com componentes SMD de encapsulamento 0402 nas resistências e capacitâncias dos estágios analógicos, escolha orientada pela compactação exigida pelo volume interno disponível e pela manutenção de baixa indutância parasita nas trilhas de alta frequência do estágio de excitação.

A Figura 22 apresenta o dispositivo após montagem e integração mecânica completa, com a ponteira de medição na configuração de uso. A integração demonstra a viabilidade do conjunto como instrumento portátil, e os ensaios experimentais de validação descritos na Subseção 4.4.3 foram realizados sobre essa mesma versão do *hardware*.

Figura 21 – Corte longitudinal do dispositivo, com identificação dos elementos principais: (A) PCB que aloja o STM32F303CBT6, o módulo ESP32-C3 e o *front-end* analógico; (B) mecanismo de contato mola-carregada; (C) célula de carga DYHW-116, lida pelo conversor HX711; (D) termômetro infravermelho MLX90615; (E) eletrodos retangulares de níquel (Subsubseção 4.2.5.1).



Fonte: elaborado pelo autor.

Figura 22 – Fotografia do dispositivo de bioimpedância após montagem mecânica completa.



Fonte: elaborado pelo autor.

4.8.1 Consumo Energético e Estimativa de Autonomia

Esta subseção apresenta a caracterização energética do dispositivo desenvolvido, complementando os aspectos eletrônicos e mecânicos da Seção 4.8 com a estimativa de autonomia da alimentação por bateria.

O dispositivo é alimentado por uma bateria de íons de lítio de polímero (Li-Po) de única célula, com tensão nominal 3,7 V e capacidade C_{bat} . A tensão da bateria é regulada para 3,3 V pelo LDO AP2112K-3.3, que alimenta os subsistemas digital (STM32 e ESP32) e analógico (OPA4354 e REF2033). A função de carregamento é implementada pelo controlador MCP73831, configurado para corrente máxima de carga de aproximadamente 500 mA via USB-C.

O consumo de corrente do dispositivo foi caracterizado em dois modos operativos distintos, descritos a seguir.

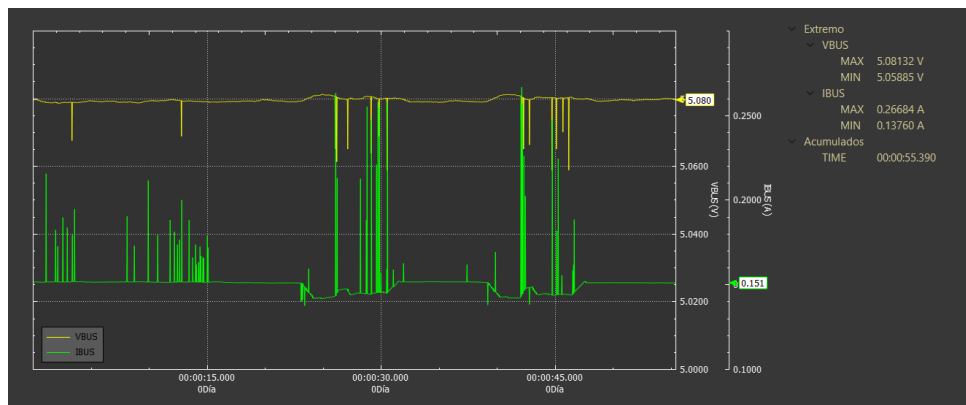
4.8.1.1 Metodologia de Medição

A medição do consumo foi realizada com o multímetro USB Fnrirs FNAC-28 inserido em série entre uma fonte regulada de 5 V e o conector USB-C da placa (resolução 1 mA, taxa nominal 1 Hz), com a bateria desconectada para que toda a corrente medida correspondesse ao consumo do circuito. O dispositivo foi caracterizado em dois regimes: *idle* (ligado, BLE conectado, sem aquisição, periféricos analógicos energizados) e aquisição contínua (execução repetida do comando IZ, pior caso de consumo). Cada regime foi caracterizado por uma janela mínima de 30 s, com cálculo da corrente média $\bar{I}$ sobre o período estável e, na aquisição contínua, do pico instantâneo I_{pico} durante os transientes de transmissão BLE.

4.8.1.2 Resultados

A Figura 23 apresenta o perfil temporal de corrente registrado pelo Fnrirs FNAC-28 ao longo de uma sessão que cobre os regimes operacionais (*standby*, conectado e medição com transmissão BLE). As transições e durações são identificadas por inspeção visual, pois o instrumento não registra marcadores de instante exato. O perfil evidencia o aumento de consumo durante a transmissão BLE dos resultados e a flutuação característica do regime *idle* associada aos eventos periódicos de *advertising*.

Figura 23 – Perfil temporal da corrente consumida pelo dispositivo nos três regimes operacionais (*standby*, conectado e medição com transmissão BLE), registrado pelo Fnrirs FNAC-28 em série com a entrada USB-C a 5 V. As durações de cada região são estimadas por inspeção visual, pois o instrumento não fornece marcadores de instante exato.



Fonte: elaborado pelo autor.

A Tabela 5 apresenta os resultados quantitativos obtidos sobre as regiões identificadas na Figura 23.

Tabela 5 – Consumo de corrente do dispositivo nos dois modos operativos caracterizados, medido com Fnrirs FNAC-28 em série com a entrada USB-C a 5 V.

Modo	$\bar{I}$ [mA]	I_{pico} [mA]	P [mW]
<i>Idle</i> (BLE conectado, sem aquisição)	150	—	750
Aquisição contínua (IZ ciclado)	175	200	875

Fonte: elaborado pelo autor.

4.8.1.3 Estimativa de Autonomia

Considerando uma bateria Li-Po de $C_{bat} = 1200\text{mAh}$, com profundidade de descarga típica de 80% para preservar o ciclo de vida da célula, a autonomia estimada em cada regime é dada por

$$t_{aut} = \frac{0,8 C_{bat}}{\bar{I}}. \quad (22)$$

Aplicando os valores medidos da Tabela 5, obtém-se as estimativas apresentadas na Tabela 6.

Tabela 6 – Estimativa de autonomia para bateria de 1200mAh e profundidade de descarga de 80%, em cada regime operativo.

Modo	$\bar{I}$ [mA]	t_{aut} [h]
<i>Idle</i>	150	6,4
Aquisição contínua	175	5,5

Fonte: elaborado pelo autor.

Em uso experimental típico, o regime alterna entre *idle* predominante e aquisições breves. Para um *duty cycle* de $\sim 10\%$ de aquisição, a corrente média $\bar{I}_{uso}$ é de aproximadamente 153 mA, correspondendo a autonomia teórica próxima a 6,3h. A autonomia observada em uso continuado é inferior, da ordem de 3 h, diferença atribuível à profundidade de descarga útil efetiva da célula, abaixo dos 80% nominais. Os caminhos de redução de consumo, em particular a substituição do módulo de comunicação por SoC dedicado a BLE de ultrabaixa potência, são discutidos nos trabalhos futuros.

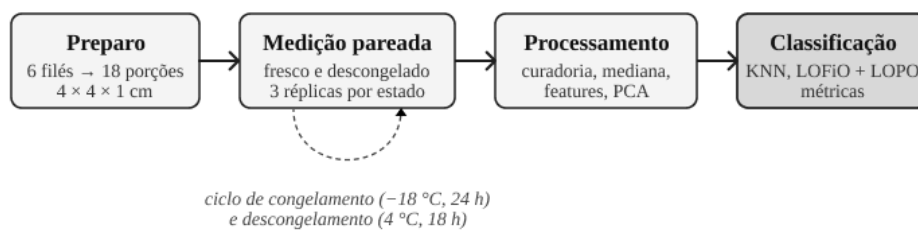
5 METODOLOGIA, EXPERIMENTOS E ANÁLISE DE DADOS

Este capítulo descreve os procedimentos experimentais adotados para construir o conjunto de dados de bioimpedância de filés de tilápia (*Oreochromis niloticus*) submetidos a um ciclo de congelamento e descongelamento, conforme os fundamentos biológicos discutidos no Capítulo 3. O presente trabalho é caracterizado como um estudo de viabilidade do dispositivo portátil desenvolvido para a discriminação entre tecido fresco e tecido descongelado, adotando delineamento pareado intra-porção em número reduzido de indivíduos, em linha com o precedente metodológico de Dell’Osa et al. (2021) para carne bovina. O protocolo foi estruturado para garantir reprodutibilidade dentro do escopo do estudo de viabilidade, permitir comparação direta com resultados da literatura de referência e fornecer dados de qualidade adequada para a avaliação preliminar do classificador por aprendizado de máquina. As etapas metodológicas, o protocolo de aquisição em amostras biológicas e a análise dos dados são apresentados de forma sequencial. A caracterização metrológica do dispositivo com cargas de referência foi descrita no Capítulo 4.

5.1 VISÃO GERAL DO FLUXO EXPERIMENTAL

O fluxo experimental adotado neste trabalho compreende quatro etapas encadeadas, do recebimento das amostras de tilápia até a obtenção das métricas de classificação. A Figura 24 apresenta o diagrama de etapas, e cada bloco é detalhado nas seções subsequentes deste capítulo.

Figura 24 – Diagrama de etapas do fluxo experimental adotado neste trabalho. O laço sobre a etapa de medição indica o ciclo único de congelamento e descongelamento que separa as duas aquisições pareadas sobre cada porção.



Fonte: elaborado pelo autor.

A primeira etapa, *Preparo*, compreende a recepção dos filés frescos, a excisão das três porções padronizadas por filé na musculatura epaxial dorsal e a identificação individual de cada porção, conforme detalhado na Seção 5.2. Vinte e quatro horas de equilíbrio térmico antes da primeira sessão de medição garantem condições iniciais uniformes entre porções.

A segunda etapa, *Medição pareada*, é executada duas vezes sobre cada porção, separada pelo ciclo único de congelamento e descongelamento representado pelo laço da Figura 24. A primeira passagem registra o espectro em estado fresco, três medições repetidas sobre o mesmo ponto de contato, com intervalo de aproximadamente trinta segundos entre elas e os metadados de temperatura superficial pelo MLX90615 e de força de contato pelo HX711. Após o ciclo de congelamento a $-18 \pm 2^\circ\text{C}$ por vinte e quatro horas e descongelamento subsequente a 4°C por dezoito horas (Seção 5.3), a segunda passagem repete a aquisição sobre a mesma porção e na mesma posição anatômica, configurando o pareamento intra-porção.

A terceira etapa, *Processamento*, abrange a curadoria das aquisições por critérios de qualidade (coeficiente de variação de R_0 entre réplicas e fase em 100 kHz dentro da faixa esperada), a agregação das três réplicas pela mediana, a construção do vetor de características descrito na Seção 5.5 e a redução dimensional por análise de componentes principais.

A quarta etapa, *Classificação*, aplica o classificador KNN sob dois protocolos de validação cruzada complementares, LOFiO e LOPO, descritos na Subseção 5.5.3, com as métricas de desempenho consolidadas para apresentação no Capítulo 6.

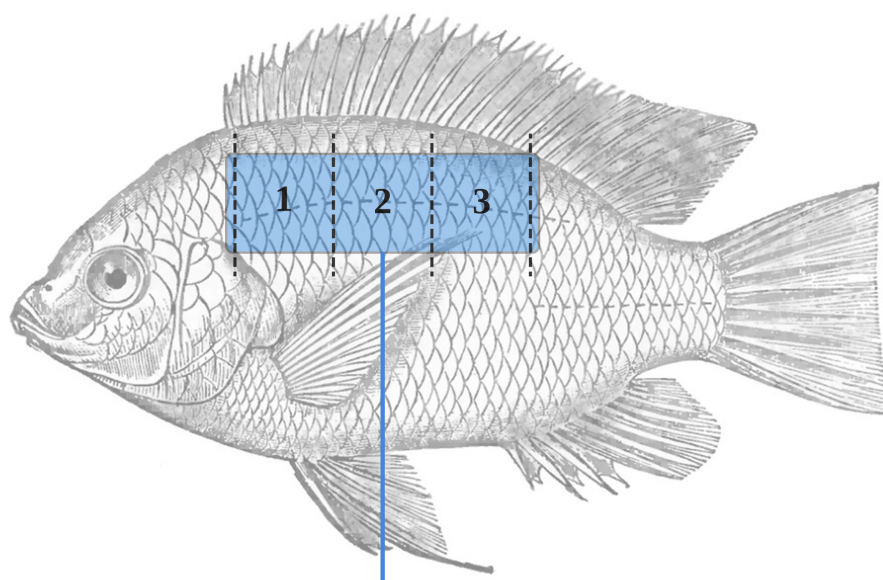
5.2 AMOSTRAS DE TILÁPIA

5.2.1 Origem e Preparo

Foram utilizados filés de tilápia do Nilo (*Oreochromis niloticus*) obtidos de criação comercial na região de Joinville, Santa Catarina, Brasil, adquiridos junto a peixaria de bairro no dia do abate para garantir o estado fresco no momento da primeira medição. Seis filés foram adquiridos, eviscerados e filetados no estabelecimento de origem com a região do lombo dorsal limpa, sem pele e sem espinhas. Os filés foram embalados separadamente, sem etiquetagem individual ao peixe de origem. Portanto, o filé é tratado como a unidade biológica do estudo.

De cada filé foram excisadas três porções na musculatura epaxial dorsal, delimitada superiormente pela linha de inserção da nadadeira dorsal e inferiormente pelo septo horizontal. As três porções por filé foram tomadas em posições anatomicamente equivalentes, ordenadas de anterior para posterior ao longo do eixo longitudinal, totalizando dezoito porções únicas. As porções foram padronizadas em dimensões aproximadas de $4 \times 4 \times 1$ cm, comprimento por largura por espessura, com o eixo maior orientado paralelamente ao sentido das fibras musculares. A Figura 25 ilustra a localização anatômica das porções na tilápia e o plano de corte adotado. A padronização anatômica minimiza a variabilidade associada à heterogeneidade do filé, e a padronização dimensional garante que o volume de tecido amostrado pelo arranjo de eletrodos seja semelhante entre porções, condição necessária para a comparabilidade dos espectros de impedância (Grimnes; Martinsen, 2015).

Figura 25 – Localização anatômica e plano de corte na tilápia. A musculatura epaxial dorsal é delimitada pela base da nadadeira dorsal e pelo septo horizontal. Três cortes transversais por filé geram dezoito porções no total, padronizadas em $4 \times 4 \times 1$ cm com o eixo maior alinhado às fibras musculares.



Região do lombo dorsal (musculatura epaxial)

delimitada superiormente pela base da nadadeira dorsal
e inferiormente pela linha lateral

----- linhas de corte transversais

Fonte: ilustração da tilápia em domínio público, obtida de Wikimedia Commons (arquivo *ChromisNiloticus.jpg*). Anotações de plano de corte elaboradas pelo autor.

Imediatamente após o preparo, cada porção foi identificada com etiqueta única no formato P#. #, em que o primeiro número identifica o filé (P1 a P6) e o segundo a posição da porção dentro do filé (1, 2 ou 3, ordenadas de anterior para posterior). As porções de cada filé foram agrupadas em embalagem identificada. As medições de bioimpedância em estado fresco foram realizadas dentro de quatro horas após a aquisição, período no qual o *rigor mortis* ainda não se instalou completamente e a degradação autolítica é mínima (Vidaček et al., 2008).

5.2.2 Delineamento Experimental

O delineamento adotado é pareado intra-porção, em que cada porção estudada é medida em duas condições experimentais sucessivas. A primeira é o estado fresco, antes do congelamento, com a porção mantida a $4 \pm 1^\circ\text{C}$ em refrigerador até o momento da medição. A segunda é o estado descongelado, após um ciclo de congelamento a $-18 \pm 2^\circ\text{C}$ por vinte e quatro horas e subsequente descongelamento a 4°C por dezoito horas. Cada porção atua como seu próprio controle, e a comparação fresco *versus* descongelado é feita intra-porção, o que remove a variabilidade biológica inter-indivíduo da estimativa do efeito do congelamento.

A escolha por número reduzido de unidades biológicas ($n = 6$ filés) e por delineamento pareado intra-porção segue a lógica do estudo de viabilidade adotado por Dell’Osa et al. (2021), que reporta a discriminação entre carne bovina fresca e congelada-descongelada em *longissimus dorsi* com delineamento pareado intra-músculo e número reduzido de unidades biológicas. No presente trabalho, a unidade biológica garantida pelo procedimento de aquisição na peixaria é o filé, e não o peixe, em razão da ausência de rastreabilidade individual durante o fileto, conforme descrito na Subseção 5.2.1. O delineamento pareado intra-porção é estatisticamente mais potente que comparações independentes para o mesmo n , uma vez que controla todas as variáveis intrínsecas à porção. Como o presente trabalho é caracterizado como estudo de viabilidade do dispositivo portátil, e não como validação populacional generalizável a toda a produção de tilápia, o n adotado é compatível com o escopo, e as limitações estatísticas associadas são discutidas no Capítulo 6.

5.3 PROTOCOLO DE CONGELAMENTO E DESCONGELAMENTO

O congelamento foi realizado em *freezer* doméstico convencional ajustado para $-18 \pm 2^\circ\text{C}$, temperatura representativa das condições de armazenamento comercial de pescado congelado no Brasil. A escolha por congelamento lento, em oposição a métodos criogênicos, é deliberada e reflete o regime térmico predominante nas cadeias produtiva e doméstica de tilápia, conforme discutido na Seção 3.2 do Capítulo 3. Esse regime promove a formação predominante de cristais de gelo extracelulares grandes, com dano osmótico pronunciado, condição que se quer caracterizar eletricamente neste trabalho. Cada porção foi acondicionada individualmente em embalagem identificada antes do congelamento, sem contato direto entre porções, para garantir a rastreabilidade individual ao longo de todo o protocolo. O tempo de congelamento adotado foi de vinte e quatro horas, intervalo suficiente para a formação completa dos cristais de gelo extracelulares e o estabelecimento do dano osmótico, conforme reportado por Dell’Osa et al. (2021) em carne bovina e por Vidaček et al. (2008) em pescado.

O descongelamento foi conduzido em câmara refrigerada a $4 \pm 1^\circ\text{C}$ por período de dezoito horas, garantindo a fusão completa dos cristais de gelo antes da medição seguinte. Esse protocolo de descongelamento lento em refrigerador reproduz as condições práticas de descongelamento utilizadas no varejo e é consistente com o adotado por Vidaček et al. (2008) e Zhang et al. (2024), o que facilita a comparação dos resultados com a literatura.

Antes de cada medição de bioimpedância, a temperatura superficial de cada porção foi registrada com o sensor infravermelho MLX90615 integrado ao dispositivo, descrito na Subseção 4.6.1 do Capítulo 4. Para uniformizar as condições térmicas entre porções e minimizar o efeito da temperatura sobre os espectros de impedância, que poderia ser confundido com o efeito do congelamento (Grimnes; Martinsen, 2015), todas as medições foram realizadas sob a mesma condição térmica controlada de $4 \pm 1^\circ\text{C}$, tanto no estado fresco quanto no descongelado, de modo que as aquisições dos dois estados não diferem quanto à temperatura de medição.

5.4 PROCEDIMENTO DE MEDIÇÃO EM AMOSTRAS DE TILÁPIA

5.4.1 Configuração do Dispositivo

As medições de espectroscopia de bioimpedância foram realizadas com o dispositivo portátil descrito no Capítulo 4, configurado com os parâmetros padrão estabelecidos no *firmware*. O sinal de excitação adotado é a sequência MLS de ordem $n = 10$, com $N = 1023$ bits e frequência de atualização $f_{\text{atu}} \approx 1,95$ MHz, gerando uma resolução espectral $\Delta f \approx 1,9$ kHz e largura espectral do sinal de excitação a -3 dB que se estende até aproximadamente 861 kHz, com o número de médias temporais por espectro fixado em 20, conforme detalhado nas Seções 4.3 e 4.1 do Capítulo 4. A banda útil metrológica do dispositivo, estabelecida pela validação experimental, é mais estreita (50–200 kHz, Subseção 4.5.4 do Capítulo 4).

5.4.2 Posicionamento da Ponteira e Padronização da Orientação

O contato entre os eletrodos e a superfície da porção é estabelecido pelo mecanismo de ponteira mola-carregada integrado ao dispositivo, descrito na Seção 4.8 do Capítulo 4. A força de contato é monitorada em tempo real pela célula de carga DYHW-116 acoplada ao mecanismo, lida pelo conversor HX711, e o valor é registrado como metadado de cada espectro adquirido.

A orientação da ponteira em relação ao eixo das fibras musculares foi padronizada para todas as porções, com a linha definida pelos dois eletrodos posicionada paralelamente ao eixo longitudinal do filé. Essa padronização é necessária em razão da anisotropia elétrica do tecido muscular: a organização paralela das fibras faz com que a condutividade varie com a direção de medição em relação ao eixo longitudinal, fenômeno documentado por Damez et al. (2008) em carne bovina.

5.4.3 Protocolo de Medição e Repetições

Antes de cada série de medições, a superfície da porção foi seca com papel absorvente para remover o excesso de líquido exsudado (*drip loss*) decorrente do processo de descongelamento, etapa relevante sobretudo para o estado descongelado, em que a ruptura das membranas celulares durante a transição de fase libera fluido intersticial sobre a superfície do filé, que poderia contaminar a interface eletrodo–tecido e introduzir variabilidade na medição. Para cada porção e em cada estado experimental, fresco ou descongelado, foram realizadas três medições de espectro consecutivas sobre o mesmo ponto de contato, com a ponteira mantida em posição fixa e um intervalo de aproximadamente 30 segundos entre medições sucessivas. O intervalo entre medições permite a estabilização da interface eletrodo–tecido e a dissipação de efeitos transitórios de polarização e de acomodação mecânica do tecido sob a ponteira mola-carregada, de modo que as três aquisições amostram a repetibilidade de curto prazo da medição sobre um mesmo ponto, e não pontos anatômicos distintos. O espectro representativo da porção naquele estado é calculado como a mediana das três medições, redução robusta a artefatos transitórios da

cadeia de medição, como instabilidades momentâneas de contato e ruído eletrônico, que preserva o valor central característico do ponto medido (Vidaček et al., 2008). A Figura 26 documenta as três etapas-chave do procedimento experimental.

Figura 26 – Documentação fotográfica do procedimento experimental: (a) tilápias inteiras frescas identificadas. (b) filé cortado em porções padronizadas de $4 \times 4 \times 1$ cm. (c) medição em andamento com o dispositivo aplicado sobre a porção.



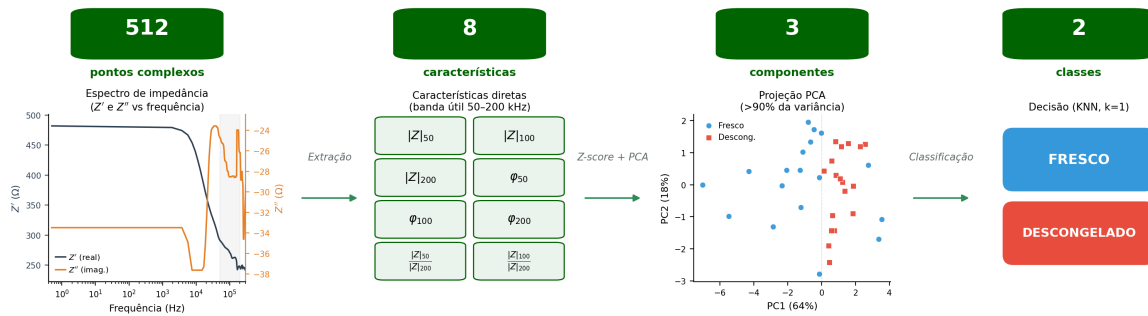
Fonte: elaborado pelo autor.

Durante cada medição, os seguintes dados são automaticamente registrados pela aplicação Python em computador, conforme descrito na Subseção 4.7.3 do Capítulo 4: identificador da porção (filé e posição do corte), estado experimental (fresco ou descongelado), temperatura superficial registrada pelo sensor MLX90615, força de contato registrada pela célula de carga, espectro de impedância completo, parâmetros Cole-Cole extraídos pelo *firmware*, erro residual do ajuste, data e hora. Esse conjunto de metadados, persistido em formato JSON estruturado para cada aquisição, é a unidade básica de dados que alimenta a análise computacional descrita na seção seguinte.

5.5 ANÁLISE DE DADOS E CLASSIFICAÇÃO POR APRENDIZADO DE MÁQUINA

A Figura 27 sintetiza o *pipeline* de análise adotado, da aquisição bruta até a decisão binária. Cada etapa é detalhada nas subseções seguintes: a construção do vetor de características e o pré-processamento na Subseção 5.5.1, o classificador na Subseção 5.5.2 e os protocolos de validação cruzada na Subseção 5.5.3.

Figura 27 – Pipeline de análise adotado neste trabalho. Dos 512 pontos complexos brutos do espectro unilateral, extraem-se oito características na banda útil (50–200 kHz).



Fonte: elaborado pelo autor.

5.5.1 Curadoria e Pré-processamento

Os espectros de impedância adquiridos foram organizados em uma matriz de características em que cada linha corresponde a uma porção biológica em um dos dois estados experimentais (fresco ou descongelado), com o espectro representativo dado pela mediana das três medições individuais, e cada coluna corresponde a uma característica derivada do espectro. O vetor de características que alimenta o classificador é composto por oito características espectrais diretas, extraídas das raia situadas dentro da banda metrologicamente útil do dispositivo: o módulo $|Z|$ e a fase ϕ em 50, 100 e 200 kHz, complementados por duas razões entre módulos em frequências distintas, $|Z|(50\text{kHz})/|Z|(200\text{kHz})$ e $|Z|(100\text{kHz})/|Z|(200\text{kHz})$. Os quatro parâmetros Cole-Cole ($R_0, R_\infty, \alpha, f_c$) extraídos pelo *firmware*, embora reproduzíveis entre réplicas, foram avaliados como representação alternativa e posteriormente excluídos do vetor de classificação em razão do mau condicionamento do ajuste do arco na banda do protótipo, conforme fundamentado na Subseção 6.2.2 do Capítulo 6. As razões entre frequências têm o papel de cancelar o erro sistemático multiplicativo do dispositivo, caracterizado no Capítulo 4 e formalmente registrado entre as limitações conhecidas da calibração escalar real na Subseção 4.5.3. Adicionalmente, a padronização *z-score* aplicada a cada característica antes da projeção PCA normaliza independentemente a escala de cada raia espectral, conferindo ao *pipeline* robustez a desvios multiplicativos constantes da cadeia de medição. Essa combinação, razões entre frequências mais padronização *z-score*, é o mecanismo pelo qual o classificador opera de forma invariante ao fator multiplicativo do dispositivo dentro do escopo deste estudo de viabilidade. A justificativa empírica para a adoção da representação espectral compacta em detrimento dos parâmetros do modelo Cole-Cole é detalhada na análise exploratória do Capítulo 6.

A curadoria dos dados precede o pré-processamento e compreende três passos. O primeiro é a inspeção visual dos espectros adquiridos na aba *Spectrum + Cole* da aplicação Python, com descarte das aquisições que apresentem artefatos manifestos, como descontinuidades abruptas no domínio da frequência ou valores anômalos de força de contato registrados pelo HX711. O segundo é o filtro automático por erro residual do ajuste Cole-Cole, em que aquisições cujo

ε^2 exceda um limiar pré-estabelecido são marcadas como suspeitas e revistas individualmente. O terceiro é a verificação de *outliers* multivariados pela distância de Mahalanobis em relação ao centro de cada estado experimental, com descarte de pontos cuja distância exceda três desvios-padrão da distribuição correspondente (Kuhn; Johnson, 2013).

O pré-processamento dos dados curados segue duas etapas. A primeira é a padronização *z-score* de cada característica, com subtração da média e divisão pelo desvio-padrão calculados exclusivamente sobre o conjunto de treinamento de cada partição da validação cruzada. A segunda é a aplicação da análise de componentes principais (PCA), também com parâmetros estimados exclusivamente sobre o conjunto de treinamento, para reduzir a dimensionalidade da representação espectral e atenuar a forte correlação entre frequências vizinhas, característica dos espectros de bioimpedância (Ibba et al., 2021). O número de componentes retidos é selecionado para preservar pelo menos 90% da variância total, valor consistente com o escopo de estudo de viabilidade e com o adotado por Fernández-Segovia et al. (2012) em salmão e por Ibba et al. (2021) em morangos.

5.5.2 Algoritmo de Classificação

O classificador adotado neste trabalho é o de k vizinhos mais próximos (KNN), aplicado sobre as projeções fornecidas pela PCA. Essa escolha foi justificada na Seção 2.5 do Capítulo 2 pela interpretabilidade da projeção, pela baixa complexidade compatível com a futura execução embarcada (Warden; Situnayake, 2020) e pela adequação a conjuntos de tamanho moderado com variáveis fortemente correlacionadas.

O hiperparâmetro k , número de vizinhos consultados na predição, é selecionado por busca em grade sobre o intervalo $k \in \{1, 3, 5, 7\}$, com validação cruzada interna sobre cada partição de treinamento. A métrica de distância entre amostras é a euclidiana, calculada sobre as projeções padronizadas pela PCA. A predição da classe é dada pela votação majoritária entre os k vizinhos mais próximos no espaço transformado, sem ponderação por distância na configuração principal.

5.5.3 Protocolo de Avaliação

A avaliação do classificador adota dois protocolos de validação cruzada complementares, em coerência com a recomendação metodológica apresentada na Subseção 2.5.3 do Capítulo 2 para estudos com n reduzido de unidades biológicas. O primeiro protocolo é a validação cruzada *leave-one-fillet-out* (LOFiO), em que cada iteração retém integralmente as três porções de um filé como conjunto de teste e treina o classificador sobre as porções dos cinco filés restantes, gerando seis partições. Esta é a estimativa conservadora, em que o teste ocorre sobre filés jamais vistos pelo classificador. A nomenclatura adota o filé e não o peixe, como unidade biológica do esquema de validação, em coerência com a unidade efetivamente rastreável no protocolo de aquisição descrito na Subseção 5.2.1.

O segundo protocolo é a validação cruzada *leave-one-portion-out* (LOPO), em que cada iteração retém uma porção como conjunto de teste e treina sobre as dezessete porções restantes, gerando dezoito partições. Esta é a estimativa otimista, em que múltiplas porções de um mesmo filé podem ocorrer simultaneamente em treinamento e teste. Como discutido no Capítulo 2, essa condição viola a hipótese de independência entre observações e tende a inflacionar o desempenho aparente. Portanto, a comparação entre LOFiO e LOPO opera como o diagnóstico empírico de pseudorreplacação para este conjunto de dados específico, com os resultados apresentados no Capítulo 6.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta e discute os resultados obtidos com o dispositivo portátil de espectroscopia de bioimpedância elétrica aplicado à discriminação entre filés de tilápia em estado fresco e descongelado, seguindo o protocolo experimental descrito no Capítulo 5. Os resultados são apresentados em ordem ascendente de complexidade analítica, do conjunto de dados bruto até as métricas finais do classificador. Primeiro caracteriza-se o conjunto de dados em termos de amostras válidas após o controle de qualidade, em seguida apresenta-se a análise exploratória dos espectros e dos parâmetros Cole-Cole por classe, depois a redução dimensional por análise de componentes principais e finalmente os resultados da classificação por k vizinhos mais próximos sob os dois protocolos de validação cruzada definidos na Subseção 5.5.3 do Capítulo 5. O capítulo encerra com a comparação dos resultados obtidos contra a literatura de referência e com a discussão das limitações estatísticas associadas ao número reduzido de indivíduos do estudo de viabilidade.

6.1 CARACTERIZAÇÃO DO CONJUNTO DE DADOS

O conjunto de dados final compreende dezoito porções pareadas, três porções por filé em seis filés, medidas em dois estados experimentais consecutivos: fresco, antes do congelamento e descongelado, após um ciclo de congelamento e descongelamento conforme descrito no Capítulo 5. Para cada porção em cada estado foram registradas três medições independentes, totalizando cento e oito aquisições brutas. As aquisições que apresentaram coeficiente de variação de R_0 entre as três réplicas superior a cinco por cento, ou fase em 100 kHz fora da faixa esperada para tecido muscular de tilápia, foram repetidas com reposicionamento integral da ponteira sobre a mesma porção e a versão repetida substituiu a original no conjunto de dados. Em fresco, foram repetidas seis porções no total. Em descongelado, foram repetidas três porções. Após esse processo de curadoria por repetição, todas as dezoito porções pareadas atingiram os critérios de qualidade em ambos os estados, conforme apresentado na Tabela 7. O conjunto final, com cento e oito aquisições brutas válidas distribuídas igualmente entre os dois estados, alimenta a análise exploratória e a classificação descritas nas seções subsequentes.

A repetição como estratégia de curadoria, em oposição ao descarte, foi viável neste estudo porque o protocolo permite manter as porções intactas entre tentativas de medição, dado que o método de bioimpedância é não destrutivo. Essa propriedade permitiu recuperar todas as porções para o conjunto final sem comprometer o pareamento intra-porção. As repetições foram motivadas predominantemente por coeficiente de variação de R_0 elevado, indicativo de instabilidade de contato durante a aquisição original. A inspeção das medições repetidas confirmou o retorno aos critérios de qualidade sem alteração sistemática dos valores médios dos parâmetros, evidência de que a fonte de variabilidade era operacional e não tecidual.

Tabela 7 – Composição do conjunto de dados após controle de qualidade por repetição.

Filé	Porções	Porções válidas (fresco)	Porções válidas (descong.)	Válidas (%)
P1	3	3	3	100
P2	3	3	3	100
P3	3	3	3	100
P4	3	3	3	100
P5	3	3	3	100
P6	3	3	3	100
Total	18	18	18	100

Fonte: elaborado pelo autor. Cada aquisição corresponde à mediana de três réplicas independentes da mesma porção, conforme protocolo descrito na Subseção 5.4.3 do Capítulo 5.

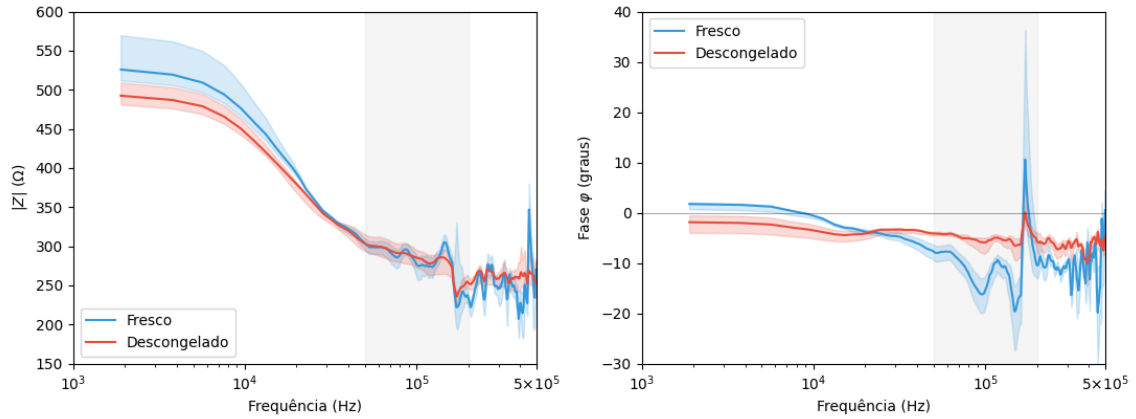
6.2 ANÁLISE EXPLORATÓRIA DOS ESPECTROS

Antes de qualquer etapa de redução dimensional ou de classificação, os espectros validados são examinados diretamente, com dois objetivos. O primeiro é verificar se o efeito do congelamento se manifesta de forma visualmente identificável e coerente com os mecanismos de dano celular descritos no Capítulo 3, o que caracteriza qualitativamente a natureza do contraste entre as classes. O segundo é avaliar quais descritores são candidatos legítimos a compor o vetor de características, decisão que antecede e condiciona todo o *pipeline* subsequente. Esta seção percorre os três níveis dessa inspeção: os espectros médios por classe, a distribuição dos parâmetros do modelo de Cole-Cole e os testes estatísticos pareados sobre as características candidatas.

6.2.1 Espectros Representativos por Classe

O efeito do congelamento sobre o espectro de bioimpedância é apresentado na Figura 28, com a mediana e o intervalo interquartil sobreposto para cada estado, em escala logarítmica de frequência. O efeito é qualitativamente assimétrico entre módulo e fase. No módulo $|Z|$, as curvas de fresco e descongelado são quase coincidentes ao longo de toda a banda observada, com leve aproximação em baixas frequências e leve afastamento em altas frequências, dentro da banda útil entre 50 e 200 kHz (faixa sombreada). Na fase φ , a separação entre estados é nítida e sistemática na banda intermediária e alta: o tecido fresco apresenta fase mais capacitiva, atingindo mediana próxima de -15° em torno de 100 kHz, enquanto o tecido descongelado apresenta fase cerca de 2,5 vezes menor em módulo, com mediana próxima de -6° na mesma frequência. Esse comportamento é coerente com a teoria de ruptura da membrana celular durante o congelamento, descrita na Seção 3.2 do Capítulo 3, segundo a qual a destruição da bicamada lipídica reduz a contribuição capacitiva da membrana ao espectro e aproxima a resposta do tecido ao limite resistivo (Grimnes; Martinsen, 2015; Vidaček et al., 2008). A faixa interquartil estreita em ambos os estados indica baixa variabilidade entre porções e entre filés, evidência da reprodutibilidade do efeito.

Figura 28 – Espectros de bioimpedância representativos: módulo $|Z|$ e fase ϕ em função da frequência, para os estados fresco e descongelado. Linha contínua: mediana das porções válidas. Faixa sombreada (curva): intervalo interquartil. Faixa cinza (eixo): banda útil 50–200 kHz estabelecida no Capítulo 4.

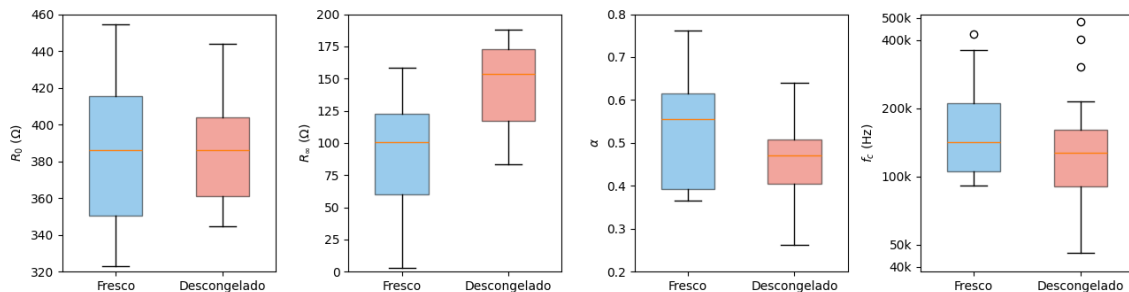


Fonte: elaborado pelo autor.

6.2.2 Distribuição dos Parâmetros Cole-Cole

A distribuição dos quatro parâmetros Cole-Cole extraídos pelo *firmware* é apresentada na Figura 29. Conforme antecipado no Capítulo 4, esses parâmetros são tratados como descritores reprodutíveis entre réplicas, não como medidas absolutas das propriedades intrínsecas do tecido. Empiricamente, o parâmetro que exibe maior separação aparente entre os estados é R_∞ , com mediana de cerca de 100 Ω em fresco e de cerca de 154 Ω em descongelado. O parâmetro α , que descreve a depressão do arco, apresenta tendência decrescente de fresco para descongelado, com mediana de 0,56 para 0,47, ainda que haja sobreposição entre as classes. Os parâmetros R_0 e f_c não apresentam separação discernível entre as classes.

Figura 29 – Distribuição dos parâmetros Cole-Cole por classe. (a) R_0 , (b) R_∞ , (c) α , (d) f_c em escala logarítmica.

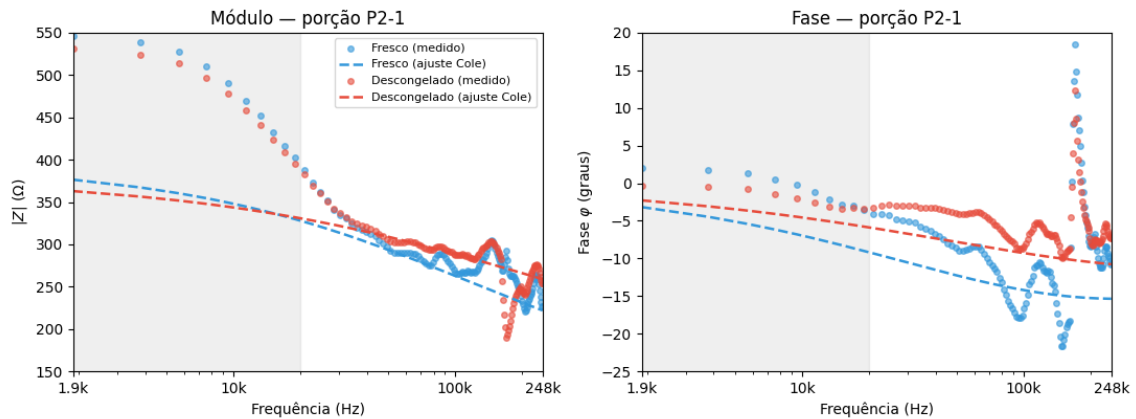


Fonte: elaborado pelo autor.

Essas distribuições são condicionadas por uma limitação metrológica que afeta os quatro parâmetros Cole-Cole. A estimação decorre do ajuste de um arco único ao espectro medido, cujos dois limites assintóticos situam-se fora da banda metrologicamente confiável do protótipo,

caracterizada na Subseção 4.5.4 do Capítulo 4. A frequência característica medida, com mediana em torno de 130 kHz, encontra-se de fato dentro da banda útil, de modo que o ápice do arco é amostrado. Já as duas extremidades das quais derivam R_0 e R_∞ situam-se fora dessa faixa. A Figura 30 compara para uma porção representativa o espectro medido e o arco ajustado: na extremidade inferior, o módulo medido excede o próprio R_0 estimado, comportamento incompatível com um arco Cole-Cole simples e atribuível à polarização de eletrodo e ao erro sistemático dependente da amostra. Na extremidade superior, R_∞ situa-se em torno da metade do módulo ainda medido em 200 kHz, evidenciando que o arco não se fecha dentro da faixa confiável e que R_∞ resulta de extrapolação para além dela. O resíduo mediano do ajuste em módulo ultrapassa 25% na banda de 2 a 20 kHz, contra cerca de 3% na banda de 50 a 200 kHz, e os parâmetros variam de forma errática entre porções, sinais conjuntos de mau condicionamento do ajuste (Marcondes et al., 2025; Freeborn; Critcher, 2021).

Figura 30 – Espectro medido (marcadores) e arco Cole-Cole ajustado (linha tracejada) para uma porção representativa, em módulo e fase. A faixa sombreada indica a região de baixa frequência em que o ajuste se afasta do dado medido.



Fonte: elaborado pelo autor.

Esse condicionamento instrumental recomenda cautela na interpretação biofísica da separação aparente em R_∞ . O marcador clássico do dano de membrana é a queda de R_0 , à medida que a ruptura das membranas torna o meio intracelular acessível à corrente em baixa frequência (Grimnes; Martinsen, 2015). Nos dados deste trabalho, R_0 permanece praticamente invariante entre os estados e a variação concentra-se em R_∞ , padrão atípico para a interpretação canônica e mais coerente com o mau condicionamento do ajuste do que com um mecanismo biofísico. Conclui-se que nenhum dos quatro parâmetros Cole-Cole constitui descritor quantitativo confiável neste protótipo. Por esse motivo, eles foram excluídos do vetor de características da etapa de classificação, que passa a apoiar-se exclusivamente nas características de fase e de módulo medidas diretamente nas raias da banda útil. O critério de exclusão é a qualidade metrológica do ajuste, estabelecida de modo independente do rótulo de classe, e não o desempenho do classificador, de forma que não configura seleção de variáveis enviesada. Além disso, o desempenho

reportado na Seção 6.4 é obtido sem esses parâmetros, o que indica que sua eventual contribuição discriminante seria, na melhor das hipóteses, redundante com a informação já contida nas raiais diretas.

6.2.3 Testes Estatísticos Iniciais

A Tabela 8 apresenta o teste de Wilcoxon pareado intra-porção para cada característica medida diretamente que compõe o vetor de classificação, dado que a hipótese de normalidade não foi assumida em razão do número reduzido de pares ($n = 18$). Os valores reportados confirmam quantitativamente o padrão observado na análise visual. As fases em 50 e em 100 kHz são as características de maior separação, ambas com W exatamente igual a zero e $p < 10^{-4}$, o que indica que todas as dezoito porções apresentaram desvio no mesmo sentido (fase menos capacitiva no estado descongelado). Entre as duas, a de 100 kHz apresenta a maior magnitude de efeito, com a mediana passando de $-15,12^\circ$ para $-5,87^\circ$, contra $-7,61^\circ$ para $-4,12^\circ$ em 50 kHz. A fase e o módulo em 200 kHz apresentam separação significativa ao nível $p < 0,05$. Em contraste, o módulo em 50 e 100 kHz não apresenta evidência estatística de separação ao nível usual. O teste é empregado em caráter confirmatório e não filtra as características que entram no *pipeline*, de modo a preservar a independência entre a seleção de características e a estimação de desempenho.

Tabela 8 – Testes pareados intra-porção (Wilcoxon, $n = 18$) para características candidatas.

Característica	Med. fresco	Med. descong.	W	p -valor
$ Z $ @ 50 kHz	305,8	304,0	80,0	0,832
$ Z $ @ 100 kHz	277,0	285,1	49,0	0,119
$ Z $ @ 200 kHz	232,4	252,5	34,0	0,024*
φ @ 50 kHz	-7,61	-4,12	0,0	$< 10^{-4***}$
φ @ 100 kHz	-15,12	-5,87	0,0	$< 10^{-4***}$
φ @ 200 kHz	-10,49	-5,78	35,0	0,027*

Fonte: elaborado pelo autor. Significância: * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$.

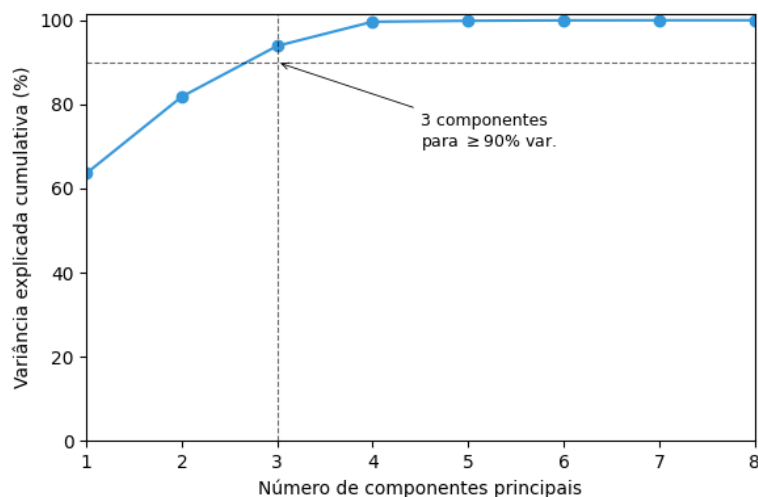
6.3 REDUÇÃO DIMENSIONAL POR ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS

6.3.1 Variância Explicada

A análise de componentes principais foi aplicada sobre o vetor de características composto pelos módulos e fases em 50, 100 e 200 kHz e pelas razões entre módulos em frequências distintas, totalizando oito características medidas diretamente, após a exclusão dos parâmetros Cole-Cole justificada na Subseção 6.2.2. A Figura 31 apresenta a variância explicada cumulativa em função do número de componentes principais retidos. O primeiro componente principal captura cerca de 64% da variância total, o segundo cerca de 18% e o terceiro cerca de 12%, de modo que a soma dos três primeiros componentes ultrapassa 90% da variância. Esse decaimento acentuado

reflete a forte correlação entre as características de módulo e de fase amostradas em frequências vizinhas e indica que a estrutura do conjunto se concentra em poucas direções no espaço de características. O número de componentes selecionado para a etapa de classificação é três, de modo a satisfazer o critério de preservação de 90% da variância estabelecido no Capítulo 5.

Figura 31 – Variância explicada cumulativa em função do número de componentes principais.

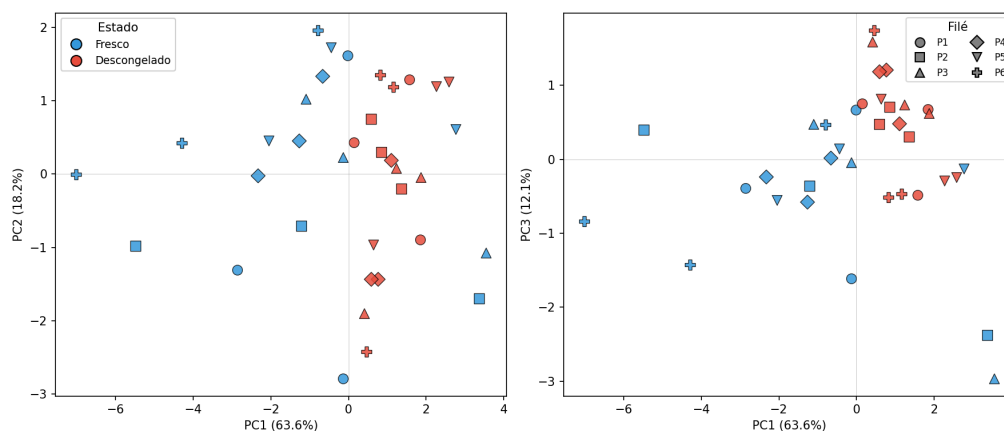


Fonte: elaborado pelo autor.

6.3.2 Projeção nos Componentes Principais

A Figura 32 apresenta a projeção das trinta e seis amostras em dois planos do espaço de três componentes principais. No plano $PC1 \times PC2$, as classes fresco e descongelado se separam ao longo do eixo $PC1$, com o tecido fresco concentrado na região de $PC1$ negativo a moderadamente positivo e o tecido descongelado na região de $PC1$ positivo, enquanto o eixo $PC2$ não exibe separação entre estados, captando predominantemente variabilidade intra-classe entre porções e entre filés. O plano $PC1 \times PC3$ evidencia que a estrutura discriminante não se restringe ao $PC1$: o terceiro componente também contribui para a separação, de modo que as classes se distinguem com maior nitidez quando $PC3$ é considerado em conjunto com $PC1$. A separação não é estritamente linear, pois algumas porções de tecido fresco situam-se na região ocupada pelo grupo descongelado, evidência de variabilidade biológica que é discutida na análise da classificação. A marcação dos pontos por filé revela que porções de um mesmo filé se distribuem amplamente ao longo de $PC1$, sem tendência a agrupamento, padrão consistente com a expectativa de que o efeito do congelamento, que atua intra-porção pelo pareamento, domina sobre a variabilidade inter-filé no espaço reduzido pela PCA.

Figura 32 – Projeção das amostras em dois planos do espaço de componentes principais: PC1×PC2 (esquerda) e PC1×PC3 (direita), coloridas por classe (fresco e descongelado) e marcadas por filé (P1 a P6).



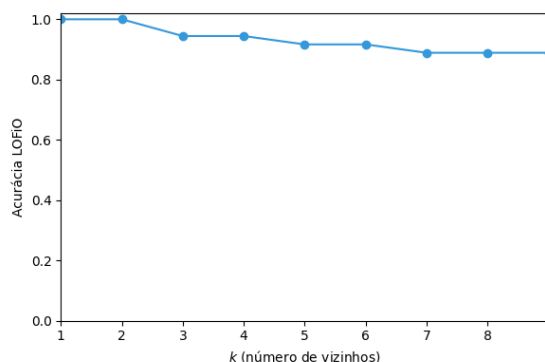
Fonte: elaborado pelo autor.

6.4 CLASSIFICAÇÃO FRESCO *VERSUS* DESCONGELADO

6.4.1 Seleção do Hiperparâmetro k

A Figura 33 apresenta a acurácia LOFiO em função do valor de k , calculada por busca exaustiva no intervalo $k \in \{1, 2, \dots, 9\}$. O melhor desempenho é obtido em $k = 1$, com queda monótona da acurácia à medida que k aumenta. O processo de validação cruzada externa adotado na sequência seleciona k separadamente em cada partição, dentre os valores $k \in \{1, 3, 5, 7\}$, por validação cruzada interna LOFiO sobre o conjunto de treinamento. Em todas as partições externas o valor de $k = 1$ foi selecionado, padrão coerente com a separação visual nítida entre classes observada na Figura 32. Esse comportamento é discutido na Seção 6.8 como uma característica esperada de conjuntos pequenos com efeito biológico dominante, e como limitação a ser endereçada em estudos com n ampliado, em que valores intermediários de k tipicamente passam a fornecer melhor compromisso entre viés e variância (Kuhn; Johnson, 2013).

Figura 33 – Acurácia LOFiO em função do valor de k (1 a 9 vizinhos).



Fonte: elaborado pelo autor.

6.4.2 Validação Cruzada *Leave-One-Fillet-Out*

A classificação sob o protocolo LOFiO foi avaliada com seis partições, retendo as três porções de um filé como conjunto de teste a cada iteração e treinando o classificador KNN sobre as quinze porções dos cinco filés restantes. As Tabelas 9 e 10 consolidam a matriz de confusão e as métricas sobre as seis partições combinadas. O desempenho do classificador é elevado, com acurácia de 97,2% e *F1-score* macro idêntico. O único erro de classificação ocorre em uma porção que pertence a um filé cujo estado fresco se mistura com porções descongeladas no espaço PCA, conforme antecipado pela análise visual da Figura 32. Esse erro é assimétrico, na direção em que uma porção fresca foi classificada como descongelada. Tratando-se de um único erro, essa assimetria não permite inferir um viés sistemático do limite de decisão, e é atribuída à variabilidade biológica de uma porção fresca atípica, cujo espectro se aproxima do padrão característico do tecido descongelado. A análise por partição mostra que o erro se concentra em um único filé, sem padrão sistemático entre os demais.

Tabela 9 – Matriz de confusão consolidada sob o protocolo LOFiO.

	Predito fresco	Predito descongelado
Real fresco	17	1
Real descongelado	0	18

Fonte: elaborado pelo autor.

Tabela 10 – Métricas de classificação sob o protocolo LOFiO.

Métrica	Valor
Acurácia global	0,972
Precisão (fresco)	1,000
Sensibilidade (fresco)	0,944
Precisão (descongelado)	0,947
Sensibilidade (descongelado)	1,000
<i>F1-score</i> macro	0,972

Fonte: elaborado pelo autor.

6.4.3 Validação Cruzada *Leave-One-Portion-Out*

A classificação sob o protocolo LOPO foi avaliada com dezoito partições, retendo a cada iteração as duas aquisições pareadas de uma mesma porção (estados fresco e descongelado) como conjunto de teste e treinando o classificador KNN sobre as dezessete porções restantes. Cabe observar que, nesse esquema, a aquisição pareada da porção em teste é removida em conjunto do treinamento, evitando o vazamento direto de informação entre os pares. Contudo, as demais porções do mesmo filé permanecem no conjunto de treinamento, o que confere ao protocolo caráter menos conservador que o LOFiO, em que o filé inteiro é retido. As Tabelas 11 e 12 apresentam a matriz de confusão e as métricas globais, consolidadas sobre as trinta e seis

aquisições classificadas ao longo das dezoito partições. Sob o *pipeline* PCA seguida de KNN, o protocolo LOPO atinge acurácia de 91,7%, com três porções de tecido fresco classificadas como descongeladas e nenhum erro na classe descongelado. Portanto, o desempenho é inferior ao do protocolo LOFiO, ainda que o LOPO seja o protocolo menos conservador. Essa diferença, equivalente a dois erros adicionais sobre trinta e seis classificações, situa-se dentro da margem de incerteza esperada para um conjunto de $n = 18$ porções e é discutida na subseção seguinte. Os três erros mantêm a mesma direção observada no LOFiO, incidindo sobre porções de tecido fresco cujo espectro se aproxima do padrão do tecido descongelado.

Tabela 11 – Matriz de confusão consolidada sob o protocolo LOPO.

	Predito fresco	Predito descongelado
Real fresco	15	3
Real descongelado	0	18

Fonte: elaborado pelo autor.

Tabela 12 – Métricas de classificação sob o protocolo LOPO.

Métrica	Valor
Acurácia global	0,917
Precisão (fresco)	1,000
Sensibilidade (fresco)	0,833
Precisão (descongelado)	0,857
Sensibilidade (descongelado)	1,000
F1-score macro	0,916

Fonte: elaborado pelo autor.

6.4.4 Comparação entre os Protocolos

A Tabela 13 apresenta a comparação direta entre os protocolos LOFiO e LOPO. Sob o *pipeline* PCA seguida de KNN, os dois protocolos não produzem resultados idênticos: o LOFiO atinge 97,2% de acurácia e o LOPO 91,7%, diferença equivalente a dois erros sobre trinta e seis classificações. À primeira vista o sentido dessa diferença é contraintuitivo, pois o LOPO é o protocolo menos conservador e seria de esperar desempenho igual ou superior ao do LOFiO. A explicação não é metodológica, mas estatística: com $n = 18$ porções, a incerteza associada à estimativa de acurácia é ampla, e diferenças da ordem de um a três erros entre protocolos não são estatisticamente distinguíveis. O que se pode afirmar é que ambos os protocolos situam o desempenho do classificador na faixa de 0,92 a 0,97 e não que um protocolo seja superior ao outro. A estimativa de referência adotada neste trabalho permanece a do protocolo LOFiO, por ser o mais conservador e por eliminar a pseudorreplacação intra-filé ao reter o filé inteiro do conjunto de treinamento.

Neste contexto, a redução dimensional pela PCA cumpre papel de regularização. Uma análise auxiliar sem aplicação da PCA, com o vetor de oito características em sua dimensionalidade plena, eleva a acurácia para 100% sob LOFiO e 97,2% sob LOPO. Esse desempenho aparentemente superior é sintoma de sobreajuste favorecido pela elevada dimensionalidade frente ao número reduzido de amostras, e não uma estimativa robusta de generalização. A projeção sobre os três primeiros componentes principais descarta as direções de menor variância, nas quais reside boa parte do ruído de ajuste, e produz uma estimativa mais conservadora de desempenho. Essa propriedade tem ainda implicação prática para a evolução do sistema: o vetor compacto de três componentes principais impõe carga computacional inferior ao vetor de características original, favorecendo a transposição futura do classificador para execução embarcada no próprio microcontrolador, direção discutida na Seção 6.9.

Tabela 13 – Comparação entre os protocolos de validação cruzada LOFiO e LOPO.

Métrica	LOFiO	LOPO	Diferença
Acurácia global	0,972	0,917	0,055
F1-score macro	0,972	0,916	0,056
Precisão (fresco)	1,000	1,000	0,000
Sensibilidade (fresco)	0,944	0,833	0,111
Precisão (descongelado)	0,947	0,857	0,090
Sensibilidade (descongelado)	1,000	1,000	0,000

Fonte: elaborado pelo autor.

6.5 ANÁLISE POR BANDA ESPECTRAL

A análise da contribuição relativa de diferentes regiões do espectro à classificação foi conduzida treinando o classificador KNN apenas sobre subconjuntos de características extraídas de cada banda espectral. A Tabela 14 apresenta a acurácia LOFiO obtida em cada configuração. A banda alta, integralmente contida na banda útil (50–200 kHz) metrologicamente caracterizada no Capítulo 4, atinge isoladamente acurácia de 97,2%, idêntica ao desempenho do classificador completo. A banda intermediária atinge 91,7% e a banda baixa, fora da banda útil, atinge 86,1%. A combinação de todas as bandas atinge acurácia de 100% nesta representação, sugerindo informação complementar entre regiões do espectro, ainda que a maior parte da capacidade discriminante esteja concentrada na banda alta. Esse valor exige duas qualificações. Primeiro, a análise por banda emprega uma representação baseada exclusivamente em raias espectrais (módulo e fase amostrados dentro de cada banda), distinta do vetor de características completo utilizado na Seção 6.4, por essa razão a configuração de banda completa não é diretamente comparável à acurácia de 97,2% do classificador principal. Segundo, dado o número reduzido de porções ($n = 18$), uma acurácia de 100% deve ser interpretada como limite otimista sujeito a sobreajuste e não como estimativa robusta de desempenho generalizável. A estimativa de referência deste trabalho permanece os 97,2% obtidos sob LOFiO com o vetor de características

completo. O resultado por banda é portanto evidência qualitativa de complementaridade espectral, não um ganho de desempenho a ser reportado como métrica principal. Esse achado é coerente com a interpretação biofísica do efeito do congelamento: a ruptura das membranas celulares reduz o caráter capacitivo do tecido, observável como a queda do ângulo de fase na região da dispersão β , que se estende pela banda intermediária e alta caracterizada metrologicamente no dispositivo. A maior capacidade discriminante da banda alta deve ser interpretada com cautela: ela coincide com a banda metrologicamente confiável do protótipo, de modo que parte do contraste entre as bandas reflete a qualidade da medição, e não apenas a localização do efeito biofísico. Achado direcionalmente compatível é reportado por Vidaček et al. (2008) em robalo, em que a reatância acima de 500kHz é apontada como a variável mais sensível à história de congelamento, tendência coerente com a maior capacidade discriminante observada aqui nas frequências mais altas da banda caracterizada.

Tabela 14 – Acurácia do classificador por banda espectral, sob LOFiO.

Banda	Faixa de frequência	Acurácia LOFiO
Baixa	2 a 20 kHz	0,861
Intermediária	20 a 100 kHz	0,917
Alta	100 a 200 kHz	0,972
Banda completa	2 a 200 kHz	1,000

Fonte: elaborado pelo autor.

6.6 COMPARAÇÃO COM A LITERATURA

A Tabela 15 posiciona os resultados deste trabalho no contexto da literatura de discriminação de pescado fresco *versus* congelado-descongelado por bioimpedância. A acurácia de 97,2% sob LOFiO refere-se à discriminação binária fresco/descongelado, tarefa que os estudos de referência identificam como consistentemente viável por bioimpedância. A classificação em mais grupos, por tempo de armazenamento ou número de ciclos, mostra-se sensivelmente mais difícil e está fora do escopo deste trabalho.

Os estudos de Vidaček et al. (2008) e Fernández-Segovia et al. (2012) ilustram esse contraste. Em robalo, com equipamento comercial de laboratório, Vidaček et al. (2008) classificaram amostras em cinco grupos por PCA seguida de análise discriminante, obtendo 78% de classificação correta sob validação cruzada e identificando a reatância acima de 500kHz como a variável mais sensível à história de congelamento. Esse achado é direcionalmente consistente com o observado aqui, em que as frequências mais altas concentram parte expressiva do poder discriminante, ainda que a banda caracterizada se limite a 200kHz pela faixa do instrumento de referência. Em salmão, Fernández-Segovia et al. (2012) alcançaram a discriminação binária fresco/descongelado pela primeira função discriminante, embora a classificação nas cinco classes consideradas tenha atingido 71,93%, sem separação entre os diferentes tempos de armazenamento.

Já Zhang et al. (2024), também em salmão e com $n = 30$ indivíduos, reportam acurácia próxima de 98% em discriminação multiclasse (fresco, um ciclo e múltiplos ciclos) usando floresta aleatória sobre características extraídas em duas frequências discretas (1 e 16 kHz), evidência adicional de que a bioimpedância suporta classificadores supervisionados de elevada acurácia em pescado.

Portanto, o posicionamento dos resultados deste trabalho em relação à literatura é favorável, com a ressalva de que o n aqui adotado é reduzido frente aos demais estudos e que a generalização populacional do classificador requer validação adicional, conforme discutido na Seção 6.8.

Tabela 15 – Comparação com trabalhos da literatura.

Referência	Espécie	n	Faixa de freq.	Classificador	Classes	Acurácia
Vidaček et al. (2008)	Robalo	100 indivíduos	1 Hz a 1 MHz	PCA + DA	5 grupos	0,78
Fernández-Segovia et al. (2012)	Salmão	30 amostras	1 Hz a 1 MHz	PCA + DA	5 grupos	0,72
Zhang et al. (2024)	Salmão	30 indivíduos	1 e 16 kHz	RF	3 classes	0,98
Este trabalho (LOFiO)	Tilápia	6 filés	50 a 200 kHz	PCA + KNN	2 classes	0,972
Este trabalho (LOPO)	Tilápia	6 filés	50 a 200 kHz	PCA + KNN	2 classes	0,917

Fonte: elaborado pelo autor com base nas referências citadas.

6.7 CENÁRIO DE USO PREVISTO E REGIME DE TREINAMENTO

Os resultados apresentados até aqui foram obtidos em regime de laboratório, com o classificador executado em computador sobre os espectros transmitidos pelo dispositivo. Esta seção explicita como o mesmo *pipeline* operaria em uso de inspeção, questão levantada durante a avaliação do trabalho e relevante para dimensionar o alcance prático da contribuição.

O treinamento é uma etapa *offline* e não recorrente. Ele é executado uma única vez sobre um conjunto de referência rotulado, construído nas condições de operação pretendidas, e produz três artefatos de dimensão reduzida: o vetor de médias e desvios-padrão da padronização z -score com oito pares de valores, a matriz de projeção da PCA de dimensão 8×3 , e o conjunto de treino já projetado no espaço de três componentes, com um ponto por aquisição. A predição por KNN reduz-se ao cálculo de algumas dezenas de distâncias euclidianas em $\mathbb{R}^3$. Portanto, o dispositivo em campo não treina: ele apenas aplica um modelo já ajustado, e a decisão fresco/descongelado pode ser emitida no próprio instrumento, conforme a direção de evolução discutida na Seção 6.9.

O modelo treinado não é universal, e a delimitação de sua validade é parte da resposta. Um modelo ajustado sobre tilápia não se transfere diretamente a outra espécie, uma vez que a composição do músculo e a geometria do filé alteram o espectro de referência. Do mesmo modo, alterações no protocolo de medição que modifiquem a interface eletrodo–tecido, como a substituição do material do eletrodo, a mudança da geometria da ponteira ou a operação em temperatura distinta da faixa de $4 \pm 1^\circ\text{C}$ adotada neste trabalho, deslocam sistematicamente as características de entrada e exigem novo treinamento. O mesmo se aplica a uma revisão de *hardware* que altere a resposta do *front-end*. Já a variabilidade esperada dentro do escopo de

treinamento, entre indivíduos, lotes e safras da mesma espécie, é a que o próprio conjunto de treino deve cobrir, o que reforça a recomendação de ampliação amostral com diversificação de origens registrada na Seção 6.9.

Em operação de rotina, o regime previsto combina um treinamento único por configuração (espécie, eletrodo, faixa térmica, revisão de *hardware*) com uma verificação metrológica periódica de baixo custo: a medição de uma carga RC de referência no início de cada sessão, conforme o procedimento da Seção 4.4 do Capítulo 4, confirma que a cadeia de medição permanece dentro da faixa em que o modelo treinado é válido. Um desvio sistemático dessa verificação em relação ao valor esperado é o indicador prático de que o modelo requer recalibração ou retreinamento, e não uma decisão a ser tomada por inspeção dos resultados de classificação.

6.8 LIMITAÇÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados apresentados neste capítulo são consistentes com a hipótese de viabilidade do dispositivo portátil para discriminação entre tilápia fresca e descongelada e devem ser interpretados dentro do escopo declarado do estudo, com atenção às limitações descritas a seguir.

Uma limitação de natureza distinta das demais diz respeito à relação entre a premissa tecnológica do trabalho, a espectroscopia em banda larga com descritores do modelo Cole-Cole, e o resultado efetivamente entregue, uma classificação apoiada em características espectrais diretas dentro de uma banda de 50 a 200 kHz. Essa distância é decomposta a seguir em suas causas, uma vez que as implicações são diferentes em cada caso.

Quanto à banda larga, é necessário separar a arquitetura de sua validação. A cadeia de excitação e aquisição em banda larga foi integralmente implementada e opera conforme projetado: a MLS de ordem 10 é gerada a $f_{\text{atu}} \approx 1,95$ MHz, o sistema amostra até a frequência de Nyquist de aproximadamente 975 kHz e o espectro completo é obtido em uma única aquisição de $525 \mu\text{s}$, requisito que motivou a escolha da técnica e que nenhum instrumento de varredura sequencial atende. A banda de 50 a 200 kHz não é a banda de operação do dispositivo, mas a banda em que foi possível certificar a medição, e seus dois limites têm origens externas e identificadas: o limite superior decorre da faixa de operação do instrumento comercial de referência disponível, o Emstat4R, e não de limitação do protótipo. O limite inferior decorre da polarização da interface eletrodo–tecido dos eletrodos de níquel nu combinada aos capacitores de acoplamento de dielétrico X5R, ambos endereçáveis pelas substituições de componente já detalhadas na Seção 6.9. Portanto, o que permanece não demonstrado não é a viabilidade da abordagem de banda larga, e sim a extensão da faixa metrologicamente certificada até os limites da arquitetura.

Quanto ao modelo Cole-Cole, o trabalho o adota como referencial de projeto e o entrega implementado: o ajuste é executado no *firmware*, os quatro parâmetros são estimados a cada aquisição, sua distribuição por classe é caracterizada e sua reprodutibilidade entre réplicas é verificada (Subseção 6.2.2). A exclusão desses parâmetros do vetor de classificação é um

resultado metrológico do trabalho, obtido por critério independente do rótulo de classe: o arco não se fecha dentro da banda certificada, de modo que R_0 e R_∞ resultam de extrapolação. Trata-se de uma constatação sobre a banda do protótipo, e não sobre a adequação do modelo ao problema, e ela é diretamente reversível pela ampliação da banda útil. Reconhece-se, ainda assim, que a caracterização sistemática de α em filé de tilápia, anunciada no Capítulo 2 como contribuição original, permanece condicionada a essa ampliação e não pode ser considerada estabelecida a partir dos dados aqui apresentados.

A limitação de maior impacto sobre a generalização é o tamanho amostral reduzido, com seis filés e ausência de rastreabilidade individual ao peixe de origem. Esse limite estabelece a unidade biológica do estudo no filé, e a generalização populacional a indivíduos não vistos requer validação adicional com n ampliado, conforme detalhado na Seção 6.9. O n deste trabalho é compatível com o adotado por Dell’Osa et al. (2021) em estudo de viabilidade equivalente em carne bovina.

A homogeneidade da matéria-prima constitui uma segunda limitação. As tilápias foram adquiridas de uma única fonte comercial, em uma única estação do ano, com regime alimentar e idade ao abate aproximadamente uniformes. A transferência dos resultados para outras origens, estações ou regimes de criação não é direta, e a inclusão de múltiplas origens e safras em estudos subsequentes ampliaria a robustez do classificador.

A faixa metrológica útil do dispositivo, conforme caracterizado no Capítulo 4, é limitada à banda de 50 a 200 kHz, com erro relativo do módulo entre -10% e -20% e diferença de fase inferior a um grau. A análise por banda (Seção 6.5) mostra que essa banda concentra o poder discriminante e que o uso de razões entre frequências mitiga o impacto do erro sistemático multiplicativo nas características usadas pelo classificador.

O delineamento adotado contempla um único ciclo de congelamento e descongelamento. A avaliação de múltiplos ciclos consecutivos foi deixada para trabalhos futuros em razão da janela temporal do estudo, e a literatura sugere que efeitos cumulativos são detectáveis por bioimpedância em produtos pesqueiros (Dell’Osa et al., 2021; Vidaček et al., 2008).

O estudo não inclui comparação direta com métodos de referência tradicionais para detecção de fraude de descongelamento, como dosagem de histamina, valor-K ou análise sensorial. Tal comparação ampliaria a confiança nos resultados, mas estaria fora do escopo de um estudo de viabilidade de dispositivo e é deixada como direção complementar para a validação futura do método.

6.9 TRABALHOS FUTUROS

A continuidade natural deste estudo de viabilidade envolve melhorias instrumentais no *hardware* do dispositivo, refinamento dos procedimentos de calibração e ampliação do escopo experimental, organizadas a seguir em ordem de impacto esperado sobre a qualidade do espectro de bioimpedância e sobre a validade externa do estudo.

A direção de maior impacto sobre a qualidade do espectro é a substituição dos eletrodos bipolares de níquel nu, escolhidos no Capítulo 4 por simplicidade construtiva, por eletrodos de prata clorada (Ag/AgCl). O par redox Ag/AgCl permite troca livre de íons cloreto com o eletrólito, caracterizando-se como não polarizável (Mirtaheri; Grimnes; Martinsen, 2005; Kurniawan et al., 2022). O impacto esperado é a redução do erro sistemático do módulo abaixo de 50 kHz e a ampliação da banda metrologicamente útil para a dispersão β completa, o que permitiria recuperar a estimação confiável dos parâmetros Cole-Cole, inviável na banda atual conforme discutido na Subseção 6.2.2, com implementações descartáveis em substratos têxteis ou em filmes flexíveis compatíveis com a aplicação em pescado (Kurniawan et al., 2022). Complementarmente, a substituição dos capacitores de acoplamento (C39, C42, C43, dielétrico X5R) por capacitores de dielétrico C0G ou NP0, com coeficiente de tensão essencialmente nulo, eliminaria distorção residual de fase e contribuiria para a redução do erro sistemático multiplicativo da magnitude.

A evolução metrológica subsequente é a substituição da calibração escalar real Z_{gain} por um fator complexo dependente da frequência $H(f) = a(f) + jb(f)$, ajustado por caracterização estendida com múltiplas cargas $R \parallel C$ de referência cobrindo a faixa útil do dispositivo, conforme indicado na Subseção 4.5.3 do Capítulo 4. Essa correção endereça simultaneamente a variação de fase do *front-end* nos extremos da banda e o pequeno deslocamento da frequência característica efetiva observado sobre cargas reativas, permitindo a comparação quantitativa direta de valores absolutos de impedância entre dispositivos e sessões experimentais distintas.

Uma direção complementar ao refinamento da plataforma computacional é o redesenho da sequência MLS com base na informação extraída pela PCA durante a etapa de classificação. A análise dos *loadings* das componentes principais retidas identifica as raias espectrais que concentram o poder discriminante entre os estados fresco e descongelado, em coerência com o achado da Seção 6.5 de que a banda alta (100–200 kHz) responde por parte expressiva da acurácia do classificador. Uma MLS futura projetada para concentrar potência nessa banda específica, por meio de redução da ordem, deslocamento da banda útil ou substituição por excitação multitonal sincronizada, simplificaria a etapa de excitação, reduziria o tempo total de aquisição e elevaria a relação sinal-ruído nas raias relevantes. Em conjunto com a transposição do classificador PCA seguida de KNN para execução embarcada, viável dado o vetor compacto de três componentes principais, essa otimização aproxima o dispositivo de uma versão de campo autônoma, capaz de emitir decisão de classificação *on-device* sem necessidade da aplicação *gateway* em computador para a etapa de aprendizado de máquina.

No nível da plataforma computacional, a migração do STM32F303CBT6 para a família STM32G4, em particular o STM32G474, preserva a arquitetura de quatro ADCs com DMA e amplia recursos críticos: 512 kB de *flash*, 128 kB de SRAM e resolução efetiva estendida a 16 bits no modo *oversampling* mantendo taxa de amostragem equivalente. Em paralelo, a substituição do módulo ESP32-C3 por um SoC dedicado a BLE de ultrabaixa potência, como o nRF52840 da Nordic Semiconductor (corrente de 6,4 mA em transmissão a 0 dBm e 0,4 μ A

em modo *System OFF* (Nordic Semiconductor, 2024), contra $5\mu\text{A}$ em *deep sleep* no ESP32-C3 (Espressif Systems, 2024)), permitiria reduzir o consumo em *idle* em mais de uma ordem de grandeza, com impacto direto sobre a autonomia de aproximadamente três horas caracterizada na Subseção 4.8.1.2. A perda do Wi-Fi é compensada pela aplicação *gateway* em computador já implementada neste trabalho.

A continuidade metodológica passa pela ampliação do conjunto amostral para n compatível com inferência populacional (na ordem de 30 a 50 indivíduos), com rastreabilidade individual ao peixe e diversificação de origens, safras e regimes alimentares. A validação cruzada deve então ser executada sob o protocolo LOFO (*leave-one-fish-out*) genuíno, com agrupamento por indivíduo identificado e os resultados confrontados com método de referência laboratorial para detecção de descongelamento. Em paralelo, a caracterização do efeito de múltiplos ciclos de congelamento e descongelamento constitui uma direção experimental de interesse aplicado, dado que a literatura sugere que ciclos adicionais intensificam o dano celular cumulativamente, e a possibilidade de distinguir entre um e múltiplos ciclos por bioimpedância amplia o alcance prático da técnica para a detecção de fraude na cadeia de distribuição.

6.10 DECLARAÇÃO DE USO DE INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL GENERATIVA

Durante a preparação desta dissertação, foram utilizadas ferramentas de inteligência artificial generativa, principalmente como auxílio à revisão gramatical e à padronização da linguagem do texto. O autor revisou, verificou e editou todo o texto assim produzido, assumindo integral responsabilidade pelo conteúdo apresentado e pela validade acadêmica do trabalho.

REFERÊNCIAS

- ARANNILEWA, S. T. et al. Effect of frozen period on the chemical, microbiological and sensory quality of frozen tilapia fish (*Sarotherodon galiaenus*). **Nutrition & Health**, v. 18, n. 2, p. 185–192, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 25.
- ARNOLD, W. David et al. Electrical impedance myography detects age-related muscle change in mice. **PLoS ONE**, v. 12, n. 10, p. e0185614, 2017. Citado 3 vezes nas páginas 28, 38 e 39.
- BALDI, Pierre; BRUNAK, Søren. **Bioinformatics: The Machine Learning Approach**. 2. ed. Cambridge, MA: MIT Press, 2001. ISBN 0-262-02506-X. Citado 4 vezes nas páginas 43, 44, 45 e 46.
- BERA, Tushar Kanti. Bioelectrical impedance methods for noninvasive health monitoring: a review. **Journal of Medical Engineering**, v. 2014, p. 381251, 2014. Citado 7 vezes nas páginas 34, 35, 36, 37, 38, 56 e 58.
- BERTEMES-FILHO, Pedro. **Tissue characterisation using an impedance spectroscopy probe**. Tese (PhD Thesis) — University of Sheffield, Sheffield, UK, 2002. Citado 8 vezes nas páginas 23, 29, 32, 34, 40, 41, 42 e 77.
- BRUNNQUELL, Simon Marcel. **Development of carbon electrodes for the measurement of skin impedance**. Dissertação (Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica) — Universidade do Estado de Santa Catarina, Joinville, SC, 2018. Citado na página 34.
- CARDENAS, Paulo Roberto Quispe; BERTEMES-FILHO, Pedro. Towards a feasible and robust technique for non-invasive food analysis. In: **BIO Web of Conferences**. [S.l.: s.n.], 2025. v. 195, p. 02001. Citado 4 vezes nas páginas 22, 23, 24 e 25.
- CARDENAS, Paulo Roberto Quispe et al. Wireless electrical spectroscopic probe for tissue characterization with force compensation. In: **IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)**. [S.l.]: IEEE, 2026. Citado na página 29.
- CAVALIERI, Ricardo Nogueira. **Métodos de inteligência artificial para a caracterização de tecidos biológicos usando a espectroscopia de impedância elétrica**. Dissertação (Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica) — Universidade do Estado de Santa Catarina, Joinville, SC, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 46.
- COLMAN, Jordan et al. Relationship of bioelectrical impedance to organoleptic sensory data of farm-raised olive flounder, *Paralichthys olivaceus*. **Aquaculture International**, v. 33, p. 178, 2025. Citado na página 28.
- DAMEZ, Jean-Louis et al. Electrical impedance probing of the muscle food anisotropy for meat ageing control. **Food Control**, v. 19, n. 10, p. 931–939, 2008. Citado na página 90.
- DELL’OSA, Antonio H. et al. Electrical impedance to easily discover undeclared freeze-thaw cycles in slaughtered bovine meat. **Journal of Electrical Bioimpedance**, v. 12, n. 1, p. 3–10, 2021. Citado 3 vezes nas páginas 86, 89 e 108.
- DING, Haohan et al. Artificial intelligence enhances food testing process: a comprehensive review. **Food Bioscience**, v. 68, p. 106404, 2025. Citado na página 26.

DUTRA, Douglas. **Modelagem numérica do efeito de aplicação de força em fantasmas de material biológico usando espectroscopia de impedância elétrica**. Tese (Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica) — Universidade do Estado de Santa Catarina, Joinville, SC, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 35.

Espressif Systems. **ESP32-C3 Series Datasheet**. v2.2. Shanghai, China, 2024. Disponível em: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-c3_datasheet_en.pdf. Acesso em: 2026-06-07. Citado na página 110.

FENG, Lu; HOU, Tao; ZHANG, Baoling. A noninvasive method for detecting frozen injuries in potatoes based on electrical impedance spectroscopy. **Journal of Food Science and Technology**, v. 44, p. e13682, 2021. Citado na página 24.

FERNÁNDEZ-SEGOVIA, Isabel et al. Detection of frozen-thawed salmon (*Salmo salar*) by a rapid low-cost method. **Journal of Food Engineering**, v. 113, n. 2, p. 210–216, 2012. Citado 12 vezes nas páginas 22, 23, 24, 33, 35, 43, 46, 49, 50, 93, 105 e 106.

Food and Agriculture Organization of the United Nations. **The State of World Fisheries and Aquaculture 2022: Towards Blue Transformation**. Rome, 2022. Citado na página 21.

FREEBORN, Todd J.; CRITCHER, Shelby. Cole-impedance model representations of right-side segmental arm, leg, and full-body bioimpedances of healthy adults: comparison of fractional-order. **Fractal and Fractional**, v. 5, n. 1, p. 13, 2021. Citado 6 vezes nas páginas 34, 36, 37, 62, 63 e 98.

FREEBORN, Todd J.; FU, Bo. Fatigue-induced cole electrical impedance model changes of biceps tissue bioimpedance. **Fractal and Fractional**, v. 2, n. 4, 2018. ISSN 2504-3110. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2504-3110/2/4/27>. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 37.

FUENTES, Ana et al. Differentiation between fresh and frozen-thawed sea bream (*Sparus aurata*) using impedance spectroscopy techniques. **Innovative Food Science & Emerging Technologies**, v. 19, p. 210–217, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 24, 49 e 58.

GIRMATSION, Mogos et al. Progress in machine learning-supported electronic nose and spectral imaging technologies for food safety assessment: a review. **Food Research International**, v. 209, p. 116285, 2025. Citado na página 22.

GRIMNES, Sverre; MARTINSEN, Ørjan G. **Bioimpedance and Bioelectricity Basics**. 3. ed. Oxford: Academic Press, 2015. Citado 20 vezes nas páginas 23, 26, 28, 32, 33, 34, 35, 36, 38, 39, 40, 47, 56, 58, 59, 77, 87, 89, 96 e 98.

GUERMAZI, Mahdi; KANOUN, Olfa; DERBEL, Nabil. Investigation of long time beef and veal meat behavior by bioimpedance spectroscopy for meat monitoring. **IEEE Sensors Journal**, v. 14, n. 10, p. 3624–3630, 2014. Citado na página 24.

HASSOUN, Abdo et al. Seafood processing, preservation, and analytical techniques in the age of Industry 4.0. **Applied Sciences**, v. 12, n. 3, p. 1703, 2022. Citado 3 vezes nas páginas 22, 24 e 29.

HU, Chunlin; XIE, Jing. The effect of multiple freeze-thaw cycles on the microstructure and quality of *Trachurus murphyi*. **Foods**, v. 10, n. 6, p. 1350, 2021. Citado 2 vezes nas páginas 48 e 49.

HUH, Sooin et al. Utilization of electrical impedance spectroscopy and image classification for non-invasive early assessment of meat freshness. **Sensors**, v. 21, n. 3, p. 1001, 2021. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 26.

IBBA, Piero et al. Bio-impedance and circuit parameters: an analysis for tracking fruit ripening. **Postharvest Biology and Technology**, v. 159, p. 110978, 2020. Citado na página 24.

IBBA, Pietro et al. Supervised binary classification methods for strawberry ripeness discrimination from bioimpedance data. **Scientific Reports**, v. 11, p. 11202, 2021. Citado 8 vezes nas páginas 24, 26, 27, 42, 43, 44, 46 e 93.

International Electrotechnical Commission. **IEC 60601-1: Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance**. Geneva, 2005. International Standard. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 41.

JASON, A. C.; RICHARDS, J. C. S. The development of an electronic fish freshness meter. **Journal of Physics E: Scientific Instruments**, IOP Publishing, v. 8, n. 10, p. 826–830, 1975. Citado na página 23.

JIMENEZ-CARVELO, Ana María et al. Alternative data mining/machine learning methods for the analytical evaluation of food quality and authenticity – a review. **Food Research International**, v. 122, p. 25–39, 2019. Citado na página 26.

KAPSE, Shrikant et al. A non-invasive method for detection of freshness of packaged milk. **Journal of Food Engineering**, v. 346, p. 111424, 2023. ISSN 0260-8774. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0260877423000225>. Citado na página 22.

KAROUI, Romdhane; THOMAS, Ekaterini; DUFOUR, Eric. Utilisation of a rapid technique based on front-face fluorescence spectroscopy for differentiating between fresh and frozen-thawed fish fillets. **Food Research International**, v. 39, n. 3, p. 349–355, 2006. Citado na página 22.

KUHN, Max; JOHNSON, Kjell. **Applied Predictive Modeling**. New York: Springer, 2013. Citado 9 vezes nas páginas 26, 27, 42, 43, 44, 45, 46, 93 e 101.

KURNIAWAN, Anggit et al. Electrochemical performance study of Ag/AgCl and Au flexible electrodes for unobtrusive monitoring of human biopotentials. **Nano Select**, v. 3, n. 7, p. 1183–1196, 2022. Citado na página 109.

LAM, Ignacio Vazquez. **Analysis of Improved Howland Current Pump Configurations**. [S.l.], 2023. Originally published October 2020, revised February 2023. Citado na página 41.

LENG, Yingbo et al. Bio-impedance measurements for meat quality determination of pork loins under repeated freeze-thaw treatments. **Journal of Food Composition and Analysis**, v. 125, p. 105779, 2024. Citado 4 vezes nas páginas 24, 28, 37 e 50.

LI, Dongmei; ZHU, Zhiwei; SUN, Da-Wen. Effects of freezing on cell structure of fresh cellular food materials: A review. **Trends in Food Science & Technology**, v. 75, p. 46–55, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 48 e 49.

LI, Xinxing et al. An impedance-based beef freshness detection method using GcForest learning model. **Journal of Food Measurement and Characterization**, 2025. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 26.

LIANG, Buwen et al. Incorporating bioimpedance technique with ensemble learning algorithm for mutton tenderness detection. **Food and Bioprocess Technology**, v. 17, p. 1–14, 2023. Citado na página 26.

MARCONDES, David William C. et al. Cole-Cole model and neural network for bioimpedance analysis of chicken tissue. In: **Proceedings of the IFMBE – International Federation for Medical and Biological Engineering**. [S.l.: s.n.], 2025. p. 33–44. In press. Citado 13 vezes nas páginas 24, 25, 26, 33, 37, 42, 46, 49, 50, 58, 64, 72 e 98.

MASRY, Gamal El; WOLD, Jens Petter. Non-destructive detection of fish quality. **Journal of Food Engineering**, v. 111, p. 351–368, 2012. Citado na página 22.

MIRTAHERI, Peyman; GRIMNES, Sverre; MARTINSEN, Ørjan G. Electrode polarization impedance in weak NaCl aqueous solutions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 52, n. 12, p. 2093–2099, 2005. Citado na página 109.

MORCELLES, Kauê Felipe; NEGRI, Lucas Hermann; BERTEMES-FILHO, Pedro. Design of Howland current sources using differential evolution optimization. **Journal of Electrical Bioimpedance**, v. 11, n. 1, p. 95–105, 2020. Citado na página 29.

MORCELLES, Kauê Felipe et al. Howland current source for high impedance load applications. **Review of Scientific Instruments**, v. 88, n. 11, p. 114705, 2017. Citado 4 vezes nas páginas 29, 40, 41 e 42.

Murata Manufacturing Co. **Characteristics of Ceramic Capacitors — DC Bias Characteristics of Multilayer Ceramic Capacitors**. [S.l.], 2020. Disponível em: <https://www.murata.com/en-eu/products/capacitor/ceramiccapacitor/library/basic>. Citado na página 57.

MURPHY, Kevin P. **Machine Learning: A Probabilistic Perspective**. Cambridge, MA: MIT Press, 2012. ISBN 978-0-262-01802-9. Citado 6 vezes nas páginas 27, 42, 43, 44, 45 e 46.

NARANJO-HERNÁNDEZ, David; REINA-TOSINA, Javier; MIN, Mart. Fundamentals, recent advances, and future challenges in bioimpedance devices for healthcare applications. **Journal of Sensors**, v. 2019, p. 9210258, 2019. Citado na página 29.

NEPA-UNICAMP. **Tabela brasileira de composição de alimentos — TACO**. 4. ed. Campinas, SP: NEPA-UNICAMP, 2011. 161 p. Edição revisada e ampliada. Disponível em: <https://nepa.unicamp.br/tabela-brasileira-de-composicao-de-alimentos-4a-edicao/>. Acesso em: 2026-06-07. Citado na página 47.

Nordic Semiconductor. **nRF52840 Product Specification**. v1.11. Trondheim, Norway, 2024. Document number 4413_417. Disponível em: https://docs.nordicsemi.com/bundle/ps_nrf52840/resource/nRF52840_PS_v1.11.pdf. Acesso em: 2026-06-07. Citado na página 110.

OSEN, Daniel E. et al. Bioimpedance-based authentication of defrosted versus fresh pork at the end of refrigerated shelf life. **Journal of Electrical Bioimpedance**, v. 13, n. 1, p. 128–138, 2022. Citado na página 24.

PEASE, Robert A. **AN-1515: A Comprehensive Study of the Howland Current Pump**. [S.l.], 2008. Revised April 2013. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/an/snoa474a/snoa474a.pdf>. Citado 2 vezes nas páginas 55 e 56.

Peixe BR – Associação Brasileira da Piscicultura. **Anuário Peixe BR da Piscicultura 2026**. São Paulo, 2026. Disponível em: <https://www.peixebr.com.br/anuario/>. Citado na página 21.

PLIQUETT, Uwe. Bioimpedance: a review for food processing. **Food Engineering Reviews**, v. 2, n. 2, p. 74–94, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 47.

QIU, Junhong et al. Rapid beef quality detection using spectra pre-processing methods in electrical impedance spectroscopy and machine learning. **International Journal of Food Science and Technology**, v. 59, n. 3, p. 1624–1634, 2024. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 26.

REVELOU, Panagiota-Kyriaki et al. Applications of machine learning in food safety and HACCP monitoring of animal-source foods. **Foods**, v. 14, n. 6, p. 922, 2025. Citado na página 26.

RIVOLA, Maria et al. Bioimpedance data statistical modelling for food quality classification and prediction. **IEEE**, p. 1–5, 2021. Citado na página 26.

SCHWAN, Herman P. **Electrical Properties of Tissue and Cell Suspensions**. New York: Academic Press, 1957. v. 5. 147–209 p. Citado na página 35.

SCHWAN, Herman P. Electrode polarization impedance and measurements in biological materials. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 148, n. 1, p. 191–209, 1968. Citado na página 38.

SILVA, Pablo Dutra da; BERTEMES-FILHO, Pedro. Prototype analysis of a low-power, small-scale wearable medical device. **Journal of Electrical Bioimpedance**, v. 15, n. 1, p. 149–156, 2024. Citado na página 29.

SILVA, Pablo Dutra da; BERTEMES-FILHO, Pedro. Switched CMOS current source compared to enhanced Howland circuit for bio-impedance applications. **Journal of Electrical Bioimpedance**, v. 15, n. 1, p. 104–111, 2024. Citado na página 29.

SIRTOLI, Vinicius Grando. **Desenvolvimento de um medidor rápido de bioimpedância elétrica utilizando sequências binárias de intervalo discreto (DIBS)**. Dissertação (Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica) — Universidade do Estado de Santa Catarina, Joinville, SC, 2018. Citado 6 vezes nas páginas 28, 36, 39, 40, 42 e 63.

VIDAČEK, Sanja et al. Bioelectrical impedance analysis of frozen sea bass (*Dicentrarchus labrax*). **Journal of Food Engineering**, v. 88, n. 2, p. 263–271, 2008. Citado 23 vezes nas páginas 21, 23, 24, 27, 33, 35, 38, 43, 46, 47, 48, 49, 50, 58, 64, 71, 88, 89, 91, 96, 105, 106 e 108.

WANG, Shiqian et al. Electrical impedance spectroscopy for non-destructive meat freshness assessment. **Discover Food**, v. 4, p. 56, 2024. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 26.

WARDEN, Pete; SITUNAYAKE, Daniel. **TinyML: Machine Learning with TensorFlow Lite on Arduino and Ultra-Low-Power Microcontrollers**. Sebastopol, CA: O'Reilly Media, 2020. ISBN 978-1-492-05204-3. Citado 2 vezes nas páginas 46 e 93.

WEBSTER, John G. (Ed.). **Medical Instrumentation: Application and Design**. 4. ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2009. ISBN 978-0-471-67600-3. Citado na página 38.

YANG, Yuxiang et al. Fresh beef shelf-time estimation based on bioimpedance spectroscopy measurements and AutoGluon. **ACS Food Science & Technology**, v. 5, p. 4108–4118, 2025. Citado na página 24.

ZHANG, Dingxin et al. Multi-frequency bioimpedance combined with machine learning for frozen-thawed quality evaluation of Atlantic salmon. **Journal of Food Engineering**, v. 382, p. 112195, 2024. Citado 13 vezes nas páginas 21, 22, 23, 24, 26, 28, 35, 42, 46, 48, 50, 89 e 106.

ZHANG, Li; SHEN, Hui; LUO, Yongkang. Study on the electric conduction properties of fresh frozen-thawed grass carp (*Ctenopharyngodon idellus*) and tilapia (*Oreochromis niloticus*). **International Journal of Food Science & Technology**, v. 45, n. 12, p. 2560–2564, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.

ZHANG, Ziyi et al. A review: application and research progress of bioimpedance in meat quality inspection. **Journal of Food Process Engineering**, v. 45, n. 11, p. e14153, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 24.

APÊNDICE A – APENDICE

A.1 LISTA DE MATERIAIS DA PLACA PRINCIPAL

A placa principal foi fabricada em formato retangular com dimensões aproximadas de 60 mm × 30 mm e quatro camadas de cobre, utilizando o serviço de prototipagem comercial JLCPCB. A Tabela 16 apresenta a lista de materiais sintetizada por função do dispositivo. O total de 43 linhas distintas corresponde a 114 componentes individuais montados.

Tabela 16 – Lista de materiais (BOM) da placa principal, organizada por função no sistema.
Componentes passivos resumidos por valor.

Função	Componente	Designador	Qtd.
<i>Microcontroladores</i>			
Principal	STM32F303CBT6 (ST)	U8	1
BLE	ESP32-C3 (Espressif)	U1	1
<i>Front-end analógico</i>			
Quad op-amp	OPA4354AIPWT (TI)	U9	1
Refer. tensão	REF2033AIDDCT (TI), $V_{ref}=1,65\text{ V}$	U13	1
<i>Sensores auxiliares</i>			
ADC força	HX711 (Avia Semicon.)	U11	1
Temperatura	MLX90615 (Melexis, ext. via JST)	—	1 [†]
<i>Gestão de energia</i>			
LDO 3,3 V	AP2112K-3.3 (MSK Semi)	U5	1
Carregador Li-ion	MCP73831 (Microchip)	U6	1
MOSFET PFET	AO3401A (AOS)	Q1, Q5	2
Transistor PNP	MMBTA56LT1G (onsemi)	Q2	1
Diodo proteção	1N4148WS (CJ)	D1, D2	2
<i>Comunicação e relógios</i>			
Antena 2,4 GHz	2450AT42A100E (Johanson)	U2	1
Cristal MCU	8 MHz (Murata)	X3	1
Cristal BLE	40 MHz (SJK)	X1	1
Cristal RTC	32,768 kHz (Seiko)	X4	1
USB-C	TYPE-C 16P	USB1	1
Conector JST	B4B-PH-K-S (JST)	CN1, CN2, CN3	3
Conector PH 2P	PH2.0-2P	U7, U15	2
<i>Interface com usuário</i>			
Botão tátil	YTS1T0102BUJ00 (Yiyuan)	U3, U4	2
LED 0402	YLED0402G	U10, U14	2
<i>Passivos — capacitores (todos 0402)</i>			

continua na próxima página

Tabela 16 – continuação

Função	Componente	Designador	Qtd.
1,2 pF C0G	0402CG1R2C500NT (Fenghua)	C19, C20	2
22 pF C0G	CGA0402C0G220J500GT	C4, C5, C67, C68	4
100 pF C0G	GRM1555C1H101JA01D (Murata)	C24, C25, C40, C41	4
100 nF X7R	GRM155R71H104KE14D (Murata)	C17, C21, C48–C59	14
1 μ F X5R	CL05A105KP5NNNC (Samsung)	C62, C63, C64	3
10 μ F X5R	CL05A106MP5NUNC (Samsung)	C39, C42, C43, C46, C47, C65, C66	7
22 μ F X5R	GRM158R61A226ME15D (Murata)	C60, C61	2
<i>Passivos — resistores (todos 0402, 1 %)</i>			
0 Ω	—	R44	1
10 Ω	—	R39, R40	2
22 Ω	—	R22, R23	2
100 Ω	—	R13, R24, R50, R51	4
140 Ω	—	R55, R56	2
470 Ω	—	R69	1
680 Ω	front-end V (ganho $G_V=2$)	R33, R37, R74, R75	4
820 Ω	R_T (transcondutância EHCS)	R42	1
2 k Ω	—	R70	1
5,1 k Ω	—	R20, R21	2
7,5 k Ω	polariz. HX711	R49	1
10 k Ω	rede Howland balanceada	R12, R14, R15, R28, R53, R54, R59, R62– R66, R78	13
100 k Ω	polariz. entrada front-end V	R67, R68, R71	3
10 M Ω	—	R57, R58	2
<i>Indutores e demais</i>			
2,2 nH	LQG15HS2N2S02D (Murata)	L1, L3	2
Total			114

[†] Sensor MLX90615 externo, conectado via conector JST CN3

Fonte: elaborado pelo autor a partir do BOM exportado pela ferramenta EasyEDA

ANEXO A – TRABALHO PUBLICADO EM CONGRESSO

Towards a Feasible and Robust Technique for Non-invasive Food Analysis

*Paulo Quispe*¹, and *Pedro Bertemes-Filho*^{1*}

¹Santa Catarina State University, Dept. Electrical Engineering, Joinville, Brazil

Abstract. Growing requirements for food safety have driven the development of non-invasive monitoring technologies. Among these, electrical bioimpedance (BIA) has emerged as a method for assessing freshness, composition, and adulteration while preserving sample integrity. This work presents a systematic analysis of 259 Scopus-indexed publications from the last 10 years in order to strength and encourage new agricultural applications on food analysis. It was found 21 works on food quality using bioimpedance spectroscopy (BIA), which is the most non-destructive analysis. Due to measurement variability caused by product heterogeneity and environmental factors, standardizing protocols, accurate hardware designs and machine learning (ML) technique are the keys factors towards a feasible BIA system. It was also observed that portability will improve the supply chain management by enabling real-time quality control. It can be concluded that BIA data with ML is a robust and safe tool for the daily basis of consumers, farmers and industry, while supporting industry requirements for sustainable and efficient operations.

1 Introduction

As production and quality demands increase, the agri-food sector is turning to rapid, non-destructive and portable analytical tools to monitor food quality and safety along the whole supply chain [1]. According to the Food and Agriculture Organization of the United Nations [2], globalization and extended supply chains have increased demand for technologies that ensure real-time food quality and safety.

In this context, multiple non-invasive techniques have emerged as viable analytical tools, including ultrasound, capacitive sensing, electromagnetic methods, spectrometry, and colorimetry. Among these, ultrasound methods have proven particularly effective for tracking physicochemical changes in products like ham [3] and potatoes [4], where wave propagation velocity and acoustic impedance correlate directly with moisture loss and structural modifications. Capacitive and dielectric methods have been used for liquid analysis, where parallel-plate and resonator-based sensors with chemometric models detect common milk adulterants [5], while NFC-based systems have demonstrated potential for packaged milk freshness detection [6]. Colorimetric techniques, such as progress-bar strip indicators inside packaging, provide visual freshness information for packaged fish [7].

* Pedro Bertemes-Filho¹: pedro.bertemes@udesc.br

However, these methods face inherent limitations, including temperature dependence [3], the need for frequency-sweep instrumentation and calibration [5], and lighting interference and visual interpretation [7], highlighting the need for robust non-invasive alternatives in food analysis.

Electrical bioimpedance has emerged as a promising technology for non-invasive food analysis. This technique measures resistance (R), which reflects fluid conductivity, and capacitive reactance (Xc), which indicates the capacitive properties of cell membranes [8, 9], enabling real-time monitoring of key parameters like freshness, moisture content, and adulteration [10, 11].

Variability in food properties, as heterogeneity and environmental factors like temperature and humidity complicate measurement standardization and device reliability [12, 13]. Combining bioimpedance measurements with data analysis techniques helps reduce the impact of these limitations and offers a practical substitute for laboratory-based methods [11]. The selection process identified 259 Scopus-indexed publications from 2016-2025 that examined food quality assessment techniques. A bibliometric analysis was conducted on these publications to identify research trends. From this group, 29 papers were selected for detailed review based on their contribution to the field. In this selection process, additional sources were considered beyond Scopus, including master's and doctoral dissertations from institutional repositories. The selected papers focus on key non-invasive methods, including electrical bioimpedance spectroscopy (21 studies in total), ultrasound, capacitive sensing, electromagnetic methods, spectrometry, and colorimetry.

The article aims to explore recent advances in portable bioimpedance devices and other non-invasive food analysis techniques, emphasizing emerging technologies, practical applications, and future opportunities.

2 Bibliometric Analysis

This study employed SciMAT (Science Mapping Analysis Software Tool) for bibliometric analysis to systematically map research trends in non-invasive food quality monitoring. 259 articles were identified in the Scopus database based on a structured query combining keywords related to food quality, non-invasive techniques and sensor technologies, as it follows:

```
("food" OR "agri-food" OR "food quality" OR "food safety" OR "food propert*") AND ("non-destructive" OR "non-invasive" OR "contactless") AND ("sensor*" OR "transducer*" OR "biosensor*" OR "impedance" OR "bioimpedance" OR "spectroscop*" OR "optical sensor*" OR "ultrasound" OR "acoustic") AND ("dielectric propert*" OR "conductivity" OR "capacitance") AND PUBYEAR > 2015 AND PUBYEAR < 2026 AND (LIMIT-TO(SUBJAREA, "AGRI")) AND (LIMIT-TO(DOCTYPE, "ar") OR LIMIT-TO(DOCTYPE, "re")) AND (LIMIT-TO(EXACTKEYWORD, "Quality Control") OR LIMIT-TO(EXACTKEYWORD, "Food Safety") OR LIMIT-TO(EXACTKEYWORD, "Food Quality") OR LIMIT-TO(EXACTKEYWORD, "Food Analysis") OR LIMIT-TO(EXACTKEYWORD, "Food Storage") OR LIMIT-TO(EXACTKEYWORD, "Food Products") OR LIMIT-TO(EXACTKEYWORD, "Food"))
```

These publications from 2016 and 2025 represent the major developments in the domain of non-invasive food analysis. From this dataset, emerging trends, keyword clusters, and author networks were visualized using SciMAT.

The strategic diagram Fig,1 reveals key research clusters in non-invasive food monitoring, with "food-quality", "bioimpedance-spectroscopy" and "machine-learning" emerging as dominant motor themes (high centrality and density). These established areas demonstrate strong interdisciplinary connections, validating current research priorities.

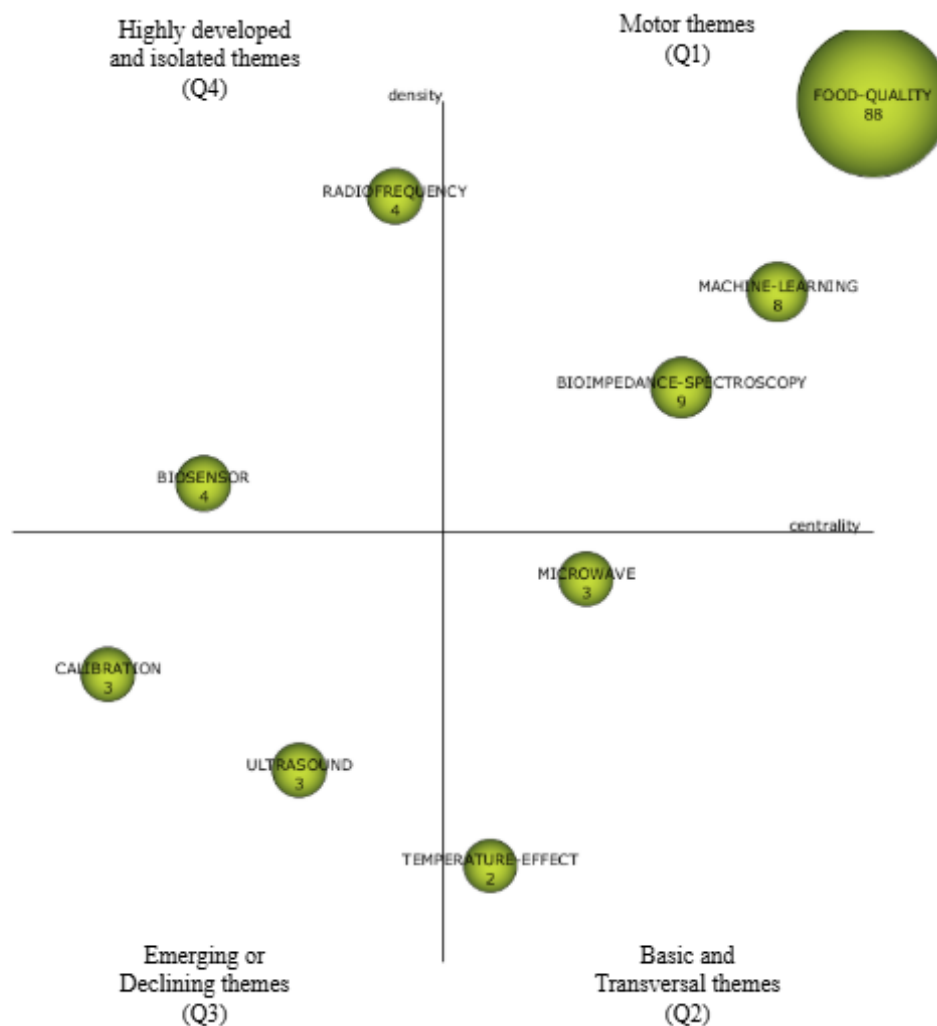


Fig. 1. Strategic diagram of bibliometrics about food analysis from 2016 to 2025. Quadrant 1: motor themes. Quadrant 2: basic and transversal themes. Quadrant 3: emerging or declining themes. Quadrant 4: highly developed and isolated themes.

The thematic network Fig.2 provides a detailed visualization of the intellectual structure and interconnections among key research themes in non-invasive food quality monitoring. At its core, the network highlights "bioimpedance" as a foundational concept, closely connected to wider concepts such as "non-destructive-analysis" and "food-quality". However, the analysis reveals a notable gap in the integration of "Artificial-Intelligence" with core bioimpedance methodologies, as evidenced by weak or peripheral connections between these domains. Bridging this gap could lead to major advancements by enabling the creation of smarter, adaptive systems that support real-time monitoring and decision-making.

These findings highlight three key strategic priorities: Develop clearer guidelines, models, or principles that explain how Artificial Intelligence can process and interpret data obtained from bioimpedance spectroscopy measurements, address environmental interference to enhance the performance of portable devices, and advancing sensor fusion to incorporate other non-invasive technologies for food evaluation. Together, these insights provide a clear direction for future research, emphasizing the need to combine bioimpedance spectroscopy

precision with advanced technological approaches to enhance real-time food monitoring systems.

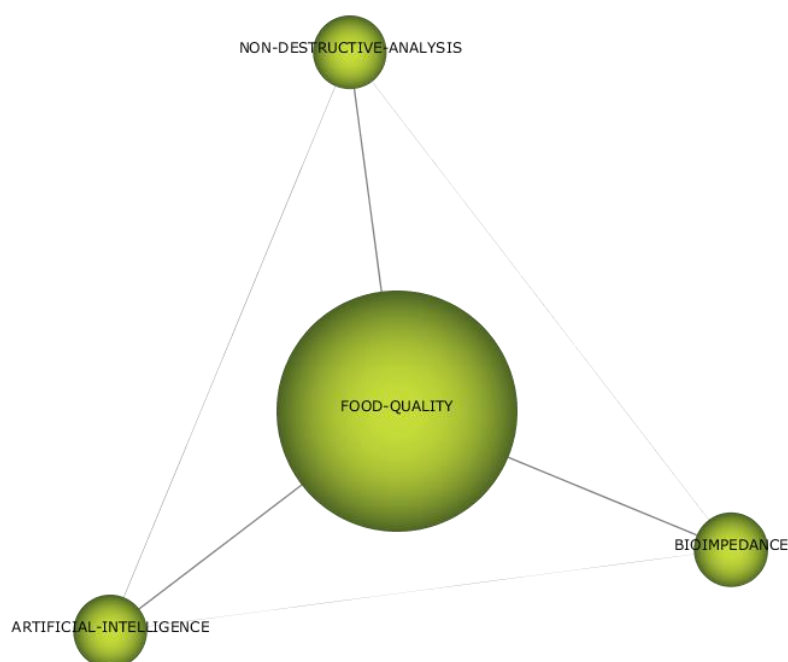


Fig. 2. Thematic network structure of the cluster “FOOD-QUALITY”.

3 Basic non-Invasive methods for Food Analysis

Recent advancements in non-invasive food analysis methods (Table 1) have transformed quality monitoring by allowing the evaluation of both structure and composition without damaging the sample, making them suitable for real-time supply chain applications. Among these technologies, ultrasound-based methods have demonstrated exceptional capability for monitoring physicochemical changes in different kinds of food. Studies on cured ham [3], potatoes [4], and edible oils [14] have established reliable correlations between acoustic parameters (propagation velocity, attenuation, and impedance) and critical quality indicators including moisture content, density, and viscosity. While these ultrasonic techniques show promise, their accuracy can be compromised by material anisotropy and temperature variations [4], with additional limitations observed in dehydrated products due to signal attenuation.

Complementary to ultrasonic approaches, capacitive measurement methods have emerged as cost-effective solutions for liquid food analysis. Research on milk quality assessment has demonstrated the effectiveness of parallel-plate and cylindrical capacitor configurations for product differentiation [5, 6]. However, the precision of these techniques is still limited by their sensitivity and vulnerability to environmental factors.

Similarly, colorimetric sensing platforms, such as progress-bar strip indicators for fish packaging [7], provide quick visual freshness checks based on volatile amine accumulation and can be easily interpreted by non-specialists. However, their performance still depends on controlled lighting conditions and standardized color reading, and they remain slower and less precise than fully quantitative analytical methods.

Table 1. Overview of non-invasive methods in quality control of different types of food

Technique	Food	Results	Limitations
Ultrasound	Ham	Correlation established between ultrasound velocity (1 MHz) and salt/oil concentration variations during curing [3, 16].	Meat anisotropy effects.
Ultrasound	Potato	Air-coupled ultrasound (250 kHz) monitored drying processes, correlating acoustic parameters with moisture, density, and texture [4].	High attenuation in dehydrated products.
Ultrasound	Edible oil	Ultrasound inspection (2.25 MHz) discriminated against pure and adulterated oils by correlating velocity, attenuation, and frequency components with viscosity/density [14]	Temperature dependence
Capacitive	Milk	Parallel-plate and resonator sensors with chemometric models detected common milk adulterants [5].	Requires frequency-sweep RF equipment
Capacitive	Milk	NFC capacitive tags detected packaged milk freshness via smartphone capacitance measurements [6]	Low sensitivity
Colorimetric	Fish	Progress-bar colorimetric strip indicated packaged fish freshness via volatile amines [7].	Slow response
Electromagnetic	Sugar	Broadband electromagnetic sensors detected contaminants and packaging defects using microwaves/THz waves [17].	High cost
Spectrometry	Bread	Hyperspectral infrared analysis predicted fat/moisture content in bakery products [15]	High cost, complex calibration

Spectroscopic techniques, particularly hyperspectral infrared analysis [15], have shown remarkable potential for non-destructive measurement of compositional parameters like fat and moisture content in baked goods. However, the adoption of these systems remains limited due to high equipment costs and the need for complex calibration procedures.

Among all non-invasive methods, electrical bioimpedance has distinguished itself as a particularly versatile analytical tool [9]. Bioimpedance measures a biological material's opposition to alternating current (AC), quantifying its resistance and capacitive properties, which are directly influenced by cellular structure, fluid content, and chemical composition [8]. This non-destructive method is revolutionizing food quality analysis by enabling real-time assessment of ripeness, freshness, and adulteration across diverse products, from fruits to meats and beverages [1], as further detailed in Figure 3.

4 Bioimpedance Applications in Food Analysis

The versatility of electrical bioimpedance for food quality assessment has been demonstrated across a wide range of products, with particularly notable applications in agricultural products, meat, and liquid food analysis (Figure 3). For agricultural products, bioimpedance has enabled precise detection of internal defects and quality parameters. Studies using specific frequency impedance spectroscopy have successfully predicted internal browning in apples [18]. Similar approaches have proven effective for monitoring moisture dynamics during dehydration processes [19] and assessed seed vigour in rice by correlating impedance parameters with bound-water content and microstructural changes [20]. Advanced implementations combining impedance spectroscopy with equivalent circuit modelling have

shown strong performance in detecting freeze damage in citrus fruits [21] and blueberries [22]. The technique's versatility extends to diverse agricultural applications, from non-invasive freezing injury assessment in potatoes [23] to dry matter content prediction and varietal classification using machine learning-enhanced systems [24]. Optimized electrode configurations have further expanded applications, achieving reliable maturity detection in tomatoes [25] and bruise identification for quality control [26].

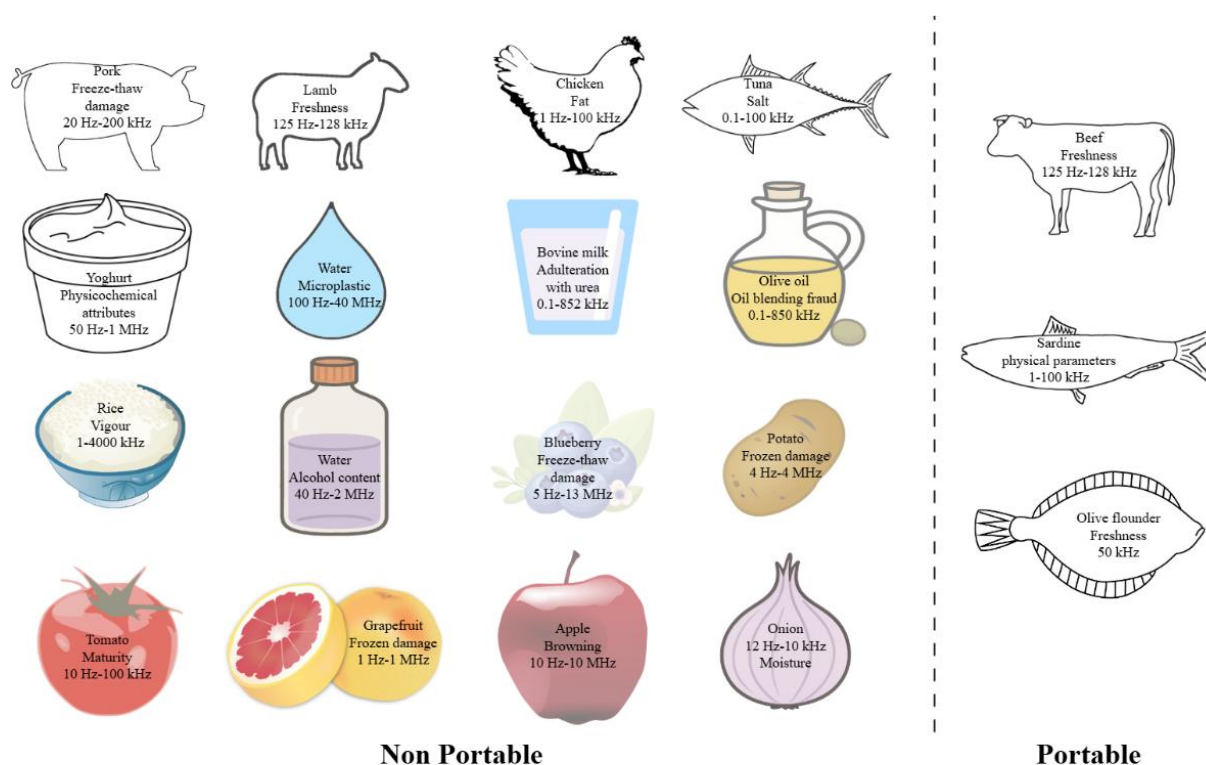


Fig. 3. Classification of bioimpedance applications in food quality control by product category, key metric, spectroscopy frequency range and system portability.

In meat and seafood products, bioimpedance has emerged as a reliable tool for non-destructive quality evaluation across multiple species. The integration of impedance spectroscopy with image classification techniques has significantly improved predictive accuracy for meat freshness [10]. This method is also effective for processed meat. Recent applications include assessing freeze-thaw cycles in pork using Cole impedance modelling [27], evaluating mutton tenderness through ensemble learning algorithms [28], and measuring body fat composition in live chickens using specialized electrode configurations [29]. In seafood applications, bioimpedance has been used to estimate salt content in canned tuna [30]. Correlations between bioimpedance spectrum and morphological parameters in sardines have been established, offering non-lethal monitoring solutions [31]. The method also shows strong correlation with organoleptic quality indicators in fish [32], demonstrating its versatility across diverse animal protein applications.

Liquid food analysis represents another important application domain, where bioimpedance has proven valuable for both composition monitoring and adulteration detection. Studies have successfully employed the method for alcohol content determination in distilled water [33] and for identifying olive oil blending fraud [12], showcasing its sensitivity to compositional changes in high-value liquid products. In dairy applications, the method has demonstrated effectiveness in characterizing yogurt varieties through impedance profiling [34] and detecting urea adulteration in raw milk with high accuracy [11]. This method is also effective for environmental monitoring, particularly in detecting microplastic contamination

in water sources [35]. These diverse applications benefit from the method's ability to detect subtle changes in electrical properties while requiring minimal sample preparation

5 Challenges and Future Opportunities

Despite significant advances in portable bioimpedance devices and other non-invasive techniques, several challenges must be addressed before this tool can be fully implemented in the food industry. A primary challenge is the inherent variability in the physical and chemical properties of foods, such as compositional heterogeneity in agricultural products, meats, and liquid products [11, 12]. This variability makes it difficult to standardize measurements, which can affect accuracy and repeatability.

Environmental factors, including temperature, humidity and contaminants, affect the bioimpedance measurements [13, 25]. For instance, temperature fluctuations significantly alter impedance readings in bovine milk [11] and edible oils [4], while freeze-thaw cycles affect the electrical properties of meat and produce [22, 27]. To address these points, future devices should include real-time compensation systems that adjust for external conditions.

Improving sensitivity and resolution remains another critical hurdle. While capacitive techniques have demonstrated utility in milk freshness assessment [6], their limited precision restricts high-resolution applications. New approaches use machine learning to improve how data is understood, as seen in tomato bruise detection [26] and mutton tenderness classification [28]. Integrating ML analytics with multi-frequency bioimpedance systems could help overcome these limitations [13, 23].

In addition, the integration of IoT-enabled digital platforms and wireless connectivity will facilitate real-time monitoring across supply chains. These innovations, coupled with ML techniques, could revolutionize food safety by enabling rapid, data-driven interventions.

6 Discussions and Conclusion

Non-invasive techniques, particularly electrical bioimpedance, provide a reliable tool for evaluating a wide range of food products, including fruits, vegetables, meats and liquids by offering fast and non-destructive alternatives to traditional laboratory methods. The ability of these technologies to assess critical parameters like freshness, moisture content, and adulteration in real time has created new possibilities for food quality monitoring throughout supply chains.

However, reaching its full potential requires addressing key challenges including food property variability, external factor influences, and the need for improved measurement sensitivity and precision.

The future of these technologies is promising, with significant advances in hardware, software, and data analysis techniques. The integration of Artificial Intelligence (AI) and machine learning is improving bioimpedance-based prediction and classification capabilities, while the miniaturization and cost reduction of specialized integrated circuits are enabling more accessible and efficient portable devices. Furthermore, combining bioimpedance with other non-invasive techniques like infrared spectroscopy and electromagnetic sensors offers unprecedented potential for comprehensive food quality monitoring systems.

In conclusion, recent advances in portable bioimpedance devices and other non-invasive technologies have the potential to transform the food industry. By providing more efficient and precise methods for food quality monitoring, these technologies can not only ensure food safety but also optimize production and distribution processes to meet growing global demands for high-quality food.

The authors declare no conflict of interest.

Paulo Roberto Quispe Cardenas worked on conceptualization and methodology and wrote the first draft of the manuscript. Pedro Bertemes-Filho supervised the study, reviewed and edited the final manuscript, and analyzed the results. All authors approved the final version.

The authors thank FAPESC (grant 2023TR504) for partial support through the PETBIO-UDESC laboratory infrastructure. This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Finance Code 001.

References

1. M. M. Ali and N. Hashim, “Non-destructive methods for detection of food quality,” in *Future Foods: Global Trends, Opportunities, and Sustainability Challenges*, R. Bhat, Ed. (Academic Press, Cambridge, 2021), pp. 645–667.
2. Food and Agriculture Organization of the United Nations, *The State of Food Security and Nutrition in the World 2021* (FAO, Rome, 2021).
3. M. Contreras, J. Benedito, and J. V. Garcia-Perez, “Ultrasonic characterization of salt, moisture and texture modifications in dry-cured ham during post-salting,” *Meat Sci.* **172**, 108356 (2021).
4. V. Sanchez-Jimenez, G. A. Collazos-Escobar, A. González-Mohino, T. E. Gomez Alvarez-Arenas, J. Benedito, and J. V. Garcia-Perez, “Non-invasive monitoring of potato drying by means of air-coupled ultrasound,” *Food Control* **148**, 109653 (2023).
5. M. Ghasemi-Varnamkhasti, N. Ghatreh-Samani, M. Naderi-Boldaji, M. Forina, and M. Bonyadian, “Development of two dielectric sensors coupled with computational techniques for detecting milk adulteration,” *Comput. Electron. Agric.* **140**, 266–278 (2017).
6. S. Kapse, P. Kedia, A. Kumar, S. Kausley, P. Pal, and B. Rai, “A non-invasive method for detection of freshness of packaged milk,” *J. Food Eng.* **346**, 111424 (2023).
7. G. Wang, S. Huang, H. He, J. Cheng, T. Zhang, Z. Fu, S. Zhang, Y. Zhou, H. Li, and X. Liu, “Fabrication of a ‘progress bar’ colorimetric strip sensor array by dye-mixing method as a potential food freshness indicator,” *Food Chem.* **373**, 131434 (2022).
8. S. Grimnes and Ø. Martinsen, *Bioimpedance & Bioelectricity Basics*, 3rd ed. (Academic Press, Oxford, 2015), ch. 1, pp. 1–7.
9. P. D. da Silva and P. Bertemes-Filho, “Prototype analysis of a low-power, small-scale wearable medical device,” *J. Electr. Bioimpedance* **15**, 169–176 (2025).
10. S. Huh, H.-J. Kim, S. Lee, J. Cho, A. Jang, and J. Bae, “Utilization of electrical impedance spectroscopy and image classification for non-invasive early assessment of meat freshness,” *Sensors* **21**, 1001 (2021).
11. T. A. Minetto, B. D. França, G. S. Dariz, E. A. Veiga, A. C. Galvão, and W. S. Robazza, “Identifying adulteration of raw bovine milk with urea through electrochemical impedance spectroscopy coupled with chemometric techniques,” *Food Chem.* **385**, 132678 (2022).
12. K. Fontana, “Identificação de adulteração com óleo de soja e óleo de girassol no azeite de oliva extravirgem através da espectroscopia de impedância elétrica associada ao equilíbrio de fases,” M.S. thesis, Universidade do Estado de Santa Catarina, 2022.
13. P. Ibba, C. Tronstad, R. Moschetti, T. Mimmo, G. Cantarella, L. Petti, Ø. Martinsen, S. Cesco, and P. Lugli, “Supervised binary classification methods for strawberry ripeness discrimination from bioimpedance data,” *Sci. Rep.* **10**, (2020).

14. A. Jiménez, M. Rufo, J. M. Paniagua, A. González-Mohino, and L. S. Olegario, "Authentication of pure and adulterated edible oils using non-destructive ultrasound," *Food Chem.* **429**, 136820 (2023).
15. A. De Temmerman, M. De Ryck, T. Hellemans, and M. Verbeke, "Infrared hyperspectral analysis for non-invasive, inline fat content determination in bakery products," in Proc. IEEE 21st Int. Conf. Ind. Informatics (INDIN), 2023, pp. 1–7.
16. M. Contreras, J. Benedito, A. Quiles, J. M. Lorenzo, E. Fulladosa, P. Gou, and J. V. Garcia-Perez, "Assessing the textural defect of pastiness in dry-cured pork ham using chemical, microstructural, textural and ultrasonic analyses," *J. Food Eng.* **265**, 109690 (2020).
17. R. Scapaticci, S. Zappia, I. Catapano, G. Ruello, G. Bellizzi, N. Pasquino, M. Cavagnaro, S. Pisa, E. Piuze, F. Frezza, F. Vipiana, J. A. Tobon Vasquez, M. Ricci, and L. Crocco, "Broadband electromagnetic sensing for food quality control: A preliminary experimental study," in Proc. 15th Eur. Conf. Antennas Propag. (EuCAP), 2021, pp. 1–5.
18. S. Riaz, P. Ibba, S. Nadja, A. Rasheed, P. Lugli, A. Zanella, and L. Petti, "Exploring the potential of electrical impedance spectroscopy for predicting internal browning in apples," in Proc. IEEE Int. Workshop Metrology for Agriculture and Forestry (MetroAgriFor), 2023, pp. 414–418.
19. M. Islam, K. Wahid, A. Dinh, and P. Bhowmik, "Model of dehydration and assessment of moisture content on onion using EIS," *J. Food Sci. Technol.* **56**, (2019).
20. L. Feng, T. Hou, B. Wang, and B. Zhang, "Assessment of rice seed vigour using selected frequencies of electrical impedance spectroscopy," *Biosyst. Eng.* **209**, 53–63 (2021).
21. D. Romero Fogué, R. Masot Peris, J. Ibáñez Civera, L. Contat Rodrigo, and N. Laguarda-Miro, "Monitoring freeze-damage in grapefruit by electric bioimpedance spectroscopy and electric equivalent models," *Horticulturae* **8**, 218 (2022).
22. H. Arteaga, E. Robleto-Martinez, A. C. de Sousa Silva, S. Souto, J. Batista, and E. J. X. Costa, "Postharvest freezing process assessment of the blueberry structure in three acts: Bioimpedance, color, and granulometry analysis," *LWT* **151**, 112237 (2021).
23. L. Feng, T. Hou, and B. Zhang, "A noninvasive method for detecting frozen injuries in potatoes based on electrical impedance spectroscopy," *J. Food Sci. Technol.* **44**, e13682 (2021).
24. C. Allará, R. Moschetti, G. Bedini, M. Ciocca, A. Benelli, P. Lugli, L. Petti, and P. Ibba, "Bioimpedance-based prediction of dry matter content and potato varieties through supervised machine learning methods," *Postharvest Biol. Technol.* **222**, 113358 (2025).
25. Y. Zhang, Y. Chen, Y. Bao, X. Wang, and J. Xian, "Tomato maturity detection based on bioelectrical impedance spectroscopy," *Comput. Electron. Agric.* **227**, 109553 (2024).
26. Y. Zhang, Y. Chen, Z. Chang, J. Zhao, X. Wang, and J. Xian, "Detection of localized damage in tomato based on bioelectrical impedance spectroscopy," *Agronomy* **14**, 1822 (2024).
27. Y. Leng, C. Zhang, Y. Gao, and X. Wang, "Bio-impedance measurements for meat quality determination of pork loins under repeated freeze-thaw treatments," *J. Food Compos. Anal.* **125**, 105779 (2024).
28. B. Liang, C. Wei, X. Li, Z. Zhang, and X. Huang, "Incorporating bioimpedance technique with ensemble learning algorithm for mutton tenderness detection," *Food Bioprocess Technol.* **16**, (2023).

29. J. Zuo, J. Liang, S. Cheng, Y. Deng, Z. Li, Q. Nie, D. Zhang, X. Zhang, Z. Li, and H. Li, "Live chicken body fat measurement technology based on bio-electrical impedance," *Comput. Electron. Agric.* **220**, 108890 (2024).
30. I. Zabala, S. Merino, U. Eletxigerra, J. Ramiro, M. Burguera, and E. Aranzabe, "Detection of salt content in canned tuna by impedance spectroscopy: A feasibility study for distinguishing salt levels," *Foods* **13**, 1765 (2024).
31. V. Kerzérho, F. Azaïs, S. Bernard, S. Bonhommeau, B. Brisset, L. De Knyff, M. Julien, M. Renovell, T. Rouyer, C. Saraux, and F. Soulier, "Multilinear regression analysis between local bioimpedance spectroscopy and fish morphological parameters," *Fishes* **8**, 88 (2023).
32. J. Colman, S. Zimmerman, R. H. Hoenig, M. K. Cox, and J. D. Stieglitz, "Relationship of bioelectrical impedance to organoleptic sensory data of farm-raised olive flounder, *Paralichthys olivaceus*," *Aquac. Int.* **33**, 178 (2025).
33. J. Slay, R. Sotner, T. J. Freeborn, J. Jerabek, L. Polak, J. Petrzela, and V. Vyplél, "Distinguishing liquid solutions with alcohol using electrical impedance measurements: Preliminary study for food safety applications," *IEEE Sens. J.* **23**, 26997–27007 (2023).
34. A. C. F. de Oliveira Meira, L. C. de Moraes, M. M. de Oliveira Paula, S. M. Pinto, and J. V. de Resende, "Application of electrical impedance spectroscopy for the characterisation of yoghurts," *Int. Dairy J.* **141**, 105625 (2023).
35. D. Gomes, S. Magalhães, M. G. Rasteiro, and P. Faia, "Measuring microplastic concentrations in water by electrical impedance spectroscopy," *Water* **16**, 3228 (2024).

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
BIBLIOTECA UNIVERSITÁRIA
REPOSITÓRIO INSTITUCIONAL

CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS – CCT

ATESTADO DE VERSÃO FINAL

Eu, Pedro Bertemes Filho, professor do curso de Mestrado em Engenharia Elétrica do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Udesc, declaro que esta é a versão final aprovada pela comissão julgadora da dissertação intitulada: **“Avaliação da qualidade de pescados por espectroscopia de impedância elétrica”** de autoria do acadêmico Paulo Roberto Quispe Cardenas.

Joinville, 22 de setembro de 2026.

Assinatura digital do orientador:



Documento assinado digitalmente

PEDRO BERTEMES FILHO

Data: 22/09/2026 09:07:50-0300

Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Pedro Bertemes Filho