



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO SEMI-ÁRIDO
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

CHARLES AUGUSTO SANTOS DO CARMO

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO COM ANTENA DE MICRO-ONDAS EM SUBSTRATO
DE SILICONE PARA AUXÍLIO NO DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE MAMA**

MOSSORÓ

2025

CHARLES AUGUSTO SANTOS DO CARMO

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO COM ANTENA DE MICRO-ONDAS EM SUBSTRATO
DE SILICONE PARA AUXÍLIO NO DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE MAMA**

Dissertação de mestrado apresentada ao
Programa de Pós-graduação em Engenharia
Elétrica da Universidade Federal Rural do
Semi-Árido como requisito para obtenção do
título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Linha de Pesquisa: Telecomunicações e
eletromagnetismo aplicado

Orientador: Francisco de Assis Brito Filho,
Prof. Dr.

MOSSORÓ

2025

© Todos os direitos estão reservados a Universidade Federal Rural do Semi-Árido. O conteúdo desta obra é de inteira responsabilidade do (a) autor (a), sendo o mesmo, passível de sanções administrativas ou penais, caso sejam infringidas as leis que regulamentam a Propriedade Intelectual, respectivamente, Patentes: Lei nº 9.279/1996 e Direitos Autorais: Lei nº 9.610/1998. O conteúdo desta obra tomar-se-á de domínio público após a data de defesa e homologação da sua respectiva ata. A mesma poderá servir de base literária para novas pesquisas, desde que a obra e seu (a) respectivo (a) autor (a) sejam devidamente citados e mencionados os seus créditos bibliográficos.

C287s Carmo, Charles Augusto Santos do.
Sistema de aquisição com antena de micro-ondas
em substrato de silicone para auxílio no
diagnóstico de câncer de mama / Charles Augusto
Santos do Carmo. - 2025.
82 f. : il.

Orientador: Francisco de Assis Brito Filho.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal
Rural do Semi-árido, Programa de Pós-graduação em
Engenharia Elétrica, 2025.

1. câncer de mama. 2. micro-ondas. 3. phantoms
biomédicos. 4. diagnóstico precoce. 5. baixo
custo. I. Brito Filho, Francisco de Assis,
orient. II. Título.

Ficha catalográfica elaborada por sistema gerador automático em conformidade
com AACR2 e os dados fornecidos pelo(a) autor(a).
Biblioteca Campus Mossoró / Setor de Informação e Referência
Bibliotecária: Keina Cristina Santos Sousa e Silva
CRB: 15/120

O serviço de Geração Automática de Ficha Catalográfica para Trabalhos de Conclusão de Curso (TCC's) foi desenvolvido pelo Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo (USP) e gentilmente cedido para o Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (SISBI-UFERSA), sendo customizado pela Superintendência de Tecnologia da Informação e Comunicação (SUTIC) sob orientação dos bibliotecários da instituição para ser adaptado às necessidades dos alunos dos Cursos de Graduação e Programas de Pós-Graduação da Universidade.

CHARLES AUGUSTO SANTOS DO CARMO

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO COM ANTENA DE MICRO-ONDAS EM SUBSTRATO
DE SILICONE PARA AUXÍLIO NO DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE MAMA**

Dissertação de mestrado apresentada ao
Programa de Pós-graduação em Engenharia
Elétrica da Universidade Federal Rural do
Semi-Árido como requisito para obtenção do
título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Linha de Pesquisa: Telecomunicações e
eletromagnetismo aplicado

Aprovada em: 31/07/2025

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Francisco de Assis Brito Filho (UFERSA - videoconferência)
Presidente

Prof. Dr. Idalmir de Souza Queiroz Junior (UFERSA - videoconferência)
Membro interno

Prof. Dr. Frederico Lemos dos Santos (UFRN - videoconferência)
Membro externo

MOSSORÓ

2025

AGRADECIMENTOS

A realização desta dissertação representa não apenas a conclusão de uma etapa acadêmica, mas também a concretização de uma trajetória construída, fundamentalmente com apoio de pessoas.

Agradeço, em primeiro lugar, à minha mãe, aos meus irmãos e irmãs, por todo o amor, apoio incondicional e ensinamentos que me sustentaram ao longo desta jornada. À minha amada esposa Adrielle, meu mais profundo reconhecimento e carinho pelo companheirismo, paciência e incentivo constantes.

Ao meu orientador, Prof. D.Sc. Francisco de Assis Brito Filho, registro minha sincera gratidão pela orientação dedicada, pelos ensinamentos valiosos e pelo incentivo contínuo ao desenvolvimento deste trabalho. Sua confiança foi essencial para a realização deste projeto.

Agradeço também ao amigo e colega de trabalho Allyson Filgueira, pelo apoio técnico e moral, especialmente nos momentos mais desafiadores, e à Universidade Federal Rural do Semi-Árido – UFERSA, pelo suporte institucional que possibilitou minha formação acadêmica e profissional.

Expresso minha gratidão a todos os professores e colegas que, de forma direta ou indireta, contribuíram para o crescimento intelectual e pessoal ao longo do curso. Aos amigos e amigas de longa data, com os quais compartilho memórias preciosas, dedico também minha gratidão. Seria impossível nomeá-los todos, mas cada um tem um lugar especial nesta conquista.

A todos, meu muito obrigado.

RESUMO

O câncer de mama é a principal causa de mortalidade oncológica entre mulheres no mundo, apresentando taxas de sobrevivência superiores a 95% quando diagnosticado precocemente. No entanto, os métodos convencionais de rastreamento, como a mamografia, apresentam limitações relacionadas à exposição à radiação ionizante, desconforto durante o exame e baixa acessibilidade em regiões com recursos limitados. Esta dissertação propõe o desenvolvimento e validação de um sistema de aquisição baseado em micro-ondas, utilizando uma antena tipo *microstrip patch* em substrato flexível, de silicone, com foco em acessibilidade, portabilidade e baixo custo. O sistema integrado desenvolvido é composto por três componentes principais: (1) uma antena *patch* operando próximo a 2,45 GHz, com substrato de silicone e fita autoadesiva de cobre; (2) um módulo embarcado com nanoVNA para aquisição e transmissão de dados; e (3) materiais biomédicos que mimetizam as propriedades dielétricas dos tecidos de interesse conhecidos como *phantoms*, desenvolvidos com ingredientes acessíveis, como a gordura suína, gelatina de pele bovina, detergente neutro e água deionizada. As propriedades dielétricas dos *phantoms* simularam adequadamente tecidos mamários saudáveis e tumorais, com coeficiente de variação inferior a 5%. A metodologia baseia-se na análise da curva formada pelos parâmetros de espalhamento S11, como indicador das variações dielétricas entre diferentes tecidos. A análise das curvas de resposta em frequência dos *Phantoms* multicamadas demonstra que o sistema foi capaz de diferenciar inclusões tumorais de diferentes tamanhos (9 mm e 25 mm de diâmetro, aproximadamente), pois a frequência de ressonância média se manteve a mesma: ~2,8 GHz, mas a potência média retornada ao sensor foi maior no caso do material com inclusão de maior diâmetro (-40,7 dB vs. -32,1 dB). Esse resultado sugere aplicabilidade não apenas à detecção precoce, mas também no monitoramento da evolução tumoral. O protocolo de aquisição seguiu etapas de calibração, reposicionamento sistemático com múltiplas repetições, garantindo robustez dos resultados. A fabricação simplificada dos *Phantoms*, aliada ao uso de dispositivos que conferem portabilidade ao sistema, indica viabilidade técnica para aplicações clínicas futuras, sobretudo em locais de difícil acesso geográfico, contextos socioeconômicos e recursos limitados. O sistema desenvolvido representa um avanço promissor rumo à democratização do diagnóstico precoce do câncer de mama.

Palavras-chave: câncer de mama; micro-ondas; *phantoms* biomédicos; diagnóstico precoce; baixo custo.

ABSTRACT

Breast cancer is the leading cause of cancer-related mortality among women worldwide, with survival rates exceeding 95% when detected at early stages. However, conventional screening methods such as mammography present limitations, including exposure to ionizing radiation, discomfort during the procedure, and limited accessibility in resource-constrained settings. This dissertation proposes the development and validation of a microwave-based acquisition system using a flexible patch antenna fabricated on a silicone substrate, focusing on accessibility, portability, and low cost. The integrated system comprises three main components: (1) a patch antenna operating near 2.45 GHz, made from silicone substrate and copper adhesive tape; (2) an embedded module with a nanoVNA for data acquisition and transmission; and (3) biomedical phantoms mimicking the dielectric properties of breast tissues, developed using accessible ingredients such as pork fat, bovine skin gelatin, neutral dish detergent, and deionized water. The dielectric properties of the phantoms accurately simulated those of healthy and tumoral breast tissues, with a coefficient of variation of less than 5%. The methodology is based on analyzing S11 scattering parameters as indicators of dielectric contrasts between tissue types. Frequency response analysis of multilayer phantoms demonstrated the system's ability to differentiate tumor inclusions of different sizes (approximately 9 mm and 25 mm in diameter), as the resonance frequency remained constant (~ 2.8 GHz), while the return loss magnitude differed significantly (-40.7 dB vs. -32.1 dB). These findings suggest potential for both early detection and longitudinal monitoring of tumor evolution. The acquisition protocol followed standardized calibration and systematic repositioning with multiple repetitions, ensuring data robustness. The simplified phantom fabrication and the use of portable electronic devices highlight the system's technical feasibility for future clinical applications, especially in geographically remote or economically disadvantaged areas. The developed system represents a promising step toward democratizing early breast cancer diagnosis.

Keywords: breast cancer; microwave; biomedical phantoms; early diagnostic; low cost.

LISTA DE SÍMBOLOS

ϵ' Permissividade relativa

ϵ_0 Permissividade do vácuo

σ Condutividade elétrica

$\tan \delta$ Tangente de perdas dielétricas

f Frequência

λ Comprimento de onda

RL Return Loss

S_{11} Parâmetro de espalhamento

d Espessura do substrato

V Volume

$\Delta\epsilon'$ Diferença de permissividade relativa

c Velocidade da luz no vácuo

Z_0 Impedância característica do meio livre

Γ Coeficiente de reflexão

P Potência

BW Largura de banda (Hz ou MHz)

dB Decibel

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Distribuição percentual de novos casos de câncer no triênio 2023-2025	12
Figura 2 - Percentual dos principais tipos de câncer diagnosticados em mulheres.	13
Figura 3 - Representação de antena de microfita.	19
Figura 4 - Influência da espessura e permissividade do substrato na largura de banda.	20
Figura 5 - Gráfico de perda de retorno.	21
Figura 6 - Modelo dos polos.	23
Figura 7 - Diagrama em blocos proposto para aplicações em sistemas de detecção e imageamento com uso de micro-ondas.	31
Figura 8 - Fluxograma da metodologia de pesquisa	33
Figura 9 - <i>Setup</i> de caracterização dielétrica dos bojos de silicone.	35
Figura 10 - Dimensões da antena <i>patch</i>	36
Figura 11 - Antena no ambiente de desenho Autodesk Fusion 360	37
Figura 12 - Antena proposta finalizada.	37
Figura 13 - Fluxograma do firmware do módulo de aquisição.	39
Figura 14 - Esquema de conexões do módulo de aquisição e processamento	39
Figura 15 - Materiais e equipamentos para produção dos phantoms	41
Figura 16 - Montagem dos phantoms e suas manipulação.	43
Figura 17 - Protótipo do sistema de aquisição proposto.	45
Figura 18 - Representação setup completo do sistema de aquisição.	46
Figura 19 - Setup das medições e análise dos dados da aquisição.	47
Figura 20 - Detalhe das telas das rotas web que servem os dados do ESP32 via wi-fi.	48
Figura 21 - Permissividade relativa, condutividade e tangente de perdas dos substratos de silicone.	49
Figura 22 - Resposta em frequência da antena	50
Figura 23 - Permissividade vs frequência dos phantoms	51
Figura 24 - Resposta em frequência nos diversos cenários experimentais	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dimensões otimizadas da antena <i>patch</i>	36
Tabela 2 - Valores em massa e percentuais, aproximados dos, componentes dos phantoms desenvolvidos	42
Tabela 3 - Propriedades dielétricas do substrato de silicone medidos, em ~2,4 GHz	49
Tabela 4 - Parâmetros de desempenho da antena	50
Tabela 5 - Caracterização dielétrica dos phantoms a 2,4 GHz	51
Tabela 6 - Resposta diferencial para diferentes configurações	52

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
1.1. OBJETIVO GERAL.....	17
1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	17
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	18
2.1. ANTENAS DE MICROFITA.....	18
2.2. PARÂMETROS PARA ANÁLISE DAS ANTENAS PATCH.....	20
2.3. CARACTERÍSTICAS DIELÉTRICAS DOS MATERIAIS.....	25
2.4. TAXA DE ABSORÇÃO ESPECÍFICA (SAR).....	27
2.4.1. Fundamentos teóricos do SAR.....	27
2.4.2. Regulamentações e limites de segurança.....	27
2.4.3. SAR em aplicações biomédicas.....	28
2.4.4. Métodos de avaliação do SAR.....	29
2.5. SISTEMAS DE DETECÇÃO DE CÂNCER DE MAMA POR MICRO-ONDAS.....	29
2.5.1. Princípios de funcionamento.....	29
2.5.2. Abordagens Tecnológicas.....	30
2.5.3. Modelagem conceitual de sistemas.....	30
2.5.4. Frequências ISM e aplicações práticas.....	31
2.5.5. Validação Experimental com phantoms.....	32
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	32
3.1. DESENVOLVIMENTO DO SENSOR.....	33
3.1.1 Equipamentos utilizados.....	33
3.1.2. Softwares.....	34
3.1.3. Componentes e materiais.....	34
3.1.4. Caracterização do substrato.....	34
3.1.5. Projeto da antena.....	35
3.1.6. Fabricação e montagem.....	36
3.1.7. Caracterização experimental da antena.....	38
3.2. DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO.....	38
3.2.1. Dispositivos e softwares.....	38
3.2.2. Prototipação do sistema de aquisição.....	39
3.3. DESENVOLVIMENTO DOS PHANTOMS REALISTAS.....	40
3.3.1. Materiais e Equipamentos.....	40
3.3.2. Preparação e Higienização.....	41
3.3.3 Proporções das Misturas.....	41
3.3.4 Processo de Produção.....	42
3.3.5 Caracterização Dielétrica.....	43
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	49
4.1. CARACTERIZAÇÃO DIELÉTRICA DOS SUBSTRATOS DE SILICONE.....	49

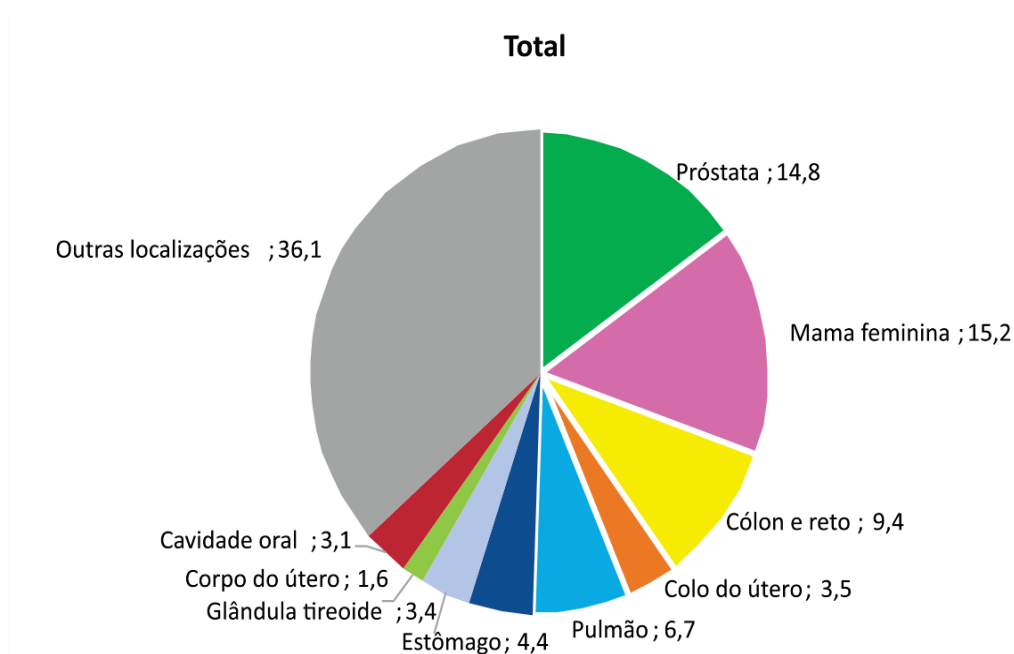
4.1.1 Propriedades dielétricas do substrato.....	49
4.1.2 Desempenho da antena Patch.....	50
4.1.3 Validação dos phantoms.....	51
4.2 RESPOSTA DIFERENCIAL E CAPACIDADE DE DISCRIMINAÇÃO.....	52
4.2.1 Diferenciação por Propriedades Dielétricas e Volume.....	52
4.2.2 Achado Principal: Discriminação Dimensional.....	53
4.3 DISCUSSÃO DOS ACHADOS.....	53
4.3.1 Validação técnica do sistema.....	53
4.3.2 Contribuição científica: discriminação dimensional.....	54
4.3.3 Integração com inteligência artificial.....	55
4.3.4 Implicações para saúde pública.....	55
5. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	56
5.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	57
REFERÊNCIAS.....	58
APÊNDICES.....	62

1. INTRODUÇÃO

O câncer constitui um dos maiores desafios da saúde pública global, figurando entre as principais causas de morbidade e mortalidade mundial. De acordo com estimativas recentes da Organização Mundial da Saúde, cerca de 2,3 milhões de novos casos de câncer de mama feminino foram registrados globalmente em 2022, resultando em aproximadamente 670 mil óbitos (BRAY et al., 2024; WHO, 2022).

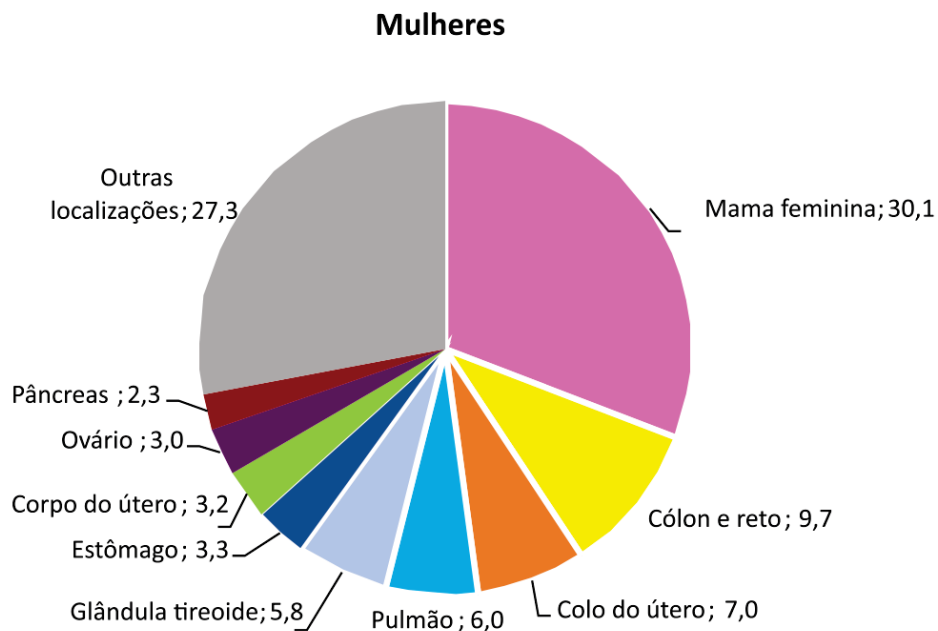
No Brasil, o câncer de mama representa a neoplasia maligna mais prevalente entre mulheres, respondendo por aproximadamente 15% dos novos casos de câncer feminino no triênio 2023–2025, conforme dados do Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (SANTOS et al., 2023; INCA, 2024). Entre 2005 e 2019, a doença foi responsável por mais de 200 mil mortes de brasileiras acima de 20 anos, com aproximadamente 19 mil óbitos notificados somente em 2022, evidenciando uma tendência crescente de mortalidade que aumentou 86,2% nas últimas duas décadas (SILVA et al., 2025; COFEN, 2024). A Figura 1 apresenta a distribuição dos principais tipos de câncer para o Brasil no triênio 2023-2025, enquanto que na Figura 2 observa-se que, no Brasil, o câncer de mama é o tipo mais prevalente dentre os diagnosticados em mulheres.

Figura 1- Distribuição percentual de novos casos de câncer no triênio 2023-2025



Fonte: (SANTOS et al., 2023)

Figura 2 - Percentual dos principais tipos de câncer diagnosticados em mulheres brasileiras.



Fonte: (SANTOS et al., 2023)

Clinicamente, o câncer de mama caracteriza-se como uma neoplasia maligna originada nas células epiteliais da unidade ductolobular da glândula mamária, possuindo potencial invasivo e metastático (INCA, 2024; BRASIL, 2024). Frente a esse cenário epidemiológico, estratégias eficazes são necessárias para reduzir significativamente a mortalidade. Instituições como o Instituto Nacional do Câncer e a Organização Mundial da Saúde recomendam duas abordagens principais: prevenção primária e detecção precoce. A prevenção primária enfatiza a adoção de hábitos de vida saudáveis, incluindo atividade física regular, alimentação equilibrada, controle do peso corporal, moderação no consumo de álcool e eliminação do tabagismo (WHO, 2022; INCA, 2024).

Entretanto, devido à complexidade biológica do câncer de mama, a prevenção isolada é insuficiente. A detecção precoce permanece como a ferramenta mais eficaz para a redução da mortalidade, sendo capaz de elevar as taxas de sobrevivência em cinco anos para níveis superiores a 95% quando o diagnóstico é realizado em estágios iniciais (BASTOS et al., 2019; BRASIL, 2024). No Brasil, o protocolo de rastreamento recomendado pelo Ministério da Saúde envolve a realização de mamografia bienal para mulheres de 50 a 69 anos, complementada por exame clínico anual. Em casos suspeitos, podem ser utilizados métodos complementares como ultrassonografia, ressonância magnética, tomografia por emissão de

pósitrons e biópsia para confirmação citopatológica (INCA, 2024; BRASIL, 2024; FIOCRUZ, 2018).

Apesar da eficácia comprovada desses métodos tradicionais, diversas limitações comprometem sua efetividade e acessibilidade. A mamografia, considerada padrão-ouro para rastreamento, apresenta sensibilidade reduzida em mamas densas (mulheres jovens ou em tratamento de reposição hormonal), além de taxas de falso-positivos que podem alcançar até 30%, levando à realização de exames complementares e biópsias desnecessárias. A compressão mamária necessária para a realização do exame contribui para o desconforto e reduz a adesão ao rastreamento, enquanto a exposição acumulada à radiação ionizante representa uma preocupação de longo prazo. Métodos complementares como ultrassonografia, ressonância magnética (RM) e tomografia por emissão de pósitrons (PET) possuem suas próprias limitações: baixa especificidade, custo elevado e necessidade de radiofármacos, respectivamente (PEREIRA et al., 2021; WILKINSON et al., 2021; ALSAWAFTAH, N. et al., 2022; WHO, 2022).

Adicionalmente, o acesso equitativo a esses exames ainda constitui um desafio significativo no Brasil, sobretudo em regiões remotas e populações vulneráveis. O aumento de 86,2% na mortalidade por câncer de mama entre 2000 e 2022, o que evidencia o impacto das desigualdades sociais e dificuldades geográficas, envelhecimento populacional e limitações de infraestrutura. Condições como as seguintes: aparelhos desatualizados, falta de manutenção e escassez de profissionais qualificados comprometem a acurácia dos exames, gerando resultados inconclusivos e afetando a adesão ao rastreamento (SILVA et al., 2025; COFEN, 2024; INCA, 2024).

Nesse contexto, tecnologias baseadas em micro-ondas emergem como alternativas promissoras e complementares às técnicas convencionais. Essas abordagens exploram o contraste nas propriedades dielétricas entre tecidos saudáveis e tumorais, fundamentado nas diferenças de composição celular e concentração de água. Estudos pioneiros demonstraram que tecidos malignos apresentam permissividade relativa e condutividade elétrica significativamente superiores aos tecidos normais, devido principalmente ao maior conteúdo aquoso e densidade celular dos tumores (CAMPBELL; LAND, 1992; LAZEBNIK et al., 2007).

O desenvolvimento de sistemas de imageamento por micro-ondas tem evoluído consideravelmente nas últimas décadas. Técnicas baseadas em radar adaptativo demonstraram capacidade de detecção de modelos tumorais simples, estabelecendo os fundamentos para aplicações clínicas. Sistemas monostáticos baseados em radar têm sido aplicados com sucesso em estudos com pacientes, validando a viabilidade clínica da tecnologia. Avanços recentes incluem o desenvolvimento de sistemas portáteis de baixo custo utilizando arranjos de antenas direcionais de banda ultra-larga, demonstrando potencial para democratização da tecnologia (FEAR et al., 2013; ISLAM et al., 2019).

A evolução tecnológica recente tem focado na portabilidade e acessibilidade dos sistemas. Hammouch et al. (2025) desenvolveram um sistema de imageamento por micro-ondas de baixo custo para detecção precoce de câncer de mama, enquanto Aboagye et al. (2024) realizaram revisão sistemática sobre tecnologias portáteis não invasivas para detecção precoce. Sistemas baseados em radar FMCW compactos e de banda larga têm demonstrado eficácia na detecção (MAIER et al., 2024), e a integração com inteligência artificial tem potencializado o desempenho diagnóstico (KHALID et al., 2024).

Paralelamente, o desenvolvimento de antenas especializadas tem sido fundamental para o avanço da área. Antenas *patch* de banda ultra-larga têm sido projetadas especificamente para sistemas de detecção de câncer de mama, enquanto antenas Vivaldi de alto desempenho têm sido aplicadas em técnicas de imageamento baseadas em radar. Sensores avançados baseados em arranjos de antenas com metamateriais têm demonstrado capacidade para diagnóstico não invasivo (ARAGÃO et al., 2024; HAMZA et al., 2024).

Um aspecto crucial para o desenvolvimento desses sistemas é a validação experimental utilizando phantoms realistas. Phantoms tridimensionais heterogêneos, com propriedades dielétricas equivalentes às dos tecidos humanos, têm sido fundamentais para a validação de sistemas de imageamento por micro-ondas em aplicações clínicas (MASHAL et al., 2011). Materiais gel-like que mimetizam tecidos humanos têm sido desenvolvidos com caracterização dielétrica precisa para validação experimental de sensores corporais vestíveis por micro-ondas (COSTANZO et al., 2021). Estudos recentes sobre o desenvolvimento de *phantoms* mamários para sistemas de imageamento por micro-ondas em banda ultra-larga têm destacado a importância de simular com precisão as propriedades dielétricas dos tecidos biológicos. Diferentes abordagens, como o uso de impressão 3D associada a óleos vegetais e

polímeros, vêm sendo exploradas para reproduzir a heterogeneidade da mama e permitir a validação experimental de antenas, algoritmos de reconstrução e protocolos de segurança. Além disso, tais modelos artificiais possibilitam testes controlados de detecção de tumores em diferentes estágios e a avaliação de parâmetros como a taxa de absorção específica (SAR), garantindo segurança e confiabilidade nos ensaios. Embora haja avanços significativos, ainda não existe um protocolo universalmente padronizado, mas sim diretrizes em desenvolvimento que buscam tornar os testes mais reprodutíveis e comparáveis entre laboratórios (GROVER et al., 2023; LU et al., 2023; HAMMOUCH et al., 2024).

Sensores flexíveis acoplados diretamente à superfície mamária apresentam vantagens significativas em aplicações de campo próximo. A conformabilidade desses sensores ao tecido mamário melhora o acoplamento eletromagnético, reduzindo lacunas de ar e aumentando a sensibilidade do sistema. Trabalhos recentes, como o de Santorelli et al. (2015), que desenvolveram um sistema baseado em placa de circuito flexível, e Karimov (2023), que investigou antenas têxteis para imageamento de mama, reforçam a viabilidade e o potencial dessas soluções em sistemas portáteis de baixo custo. Essa arquitetura também facilita a construção de sistemas compactos e ergonomicamente compatíveis com aplicações clínicas. Antenas *patch* flexíveis em substratos de silicone têm demonstrado estabilidade de desempenho sob curvatura, característica essencial para aplicações conformais (SANTOS, 2021).

O trabalho de Brito Filho et al. (2022) estabeleceu fundamentos importantes para sistemas de radar de campo próximo aplicados ao imageamento por micro-ondas e detecção de câncer de mama. Este estudo demonstrou a viabilidade de sistemas baseados em medições de campo próximo, fornecendo insights valiosos sobre modelagem de sistemas, caracterização de *phantoms* e protocolos de medição que fundamentam o desenvolvimento de soluções práticas e acessíveis.

Técnicas de imageamento por micro-ondas operando na faixa ISM (2,45 GHz) apresentam vantagens significativas: são não invasivas, livres de radiação ionizante, compatíveis com dispositivos portáteis e de baixo custo, tornando-as atrativas para aplicação em cenários com restrições de infraestrutura. Revisões recentes destacam que tais sistemas têm potencial para aplicação clínica e de triagem, inclusive em regiões de baixa renda, por

sua simplicidade, segurança e viabilidade econômica (BHARGAVA et al., 2024; ALSAWAFTAH et al., 2022)..

O uso de analisadores vetoriais de redes (VNA) é reconhecido como adequado para esse tipo de sistema, permitindo medições precisas dos parâmetros de espalhamento (S-parameters), como perda de retorno, que refletem alterações nas propriedades dielétricas dos tecidos. Estudo recente de Maier et al. (2025) demonstrou que sistemas baseados em VNA apresentam qualidade de imagem comparável àquela obtida com radares FMCW, com vantagem em termos de repetibilidade, estabilidade e flexibilidade em configurações laboratoriais. Os VNAs também são amplamente utilizados em testes com phantoms e sensores UWB, demonstrando excelente performance na validação experimental de antenas biomédicas e detecção de anomalias (BHARGAVA et al., 2024; ALSAWAFTAH et al., 2022).

Diante desse cenário, esta dissertação propõe o desenvolvimento e a caracterização experimental de um sistema de aquisição baseado em antena de micro-ondas em substrato de silicone para auxílio no diagnóstico de câncer de mama. O sistema opera na faixa ISM de 2,45 GHz e foi validado utilizando *Phantoms* realistas com propriedades dielétricas representativas dos tecidos mamários. Este trabalho visa investigar a viabilidade técnica dessa abordagem como solução complementar, não invasiva e de baixo custo, que possa contribuir para o diagnóstico precoce e estratégias de rastreamento acessíveis, especialmente em contextos com limitações de infraestrutura e recursos.

1.1. OBJETIVO GERAL

Desenvolver um sistema de aquisição acoplada a uma antena *patch* com substrato de silicone em micro-ondas para acompanhamento e auxílio à detecção precoce do câncer de mama.

1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Levantamento bibliográfico;
- Caracterizar o substrato dielétrico de silicone;
- Desenvolver softwares de aquisição e processamento;
- Desenvolver e testar a antena e os *Phantoms*;
- Validar o sistema de aquisição;
- Validar a aplicabilidade (usando o *phantom*).

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresenta os principais conceitos utilizados no desenvolvimento e análise deste trabalho. Serão abordadas as definições e características fundamentais das antenas, as propriedades dielétricas dos materiais e a aplicação de sistemas de detecção por micro-ondas.

2.1. ANTENAS DE MICROFITA

As antenas são dispositivos essenciais em sistemas de comunicação sem fio, responsáveis pela conversão de ondas eletromagnéticas guiadas em linhas de transmissão em ondas eletromagnéticas propagadas no espaço livre, atuando tanto na transmissão quanto na recepção de sinais em determinadas faixas de frequência (BALANIS, 2009).

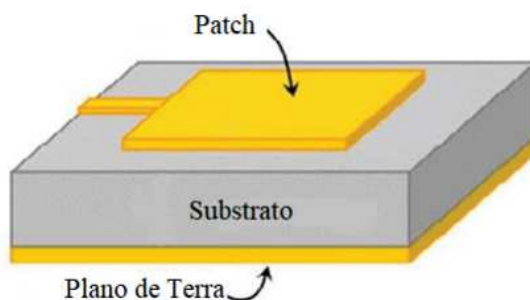
As antenas de microfita, particularmente as do tipo *patch*, destacam-se por sua estrutura planar e versatilidade de aplicações. Estas antenas podem operar em uma ampla faixa de frequências, tipicamente de 100 MHz a 50 GHz, sendo especialmente adequadas para aplicações na faixa de micro-ondas devido ao seu baixo custo, simplicidade de fabricação e compatibilidade com tecnologias de circuito impresso (VOLAKIS, 2007).

As antenas de microfita oferecem vantagens significativas em termos de peso, tamanho e custo em comparação com antenas convencionais, tornando-as ideais para aplicações em dispositivos móveis e sistemas de comunicação compactos. Adicionalmente, sua capacidade de conformação a superfícies curvas amplia suas possibilidades de aplicação em sistemas biomédicos (POZAR, 2012).

A frequência de 2,45 GHz pertence ao espectro ISM (Industrial, Scientific, and Medical), amplamente utilizada em aplicações industriais, científicas e médicas em todo o mundo. Esta banda é comumente associada a tecnologias como Bluetooth e Wi-Fi, sendo uma faixa não licenciada que dispensa autorizações específicas de órgãos reguladores, contribuindo para a redução dos custos de desenvolvimento de projetos (CHANDRA et al., 2015). Além disso, a frequência de 2,45 GHz apresenta características favoráveis para penetração em tecidos biológicos, sendo amplamente explorada em aplicações de imageamento médico por micro-ondas (LAZEBNIK et al., 2007).

As antenas de microfita possuem uma estrutura simples, composta por um material condutor radiante denominado *patch*, um material condutor de referência conhecido como plano de terra (*ground*), e um material dielétrico chamado substrato posicionado entre esses dois elementos. O *patch* é o componente condutor responsável pela irradiação do sinal, geralmente fabricado em cobre, possuindo espessura muito fina e podendo assumir variadas formas geométricas. A Figura 3 ilustra o referido dispositivo. O design do *patch* influencia diretamente a distribuição de corrente e, conseqüentemente, o perfil do campo de superfície da antena (BALANIS, 2009).

Figura 3 - Representação de antena de microfita.

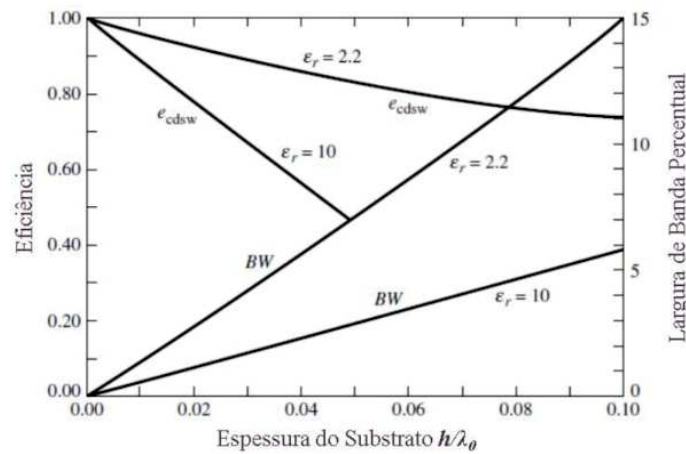


Fonte: Adaptado de Balanis (2009).

O plano de terra (*ground*) atua como refletor, evitando a formação de lóbulos traseiros indesejados e servindo como referência elétrica. Teoricamente, o *ground* é considerado infinito para simplificar os cálculos; contudo, na prática, utiliza-se um plano dimensionado adequadamente para aproximar essa característica ideal (POZAR, 2012).

O substrato, elemento fundamental da antena, está localizado entre o *patch* e o *ground*. É constituído por materiais dielétricos que influenciam diretamente o comportamento operacional da antena, afetando os campos eletromagnéticos, a radiação, o acoplamento, as perdas e a largura de banda. Para aplicações em micro-ondas, o substrato deve apresentar baixa tangente de perdas e permissividade elétrica adequada à aplicação específica (CHEN et al., 2004). A Figura 4 demonstra a relação entre a espessura e a permissividade elétrica do material do substrato e sua influência na largura de banda.

Figura 4 - Influência da espessura e permissividade do substrato na largura de banda.



Fonte: POZAR (2012).

2.2. PARÂMETROS PARA ANÁLISE DAS ANTENAS *PATCH*

Para obter um desempenho otimizado e uma aplicação eficaz da antena, é essencial estudar seus principais parâmetros. Esta seção descreve os aspectos fundamentais, incluindo impedância de entrada, frequência de ressonância, largura de banda, perda de retorno, diagrama de radiação, ganho, diretividade e eficiência.

Na análise de antenas, dois tipos de impedância são fundamentais: a impedância de entrada e a impedância da antena. A impedância de entrada refere-se à presente na linha de transmissão conectada à antena, ou seja, a impedância nos terminais da antena (BALANIS, 2009). O estudo dessa impedância é crucial para a eficiência da antena, pois um desacoplamento entre as impedâncias de entrada e da antena resulta em perda de eficiência na transmissão de energia.

A impedância da antena é inerente ao próprio dispositivo e pode ser definida pela Equação 2.1 (BALANIS, 2009):

$$Z_A = R_A + jX_A \quad (1)$$

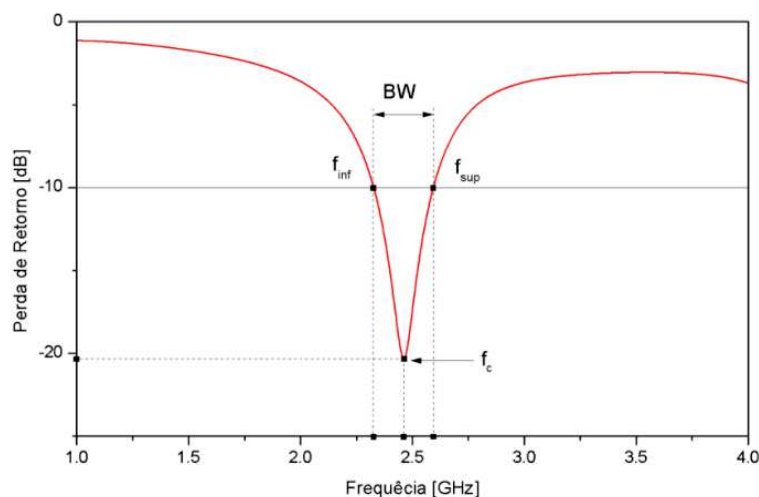
Onde Z_A é a impedância da antena, R_A é a parte real da impedância (componente resistiva) X_A é a parte imaginária (reatância).

A componente resistiva R_A está diretamente associada à potência de alimentação durante a transmissão. A potência de alimentação compõe-se de dois fatores: a potência radiada e a potência dissipada em perdas, geralmente atribuídas ao efeito Joule (aquecimento). Assim, R_A pode ser matematicamente expressa pela Equação 2 (BALANIS, 2009):

$$R_A = R_{\text{rad}} + R_{\text{perd}} \quad (2)$$

A frequência de ressonância, ou frequência central f_c , é o ponto na faixa de frequência de operação da antena onde ocorre o menor valor de perda de retorno, sendo convencionalmente considerado para valores abaixo de -10 dB. A largura de banda (BW, do inglês bandwidth) está diretamente associada à frequência de ressonância, sendo definida como a faixa de frequência em torno de uma frequência central de operação (POZAR, 2012). Na figura 5, podem-se visualizar essas características numa representação gráfica da perda de retorno ou resposta típica de um dispositivo em frequência.

Figura 5 - Gráfico de perda de retorno.



Fonte: Adaptado de Balanis (2009).

A largura de banda também é caracterizada em -10 dB, onde o primeiro ponto a atingir -10 dB é denominado frequência inferior (f_{inf}) e o último ponto a alcançar -10 dB é chamado de frequência superior (f_{sup}). Assim, a largura de banda (BW) pode ser definida conforme a Equação 3:

$$BW = f_{\text{sup}} - f_{\text{inf}} \quad (3)$$

Um dos principais parâmetros a serem analisados em uma antena é a Perda de Retorno (RL, do inglês *Return Loss*), a qual indica a eficiência operacional da antena. A RL representa a relação entre a potência refletida e a potência fornecida, podendo ser quantificada pela Equação 4 ou pela matriz de espalhamento (*Scattering Matrix*, S) (POZAR, 2012):

$$RL = -20 \log |\Gamma| \quad (4)$$

Onde Γ é o coeficiente de reflexão.

A matriz de espalhamento S é considerada a representação mais adequada para ondas incidentes, refletidas e transmitidas. Essa técnica facilita as medições e é eficaz em circuitos de alta frequência, sendo amplamente utilizada em aplicações de micro-ondas (POZAR, 2012). A Figura 6 apresenta o modelo básico da representação da matriz de reflexão. Nesse contexto, a_1 e a_2 representam as ondas de tensão complexas normalizadas incidentes, e b_1 e b_2 representam as ondas de tensão complexas refletidas, podendo ser expressas matematicamente pelas Equações 5 a 8:

$$a_1 = \frac{v_1 + z_0 I_1}{\sqrt{z_0}} \quad (5)$$

$$a_2 = \frac{v_2 + z_0 I_2}{\sqrt{z_0}} \quad (6)$$

$$b_1 = \frac{v_1 - z_0 I_1}{\sqrt{z_0}} \quad (7)$$

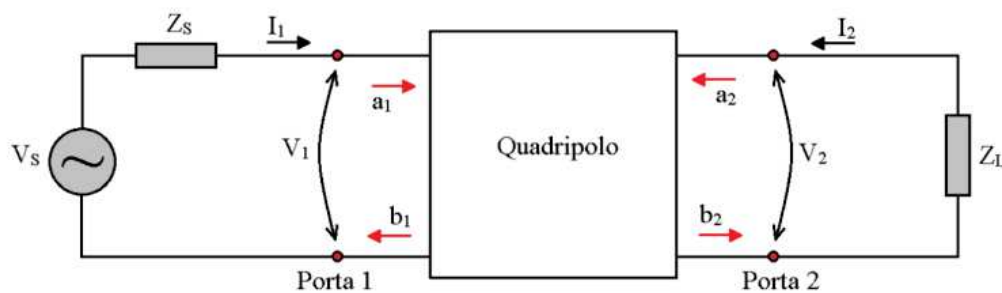
$$b_2 = \frac{v_2 - z_0 I_2}{\sqrt{z_0}} \quad (8)$$

Onde Z_0 representa a impedância de referência. Com base nas Equações 5 a 8, é possível estabelecer relações lineares e obter a matriz de reflexão para dispositivos de duas portas:

$$\begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_{11} & s_{12} \\ s_{21} & s_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix}$$

Na Figura 6, pode-se ver a representação da matriz S em uma rede de duas portas.

Figura 6 - Modelo dos polos.



Fonte: Adaptado de Balanis, 2009.

Nessa matriz, S_{11} é o coeficiente de reflexão na porta 1, S_{12} é o ganho de tensão reverso, S_{21} é o ganho de tensão direto e S_{22} é o coeficiente de reflexão na porta 2. Assim, S_{11} está diretamente relacionado à perda de retorno, sendo equivalente a γ . Portanto, a perda de retorno pode ser definida na Equação 9:

$$RL = -20\log(|S_{11}|) \quad (9)$$

O diagrama de radiação é a representação gráfica bidimensional e/ou tridimensional das características de propagação das ondas eletromagnéticas em função das coordenadas espaciais, obtidas a partir da amplitude dos campos distantes em relação ao ponto central da antena (POZAR, 2012). O diagrama indica a amplitude dos campos elétrico e magnético,

com planos de corte verticais geralmente em 0° ou 90° , e cortes horizontais tipicamente em 90° .

A diretividade D é a capacidade de uma antena transmitir energia em uma direção específica em comparação com outras direções. Uma antena com lóbulo principal largo pode transmitir ou receber energia em uma grande região angular (POZAR, 2012). A diretividade é o máximo do ganho diretivo e pode ser expressa como a relação entre a intensidade de radiação máxima $U_{\max}$ e a intensidade de radiação média U_{med} , conforme a Equação 10 (BALANIS, 2009):

$$D = \frac{U_{\max}}{U_{\text{med}}} \quad (10)$$

As perdas por efeito Joule causam uma diferença entre a energia fornecida à antena e a energia radiada por ela. Portanto, a eficiência de radiação (η_{rad}) pode ser definida como a relação entre a potência radiada (P_{rad}) e a potência de entrada da antena (P_{in}), conforme demonstrado na Equação 11 (BALANIS, 2009):

$$\eta_{\text{rad}} = \frac{P_{\text{rad}}}{P_{\text{in}}} \quad (11)$$

Analogamente, a eficiência de reflexão pode ser determinada pela Equação 12:

$$\eta_{\text{ref}} = 1 - \Gamma^2 \quad (12)$$

Assim, a eficiência total η_{tot} considera todas as perdas associadas à antena e pode ser expressa de acordo com a Equação 13:

$$\eta_{\text{tot}} = \eta_{\text{rad}} \times \eta_{\text{ref}} \quad (13)$$

O ganho G de uma antena, definido como a potência efetivamente irradiada em comparação com uma antena de referência, leva em consideração todas as perdas da antena. Dessa forma, o ganho é dado pelo produto da eficiência total pela diretividade, conforme a Equação 14:

$$G = D \times \eta_{tot} \quad (14)$$

É importante notar que o valor da eficiência está entre 0 e 1. Em casos ideais, nos quais a antena não apresenta perdas por efeito Joule, o ganho e a diretividade assumem o mesmo valor.

2.3. CARACTERÍSTICAS DIELÉTRICAS DOS MATERIAIS

Para caracterizar dieleticamente um material destinado a aplicações de micro-ondas, analisam-se essencialmente três propriedades específicas: a permissividade relativa (ϵ_r), também conhecida como constante dielétrica, a condutividade (σ) e a tangente de perdas ($\tan\delta$) (CHEN et al., 2004). Idealmente, busca-se materiais com a menor tangente de perdas, constante dielétrica adequada à aplicação e condutividade apropriada. Esta seção apresenta definições, características e as interrelações entre essas três propriedades fundamentais.

A permissividade relativa (ϵ_r) é uma propriedade intrínseca de cada material, determinando sua reação quando submetido a campos elétricos. Quando um material é exposto a um campo elétrico, desenvolve-se uma polarização em sua estrutura, gerando um novo campo elétrico que se sobrepõe ao campo aplicado, caracterizando seu comportamento dielétrico (CALLISTER; RETHWISCH, 2020). A permissividade absoluta (ϵ) é obtida pela relação entre a permissividade relativa e a permissividade do vácuo (ϵ_0), expressa em Farads por metro (F/m), conforme a Equação 15:

$$\epsilon = \epsilon_r \times \epsilon_0 \quad (15)$$

O comportamento da constante dielétrica dos materiais está diretamente associado à frequência do sinal. Quando um meio dielétrico é submetido a um campo elétrico alternado, os dipolos do material tendem a alinhar-se na direção do campo aplicado. Esse alinhamento requer um determinado tempo, e materiais diferentes possuem tempos de polarização distintos. O inverso desse tempo é denominado frequência de relaxação (POZAR, 2012).

Em frequências superiores à frequência de relaxação, o material não consegue alcançar a total orientação dos dipolos, resultando em perdas devido à alta frequência. Em baixas frequências, também ocorrem perdas, geralmente associadas à condução direta. Assim, a permissividade pode ser expressa pela Equação 16 (POZAR, 2012):

$$\varepsilon = \varepsilon' - j\varepsilon'' \quad (16)$$

Onde ε' representa a constante dielétrica sem perdas e ε'' é o fator de perdas. As perdas podem também originar-se da condutividade σ , conforme a Lei de Ohm, descrita pela Equação 17 (POZAR, 2012):

$$J_f = \sigma E \quad (17)$$

Onde J_f é a densidade de corrente elétrica e E é o campo elétrico aplicado.

A condutividade elétrica (σ) reflete a capacidade de um material em conduzir corrente elétrica. A condutividade total (σ_t) de um material exposto a um campo elétrico com frequência angular ω pode ser determinada pela Equação 18 (POZAR, 2012):

$$\sigma_t = \varepsilon''\omega + \frac{\sigma}{\omega} \quad (18)$$

A tangente de perdas $\tan \delta$ é definida pela relação entre a parte imaginária efetiva da permissividade e sua parte real, além da condutividade elétrica, conforme a Equação 19 (POZAR, 2012):

$$\tan \delta = \frac{\omega'' + \sigma}{\omega \varepsilon'} \quad (19)$$

No contexto de aplicações biomédicas, as propriedades dielétricas dos tecidos biológicos são fundamentais para o desenvolvimento de sistemas de detecção por micro-ondas. Lazebnik et al. (2007) realizaram um estudo abrangente das propriedades dielétricas de banda ultra-larga de tecidos mamários normais, benignos e malignos obtidos de cirurgias de câncer. Os resultados demonstraram diferenças significativas nas propriedades dielétricas entre tecidos normais e malignos, fornecendo a base científica para sistemas de detecção de câncer de mama por micro-ondas.

Al Ahmad et al. (2018) contribuem para essa área de conhecimento através da caracterização elétrica de células normais e cancerosas, demonstrando que as diferenças nas propriedades dielétricas podem ser detectadas mesmo em nível celular, reforçando o potencial das técnicas de micro-ondas para diagnóstico precoce.

2.4. TAXA DE ABSORÇÃO ESPECÍFICA (SAR)

A Taxa de Absorção Específica (SAR, do inglês Specific Absorption Rate) é uma medida que quantifica a energia eletromagnética absorvida pelos tecidos biológicos quando expostos a ondas eletromagnéticas em determinada frequência. O SAR é definido como a potência absorvida pelo tecido dividida pela massa desse tecido, sendo sua unidade expressa em watts por quilograma (W/kg) (SOUSA, 2024).

2.4.1. Fundamentos teóricos do SAR

O cálculo do SAR geralmente é realizado com base em pequenas amostras de tecido, como 1 grama ou 10 gramas, e depende principalmente do campo elétrico presente dentro do tecido. O SAR local pode ser expresso pela Equação 20:

$$SAR(r, \omega) = \frac{\sigma(r, \omega) |E(r, \omega)|^2}{2\rho(r)} \quad (20)$$

onde E representa o campo elétrico em valor eficaz (RMS), ω é a condutividade elétrica do tecido, ρ é a densidade de massa e (r) denota a posição no tecido.

Para avaliar o SAR médio em uma massa específica de tecido (1 g ou 10 g), integra-se a densidade de perda de potência ao longo desse volume e divide-se o resultado pela massa correspondente. Assim, o SAR médio é definido conforme a Equação 20 (MICHAŁOWSKA-SAMONEK et al., 2012).

$$SAR_{med}(r, \omega) = \frac{1}{v} \int \frac{\sigma(r, \omega) |E(r, \omega)|^2}{2\rho(r)} dr \quad (20)$$

Onde v é o volume do tecido considerado.

Com o conhecimento desses parâmetros, é possível realizar uma análise aprofundada dos tecidos biológicos e determinar os requisitos necessários para a caracterização dos materiais. Isso permite o desenvolvimento de um modelo de antena adequado, utilizando um substrato que atenda às condições específicas desta aplicação.

2.4.2. Regulamentações e limites de segurança

No contexto internacional, a Comissão Internacional de Proteção contra Radiação Não Ionizante (ICNIRP) estabelece diretrizes para exposição humana a campos

eletromagnéticos. Para dispositivos operando na faixa de 2,45 GHz, o limite de SAR recomendado é de 2,0 W/kg para exposição localizada em 10 gramas de tecido (ICNIRP, 2020).

No Brasil, a Agência Nacional de Telecomunicações (ANATEL) adota regulamentações específicas para equipamentos de radiocomunicação. O Regulamento sobre Limitação da Exposição a Campos Elétricos, Magnéticos e Eletromagnéticos na Faixa de Radiofrequências, aprovado pela Resolução nº 303/2002 da ANATEL, estabelece que dispositivos operando em frequências entre 100 kHz e 300 GHz devem atender aos limites de SAR definidos internacionalmente (BRASIL, 2002).

Especificamente para a faixa ISM de 2,45 GHz, utilizada neste trabalho, a ANATEL determina que equipamentos de radiocomunicação de radiação restrita devem apresentar SAR inferior a 2,0 W/kg quando medido sobre 10 gramas de tecido simulado, em conformidade com as recomendações da ICNIRP (ANATEL, 2020).

2.4.3. SAR em aplicações biomédicas

Em aplicações de detecção de câncer de mama por micro-ondas, o controle do SAR é fundamental para garantir a segurança do paciente durante os procedimentos diagnósticos. Sousa (2024) demonstra que antenas de microfita integradas com superfícies seletivas de frequência podem reduzir significativamente os níveis de SAR, mantendo a eficiência de detecção.

Chandra et al. (2015) destacam que sistemas de imageamento médico por micro-ondas devem ser projetados considerando não apenas a sensibilidade de detecção, mas também os limites de exposição estabelecidos pelas agências reguladoras. Os autores enfatizam que a otimização do design da antena pode resultar em reduções substanciais do SAR sem comprometer o desempenho diagnóstico.

Para aplicações em detecção de câncer de mama, é essencial que o sistema opere com níveis de SAR significativamente abaixo dos limites regulamentares, proporcionando margem de segurança adequada para uso clínico. Lazebnik et al. (2007) observam que a caracterização precisa das propriedades dielétricas dos tecidos mamários é fundamental para

a modelagem computacional do SAR e para o desenvolvimento de sistemas seguros e eficazes.

2.4.4. Métodos de avaliação do SAR

A avaliação do SAR pode ser realizada através de métodos computacionais utilizando simulações eletromagnéticas ou por meio de medições experimentais com phantoms que simulam as propriedades dielétricas dos tecidos biológicos. Di Meo et al. (2019) apresentam materiais que mimetizam tecidos para phantoms de mama até 50 GHz, fornecendo ferramentas essenciais para validação experimental de sistemas de micro-ondas biomédicos.

A modelagem computacional do SAR requer o conhecimento preciso das propriedades dielétricas dos tecidos envolvidos, bem como a geometria detalhada do sistema antena-tecido. Al Ahmad et al. (2018) contribuem para essa área através da caracterização elétrica de células normais e cancerosas, fornecendo dados fundamentais para simulações precisas de SAR em aplicações de detecção de câncer.

Com o conhecimento desses parâmetros de segurança, é possível realizar uma análise aprofundada dos requisitos de SAR para sistemas de detecção de câncer de mama, garantindo que o desenvolvimento tecnológico atenda aos padrões de segurança estabelecidos pelas autoridades reguladoras nacionais e internacionais.

2.5. SISTEMAS DE DETECÇÃO DE CÂNCER DE MAMA POR MICRO-ONDAS

O câncer de mama continua a ser um dos principais desafios na saúde global, exigindo métodos de detecção precoce cada vez mais eficazes e acessíveis. Nesse contexto, os sistemas de detecção por micro-ondas têm emergido como uma alternativa promissora aos métodos convencionais de diagnóstico, oferecendo vantagens como ausência de radiação ionizante, baixo custo e portabilidade (ALSAWAFTAH, N. et al., 2022).

2.5.1. Princípios de funcionamento

Os sistemas de detecção por micro-ondas baseiam-se na interação das ondas eletromagnéticas com os tecidos biológicos, explorando as diferenças nas propriedades dielétricas entre tecidos saudáveis e malignos. Tumores malignos geralmente apresentam maior conteúdo de água, resultando em permissividade relativa (ϵ_r) e condutividade (σ)

elevadas. Lazebnik et al. (2007) demonstraram através de um estudo abrangente que tecidos mamários malignos apresentam propriedades dielétricas significativamente diferentes dos tecidos normais, fornecendo a base científica para sistemas de detecção por micro-ondas.

Quando um campo elétrico é aplicado, uma corrente elétrica é induzida no tecido, proporcional ao número de elétrons e íons livres presentes. Em tecidos cancerosos invasivos, a maior concentração de moléculas ionizadas devido ao aumento do volume de água intensifica essa corrente, refletindo-se em maior permissividade dielétrica (LAZEBNIK et al., 2007).

2.5.2. Abordagens Tecnológicas

Diversos tipos de sistemas de micro-ondas têm sido desenvolvidos para detecção de câncer de mama, classificados principalmente em duas abordagens (BRITO-FILHO et al., 2022):

- 1. Tomográfica:** Visa reconstruir o perfil dielétrico da mama, exigindo esforços computacionais significativos para resolver as equações de Maxwell.
- 2. Radar de Alta Resolução:** Utiliza cálculos de tempo de voo e análise de sinais refletidos, incluindo algoritmos como beamforming e métodos confocais.

Implementações práticas têm explorado diferentes arquiteturas, desde adaptações de Analisadores de Rede Vetorial (VNA) comerciais até soluções personalizadas mais acessíveis, como sistemas de Onda Contínua de Frequência Escalonada (SFCW) e arquiteturas baseadas em rádio impulso *ultra-wideband* (ISLAM et al., 2019).

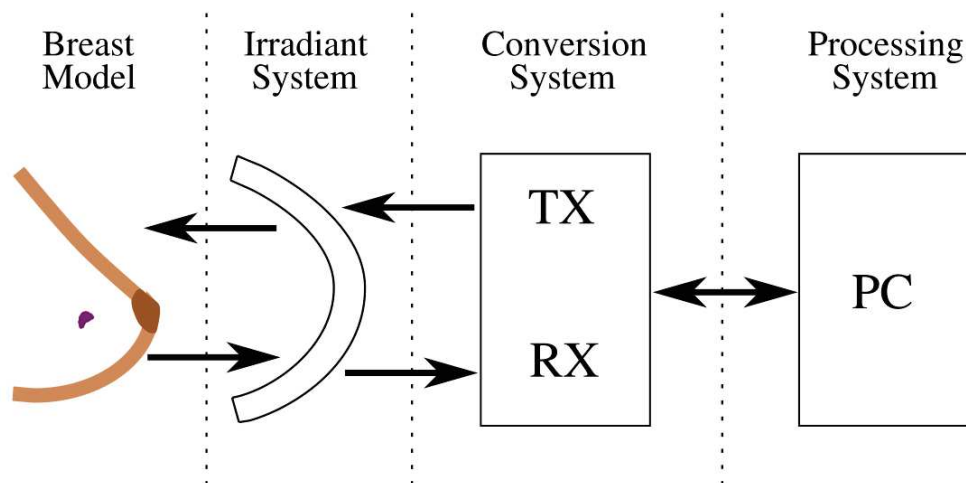
2.5.3. Modelagem conceitual de sistemas

Brito Filho et al. (2022) apresentam uma modelagem conceitual abrangente para sistemas de radar aplicados ao imageamento por micro-ondas e detecção de câncer de mama. O modelo proposto pelos autores é estruturado em três blocos funcionais principais:

- 1. Bloco Transmissor (TX):** Responsável pela geração e transmissão dos sinais de micro-ondas;
- 2. Bloco Modelo da Mama:** Simula as características dielétricas dos diferentes tecidos mamários;
- 3. Bloco Receptor (RX):** Recebe e processa os sinais refletidos.

A Figura 7 ilustra o proposto sistema típico para aplicações de detecção de câncer de mama e imageamento por uso de micro-ondas (MWI).

Figura 7 - Diagrama em blocos proposto para aplicações em sistemas de detecção e imageamento com uso de micro-ondas.



Fonte: Adaptado de Brito Filho et al. (2022).

Esta modelagem conceitual fornece uma base teórica sólida para o desenvolvimento de sistemas práticos, permitindo a exploração de diferentes configurações de tecido e especificações de transceptor. A abordagem facilita a otimização do *design* para aplicações específicas de detecção, oferecendo uma estrutura flexível para análise e desenvolvimento de elementos de sistemas de radar biomédicos.

2.5.4. Frequências ISM e aplicações práticas

A utilização de frequências ISM, particularmente 2,45 GHz, apresenta vantagens significativas para sistemas de detecção de câncer de mama. Além de dispensar licenciamento específico, essa frequência oferece características favoráveis de penetração em tecidos biológicos e disponibilidade de componentes comerciais de baixo custo (SARJOGHIAN et al., 2016).

Sistemas operando em banda estreita, como os baseados em 2,45 GHz, podem oferecer simplicidade de implementação e redução de custos em comparação com sistemas

ultra-wideband, mantendo capacidade de detecção eficaz através da análise de parâmetros como perda de retorno e mudanças na frequência de ressonância (ISLAM et al., 2019).

2.5.5. Validação Experimental com *phantoms*

O desenvolvimento de *phantoms* realistas é fundamental para validação de sistemas de detecção por micro-ondas. Di Meo et al. (2018; 2019) demonstram a importância de materiais que mimetizam adequadamente as propriedades dielétricas dos tecidos mamários para caracterização experimental preliminar de sistemas de imageamento.

Costanzo et al. (2021) apresentam procedimentos de realização, caracterização dielétrica e validações experimentais de *phantoms* similares ao corpo humano, fornecendo metodologias essenciais para desenvolvimento e teste de sensores corporais vestíveis baseados em micro-ondas.

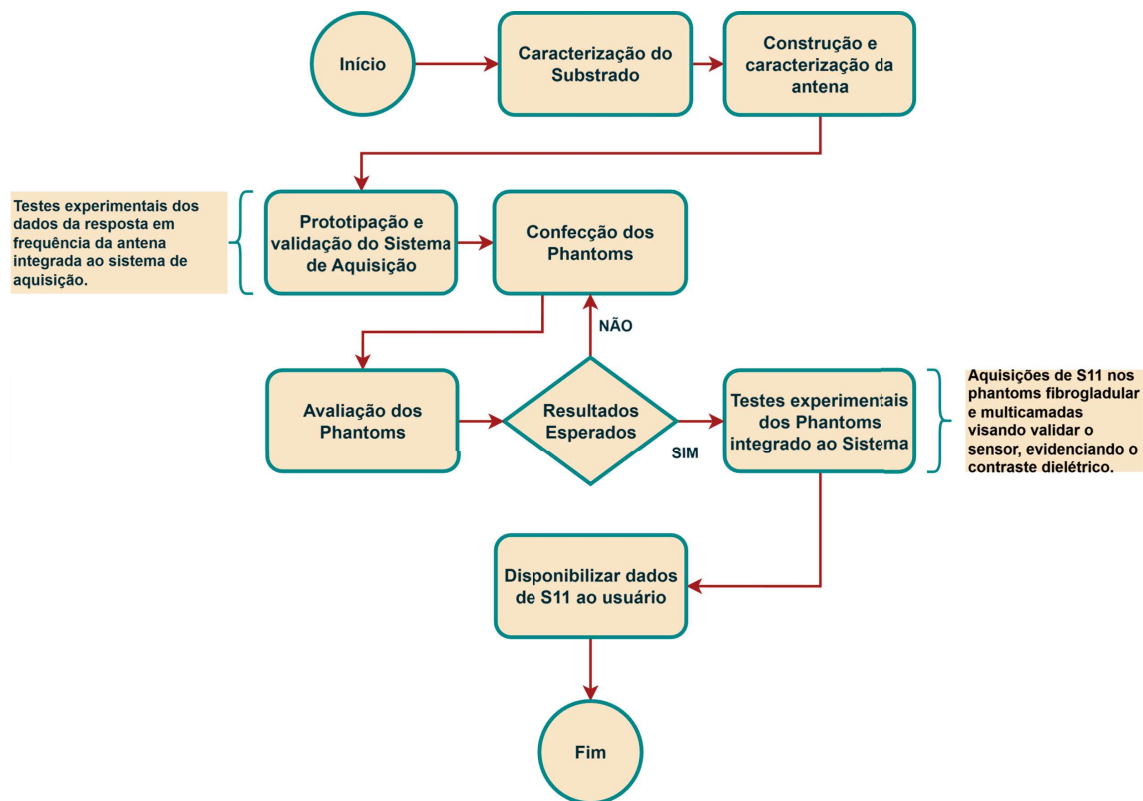
A implementação física de sistemas baseados em conceitos teóricos estabelecidos permite a transição de modelos conceituais para soluções práticas, viabilizando a validação experimental de princípios de detecção e a avaliação de desempenho em condições controladas.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

As buscas na literatura ocorreram completamente na internet e suas principais bases de dados como IEEE *Explorer*, Pubmed, *Scielo*, repositórios da Ufersa, de forma contínua durante todas as etapas da pesquisa, com o objetivo de identificar fundamentos conceituais sólidos e metodologias validadas aplicáveis ao trabalho proposto.

Para facilitar a compreensão da abordagem metodológica e permitir a reprodução desta pesquisa, a Figura 8 apresenta o fluxograma das etapas desenvolvidas.

Figura 8 - Fluxograma da metodologia de pesquisa



Fonte: Autoria própria (2025)

3.1. DESENVOLVIMENTO DO SENSOR

3.1.1 Equipamentos utilizados

- **Analisadores de Redes Vetoriais (VNA):** Utilizou-se o VNA Rohde & Schwarz ZND, alta precisão para caracterização dielétrica dos substratos de silicone. Para implementação do sistema de aquisição proposto, empregou-se o NanoVNA S-A-A-2, dispositivo de baixo custo adequado para aplicações portáteis.
- **Máquina cortadora:** Empregou-se a recortadora da *marca Silhouette® modelo Portrait 2*, capaz de realizar cortes precisos em folhas metálicas, apropriada para a confecção dos elementos radiantes da antena.

3.1.2. *Softwares*

- **AutoDesk Fusion 2020:** *Software* utilizado para o desenho e modelagem da antena *microstrip patch*, permitindo ajuste de parâmetros de projeto.
- **Silhouette Studio®:** *Software* utilizado para importar os desenhos elaborados no Fusion e controlar o processo de corte das folhas metálicas, permitindo ajuste de parâmetros como velocidade de corte e pressão da lâmina.

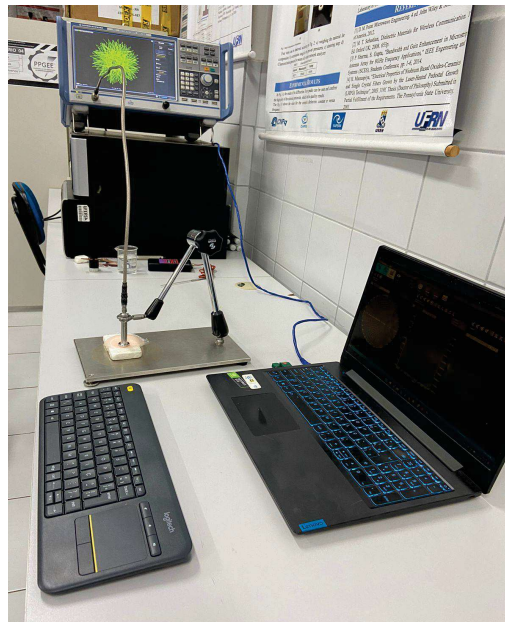
3.1.3. Componentes e materiais

- **Folhas Adesivas de cobre:** Material escolhido devido às excelentes propriedades condutoras, resistência à oxidação e maleabilidade, com disponibilidade comercial facilitada e compatibilidade com aplicações em micro-ondas.
- **Substrato:** Utilizou-se bojo comercial de silicone como substrato, material de fácil aquisição disponível em farmácias e supermercados, mecanicamente resistente e biocompatível.
- **Conector SMA fêmea:** Componente padrão para equipamentos de micro-ondas, essencial para interligar a antena ao VNA por meio de cabo coaxial.
- **Cabo USB:** Necessário para aquisição de dados do VNA, utilizado adicionalmente para interligar o VNA ao USB Host Shield.

3.1.4. Caracterização do substrato

A caracterização dielétrica do substrato de silicone foi realizada no Laboratório de Telecomunicações e Micro-ondas da UFERSA – Campus Central, Mossoró/RN. Foram medidas a permissividade elétrica relativa (ϵ_r) e a tangente de perdas ($\tan \delta$), cujos resultados serviram como base para o cálculo das dimensões da antena. A Figura 9 apresenta o setup de caracterização dielétrica.

Figura 9 - *Setup* de caracterização dielétrica dos bojos de silicone.



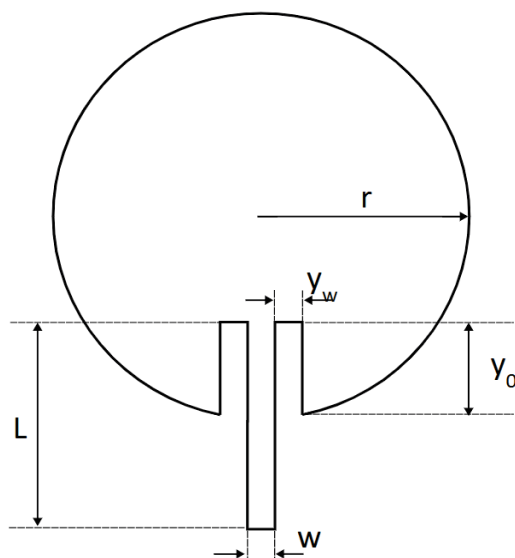
Fonte: Autoria própria (2024).

3.1.5. Projeto da antena

A antena *patch* em substrato de silicone usada neste trabalho para investigar, constatar sua capacidade de sensibilidade à variações de permissividade dielétrica, sendo assim, um elemento crucial para o sistema de aquisição aqui proposto atinja os objetivos propostos nesta dissertação, foi desenvolvida seguindo metodologia baseada em Balanis (2009) e Pozar (2011), com dimensões otimizadas empiricamente baseada no trabalho Santos (2021). A frequência de ressonância foi ajustada através da redução da linha de alimentação da microfita, permitindo centralização do elemento irradiante no substrato.

Este ajuste mostrou-se essencial para o protocolo experimental, pois permitiu controle espacial preciso com posição fixa em relação ao alvo, elevando a confiabilidade dos resultados. A literatura demonstra a sensibilidade espacial crítica dos sensores em aplicações de campo próximo (BRITO-FILHO et al., 2022).

A geometria da antena e valores otimizados são apresentados na Figura 10 e Tabela 1.

Figura 10 - Dimensões da antena *patch*

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 1 - Dimensões otimizadas da antena *patch*

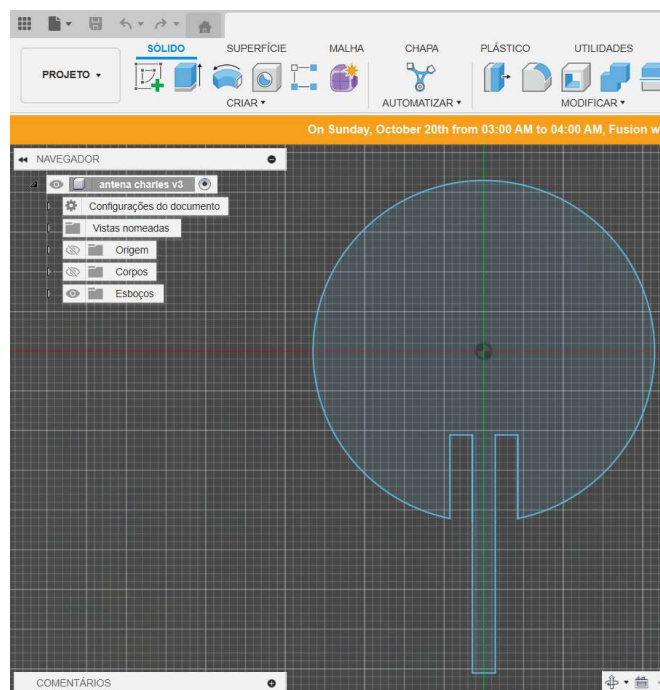
Parâmetro	Dimensão (mm)
r	21,50
y_w	2,80
y_0	10,50
L	19,50
w	2,80

Fonte: Elaborada pelo autor (2024).

3.1.6. Fabricação e montagem

O desenho da antena foi realizado no Autodesk Fusion 360, etapa crucial para exportação de arquivo compatível com o Silhouette Studio®. Com a máquina conectada ao PC, o arquivo foi importado e a folha de cobre recortada conforme especificações. A Figura 11 apresenta a representação da antena no ambiente de desenho.

Figura 11 - Antena no ambiente de desenho Autodesk Fusion 360



Fonte: Autoria própria (2024).

Após o recorte, a antena foi centralizada e fixada ao plano côncavo do substrato de silicone. A face oposta foi inteiramente coberta por folha de cobre, definindo o plano de terra. O conector SMA fêmea teve seus terminais soldados ao plano de terra e à linha de microfita, assegurando conexão elétrica confiável e minimizando perdas por reflexão. A Figura 12 apresenta a antena finalizada.

Figura 12 - Antena proposta finalizada.



Fonte: Autoria própria (2024).

3.1.7. Caracterização experimental da antena

A caracterização da resposta em frequência foi realizada no LIEB/LAMERF-UFERSA Campus Caraúbas. O nanoVNA foi previamente calibrado pelo método SOL (*Short, Open, Load*) e conectado à antena via cabo SMA. O parâmetro S_{11} (Return Loss) foi medido na faixa de 100 MHz a 3 GHz, com resolução de 50 MHz.

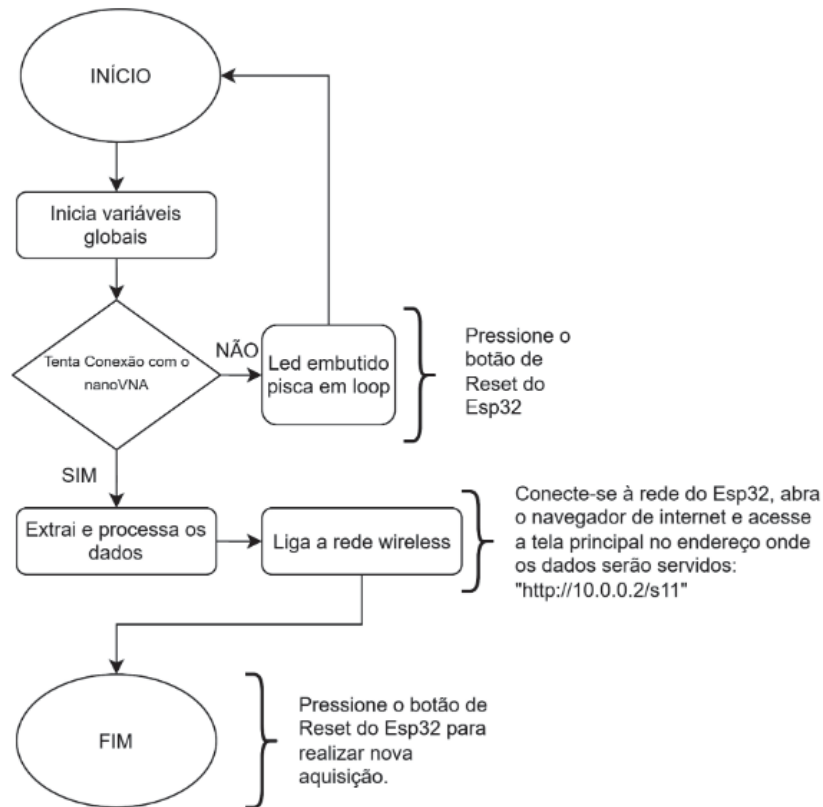
3.2. DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO

3.2.1. Dispositivos e softwares

- **Kit de desenvolvimento ESP32:** Utilizou-se o módulo DOIT ESP32 V1 para aquisição e processamento dos dados do NanoVNA S-A-A-2, implementando webserver para disponibilização dos resultados via rede *wireless*.
- **Mini USB Host Shield V2:** Interface entre a saída USB do nanoVNA e o ESP32, habilitando implementação do firmware de aquisição de dados.
- **Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE):** Ambiente de desenvolvimento integrado versão 2.3.2 utilizado para programação,

compilação e upload do *firmware* em linguagem C++. As etapas lógicas apresentadas na Figura 13 representa o fluxograma do *firmware* utilizado no módulo de aquisição.

Figura 13 - Fluxograma do firmware do módulo de aquisição.

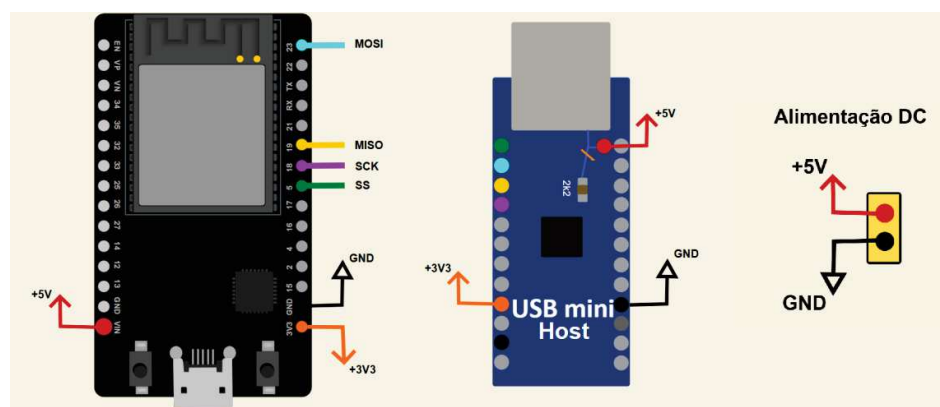


Fonte: Elaborada pelo autor (2024).

3.2.2. Prototipação do sistema de aquisição

Nesta etapa, todo o hardware necessário foi integrado: antena, nanoVNA, USB Host Shield e ESP32 DevKit V1. A Figura 14 detalha as conexões físicas entre o ESP32 e o mini USB Host Shield, especificando comunicação SPI e fornecimento de energia adequado ao módulo de aquisição e processamento. Além disso, na mesma imagem é indicada a marcação em “x”, onde se deve interromper a trilha, para a alimentação adequada do VBUS da USB de +5V. Essa adequação se faz necessária ao correto funcionamento deste modelo específico de placa USB *host*.

Figura 14 - Esquema de conexões do módulo de aquisição e processamento



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

3.3. DESENVOLVIMENTO DOS *PHANTOMS* REALISTAS

A confecção dos phantoms foi fundamental para validação experimental do sistema, permitindo avaliar a capacidade de distinção entre variações de permissividade. Foram desenvolvidos *phantoms* de camada simples (tecido fibroglandular e tumoral) e multicamadas, com inclusões tumorais de diâmetros aproximados de 9 mm e 25 mm, posicionadas a 10 mm de profundidade do ponto de medição.

A metodologia priorizou baixo custo, materiais acessíveis, atoxicidade e estabilidade, baseando-se em protocolos validados da literatura (DI MEO et al., 2018, 2019; COSTANZO et al., 2021).

3.3.1. Materiais e Equipamentos

Materiais:

- Água deionizada;
- Gelatina em pó de pele de boi, sem sabor, atuando como agente gelificante;
- Gordura suína, utilizada como componente lipídico substituto do óleo vegetal;
- Detergente líquido neutro, como agente emulsificante.

Equipamentos:

- Béqueres de vidro (100 e 250 mL);
- Balança digital (resolução 1g);
- Termômetros digital culinário e infravermelho;

- Bastão de vidro para agitação;
- Moldes esféricos de silicone (para as inclusões de 9mm e 25mm);
- Calotas plásticas (com aproximadamente 10 cm diâmetro);
- Plástico filme e papel alumínio para conservação e armazenamento.

Na Figura 15, podem-se ver os materiais usados para a fabricação dos *phantoms*.

Figura 15 - Materiais e equipamentos para produção dos *phantoms*



Fonte: Autoria própria (2025).

3.3.2. Preparação e Higienização

Todos os utensílios foram higienizados com detergente neutro, enxaguados com água corrente e deionizada, e secos para evitar contaminação que compromettesse a estabilidade dielétrica dos *phantoms*.

3.3.3 Proporções das Misturas

As proporções dos ingredientes foram ajustadas para alcançar as permissividades e condutividades-alvo para cada tipo de tecido, conforme Tabela 2, baseada em referências experimentais validadas (DI MEO et al., 2018, 2019).

Tabela 2 - Valores em massa e percentuais, aproximados, componentes dos phantoms desenvolvidos

Tipo de Phantom	Água Deionizada (mL)	Banha de Porco (g)	Detergente (g)	Gelatina (g)
Tumoral	50 (62,5%)	9,0 (11,3%)	3,0 (4,7%)	12,5 (15,6%)
Fibroglandular	75 (44,1%)	75 (44,1%)	4,5 (2,9%)	8,0 (4,7%)

Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

3.3.4 Processo de Produção

a) Preparo da emulsão base:

1. Aquecer a água deionizada em banho-maria a aproximadamente 55 °C.
2. Adicionar lentamente a gelatina, agitando constantemente até dissolução completa (80 °C).
3. Retirar do banho-maria, agitar por 4 minutos até 68 °C.
4. Em recipiente separado, aquecer a gordura suína até 68 °C.
5. Adicionar banha e detergente à solução de gelatina sob agitação vigorosa para formar a emulsão homogênea.

b) Confecção dos *Phantoms* de camada simples:

- **Phantom tumoral:** Sob agitação, verter emulsão em moldes esféricos (diâmetros 0,9 cm e 2,5 cm), gelificar sob refrigeração.

- **Phantom fibroglandular:** Verter emulsão em moldes tipo calota para simular tecido mamário.

c) Confecção do phantom multicamada

1. Preencher metade do molde com emulsão fibroglandular e gelificar parcialmente (2 h).
2. Inserir inclusão tumoral gelificada no centro da base.
3. Vedar com nova camada de emulsão fibroglandular resfriada (~30 °C).
4. Gelificar completamente sob refrigeração (mínimo 6 h).

A Figura 16 apresenta a montagem de um phantom multicamada, ao lado de um molde de silicone, usado para moldar os phantoms de tumor, além de uma de imagem de um phantom pronto contra a luz, sendo manipulado.

Figura 16 - Montagem dos *Phantoms* e suas manipulação.



Fonte: Elaboração própria (2025).

3.3.5 Caracterização Dielétrica

As propriedades dielétricas dos phantoms foram extraídas para se verificar sua equivalência com os valores de referência, validar e avaliar sua aplicabilidade ao sistema.

Instrumentação: VNA Rohde & Schwarz ZNB calibrado com padrões ar, curto e água deionizada, acoplado à sonda coaxial open-ended (Agilent 85070E).

Procedimento: Amostras estabilizadas termicamente por 30 minutos; três leituras independentes por amostra; varredura de 200 MHz a 8,5 GHz.

Critério de validação: Concordância $\leq 10\%$ de desvio em permissividade e condutividade comparado aos dados da literatura para a frequência de interesse (LAZEBNIK et al., 2007; CAMPBELL; LAND, 1992).

3.4. AQUISIÇÃO DE S11: *PHANTOMS* NA ANTENA INTEGRADA AO SISTEMA DE AQUISIÇÃO

Esta subseção descreve o protocolo utilizado para aquisição dos parâmetros de espalhamento S11 dos *phantoms* desenvolvidos, empregando a antena *patch* flexível em substrato de silicone integrada ao sistema de aquisição. O firmware para comunicação e extração dos dados do nanoVNA usando ESP32 foi adaptado de Silva (2021). O procedimento foi elaborado para assegurar reprodutibilidade, controlar variáveis experimentais e avaliar a resposta do sistema frente a contrastes dielétricos, de acordo com os objetivos da presente dissertação. O código de comunicação e extração dos dados S11, o protocolo de comunicação USB e explicação em mais detalhes, dos mnemônicos de configuração (opcodes) podem ser encontrados nos apêndices A e B, respectivamente.

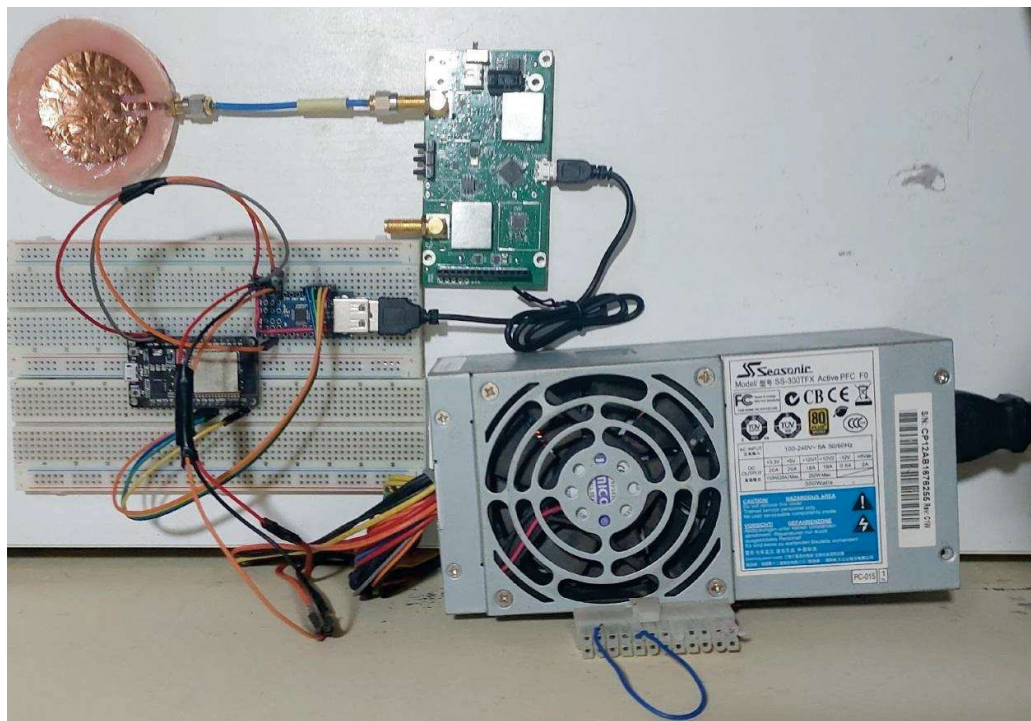
3.4.1 Equipamentos e Setup Experimental

O arranjo experimental integrou os componentes descritos previamente nas subseções 3.1 e 3.2, conectando a antena ao sistema de aquisição composto por:

- Antena *patch* flexível em substrato de silicone, conectada por conector SMA;
- Analisador vetorial de redes portátil (nanoVNA S-A-A-2), configurado para operar entre 900 MHz e 2890 GHz;
- Módulo embarcado (ESP32 devkit DOIT V1) com conexão Wi-Fi e configurado, via *firmware* como servidor *web*, responsável pela aquisição, processamento e transmissão das medições feitas com a antena e contato com os *phantoms*;
- Ambiente climatizado com temperatura controlada, ~ 25 °C;
- Acessórios como suporte de posicionamento, cabo USB blindado e kit de calibração SOL (*short, open and load*).

Na Figura 17, pode-se observar o protótipo do sistema de aquisição e detalhes de arranjo e interconexões elétricas.

Figura 17 - Protótipo do sistema de aquisição proposto.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Utilizou-se fonte de alimentação ATX (Seasonic SS300TFX) para fornecer tensões adequadas: +3,3V para o chip *MAX3421E* e +5V para o VBUS da *USB Host Shield mini*. Esse último está conectado à porta USB que energiza o nanoVNA.

3.4.2 Procedimento de calibração

A calibração foi realizada no início de cada sessão de medição, conforme o seguinte protocolo:

1. Conectar o nanoVNA ao ESP32 via USB;
2. Configurar faixa de frequência de 0,9 GHz a 2,89 GHz, com 100 pontos, a passos de 10MHz;
3. Executar calibração SOL com os padrões comerciais:
 - Medição de open (circuito aberto);
 - Medição de short (curto-circuito);
 - Medição de load (carga de 50 ohms);
2. Verificar calibração com medição de referência (antena no ar);

3. Repetir calibração a cada dia ou em caso de variações ambientais.

3.4.3 Posicionamento e medição dos *phantoms*

Os *Phantoms* foram organizados em três configurações experimentais:

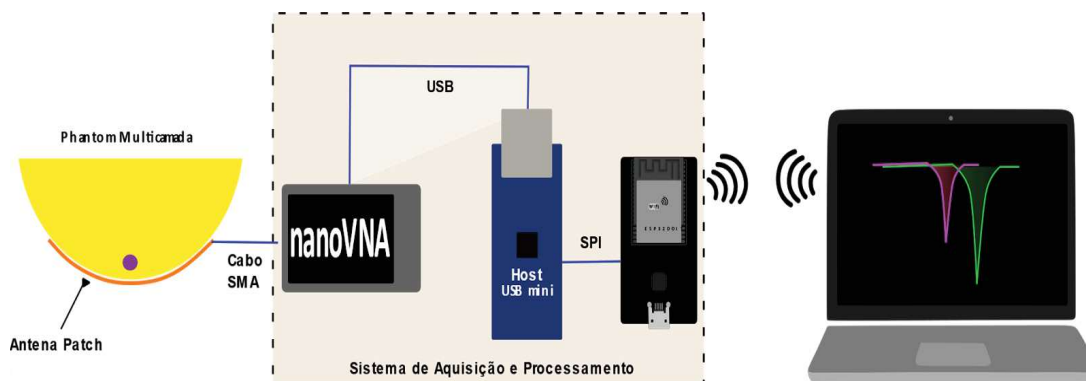
- *Phantom* de camada única (média densidade ou fibroglandular);
- *Phantom* multicamada com inclusão tumoral de 9 mm de diâmetro, aproximadamente;
- *Phantom* multicamada com inclusão tumoral de 25 mm de diâmetro, de valor aproximado.

Procedimento para cada aquisição:

1. Desmoldar ou desembalar o phantom (em equilíbrio de temperatura com o ambiente a, aproximadamente 25°C);
2. Posicionar o phantom sobre a antena com contato direto e uniforme;
3. Verificar a conexão da antena ao nanoVNA;
4. Iniciar aquisição de S11 com monitoramento em tempo real pela UART;
5. Conectar o notebook ou smartphone via wi-fi ao ESP32, após conectado abrir um navegador de internet e acessar as rotas configuradas no código (ex.: 10.0.0.2/s11)
6. Salvar os dados que se apresentarão no navegador;
7. Analisar em softwares de análise de dados com planilhas eletrônicas ou recursos de linguagens de programação.

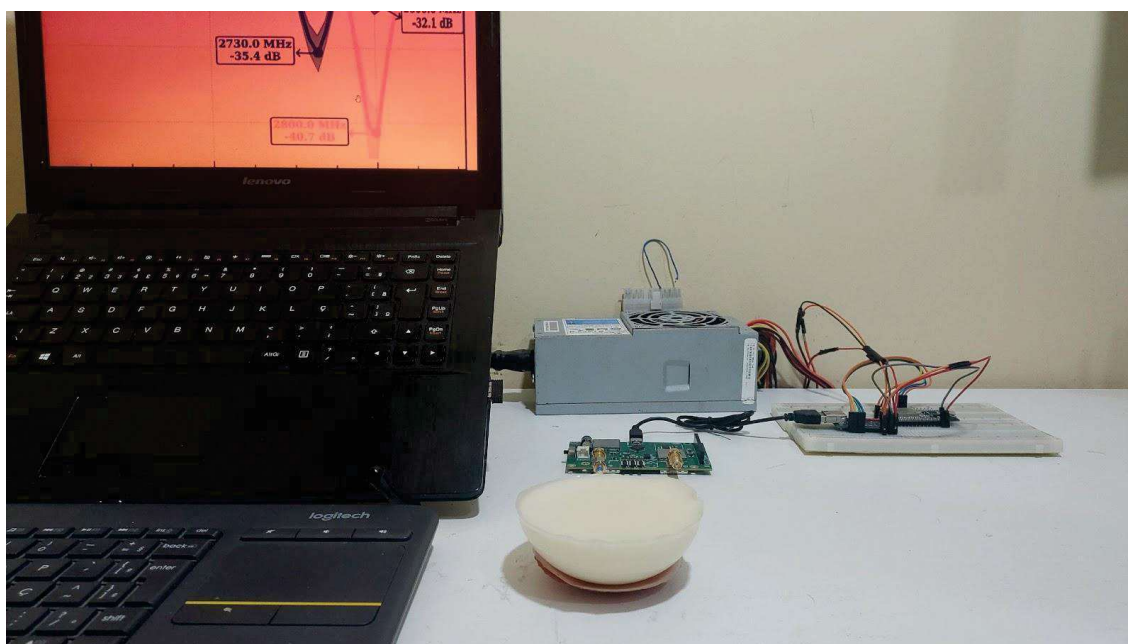
A Figura 18 ilustra o esquema idealizado do setup das medições e a Figura 19 apresenta o setup fisicamente implementado, com a antena em contato direto com o phantom e o sistema de aquisição conectado a um computador via Wi-Fi.

Figura 18 - Representação setup completo do sistema de aquisição.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Figura 19 - Setup das medições e análise dos dados da aquisição.



Fonte: Elaboração própria (2025).

3.4.4 Protocolo de repetições e reposicionamento

Para avaliar a repetibilidade e sensibilidade espacial:

- Realizar 10 medições independentes por configuração ou tipo de material mimetizador de tecido;
- Reposicionar o phantom a cada medição;

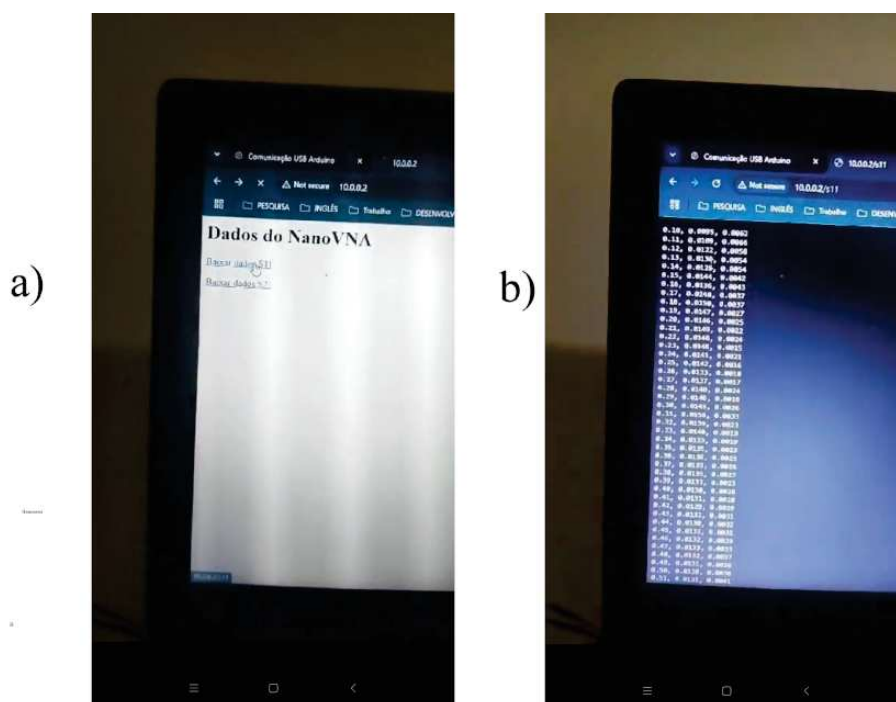
3.4.5 Armazenamento e processamento inicial de dados

Os dados adquiridos foram armazenados localmente no módulo embarcado e posteriormente transferidos para um computador para *backup* e organização. O processamento inicial consistiu em:

- Conversão dos arquivos para o tipo CSV (um dos mais comuns para análises de dados) se deu ao transcrever os dados copiados da tela do navegador para um de planilhas eletrônicas, assim pode-se exportar os dados para o tipo informado;
- Organização dos arquivos em diretórios por e arquivos classificados por tipo de phantom. Em cada arquivo, foram registradas suas medições sucessivas de S11.

Esse protocolo assegurou a obtenção sistemática e rastreável dos dados de S11, servindo como base para as análises realizadas nos capítulos seguintes. Nas Figuras 20a e 20b, pode-se ver a tela inicial a que serve os dados da aquisição corrente.

Figura 20 - Detalhe das telas das rotas web que servem os dados do ESP32 via wi-fi.



Fonte: Elaboração própria (2025).

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. CARACTERIZAÇÃO DIELÉTRICA DOS SUBSTRATOS DE SILICONE

4.1.1 Propriedades dielétricas do substrato

O substrato de silicone apresentou propriedades dielétricas compatíveis com aplicações em sensores de micro-ondas, conforme demonstrado na Tabela 3 e Figura 21.

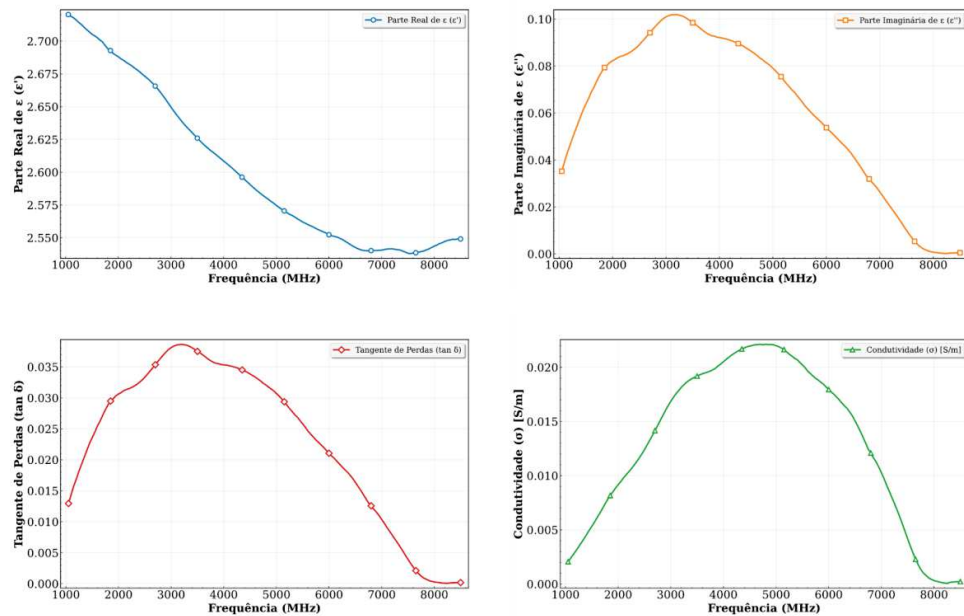
Tabela 3 - Propriedades dielétricas do substrato de silicone medidos, em ~2,4 GHz

Propriedade	Valor Medido	Literatura*
Permissividade relativa (ϵ')	2,677	2,5-3,0
Tangente de perdas ($\tan \delta$)	0,033	0,02-0,05
Condutividade (σ) [S/m]	0,012	0,01-0,02

Fonte: elaboração própria (2025).

*Valores de referência: Naseer, N. et al. (2023); Costanzo et al. (2021)

Figura 21 - Permissividade relativa, condutividade e tangente de perdas dos substratos de silicone.



Fonte: Autoria própria (2024).

Os valores obtidos para permissividade relativa ($\epsilon' = 2,677$) e tangente de perdas ($\tan \delta = 0,033$) estão em consonância com os resultados reportados por Naseer et al. (2023), que caracterizaram substratos flexíveis de silicone (Ak-Sil T1310) com $\epsilon' = 2,70$ e $\tan \delta$ da ordem de 10^{-2} na faixa de 1 a 12 GHz, utilizando técnicas de ressonador microfita e guia de onda retangular. Esses resultados indicam a adequação do substrato comercial de silicone para aplicações biomédicas em sistemas de micro-ondas portáteis e vestíveis.

4.1.2 Desempenho da antena Patch

A antena apresentou desempenho compatível com a frequência alvo, conforme Tabela 4 e Figura 22.

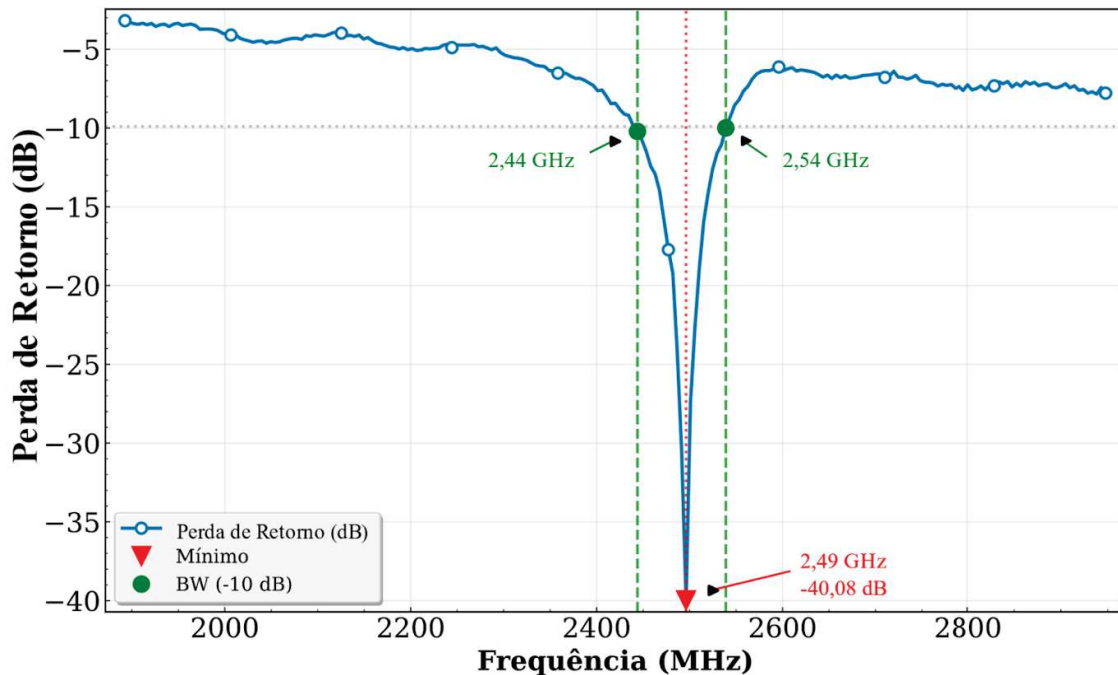
Tabela 4 - Parâmetros de desempenho da antena

Parâmetro	Valor Obtido	Literatura*
Frequência central (GHz)	2,49	2,4-2,5
Return Loss (dB)	-40,08	-15 a -25
Largura de banda (MHz)	95,06	60-120

Fonte: Autoria própria (2025).

*Referências: Elsaadi e Hamad (2023); Fusic et al. (2024).

Figura 22 - Resposta em frequência da antena



Fonte: Autoria própria (2024).

O *return loss* obtido de -40,08 dB sugere excelente casamento de impedância, superando significativamente os intervalos geralmente observados em antenas *patch* convencionais (-15 a -25 dB). Embora valores tão baixos de perda de retorno não sejam comuns, são consistentes com projetos voltados a aplicações biomédicas, conforme discutido por Aragão et al. (2024) e Saeidi et al. (2025).

4.1.3 Validação dos phantoms

Os phantoms desenvolvidos reproduziram satisfatoriamente as propriedades dielétricas dos tecidos mamários, conforme Tabela 5 e Figura 23.

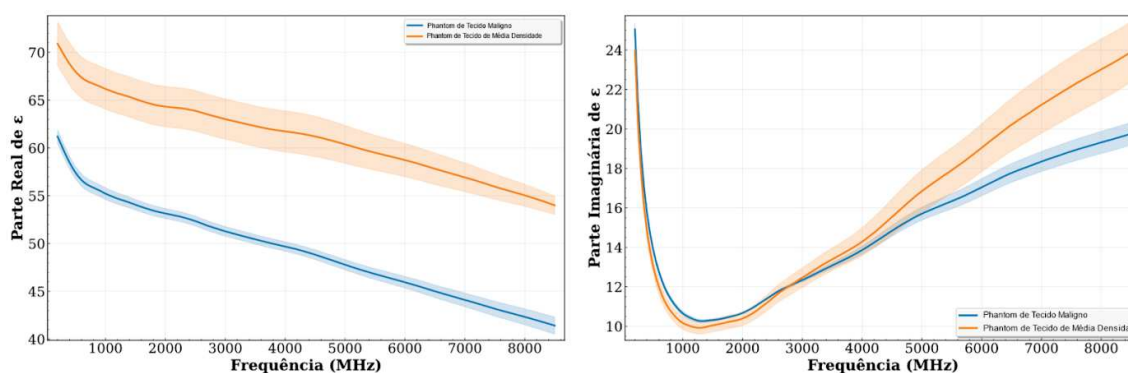
Tabela 5 - Caracterização dielétrica dos phantoms a 2,4 GHz

Tipo de Phantom	ϵ' (Medido)	ϵ' (Literatura)	σ (S/m) Medido	σ
				(S/m) Literatura
Tumor	$52,56 \pm 0,45$	50-60*	1,93	1,8-2,2*
Fibroglandular	$64,02 \pm 1,88$	40-50**	1,15	1,0-1,4**

Fonte: Autoria própria (2025).

*Lazebnik et al. (2007) - tecidos malignos; **Lazebnik et al. (2007) - tecido fibroglandular

Figura 23 - Permissividade vs frequência dos phantoms



Fonte: Autoria própria (2025).

Os phantoms tumorais apresentaram excelente concordância com os dados da literatura (Lazebnik et al., 2007), com coeficiente de variação inferior a 1%. O phantom

fibroglandular, apesar de apresentar valores superiores aos reportados, manteve contraste dielétrico suficiente ($\Delta\epsilon' = 11,46$) para fins de validação do sistema.

4.2 RESPOSTA DIFERENCIAL E CAPACIDADE DE DISCRIMINAÇÃO

4.2.1 Diferenciação por Propriedades Dielétricas e Volume

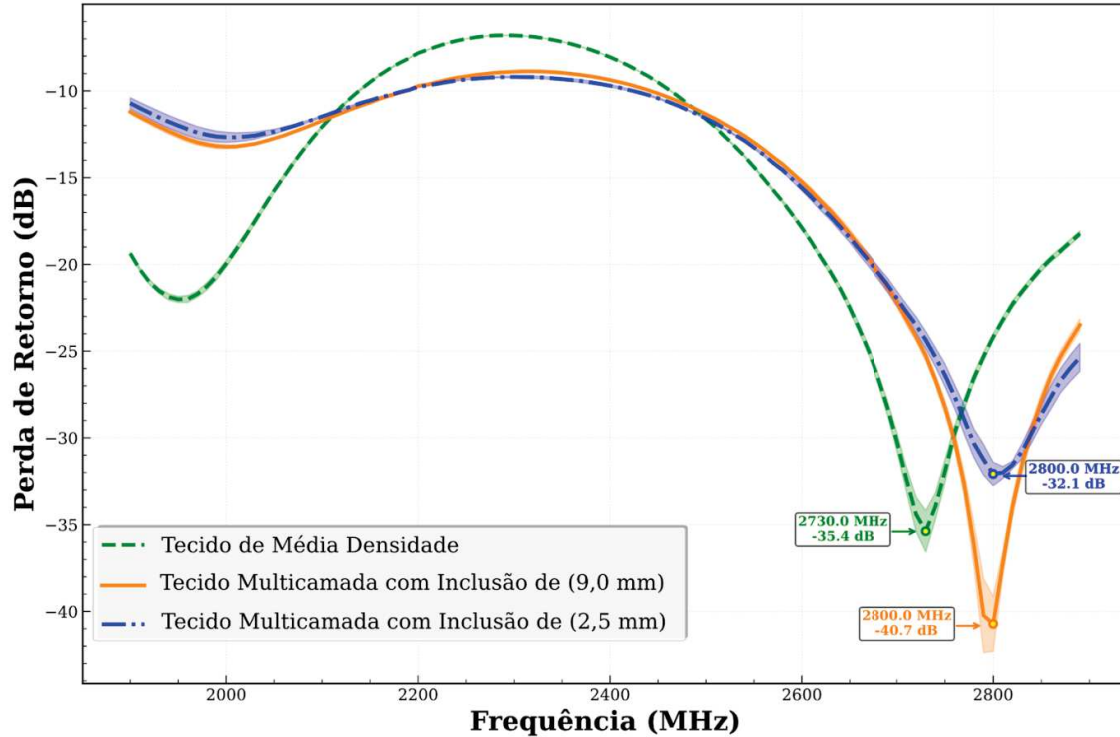
O sistema demonstrou capacidade de diferenciação baseada tanto nas propriedades dielétricas quanto no volume das inclusões, conforme Tabela 6 e Figura 24.

Tabela 6 - Resposta diferencial para diferentes configurações

Cenário	Frequência de Ressonância (GHz)	Perda de Retorno (dB)
Antena no ar	2,49	-40,0
Phantom fibroglandular	2,73	-35,4
Multicamada - tumor 9 mm	2,78	-40,7
Multicamada - tumor 25 mm	2,81	-32,1

Fonte: Autoria própria (2025).

Figura 24 - Resposta em frequência nos diversos cenários experimentais



Fonte: Autoria própria (2025).

4.2.2 Achado Principal: Discriminação Dimensional

Um dos achados mais relevantes foi a capacidade inédita do sistema de distinguir variações de tamanho tumoral através da magnitude do *return loss*. Inclusões de 0,9 cm e 2,5 cm apresentaram a mesma frequência de ressonância ($\sim 2,8$ GHz), mas magnitudes distintas: -40,7 dB e -32,1 dB, respectivamente.

Esta diferença de 8,6 dB indica sensibilidade ao volume da inclusão — funcionalidade respaldada por modelos eletromagnéticos de campo próximo (POZAR, 2012), embora ainda pouco explorada quantitativamente na literatura experimental. A validação incluiu $n \geq 10$ medições independentes por configuração, com coeficiente de variação inferior a 5%.

4.3 DISCUSSÃO DOS ACHADOS

4.3.1 Validação técnica do sistema

Os parâmetros obtidos confirmam a viabilidade técnica do sistema para aplicações biomédicas. O substrato flexível possibilitou acoplamento conformal eficiente, contribuindo para a redução de perdas por desacoplamento, conforme previsto por Naseer, N. et al. (2023).

O uso da faixa ISM em torno de 2.4 GHz apresenta um equilíbrio favorável entre profundidade de penetração nos tecidos biológicos e resolução espacial, o que a torna atrativa para aplicações biomédicas de imageamento por micro-ondas. Estudos têm demonstrado que, em comparação a frequências mais elevadas como 5.8 GHz, a faixa de 2.4 GHz oferece maior penetração eletromagnética, facilitando a diferenciação entre tecidos saudáveis e tumorais em modelos experimentais e até em testes clínicos preliminares (KATBAY et al., 2018)

Além disso, trata-se de uma banda não licenciada e amplamente utilizada em sistemas de telecomunicação (Wi-Fi, Bluetooth), o que assegura elevada disponibilidade de componentes comerciais de baixo custo e favorece o desenvolvimento de sistemas portáteis e economicamente viáveis (ELSAADI & HAMAD, 2023)

Pesquisas recentes também comprovam a viabilidade dessa frequência em sensores miniaturizados e de baixo custo, mantendo níveis seguros de absorção específica (SAR) e garantindo conformidade com padrões de exposição humana, condição essencial para futuras aplicações clínicas (BHAVANI et al., 2024)

Dessa forma, a escolha da faixa ISM em torno de 2.4 GHz se justifica tanto pelo desempenho técnico quanto pela viabilidade prática em sistemas de detecção precoce de câncer de mama.

4.3.2 Contribuição científica: discriminação dimensional

Este trabalho apresenta uma contribuição inédita no contexto de imageamento por micro-ondas aplicadas à detecção de câncer de mama, ao demonstrar experimentalmente a capacidade do sistema de diferenciar não apenas a presença de lesões tumorais, mas também seu tamanho, com resolução subcentimétrica, a partir de variações mensuráveis nos parâmetros de espalhamento eletromagnético. Utilizando um arranjo de campo próximo com antena impressa sobre substrato flexível de silicone anatomicamente conformável, operando na faixa ISM de 2,45 GHz, foram analisados dois phantoms multicamadas representativos de mamas de média densidade: um com inclusão tumoral de 9 mm de diâmetro e outro com 25 mm, posicionados a 10 mm de profundidade, com geometria e acoplamento padronizados.

Os resultados demonstraram que o sistema foi capaz de detectar variações dielétricas globais (ausência vs. presença de tumor) por meio de deslocamento da frequência de ressonância, indicando sensibilidade espectral às propriedades eletromagnéticas dos tecidos. Adicionalmente, foi observada discriminação dimensional consistente entre os dois tamanhos tumorais, mesmo com mesma profundidade e composição do meio, evidenciada por alterações diferenciais no nível do parâmetro S11. Essa capacidade dual de detecção (dielétrica e volumétrica), com reprodutibilidade confirmada por múltiplos ciclos de medição e reposicionamento, representa um avanço funcional expressivo em relação a abordagens binárias convencionais, focadas apenas na presença ou ausência de anomalias (como reportado por Fear et al., 2013).

Embora a teoria clássica de espalhamento em meios heterogêneos preveja tais efeitos, com suporte em estudos como os de Zhang et al. (2008) e Li et al. (2008), a demonstração prática com antena flexível em phantoms físicos multicamadas, operando em condições

realistas de campo próximo, é uma novidade experimental de alto valor translacional. Os achados sugerem viabilidade de aplicação para:

- **Detecção precoce**, com base em alterações localizadas na permissividade dielétrica;
- **Caracterização dimensional não invasiva**, com implicações clínicas para estadiamento;
- **Monitoramento longitudinal**, viabilizando acompanhamento terapêutico em tempo real.

4.3.3 Integração com inteligência artificial

Essa arquitetura sensorial, por sua natureza espectral e diferencial, também é compatível com a integração futura a algoritmos de inteligência artificial, como demonstrado por Khalid et al. (2024) e Aboagye et al. (2024), que evidenciam o potencial de redes neurais profundas para análise automatizada de padrões dielétricos. Tais perspectivas reforçam a relevância desta pesquisa como base para sistemas vestíveis, reconfiguráveis e inteligentes voltados à detecção não invasiva do câncer de mama.

4.3.4 Implicações para saúde pública

O sistema proposto apresenta potencial para aplicações complementares de triagem, reunindo sensibilidade adequada, reprodutibilidade experimental e viabilidade de construção com materiais acessíveis. Hammouch et al. (2025) destacam a importância de tecnologias de baixo custo para ampliar o acesso ao diagnóstico em regiões com limitações estruturais.

A integração hardware-software (nanoVNA + ESP32 + interface Wi-Fi) oferece solução escalável alinhada com as tendências de portabilidade identificadas por Aboagye et al. (2024) para tecnologias de detecção precoce.

5. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho apresentou o desenvolvimento, implementação experimental e validação de um sistema de micro-ondas flexível para detecção de câncer de mama, fundamentado em antena *patch* confeccionada em substrato de silicone e phantoms biomédicos de baixo custo. O sistema proposto foi concebido como evolução prática do modelo teórico de radar de campo próximo detalhado por Brito-Filho et al. (2022), permitindo transpor as previsões simuladas para um ambiente experimental controlado.

Os resultados obtidos demonstraram que o substrato de silicone apresenta propriedades dielétricas compatíveis com aplicações em sensores biomédicos, e que a antena desenvolvida atingiu valores de return loss adequados para operação na faixa ISM, com desempenho comparável ao de sistemas reportados na literatura especializada (Aragão et al., 2024; Saeidi et al., 2025). O protocolo simplificado para fabricação dos phantoms, utilizando ingredientes comerciais como gordura suína, gelatina industrializada de pele bovina, água deionizada e detergente neutro, revelou-se viável para reproduzir as propriedades dielétricas de tecidos mamários, com estabilidade e reprodutibilidade estatística. A abordagem proposta se alinha à literatura recente (DI MEO et al., 2018; 2019), que valida metodologias baseadas em materiais de baixo custo para phantoms.

O sistema demonstrou, experimentalmente, capacidade de discriminação dimensional subcentimétrica entre inclusões tumorais, a partir da análise diferencial do return loss, sem variação na frequência de ressonância. Essa característica evidencia a sensibilidade do arranjo a variações volumétricas e indica potencial para estudos de monitoramento e avaliação terapêutica. O procedimento experimental adotado, com múltiplas medições e reposicionamento sistemático, permitiu assegurar a reprodutibilidade dos resultados.

No âmbito metodológico, destaca-se a validação de um protocolo prático e econômico para fabricação de phantoms, com potencial de disseminação para outros grupos de pesquisa em contextos de restrição orçamentária. A literatura indica que aprimoramentos adicionais, sobretudo no controle de variáveis de processo, incluindo controle térmico, redução de evaporação de água e homogeneização do material, são recomendados para obtenção de maior estabilidade dielétrica (DI MEO et al., 2019). A utilização de um agitador magnético com base aquecida, associado ao monitoramento de temperatura por rampas e patamares, configura uma proposta viável para padronização de protocolos futuros.

Diversos trabalhos recentes confirmam que a integração de técnicas de inteligência artificial pode potencializar a capacidade diagnóstica de sistemas de micro-ondas,

proporcionando maior sensibilidade, especificidade e automação na análise de grandes volumes de dados (Khalid et al., 2024; Aboagye et al., 2024). A implementação futura de frameworks baseados em redes neurais poderá contribuir para o desenvolvimento de sistemas portáteis com análise embarcada e atuação em tempo real.

Como limitações deste estudo, ressalta-se a validação restrita a phantoms sintéticos, sem contemplar variabilidade biológica real, bem como a necessidade de otimização do phantom fibroglandular, operação em frequência única e análise limitada ao parâmetro S_{11} . Tais fatores delimitam o escopo dos resultados, mas não comprometem a validade das evidências obtidas.

Trabalhos futuros imediatos incluem a otimização da formulação dos phantoms fibroglandulares, expansão da validação experimental, caracterização de banda larga e adoção de variáveis de controle no processo de fabricação.

Desenvolvimentos de médio prazo envolvem a implementação de sistemas multifrequência, arranjos de sensores para imageamento, integração de algoritmos de inteligência artificial e validação pré-clínica do sistema.

Perspectivas de longo prazo contemplam a realização de ensaios clínicos, análise automatizada baseada em IA e eventual adaptação para detecção de outras lesões superficiais.

5.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A investigação realizada atesta a viabilidade técnica de sistemas acessíveis baseados em micro-ondas para detecção de alterações dielétricas associadas ao câncer de mama. A implementação experimental do modelo teórico proposto por Brito-Filho et al. (2022) contribui para o avanço da área ao fornecer validação prática de conceitos previamente restritos à simulação. O protocolo de phantoms e a arquitetura do sistema podem servir de referência para futuros estudos experimentais. A validação clínica e a integração de algoritmos de inteligência artificial serão determinantes para estabelecer o impacto da tecnologia desenvolvida no contexto do diagnóstico complementar e rastreamento em saúde pública.

REFERÊNCIAS

ABOAGYE SO, HUNT JA, BALL G, WEI Y. Portable noninvasive technologies for early breast cancer detection: A systematic review. *Comput Biol Med.* 2024 Nov;182:109219. DOI: 10.1016/j.compbimed.2024.109219.

AL AHMAD, M. et al. "Electrical Characterization of Normal and Cancer Cells," in *IEEE Access*, vol. 6, pp. 25979-25986, 2018, DOI: 10.1109/ACCESS.2018.2830883.

ALSAWAFTAH, N. et al. Microwave imaging for early breast cancer detection: current state, challenges, and future directions. *Journal of Imaging*, v. 8, n. 5, p. 123, 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/jimaging8050123>.

ANATEL. Agência Nacional de Telecomunicações. Regulamento sobre equipamentos de radiocomunicação de radiação restrita. Resolução n. 680, de 27 de junho de 2017. Brasília: Anatel, 2020.

ARAGÃO, A. DE JESUS et al. "Design and Evaluation of a Patch UWB Antenna for Breast Cancer Detection System," 2024 IEEE 1st Latin American Conference on Antennas and Propagation (LACAP), Cartagena de Indias, Colombia, 2024, pp. 1-2, DOI: 10.1109/LACAP63752.2024.10876313.

BALANIS, C. A. *Antenna theory: analysis and design*. 3. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2009.

BASTOS, L. L. et al. Breast cancer survival in a South American cancer center—a cohort study of 5095 patients. *Mastology*, v. 29, n. 1, p. 37–46, 2019.

BHARGAVA, D. et al. Microwave imaging for breast cancer detection – a comprehensive review. *Engineered Science*, v. 30, p. 1116, 2024. DOI: <http://dx.doi.org/10.30919/es1116>.

BHAVANI, M., CHATURVEDI, D., LANKA, T., & KUMAR, A. (2024). Development of a QMSIW Antenna Sensor for Tumor Detection Utilizing a Hemispherical Multilayered Dielectric Breast-Shaped Phantom. *IEEE Sensors Journal*, 1. DOI: <https://doi.org/10.1109/jsen.2024.3450990>

BRASIL. Agência Nacional de Telecomunicações. Resolução n. 303, de 2 de julho de 2002. *Diário Oficial da União*, Brasília, DF, 2002.

BRASIL. Ministério da Saúde. Protocolo clínico e diretrizes terapêuticas câncer de mama. Brasília: Ministério da Saúde, 2024.

BRAY, F. et al. Global cancer statistics 2022: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, v. 74, n. 3, p. 229–263, maio 2024. DOI: <https://doi.org/10.3322/caac.21834>.

BRITO-FILHO, F. A.; CARVALHO, D.; NOIJE, W. A. M. V. Near field radar system modeling for microwave imaging and breast cancer detection applications. In:

BASTOS-FILHO, T. F. et al. (eds.). XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering (CBEB 2020). Cham: Springer, 2022. p. 1009–1015. DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-030-70601-2_150.

CALLISTER JR., W. D.; RETHWISCH, D. G. *Ciência e engenharia de materiais*. 10. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2020.

CAMPBELL, A. M.; LAND, D. V. Dielectric properties of female human breast tissue measured in vitro at 3.2 GHz. *Physics in Medicine & Biology*, v. 37, n. 1, p. 193–210, 1992. DOI: 10.1088/0031-9155/37/1/014.

CHANDRA, R. et al. On the opportunities and challenges in microwave medical sensing and imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 62, n. 7, p. 1667–1682, 2015. DOI: 10.1109/TBME.2014.2373911.

CHEN, L. F. et al. *Microwave electronics: measurement and materials characterization*. Chichester: John Wiley & Sons, 2004.

COFEN. Taxa de mortalidade por câncer de mama aumenta 86,2% em 22 anos no Brasil. 2024. Disponível em: <https://www.cofen.gov.br/taxa-de-mortalidade-por-cancer-de-mama-aumenta-862-em-22-anos-no-brasil/>. Acesso em: 8 jul. 2025.

COSTANZO, S. et al. Gel-like human mimicking phantoms: realization procedure, dielectric characterization and experimental validations on microwave wearable body sensors. *Biosensors*, v. 11, n. 4, p. 111, 2021. DOI: <https://doi.org/10.3390/bios11040111>.

DI MEO, S. et al. "Preliminary Experimental Characterization of Gelatin-Based Tissue-Mimicking Materials for Realistic Breast Phantoms aimed at Microwave Applications," 2018 EMF-Med 1st World Conference on Biomedical Applications of Electromagnetic Fields (EMF-Med), Split, Croatia, 2018, pp. 1-2, DOI: 10.23919/EMF-MED.2018.8526075.

DI MEO, S. et al. Tissue-mimicking materials for breast phantoms up to 50 GHz. *Phys Med Biol*. 2019 Feb 20;64(5):055006. DOI: 10.1088/1361-6560/aafec.

ELSAADI, M., & HAMAD, R. (2023). Breast Cancer Detection Based on Multi-Slotted Patch Antenna at ISM Band. *Circuits and Systems*, 14(05), 1–9. DOI: <https://doi.org/10.4236/cs.2023.145001>.

FEAR, E. C. et al. Microwave breast imaging with a monostatic radar-based system: a study of application to patients. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, v. 61, n. 5, p. 2119–2128, 2013.

FIOCRUZ. Principais questões sobre câncer de mama: do exame clínico ao exame de imagem. 2018. Disponível em: <https://portaldeboaspraticas.iff.fiocruz.br/atencao-mulher/principais-questoes-sobre-cancer-de-mama-do-exame-clinico-ao-exame-de-imagem/>. Acesso em: 8 jul. 2025.

HAMMOUCH, N.; RGHIOUI, A.; AMMOR, H. et al. A low-cost UWB microwave imaging system for early-stage breast cancer detection. *Multimedia Tools and Applications*, v. 84, p. 17329–17360, 2025. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11042-024-19761-0>.

HAMZA, M. N.; ISLAM, M. T.; KOZIEL, S. Advanced sensor for non-invasive breast cancer and brain cancer diagnosis using antenna array with metamaterial-based AMC. *Engineering Science and Technology, an International Journal*, v. 56, p. 101779, 2024. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jestch.2024.101779>.

ICNIRP. Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields (100 kHz to 300 GHz). *Health Physics*, v. 118, n. 5, p. 483–524, 2020.

INCA – Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Estimativa 2024: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2024.

ISLAM, M. T. et al. A low cost and portable microwave imaging system for breast tumor detection using UWB directional antenna array. *Scientific Reports*, v. 9, p. 15491, 2019.

KATBAY, Z., KATBAY, Z., SADEK, S., LE ROY, M., PÉRENNEC, A., & LABABIDI, R. (2018). From narrow-band to ultra-wide-band microwave sensors in direct skin contact for breast cancer detection. *Analog Integrated Circuits and Signal Processing*, 96(2), 221–234. DOI: <https://doi.org/10.1007/S10470-018-1114-8>.

KHALID, N., ZUBAIR, M., MEHMOOD, M.Q. et al. Emerging paradigms in microwave imaging technology for biomedical applications: unleashing the power of artificial intelligence. *npj Imaging* v.2, p.13 (2024). DOI: <https://doi.org/10.1038/s44303-024-00012-8>.

LAZEBNIK M, POPOVIC D, MCCARTNEY L, WATKINS CB, LINDSTROM MJ, HARTER J, SEWALL S, OGILVIE T, MAGLIOCCO A, BRESLIN TM, TEMPLE W, MEW D, BOOSKE JH, OKONIEWSKI M, HAGNESS SC. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. *Phys Med Biol*. 2007 Oct 21;52(20):6093-115. DOI: 10.1088/0031-9155/52/20/002.

MAIER, S. et al. Microwave imaging for breast cancer detection – a comparison between VNA and FMCW radar. *IEEE Journal of Microwaves*, v. 5, n. 2, p. 291–304, mar. 2025. DOI: 10.1109/JMW.2025.3541147.

MASHAL, A., GAO, F., & HAGNESS, S. C. (2011). Heterogeneous Anthropomorphic Phantoms with Realistic Dielectric Properties for Microwave Breast Imaging Experiments. *Microwave and Optical Technology Letters*, 53(8), 1896–1902. <https://doi.org/10.1002/MOP.26128>.

MICHALOWSKA, JOANNA & MIASKOWSKI, ARKADIUSZ & WAC-WŁODARCZYK, ANDRZEJ. (2012). Numerical analysis of high frequency electromagnetic field distribution and specific absorption rate in realistic breast models. *Przegląd Elektrotechniczny*. 88. 97-99.

NASEER, N.; IFTIKHAR, A.; GOKCEN, D.; ÖZDEMİR, S.; SAKA, B. Dielectric Characterization of Ultrathin Softwear Flexible Substrates Intended for Wearable Biomedical Applications. IEEE International EMC Türkiye Conference, 2023. DOI: 10.1109/EMCTurkiye59424.2023.10287468.

PEREIRA, R. et al. Avaliação de ultrassonografia na detecção do câncer de mama: acurácia e aplicabilidade. Radiologia Brasileira, v. 54, n. 6, p. 407–413, 2021.

POZAR, D. M. Microwave engineering. 4. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2012.

SAEIDI, T. et al. Ultra-wideband (UWB) antennas for breast cancer detection with microwave imaging: a review. Results in Engineering, v. 25, p. 104167, 2025. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rineng.2025.104167>.

SANTOS, A. M. et al. Distribuição percentual de novos casos de câncer no Brasil triênio 2023–2025. Revista Brasileira de Epidemiologia, v. 27, p. e230085, 2023.

SANTOS, L. C. V. Antena flexível de baixo custo para auxílio na detecção de câncer de mama utilizando micro-ondas. Monografia. Universidade Federal Rural do Semi-Árido. Mossoró. 2021. 48p.

SANTORELLI, A., PORTER, E., KANG, E., PISKE, T., POPOVIC, M., & SCHWARTZ, J. D. (2015). A Time-Domain Microwave System for Breast Cancer Detection Using a Flexible Circuit Board. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 64(11), 2986–2994. DOI: <https://doi.org/10.1109/TIM.2015.2440565>.

SILVA, L. A. P. Desenvolvimento de um Sensor de Umidade do Solo Biodegradável Baseado em Geometria do Metamaterial do tipo CSRR para Aplicações na Agricultura de Precisão. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal Rural do Semi-Árido. 2021. 155p.

SILVA, P. R. et al. Evolution of breast cancer mortality in Brazilian women aged 20 years or older: 2005–2019. Cadernos de Saúde Pública, v. 41, e00012324, 2025.

SOUSA, M. E. T. Integrated microstrip patch antenna with a frequency-selective surface utilizing hospital textile materials for reduced specific absorption rate in wearable wireless communication systems. Journal of Electronic Materials, 2024. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11664-024-11493-z>.

VOLAKIS, J. L. Antenna engineering handbook. 4. ed. New York: McGraw-Hill, 2007.

WHO. World Health Organization. Global breast cancer statistics and recommendations for prevention. Geneva: WHO, 2022.

WILKINSON, L.; GATHANI, T. Challenges of mammography in dense breasts. Breast Cancer Research, v. 23, n. 1, p. 45, 2021.

APÊNDICES

APÊNDICE A – CÓDIGO DO *FIRMWARE* PARA O MÓDULO SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO

```
//Inclusão das Bibliotecas
#include "pgmstrings.h"
#include "Complex.h"
#include <SPI.h>
#include <WiFi.h>
#include <WebServer.h>
#include <cdcacm.h>
#include <usbhub.h>
#include <SPIFFS.h>
#include <math.h>

// Definição dos pinos SPI
#define SPI_SCLK 18
#define SPI_MISO 19
#define SPI_MOSI 23
#define SPI_SS 5
// Definição de pinos e constantes
#define TEMPO_AQUISICAO 120000 // 120 segundos para aquisição de dados
// Definição de pinos
#define LED_PIN LED_BUILTIN

class ACMAsyncOper : public CDCAsyncOper {
public:
    uint8_t OnInit(ACM *pacm);
};

uint8_t ACMAsyncOper::OnInit(ACM *pacm) {
    uint8_t rcode;
    rcode = pacm->SetControlLineState(3);

    if (rcode) {
        ErrorMessage<uint8_t>(PSTR("SetControlLineState"), rcode);
        return rcode;
    }

    LINE_CODING lc;
    lc.dwDTERate = 115200;
    lc.bCharFormat = 0;
    lc.bParityType = 0;
    lc.bDataBits = 8;

    rcode = pacm->SetLineCoding(&lc);
```

```

    if (rcode) {
        ErrorMessage<uint8_t>(PSTR("SetLineCoding"), rcode);
    }

    return rcode;
}

```

```

USB Usb;
ACMAsyncOper AsyncOper;
ACM Acm(&Usb, &AsyncOper);

```

```

int status = 0;
int try_nano = 0;
bool dadosCapturados = false;

```

```

// Credenciais do Roteador Wi-Fi | ESP32 configurado como cliente

```

```

const char* ssid = "Nome_da_Rede_Wi-Fi";
const char* password = "Senha_da_rede_wifi";

```

```

// Instância do servidor web
WebServer server(80);

```

```

//Grava dados e os configura para serem servidos nas rotas no broser, após a extração dos dados

```

```

void initSPIFFS() {
    if(!SPIFFS.begin(true)) {
        Serial.println("Falha ao inicializar SPIFFS! Reinicie o Esp32.");
        while(1) delay(5000);
    }
}

```

```

// Limpa arquivos antigos
SPIFFS.remove("/s11.txt");
SPIFFS.remove("/s21.txt");
SPIFFS.remove("/s11_mag.txt");
SPIFFS.remove("/s21_mag.txt");
SPIFFS.remove("/rl.txt"); //return loss

```

```

// Cria novos arquivos com cabeçalho
File s11File = SPIFFS.open("/s11.txt", "a");
File s21File = SPIFFS.open("/s21.txt", "a");
File s11MagFile = SPIFFS.open("/s11_mag.txt", "a");
File s21MagFile = SPIFFS.open("/s21_mag.txt", "a");
File returnLossFile = SPIFFS.open("/rl.txt", "a");

```

```

// Execomple:
// - Frequência inicial: 1 MHz (1000000 Hz)
// - Passo: 100 kHz (100000 Hz)

```



```

    // - Pontos: 101
    String header = String("Start Frequency (Hz):") + 1000000 + "\n" +
        "Step Frequency (Hz)," + 100000 + "\n" +
        "Points," + 101 + "\n" +
        "Frequency (Hz),Real,Imaginary\n";

    s11File.print(header);
    s21File.print(header);
    s11MagFile.print("Frequency (Hz),Magnitude\n");
    s21MagFile.print("Frequency (Hz),Magnitude\n");
    returnLossFile.print("Frequency (Hz), Return Loss (RL)\n");

    s11File.close();
    s21File.close();
    s11MagFile.close();
    s21MagFile.close();
    returnLossFile.close();
}

//EXECUSSÃO DO PROGRAMA PRINCIPAL
void setup() {

    //apagar led on-board
    pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
    digitalWrite(LED_PIN, LOW);

    // Configurar SPI
    pinMode(SPI_SS, OUTPUT);
    digitalWrite(SPI_SS, HIGH); // Desativa o slave inicialmente
    SPI.begin(SPI_SCLK, SPI_MISO, SPI_MOSI, SPI_SS); // Inicializa a SPI com os pinos
    customizados

    Serial.begin(115200); // Inicializa Serial a 115200
    delay(500); // Atraso inicial de 500 milissegundos

    while (!inicializarUSB()) {
        Serial.println("Tentando conexão USB novamente...");
        delay(1000);
    }
    Serial.println("Driver USB pronto para uso!");

    initSPIFFS(); //inicializa o sistema de de leitura e gravação dos arquivos

    initWiFi();

    //Rotina para conectar ao VNA e capturar os dados
    Serial.println("Tentar aquisição de dados...");

```

```

unsigned long tempoInicial = millis();
unsigned short int i = 0;
while ((millis() - tempoInicial < TEMPO_AQUISICAO) && !dadosCapturados) {
    if( dadosCapturados ){
        Serial.println("OS DADOS JÃ FORAM SALVOS E ESTÃfO DISPONÃVEIS PARA
DOWNLOAD...");
        while(1){delay(2000);}
    }
    capturarDados();
    delay(100); // Pequeno atraso para suavizar o loop
    i++;
}

```

```

delay(1000);
Serial.println("AquisiÃfÃo finalizada.");

```

```

// Rotina para conectar ao Wi-Fi

```

```

Serial.println("Tentando conectar ao Wi-Fi.");
WiFi.begin(ssid, password);
while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(100);
    Serial.println("Conectando ao Wi-Fi...");
}

```

```

Serial.println("Conectado ao Wi-Fi.");

```

```

Serial.print("EndereÃfo IP: http://");

```

```

Serial.println(WiFi.localIP());

```

```

delay(5000);

```

```

// ConfiguraÃfÃes do servidor web

```

```

server.on("/", HTTP_GET, handleRoot);
server.on("/s11", HTTP_GET, handleS11Download);
server.on("/s21", HTTP_GET, handleS21Download);
server.on("/s11_mag", HTTP_GET, handleS11_mag_dBDownload);
server.on("/s21_mag", HTTP_GET, handleS21_mag_dBDownload);
server.on("/return_loss", HTTP_GET, handleRLDownload);
server.onNotFound(handleNotFound);
server.begin();
}

```

```

//Processa as requisiÃfÃes HTTP

```

```

void loop() {

```

```

    if( dadosCapturados ){

```

```

        while(1)

```

```

            server.handleClient();

```

```

        }

```

```

        delay(2000);

```

```

    }

```

```

//Quando o ESP32 configurado como cliente
void initWiFi() {
    WiFi.begin(ssid, password);
    Serial.print("Conectando ao Wi-Fi");
    while(WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
        delay(500);
        Serial.print(".");
    }
    Serial.println("\nConectado! IP: " + WiFi.localIP().toString());
}

bool inicializarUSB() {
    Serial.println("Inicializando USB...");
    delay(500);
    if (Usb.Init() == -1) {
        Serial.println("Falha na inicializa  o do USB!");
        return false;
    }
    Serial.println("USB inicializado com sucesso.");
    return true;
}

void capturarDados() {
    Usb.Task();
    delay(50); //pequeno ou nenhum delay aqui

    if (Acm.isReady() && !dadosCapturados ) {
        Serial.println("Conexão NanoVNA estabelecida...");

        int ret = 0;
        long dados_raw[91][7]; // Array para armazenar os dados brutos
        float freqs[91]; // Array para armazenar as frequências
        float FREQ_INICIAL = 0.1;
        float FREQ_FINAL = 1.0;
        uint8_t buf[32]; // Buffer para receber os dados
        uint16_t rcvd = 32; // Tamanho do buffer
        uint8_t cont = 0; // Contador de pacotes recebidos

        //Declaração das variáveis locais
        Complex fwd(0.0, 0.0);
        Complex refl(0.0, 0.0);
        Complex trans(0.0, 0.0);
        Complex s21_raw (0.0, 0.0);
        Complex s11_raw (0.0, 0.0);
        float s11_mag_dB[91];
        float s21_mag_dB[91];
    }
}

```

```

float RL[91];
float menor = 0.0;
float f_r = 0.0;

Serial.println("Iniciando aquisiÃ§Ã£o de dados...");

if (status == 0) {
    ret = rst();
    if (!ret) status = 1;
}

if (status == 1) {
    ret = clear_fifo();
    if (!ret) status = 2;
}

if (status == 2) {
    //ret = set_sweep();
    //set_sweep(uint64_t startHz, uint64_t stepHz, uint16_t points)
    set_sweep( 200000000, 10000000, 101);
    if (!ret) status = 3;
}

if (status == 3) {
    ret = read_fifo();
    if (!ret) status = 4;
}

if (status == 4) {
    while (rcvd) {

        ret = Acm.RcvData(&rcvd, buf);

        if (ret && ret != hrNAK) {
            Serial.println("Erro ao receber dados do NanoVNA.");
            break;
        }
        Serial.println("Executando extracao...");
        if (rcvd) {
            if (buf[24] == cont) {
                dados_raw[cont][0] = concatena_bytes(buf, 0, 4); // fwd0Re
                dados_raw[cont][1] = concatena_bytes(buf, 4, 4); // fwd0Im
                dados_raw[cont][2] = concatena_bytes(buf, 8, 4); // rev0Re
                dados_raw[cont][3] = concatena_bytes(buf, 12, 4); // rev0Im
                dados_raw[cont][4] = concatena_bytes(buf, 16, 4); // rev1Re
                dados_raw[cont][5] = concatena_bytes(buf, 20, 4); // rev1Im
                dados_raw[cont][6] = concatena_bytes(buf, 24, 2); // Contador de pacotes
                cont++;
            }
        }
    }
}

```

```

    delay(30);
}
status = 5;
Serial.println("Os dados foram extraídos com sucesso para o buffer de dados brutos!");
delay(2000);
} // FIM DO STATUS = 4

if (status == 5) {
    Serial.println("Executando processamento...");
    delay(1000);

    set_freq(freqs, 0.1, 1.0, 91.0);

    for (int i = 0; i < 91; i++) {
        // Extrai os dados brutos
        /*Maneira explícita
        float fwd0Re = (float)dados_raw[i][0]; // Parte real de FWD0
        float fwd0Im = (float)dados_raw[i][1]; // Parte imaginária de FWD0
        float rev0Re = (float)dados_raw[i][2]; // Parte real de REV0
        float rev0Im = (float)dados_raw[i][3]; // Parte imaginária de REV0
        float rev1Re = (float)dados_raw[i][4]; // Parte real de REV1
        float rev1Im = (float)dados_raw[i][5]; // Parte imaginária de REV1

        // Cria números complexos
        Complex fwd(fwd0Re, fwd0Im); // FWD0 = fwd0Re + j*fwd0Im
        Complex refl(rev0Re, rev0Im); // REV0 = rev0Re + j*rev0Im
        Complex trans(rev1Re, rev1Im); // REV1 = rev1Re + j*rev1Im
        */
        fwd.set( (float)dados_raw[i][0], (float)dados_raw[i][1] ); // FWD0 = fwd0Re +
j*fwd0Im
        refl.set( (float)dados_raw[i][2], (float)dados_raw[i][3] ); // REV0 = rev0Re +
j*rev0Im
        trans.set((float)dados_raw[i][4], (float)dados_raw[i][5] ); // REV1 = rev1Re +
j*rev1Im

        // ==== prÃo processamento
        s11_raw = refl / fwd; // Calcula S11 complexo
        s21_raw = trans / fwd; // Calcula S21 complexo
        // Calcula magnitudes em dB
        s11_mag_dB[i] = 20 * log10( s11_raw.modulus() ); // |S11| em dB
        s21_mag_dB[i] = 20 * log10( s21_raw.modulus() ); // |S21| em dB
        if (s21_mag_dB[i] < menor) {
            menor = s21_mag_dB[i];
            f_r = freqs[i];
        }
        // Calcula perda de retorno
        RL[i] = -s21_mag_dB[i]; // Return Loss = -|S11| em dB
    }
}

```

```

    }

    // Salva os dados no SPIFFS
    salvarDadosNaMemoria( freqs, s11_mag_dB, s21_mag_dB, RL, 91 );
    status = 0;
    dadosCapturados = true;
    delay(2000);

    //imprimir dados a partir do buffer
    /*
    for (int i = 0; i < 91; i++){
        Serial.print(s11[i]);
        Serial.print(" oooooo ");
        Serial.print(s21[i]);
        Serial.println("");
    } */

    } else {
        Serial.println("Aguardando conexão com NanoVNA...");
    } //FIM DO STATUS = 5

    } else {
        Serial.println("Aguardando conexão com NanoVNA...");
    } // FIM DO if (Acm.isReady())

    if (try_nano > 99) {
        Serial.println("Falha na conexão ao NanoVNA: cheque as conexões e tente novamente!");
        status = -1;
    }
    ++try_nano;
    delay(30);

} // FIM DA TAREFA PRINCIPAL: "capturarDados() ...}"

// Função de concatenação de bytes e manipulação de frequências
int32_t concatena_bytes(uint8_t buf[32], uint8_t pos_ini, uint8_t qtd) {
    int32_t result = 0;
    if (qtd == 4) {
        // Little-endian para int32 (4 bytes)
        result = (int32_t)(
            (buf[pos_ini] << 0) |
            (buf[pos_ini+1] << 8) |
            (buf[pos_ini+2] << 16) |
            (buf[pos_ini+3] << 24)
        );
    }
}

```

```

    } else if (qtd == 2) {
        // Little-endian para int16 (2 bytes)
        result = (int16_t)(
            (buf[pos_ini] << 0) |
            (buf[pos_ini+1] << 8)
        );
    }
    return result;
}

uint8_t rst() {
    uint8_t info[8] = {0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00};
    return sendAcmData(sizeof(info), info);
}

uint8_t clear_fifo() {
    uint8_t info[3] = {0x20, 0x30, 0x00};
    return sendAcmData(sizeof(info), info);
}

uint8_t read_fifo() {
    uint8_t info[3] = {0x18, 0x30, 0x65};
    return sendAcmData(sizeof(info), info);
}

// Configura parâmetros do sweep: freq. inicial, step e pontos
/**
 * Configura os parâmetros de varredura (sweep) no NanoVNA V2.
 *
 * Esta função envia comandos ao NanoVNA para configurar:
 * - A frequência inicial da varredura (em Hz).
 * - O passo da varredura (em Hz).
 * - O número de pontos de varredura.
 *
 * Parâmetros:
 * - startHz: Frequência inicial da varredura (em Hz). Exemplo: 1000000 para 1
MHz.
 * - stepHz: Passo da varredura (em Hz). Exemplo: 100000 para 100 kHz.
 * - points: Número de pontos de varredura. Exemplo: 101 para 101 pontos.
 *
 * Retorno:
 * - uint8_t: Retorno da função `sendAcmData`, que envia os dados ao NanoVNA.
 *
 * Detalhes Técnicos:
 * - Os comandos são enviados como uma sequência de bytes, onde:
 *   - O primeiro byte é o opcode (código da operação).
 *   - Os bytes seguintes são os dados (frequência, passo, pontos).
 *   - Os valores de frequência e passo são codificados em little-endian (o byte menos
significativo vem primeiro).

```

* - O NanoVNA espera que os dados sejam enviados em pacotes específicos, conforme descrito no manual.

```

*/
uint8_t set_sweep(uint64_t startHz, uint64_t stepHz, uint16_t points) {
    // Array para armazenar os 24 bytes do comando
    uint8_t info[24] = {
        // Grupo 1: Configura a frequência inicial (SWEEPSTARTIZ)
        0x23, 0x00, // Opcode WRITE8 (0x23) + endereço inicial (0x00)
        (uint8_t)(startHz & 0xFF), (uint8_t)((startHz >> 8) & 0xFF), // Byte 0 e 1
        (uint8_t)((startHz >> 16) & 0xFF), (uint8_t)((startHz >> 24) & 0xFF), // Byte 2 e 3
        (uint8_t)((startHz >> 32) & 0xFF), (uint8_t)((startHz >> 40) & 0xFF), // Byte 4 e 5
        (uint8_t)((startHz >> 48) & 0xFF), (uint8_t)((startHz >> 56) & 0xFF), // Byte 6 e 7

        // Grupo 2: Configura o passo da varredura (SWEEPSTEPHZ)
        0x23, 0x10, // Opcode WRITE8 (0x23) + endereço inicial (0x10)
        (uint8_t)(stepHz & 0xFF), (uint8_t)((stepHz >> 8) & 0xFF), // Byte 0 e 1
        (uint8_t)((stepHz >> 16) & 0xFF), (uint8_t)((stepHz >> 24) & 0xFF), // Byte 2 e 3
        (uint8_t)((stepHz >> 32) & 0xFF), (uint8_t)((stepHz >> 40) & 0xFF), // Byte 4 e 5
        (uint8_t)((stepHz >> 48) & 0xFF), (uint8_t)((stepHz >> 56) & 0xFF), // Byte 6 e 7

        // Grupo 3: Configura o número de pontos de varredura (SWEEPPOINTS)
        0x21, 0x20, // Opcode WRITE2 (0x21) + endereço inicial (0x20)
        (uint8_t)(points & 0xFF), (uint8_t)((points >> 8) & 0xFF) // Byte 0 e 1
    };

    // Envia os dados ao NanoVNA
    return sendAcmData(sizeof(info), info);
}

void set_freq(float* freqs, float freq_ini, float freq_fim, uint8_t qtd) {
    float span = (freq_fim - freq_ini) / (qtd - 1);
    for (int i = 0; i < qtd; i++) {
        freqs[i] = freq_ini + i * span;
    }
}

uint8_t sendAcmData(uint16_t len, uint8_t cmd[]) {
    return Acm.SndData(len, cmd);
}

// Função para servir a página inicial na rota
void handleRoot() {
    String html = "<html><body>"
        "<h1>Dados do NanoVNA</h1>"
        "<p><a href=\"/s11\">Baixar dados S11</a></p>"
        "<p><a href=\"/s21\">Baixar dados S21</a></p>"
        "<p><a href=\"/s11_mag\">Baixar dados S11 magnitudes</a></p>"
        "<p><a href=\"/s21_mag\">Baixar dados S21 magnitudes</a></p>"
        "<p><a href=\"/return_loss\">Baixar dados da perda de retorno (RL)</a></p>"

```



```

        "</body></html>";
server.send(200, "text/html", html);
}

// Função para tratar rotas não encontradas
void handleNotFound() {
    server.send(404, "text/plain", "Página não encontrada!");
}

// Função para servir o arquivo s11.txt na rota /s11
void handleS11Download() {
    if (SPIFFS.exists("/s11.txt")) {
        File file = SPIFFS.open("/s11.txt", "r");
        server.streamFile(file, "text/plain");
        file.close();
    } else {
        server.send(404, "text/plain", "Arquivo s11.txt não encontrado!");
    }
}

// Função para servir o arquivo s21.txt na rota /s21
void handleS21Download() {
    if (SPIFFS.exists("/s21.txt")) {
        File file = SPIFFS.open("/s21.txt", "r");
        server.streamFile(file, "text/plain");
        file.close();
    } else {
        server.send(404, "text/plain", "Arquivo s21.txt não encontrado!");
    }
}

// Função para servir o arquivo s21.txt na rota /s11_mag
void handleS11_mag_dBDownload() {
    if (SPIFFS.exists("/s11_mag.txt")) {
        File file = SPIFFS.open("/s11_mag.txt", "r");
        server.streamFile(file, "text/plain");
        file.close();
    } else {
        server.send(404, "text/plain", "Arquivo s11_mag.txt não encontrado!");
    }
}

// Função para servir o arquivo s21.txt na rota /s21_mag
void handleS21_mag_dBDownload() {
    if (SPIFFS.exists("/s21_mag.txt")) {
        File file = SPIFFS.open("/s21_mag.txt", "r");
        server.streamFile(file, "text/plain");
        file.close();
    } else {
        server.send(404, "text/plain", "Arquivo s21_mag.txt não encontrado!");
    }
}

```

```

    }
}

// Função para servir o arquivo s21.txt na rota /s21_mag
void handleRLDownload() {
    if (SPIFFS.exists("/rl.txt")) {
        File file = SPIFFS.open("/rl.txt", "r");
        server.streamFile(file, "text/plain");
        file.close();
    } else {
        server.send(404, "text/plain", "Arquivo rl.txt não encontrado!");
    }
}

// Salva os dados de S11 e S21 (magnitudes) e RL (return loss)
void salvarDadosNaMemoria(float freqs[], float s11Mag[], float s21Mag[], float
returnLoss[], uint8_t qtd) {
    File fileS11_mag = SPIFFS.open("/s11_mag.txt", FILE_WRITE);
    File fileS21_mag = SPIFFS.open("/s21_mag.txt", FILE_WRITE);
    File fileRL = SPIFFS.open("/rl.txt", FILE_WRITE);

    if ( !fileS11_mag || !fileS21_mag || !fileRL ) {
        Serial.println("Erro ao abrir arquivos para salvar dados.");
        while(1)
            delay(2000);
        //return;
    }

    for (int i = 0; i < qtd; i++) {
        fileS11_mag.printf("%.4f\n", s11Mag[i]);
        fileS21_mag.printf("%.4f\n", s21Mag[i]);
        fileRL.printf("%.4f\n", returnLoss[i]);
    }

    fileS11_mag.close();
    fileS21_mag.close();
    fileRL.close();

    Serial.println("Dados salvos com sucesso.");
    delay(2000);
}

```

APÊNDICE B – PROTOCOLO DE COMUNICAÇÃO USB PARA AQUISIÇÃO DE DADOS S11

B.1 Arquitetura de Comunicação

O sistema de aquisição desenvolvido utiliza comunicação USB entre o microcontrolador ESP32 e o analisador de redes NanoVNA V2 S-A-A-2 para extração dos parâmetros S11 da antena *patch* flexível. A comunicação é estabelecida através de comandos específicos que acessam registradores de memória do dispositivo, permitindo configuração de varreduras em frequência e leitura dos dados complexos necessários para análise dielétrica dos phantoms mamários.

B.2 Comandos de Comunicação

O protocolo implementado utiliza uma estrutura de comandos baseada em sequências de bytes hexadecimais. A Tabela B.1 apresenta os comandos essenciais utilizados no sistema.

Tabela B.1 – Comandos principais do protocolo USB implementado.

Comando	Código	Função	Aplicação no Sistema
NOP	0x00	Reset do dispositivo	Inicialização do sistema
INDICATE	0x0D	Teste de comunicação	Verificação de conectividade
READ	0x10	Leitura de 1 byte	Leitura de registradores
READ2	0x11	Leitura de 2 bytes	Leitura de registradores
READ4	0x12	Leitura de 4 bytes	Leitura de registradores
READFIFO	0x18	Leitura sequencial	Extração de dados S11
WRITE	0x20	Escrita de 1 byte	Limpeza de registradores
WRITE2	0x21	Escrita de 2 bytes	Configuração de pontos de varredura
WRITE4	0x22	Escrita de 4 bytes	Configuração de parâmetros
WRITE8	0x23	Escrita de 8 bytes	Configuração de frequências
WRITEFIFO	0x28	Escrita sequencial	Configuração de múltiplos dados

Fonte: Adaptado de NanoRFE-Foundation (2021).

B.3 Registradores de Memória

Os registradores acessados para configuração da varredura em frequência são apresentados na Tabela B.2.

Tabela B.2 – Registradores de memória utilizados.

Endereço	Registrador	Descrição	Tipo
0x00-0x07	SWEEPSTARHZ	Frequência inicial (Hz)	uint64
0x10-0x17	SWEEPSTEPHZ	Passo de frequência (Hz)	uint64
0x20-0x21	SWEEPPOINTS	Número de pontos	uint16
0x30	VALUESFIFO	Buffer de dados S11	32 bytes/ponto

Fonte: NanoRFE-Foundation (2021).

B.4 Implementação das Funções de Controle

B.4.1 Inicialização do Sistema

A função `rst()` realiza o reset do NanoVNA enviando uma sequência de comandos NOP:

```
uint8_t rst() {
    uint8_t info[8] = {0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00};
    return sendAcmData(sizeof(info), info);
}
```

Análise dos bytes:

- 0x00 (8 vezes): Comando NOP (No Operation) que reinicia o status interno do NanoVNA
- A repetição garante que o dispositivo processe completamente o comando de reset
- Não há endereçamento específico pois NOP é um comando global

B.4.2 Limpeza do Buffer FIFO

A função `clear_fifo()` limpa o buffer de dados antes de nova aquisição:

```
uint8_t clear_fifo() {
    uint8_t info[3] = {0x20, 0x30, 0x00};
```

```

return sendAcmData(sizeof(info), info);
}

```

Análise dos bytes:

- 0x20: Opcode WRITE - comando para escrita de 1 byte
- 0x30: Endereço do registrador VALUESFIFO
- 0x00: Valor escrito (qualquer valor limpa o FIFO conforme especificação)

B.4.3 Leitura dos Dados S11

A função `read_fifo()` solicita a leitura de dados do buffer FIFO:

```

uint8_t read_fifo() {
    uint8_t info[3] = {0x18, 0x30, 0x65};
    return sendAcmData(sizeof(info), info);
}

```

Análise dos bytes:

- 0x18: Opcode READFIFO - comando para leitura sequencial de múltiplos conjuntos
- 0x30: Endereço do registrador VALUESFIFO
- 0x65: Quantidade de conjuntos a ler (101 em decimal, correspondente aos pontos de varredura)

B.4.4 Configuração da Varredura

A função `set_sweep()` configura os parâmetros de varredura através de três grupos de comandos sequenciais:

```

uint8_t set_sweep(uint64_t startHz, uint64_t stepHz, uint16_t points) {
    uint8_t info[24] = {
        // Grupo 1: Frequência inicial (SWEEPSTARHZ)
        0x23, 0x00, // Opcode WRITE8 + endereço inicial
        (uint8_t)(startHz & 0xFF), (uint8_t)((startHz >> 8) & 0xFF),
        (uint8_t)((startHz >> 16) & 0xFF), (uint8_t)((startHz >> 24) & 0xFF),
        (uint8_t)((startHz >> 32) & 0xFF), (uint8_t)((startHz >> 40) & 0xFF),

```

```

(uint8_t)((startHz >> 48) & 0xFF), (uint8_t)((startHz >> 56) & 0xFF),

// Grupo 2: Passo de frequência (SWEEPSTEPHZ)
0x23, 0x10, // Opcode WRITE8 + endereço inicial
(uint8_t)(stepHz & 0xFF), (uint8_t)((stepHz >> 8) & 0xFF),
(uint8_t)((stepHz >> 16) & 0xFF), (uint8_t)((stepHz >> 24) & 0xFF),
(uint8_t)((stepHz >> 32) & 0xFF), (uint8_t)((stepHz >> 40) & 0xFF),
(uint8_t)((stepHz >> 48) & 0xFF), (uint8_t)((stepHz >> 56) & 0xFF),

// Grupo 3: Número de pontos (SWEEPPOINTS)
0x21, 0x20, // Opcode WRITE2 + endereço inicial
(uint8_t)(points & 0xFF), (uint8_t)((points >> 8) & 0xFF)
};
return sendAcmData(sizeof(info), info);
}

```

Análise detalhada dos grupos:

Grupo 1 - Configuração da Frequência Inicial:

- 0x23: Opcode WRITE8 - escreve 8 bytes consecutivos
- 0x00: Endereço inicial do registrador SWEEPSTARHZ (0x00-0x07)
- Bytes 3-10: Valor de startHz em formato little-endian (64 bits)
 - (startHz & 0xFF): Byte menos significativo (LSB)
 - ((startHz >> 8) & 0xFF): Segundo byte
 - ((startHz >> 16) & 0xFF): Terceiro byte
 - ((startHz >> 24) & 0xFF): Quarto byte
 - ((startHz >> 32) & 0xFF): Quinto byte
 - ((startHz >> 40) & 0xFF): Sexto byte
 - ((startHz >> 48) & 0xFF): Sétimo byte
 - ((startHz >> 56) & 0xFF): Byte mais significativo (MSB)

Grupo 2 - Configuração do Passo de Frequência:

- 0x23: Opcode WRITE8 - escreve 8 bytes consecutivos

- 0x10: Endereço inicial do registrador SWEEPSTEPHZ (0x10-0x17)
- Bytes 13-20: Valor de stepHz em formato little-endian (64 bits)
 - Mesma estrutura de decomposição em bytes do Grupo 1

Grupo 3 - Configuração do Número de Pontos:

- 0x21: Opcode WRITE2 - escreve 2 bytes consecutivos
- 0x20: Endereço inicial do registrador SWEEPPOINTS (0x20-0x21)
- Bytes 23-24: Valor de points em formato little-endian (16 bits)
 - (points & 0xFF): Byte menos significativo
 - ((points >> 8) & 0xFF): Byte mais significativo

B.4.5 Configuração do Vetor de Frequências

A função `set_freq()` calcula o vetor de frequências para análise:

```
void set_freq(float* freqs, float freq_ini, float freq_fim, uint8_t qtd) {
    float span = (freq_fim - freq_ini) / (qtd - 1);
    for (int i = 0; i < qtd; i++) {
        freqs[i] = freq_ini + i * span;
    }
}
```

Análise da função:

- `freq_ini`: Frequência inicial da varredura (Hz)
- `freq_fim`: Frequência final da varredura (Hz)
- `qtd`: Quantidade de pontos de frequência
- `span`: Incremento de frequência entre pontos consecutivos
- O loop calcula cada frequência: $f[i] = f_{\text{inicial}} + i \times \text{incremento}$

X.4.6 Interface de Comunicação

A função `sendAcmData()` encapsula o envio de dados via USB:

```
uint8_t sendAcmData(uint16_t len, uint8_t cmd[]) {
    return Acm.SndData(len, cmd);
}
```

```
}

```

Análise da função:

- len: Comprimento do array de comandos em bytes
- cmd[]: Array contendo a sequência de bytes a ser enviada
- Acm.SndData(): Método da biblioteca cdcacm.h para transmissão USB
- Retorna código de status da operação (0 = sucesso)

B.5 Estrutura dos Dados Retornados

Cada ponto de medição retorna 32 bytes organizados conforme a Tabela B.3, contendo as componentes real e imaginária necessárias para cálculo do parâmetro S11 complexo.

Tabela B.3 – Estrutura dos dados FIFO (32 bytes por ponto).

Posição	Campo	Descrição	Tipo	Codificação
0x00-0x03	FWD0RE	Componente real - onda transmitida	int32	Little-endian
0x04-0x07	FWD0IM	Componente imaginária - onda transmitida	int32	Little-endian
0x08-0x0B	REV0RE	Componente real - onda refletida	int32	Little-endian
0x0C-0x0F	REV0IM	Componente imaginária - onda refletida	int32	Little-endian
0x10-0x13	REV1RE	Componente real - onda recebida porta 1	int32	Little-endian
0x14-0x17	REV1IM	Componente imaginária - onda recebida porta 1	int32	Little-endian
0x18-0x19	FREQINDEX	Índice de frequência	uint16	Little-endian

Fonte: NanoRFE-Foundation (2021).

B.6 Processamento dos Dados

B.6.1 Concatenação de Bytes

Os dados retornados em formato little-endian devem ser processados através de concatenação adequada. A função `concatena_bytes()` implementada no firmware realiza esta operação:

```
uint32_t concatena_bytes(uint8_t buf[32], uint8_t pos_ini, uint8_t qtd) {
    uint32_t resultado = 0;
    for (int i = 0; i < qtd; i++) {
        resultado |= ((uint32_t)buf[pos_ini + i]) << (8 * i);
    }
    return resultado;
}
```

Exemplo de uso:

- Para extrair FWD0RE: `concatena_bytes(buffer, 0, 4)`
- Para extrair REV0RE: `concatena_bytes(buffer, 8, 4)`
- Para extrair FREQINDEX: `concatena_bytes(buffer, 24, 2)`

B.6.2 Cálculo dos Parâmetros S

O coeficiente de reflexão S11 é calculado através da relação entre as ondas refletida e transmitida:

$$S_{11} = FWD0RE + j \cdot FWD0IM - REV0RE + j \cdot REV0IM \quad (X.1)$$

O coeficiente de transmissão S21 (quando aplicável) é calculado por:

$$S_{21} = FWD0RE + j \cdot FWD0IM - REV1RE + j \cdot REV1IM \quad (X.2)$$

O Return Loss em dB é obtido por:

$$RL_{dB} = 20 \log_{10}(|S_{11}|) \quad (X.3)$$

B.7 Sequência de Operação Completa

A sequência típica de operação para aquisição de dados S11 segue os seguintes passos:

1. **Inicialização:** `rst()` - Reset do dispositivo
2. **Limpeza:** `clear_fifo()` - Limpeza do buffer de dados

3. **Configuração:** `set_sweep(startHz, stepHz, points)` - Configuração da varredura
4. **Aquisição:** `read_fifo()` - Solicitação de leitura dos dados
5. **Processamento:** Concatenação e conversão dos bytes retornados
6. **Cálculo:** Aplicação das equações (B.1) e (B.3) para obtenção de S11 e RL

Esta implementação garante aquisição precisa e reprodutível dos dados S11 necessários para detecção de contrastes dielétricos entre tecidos normais e tumorais nos phantoms mamários desenvolvidos, fornecendo base sólida para o sistema de diagnóstico por micro-ondas proposto.