



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO SEMI-ÁRIDO

PRÓ-REITORIA DE GRADUAÇÃO

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA

CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

Édney Matheus Viana Freitas

Desenvolvimento de um biossensor de micro-ondas com substrato de silicone aplicado ao acompanhamento do câncer de mama

CARAÚBAS-RN

2023

Édney Matheus Viana Freitas

Desenvolvimento de um biossensor de micro-ondas com substrato de silicone aplicado ao acompanhamento do câncer de mama

Monografia apresentada a Universidade Federal Rural do Semi-Árido como requisito para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

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

CARAÚBAS-RN

2023

© 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.

FF866 Freitas, Édney.
d Desenvolvimento de um biossensor de
microondas com substrato de silicone aplicado
ao acompanhamento do câncer de mama / Édney
Freitas. - 2023.
59 f. : il.

Orientador Francisco Brito Filho.
Monografia (graduação) - Universidade Federal
Rural do Semi-árido, Curso de Engenharia
Elétrica, 2023.

1 câncer de mama. 2. multiressonador. 3.
biossensor de micro-ondas. 4. codificação
binária. 5. acompanhamento oncológico. I. Brito
Filho, Francisco, orient. II. Título.

Ficha catalográfica elaborada por sistema gerador automático em conformidade
com AACR2 e os dados fornecidos pelo autor(a).

Biblioteca Campus Caraúbas
Bibliotecária: Dalvanira Brito Rodrigues
CRB: 15/700

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.

Édney Matheus Viana Freitas

**Desenvolvimento de um biossensor de micro-ondas com substrato de silicone
aplicado ao acompanhamento do câncer de mama**

Monografia apresentada a Universidade
Federal Rural do Semi-Árido como
requisito para obtenção do Título de
Bacharel em Engenharia Elétrica.

Defendida em: 10 / 10 / 2023.

BANCA EXAMINADORA

FRANCISCO DE ASSIS
BRITO
FILHO: [REDACTED]

Assinado de forma digital por
FRANCISCO DE ASSIS BRITO
FILHO [REDACTED]

Dados: 2023.10.17 13:25:18 -03'00'

Francisco de Assis Brito Filho, Prof. Dr. (UFERSA)

Documento assinado digitalmente



TÂNIA LUNA LAURA

Data: 17/10/2023 14:43:30-0300

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

Tânia Luna Laura, Prof. Dra. (UFERSA)

Membro Examinador

Documento assinado digitalmente



JOSE AILTON LEAO BARBOZA JUNIOR

Data: 17/10/2023 17:11:32-0300

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

José Ailton Leão Barboza Junior, Prof. Me. (UFERSA)
Membro Examinador

Dedico este trabalho as minhas mães, Antônia Maria Viana do Rosário, Ana Maria Viana do Rosário e ao meu pai, Sidney Ricardo de Freitas, in memoriam.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ser sempre o meu refúgio em momentos delicados na minha vida e em toda a trajetória do curso. Momentos nos quais me sentia sozinho e desesperado, Ele sempre estava comigo.

Agradeço a família maravilhosa que tenho que nunca desistiu de mim e sempre me motivaram, até nos piores momentos. Em especial, agradeço as minhas duas mães que só me dão orgulho, Antônia Maria Viana do Rosário e Ana Maria Viana do Rosário. Foram os puxões de orelha delas que fizeram o homem que sou hoje, sou muito grato e vou levar isso pro resto da minha vida, amo muito vocês.

Agradeço ao meu pai, Sidney Ricardo de Freitas, *in memoriam*, que hoje está eternizado nas minhas memórias. Obrigado pai por me ensinar a seguir os caminhos certos. Onde o senhor estiver saiba que eu honrarei com meus deveres e minhas promessas. Sinto sua falta.

Agradeço por ter pessoas fascinantes na minha vida, como meus avós, Maria Viana do Rosário Freitas, José Alves do Rosário, Sebastião Romualdo de Freitas, Maria Zuleide Moraes de Freitas, que sempre me ajudaram em momentos difíceis na minha trajetória na faculdade. Sou grato por ter irmãos tão inspiradores que com certeza vão está ao meu lado pelo resto da minha vida, obrigado Édley Gabriel Viana Freitas, José Alves do Rosário Neto, Eshilley Ananda do Rosário Freitas.

Agradeço meu orientador, Francisco de Assis Brito Filho, por aceitar esse desafio junto comigo.

Não poderia esquecer dos meus amigos que participaram comigo nessa grande trajetória, muito obrigado a Adriel Batista, Naara Shiva, entre outros. Fico feliz em não conseguir lembrar de todos, isso mostra as inúmeras pessoas que pude contar de verdade.

Não poderia esquecer de uma mulher que me reergueu em momentos cruciais, que sempre me animou e sempre esteve no meu lado durante esse período, obrigado Andressa Vanessa Alves de Amorim, obrigado por tatuar a minha história com seu nome, obrigado.

Não há palavras para agradecer cada um que está aqui, e os que não estão aqui em palavras pode ter certeza que estão no meu coração.

“Legends never die”.
LoL.

RESUMO

O câncer de mama se destaca por sua significativa incidência e letalidade, especialmente no contexto brasileiro, lançando um imperativo apelo por estratégias mais refinadas e humanizadas de acompanhamento. Em resposta a essa demanda, a presente pesquisa volta-se ao desenvolvimento de um biossensor inovador. Este dispositivo, empregando tecnologia de micro-ondas e um substrato de silicone, é projetado para superar as deficiências associadas aos métodos de acompanhamento convencionais, como desconforto e exposição à radiação. O estudo aprofunda-se na exploração de biossensores multirressonantes, e em uma estratégia de sistema de codificação binária atrelada a assinaturas de frequência, ambos rigorosamente analisados através de simulações no *software* ANSYS HFSS. Essa abordagem promete ser uma ferramenta valiosa para o acompanhamento detalhado de tecidos mamários, correlacionando condições tissulares distintas a padrões de ressonância específicos. Os resultados obtidos apontam para a viabilidade do biossensor proposto, demonstrando seu potencial em termos de instrumento poderoso para o acompanhamento do câncer de mama, garantindo um gerenciamento da condição mais assertivo e centrado na paciente. Assim, enquanto o estudo destaca a inovação e a aplicabilidade do biossensor, também faz um apelo pela continuidade das investigações, testagens e validações em contextos clínicos mais abrangentes, sublinhando a vital importância da tecnologia e pesquisa científica na evolução e humanização do acompanhamento oncológico.

Palavras-chave: câncer de mama, multirressonador, biossensor de micro-ondas, codificação binária, acompanhamento oncológico.

ABSTRACT

Breast cancer stands out for its significant incidence and lethality, especially within the Brazilian context, casting an imperative call for more refined and humanized monitoring strategies. In response to this demand, the present research focuses on the development of an innovative biosensor. This device, utilizing microwave technology and a silicone substrate, is designed to overcome the deficiencies associated with conventional monitoring methods, such as discomfort and radiation exposure. The study delves into the exploration of multiresonant biosensors and a binary coding system strategy tied to frequency signatures, both rigorously analyzed through simulations in the ANSYS HFSS software. This approach promises to be a valuable tool for detailed monitoring of mammary tissues, correlating distinct tissue conditions to specific resonance patterns. The obtained results point to the viability of the proposed biosensor, demonstrating its potential as a powerful instrument for the monitoring of breast cancer, ensuring more assertive and patient-centered condition management. Thus, while the study highlights the innovation and applicability of the biosensor, it also appeals for the continuity of investigations, testing, and validations in broader clinical contexts, underlining the vital importance of technology and scientific research in the evolution and humanization of oncological monitoring.

Keywords: breast cancer, multiresonator, microwave biosensor, binary coding, oncological monitoring.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Refração de uma onda eletromagnética ao incidir em um meio LH com índice de refração negativa.	22
Figura 2 - Modelo em condição de polarização.	23
Figura 3 - Esquemático do ressonador de anel.	26
Figura 4 - Ilustração da topologia SRR (a) e seu circuito equivalente (b).	28
Figura 5 - Ilustração da topologia CSRR (a) e seu circuito equivalente (b).	29
Figura 6 - Representação esquemática de um ressonador hairpin.	30
Figura 7 - (a) Comportamento dielétrico frente a um campo alternado de crescente frequência. (b) Mecanismos de polarização em matéria biológica.	32
Figura 8 - Sistema de sensoriamento de micro-ondas.	34
Figura 9 - Esquema genérico para representar um sensor multiressonante.	35
Figura 10 - Modelos de codificação binária de sensores baseados em ressonadores.	36
Figura 11 - Fluxograma das etapas de projeto do dispositivo proposto.	37
Figura 12 - Teste de laboratório para caracterização dielétrica do substrato.	38
Figura 13 - Esquema do multiressonador: (a) Perspectiva Posterior; (b) Perspectiva Frontal; e (c) Detalhamento da partícula ressonante.	40
Figura 14 - Codificação para bit "1" e bit "0".	41
Figura 15 - Modelo implementado no software ANSYS HFSS – Perspectiva posterior.	41
Figura 16 - Modelo implementado no software ANSYS HFSS – Perspectiva frontal.	42
Figura 17 - Padrão de Radiação Tridimensional [dB].	46
Figura 18 - Campo elétrico no biossensor.	47
Figura 19 - Campo magnético no biossensor.	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultado do teste de laboratório para caracterização dielétrica.....	39
Tabela 2 - Dimensões do ressonador de 2,1 GHz.....	42

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Coeficiente de reflexão para a configuração '111'.	49
Gráfico 2 - Coeficiente de reflexão para a configuração '010'.	49
Gráfico 3 - Coeficiente de reflexão para a configuração '110'.	50
Gráfico 4 - Coeficiente de reflexão para a configuração '011'.	50
Gráfico 5 - Coeficiente de reflexão para quatro configurações de codificação.....	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CSRR	Ressonadores de Anel Partido Complementar
GHz	Gigahertz
HFSS	Software de Simulação de Alta Frequência
INCA	Instituto Nacional de Câncer
ISM	Industrial, Científico e Médico
MI	Imagem por Micro-ondas
OMS	Organização Mundial da Saúde
RFID	Identificação por Radiofrequência
SRR	Ressonadores de Anel Partido
UWB	Banda Ultralarga
WHO	Organização Mundial da Saúde

LISTA DE SÍMBOLOS

ε	Permissividade elétrica
μ	Permeabilidade magnética
V	Volts
m	Metros
s	Segundos
A	Ampères
∂	Derivada parcial
ρ	Densidade de carga elétrica
ε_0	Permissividade do vácuo
μ_0	Permeabilidade do vácuo
$\vec{E}$	Campo elétrico
$\vec{H}$	Campo magnético
p	Espaçamento entre os elementos
λ_g	Comprimento de onda guiada
LC	Indutor e Capacitor
r_e	Raio do anel externo
r_o	Raio intermediário ou médio da partícula
c	Largura da parte metálica
d	Distanciamento entre os anéis
L_s	Auto-indutância do ressoador
Φ_m	Fluxo magnético
C_0	Capacitores
R	Perdas ôhmicas
C_c	Efeito capacitivo no CSRR
L_0	Efeito indutivo no CSRR

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Objetivo geral	16
1.2	Objetivos específicos.....	16
1.3	Organização do trabalho	17
2	REFENCIAL TEÓRICO.....	18
2.1	Metamateriais	18
2.2	Propagação de Ondas Eletromagnéticas em metamateriais	19
2.3	Refração de Ondas Eletromagnéticas em Metamateriais.....	21
2.4	Síntese de Metamateriais	23
2.5	Modelos de Ressonadores em Metamateriais	24
2.5.1	Princípios Fundamentais dos Ressonadores.....	25
2.5.2	Ressonadores de Anel	25
2.5.3	Ressonadores de Anel Partido (SRR).....	27
2.5.4	Ressonadores de anel partido complementar (CSRR)	28
2.5.5	Ressonadores <i>hairpin</i>	30
2.6	Biossensores de Micro-ondas.....	31
2.7	Biossensores Aplicados ao Câncer de Mama	33
2.8	Técnicas de Codificação dos Sensores Baseados em Ressonadores	35
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
3.1	Caracterização dielétrica	38
3.2	Desenvolvimento do Modelo.....	39
3.3	Simulações	43
4	RESULTADOS.....	45
4.1	Resultados simulados	45
4.1.1	Exploração do padrão de radiação tridimensional	45
4.1.2	Análise do campo elétrico e magnético	47
4.1.3	Análise do parâmetro de espalhamento	48
5	CONCLUSÕES	53
5.1	Sugestões para trabalhos futuros.....	54

1 INTRODUÇÃO

O câncer, em suas diversas formas, representa um dos mais impactantes desafios de saúde pública no mundo contemporâneo. No panorama mundial, figura entre as quatro principais causas de morte prematura, antes dos 70 anos de idade, em muitos países (INCA, 2020).

Dentro da vasta gama de tipos de câncer, o câncer de mama se destaca pela sua incidência em mulheres globalmente. Estimativas da WHO (do inglês, *World Health Organization*) indicam aproximadamente 2,3 milhões de novos casos em 2020, representando quase um quarto dos novos casos de câncer entre as mulheres. Esta enfermidade não apenas é prevalente, mas também apresenta um alto índice de fatalidade, com quase 700 mil óbitos estimados para o ano de 2021 (WHO, 2021).

No cenário brasileiro, a condição é particularmente preocupante. O câncer de mama é o segundo mais incidente entre as mulheres, superado apenas pelo câncer de pele não melanoma. Ademais, é a principal causa de morte por neoplasias entre as mulheres em quase todas as regiões do país, exceto na região Norte, onde o câncer de colo de útero ainda ocupa o primeiro lugar (INCA, 2019).

O acompanhamento contínuo e eficaz do câncer de mama é crucial para otimizar os tratamentos e monitorar a progressão ou regressão da doença. A tecnologia tem um papel fundamental nesse acompanhamento, principalmente quando o método convencional, como a mamografia, apresenta limitações, incluindo o desconforto para a paciente, exposição à radiação e taxas consideráveis de falsos positivos e negativos (SHARYL, NASS, & LASHOF, 2001).

Buscando inovações para o acompanhamento, destaca-se a tecnologia de micro-ondas de banda ultralarga (UWB). Ao contrário da mamografia, a UWB explora as propriedades dielétricas dos tecidos. Reflexões e absorções dos sinais de micro-ondas, que diferem entre tecidos malignos e benignos, podem ser usadas para monitorar alterações no tecido mamário ao longo do tempo (BASSI, 2013).

Dentro dos circuitos de micro-ondas, o multiressonador, composto por ressonadores espirais em cascata projetados para ressoar em frequências específicas, se destaca. Segundo Corchia *et al.* (2020), técnicas de codificação, como a assinatura em frequência, evitam a necessidade de eletrônica *on-board*, diminuindo custos e aumentando a flexibilidade.

Neste contexto, a pesquisa sugere a criação de um biossensor de micro-ondas com substrato de silicone para aprimorar o acompanhamento do câncer de mama. A combinação de uma estrutura multirressonante com o silicone busca estabelecer uma sequência binária precisa, baseada nas características dielétricas do tecido mamário, para monitorar alterações indicativas da progressão da doença.

A criação do biossensor foi fundamentada na configuração de um multirressonador com três segmentos ressonantes, sintonizados em frequências específicas: 2,1 GHz, 2,4 GHz e 2,7 GHz. Essas frequências refletem a capacidade do dispositivo em se ajustar a diferentes condições e potencialmente fornecer um acompanhamento mais detalhado do tecido mamário. É imperativo destacar que a operação do ressonador em uma determinada frequência está intrinsecamente ligada à sua estrutura física. A composição, dimensões e design do ressonador são fatores que determinam a sua resposta em frequência. Por isso, o projeto de tal dispositivo exige uma abordagem precisa, considerando a intrincada relação entre a estrutura física do ressonador e as frequências em que ele opera.

A implementação bem-sucedida deste biossensor pode representar um avanço significativo no acompanhamento do câncer de mama. A chance de complementar, ou em certos contextos, substituir a mamografia por um método não invasivo e preciso, pode revolucionar o monitoramento e o tratamento da doença.

O objetivo deste estudo é não apenas introduzir este novo instrumento de acompanhamento, mas também contextualizá-lo nas áreas da medicina e engenharia. Nos capítulos subsequentes, a metodologia adotada, os experimentos realizados e os resultados são detalhadamente apresentados.

1.1 Objetivo geral

Desenvolver um biossensor multirressonante com substrato de silicone para aprimorar o monitoramento do câncer de mama através de codificação binária por assinatura em frequência. Este dispositivo busca proporcionar um método não invasivo e preciso, oferecendo uma alternativa complementar aos métodos convencionais de rastreio.

1.2 Objetivos específicos

Para a efetiva realização do objetivo geral proposto, torna-se necessário estabelecer os seguintes objetivos específicos:

- Levantamento bibliográfico sobre os temas pertinentes ao desenvolvimento da pesquisa.

- Seleção da arquitetura do biossensor.
- Validação por meio de *software*.

1.3 Organização do trabalho

Este estudo está estruturado em 5 (cinco) capítulos, organizados da seguinte maneira:

No capítulo 01, apresenta-se a introdução, os objetivos gerais e específicos, além da estrutura organizacional do trabalho.

No capítulo 02, aborda-se o referencial teórico, discutindo os conceitos de metamateriais, ressonadores e biossensores aplicados ao câncer de mama.

No capítulo 03, descreve-se a metodologia adotada, incluindo o desenvolvimento do modelo e as simulações do projeto.

No capítulo 04, expõem-se os resultados alcançados nas simulações numéricas.

No capítulo 05, com base nos resultados, fazem-se as considerações finais do trabalho.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo, apresentam-se os conceitos fundamentais empregados no desenvolvimento e análise desta pesquisa. São exploradas as definições e características centrais dos metamateriais, ressonadores e biossensores relacionados ao câncer de mama.

2.1 Metamateriais

Os metamateriais têm despertado crescente interesse no âmbito da ciência dos materiais e engenharia devido às suas notáveis propriedades eletromagnéticas. Distintos dos materiais naturais, cujas características são intrínsecas e derivadas de suas origens, os metamateriais são projetados para exibir comportamentos e características atípicas, impossíveis em materiais tradicionais. Uma de suas propriedades mais intrigantes é a capacidade de possuir índices de refração negativos, possibilitando uma manipulação sem precedentes das ondas eletromagnéticas (Smith *et al.*, 2004).

Os metamateriais são compostos de elementos sub-ondas, muitas vezes referidos como células unitárias ou ressonadores, que são periodicamente arrançados. Estes elementos são geralmente menores do que o comprimento de onda da radiação com a qual interagem, resultando em uma resposta média efetiva quando uma onda eletromagnética incide sobre eles. Esta resposta média é representada por parâmetros macroscópicos, principalmente a permissividade elétrica (ϵ) e a permeabilidade magnética (μ), que podem assumir valores não encontrados na natureza (Veselago, 1968). Por exemplo, ao manipular a geometria e disposição desses elementos em uma escala sub-ondulatória, pode-se criar um metamaterial que refrata a luz de maneira que materiais naturais como vidro ou água jamais poderiam.

Uma das características mais notáveis e distintivas dos metamateriais é a capacidade de apresentar um índice de refração negativo, algo que contrasta diretamente com os materiais naturais, que possuem índices de refração positivos. Esse comportamento excepcional é derivado da maneira única como os metamateriais respondem a estímulos elétricos e magnéticos, manifestando respostas negativas simultâneas. Este fenômeno não só leva a uma refração negativa das ondas, mas também a uma inversão inesperada da direção da difração (Shelby, Smith & Schultz, 2001).

Outra propriedade fundamental é a capacidade de confinamento de campo extremo. Isso permite que os metamateriais concentrem a energia eletromagnética em volumes extremamente

pequenos, tornando-os úteis para aplicações que exigem altos níveis de localização, como sensores e dispositivos de imagiologia.

A capacidade dos metamateriais de manipular ondas eletromagnéticas de maneira única os torna altamente desejáveis em aplicações de biossensores. Eles podem ser projetados para serem sensíveis a variações muito pequenas na presença de moléculas biológicas, tornando-os extremamente eficazes na detecção e monitoramento de condições biológicas (Alù & Engheta, 2008). No entanto, apesar dessas notáveis vantagens, os metamateriais não estão isentos de desafios. Dificuldades em sua fabricação em escala industrial, potenciais problemas de estabilidade e a integração em sistemas já estabelecidos são obstáculos que a comunidade científica enfrenta. Neste contexto, é vital mencionar que esforços contínuos de pesquisa estão sendo feitos para enfrentar e superar essas limitações, buscando aprimorar ainda mais as aplicações dos metamateriais.

No contexto de câncer de mama, por exemplo, a detecção precoce é crucial. Metamateriais podem ser integrados em biossensores para detectar biomarcadores específicos em estágios iniciais da doença, potencialmente salvando vidas ao permitir intervenções precoces (Chen *et al.*, 2011).

Além disso, a possibilidade de miniaturização e a capacidade de operar em diferentes faixas de frequência tornam os metamateriais particularmente atraentes para a integração em dispositivos médicos portáteis. Isso pode democratizar o acesso a cuidados de saúde de alta qualidade, permitindo diagnósticos rápidos e precisos fora de ambientes clínicos tradicionais.

Os metamateriais detêm o potencial para revolucionar a detecção e monitoramento de condições biológicas, assim como remodelar o panorama da pesquisa em ciência dos materiais. À medida que a pesquisa evolui, antecipam-se aplicações inovadoras e soluções para os desafios atuais, consolidando os metamateriais como pioneiros na inovação tecnológica. Em campos vitais como a oncologia, os avanços relacionados a esses materiais podem representar um marco significativo em diagnóstico e tratamento.

2.2 Propagação de Ondas Eletromagnéticas em metamateriais

O entendimento de ondas eletromagnéticas é crucial para a compreensão das propriedades únicas e dos potenciais aplicações dos metamateriais. Neste contexto, serão abordados os conceitos fundamentais sobre ondas eletromagnéticas, a forma como interagem com diversos materiais, incluindo os metamateriais, e a relevância da propagação dessas ondas em biossensores.

A origem das ondas eletromagnéticas está nas oscilações acopladas de campos elétricos e magnéticos, que se propagam pelo espaço sem a necessidade de um meio físico. Diversos fenômenos, desde a luz visível até as ondas de rádio, são consequência dessas ondas (Jackson, 1998). Essas ondas são descritas pelas Equações de Maxwell, que são:

$$\nabla \cdot E = \frac{\rho}{\epsilon_0} \quad (2.1)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (2.2)$$

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (2.3)$$

$$\nabla \times B = \mu_0 J + \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial E}{\partial t} \quad (2.4)$$

No contexto dos metamateriais, as Equações de Maxwell são essenciais para entender como esses materiais interagem com ondas eletromagnéticas. A manipulação das propriedades elétricas e magnéticas dos metamateriais, como a permissividade (ϵ) e a permeabilidade (μ), afeta diretamente a forma como as ondas eletromagnéticas são descritas por essas equações. Assim, ao projetar metamateriais com propriedades específicas, é possível controlar e manipular a propagação e a interação das ondas eletromagnéticas de maneiras inovadoras e sem precedentes.

Ao entrar em contato com a matéria, essas ondas podem sofrer refração, reflexão, difração ou absorção, variando de acordo com as propriedades elétricas e magnéticas do material (Born & Wolf, 1999). Estas propriedades são frequentemente descritas pela permissividade elétrica e permeabilidade magnética do material.

Embora as características marcantes dos metamateriais já tenham sido discutidas, é imperativo detalhar o comportamento das ondas eletromagnéticas quando interagem com esses materiais. De acordo com Smith *et al.* (2004), metamateriais podem ser projetados para apresentar respostas elétricas e magnéticas anômalas, resultando em refrações negativas. Esse comportamento contrasta com materiais naturais e tem implicações profundas na propagação e manipulação de ondas eletromagnéticas. Tal comportamento notável pode ser atribuído à combinação única de suas propriedades de permissividade e permeabilidade.

O potencial dos metamateriais em aplicações de biossensores é considerável. Segundo Pendry e Smith (2004), metamateriais têm potencial para melhorar a resolução de imagens em dispositivos médicos por meio da manipulação de ondas eletromagnéticas. No entanto, torna-se importante destacar os mecanismos específicos pelos quais essa interação ocorre. Ao se

projetar metamateriais para certas frequências ou padrões de ondas, pode-se criar dispositivos sensíveis a variações sutis na presença de moléculas biológicas. Nesse contexto, a capacidade de detectar e monitorar até mesmo as menores mudanças revela-se revolucionária (Alù & Engheta, 2008).

A interação entre ondas eletromagnéticas e metamateriais representa um campo promissor, com implicações que abrangem desde a física fundamental até avanços práticos na medicina e biotecnologia. Com a contínua evolução da pesquisa, emergem novos desafios que impulsionam os limites do que é compreendido sobre a natureza e aplicabilidade dos metamateriais. À medida que a pesquisa nesse domínio avança, antecipam-se soluções ainda mais inovadoras e eficientes que explorem as propriedades peculiares dos metamateriais, desbravando novas áreas de aplicação.

2.3 Refração de Ondas Eletromagnéticas em Metamateriais

A refração, um fenômeno fundamentado em estudos de ondulatória e óptica (Hecht, 2002), refere-se à alteração na direção de uma onda quando ela se propaga de um meio para outro. Em termos matemáticos, a Lei de Snell, detalhada em muitos tratados de óptica, fornece uma relação entre os ângulos de incidência e refração baseada nos índices de refração dos meios envolvidos (Born & Wolf, 1999). Este princípio, enquanto reconhecido no domínio convencional, apresenta peculiaridades notáveis quando aplicado a metamateriais devido às suas propriedades elétricas e magnéticas não convencionais (Veselago, 1968).

Em metamateriais, os índices de refração negativos dão origem a um fenômeno notável de refração inversa. Esse comportamento foi inicialmente previsto por Veselago (1968) e, posteriormente, confirmado experimentalmente por Shelby, Smith e Schultz (2001). Nesse contexto de metamateriais com refração inversa, o ângulo refratado é negativo em relação ao ângulo de incidência, resultando em uma peculiar refração das ondas eletromagnéticas.

A origem desta refração invertida é a atuação simultânea de valores negativos das permeabilidades e permissividades do material em determinadas frequências. Isso implica uma orientação oposta entre a frente de onda e o vetor de Poynting, que representa o fluxo de energia eletromagnética. Esse comportamento resulta em um fenômeno singular no domínio eletromagnético (Veselago, 1968).

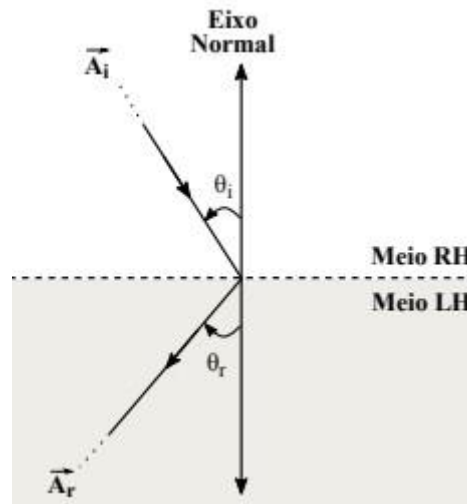
A interação das ondas eletromagnéticas entre meios de diferentes índices de refração é evidenciada pela parte refletida e refratada na interface entre esses meios. A trajetória da onda refratada pode ser descrita pela Lei de Snell, conforme mencionado por Pozar (2011).

Explicitamente, se definirmos θ_i e θ_r como os ângulos de incidência e refração, respectivamente, e n_i e n_r como os índices de refração associados, a relação é dada pela Equação 2.5.

$$\text{sen}\theta_i \cdot n_i = \text{sen}\theta_r \cdot n_r \therefore \frac{\text{sen}\theta_i}{\text{sen}\theta_r} = \frac{n_r}{n_i} \quad (2.5)$$

Deste modo, quando uma onda eletromagnética se propaga de um meio *Right-Handed* (RH) para um meio *Left-Handed* (LH), há uma distinção na refração devido ao índice de refração negativo, como indicado por Pendry (2000). Isso se traduz em um comportamento de refração onde os ângulos de incidência e refração são orientados de maneira oposta em relação a um eixo normal. Este efeito peculiar é ilustrado na Figura 1 abaixo.

Figura 1 - Refração de uma onda eletromagnética ao incidir em um meio LH com índice de refração negativo.



Fonte: Silva (2021).

Na Figura 1, observa-se a incidência da onda eletromagnética, representada por A_i , sobre uma interface entre um meio RH e um meio LH. A trajetória desviada da onda, representada por A_r , é claramente visível no meio LH. Nota-se que o ângulo de refração θ_r é orientado em sentido oposto ao ângulo de incidência θ_i em relação a um eixo normal imaginário, indicando o índice de refração negativa do meio LH. Esta orientação invertida é o resultado direto das propriedades eletromagnéticas singulares dos metamateriais LH.

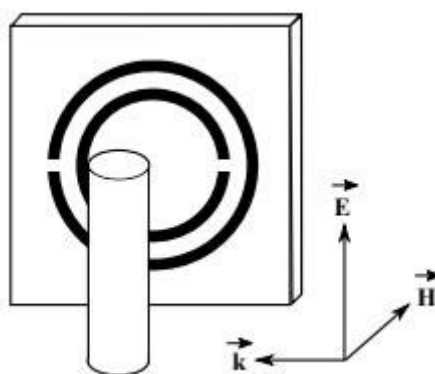
A análise profunda desses fenômenos em metamateriais não é apenas de relevância teórica, mas também oferece inúmeras possibilidades práticas na engenharia eletromagnética. No entanto, ao explorar essas características, é crucial considerar as perdas e dispersões que podem ser intrínsecas aos metamateriais, como destacado por Soukoulis & Wegener (2011). Estas características, muitas vezes resultantes de resistências inerentes aos materiais, podem influenciar a eficiência e amplitude da refração negativa.

2.4 Síntese de Metamateriais

Como evidenciado em pesquisas pioneiras no campo da óptica e eletrônica, a síntese de metamateriais trouxe inovações sem precedentes para o domínio da engenharia eletromagnética. Os trabalhos de Smith *et al.* (2000) são exemplares dessa revolução, destacando a meticulosidade e o rigor necessários na criação dessas estruturas avançadas.

Central para a síntese de metamateriais é a engenharia precisa das propriedades de ϵ e μ . Em sua investigação, Smith *et al.* (2000) alcançaram a manipulação dessas propriedades integrando hastes metálicas e SRRs (*Split Ring Resonators*), podendo ser visto na Figura 2, com cada componente conferindo propriedades distintas. Especificamente, as hastes metálicas são designadas para induzir um valor negativo de ϵ , enquanto os SRRs contribuem com o caráter negativo de μ .

Figura 2 - Modelo em condição de polarização.



Fonte: Adaptado por Silva (2021) de Smith *et al.* (2000).

O arranjo espacial desses elementos é de vital importância. Uma métrica essencial para a eficácia de um metamaterial refere-se ao espaçamento entre seus componentes. Para que o metamaterial seja efetivamente interpretado como homogêneo, a distância p entre as hastes metálicas e os SRRs deve ser cuidadosamente controlada, sendo menor que um quarto do

comprimento de onda guiado λ_g . Aqui, p denota a periodicidade entre os elementos, e λ_g representa o comprimento de onda dentro da estrutura do metamaterial, ou seja, o meio pelo qual as ondas eletromagnéticas se propagam. A relação crítica $p < \lambda_g/4$ é imperativa para a percepção de homogeneidade do metamaterial.

A correta polarização dos campos elétrico ($\vec{E}$) e magnético ($\vec{H}$) não pode ser subestimada. Em consonância com Smith *et al.* (2000), as hastes metálicas devem estar alinhadas ao campo elétrico, enquanto o campo magnético deve incidir perpendicularmente aos SRRs. Esta orientação específica induz a manifestação da propagação retrógrada nos metamateriais.

Uma compreensão matizada da faixa de frequências é indispensável. No contexto de Smith e colaboradores, o comportamento LH foi observado somente quando os valores de ϵ e μ eram ambos negativos. Em estruturas semelhantes, a presença isolada de SRRs pode induzir uma rejeição de sinal em certas frequências. Entretanto, com a adição das hastes metálicas, essa rejeição pode ser suprimida, permitindo a transmissão na banda previamente obstruída.

Embora a estrutura proposta por Smith *et al.* (2000) fosse de natureza mais volumosa, avanços recentes no campo possibilitaram a miniaturização dos metamateriais. Atualmente, métodos inovadores permitem a integração de ressonadores metálicos em linhas de transmissão planares, como linhas de microfita ou guias de onda coplanares, sem comprometer as características intrínsecas dos metamateriais.

2.5 Modelos de Ressonadores em Metamateriais

Os metamateriais têm atraído significativa atenção no âmbito da engenharia eletromagnética devido às suas propriedades atípicas e características que desafiam as convenções dos materiais naturais. Central a essa discussão está a presença e função dos ressonadores, estruturas específicas que induzem as propriedades desejadas em metamateriais. Conforme postulado por Pendry *et al.* (1999), metamateriais, por definição, dependem da introdução de elementos estruturais, frequentemente chamados de ressonadores, para atingir comportamentos eletromagnéticos não encontrados em materiais naturais.

No vasto domínio da engenharia eletromagnética, os ressonadores em metamateriais atuam como os componentes ativos que podem moldar, controlar e manipular a propagação e refração de ondas eletromagnéticas de maneira sem precedentes. Estes não são apenas componentes passivos; eles são fundamentais na determinação das características globais do metamaterial. A capacidade de controlar as respostas elétrica e magnética, como ilustrado por

Smith *et al.* (2000), é diretamente atribuída aos designs e características dos ressonadores empregados. Assim, em um contexto mais amplo, os ressonadores se encaixam como elementos-chave no grande escopo da engenharia eletromagnética, pontuando a transição entre teorias fundamentais e aplicações práticas inovadoras.

2.5.1 Princípios Fundamentais dos Ressonadores

Ressonância eletromagnética é um fenômeno fundamental na física, onde um sistema é capaz de oscilar com amplitudes máximas sob a influência de uma força periódica externa com uma frequência específica, conhecida como frequência de ressonância. Em termos simples, a ressonância eletromagnética ocorre quando a frequência de uma onda incidente coincide com a frequência natural de um sistema, resultando em uma transferência máxima de energia (Ramakrishna, 2005).

Os ressonadores, especialmente em contextos de metamateriais, são projetados para explorar este princípio. Eles são estruturados para responder a frequências específicas, o que significa que podem ser "ajustados" para operar em uma determinada faixa de frequência. O mecanismo de operação desses ressonadores é, portanto, uma combinação de sua geometria, as propriedades do material constituinte e a interação eletromagnética que ocorre no nível sub-ondas. Como destacado por Caloz e Itoh (2006), um ressonador ideal em um metamaterial terá uma resposta altamente seletiva em frequência, uma alta qualidade (*Q-factor*) e uma sensibilidade apropriada para a aplicação desejada.

No contexto dos metamateriais, os ressonadores exibem comportamentos distintos devido à intrincada interação entre os ressonadores individuais e a matriz que os hospeda. Eles não apenas definem as propriedades efetivas do metamaterial, mas também contribuem para os fenômenos exóticos, como índices de refração negativos e *cloaking* (Schurig *et al.*, 2006). A dinâmica eletromagnética e os mecanismos de operação destes ressonadores, por conseguinte, são centrais para o entendimento e manipulação dos metamateriais e suas vastas aplicações.

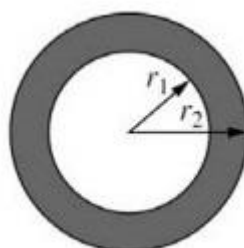
2.5.2 Ressonadores de Anel

Em meio à busca incessante por sistemas ressonantes mais eficazes e versáteis, os ressonadores de anel emergem como protagonistas no universo dos metamateriais. Estes componentes, caracterizados pela sua forma circular fechada, não só apresentam uma topologia elementar como também possuem características ressonantes excepcionais que os tornam altamente desejáveis em uma variedade de aplicações eletromagnéticas (Pendry *et al.*, 1999).

A estrutura intrínseca dos ressonadores de anel frequentemente envolve um condutor metálico modelado em um contorno de anel. Esta configuração, quando situada em proximidade com um substrato dielétrico, é capacitada para exibir modos ressonantes múltiplos. Tal capacidade ressonante tem sido a pedra angular para o seu uso na criação de metamateriais, que em determinadas circunstâncias têm demonstrado índices de refração negativos, um fenômeno que desafia noções convencionais e abre portas para uma série de inovações em ótica e eletromagnetismo (Shelby *et al.*, 2001).

No que diz respeito aos mecanismos subjacentes que impulsionam o comportamento destes ressonadores, eles operam essencialmente com base no fenômeno da ressonância. O anel, em sua essência, atua analogamente a um circuito LC, manifestando uma ressonância em frequências específicas, definidas intrinsecamente por sua geometria e pelo material dielétrico escolhido (Marques *et al.*, 2002). A Figura 3 apresenta um esquemático do ressonador de anel, detalhando seus raios r_1 e r_2 , ilustrando eficazmente a estrutura básica desta categoria de ressonadores.

Figura 3 - Esquemático do ressonador de anel.



Fonte: Adaptado de Chen *et al.* (2004).

A flexibilidade de design dos ressonadores de anel torna-se evidente ao considerar que nuances na sua geometria, como modificações no seu raio ou largura, podem afetar profundamente a sua frequência ressonante (CHEN, L. F. *et al.*, 2004). Tal versatilidade é fundamental para a concepção de sistemas que exigem operação em frequências variadas, bem como para aplicações que beneficiam da miniaturização, como é o caso de muitos dispositivos de biossensoria.

Além das implicações em metamateriais, a aplicabilidade dos ressonadores de anel estende-se a uma série de domínios, incluindo filtros de micro-ondas e dispositivos optoeletrônicos. Suas propriedades únicas, combinadas com a capacidade de operar em

diferentes regimes de frequência, reforçam sua relevância e potencial em engenharia eletromagnética.

2.5.3 Ressonadores de Anel Partido (SRR)

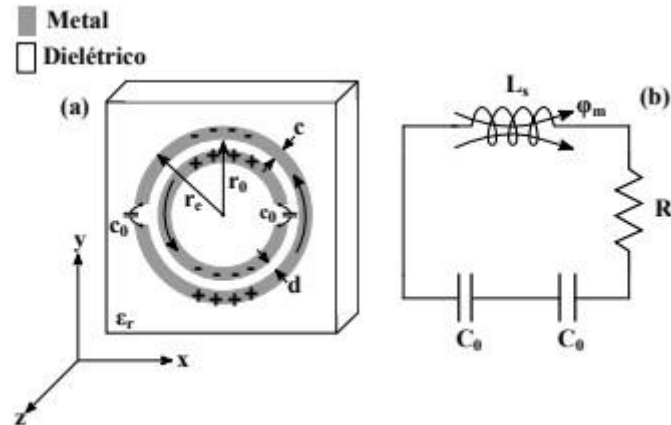
Os ressonadores de anel partido, ou SRRs (do inglês "*Split Ring Resonators*"), se distinguem como uma evolução crítica e inovadora do conceito tradicional de ressonadores de anel. Eles foram introduzidos por Pendry *et al.* (1999) como uma solução elegante para atingir respostas magnéticas em frequências onde materiais tradicionais são majoritariamente elétricos. Esta característica extraordinária decorre da inclusão de uma ou mais divisões (*gaps*) no anel, permitindo-lhes exibir uma susceptibilidade magnética negativa em determinadas condições.

Em sua configuração mais simples, um SRR é um anel metálico com uma lacuna, tipicamente disposta em sua parte superior. A presença desta lacuna é crucial para a indução de uma resposta magnética, transformando o que seria um circuito puramente elétrico em um dispositivo que interage significativamente com campos magnéticos (Smith *et al.*, 2000). O SRR, em essência, atua como um circuito LC magnético. A lacuna desempenha o papel de um capacitor, enquanto o anel funciona como um indutor.

É neste contexto que a ilustração da topologia SRR e seu circuito equivalente se torna crucial. Na Figura 4(a), observa-se a configuração geométrica do SRR com seus parâmetros geométricos claramente exibidos, onde r_e representa o raio do anel externo, r_0 o raio intermediário ou médio da partícula, c a largura da parte metálica, e d o distanciamento entre os anéis.

Na Figura 4(b), a representação equivalente do circuito SRR é retratada. Aqui, L_s denota a auto-indutância do ressonador excitado por um fluxo magnético Φ_m ; os capacitores C_0 correspondem ao efeito capacitivo decorrente da inserção das fendas nos anéis; e R representa as perdas ôhmicas da estrutura. A circulação de corrente elétrica no ressonador, representada por setas, indica a formação do dipolo magnético com uma distribuição oposta de cargas em cada um dos anéis.

Figura 4 - Ilustração da topologia SRR (a) e seu circuito equivalente (b).



Fonte: Adaptado por Silva (2021) de Baena *et al.* (2005).

Retomando a discussão sobre design, a posição, tamanho e número de lacunas têm implicações profundas no comportamento ressonante do SRR. A alteração destas características pode modificar a frequência ressonante, bem como a amplitude e a qualidade da resposta (Marques *et al.*, 2007). Por exemplo, a ampliação da lacuna pode resultar em uma diminuição da frequência de ressonância, proporcionando aos designers uma ferramenta poderosa para sintonizar o SRR para aplicações específicas.

2.5.4 Ressonadores de anel partido complementar (CSRR)

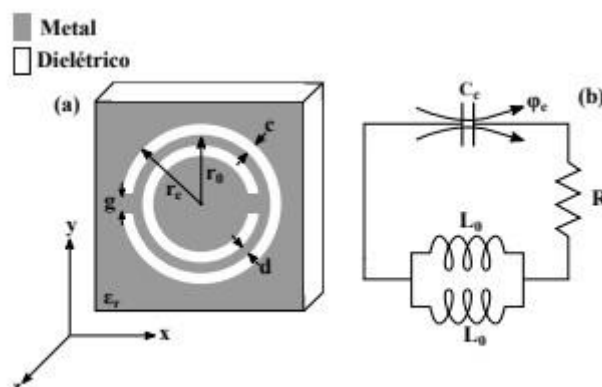
O contínuo avanço da tecnologia metamaterial depende diretamente da concepção de estruturas ressonantes com características únicas e adaptadas às necessidades de aplicação. Nesse cenário, os *Complementary Split Ring Resonators* (CSRRs) surgem como uma abordagem intrigante e complementar aos tradicionais SRRs (MARQUES *et al.*, 2007).

Ao contrário do SRR, que apresenta uma geometria consistindo de anéis com fendas, o CSRR é formado por uma fenda na forma de um anel dentro de um condutor, criando um cenário onde os papéis da eletricidade e do magnetismo são trocados. Essa dualidade estrutural reflete uma inversão na maneira como os campos elétricos e magnéticos interagem com a estrutura, resultando em propriedades eletromagnéticas distintas (ENDRY *et al.*, 1999).

Para fornecer uma visualização mais clara desta estrutura, a Figura 5(a) apresenta uma ilustração da topologia de um CSRR. É interessante observar como, ao contrário do SRR, no CSRR todas as partes metálicas são substituídas por dielétrico e vice-versa. A Figura 5(b), por sua vez, revela o circuito equivalente do CSRR. Aqui, as capacitâncias C_0 tradicionais dos SRRs são substituídas pelo efeito indutivo L_0 , que ocorre devido à substituição da porção dielétrica

por metal, conectando o disco condutor mais interno ao mais externo. Simultaneamente, o indutor L_s é substituído pelo capacitor C_c . Este último representa o efeito capacitivo que emerge da inserção do dielétrico entre as partes metálicas do CSRR. Esta representação gráfica enfatiza a dualidade intrínseca dos CSRRs em comparação com os SRRs, não apenas em design, mas também em resposta eletromagnética (BAENA *et al.*, 2005).

Figura 5 - Ilustração da topologia CSRR (a) e seu circuito equivalente (b).



Fonte: Adaptado por Silva (2021) de Baena *et al.* (2005).

Dentro do escopo da biossensoria, os CSRRs têm demonstrado capacidades notáveis, particularmente devido à sua sensibilidade aos campos elétricos. Esta característica torna-os adequados para detecção de entidades biológicas que possuem propriedades dielétricas distintas. A literatura recente sugere que a exploração da interação entre campos elétricos e amostras biológicas usando CSRRs pode levar a uma sensibilidade e seletividade melhoradas em biossensores, principalmente quando comparado com abordagens tradicionais (BAENA *et al.*, 2005).

Além disso, a capacidade dos CSRRs de operar em frequências distintas, dependendo de sua geometria e das propriedades do meio circundante, ressalta a importância do design e da otimização destes ressonadores para aplicações específicas. O entendimento preciso dos parâmetros geométricos e das características de ressonância é, portanto, de suma importância para o desenvolvimento de biossensores eficientes baseados em CSRRs (MARQUES *et al.*, 2007).

2.5.5 Ressonadores *hairpin*

Originando-se da configuração geométrica que remete à conformação de uma letra U ou V, os ressonadores *hairpin* emergem como uma das estruturas mais notáveis no domínio da engenharia eletromagnética. Frequentemente manifestados por meio de linhas *microstrip* ou *strip-line*, o termo "*hairpin*" é adotado precisamente devido à sua morfologia singular (HONG, J.S.; LANCASTER, M.J., 2004). A Figura 6 ilustra uma representação típica de um ressonador *hairpin*, destacando suas conexões na extremidade da placa, rotuladas como "conexão 1" e "conexão 2". Esta estrutura geométrica não é apenas estética, mas fundamental na determinação das propriedades ressonantes específicas do ressonador.

Figura 6 - Representação esquemática de um ressonador *hairpin*.



Fonte: Bezera (2011).

Através de uma manipulação cuidadosa e técnica de aspectos geométricos, tais como a distância entre os "braços" e suas dimensões inerentes, que podemos atingir precisão na sintonização da frequência de ressonância.

Esses ressonadores não apenas demonstram a habilidade de operar consistentemente em faixas de frequência predefinidas, mas também exemplificam uma adaptabilidade notável. Esta adaptabilidade, junto à sua habilidade de miniaturização, os caracteriza como vanguarda na evolução do design de circuitos RF, especialmente quando o espaço constitui uma restrição crítica (CALOZ, C.; ITOH, T., 2006).

No panorama das aplicações emergentes, a relevância dos ressonadores *hairpin* no campo dos biossensores é inegavelmente acentuada. Em um mundo onde a detecção de biomoléculas em micro e nanoescalas é crucial, os componentes de um dispositivo devem ser

otimizados para funcionar em microssistemas sem comprometer a eficácia. É aqui que os ressonadores *hairpin*, dotados de suas características ressonantes distintas, assumem um papel de destaque.

Quando incorporados em biossensores, os ressonadores *hairpin* intensificam a detecção de sinais. Esta intensificação, oriunda da ressonância altamente seletiva do *hairpin*, é um trunfo na diferenciação precisa entre distintas bio-entidades (PENDRY, J.B., 2000). Tal precisão é imperativa, particularmente quando estamos abordando fronteiras como diagnósticos médicos de ponta e investigações genômicas intrincadas.

Ademais, é impossível negligenciar o design compacto do *hairpin*. Esta compactação não apenas economiza espaço, mas também possibilita a integração em *arrays* sensíveis, facilitando a detecção simultânea de múltiplos analitos. Essa multifuncionalidade é revolucionária, sendo uma resposta à demanda de laboratórios de ponta, onde a eficiência é imperativa (ELEFThERIADES, G.V.; BALMAIN, K.G., 2005).

2.6 Biossensores de Micro-ondas

Os biossensores de micro-ondas, ao longo dos anos, consolidaram-se como uma ferramenta poderosa e altamente sensível para detecção e caracterização de entidades biológicas, desde moléculas isoladas até tecidos inteiros. A história destes biossensores remonta às primeiras investigações das propriedades dielétricas de materiais biológicos, que revelaram assinaturas eletromagnéticas distintas para diferentes estados e condições fisiológicas (MALHOTRA & PANDEY, 2017).

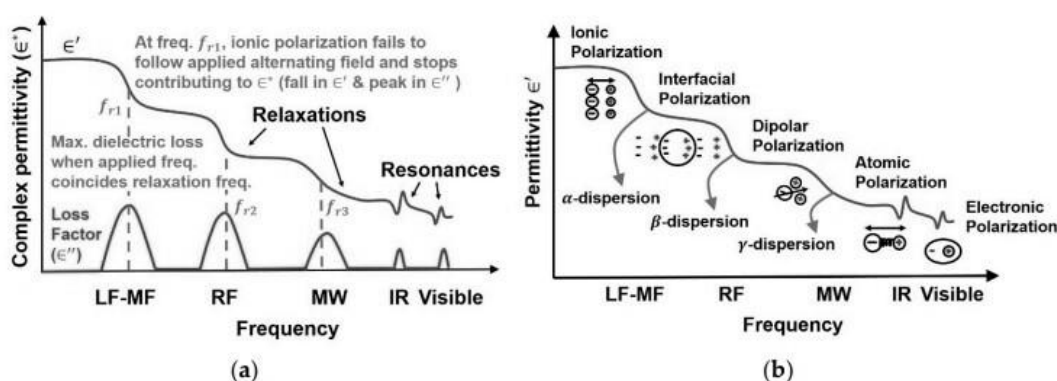
A evolução da tecnologia micro-ondas, juntamente com a miniaturização de componentes eletrônicos, permitiu o desenvolvimento de dispositivos capazes de emitir e detectar micro-ondas com precisão e resolução sem precedentes. Estes avanços tecnológicos foram cruciais para permitir que biossensores de micro-ondas se tornassem não apenas uma ferramenta de pesquisa, mas também de diagnóstico em ambientes clínicos (MEHROTRA; CHATTERJEE; SEN, 2019).

Por trás deste desenvolvimento estava a lógica intrínseca de que as micro-ondas, devido à sua capacidade de penetrar materiais biológicos e interagir com suas moléculas, poderiam fornecer informações detalhadas sobre a composição, estrutura e função de tais sistemas. Esta premissa estabeleceu o alicerce sobre o qual os biossensores de micro-ondas foram construídos e aprimorados ao longo dos anos.

Os biossensores de micro-ondas funcionam predominantemente através da interação das ondas eletromagnéticas com biomoléculas. Esta interação é intrincada e multifacetada, levando à necessidade de compreender profundamente as respostas das biomoléculas aos estímulos eletromagnéticos.

Uma ilustração notável deste conceito pode ser extraída da Figura 7 do trabalho de Mehrotra, Chatterjee e Sen (2019). A Figura 7(a) detalha o comportamento observado quando um campo alternado de crescente frequência é aplicado a um dielétrico. Neste cenário, o fenômeno de relaxamento é evidente como uma queda na parte real da permissividade, enquanto o fenômeno de ressonância é manifestado como um vale seguido por um pico em sucessão. Ambos, relaxamento e ressonância, resultam em perda de energia eletromagnética.

Figura 7 - (a) Comportamento dielétrico frente a um campo alternado de crescente frequência. (b) Mecanismos de polarização em matéria biológica.



Fonte: Adaptado de Mehrotra, Chatterjee e Sen (2019).

A Figura 7(b), fornece uma visão aprofundada dos mecanismos de polarização que ocorrem quando um campo elétrico alternado de crescente frequência é aplicado à matéria biológica. Diversos mecanismos, desde a difusão iônica até polarizações atômicas e eletrônicas, entram em jogo. O entendimento desses mecanismos é crucial, pois cada um pode se manifestar de maneira distinta em resposta a diferentes frequências, levando a diferentes características de detecção.

De acordo com Mehrotra, Chatterjee e Sen (2019), a escolha da frequência é baseada nas informações de interesse. Mudanças no potencial da membrana celular são detectadas nas regiões de dispersão α e β . No entanto, para obter informações intracelulares, como a determinação da concentração de biomoléculas, a dispersão γ é mais apropriada. Este espectro de permissividade proporciona uma assinatura dielétrica única, servindo assim como uma ferramenta valiosa para fins de detecção.

A operação prática de um sistema de micro-ondas envolve enviar sinais ao objeto alvo e, em seguida, medir os sinais refletidos. Essa capacidade de medir refletividade é fundamental quando se considera a variação nas propriedades dielétricas dos tecidos biológicos. A região de dispersão γ torna-se especialmente relevante ao identificar células cancerígenas em tecidos normais, que podem variar amplamente em conteúdo de água e, portanto, em permissividade complexa. Para ilustrar, o tecido adiposo de uma mama saudável é relativamente transparente à radiação de micro-ondas, ao passo que células cancerígenas, ricas em fluidos devido a lesões, proporcionam um meio com maior perda para o sinal (MEHROTRA; CHATTERJEE; SEN, 2019).

A adoção de micro-ondas em biossensores não é mero acaso; ela é motivada por uma série de vantagens intrínsecas a esta faixa de frequência. Em primeiro lugar, as micro-ondas têm uma capacidade distinta de penetrar em muitos materiais biológicos, permitindo análises não invasivas ou minimamente invasivas em tecidos vivos, uma característica valorizada especialmente em aplicações clínicas (MALHOTRA & PANDEY, 2017).

Em termos de sensibilidade, os biossensores de micro-ondas têm a capacidade de detectar pequenas alterações nas propriedades dielétricas dos materiais, permitindo a detecção de variações sutis em concentrações de biomoléculas ou mudanças celulares. Essa sensibilidade superior também se traduz em uma capacidade de detecção precoce, que é de suma importância em contextos de diagnóstico médico.

Comparando com outras faixas de frequência, as micro-ondas oferecem um equilíbrio entre resolução e penetração. Enquanto frequências mais altas podem ser absorvidas mais rapidamente e, portanto, ter profundidades de penetração limitadas, as micro-ondas podem penetrar mais profundamente, fornecendo um meio termo útil para muitas aplicações em biossensores.

Além disso, a infraestrutura tecnológica atual facilita a integração de sistemas baseados em micro-ondas com outros dispositivos, permitindo uma análise abrangente e multifuncional, que vai desde a detecção até a visualização em tempo real de processos biológicos (MEHROTRA; CHATTERJEE; SEN, 2019).

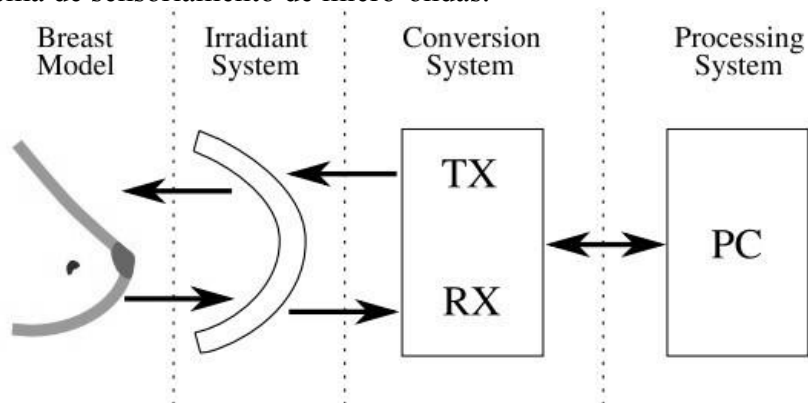
2.7 Biossensores Aplicados ao Câncer de Mama

A relevância dos biossensores de micro-ondas no campo da oncologia mamária é inquestionável. Considerando a prevalência mundial do câncer de mama entre mulheres, surge uma necessidade crescente por métodos de detecção mais sensíveis e precisos. A Organização

Mundial da Saúde (OMS, 2018) enfatiza que um diagnóstico precoce pode aprimorar substancialmente os prognósticos relacionados ao câncer de mama.

No sistema de sensoriamento de micro-ondas ilustrado na Figura 8, tanto um modelo de mama quanto uma mama real atuam como alvo. Ambos são iluminados por um transmissor (TX). O sinal disperso desse alvo é captado por um receptor (RX) por meio de um sistema de irradiação. Em conjunto, TX e RX compõem o "sistema de conversão", que converte a energia dispersa das micro-ondas em um sinal de baixa frequência. Este sinal é então processado em um *hardware* especializado, encarregado de fornecer reconstruções de imagens, detecção de tumores e monitoramento (BRITO FILHO *et al.*, 2020).

Figura 8 - Sistema de sensoriamento de micro-ondas.



Fonte: Brito Filho *et al.* (2020).

No escopo tecnológico, as topologias de radar utilizadas em sistemas voltados à detecção ou monitoramento do câncer de mama, nomeadas como MI (do inglês, *Microwave Imaging*), dividem-se em duas categorias principais: domínio do tempo e domínio da frequência. Estas categorias diferem-se pelo modo como identificam o objeto ou alvo, neste contexto, o tumor mamário. A primeira emprega um pulso estreito transmitido, coletando o sinal refletido após a dispersão eletromagnética no objeto. A segunda abordagem usa sinais de onda contínua com larguras de banda estreitas, sequenciados para abranger uma faixa de frequência mais extensa. Os sinais dispersos são recuperados por meio de técnicas como a conversão de frequência, exemplificada pela *Intermediate Frequency* (IF) ou métodos de conversão direta em radiofrequência (BRITO FILHO *et al.*, 2020).

Combinando técnicas inovadoras e a tradicional diferenciação entre tecidos saudáveis e malignos — que é fundamentada nos padrões de polarização em matéria biológica —, os biossensores tornam-se ferramentas primordiais na detecção eficiente de tumores mamários.

Importa destacar que os biossensores não se limitam à detecção: eles também apresentam grande potencial no monitoramento após o diagnóstico e durante o tratamento, um caráter multifacetado dos biossensores em aplicações clínicas (MALHOTRA & PANDEY, 2017).

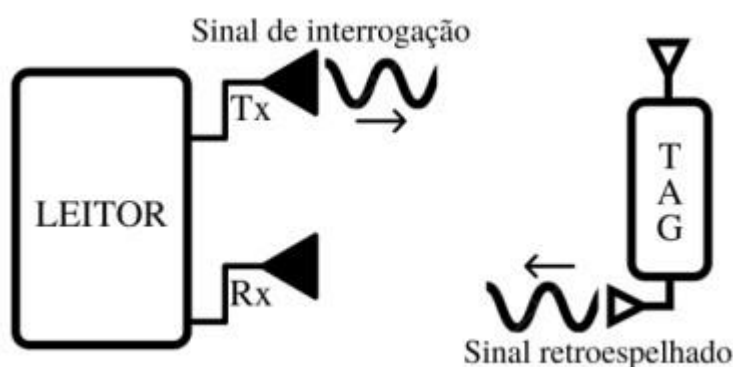
Os biossensores de micro-ondas, em virtude da sua extensa variedade de aplicações biomédicas, estão se consolidando como instrumentos fundamentais no diagnóstico e terapia do câncer de mama. À medida que avançamos em pesquisa e inovação tecnológica, a precisão e aplicabilidade destes dispositivos em ambientes clínicos têm um horizonte promissor de crescimento, com potencial revolucionário no tratamento e detecção do câncer de mama.

2.8 Técnicas de Codificação dos Sensores Baseados em Ressonadores

A codificação em sensores baseados em ressonadores é uma área emergente e essencial para a transmissão e interpretação precisa das informações adquiridas. Estas técnicas estão revolucionando a maneira como os dados são interpretados, otimizando a aplicabilidade dos sensores em diversas áreas, com destaque para o setor de saúde.

Ao analisar a literatura atual, identifica-se uma classificação fundamental para as técnicas de codificação em sensores baseados em ressonadores: assinatura espectral, codificação de fase, diversidade de polarização e assinatura no domínio do tempo (CORCHIA; MONTI; TARRICONE, 2019). Cada técnica tem suas próprias particularidades, mas todas elas se baseiam em mecanismos operacionais semelhantes. A Figura 9 ilustra um esquema genérico de um sensor multiressonante, evidenciando que este modelo pode ser adaptado para diferentes técnicas de codificação.

Figura 9 - Esquema genérico para representar um sensor multiressonante.

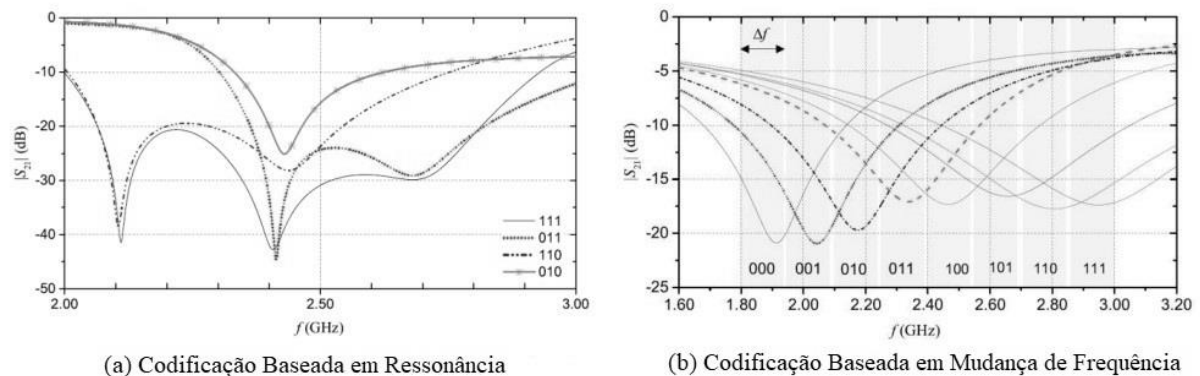


Fonte: Adaptado de Corchia, Monti e Tarricone (2019).

Uma técnica que tem ganhado destaque é a codificação por assinatura espectral. Preradovic *et al.* (2009) apresentam esta abordagem ao introduzir uma etiqueta composta por um multirressonador espiral de microfita, que utiliza a assinatura espectral para codificar informações, beneficiando-se das características de amplitude e fase para aprimorar a precisão, alcance e eficiência na leitura dos dados.

Corchia *et al.* (2020) exploraram este campo ao detalhar dois métodos distintos de codificação. O primeiro, "Codificação Baseada em Ressonância", ilustrado na Figura 10(a), associa um código binário à presença ou ausência de ressonâncias para traduzir uma sequência específica de bits. O segundo, "Codificação Baseada em Mudança de Frequência", representado na Figura 10(b), é implementado através da modificação da configuração do ressonador. Comparando ambas as técnicas, percebe-se que a primeira é limitada pelo número de ressonadores disponíveis, enquanto a segunda oferece uma maior flexibilidade ao permitir alterações na configuração do ressonador.

Figura 10 - Modelos de codificação binária de sensores baseados em ressonadores.



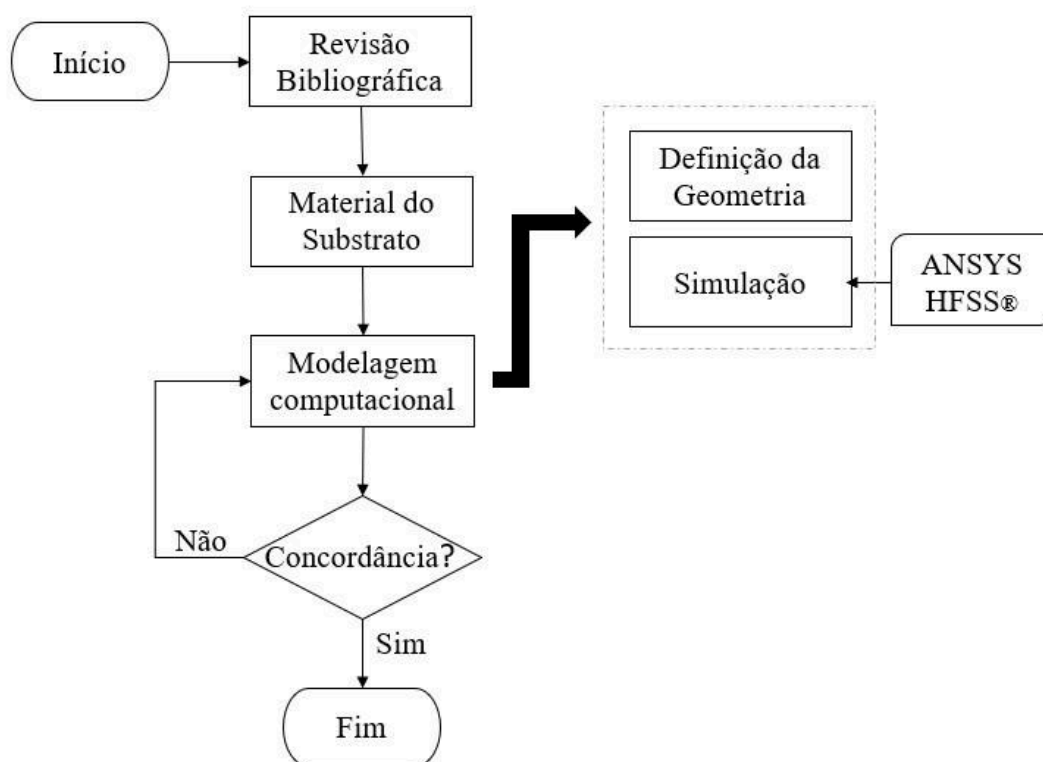
Fonte: Corchia *et al.* (2020).

A capacidade de codificar informações usando dispositivos ressonantes passivos tem impactos significativos na área. Não apenas simplifica a identificação precisa de objetos, mas também potencializa o sensoriamento de parâmetros físicos. Os avanços apresentados por Corchia *et al.* (2020) indicam o potencial de transformação na forma como os biossensores operam, promovendo progresso na área de monitoramento e diagnóstico.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, delineiam-se os procedimentos adotados para a concepção do dispositivo proposto. A fim de viabilizar o desenvolvimento do projeto, seguiu-se uma série de etapas que envolvem pesquisa, desenvolvimento e seleção de materiais. Estes foram criteriosamente selecionados para atender ao objetivo do trabalho. O fluxograma representando as etapas de desenvolvimento é apresentado na Figura 11.

Figura 11 - Fluxograma das etapas de projeto do dispositivo proposto.



Fonte: Autor (2023).

A etapa inicial do projeto concentra-se na revisão bibliográfica, essencial para fundamentar e orientar as fases subsequentes. Seguindo-se a esta, a segunda etapa visa na determinação das características dielétricas do silicone, material escolhido como substrato dielétrico do ressonador. Esta fase é crucial para extrair os parâmetros de permissividade relativa (ϵ_r) e tangente de perda ($\tan \delta$).

Com as propriedades dielétricas do silicone já estabelecidas, a terceira etapa incide sobre a modelagem computacional do sensor, permitindo analisar seu comportamento em um

ambiente simulado. Utilizando o software ANSYS HFSS (*High Frequency Simulation Software*), são realizadas simulações eletromagnéticas que auxiliam na otimização das dimensões do ressonador conforme a frequência de ressonância almejada, e verificam sua aderência com os comportamentos descritos na literatura.

3.1 Caracterização dielétrica

A caracterização dielétrica é uma ferramenta essencial para entender a interação entre os materiais e campos elétricos e magnéticos. Essa interação é determinada principalmente pelas propriedades dielétricas dos materiais, como a permissividade e a tangente de perdas. A permissividade indica o grau de polarização de um material quando submetido a um campo elétrico, enquanto a tangente de perdas fornece uma medida da atenuação que um material apresenta a uma onda eletromagnética.

O silicone, frequentemente usado em bojos de sutiã, foi escolhido neste projeto por sua familiaridade às mulheres e sua capacidade adaptável e flexível. Essa escolha, além de atender às necessidades técnicas do biossensor para monitoramento do câncer de mama, busca oferecer uma experiência discreta e confortável para a usuária.

Para medir e quantificar os parâmetros, o método da sonda coaxial com extremidade aberta é frequentemente empregado devido à sua precisão. Combinado com um Analisador Vetorial de Rede, torna-se uma ferramenta robusta na caracterização de materiais. No contexto deste trabalho, a Figura 12 mostra visualmente o teste de laboratório para essa caracterização, conforme documentado por SANTOS (2021).

Figura 12 - Teste de laboratório para caracterização dielétrica do substrato.



Fonte: Santos (2021).

A pesquisa anterior de SANTOS (2021) facilitou este processo. Em sua análise, foram examinados doze tipos distintos de bojos de silicone. Cada amostra foi meticulosamente analisada em busca de sua permissividade e tangente de perdas, especialmente na frequência de 2,4 GHz - uma escolha estratégica dada a natureza não licenciada da banda ISM, que simplifica e reduz os custos do processo de desenvolvimento. Os dados tabulados, apresentados na Tabela 1, permitiram uma comparação rigorosa, resultando na seleção da Amostra 10 como o material mais adequado para este projeto, possuindo o maior valor médio de $\epsilon_r = 2.78$, como também uma das menores $\tan \delta = 0.029$.

Tabela 1 - Resultado do teste de laboratório para caracterização dielétrica.

	Medição 01		Medição 02		Medição 03	
	ϵ_r	$\tan \delta$	ϵ_r	$\tan \delta$	ϵ_r	$\tan \delta$
Amostra 01	1.2525	0.0139	1.2206	0.0100	1.2557	0.0139
Amostra 02	1.1900	0.0145	1.1918	0.0145	1.1970	0.0160
Amostra 03	1.2504	0.0205	1.2535	0.0198	1.2329	0.0149
Amostra 04	1.8562	0.0281	2.0542	0.0394	1.7693	0.0420
Amostra 05	1.2838	0.0299	1.2964	0.0386	1.2931	0.0341
Amostra 06	2.2407	0.0242	2.2478	0.0312	1.2552	0.0363
Amostra 07	1.3378	0.0267	1.3469	0.0306	1.3655	0.0284
Amostra 08	1.2085	0.0133	1.2102	0.0133	-	-
Amostra 09	2.8132	0.0576	2.7825	0.0480	2.6988	0.0510
Amostra 10	2.7819	0.0289	2.7824	0.0253	2.7885	0.0332
Amostra 11	2.6469	0.0492	2.6417	0.0372	2.6428	0.0458
Amostra 12	2.8152	0.0467	2.8140	0.0397	2.8126	0.0368

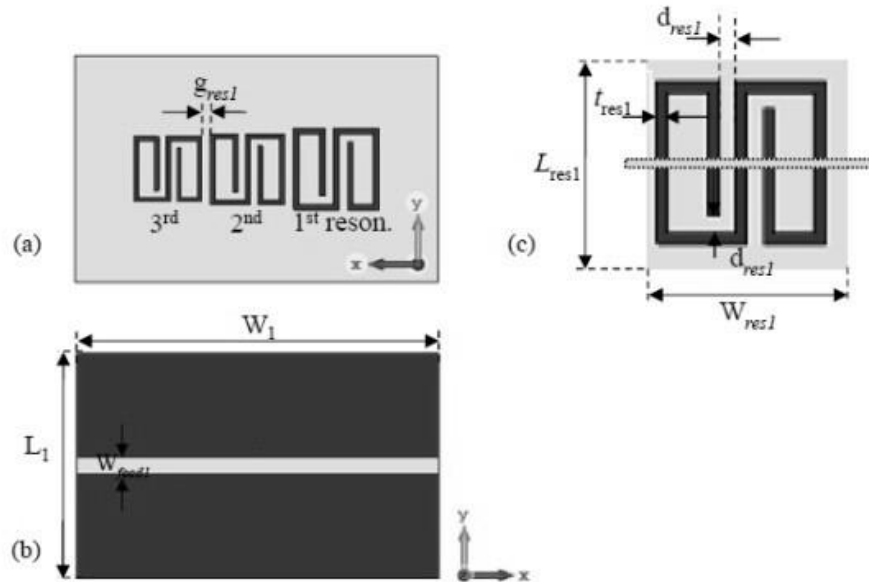
Fonte: Santos (2021).

3.2 Desenvolvimento do Modelo

No processo de desenvolvimento do biossensor destinado ao acompanhamento do câncer de mama, foi escolhida a geometria proposta por Corchia *et al.* (2020). Esse trabalho introduziu um sensor RFID *chipless* notavelmente vestível e flexível, cujo principal diferencial está na codificação/decodificação via assinatura em frequência.

A inovadora arquitetura revelada por Corchia *et al.* (2020) é ilustrada na Figura 13. Apesar de ser fundamentada em modelos CSRR e hairpin, os autores optaram por não categorizar essa estrutura com uma denominação específica.

Figura 13 - Esquema do multirressonador: (a) Perspectiva Posterior; (b) Perspectiva Frontal; e (c) Detalhamento da partícula ressonante.



Fonte: Corchia *et al.* (2020).

Neste projeto, a prioridade recai sobre a otimização do ressonador que opera na frequência mais baixa, ou seja, o primeiro ressonador. Os subsequentes, que funcionam em frequências mais elevadas, serão derivados por meio da escala uniforme do ressonador original no plano XY. Seguindo as orientações de (CORCHIA; MONTI; TARRICONE, 2019), a área total do n -ésimo ressonador pode ser determinada pela equação:

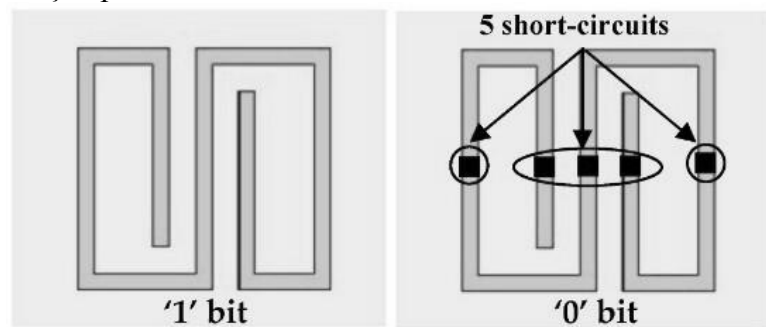
$$A_n = A_1(SF_n)^2, \quad n > 1 \quad (3.1)$$

Na equação 3.1, A_1 representa a área do primeiro ressonador no plano XY, enquanto A_n denota a área do n -ésimo ressonador no mesmo plano. SF_n refere-se ao n -ésimo fator de escala. Vale ressaltar que cada ressonador incute uma faixa de parada no coeficiente de transmissão da linha de microfita. A frequência central dessa faixa é ajustada pelo parâmetro SF_n , conforme elucidado por (CORCHIA; MONTI; TARRICONE, 2019).

Além disso, é de suma importância destacar a capacidade dos ressonadores em codificar informações binárias. Conforme ilustrado na Figura 14, cada ressonador pode representar um

bit '1' ou '0'. Na sua configuração padrão, o ressonador representa um bit '1'. No entanto, para codificar um bit '0', a estrutura do ressonador sofre uma modificação específica: a introdução de cinco curtos-circuitos em seu *layout*. Esse *design* particular altera as propriedades de transmissão do ressonador, permitindo a codificação desse bit. Esse método de codificação oferece uma representação eficaz de dados por meio das características físicas dos ressonadores, conforme detalhado por (CORCHIA; MONTI; TARRICONE, 2019).

Figura 14 - Codificação para bit "1" e bit "0".



Fonte: Corchia; Monti; Tarricone, (2019).

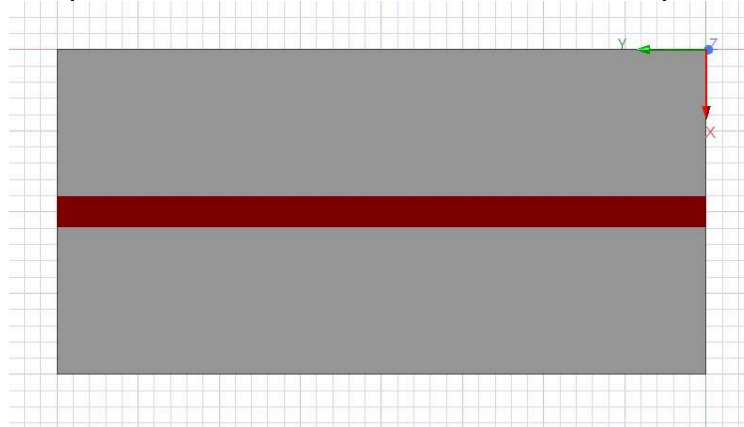
Com a definição do substrato, sendo escolhido o modelo Amostra 10, onde seu valor médio de $\epsilon_r = 2.78$ e $\tan \delta = 0.029$, foram realizadas simulações numéricas utilizando o software ANSYS HFSS. As Figuras Figura 15 e Figura 16 ilustram o modelo concebido no referido *software*.

Figura 15 - Modelo implementado no software ANSYS HFSS – Perspectiva posterior.



Fonte: Autor (2023).

Figura 16 - Modelo implementado no software ANSYS HFSS – Perspectiva frontal.



Fonte: Autor (2023).

Com base em Corchia *et al.* (2020), obteve-se orientações iniciais sobre a configuração física do primeiro ressonador. Através da Equação 3.1, é possível definir as configurações dos ressonadores subsequentes. No entanto, devido à alteração do substrato em relação ao citado na referência, os parâmetros fornecidos por Corchia *et al.* (2020) para a estrutura física do primeiro ressonador tornaram-se inaplicáveis. Assim, foi necessário um estudo mais aprofundado da estrutura. Recorrendo a métodos de simulação, determinaram-se os novos parâmetros para a construção do primeiro ressonador, que foi projetado para operar a 2,1 GHz. A Tabela 2 detalha as especificações físicas deste ressonador.

Tabela 2 - Dimensões do ressonador de 2,1 GHz.

Parâmetros	Dimensões (mm)
W_1	80,0
L_1	40,0
W_{feed}	3,7
W_{res1}	18,7
L_{res1}	18,0
t_{res1}	1,2
d_{res1}	1,9
g_{res1}	2,0

Fonte: Autor (2023).

O *design* do sensor é caracterizado por dimensões de 80,0 mm de largura (W_1) e 40,0 mm de comprimento (L_1). Especificamente, o primeiro ressonador dentro deste sensor possui medidas de 18,7 mm na largura (W_{res1}) e 18,0 mm no comprimento (L_{res1}). Além disso, as características construtivas deste ressonador incluem uma espessura de trilha de 1,2 mm (t_{res1}), um espaçamento entre as trilhas de 1,9 mm (d_{res1}), e a distância estabelecida entre os ressonadores é de 2,0 mm (g_{res1}).

Para a concretização deste projeto, empregou-se a técnica de casamento de impedância com uma linha de transmissão que apresenta uma impedância de 50 Ohm. O sistema é alimentado por dois conectores SMA horizontal. Vale destacar que a adequação do casamento de impedância está intrinsecamente relacionada às características dielétricas do substrato utilizado. A linha de transmissão ficou com uma espessura de 3,7 mm (W_{feed}).

A partir do projeto do ressonador de 2,1 GHz, pôde-se avançar na construção dos dois ressonadores subsequentes. Utilizando métodos de simulação, determinou-se que os fatores de escala SR_2 e SR_3 para esses ressonadores eram, respectivamente, 0,906 e 0,832. Dessa forma, os tamanhos dos ressonadores 2 e 3 são, respectivamente, 90,6% e 83,2% da área do primeiro ressonador. Estas proporções evidenciam a importância de considerar o fator de escala ao projetar ressonadores subsequentes, garantindo a eficácia e precisão em suas respectivas frequências operacionais.

3.3 Simulações

No estudo do design e comportamento do multirressonador, identificou-se a necessidade de ferramentas de simulação avançadas. Nesse cenário, o *software* ANSYS HFSS surgiu como uma ferramenta primordial. Este software é notório por sua eficácia em realizar simulações eletromagnéticas em alta frequência, possibilitando a modelagem, simulação e otimização do design do multirressonador proposto.

A fase inicial do estudo envolveu a minuciosa modelagem do multirressonador no ambiente do HFSS. Foi fundamental garantir que todas as dimensões e características geométricas estivessem consistentes com o design proposto. Na seleção dos materiais, o substrato e os condutores foram escolhidos com base nas suas propriedades dielétricas e condutivas, buscando uma representação virtual que se aproximasse da realidade.

Na etapa subsequente, voltada para a configuração da simulação, diversos parâmetros foram estabelecidos, incluindo a frequência operacional e condições de contorno. Cada definição foi tomada levando-se em consideração as características específicas do

multiressonador. Adicionalmente, os portos de excitação foram adequadamente posicionados conforme o design, estabelecendo-se uma impedância de 50 Ohm, alinhada com o sistema de transmissão planejado.

Com a configuração completa, a simulação no HFSS foi executada. Durante esse processo, tornou-se crucial o monitoramento da convergência da simulação e a atenção a possíveis erros ou advertências. O software, configurado de maneira adequada, permitiu a análise de métricas essenciais, tais como padrão de radiação tridimensional, campos elétricos, magnéticos e o coeficiente de reflexão (S_{21}).

4 RESULTADOS

Conforme delineado no capítulo anterior, as etapas e procedimentos foram meticulosamente executados para obter um conjunto de dados significativo. Estes dados, resultantes das simulações e análises, são fundamentais para a compreensão do escopo deste estudo. Neste capítulo, serão detalhadamente apresentados e discutidos os resultados alcançados.

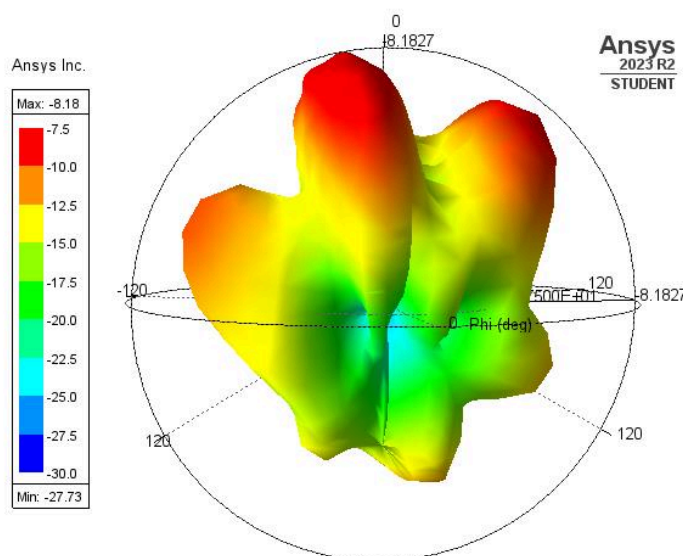
4.1 Resultados simulados

No desenvolvimento de biossensores multiressonantes, o uso do *software* ANSYS HFSS foi crucial para criar simulações detalhadas e fortes. O processo foi projetado com dois objetivos: desenvolver um método eficiente para monitorar o câncer de mama e criar um sistema de codificação binária, ligado diretamente às assinaturas de frequência. Esta seção busca discutir os dados dessas simulações, focando especialmente no parâmetro de espalhamento de reflexão S_{21} , padrão de radiação, campo elétrico e magnético.

4.1.1 Exploração do padrão de radiação tridimensional

A observação acurada do padrão de radiação tridimensional simula a própria essência da emissão e interação de ondas eletromagnéticas dos biossensores no espaço circundante, desvelando detalhes pertinentes sobre a direcionalidade e intensidade da radiação. A Figura 17, proveniente da simulação realizada no *software* ANSYS HFSS, revela uma intrigante formação de três picos de radiação, correspondentes aos três ressonadores implementados no design do biossensor.

Figura 17 - Padrão de Radiação Tridimensional [dB].



Fonte: Autor (2023).

Cada pico de radiação emanado é congruente com a localização e atuação de um ressonador, denotando não apenas uma representação visual do desempenho individual de cada ressonador, mas também oferecendo uma visão integral sobre o comportamento cooperativo dos mesmos no espaço eletromagnético.

Os três picos, nitidamente discerníveis na imagem tridimensional, indicam as regiões onde a radiação é máxima. Isso sugere que os ressonadores estão efetivamente operando nas frequências desejadas e projetando a energia eletromagnética de maneira alinhada com a modelagem teórica inicial. A semelhança entre os picos também sugere uma certa uniformidade na eficácia da radiação dos três ressonadores, um aspecto crucial para garantir a confiabilidade dos dados adquiridos durante o monitoramento do câncer de mama.

A simulação tridimensional do padrão de radiação nos fornece uma janela visual para compreender e antecipar como o biossensor interagirá com os tecidos mamários em um contexto prático. Cada pico, representando um ressonador, pode ser correlacionado com as assinaturas específicas de frequência atribuídas às diferentes condições tissulares, auxiliando assim no processo de decodificação dos dados em aplicações práticas e clínicas.

No que se refere ao desenvolvimento e implementação de sistemas de monitoramento para o câncer de mama, esta informação se mostra vital. A capacidade de observar e entender as variações, mesmo que sutis, nos padrões de radiação, proporciona um mecanismo para refinar e otimizar o biossensor. A homogeneidade observada na radiação também instila confiança na consistência da resposta do sensor, o que é crucial para assegurar que as alterações

percebidas nos tecidos mamários sejam, de fato, representativas de mudanças patológicas e não aberrações nos dados devido à inconsistência do sensor.

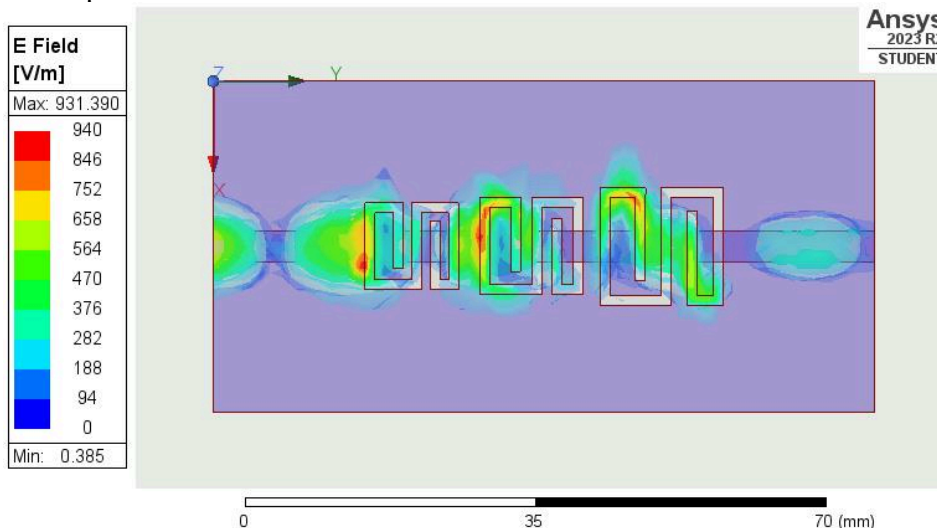
Avançando na discussão, a seção subsequente se debruça sobre a análise dos campos elétrico e magnético, explorando as complexidades e nuances de sua influência e interação no biossensor multiressonante.

4.1.2 Análise do campo elétrico e magnético

Aprofundando a análise das simulações, a atenção é direcionada para os campos elétrico e magnético, gerados pelos ressonadores, que desempenham um papel crucial na detecção e monitoramento do câncer de mama. A interação desses campos com diferentes tecidos mamários e suas respectivas propriedades dielétricas permite a distinção entre os vários tipos de tecidos, conforme explorado previamente.

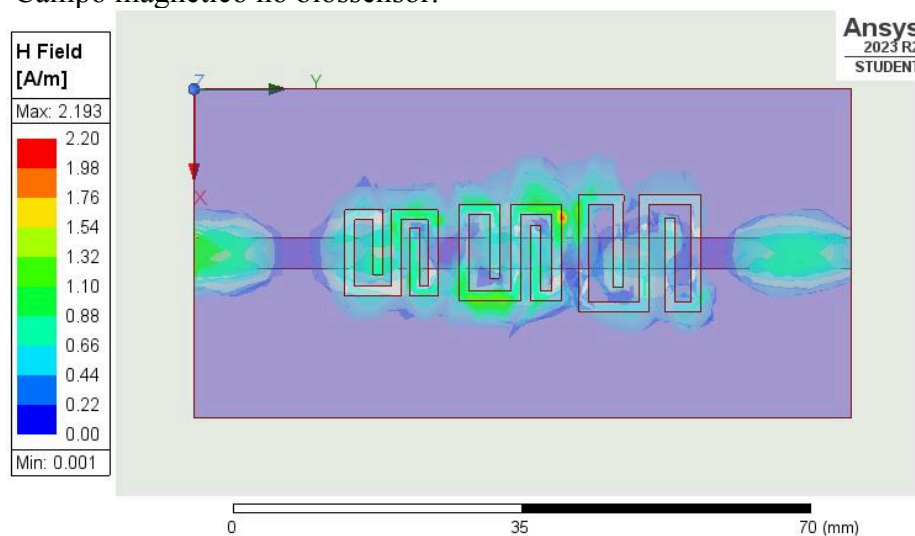
As Figuras Figura 18 e Figura 19, oriundas das simulações no *software* ANSYS HFSS, ilustram o comportamento dos campos diretamente nos ressonadores, proporcionando uma visão elucidativa de suas características e comportamentos.

Figura 18 - Campo elétrico no biossensor.



Fonte: Autor (2023).

Figura 19 - Campo magnético no biossensor.



Fonte: Autor (2023).

Na análise do campo elétrico, medido em volts por metro (V/m), percebe-se que este atinge um máximo de cerca de 931 V/m, intensidade máxima notável principalmente na região dos ressonadores.

Em contrapartida, ao examinar o campo magnético, com escala em ampères por metro (A/m), identifica-se um pico de aproximadamente 2,2 A/m, também observado nos ressonadores.

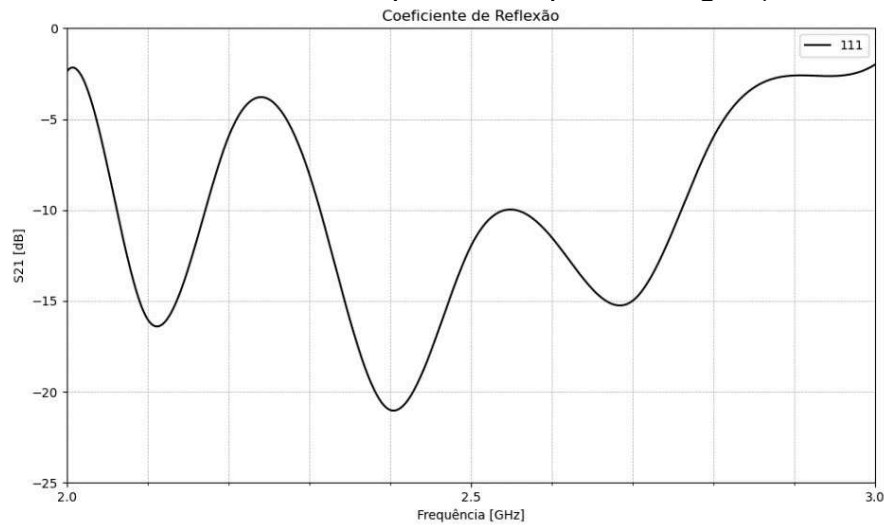
As máximas identificadas nos ressonadores são de significativa importância, pois indicam que essas áreas representam os pontos onde os campos alcançam seus valores mais elevados, revelando a eficácia dos ressonadores em gerar os campos necessários para a interação subsequente com os tecidos mamários durante o monitoramento.

Prosseguindo, a próxima seção discute o parâmetro de espalhamento de reflexão S_{21} , desvendando as implicações e significados das variadas configurações e seus respectivos impactos na representação binária e, conseqüentemente, na avaliação clínica do tecido mamário.

4.1.3 Análise do parâmetro de espalhamento

O Gráfico 1 mostra os dados da simulação da onda completa para S_{21} , destacando três frequências ressonantes: 2,1 GHz, 2,4 GHz e 2,7 GHz. Elas estão diretamente ligadas a cada um dos ressonadores no biossensor. Na configuração '111', todas as frequências são visíveis no gráfico de espalhamento de reflexão, indicando que todos os ressonadores, representando o bit '1', estão funcionando bem.

Gráfico 1 - Coeficiente de espalhamento para a configuração '111'.

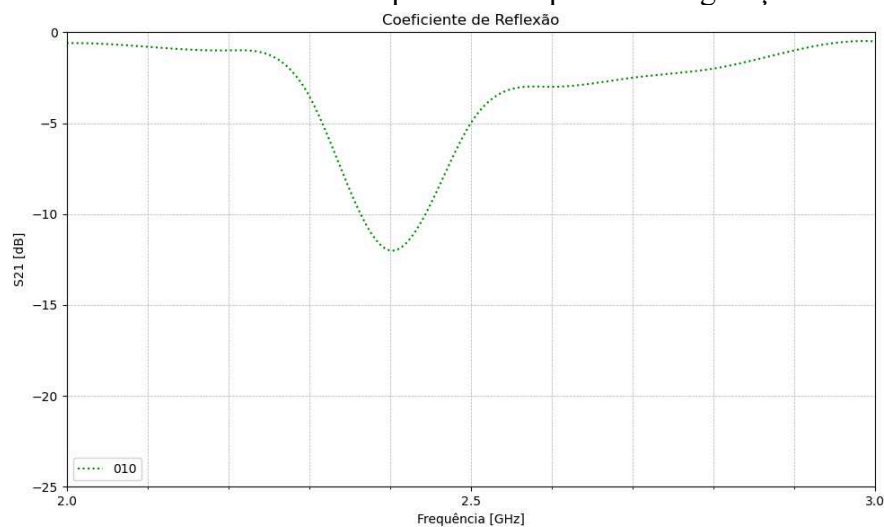


Fonte: Autor (2023).

A habilidade de criar uma codificação binária ajustando a estrutura dos ressonadores é um ponto chave neste estudo. No estado padrão, cada ressonador representa o bit '1'. Mudar para o bit '0' é feito adicionando cinco curtos-circuitos no layout do ressonador, alterando suas propriedades de transmissão e, assim, facilitando a codificação binária.

O Gráfico 2 serve como um exemplo visual, mostrando uma ressonância na frequência de cerca de 2,4 GHz, vinda apenas do segundo ressonador, que permanece em sua configuração padrão. Isso corresponde ao código binário '010', mostrando um ressonador representando o bit '1', enquanto os outros representam o bit '0'.

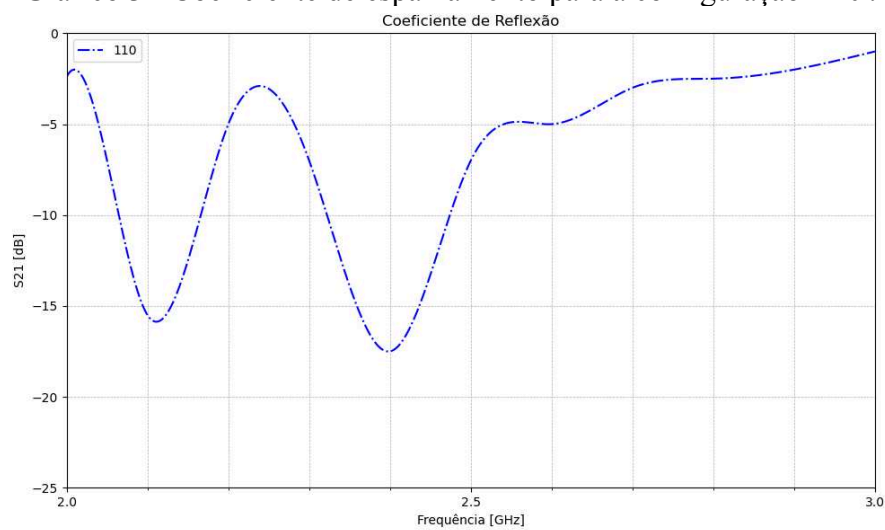
Gráfico 2 - Coeficiente de espalhamento para a configuração '010'.



Fonte: Autor (2023).

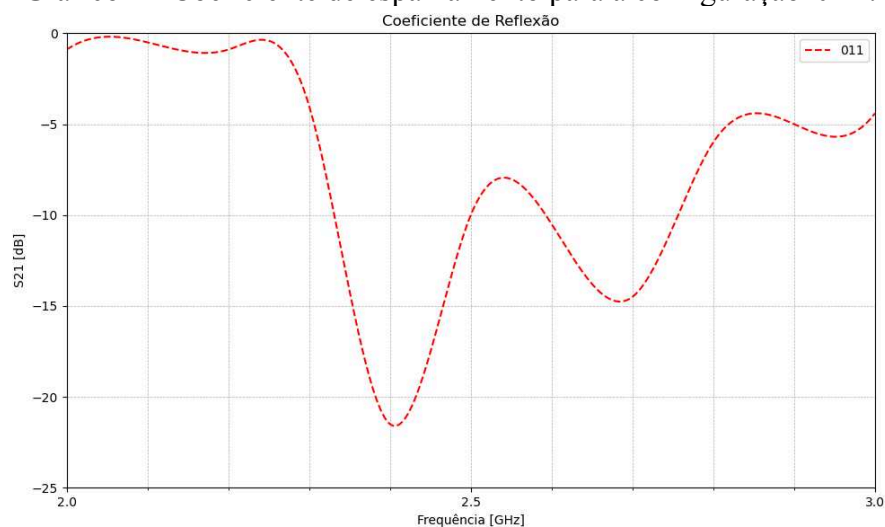
A análise também abrange outras configurações além do ‘010’ e ‘111’, incluindo ‘110’ e ‘011’. Na configuração ‘110’, a ressonância é vista nos dois primeiros ressonadores (2,1 GHz e 2,4 GHz), enquanto o terceiro é desativado, representando precisamente a sequência binária, ilustrado no Gráfico 3. Em contraste, a configuração ‘011’ indica que o primeiro ressonador foi desativado, resultando em ressonâncias nas frequências de 2,4 GHz e 2,7 GHz, conforme ilustrado no Gráfico 4. Isso mostra a flexibilidade dos ressonadores em codificar várias informações binárias, com ajustes estruturais específicos e calibrados.

Gráfico 3 - Coeficiente de espalhamento para a configuração '110'.



Fonte: Autor (2023).

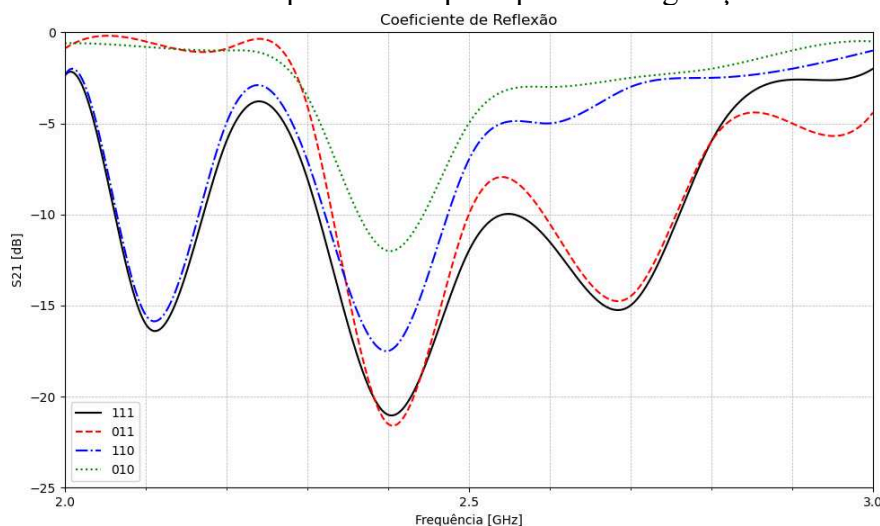
Gráfico 4 - Coeficiente de espalhamento para a configuração '011'.



Fonte: Autor (2023).

No Gráfico 5, as curvas dos coeficientes de reflexão para todas as configurações de codificação ('111', '011', '110' e '010') são combinadas, fornecendo uma visão clara das ressonâncias distintas. Isso não apenas mostra, mas também valida a estratégia de codificação binária proposta, permitindo uma avaliação direta e objetiva da eficácia do método em análise.

Gráfico 5 - Coeficiente de espalhamento para quatro configurações de codificação.



Fonte: Autor (2023).

A estratégia de codificação binária proposta abre um novo leque de possibilidades para a prática de monitoramento do câncer de mama. Deve-se levar em consideração que as tecnologias de imagem por micro-ondas dependem intensamente da capacidade de discernir diferenças sutis entre os tipos de tecidos presentes no corpo humano – cada um com suas respectivas propriedades dielétricas, que variam em função da frequência.

Os tecidos adiposos, fibrosos, epiteliais, entre outros, têm formações e composições distintas e, conseqüentemente, exibem respostas diversas quando expostos a sinais de ondas eletromagnéticas. Em uma prática clínica, essa diferenciação é imperativa para assegurar que o monitoramento e a classificação dos tecidos – sejam eles saudáveis ou cancerígenos – sejam realizados com precisão.

A implementação da codificação binária, nesta instância, promove uma forma inovadora e minuciosa de rastrear e monitorar as variações sutis na composição e na condição dos tecidos mamários ao longo do tempo. Cada código binário – "111", "011", "110" e "010" – não apenas simboliza diferentes configurações de ressonadores e conseqüentes frequências, mas também pode ser correlacionado de forma perspicaz com distintos estados ou características dos tecidos mamários.

Por exemplo, "111" pode ser interpretado como uma condição de "normalidade", onde todos os tecidos estão em um estado saudável. "011" pode indicar a presença de um tecido cancerígeno em uma localização específica, visto que uma das frequências ressonantes (relacionada a um ressonador específico) está ausente ou alterada.

Na prática, a configuração dos ressonadores e suas respectivas ressonâncias nas frequências desejadas podem ser estrategicamente empregadas para correlacionar com os diversos tipos de tecidos e suas condições. O processo, portanto, permite monitorar as alterações nos tecidos ao longo do tempo, identificando e quantificando de maneira não invasiva o progresso ou a regressão de células cancerígenas.

Por exemplo, em um cenário de tratamento oncológico, um padrão distinto e previamente codificado poderia emergir como indicativo de redução no tamanho de um tumor, ou alternativamente, a proliferação das células cancerígenas poderia ser percebida por uma alteração na ressonância, agora codificando um novo padrão binário.

Essa metodologia, então, não apenas potencializa a capacidade de detecção de anomalias nos tecidos mamários, mas também oferece uma ferramenta valiosa para a documentação e análise da progressão do câncer de mama. Fornecendo assim um mapa dinâmico e em tempo real das alterações tissulares, a abordagem maximiza a eficácia do acompanhamento clínico, contribuindo substancialmente para a administração personalizada e oportuna das intervenções terapêuticas.

Este avanço não só realça a importância do binômio entre a física das micro-ondas e a biologia celular, mas também evidencia a influência potencial deste método no futuro da radiologia e diagnóstico oncológico, proporcionando um meio inovador de monitorização e gestão da saúde mamária.

5 CONCLUSÕES

A conquista da ciência e da tecnologia em prover instrumentos que auxiliam na luta contra enfermidades é um campo que perpetuamente demanda inovação e dedicação. A busca por estratégias mais eficientes e menos invasivas de monitoramento e diagnóstico no contexto do câncer de mama insere-se como uma prioridade, visto que esta é uma das patologias que mais afeta a população feminina globalmente.

O desenvolvimento do biossensor multiressonante com substrato de silicone, conforme delineado neste trabalho, foi motivado por um ímpeto de contribuir com esta jornada, fornecendo uma alternativa tecnológica que se destaca por sua natureza não invasiva e precisão promissora. Este dispositivo, que utiliza codificação binária por assinatura em frequência para o monitoramento do câncer de mama, nasce da necessidade de alinhar as práticas diagnósticas à premissa de otimizar o cuidado ao paciente e a eficácia dos exames.

Em alinhamento com o objetivo geral do estudo, as etapas delimitadas foram realizadas de maneira a garantir uma estrutura coesa para a construção e validação do biossensor. O levantamento bibliográfico foi imperativo para elucidar métodos preexistentes, suas limitações e as potenciais vias de inovação, oferecendo assim um substrato teórico robusto para o desenvolvimento do dispositivo.

Com relação à seleção da arquitetura do biossensor, esta etapa foi crucial para a elaboração de um design que contemplasse tanto a eficiência quanto a aplicabilidade no contexto médico. O objetivo foi garantir que o dispositivo não apenas desse uma resposta precisa, mas que também pudesse ser integrado de maneira coerente às práticas clínicas atuais.

A validação através de software foi conduzida com o intuito de assegurar a eficiência e a confiabilidade do biossensor em um ambiente controlado antes de sua implementação em campo. Os dados originados dessa fase foram fundamentais para realizar ajustes e garantir que o dispositivo operasse de acordo com as expectativas delineadas nos objetivos.

Os resultados obtidos demonstram que o biossensor desenvolvido apresenta viabilidade como uma ferramenta complementar no acompanhamento do câncer de mama, sendo capaz de oferecer *insights* preciosos e precisos com o mínimo de invasão ao paciente. A incorporação da codificação binária por assinatura em frequência alinha-se à necessidade de uma detecção sensível e específica, potencializando a agilidade e a segurança do diagnóstico.

É vital destacar que, apesar dos encorajadores resultados iniciais, a jornada rumo à implementação clínica é intrincada e requer uma contínua avaliação científica e ética. Futuras

pesquisas e testes clínicos serão fundamentais para avaliar o desempenho do biossensor em um espectro mais amplo de pacientes e cenários, garantindo sua robustez e aplicabilidade.

Este trabalho, por conseguinte, não apenas viabiliza uma nova perspectiva no campo do diagnóstico do câncer de mama, mas também convoca a comunidade científica a explorar ainda mais o universo dos biossensores, sobretudo no contexto da oncologia. A ciência move-se pela incessante busca por respostas e soluções, e neste contexto, o biossensor multiressonante desvenda novos caminhos a serem trilhados na esperança de um futuro onde o acompanhamento do câncer de mama seja cada vez mais preciso, rápido e, sobretudo, centrado no bem-estar do paciente.

5.1 Sugestões para trabalhos futuros

A proposta do biossensor multiressonante elaborada neste trabalho abre um amplo espectro de possibilidades para futuras investigações e melhorias. Algumas sugestões para trabalhos futuros que visam potencializar ainda mais o dispositivo e suas aplicações incluem:

- Desenvolvimento do protótipo;
- Análises e comparações experimentais com o protótipo;
- Análise do efeito de flexão;
- Desenvolvimento de Phantom com características da mama;
- Desempenho do dispositivo em contato com o corpo;
- Desenvolver sistema de conversão e de processamento;
- Aprofundamento da pesquisa para detecção de câncer de mama.

REFERÊNCIAS

- ALÙ, A., & Engheta, N. **Input impedance, nanocircuit loading, and radiation tuning of optical nanoantennas**. Physical Review Letters, 101(4), 2008.
- BAENA, J.D.; BONACHE, J.; MARTIN, F.; *et al.* **Equivalent-circuit models for split-ring resonators and complementary split-ring resonators coupled to planar transmission lines**. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, v. 53, no. 4, p. 1451-1461, 2005.
- BASSI, Matteo et al. **An Integrated Microwave Imaging Radar With Planar Antennas for Breast Cancer Detection**. IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques, [s.l.], v. 61, n. 5, p. 2108-2118, maio 2013. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1109/tmtt.2013.2247052>. Acesso em: 22 set. 2023.
- BEZERRA, S. T. G. **Aplicação de Ressonadores Planares do Tipo-H em Duplexadores de Micro-ondas**. 2011. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade de Pernambuco.
- BORN, M., & Wolf, E. **Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light**. 7th ed. Cambridge: Cambridge University Press. 1999.
- BRITO FILHO, F. A. *et al.* **Near Field Radar System Modeling for Microwave Imaging and Breast Cancer Detection Applications**. [s. l.], p. 338-343, 2020.
- CALOZ, C.; ITOH, T. **Electromagnetic Metamaterials: Transmission Line Theory and Microwave Applications**. John Wiley & Sons, 2006.
- CHEN, H., Chan, C. T., & Sheng, P. **Transformation optics and metamaterials**. Nature Materials, 9(5), 387-396, 2011.
- CHEN, L. F. et. al. **Microwave electronics: measurement and materials characterization**. Chichester: John Wiley & Sons, 2004.

CORCHIA, Laura; MONTI, Giuseppina; TARRACONE, Luciano. **A Frenquency Signature RFID Chipless Tag for Wearable Applications**. *Sensors*, [s.l.], v. 19, n. 3, p. 494, 25 jan 2019. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s19030494>.

CORCHIA, Laura *et al.* **Fully-Textile, Wearable Chipless Tags for Identification and Tracking Applications**. *Sensors*, [s.l.], v. 20, n. 429, 12 jan. 2020. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s20020429>.

ELEFThERIADES, G.V.; BALMAIN, K.G. **Negative-Refraction Metamaterials: Fundamental Principles and Applications**. John Wiley & Sons, 2005.

HECHT, E, 2002. **Óptica**. Porto Alegre: Artmed.

HONG, J.S.; LANCASTER, M.J. **Microstrip Filters for RF/Microwave Applications**. John Wiley & Sons, 2004.

INCA. **Incidência de Câncer no Brasil: Estimativa 2019**. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2019.

INCA. **Incidência de Câncer no Brasil: Estimativa 2020**. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2020.

JACKSON, J.D., 1998. **Classical Electrodynamics**.

MALHOTRA, Bansi Dhar; PANDEY, Chandra Mouli. **Biosensors: fundamentals and applications**. Shawbuty: Smithers Information Ltd., 2017.

MARQUES, R.; MARTIN, F.; SOROLLA, M. **Metamaterials with Negative Parameters: Theory, Design and Microwave Applications**. John Wiley & Sons, 2007.

MAXWELL, J.C., 1865. **A Dynamical Theory of the Electromagnetic Field**.

MEHROTRA, P.; CHATTERJEE, B.; SEN, S. **EM-Wave Biosensors: A Review of RF, Microwave, mm-Wave and Optical Sensing**. *Sensors*, v. 19, n. 5, p. 1013, 2019. Disponível em: Acesso em: 22 set. 2023.

ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DA SAÚDE. **Diagnóstico precoce do câncer salva vidas e reduz custos de tratamento**. [s.l.]: OPAS, 2017. Disponível em: <https://www.paho.org/pt/noticias/3-2-2017-diagnostico-precoce-do-cancer-salva-vidas-e-reduz-custos-tratamento>. Acesso em: 22 set. 2023.

PENDRY, J. B. **Negative refraction makes a perfect lens**. *Physical Review Letters*, 85(18), 3966-3969, 2000. DOI: 10.1103/PhysRevLett.85.3966

PENDRY, J.B.; HOLDEN, A.J.; ROBBINS, D.J.; STEWART, W.J. **Magnetism from conductors and enhanced nonlinear phenomena**. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, v. 47, no. 11, p. 2075-2084, 1999.

PENDRY, J.B., & Smith, D.R., 2004. **Reversing Light with Negative Refraction**.

POZAR, D. M. **Microwave Engineering**. 4th ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons. 2011.

PRERADOVIC, S. *et al.* **Multiresonador-Based Chipless RFID Systeem for Low-Cost Item Tracking**. *IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques*, [s.l.], v. 57, n. 5, p. 1411-1419, maio 2009. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/tmtt.2009.2017323>.

RAMAKRISHNA, S. An. **Physics of negative refractive index materials**. *Reports on Progress in Physics*, v. 68, no. 2, p. 449, 2005.

SANTOS, L. C. V. **Antena flexível de baixo custo para auxílio na detecção de câncer de mama utilizando micro-ondas**. 48 páginas. Monografia (Graduação) – Universidade Federal Rural do Semi-Árido, Caraúbas, 2021.

SCHURIG, D. *et al.* **Metamaterial Electromagnetic Cloak at Microwave Frequencies**. *Science*, v. 314, no. 5801, p. 977-980, 2006.

SHARYL, I. C. H.; NASS, J.; LASHOF, J. C. **Mamografia e além: desenvolvendo tecnologias para a detecção precoce do câncer de mama**. National Academies Press, Washington, DC, jul. 2001. <http://dx.doi.org/10.17226/10030>.

SHELBY, R. A., Smith, D. R., & Schultz, S. **Experimental Verification of a Negative Index of Refraction**. Science, 292(5514), 77-79, 2001. DOI: 10.1126/science.1058847

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**. 155 páginas. Dissertação de Mestrado - Universidade Federal Rural do Semiárido. 2021.

SMITH, D. R. *et al.* **Composite medium with simultaneously negative permeability and permittivity**. Physical Review Letters, v. 84, n. 18, p. 4184- 4187, 2000.

SMITH, D. R., Pendry, J. B., & Wiltshire, M. C. K. **Metamaterials and negative refractive index**. Science, 305(5685), 788-792, 2004.

SOUKOULIS, C. M., & Wegener, M. **Past achievements and future challenges in the development of three-dimensional photonic metamaterials**. Nature Photonics, 5(9), 523-530, 2011. DOI: 10.1038/nphoton.2011.154

VESELAGO, V. G. **The electrodynamics of substances with simultaneously negative values of ϵ and μ** . Soviet Physics Uspekhi, 10(4), 509-514, 1968.

WHO. **Câncer de Mama**. 2021. Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/breast-cancer>. Acesso em: 22 set. 2023.