

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Dissertação de Mestrado

**Contribuição para o Desenvolvimento de um Sensor de
Micro-ondas para Monitoramento de Índice Glicêmico em
Pacientes Diabéticos**

Marina Lua Ferreira

Campina Grande - PB

Setembro de 2022

Marina Lua Ferreira

**Contribuição para o Desenvolvimento de um Sensor de
Micro-ondas para Monitoramento de Índice Glicêmico em
Pacientes Diabéticos**

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Engenharia Elétrica

Linha de Pesquisa: Eletrônica e Telecomunicações

Alexandre Jean René Serres, D.Sc.

(Orientador)

Robson Hebraico Cipriano Maniçoba, D.Sc.

(Coorientador)

Campina Grande - PB

Setembro de 2022

F383s

Ferreira, Marina Lua.

Sensor de micro-ondas não-invasivo para monitoramento de índice glicêmico em pacientes diabéticos / Marina Lua Ferreira. – Campina Grande, 2022.

117 f. : il. color.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Engenharia Elétrica e Informática, 2022.

"Orientação: Prof. Dr. Alexandre Jean René Serres, Prof. Dr. Robson Hebraico Cipriano Maniçoba”.

Referências.

1. Micro-Ondas. 2. Eletrônica e Telecomunicações. 3. Diabetes – Monitoramento de Índice Glicêmico. 4. Glicose. 5. Sensor. 6. Ressonador. I. Serres, Alexandre Jean René. II. Maniçoba, Robson Hebraico Cipriano. III. Título.

CDU 621.37(043)

Marina Lua Ferreira

Contribuição para o Desenvolvimento de um Sensor de Micro-ondas para Monitoramento de Índice Glicêmico em Pacientes Diabéticos

Dissertação de Mestrado aprovada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.



Alexandre Jean René Serres, D.Sc.
(Orientador)



Robson Hebraico Cipriano Maniçoba, D.Sc.
(Coorientador)



Alfredo Gomes Neto
(Avaliador)



Helder Alves Pereira
(Avaliador)

Campina Grande - PB
Setembro de 2022



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
POS-GRADUACAO EM ENGENHARIA ELETRICA
Rua Aprigio Veloso, 882, - Bairro Universitario, Campina Grande/PB, CEP 58429-900

REGISTRO DE PRESENÇA E ASSINATURAS

1. ATA DA DEFESA PARA CONCESSÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA, REALIZADA EM
05 DE SETEMBRO DE 2022
(Nº 746)

CANDIDATA: **MARINA LUA FERREIRA**. COMISSÃO EXAMINADORA: ALEXANDRE JEAN RENÉ SERRES, D.Sc., UFCG, ROBSON HEBRAICO CIPRIANO MANIÇOBA, Dr., UESB, Orientadores, HELDER ALVES PEREIRA, Dr., UFCG, ALFREDO GOMES NETO, D.Sc., IFPB. TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Sensor de Micro-ondas Não-invasivo para Monitoramento de Índice Glicêmico em Pacientes Diabéticos. HORA DE INÍCIO: – LOCAL: Sala Virtual, conforme Art. 5º da PORTARIA SEI Nº 01/PRPG/UFCG/GPR, DE 09 DE MAIO DE 2022. Em sessão pública, após exposição de cerca de 45 minutos, a candidata foi arguida oralmente pelos membros da Comissão Examinadora, tendo demonstrado suficiência de conhecimento e capacidade de sistematização, no tema de sua dissertação, obtendo conceito .Face a aprovação, declara a presidente da Comissão, achar-se a examinanda, legalmente habilitada a receber o Grau de Mestre em Engenharia Elétrica, cabendo a Universidade Federal de Campina Grande, como de direito, providenciar a expedição do Diploma, a que a mesma faz jus. Na forma regulamentar, foi lavrada a presente ata, que é assinada por mim, Leandro Ferreira de Lima, e os membros da Comissão Examinadora presentes. Campina Grande, 5 de Setembro de 2022.

LEANDRO FERREIRA DE LIMA
Secretário

ALEXANDRE JEAN RENÉ SERRES, D.Sc., UFCG
Orientador

ROBSON HEBRAICO CIPRIANO MANIÇOBA, Dr., UESB
Orientador

HELDER ALVES PEREIRA, Dr., UFCG
Examinador Interno

ALFREDO GOMES NETO, D.Sc., IFPB
Examinador Externo

MARINA LUA FERREIRA
Candidata

2 - APROVAÇÃO

2.1. Segue a presente Ata de Defesa de Dissertação de Mestrado da candidata **MARINA LUA FERREIRA**, assinada eletronicamente pela Comissão Examinadora acima identificada.

2.2. No caso de examinadores externos que não possuam credenciamento de usuário externo ativo no SEI, para igual assinatura eletrônica, os examinadores internos signatários **certificam** que os examinadores externos acima identificados participaram da defesa da tese e tomaram conhecimento do teor deste documento.



Documento assinado eletronicamente por **LEANDRO FERREIRA DE LIMA, SECRETARIO (A)**, em 06/09/2022, às 09:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



Documento assinado eletronicamente por **Alfredo Gomes Neto, Usuário Externo**, em 06/09/2022, às 13:50, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



Documento assinado eletronicamente por **HELDER ALVES PEREIRA, PROFESSOR 3 GRAU**, em 06/09/2022, às 14:30, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



Documento assinado eletronicamente por **ALEXANDRE JEAN RENE SERRES, PROFESSOR(A) DO MAGISTERIO SUPERIOR**, em 06/09/2022, às 16:02, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marina Lua Ferreira, Aluna**, em 17/10/2022, às 10:44, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site <https://sei.ufcg.edu.br/autenticidade>, informando o código verificador **2700945** e o código CRC **1F3CD157**.

*Dedico este trabalho à maior inspiradora dele e (da minha vida).
À minha mãe, Maria de Fátima (in memoriam), por ter lutado por ela e por tantos outros.
Por ter me ensinado a lutar pelo que eu acredito.
Sou teu legado e a inspiração deste trabalho é você.*

Agradecimentos

Concluir este trabalho é um verdadeiro sonho e, por isso, tenho muito o que (e a quem) agradecer. Agradeço a Deus e a todas as forças boas presentes no Universo por terem me dado força para continuar e por terem fincado em mim uma vontade incansável de continuar, mesmo nos piores e mais sombrios momentos. A insistência é uma característica com preços altos, mas com frutos lindos.

Agradeço à minha mãe, maior inspiradora deste trabalho. Por ter, desde que eu era muito pequena, me mostrado que estamos nesse mundo para ajudar, para tentar melhorar o que já existe, para criar e para, principalmente, lutar pelo que e por quem acreditamos. Minha mãe foi fundadora da Associação Campinense dos Diabéticos, uma organização social voluntária para orientação, prevenção e informação sobre um melhor controle da Diabetes. Ela dedicou 27 anos de sua vida a ajudar. Este trabalho é reflexo de minha admiração e do quanto ela me ensinou. Mainha, que minha luta e meu trabalho cheguem a você de alguma forma, em algum lugar desse Universo. Te amo.

Agradeço com todo o meu amor a minha família que, a sua própria maneira, acredita em mim e torce para que eu realize todos os meus sonhos. À meu pai Renato, meu irmão Daniel, à Flávia, Elba, Josi, Júlia e Tia Cici. Espero que tenham orgulho de mim e que, com essa conquista, eu consiga contribuir pra nossa família e nossos sonhos.

Aos meus amigos, incansáveis na arte de acreditar em mim, em não me deixarem desistir, em me oferecerem casa, colo, ligações de horas, abraços, palavras e, principalmente muito amor. Eu jamais teria aguentado toda essa jornada sem o amor de vocês. À vocês, meu amor, minha admiração e minha dedicação sem esforço, pelo puro prazer de dividir a vida, as conquistas e as tempestades com vocês. Agradeço à Alex, Kamilla, Samuel Melo, Samuel Medeiros, Matheus Guerra, Matheus Cardoso, Ulisses, Rossana, Mylena, Vagne, Andréa, Maria Luiza e Maria Tereza. Vos amo muitíssimo.

Agradeço aos professores que me ajudaram no desenvolvimento desse trabalho, professor Alex, professor Robson e professor Alfredo. Agradeço por terem abraçado minhas ideias para esse tema, por terem continuado comigo mesmo em meio aos momentos mais difíceis dessa jornada e por me possibilitarem a conclusão dessa etapa tão importante da minha jornada acadêmica.

Vale a pena lutar pela Humanidade, pela Ciência e pela Educação.

À todos aqueles que lutam e sonham junto comigo, agradeço.

Com amor,

Marina

“É preciso ter esperança. Mas tem de ser esperança do verbo esperar. Esperança do verbo esperar não é esperança, é espera. Esperançar é ir atrás, se juntar, é não desistir. É ser capaz de recusar aquilo que apodrece a nossa capacidade de integridade. Esperança é a capacidade de olhar e reagir àquilo que parece não ter saída. Temos que esperançar.”

Paulo Freire

Resumo

O presente trabalho propõe um sensor baseado em uma estrutura com ressoador em grampo para uso na detecção da concentração de glicose em soluções aquosas, a ser aplicado nos estudos de monitoramento de índice glicêmico em pacientes diabéticos. O sensor apresenta uma boa sensibilidade de seu parâmetro de transmissão em resposta à variação das concentrações das soluções, na faixa de 850 MHz a 1,7 GHz, possuindo baixo custo, dimensões reduzidas e alta replicabilidade. O trabalho fornece uma contribuição para o estudo das técnicas de determinação de índice glicêmico a partir de circuitos ressoadores que operam na faixa de frequências de micro-ondas, podendo ser utilizado na pesquisa e desenvolvimento de dispositivos para o tratamento de Diabetes.

Palavras-chaves: baixo custo; diabetes; glicose; micro-ondas; monitoramento de índice glicêmico; ressoador; sensor.

Abstract

The present research work proposes a sensor based in a structure with a hairpin resonator, for use in the detection of glucose concentration in solutions, to be applied in studies of glycemic index monitoring in diabetic patients. The sensor presents a high sensitivity for the transmission parameter in response for solutions concentration variation, with operation range from 850 MHz to 1,7 GHz, having a low cost, compact dimensions and high replicability. The work provides a contribution to the study of techniques in the determination of the glycemic index using resonators that operate in the microwave frequency range, and can be used in the research and development of devices for Diabetes treatment.

Key-words: diabetes; glucose; glycemic index monitoring; low cost; microwave; resonator; sensor.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	Contextualização	18
1.2	Motivação	18
1.3	Objetivos	20
1.3.1	Objetivo Geral	20
1.3.2	Objetivos Específicos	20
1.4	Estrutura do Texto	21
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	22
2.1	Histórico das Tecnologias de Medição de Concentrações de Glicose no Sangue	22
2.1.1	Revisão Temporal da Evolução das Tecnologias	22
2.1.2	As Gerações de Sistemas de Monitoramento	31
2.1.3	Tabela de Marcos Cronológicos no Desenvolvimento dos BGMS	31
2.2	Tecnologias de Sensoriamento Não-Invasivo para Monitoramento de Índices de Glicose	33
2.3	Ressonadores Aplicados ao Monitoramento Não-Invasivo de Índice Glicêmico no Sangue	36
2.4	Amostras de Soluções de Glicose	53
2.4.1	Características Dielétricas das Concentrações de Glicose	53
2.5	Tabela Sinótica	57
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	60
3.1	Ressonadores	60
3.2	Ressonadores de Micro-ondas	60
3.2.1	Circuitos Ressonantes RLC	61
3.2.2	Configurações de Ressonadores de Micro-ondas	64
3.2.3	Excitação de Ressonadores	67
3.2.4	Ressonadores Planares	69
3.2.5	Ressonadores Dielétricos	70
3.2.6	Análise de Parâmetros-S	71
3.2.7	Sensores com Ressonadores Planares de Micro-ondas	73
3.3	Tecnologia de Ressonadores de Microfita	75
3.3.1	Constante Dielétrica Efetiva (ϵ_{eff})	76
3.3.2	Fator de Qualidade	77
3.3.3	Lacunas de Acoplamento	77

3.3.4	Linhas de Alimentação	78
4	METODOLOGIA	81
4.1	Metodologia da Pesquisa	81
4.2	Procedimentos Bibliográficos e Teóricos	82
4.2.1	Etapas do Desenvolvimento Teórico e Bibliográfico da Pesquisa	82
4.3	Procedimentos Computacionais	86
4.3.1	<i>Software</i> de Simulação Computacional Eletromagnética	87
4.3.2	Características das Simulações	87
4.3.3	Procedimentos dos Testes de Simulação	88
4.4	Metodologias de Validação	89
5	SENSOR PARA MONITORAMENTO DE GLICOSE	90
5.1	Ressorador <i>Hairpin</i>	90
5.2	Estrutura do Sensor	91
5.3	Testes via Simulação Computacional	94
5.4	Procedimentos Experimentais	97
5.4.1	Protótipo do Sensor	97
5.4.2	<i>Setup de Medição</i>	99
5.4.3	Preparação das Soluções	101
5.5	Resultados Numéricos e Experimentais	104
5.6	Validação e Resultados Finais	107
6	CONCLUSÕES	111
6.1	Sugestões para Trabalhos Futuros	112
6.2	Artigo publicado e/ou submetido	113
6.2.1	Artigo Submetido e Aceito	113
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	114

Lista de Ilustrações

Figura 1 – Aparelho de medição de índice glicêmico <i>Glucocheck</i> , lançado em 1980.	25
Figura 2 – Aparelhos de medição de índice glicêmico <i>Reflocheck</i> e <i>Reflolux</i> , lançados em 1982 e 1984, respectivamente.	25
Figura 3 – Aparelhos de medição de índice glicêmico <i>ExacTech</i> , lançados em 1987.	26
Figura 4 – Aparelho <i>Glucocard</i> , lançado em 1991.	27
Figura 5 – Histórico dos aparelhos de monitoramento de glicose no sangue lançados por empresas japonesas.	28
Figura 6 – Aparelho <i>OneTouch Ultra</i> da <i>LifeScan</i>	29
Figura 7 – Aparelho <i>Accucheck Active</i> da <i>Roche</i>	30
Figura 8 – Técnicas não-invasivas de monitoramento de índice glicêmico.	34
Figura 9 – Tecnologias invasivas para a medição de glicose no sangue. Sendo: (a) aparelho de medição comercial tradicional; (b) glucômetro implantável, no interior do corpo do paciente; e (c) sensor de glicose tipo agulha, aderido a pele, utilizando fluido intersticial para realizar a medição.	35
Figura 10 – Tecnologias não-invasivas para a medição de glicose. Sendo: (a) sensores em lentes de contato; (b) tira de monitoramento de glicose a partir de saliva; e (c) <i>patch</i> vestível para monitoramento de glicose, a partir de suor.	35
Figura 11 – Principais requisitos de uma tecnologia não-invasiva eficaz para monitoramento de glicose	36
Figura 12 – Circuito equivalente do sensor proposto por Caduff et al. (2003).	37
Figura 13 – Sensor proposto por Buford, Green e McClung (2008) em suas duas versões, para medição no pulso e no polegar	39
Figura 14 – Sensor proposto por Hofmann et al. (2012).	40
Figura 15 – Sensor proposto por Yilmaz, Foster e Hao (2012).	41
Figura 16 – Sensor proposto por Schwerthoeffer, Weigel e Kissinger (2013).	42
Figura 17 – Sensor proposto por Yilmaz, Foster e Hao (2012).	42
Figura 18 – Sensor proposto por Adhikari et al. (2014).	43
Figura 19 – Sensor proposto por Choi et al. (2014).	44
Figura 20 – Sensor proposto por Vrba e Vrba (2015).	45
Figura 21 – Sensor proposto por Camli et al. (2016).	46
Figura 22 – Sensor proposto por Turgul e Kale (2016).	47
Figura 23 – Sensor proposto por George, Mol e Mneon (2017).	48
Figura 24 – Sensor proposto por Govind e Akhtar (2019).	49
Figura 25 – Sensor proposto por Juan et al. (2019).	50
Figura 26 – Sensor proposto por Omer et al. (2020)	51

Figura 27 – Resultados para o coeficiente de transmissão (S_{21}) medidos para o sensor proposto por Omer et al. (2020)	51
Figura 28 – Sensor proposto por Bteich et al. (2020).	52
Figura 29 – Sensor proposto por Saleh, Ateeq e Al-Naib (2021) e resultados obtidos para os testes com soluções.	53
Figura 30 – Sonda coaxial para caracterização de permissividade em soluções.	54
Figura 31 – Permissividade e condutividade de soluções água-glicose na frequência de 2.4 GHz.	56
Figura 32 – Testes com simulações de amostras contendo glicose em sua composição.	56
Figura 33 – Parâmetro S_{21} do sensor Proposto por Omer et al. (2020) com testes para 11 concentrações de glicose diferentes.	57
Figura 34 – Circuito ressonante RLC em série.	61
Figura 35 – Circuito ressonante RLC em paralelo.	63
Figura 36 – Equações para os parâmetros dos circuitos ressonantes RLC, em série e em paralelo.	64
Figura 37 – Ressonadores de elemento concentrado.	65
Figura 38 – Ressonadores planares.	66
Figura 39 – Comparação entre diferentes tipos de ressoadores de acordo com a aplicação para diferentes faixas de frequências de operação.	66
Figura 40 – Comparação entre diferentes tipos de ressoadores de acordo com as perdas e as dimensões.	67
Figura 41 – Técnicas de acoplamento de ressoadores.	68
Figura 42 – Circuito equivalente para um ressoador de microfita acoplado por lacuna (<i>gap coupling</i>).	69
Figura 43 – Circuito equivalente para um ressoador de microfita acoplado por abertura (<i>aperture coupling</i>).	69
Figura 44 – Ressonadores planares de linha de transmissão.	70
Figura 45 – Representação dos parâmetros S em uma estrutura de filtro de duas portas.	71
Figura 46 – Ressonador de microfita.	72
Figura 47 – Representação equivalente da descontinuidade no ressoador de microfita.	72
Figura 48 – Comportamento dos parâmetros S_{11} e S_{21} para um ressoador de microfita de duas portas.	73
Figura 49 – Sensor de variação de frequência com elemento ressonante.	75
Figura 50 – Resposta em frequência de um ressoador.	78
Figura 51 – Linha de microfita básica.	79
Figura 52 – Distribuição de campos elétrico e magnético em uma linha de microfita genérica.	79
Figura 53 – Fluxograma da metodologia de pesquisa científica utilizada.	81

Figura 54 – Arquivo de catalogação das referências por categoria.	85
Figura 55 – Tabela comparativa de estruturas.	85
Figura 56 – Tabela comparativa de estruturas (com imagens dos ressoadores).	86
Figura 57 – Ressorador <i>hairpin</i> acoplado à linha de alimentação, com duas portas.	91
Figura 58 – Circuito equivalente do ressoador <i>hairpin</i> básico.	91
Figura 59 – Dimensões do sensor proposto.	92
Figura 60 – Vista 3-D do sensor proposto no <i>software ANSYS® Electronics Desktop</i>	93
Figura 61 – Parâmetros S do sensor proposto, sem amostras, via simulação.	94
Figura 62 – Sensor proposto com caixa de acrílico ao redor do ressoador, via simulação.	95
Figura 63 – Parâmetros S do sensor proposto, com caixa de acrílico preenchida com ar, via simulação.	95
Figura 64 – Parâmetro S_{21} do sensor, com e sem caixa de acrílico, via simulação.	96
Figura 65 – Protótipo do sensor fabricado.	98
Figura 66 – Dimensões que foram modificadas entre as etapas de simulação e construção do protótipo do sensor.	99
Figura 67 – <i>Setup</i> de medição.	100
Figura 68 – Vista aproximada dos conectores ligado ao sensor.	100
Figura 69 – Preparação das soluções de teste e pesagem, utilizando sacarose e água destilada.	101
Figura 70 – Parâmetro S_{21} , para o sensor com caixa de acrílico em vazio, obtido via simulação e via medições.	104
Figura 71 – Parâmetro S_{21} , obtido via medições, para o sensor com soluções de teste com diferentes concentrações de glicose-água.	105
Figura 72 – Parâmetro S_{21} , obtido via medições, para soluções de teste com diferentes concentrações, na faixa de frequências de interesse, de 1,5 a 1,7 GHz.	105
Figura 73 – Variação da frequência de ressonância do sensor com a variação da concentração das soluções de teste.	106
Figura 74 – Comparação entre os resultados medido e numérico para o parâmetro S_{21} do sensor, com amostra de água destilada.	107
Figura 75 – Parâmetro S_{21} do sensor para soluções com diferentes concentrações de glicose, obtido via simulação.	108
Figura 76 – Comportamento do parâmetro S_{21} , via simulação, para diferentes concentrações de glicose, na faixa de frequências de interesse, de 1,5 GHz a 1,7 GHz.	108
Figura 77 – Comparação entre os resultados medido e numérico para o comportamento do parâmetro S_{21} do sensor, com solução com 50% de concentração de glicose.	109

Figura 78 – Permissividade elétrica (ϵ_r) medida para a solução de concentração 50%,
na faixa de 850 MHz a 1.7 GHz. 110

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Marcos históricos no desenvolvimento de aparelhos de medição de níveis de glicose no sangue.	32
Tabela 2 – Tabela sinótica da revisão bibliográfica.	58
Tabela 3 – Continuação da tabela sinótica da revisão bibliográfica.	59
Tabela 4 – Características dos sensores de variação de frequência.	74
Tabela 5 – Dimensões do sensor proposto.	93
Tabela 6 – Dimensões da caixa de acrílico.	94
Tabela 7 – Dimensões do sensor fabricado (em comparação com as dimensões do sensor projetado).	98
Tabela 8 – Proporções de cada solução de teste.	103
Tabela 9 – Valores estimados de permissividade elétrica e tangente de perdas para algumas soluções, entre 850 MHz e 1,7 GHz.	103
Tabela 10 – Desvio percentual entre valor numérico e valor medido da frequência de ressonância para diferentes testes.	110

Lista de abreviaturas e siglas

ADA	<i>American Diabetes Association</i>
BGMS	<i>Blood Glucose Monitoring Systems</i>
CGMS	<i>Continuous Glucose Monitoring Systems</i>
CPW	<i>Coplanar Waveguide</i>
CSRR	<i>Complementary Split Ring Resonator</i>
HFSS	<i>High Frequency Structure Simulator</i>
MLEF	<i>Microstrip Line Open-End Effect</i>
PCB	<i>Printed Circuit Board</i>
RNA	Rede Neural Artificial
RFID	<i>Radio Frequency Identification</i>
SASRR	<i>Single Asymmetric Split Ring Resonator</i>
SRR	<i>Split Ring Resonator</i>
TEM	<i>Transverse Electromagnetic</i>
VNA	<i>Vector Network Analyzer</i>

Lista de símbolos

Y	Admitância elétrica
ϵ_{eff}	Constante dielétrica efetiva
C	Capacitância elétrica
λ	Comprimento de onda
β	Constante de propagação
I	Corrente elétrica
W_e	Energia elétrica
W_m	Energia magnética
Q	Fator de qualidade
f	Frequência
ω	Frequência angular
Z	Impedância elétrica
L	Indutância elétrica
P	Potência elétrica
R	Resistância elétrica
$\tan\delta$	Tangente de perdas
V	Tensão elétrica
$\Delta\omega$	Variação da frequência angular

1 Introdução

Neste Capítulo, será apresentada a introdução da presente pesquisa. Será realizada, inicialmente, uma contextualização acerca do tema central da pesquisa. Em seguida, será apresentada a motivação para o objeto de estudo e tecnologia propostos. Por fim, serão apresentados o objetivo geral e os objetivos específicos da pesquisa, e a estrutura no qual o presente trabalho se encontra organizado.

1.1 Contextualização

O estudo a respeito do tratamento e monitoramento de doenças crônicas é uma necessidade indispensável e atemporal. A utilização de tecnologias e dispositivos utilizando sensores para esses fins é um campo de estudo que vem sendo amplamente explorado nas pesquisas científicas nas últimas décadas.

No contexto de sensoriamento aplicado à tecnologias para saúde, [Mehrotra, Chatterjee e Sen \(2019\)](#) define um biossensor como um dispositivo de detecção que converte uma resposta biológica em um sinal mensurável. Um biossensor é capaz de determinar a presença e concentração de uma substância química específica em uma solução de teste ([NIRAJ et al., 2012](#)).

Os progressos já alcançados ao longo da história nos processos de biossensoriamento e sensoriamento eletromagnético aplicado à saúde geraram enormes benefícios no domínio médico ([TURNER; KARUBE; WILSON, 1987](#)). Esses dispositivos podem ser explorados: na detecção de diferentes tipos de câncer; no monitoramento de sinais vitais, a exemplo da frequência cardíaca; na detecção de biomoléculas, como o DNA (Ácido Desoxirribonucleico) ou proteínas para a detecção de distúrbios genéticos; na detecção de índices de glicose no sangue, para o tratamento da Diabetes; na detecção, tratamento e monitoramento de diferentes tipos de doenças crônicas.

1.2 Motivação

Dentre as doenças crônicas conhecidas, a Diabetes mellitus é uma das mais comuns a nível mundial. Com os hábitos de vida adotados pela sociedade atual, consistentes de pouca atividade física e aumento dos índices de obesidade, é observada uma tendência de crescimento no número de pacientes acometidos por essa doença ao longo dos anos ([WHITING et al., 2011](#)).

A Diabetes mellitus é uma doença causada pela produção insuficiente ou má

absorção de insulina, hormônio responsável por regular a concentração de glicose no sangue. O índice glicêmico é o índice que representa a concentração de glicose no sangue do ser humano e é medido em mg/dl. Pacientes portadores da doença podem apresentar níveis de glicose no sangue que acarretam perigo às suas vidas e podem causar problemas e quadros de saúde mais sérios ao portador.

Existem dois casos importantes a respeito dos níveis de glicose no sangue: o nível hipoglicêmico (concentração inferior a 72 mg/dl) e o nível hiperglicêmico (concentração superior a 200 mg/dl). Idealmente, o paciente diabético deve medir seu índice glicêmico todos os dias para verificar se ele está dentro dos índices aceitáveis para o controle e convívio com a doença. O monitoramento frequente dos índices de glicose no sangue é essencial para manter esses níveis dentro do alcance fisiológico e para compreender a progressão da Diabetes e buscar um manejo da doença próximo do ideal (GROUP, 2008).

A forma mais comum de medição utilizada é o uso de medidores de índice glicêmico comerciais, que utilizam amostras de sangue de aproximadamente 2 a 10 μL , retiradas da ponta do dedo ou de outra extremidade do corpo do paciente (ELSHEAKH; ABDALLAH; ELSADEK, 2017). Normalmente, pacientes portadores de Diabetes mellitus precisam realizar essa medição inúmeras vezes, ou seja, coletar amostras de sangue repetidamente durante o dia. Esse é um processo muitas vezes incômodo e doloroso.

Pesquisas recentes demonstram que os sistemas de monitoramento contínuos, que ficam implantados no corpo do paciente, são eficazes para auxiliar nas medições e ajuste dos níveis de glicose no sangue aos níveis recomendados. No entanto, adolescentes e jovens adultos são grupos de pacientes que comumente apresentam dificuldade em aderir e se adaptar a esse tipo de sistema invasivo intensivo. Por esse motivo, sistemas de monitoramento não-invasivos são preferíveis (ELSHEAKH; ABDALLAH; ELSADEK, 2017).

Até o momento da presente pesquisa, não há técnica não-invasiva de monitoramento dos índices de glicose no sangue amplamente aceita na indústria médica. Tecnologias para serem aplicadas em técnicas de medição não-invasivas tornaram-se um amplo objeto de investigação dentro da área de pesquisa.

Dentre as principais tecnologias alvos de estudo para a aplicação no desenvolvimento de sistemas de monitoramento não-invasivos de índice glicêmico, estão os biossensores que utilizam: antenas *patch*; RFID (Identificação por Rádiofrequência); e ressoadores de micro-ondas. Algumas dessas tecnologias podem ser otimizadas utilizando metamateriais.

Esforços significativos foram dedicados nos últimos anos para a pesquisa e desenvolvimento de sensores de micro-ondas, especialmente para aplicações relacionadas a caracterização e composição de materiais e substâncias. As micro-ondas são muito sensíveis às propriedades dos materiais com os quais interagem (MUÑOZ-ENANO et al., 2020).

Dessa forma, a tecnologia de micro-ondas é considerada muito útil na caracterização de substâncias, a exemplo da glicose.

Tecnologias na faixa de micro-ondas possuem propriedades como sistemas de geração e detecção com baixo custo, interação com materiais em escalas diferentes (operando em campo próximo ou campo distante), compatibilidade com tecnologia planar, conectividade sem fio e robustez contra ambientes hostis (MUÑOZ-ENANO et al., 2020).

Os principais desafios na construção de sistemas para monitoramento da glicose no sangue estão em unir: precisão, exatidão, usabilidade e aplicabilidade nas medições. Um dos principais objetivos das pesquisas é estudar a possibilidade de desenvolver tecnologias que forneçam uma medição segura e eficiente do índice glicêmico em pacientes portadores de Diabetes mellitus, garantindo mais conforto e eficácia aos pacientes durante essas medições.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo geral do presente trabalho é implementar um sensor operando na faixa de micro-ondas capaz de determinar concentrações de glicose em uma solução aquosa, a fim de contribuir no estudo de medições não-invasivas de índices glicêmicos em pacientes portadores de Diabetes. Para a solução dessa questão, é proposta a utilização de ressoadores.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Investigar materiais e técnicas utilizados no desenvolvimento de sensores para monitoramento de índice glicêmico em pacientes diabéticos;
- Realizar análises preliminares de projetos e simulações computacionais para investigar as características e comportamento eletromagnético de ressoadores a serem utilizados no sensoriamento proposto;
- Utilização da topologia *hairpin* (ou grampo) para o desenvolvimento do ressoador;
- Avaliar as condições de desempenho do sensor, tais como as variações na reflexão e/ou transmissões, expressas por meio dos parâmetros S;
- Estudar o processo de quantização dos índices de glicose no sangue a partir dos parâmetros elétricos do sangue que podem ser medidos e mensurados pelo sensor: permissividade elétrica; condutividade elétrica; frequência de ressonância; parâmetros S;

- Fabricar o protótipo do sensor e realizar testes de validação;
- Obter um sensor com boa sensibilidade à variação das concentrações de glicose nas soluções, sendo capaz de caracterizar diferentes soluções a partir das respostas em frequência do sensor.

1.4 Estrutura do Texto

O presente trabalho está organizado em seis capítulos. No Capítulo 2, é apresentada a fundamentação teórica acerca dos conteúdos que serão abordados durante o texto, sendo eles: as tecnologias de ressoadores e seus princípios e funcionamento; a teoria acerca das características e alguns tipos de ressoadores que podem ser utilizados para a aplicação proposta; os parâmetros elétricos utilizados para caracterizar a variação dos índices de glicose no sangue, parâmetros esses que serão medidos pelo sensor (permissividade elétrica, condutividade elétrica, frequência de ressonância, parâmetros S); e a fundamentação base para o projeto de ressoadores de microfita.

No Capítulo 3, é apresentada uma revisão bibliográfica com o objetivo de apresentar e avaliar as tecnologias, dispositivos e sistemas de medição e monitoramento dos índices de glicose no sangue já existentes e documentados na literatura. É apresentada, ainda, uma revisão das principais metodologias utilizadas para realizar testes com soluções contendo glicose. Essa revisão é utilizada como base para os testes desenvolvidos na presente pesquisa.

No Capítulo 4 é documentada a metodologia utilizada para a realização do projeto proposto nessa pesquisa, assim como para a obtenção e apresentação dos resultados. Já no Capítulo 5 serão apresentados detalhadamente os seguintes tópicos: características da estrutura do sensor proposto; testes e resultados obtidos via simulação computacional; procedimentos e resultados experimentais; e os resultados de validação obtidos para o dispositivo desenvolvido.

Por fim, no Capítulo 6, estão documentadas as conclusões acerca do presente trabalho de dissertação, bem como algumas sugestões para trabalhos futuros e as informações acerca do artigo publicado e submetido a partir do presente trabalho.

2 Revisão Bibliográfica

Neste capítulo será apresentada uma revisão bibliográfica sobre as pesquisas mais revelantes na área de estudo acerca dos sensores utilizados no monitoramento de índice glicêmico no sangue.

A revisão está dividida em cinco partes. A primeira parte apresenta um histórico relativo ao desenvolvimento de tecnologias de medição e monitoramento utilizadas na verificação da concentração de glicose em diferentes meios. A segunda parte apresenta uma revisão das tecnologias não-invasivas mais significativas utilizadas para o monitoramento dos índices de glicose. A terceira parte, por sua vez, contempla as principais contribuições no desenvolvimento e otimização de sensores utilizando a ressoadores para o monitoramento não-invasivo do índice glicêmico no sangue, contexto no qual a presente proposta de dissertação está inserida.

A quarta parte apresenta um levantamento bibliográfico de alguns métodos utilizados para o testes dos sensores com soluções de água-glicose. Por fim, a última parte do capítulo apresenta uma tabela sinótica da revisão bibliográfica realizada.

2.1 Histórico das Tecnologias de Medição de Concentrações de Glicose no Sangue

2.1.1 Revisão Temporal da Evolução das Tecnologias

A existência da doença denominada hoje como Diabetes, bem como seus sintomas, foi relatada e documentada pela primeira vez em um papiro egípcio de em 1552 a.C, na 3ª Dinastia Egípcia. Nessa época ainda não existia nenhum tratamento eficaz conhecido para esse tipo de doença. Descoberta em 1921 por Frederick Banting e seu assistente Charles Best, foi somente em 1923 que a empresa *Eli Lilly and Company* começou a produzir o que hoje é conhecida como a insulina comercial utilizada por alguns pacientes diabéticos no tratamento dessa patologia (OLCZUK; PRIEFER, 2018).

Mesmo com a atual existência de medicamentos que auxiliam na estabilização e convivência com a doença, que é crônica, é necessário constantemente medir os níveis de glicose no sangue para administrar corretamente os medicamentos e lidar com sintomas e possíveis complicações. O monitoramento dos índices de glicose em pacientes afetados com Diabetes possibilita aos pacientes um maior controle da patologia. Com isso, a possibilidade de automonitoramento tem reflexos diretos no quadro da doença nesses pacientes.

Os primeiros autotestes para verificação do índice glicêmico datam de aproximada-

mente um século atrás, sendo testes realizados a partir de amostras de urina. Os primeiros testes comerciais desse tipo foram lançados apenas por volta da década de 50, baseados no teste de urina de Benedict, introduzido em 1911 pelo químico S. R. Benedict. Em 1913 o cientista Frederick Allen alertou a comunidade científica dos Estados Unidos sobre a necessidade de desenvolver maneiras de quantizar a glicose no sangue, para utilizar essa informação no tratamento da diabetes. Em 1945 foram lançados os primeiros *Clinitests* pela *Ames Instruments*. Entre os anos de 1956 e 1957 foram lançados testes mais avançados nessa linha de tecnologia, ainda usando amostras de urina depositados em tiras de papel com reagentes químicos sensíveis à presença da glicose. Dessa época destaca-se o *Clinistix*, lançado também pelo laboratório *Ames*. Porém, esse tipo de teste indicava apenas a presença de glicose excretada na urina e não os níveis de glicose no sangue (CLARKE; FOSTER, 2012).

As primeiras fitas para os testes utilizando amostras de sangue começaram a ser desenvolvidas em 1964 por Earnest C. Adams. Já as primeiras fitas comerciais de medição para esse tipo de teste se chamavam *Dextrostix* e foram lançadas em 1965 pelo *Ames-Miles Laboratories*. Essas foram as primeiras tiras de teste para verificação de glicose no sangue com reagente seco (OLCZUK; PRIEFER, 2018). Nessa mesma época foram lançadas as tiras de teste *Chemstrip bG*, pelo laboratório alemão *Boehringer Mannheim*. Essas tiras foram bem aceitas pela comunidade médica e na época eram amplamente usadas em clínicas e hospitais, para monitoramento da doença.

Entre as décadas de 50 e 60, introduziu-se o conceito de biossensores. O primeiro biossensor foi desenvolvido por Leland C. Clark Jr. em 1956 para detecção de oxigênio no sangue, água e em outros meios. Clark ficou conhecido como o precursor dos biossensores. Em 1962 ele realizou a primeira demonstração de um eletrodo de enzima amperométrico para a detecção de glicose, criando, assim, o primeiro biossensor para quantização de glicose no sangue (NIKHIL et al., 2016).

Durante as pesquisas da década de 60, surgiu o interesse no estudo da hemoglobina glicada (HbA1c ou A1C). Foi entre o fim da década de 50 e durante a década de 70 que descobriu-se a associação entre a hemoglobina glicada e o Diabetes Mellitus (SUMITA, 2009). Netto et al. (2009) define a hemoglobina glicada como referente a um conjunto de substâncias formado com base em reações entre a hemoglobina A (HbA) e alguns açúcares, ambos presentes no sangue.

Apesar do início dos estudos sobre a possibilidade de utilização da HbA1c para a avaliação dos níveis de glicose no sangue durante esse período, foi apenas nos anos 90 que esse estudado foi aprofundado.

Durante a década de 70, o principal marco foi o início do desenvolvimento de aparelhos de testes com amostras de sangue, substituindo os testes unicamente em fitas utilizando reagentes químicos, das décadas anteriores.

Entre 1973 e 1975 a ideia proposta por Leland Clark na década anterior foi concretizada e a empresa *Yellow Springs Instrument Company*, nos Estados Unidos, lançou o primeiro analisador de glicose com base na detecção amperométrica de peróxido de hidrogênio, o primeiro biossensor comercial para aplicação em medição de glicose no sangue da história.

Já os primeiros aparelhos, desenvolvidos pela empresa de laboratórios *Ames*, utilizavam princípios de fotometria combinados com a tecnologia das fitas de teste que já existiam no mercado. Segundo documentado em [Mendosa \(2006\)](#), utilizava-se luz refletida da superfície da fita (onde era depositada a amostra de sangue) colocada no aparelho. Essa luz era capturada por uma célula fotoelétrica para produzir um sinal que seria exibido por um ponteiro móvel em escalas analógicas equivalente ao nível de glicose no sangue em mmol/L.

Em 1972, a empresa japonesa *Kyoto-Daiichi* produziu o medidor de glicose no sangue *Eyestone* em parceria com a *Ames*. Esse aparelho também utilizava fotometria de refletância e as tiras de teste com reagentes. Já em 1974, a *Boehringer Mannheim* produziu o *Reflomat*, também aplicando princípios de fotometria, porém utilizando uma tira de reagente modificada, que exigia um volume de sangue muito menor. Até esse momento todos os aparelhos eram utilizados apenas em consultórios médicos e hospitais ([CLARKE; FOSTER, 2012](#)).

Com o tempo e os avanços na medicina acerca da doença, os pacientes se tornaram mais conscientes dos benefícios das medições e a popularidade dos testes que pudessem ser feitos de maneira domiciliar aumentou, impulsionando também um aumento da demanda sobre o mercado por dispositivos para esse uso. Assim, começaram a surgir as tecnologias utilizadas nos aparelhos de medição de glicemia a partir de amostras de sangue coletadas das pontas dos dedos dos pacientes. Esse tipo de dispositivo surgiu há cerca de 50 anos.

A busca pela substituição dos testes de urina ou de sangue com tiras de papel pelo automonitoramento da glicose no sangue com outros tipos de dispositivos de medição teve início por volta da metade da década de 1970 e representou um avanço importante para promover melhorias no tratamento da Diabetes.

As pesquisas e discussões levantadas em congressos da *American Diabetes Association* nessa época, acerca dos medidores de índice de glicose de uso doméstico, já enfatizavam a preocupação em garantir facilidade de uso, exatidão, precisão e portabilidade nesses aparelhos. Além disso, fazia-se necessário instruir os pacientes a saber interpretar os resultados apresentados nos medidores e realizar o tratamento adequado baseado naquele resultado.

Os medidores *Dextrometer* e *Glucochek* foram os primeiros medidores eletrônicos de uso doméstico disponibilizados para comercialização, na década de 80. Já possuíam

bateria interna recarregável, porém apresentavam baixas exatidão e precisão nas medições (CLARKE; FOSTER, 2012). Nesse período, as empresas *Ames*, *Boehringer* e *Mannheim* possuíam os principais laboratórios pesquisando e desenvolvendo os aparelhos portáteis de medição de índice de glicose no sangue. A Figura 1 apresenta o aparelho de medição *Glucocheck*.

Figura 1 – Aparelho de medição de índice glicêmico *Glucocheck*, lançado em 1980.



Fonte: (SÖNKSEN; JUDD; LOWY, 1980)

A Figura 2 apresenta os aparelhos *Reflocheck* e *Reflolux*, lançados em 1982 e 1984, respectivamente, pela empresa *Boehringer Mannheim*. O *Reflolux* foi posteriormente chamado de *Accu-Check II*.

Figura 2 – Aparelhos de medição de índice glicêmico *Reflocheck* e *Reflolux*, lançados em 1982 e 1984, respectivamente.



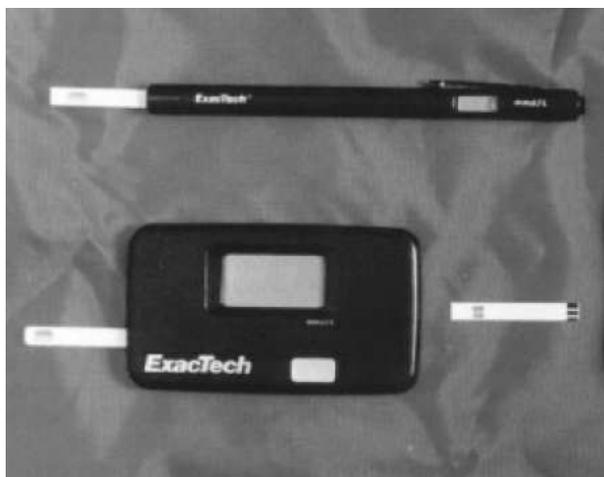
Fonte: (CLARKE; FOSTER, 2012)

Após a década de 80 documentou-se uma evolução nos aparelhos de medição de glicose, tornando-se mais fáceis de usar, com dimensões menores, possuindo mais variações

de *design* e já com disponibilidade de memória de armazenamento no *software*.

Segundo [Clarke e Foster \(2012\)](#), documenta-se que um dos primeiros sistemas mais modernos e comerciais de medidores de glicose no sangue foi lançado oficialmente em 1987. Chamando-se *ExacTech* e lançado pela empresa *MediSense*, o aparelho funciona a partir de uma fita de medição contendo uma camada de reconhecimento de material biológico para interagir com a amostra de sangue depositada pelo paciente usuário do medidor. Essa camada contém substâncias (a enzima glicose oxidase e o ferroceno, um mediador de transferência de elétrons) que interagem entre si e com a amostra de sangue do paciente para gerar a corrente elétrica correspondente, que será detectada pelo biossensor do tipo amperométrico. A Figura 3 representa duas versões do aparelho *ExacTech*.

Figura 3 – Aparelhos de medição de índice glicêmico *ExacTech*, lançados em 1987.



Fonte: ([NEWMAN; TURNER; HESSE, 2004](#))

Como é possível observar na Figura 3, o biossensor desenvolvido pela *MediSense* possui duas versões: em formato de caneta; e no formato de um aparelho com dimensões equivalentes a um cartão de crédito convencional. Segundo documentado no trabalho de [Clarke e Foster \(2012\)](#), relatórios de avaliação constataram resultados satisfatórios para a precisão e percentuais de erro desses aparelhos.

Na década de 90 ocorreram algumas transações entre as principais empresas e laboratórios envolvidos na pesquisa e desenvolvimento de aparelhos de medição dos índices de glicose no sangue. As empresas *Bayer*, *Abbott* e *Roche* compraram, respectivamente, as empresas *Ames*, *MediSense* e *Boehringer Mannheim* ([CLARKE; FOSTER, 2012](#)). Esse período foi marcado por uma intensificação das pesquisas voltadas para o desenvolvimento de aparelhos de medição que pudessem ser utilizados de forma segura pelos pacientes, aparelhos de uso doméstico e com taxas de erro aceitáveis pela ADA (*American Diabetes Association*).

Um dos marcos dessa década foi o lançamento do aparelho *Glucocard*, lançado pela empresa japonesa *ArkRay*, em 1991. A Figura 4 apresenta o aparelho *Glucocard*.

Figura 4 – Aparelho *Glucocard*, lançado em 1991.

Fonte: (YAMADA, 2011)

Conforme documentado por Yamada (2011), o aparelho possuía *design* sem botões e mesmo tamanho de um cartão de crédito. Para esse aparelho o volume de sangue requerido era menor ($5\mu\text{L}$) e o resultado era calculado em cerca de 60 segundos.

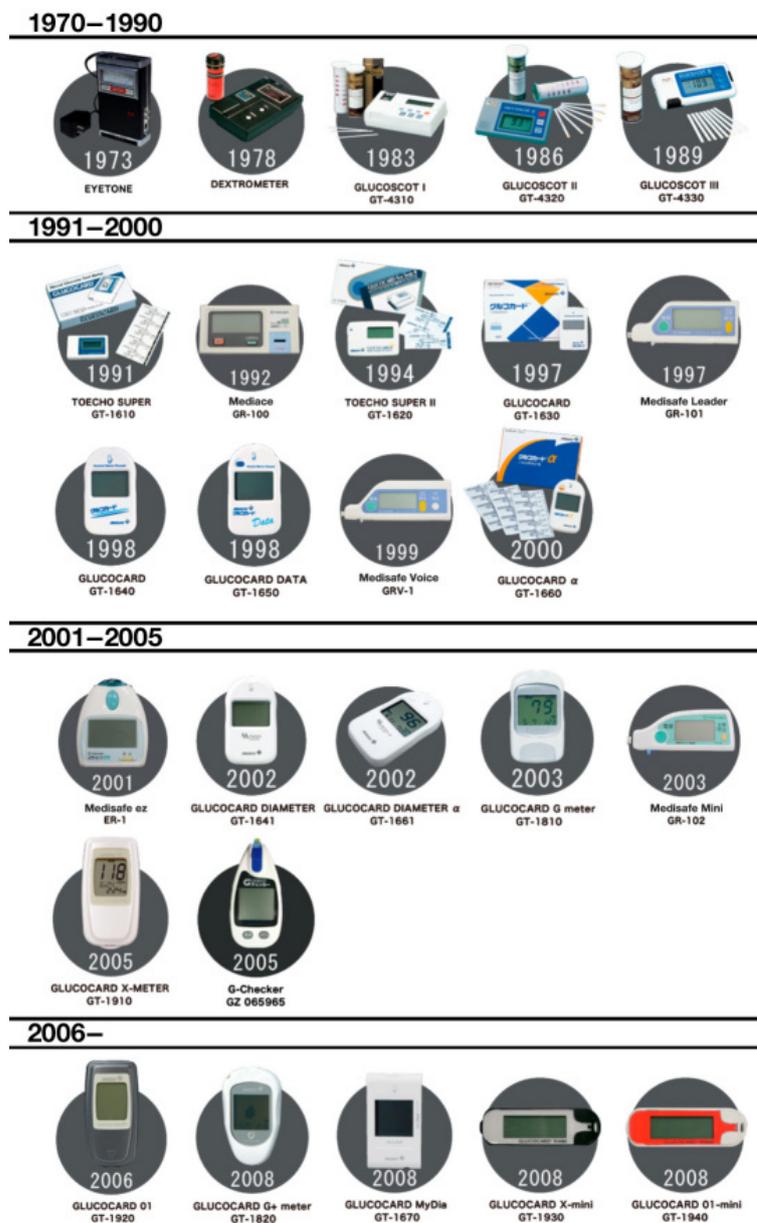
Após alguns anos o aparelho foi aperfeiçoado sendo lançado em sua segunda versão, o *Glucocard-X*, um aparelho mais rápido e compacto, em relação ao anterior. O *Glucocard-X* possuía um tempo de respostas de aproximadamente 5 segundos, um micro volume de amostra ($0,3\mu\text{L}$), calibração automática e maior espaço de memória.

Apesar das empresas norte-americanas, britânicas e alemãs possuírem grande destaque na história do desenvolvimento de aparelhos de medição de índice glicêmico no sangue, as empresas japonesas forneceram e fornecem uma vasta contribuição nessa área de desenvolvimento.

As empresas japonesas foram as primeiras no mundo a obter um medidor de medição de glicose colorimétrico em 1973. Nos 40 anos seguintes, elas conseguiram atingir um nível muito maior de facilidade de uso e desempenho e, ao fazê-lo, contribuíram para a disseminação do automonitoramento da glicose no sangue (YAMADA, 2011). A Figura 5 apresenta os aparelhos desenvolvidos por empresas japoneas, por década, em suas diferentes versões.

Conforme documentado em Yamada (2011), entre 1970 e 2010 a empresa *ArkRay* desenvolveu mais de 20 tipos de medidores de índice glicêmico no sangue.

Figura 5 – Histórico dos aparelhos de monitoramento de glicose no sangue lançados por empresas japonesas.



Fonte: (YAMADA, 2011)

Em 1993 a empresa *Bayer* lançou o aparelho *Glucometer Elite*, inspirado no *Glucocard* e com *design* muito semelhante a este. A *Bayer* também lançou o *Glucometer Espirit*, em 1997. Apesar de possuir dimensões maiores do que os aparelhos anteriores, esse aparelho possuía uma memória para armazenar os resultados de até 100 testes e esses resultados podiam ser carregados para o computador pessoal do paciente via um banco de dados fornecido pela própria *Bayer* (CLARKE; FOSTER, 2012).

Ainda durante a década de 90, as principais empresas do ramo de desenvolvimento de aparelhos de BGMS (*Blood Glucose Monitoring Systems*) investiram em corrigir os problemas e aperfeiçoar seus aparelhos lançados e desenvolvidos nos anos anteriores. Logo,

muitos dos aparelhos desenvolvidos nesse período eram novas versões de seus antecessores. Um grande marco dessa década foi o desenvolvimento do aparelho *OneTouch II*, em 1992, lançado pela empresa *LifeScan* (na época, parte da corporação *Johnson & Johnson*).

O aparelho, mais compacto e minimalista, em sua primeira versão apresentava resultados em até 45 segundos, possuía mais espaço de armazenamento de resultados em sua memória e foi referência em estudos que visavam justificar que o investimento em memória nesses tipos de aparelhos geravam mais motivação nos pacientes para realizar o automonitoramento da doença de forma regular (CLARKE; FOSTER, 2012). Como esse aparelho não atendeu aos critérios de precisão da ADA, mas apresentava alto potencial, a empresa continuou investindo e o *OneTouch* acabou virando uma linha de aparelhos e produtos de medição.

As lancetas *OneTouch FastTake*, por exemplo, lançadas para serem usadas nos testes tinham como principal objetivo tornar o teste mais confortável, utilizando uma amostra menor, permitindo assim o uso de uma lanceta de ponta mais fina, causando menos dor ao paciente. Com essa tecnologia era possível coletar a amostra dos braços ou das pontas dos dedos (NEWMAN; TURNER, 2005).

A linha *Ultra* dos aparelhos *OneTouch* possuía respostas de 5 segundos e fez com que os aparelhos fossem considerados os biossensores eletroquímicos mais avançados da época, no começo dos anos 2000. As Figuras 6 apresenta um aparelho de medição da *LifeScan*, lançados por volta do ano de 2006. Os produtos da linha *OneTouch*, após muitos aprimoramentos e ajustes, adequaram-se as normas médicas de precisão e foram extremamente bem aceitos pelo mercado, sendo produzidos e comercializados até os dias atuais.

Figura 6 – Aparelho *OneTouch Ultra* da *LifeScan*



Fonte: (NEWMAN; TURNER, 2005)

Outro aparelho muito bem aceito dentro dessa geração de biossensores de monitoramento foi o *AccuCheck* da empresa suíça *Roche*. O primeiro aparelho dessa linha foi lançado em 1996, sendo um biossensor eletroquímico que utilizava a enzima PQQ (*coenzyme pyrroloquinoline quinone*) como reagente receptor (CLARKE; FOSTER, 2012). Em 2006 a linha *AccuCheck* já estava em ampla distribuição, possuindo um dos aparelhos de reposta mais rápida do mercado. Segundo Newman e Turner (2005), alguns dos diferenciais desse aparelho eram sua função *on/off* automática e a presença de um monitor de sub-dosagem que informa quando a amostra de sangue é insuficiente para medição.

A Figura 7 apresenta um dos aparelhos da linha *AccuCheck*. Assim como os produtos da *LifeScan*, as versões mais recentes dos produtos dessa linha de aparelhos são produzidos e comercializados até hoje.

Figura 7 – Aparelho *Accucheck Active* da *Roche*



Fonte: (NEWMAN; TURNER, 2005)

Na história dos sistemas de monitoramento de índice de glicose no sangue, quando já era possível alcançar o desenvolvimento de aparelhos de medição portáteis para automonitoramento que atendiam aos padrões estabelecidos pelas instituições normativas científicas e médicas de cada local e época, deu-se um próximo passo. Cresceu o interesse da comunidade científica e dos laboratórios em desenvolver os chamados CGMs (*Continuous Glucose Monitoring Systems*). Esse tornou-se um objeto de pesquisa e estudo em investigação até a contemporaneidade.

Os principais tipos de CGMS inicialmente investigados foram os biossensores subcutâneos, implantados na pele dos pacientes para a realização do monitoramento contínuo dos índices de glicose. Outros tipos de sistemas, invasivos e, posteriormente, não-invasivos, são estudados e desenvolvidos em universidades e laboratórios até hoje. Essa é uma das principais linhas de pesquisa na área de biossensores.

2.1.2 As Gerações de Sistemas de Monitoramento

Na literatura, incluindo em trabalhos como os de [Clarke e Foster \(2012\)](#) e de [Olczuk e Priefer \(2018\)](#), aborda-se o conceito da existência de gerações na história e estudo do desenvolvimento dos sistemas de monitoramento de glicose no sangue, citados em trabalhos como BGMSs.

A primeira geração de aparelhos medidores de índices de glicose no sangue foi marcada pelos sistemas baseados em fotometria. Esses aparelhos utilizavam as fitas de testes contendo reagentes químicos, nas quais eram depositadas as amostras de sangue, e os resultados eram obtidos a partir de medidores de refletância e exibidos para leitura visual do usuário por meio de ponteiros e escalas.

A segunda geração foi marcada pelo lançamento de uma linha de aparelhos de medição que também utilizava as fitas reagentes, porém requerendo uma amostra de sangue de volume menor, com o resultado sendo exibido em um *display* digital e com um tempo de reposta mais rápido que a geração anterior. Os aparelhos *Reflolux* e *ExacTech* são marcos dessa geração.

O início da terceira geração de aparelhos é marcado pelo início do uso da tecnologia de eletrodos para possibilitar a passagem de uma corrente elétrica relacionada às amostras de sangue depositadas no aparelho. Essa corrente poderia ser detectada pelo sensor amperométrico também presente no aparelho.

2.1.3 Tabela de Marcos Cronológicos no Desenvolvimento dos BGMS

Na Tabela 1 é apresentado um resumo de alguns dos principais marcos no desenvolvimento de aparelhos de medição de índices de glicose no sangue, entre os anos 1940 e 2000, aproximadamente.

Para a construção dessa tabela, dentre a leitura e pesquisa acerca das referências bibliográficas citadas na presente pesquisa até o momento, destaca-se a contribuição dos trabalhos de [Newman e Turner \(2005\)](#), [Clarke e Foster \(2012\)](#) e [Niraj et al. \(2012\)](#) que apresentaram em suas pesquisas tabelas ou linhas cronológicas desse tipo, servindo de inspiração e referência para a construção dessa tabela.

Tabela 1 – Marcos históricos no desenvolvimento de aparelhos de medição de níveis de glicose no sangue.

Ano	Evento	Dispositivo	Empresa
1945	Primeiras fitas para identificação de açúcar na urina.	<i>Clinitest</i>	<i>Ames</i>
1957	Primeiras tiras reagente utilizando a enzima glucose oxidase.	<i>Clinistix</i>	<i>Ames</i>
1962	Primeiro biossensor amperiométrico enzimático utilizando eletrodos, desenvolvido por Leland C. Clark Jr.		
1965	Primeiras fitas comerciais para medições dos índices de glicose utilizando amostras de sangue e princípios de fotometria e refletância.	<i>Destrostix</i>	<i>Ames</i>
1972	Lançamento de um aparelho de medição fotométrico com escala analógica única.	<i>Eyestone</i>	<i>Ames</i>
1974	Lançamento de um aparelho de medição fotométrico com fita modificada, utilizando um volume menor de sangue.	<i>Reflomat</i>	<i>Boehringer Mannheim</i>
1975	Lançamento do primeiro biossensor amperométrico comercial para medição de glicose no sangue.	<i>YSI 23A</i>	<i>Yellow Springs Instrument</i>
1980	Primeiro medidor eletrônico com monitor digital.	<i>Dextrometer</i>	<i>Ames</i>
1980	Medidor eletrônico mais moderno e com temporizador automático.	<i>Glucocheck</i>	<i>LifeScan</i>
1987	Lançamento do aparelho amperométrico enzimático digital.	<i>Exactech</i>	<i>Medisense</i>
1992	Lançamento do aparelho <i>OneTouch II</i> com tempo de reposta 45 segundos.	<i>OneTouch II</i>	<i>LifeScan (Johnson & Johnson)</i>
1996	Lançamento do aparelho de medição japonês <i>Glucocard</i> .	<i>Glucocard</i>	<i>ArkRay</i>
2002	Lançamento do aparelho <i>AccuCheck</i> .	<i>AccuCheck</i>	<i>Roche</i>

Fonte: Própria autora.

2.2 Tecnologias de Sensoriamento Não-Invasivo para Monitoramento de Índices de Glicose

Apesar de, ao longo das décadas, terem se tornado objeto de amplos estudos e pesquisas, por muito tempo as tecnologias desenvolvidas para o monitoramento da concentração de glicose no sangue reproduziram os mesmos princípios básicos de concepção adotados por volta do início da década de 60.

Segundo [Elsheakh, Abdallah e Elsadek \(2017\)](#), ocorreram evoluções significativas em características como: miniaturização; facilidade de uso; capacidade de registro e armazenamento de dados. Porém, na maioria dos medidores utilizados atualmente, as medições são fundamentalmente semelhantes as dos primeiros sensores desenvolvidos em laboratório. Uma das características básicas dessas tecnologias é serem tecnologias invasivas. Procedimentos ou técnicas invasivas são aqueles que invadem alguma parte do interior do corpo humano.

Nas técnicas tradicionais de medição mais aceitas pelas comunidades médicas e científicas e pelo mercado farmacêutico, o paciente utiliza amostras de sangue para realizar as medições dos seus índices de glicose. Em seu estudo qualitativo a respeito das barreiras e facilitadores para o automonitoramento das concentrações de glicose no sangue em pessoas portadoras de Diabetes Mellitus, [Ong, Chua e Ng \(2014\)](#) demonstra que os indivíduos não verificam seus níveis de glicose no sangue regularmente devido às implicações negativas em sua qualidade de vida dos procedimentos de monitoramento.

Nos dispositivos invasivos, para obter a amostra de sangue, o paciente deve picar o dedo com uma lanceta que é injetada diretamente na sua pele, coletar a amostra de sangue e depositá-la nas fitas de medição que são inseridas no aparelho. [Bolla e Priefer \(2020\)](#) descreve alguns pontos negativos e limitações relacionados a esse tipo de procedimento. Medo de agulhas por parte de alguns usuários. Questões financeiras relacionadas ao preço das fitas de medição, pois estas são descartáveis e as medições são repetidas ao longo do dia e conforme a necessidade. Pequenas infecções adquiridas pelas lesões constantes nos mesmos locais, sendo estes locais, normalmente, as extremidades do corpo, que estão constantemente expostas a contato com o ambiente e outras pessoas.

A necessidade de repetição do procedimento em intervalos menores e frequentes para obter um monitoramento semicontínuo é um dos fatores mais relacionados ao desconforto causado pelas técnicas invasivas. Algumas técnicas de monitoramento contínuo, ainda invasivas, incluem a implantação do dispositivo em contato constante com a pele, por meio de uma agulha que fica injetada constantemente no corpo do paciente, devendo ser removida apenas para manutenção do aparelho.

Todos esses fatores levaram a indústria a começar a procurar e investir em tecnolo-

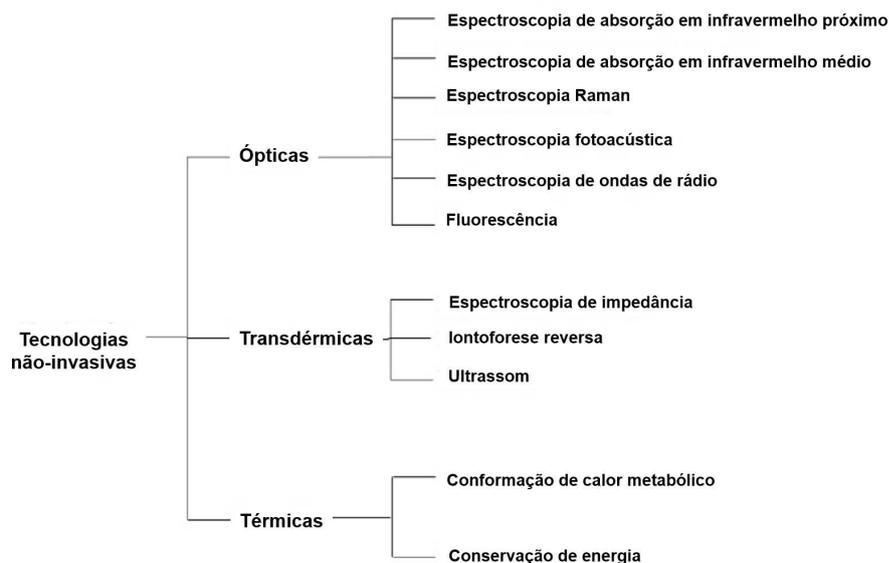
gias não-invasivas, a fim de minimizar essas dificuldades e limitantes. Investiga-se que um aumento no uso de procedimentos não-invasivos no monitoramento de glicose no sangue também pode ajudar na detecção precoce da doença, que muitas vezes não é diagnosticada devido à falta de sintomas (BOLLA; PRIEFER, 2020).

Dispositivos não-invasivos usam predominantemente alguma forma de energia para detecção (BOLLA; PRIEFER, 2020). Assim, os dispositivos foram divididos nas seguintes categorias, de acordo com seu princípio de funcionamento, sendo algumas delas: análise química de fluido intersticial; análise química da respiração; espectroscopia infravermelha; tomografia de coerência óptica; refletância localizada modulada por temperatura; espectroscopia Raman; mudanças de polaridade; ultrassom; fluorescência; espectroscopia térmica; espectroscopia ocular; espectroscopia de impedância; transmissão RF (Radiofrequência); e espectroscopia de onda. (ELSHEAKH; ABDALLAH; ELSADEK, 2017).

Conforme descrito em Lin et al. (2017), as tecnologias usadas para monitoramento não-invasivo de glicose incluem técnicas ópticas, transdérmicas e térmicas. As técnicas ópticas utilizam as diferentes propriedades da luz para interagir com a glicose. Já as técnicas transdérmicas envolvem a medição de glicose através da pele usando eletricidade ou ultrassom. As técnicas térmicas visam medir a glicose por meio da detecção de índices fisiológicos relacionados à geração de calor metabólico.

A Figura 8 apresenta um diagrama listando diferentes técnicas utilizadas no monitoramento não-invasivo de concentrações de glicose.

Figura 8 – Técnicas não-invasivas de monitoramento de índice glicêmico.

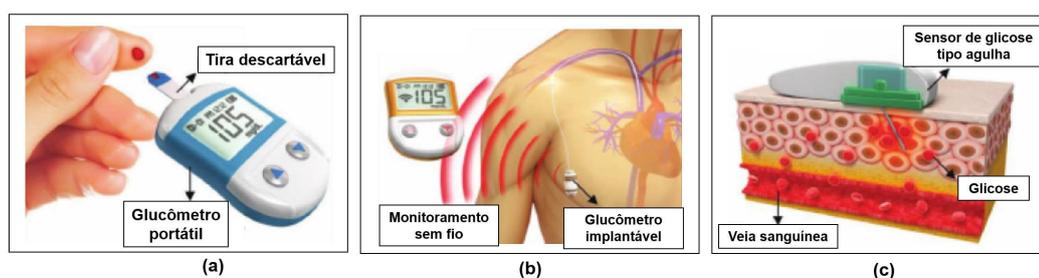


Fonte: (Adaptado) (LIN et al., 2017)

Descritas as características mais marcantes das tecnologias invasivas e não-invasivas para a medição de concentrações de glicose no sangue, a Figura 9 apresenta três (3)

exemplos de tecnologias utilizando esse princípio, ilustrando alguns aparelhos e sensores de medição.

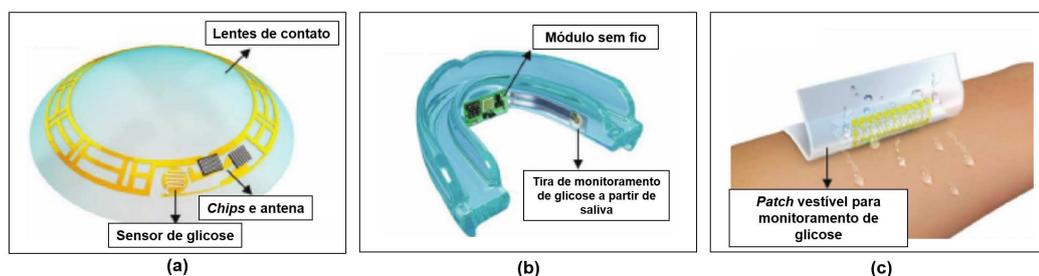
Figura 9 – Tecnologias invasivas para a medição de glicose no sangue. Sendo: (a) aparelho de medição comercial tradicional; (b) glucômetro implantável, no interior do corpo do paciente; e (c) sensor de glicose tipo agulha, aderido a pele, utilizando fluido intersticial para realizar a medição.



Fonte: (Adaptado) (LEE et al., 2018)

A Figura 10 ilustra três (3) exemplos de tecnologias não-invasivas para monitoramento de glicose em seres humanos, não utilizando o sangue diretamente como meio de detecção.

Figura 10 – Tecnologias não-invasivas para a medição de glicose. Sendo: (a) sensores em lentes de contato; (b) tira de monitoramento de glicose a partir de saliva; e (c) *patch* vestível para monitoramento de glicose, a partir de suor.



Fonte: (Adaptado) (LEE et al., 2018)

Conforme constatado e documentado em Lin et al. (2017), os principais desafios envolvidos no desenvolvimento de tecnologias de monitoramento de glicose verdadeiramente não-invasivas estão relacionados a: precisão, exatidão, usabilidade e aplicabilidade. Apenas um dispositivo que supera todos esses desafios simultaneamente pode fornecer um avanço significativo neste campo (LIN et al., 2017). A Figura 11 apresenta um diagrama que ilustra os três principais requisitos de uma tecnologia não-invasiva para essa aplicação. Esses pilares também são comuns à maioria dos bio-sensores para aplicações em saúde e, desde a década de 70 a ADA vem reforçando cada vez mais seus critérios de avaliação sobre esses pontos, de modo a permitir ou não que os dispositivos possam ser utilizados de forma comercial e oficial.

Figura 11 – Principais requisitos de uma tecnologia não-invasiva eficaz para monitoramento de glicose



Fonte: (Adaptado) (LIN et al., 2017)

Dentre os dispositivos em estudo e pesquisa, por volta do ano de 2017, a maioria apresentava um número de limitações significativas, como baixa sensibilidade e especificidade para a glicose e a exigência de um processo de calibração complexo e frequente (LIN et al., 2017). Algumas dessas limitações foram superadas em dispositivos mais recentes.

2.3 Ressonadores Aplicados ao Monitoramento Não-Invasivo de Índice Glicêmico no Sangue

A primeira proposta, identificada na literatura pela presente revisão bibliográfica, de utilização das propriedades dos ressonadores de micro-ondas no sensoriamento de glicose no sangue em pacientes, foi feita por Caduff et al. (2003). Seu trabalho intitula-se "Primeiros experimentos humanos com um sistema de monitoramento contínuo de glicose inovador, não-invasivo e não-óptico".

Caduff et al. (2003) propuseram um método não-invasivo para determinar a concentração de glicose no sangue usando princípios espectroscopia de impedância (ou espectroscopia dielétrica) a partir de um circuito ressonante (BUFORD; GREEN; MCCLUNG, 2008).

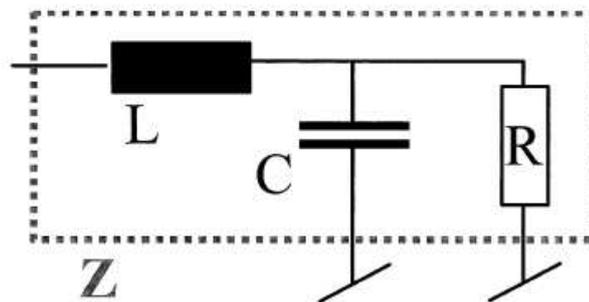
O dispositivo de (CADUFF et al., 2003) operava na faixa de 1 MHz a 200 MHz e o circuito completo do sensor foi colocado em uma caixa para ser posicionada no pulso do usuário, se assemelhando a um relógio de pulso (BUFORD; GREEN; MCCLUNG, 2008). O aparelho possui um circuito ressonante aberto acoplado à pele e um circuito realizando uma medição de impedância (CADUFF et al., 2003).

O sensor utilizou ondas eletromagnéticas em uma banda de frequências que interage

com a pele e com o tecido subjacente, afim de monitorar suas propriedades elétricas (CADUFF et al., 2003). Os autores justificam a escolha de um circuito ressonante para essa aplicação com o fato de que a impedância do sensor, em uma determinada frequência de ressonância, será sensível às variações da impedância da pele e do tecido subjacente e vai varia conforme esta impedância pele varie (CADUFF et al., 2003).

O circuito equivalente do sensor proposto por (CADUFF et al., 2003) está apresentado na Figura 12.

Figura 12 – Circuito equivalente do sensor proposto por Caduff et al. (2003).



Fonte: (CADUFF et al., 2003)

Para as medições, a impedância do circuito ressonante RLC é medida para a faixa de frequências especificada por meio de um VNA (*Vector Network Analyzer*.) No circuito da Figura 12, L é a indutância da bobina externa, C é a capacitância periférica do sensor conectado à pele e R é a resistência média da pele e do tecido subjacente (CADUFF et al., 2003).

Quando o módulo e a variação de fase da impedância (Z) do sensor ligado à pele de um paciente em diferentes momentos (concentrações de glicose em 200 mg/dl e 100 mg/dl), o sensor proposto por Caduff et al. (2003) estimou deslocamentos de $\pm 0,05\Omega$ e $\pm 0,1^\circ$ para o módulo e fase da impedância, respectivamente.

Cinco anos depois, em seu trabalho, Buford, Green e McClung (2008) propôs um sensor em microfita com ressoador e *design* em espiral, com diâmetro de 1,8 cm e estrutura total de dimensões 3,3 x 9,5 cm. O substrato utilizado foi o FR4. A saída obtida com o sensor foi uma curva que relacionou a amplitude da resposta em frequência do coeficiente de transmissão do sensor (parâmetro S_{21}) e a frequência amostrada.

O sensor de Buford, Green e McClung (2008) foi identificado, durante a investigação do Estado da Arte acerca desse tipo de dispositivo, como o primeiro sensor proposto na literatura utilizando a estrutura de sensores de microfita com ressoadores na faixa de micro-ondas para a aplicação em quantização de glicose.

Antes de ser fabricado, o sensor foi testado até ser considerado pelos autores adequado para testes em pacientes. Só então o sensor foi fabricado em sua primeira

versão, para testes no pulso. Os pacientes testados pressionaram o sensor em seus pulsos e aplicaram uma pressão de contato suficiente para realizar as medições. O sensor foi testado em pacientes em dois momentos: em jejum e após esses mesmos pacientes ingerirem uma solução de água e açúcar. Após ingerirem a solução, os testes foram repetidos diversas vezes, por cerca de uma hora, para coletar os dados.

Após mais estudos e testes, o sensor foi otimizado e adaptado para sua outra versão, para funcionar sendo posicionado no polegar. Para as medições no pulso foram obtidas respostas para as frequências de 10 MHz a 2 GHz. Já para os testes no polegar, essas frequências foram de 100 MHz a 5 GHz. Simultaneamente, durante os testes com o sensor, os índices de glicose no sangue dos pacientes eram medidos com um aparelho de medição de glicose comercial, para validação dos resultados e para fins de comparação.

Segundo [Buford, Green e McClung \(2008\)](#) o sensor de micro-ondas proposto e estudado em seu trabalho responde a alterações de permissividade dielétrica no sangue devido a flutuações dos níveis de glicose. Ele explica que o sangue é uma suspensão complexa de células, proteínas, hormônios, glicose, e outras partículas na água. Sua permissividade é dependente da frequência e essa frequência é influenciada por cada um dos constituintes do sangue. Ainda segundo os autores, um sensor de micro-ondas com característica de resposta multi-frequência tem, potencialmente, a capacidade de isolar a resposta de um parâmetro específico em um ambiente em que vários parâmetros podem variar.

O *design* escolhido levou em consideração o fato de que a simetria circular do espiral o torna menos sensível à orientação do contato (ou seja, ao posicionamento da parte do corpo do paciente no sensor) do que outras topologias. Além disso, o espiral fornece uma área de contato relativamente grande dentro de uma estrutura pequena ([BUFORD; GREEN; MCCLUNG, 2008](#)).

A Figura 13 apresenta o resumo das principais características e as imagens do sensor proposto por [Buford, Green e McClung \(2008\)](#).

Figura 13 – Sensor proposto por [Buford, Green e McClung \(2008\)](#) em suas duas versões, para medição no pulso e no polegar

Buford, Green e McClung (2008)	
Topologia	Ressorador em espiral
Frequência de operação	10 MHz a 2 GHz (Pulso) e 100 MHz a 5 GHz (Polegar)
Dimensões	3.3x9.5cm (Sensor) e 1.8cm (Diâmetro do espiral)
Parâmetro de interesse	S21

Fonte: (Adaptada) [Buford, Green e McClung \(2008\)](#)

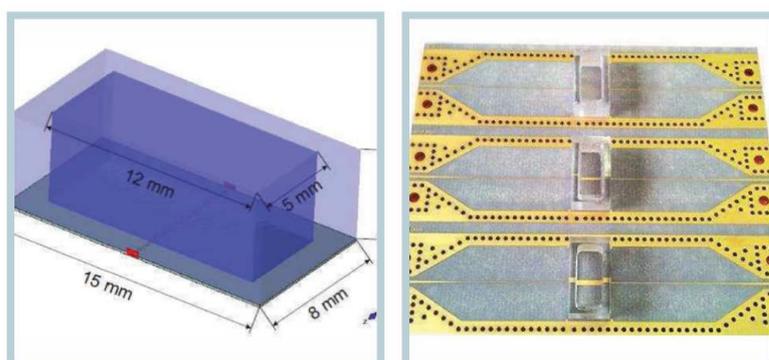
Fonte: Própria autora.

Dois anos após, [Hofmann et al. \(2012\)](#) propuseram uma abordagem não-invasiva para a medição dos níveis de glicose baseada na transmissão de ondas eletromagnéticas (EM) nos vasos sanguíneos. Foi feita uma investigação teórica sobre a propagação de ondas TEM através de uma solução aquosa de glicose. Para realizar os testes e avaliar os conceitos analisados, utilizou-se um guia de ondas TEM coberto por um material dielétrico. Foram realizadas simulações com a estrutura proposta e estimativas do comportamento elétrico das soluções com o modelo de relaxamento Debye.

Após fabricado e medido para várias concentrações de glicose, conseguiu-se o resultado de uma diferença de fase de 12 graus para uma variação de 500 mg/dl na concentração de glicose, com o sensor operando na frequência de 20 GHz. A Figura 14 apresenta o sensor proposto por [Hofmann et al. \(2012\)](#).

Figura 14 – Sensor proposto por Hofmann et al. (2012).

Hofmann et al. (2012)	
Topologia	Guia de ondas TEM coberto por material dielétrico
Frequência de operação	20 GHz
Dimensões	Não descritas no artigo.
Parâmetro de interesse	S21



Fonte: (Adaptada) Hofmann et al. (2012)

Fonte: Própria autora.

No mesmo ano, Yilmaz, Foster e Hao (2012) publicou o primeiro de seus trabalhos com a proposta de um ressoador *patch* com geometrias retangulares e duas portas, proposto para realizar uma medição e caracterização de propriedades dielétricas de tecidos biológicos. O ressoador foi projetado para operar na frequência de 2,45 GHz, banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical*).

O ressoador foi projetado com substrato *Rogers R03010*, permissividade relativa $\epsilon_r = 10,2$, $\tan(\delta) = 0,0023$ e espessura $h = 1,6\text{mm}$. Dois pinos metálicos foram projetados para sintonizar a frequência de ressonância e permitir a redução das dimensões do ressoador.

A estrutura do sensor proposto por Yilmaz, Foster e Hao (2012) foi simulada colocando, para os testes, uma simulação (*phantom*) digital de um tecido biológico. O trabalho dedicou toda uma seção para discorrer sobre o que chama de "materiais de mimetização de tecidos biológicos" por meio de simulação com *software*.

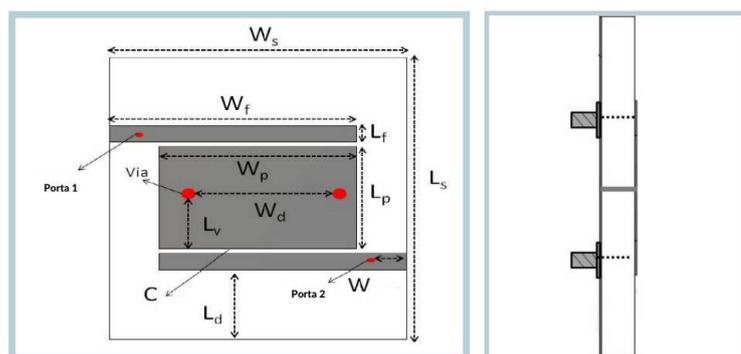
O sensor foi validado medindo-se os parâmetros S do ressoador e, ainda via simulação, as propriedades permissividade e condutividade dielétricas dos diferentes componentes do tecido biológico reproduzido. Os valores de permissividade e condutividade foram variados para representar possíveis variações que a glicose causa nessas grandezas.

O trabalho de Yilmaz, Foster e Hao (2012) focou mais em conseguir utilizar o

ressoador para medir variações nas propriedades dielétricas do sangue, fornecendo uma forte base metodológica para ser adaptado para as variações causadas pelas variações na concentração da glicose, sendo necessário realizar um processamento de dados matematicamente para quantizar a glicose de fato. A Figura 15 apresenta o sensor proposto por Yilmaz, Foster e Hao (2012).

Figura 15 – Sensor proposto por Yilmaz, Foster e Hao (2012).

Yilmaz, Foster e Hao (2012)	
Topologia	Ressorador <i>patch</i> com geometrias retangulares
Frequência de operação	2.45 GHz
Dimensões	16mmx19mm
Parâmetro de interesse	Parâmetros S (S11 e S21), condutividade elétrica (σ) e permissividade dielétrica (ϵ_r)



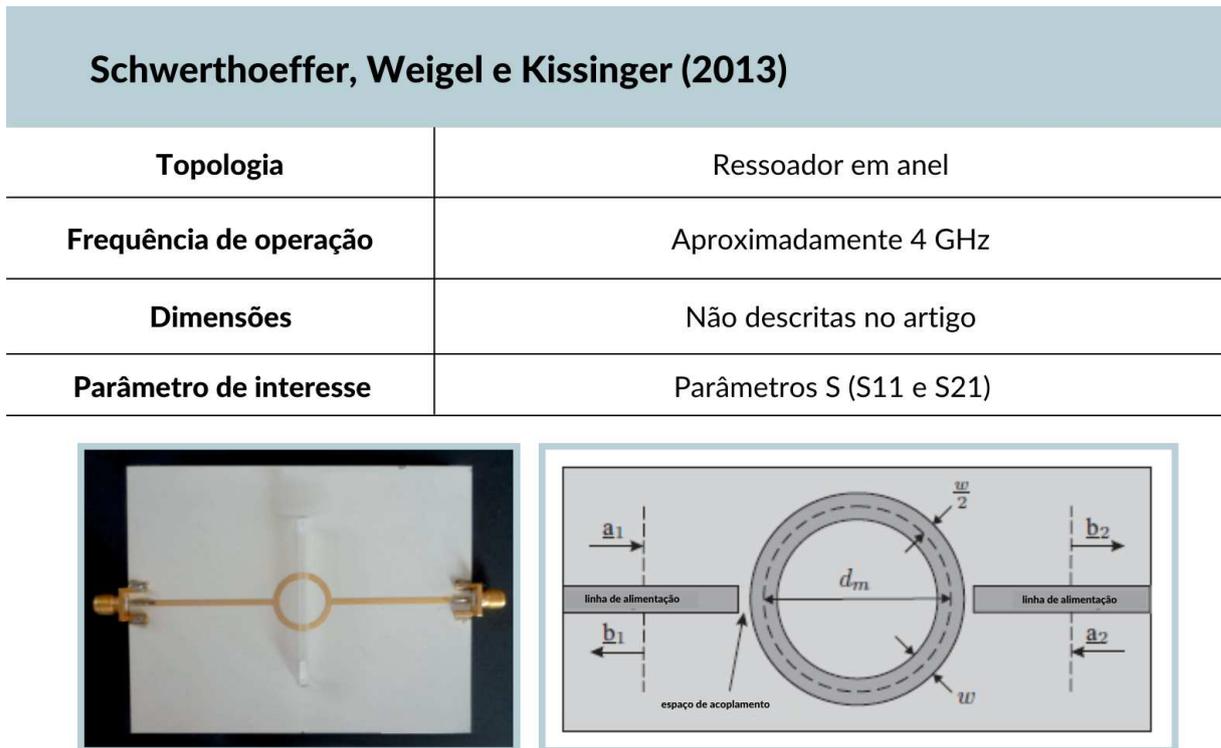
Fonte: (Adaptada) Yilmaz, Foster e Hao (2012)

Fonte: Própria autora.

No trabalho de Schwerthoeffer, Weigel e Kissinger (2013) foi proposto um bio-sensor de alta sensibilidade com base em um ressoador microfita em anel para detecção dos níveis de concentração de glicose em diferentes meios. A frequência de operação do sensor foi de 4 GHz e o substrato utilizado foi o *Rogers 3003*. O funcionamento testado para o sensor deu-se com o posicionamento de um recipiente microfluídico com uma solução de água e glicose, colocado em cima de sua superfície. A variação de permissividade foi detectada medindo os parâmetro S com o VNA.

Schwerthoeffer, Weigel e Kissinger (2013) propôs que a interação entre o campo elétrico e a faixa de milimétrica da solução água-glicose sob teste fosse observada e quantizada medindo a variação da fase dos parâmetros S do sensor em estudo. A estrutura do sensor proposta permitiu a observação de pequenas variações da concentração de glicose a partir das variações nos parâmetro S_{11} e S_{21} do sensor. A Figura 16 apresenta o sensor proposto por Schwerthoeffer, Weigel e Kissinger (2013).

Figura 16 – Sensor proposto por Schwerthoeffer, Weigel e Kissinger (2013).

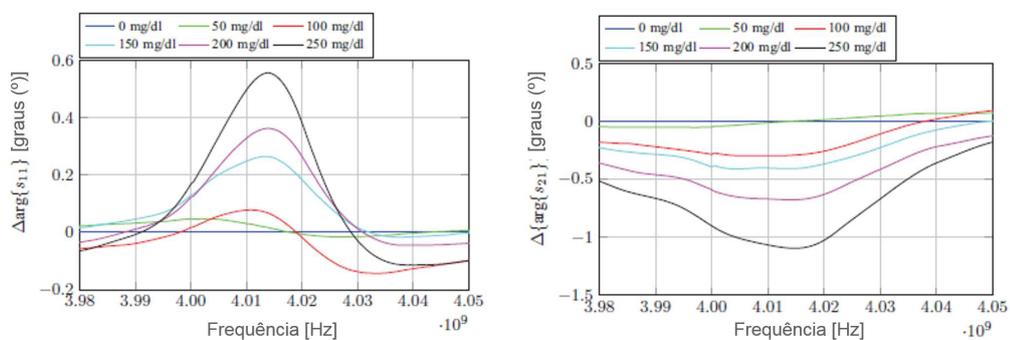


Fonte: (Adaptada) Schwerthoeffer, Weigel e Kissinger (2013)

Fonte: Própria autora.

A Figura 17 apresenta alguns dos resultados obtidos para o sensor proposto por Schwerthoeffer, Weigel e Kissinger (2013), obtidos por meio de simulação. Os resultados ilustram como a variação das concentrações de glicose se relacionam com os resultados medidos no sensor. Nesse caso, observou-se que para cada concentração de glicose variações na fase dos coeficientes de reflexão (S_{11}) e transmissão (S_{21}) do sensor podem ser observadas.

Figura 17 – Sensor proposto por Yilmaz, Foster e Hao (2012).

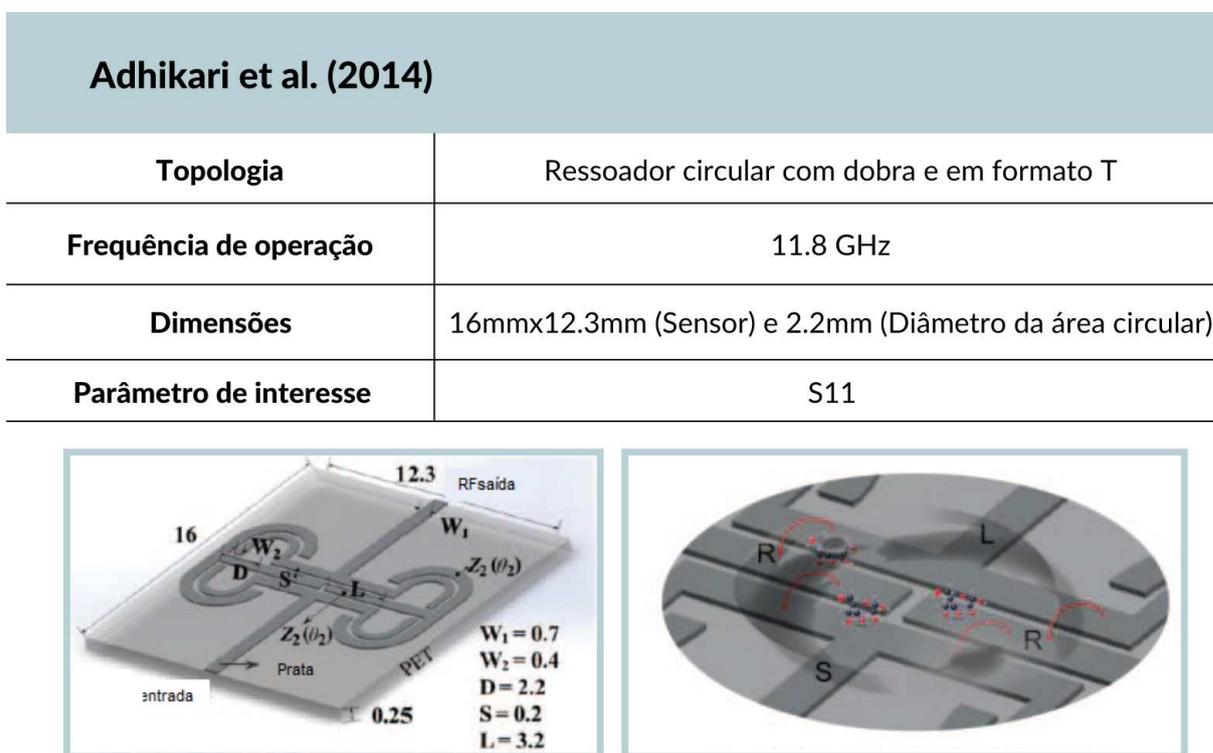


Fonte: (Adaptado) Schwerthoeffer, Weigel e Kissinger (2013).

No ano seguinte foram publicados os estudos de Adhikari et al. (2014) e Choi et al. (2014). No trabalho de Adhikari et al. (2014) foi proposto um sensor com um ressonador

circular com dobra e em formato T, operando na frequência de 11,8 GHz. O sensor foi construído em material flexível, o polietileno. Para validação do protótipo foram utilizadas amostras de soluções de água-glicose nos testes. O parâmetro S_{11} do sensor foi medido com o VNA para cada amostra. Em seguida, foi feito um mapeamento da variação da magnitude do parâmetro S_{11} e do deslocamento da frequência central medidos, com a variação das concentrações de glicose. Foram localizadas as expressões matemáticas que mapeiam a relação entre essas variações de forma linear, com estimações de erro. Também foi estimada a variação do fator de qualidade do sensor com a variação das concentrações de glicose. A Figura 18 apresenta o sensor proposto por Adhikari et al. (2014).

Figura 18 – Sensor proposto por Adhikari et al. (2014).



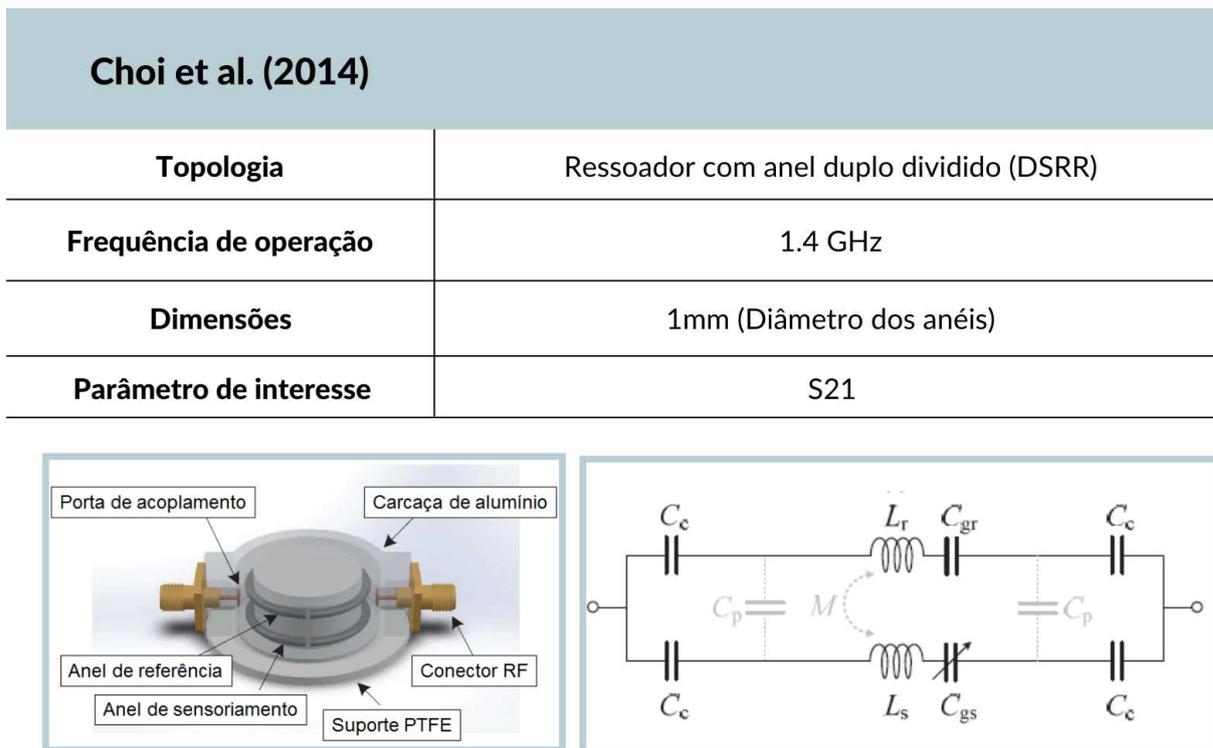
Fonte: (Adaptada) Adhikari et al. (2014)

Fonte: Própria autora.

O trabalho de Choi et al. (2014) trouxe a proposta de um ressoador com anel duplo dividido (DSRR), operando na frequência de 1,4 GHz. Em seu trabalho os autores utilizaram a metodologia de testes baseadas em amostras de soluções de água-glicose. Simultaneamente, foram coletados dados do paciente com um glicosímetro comercial com a tecnologia de fitas com amostras de sangue e um glicosímetro de uso contínuo, para obter valores de referência. Para realizar as medições foi utilizado o VNA e os dados de referência e de medição foram processados e cruzados para verificar a eficácia do sensor. A Figura 16 apresenta o sensor proposto por Choi et al. (2014).

Vrba e Vrba (2015) desenvolveu um ressoador com 4 células baseado em um linha de

Figura 19 – Sensor proposto por Choi et al. (2014).



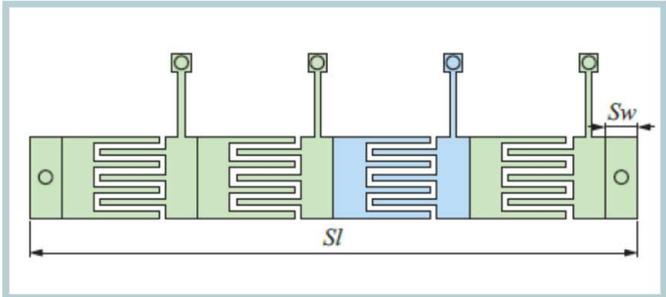
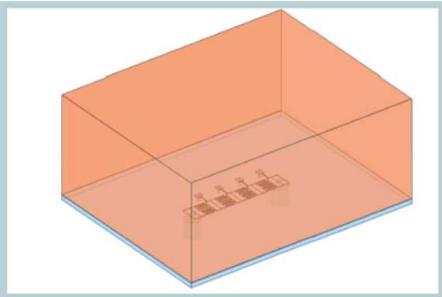
Fonte: (Adaptada) Choi et al. (2014)

Fonte: Própria autora.

transmissão (LT), operando a aproximada 2 GHz e utilizando o substrato *GML 1000*. Nos testes de simulação foram utilizados modelos de soluções para simular a solução de glicose no sangue, bem como modelos de tecido biológico corporal (*phantoms*). Foram medidas as variações da permissividade e da condutividade elétrica das amostras e essas grandezas são estudadas matematicamente para tentar mapear a variação das concentrações de glicose a partir de suas variações. Os autores da pesquisa também possuem trabalhos publicados em 2016 e 2017 analisando especificidades do sensor e desse tipo de tecnologia, como sensibilidade e caracterização. A Figura 20 apresenta o sensor proposto por Vrba e Vrba (2015).

Figura 20 – Sensor proposto por Vrba e Vrba (2015).

Vrba e Vrba (2015)	
Topologia	Ressorador com 4 células baseado em uma LT
Frequência de operação	Aproximadamente 2 GHz
Dimensões	20mmx20mm
Parâmetro de interesse	Parâmetros S21, condutividade elétrica (σ) e permissividade dielétrica (ϵ_r)

Fonte: (Adaptada) Vrba e Vrba (2015)

Fonte: Própria autora.

O sensor proposto com Camli et al. (2016) se assemelha a tecnologia utilizada no sensor de Schwerthoeffer, Weigel e Kissinger (2013), utilizando ressonador em anel, porém, em uma frequência menor, de 2 GHz e o substrato FR4. Além disso, as medições são realizadas utilizando soluções com diferentes concentrações de água-glicose depositadas diretamente no canal microfluídico do sensor para colocar amostras desse tipo. Um diferencial visto nesse trabalho foi que o parâmetro de interesse para ser utilizado no mapeamento das concentrações de glicose nas soluções foi a variação da frequência de ressonância do sensor. A Figura 21 apresenta o sensor proposto por Camli et al. (2016).

Figura 21 – Sensor proposto por Camli et al. (2016).

Camli et al. (2016)	
Topologia	Ressorador em anel
Frequência de operação	2 GHz
Dimensões	3cmx3cm (Sensor) e 16mm (Diâmetro do anel)
Parâmetro de interesse	Frequência de ressonância

Fonte: (Adaptada) Vrba e Vrba (2015)

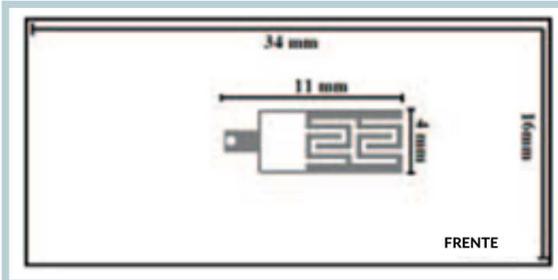
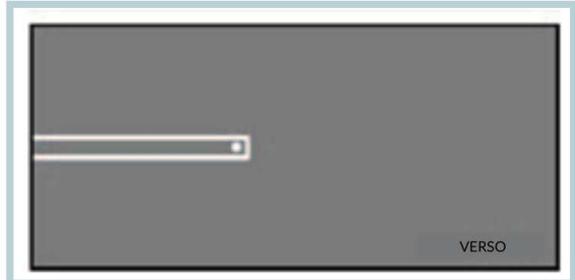
Fonte: Própria autora.

Assim como os autores de Vrba e Vrba (2015), os autores de Turgul e Kale (2016) desenvolveram uma série de publicação estudando a aplicação de sensores não-invasivos para a quantização de glicose no sangue. Na publicação Turgul e Kale (2016), foi desenvolvido um guia de onda coplanar (CPW) operando na frequência de 3,25 GHz com substrato Rogers 3006.

Para simular uma situação realística de uso do sensor, os valores da permissividade elétrica complexa do sangue foram estimados por uma rede neural artificial (RNA). Os testes foram realizados posicionando o dedo indicador do paciente sobre a superfície do sensor e as medições são realizadas com o VNA. Foram medidos os parâmetros S_{11} e S_{21} do sensor e feito um estudo sobre a sensibilidade do sensor e sobre a melhor forma de posicionamento do dedo sobre o sensor. A Figura 22 apresenta o sensor proposto por Turgul e Kale (2016).

Figura 22 – Sensor proposto por Turgul e Kale (2016).

Turgul e Kale (2016)	
Topologia	Guia de onda coplanar (CPW)
Frequência de operação	3.25 GHz
Dimensões	34mmx16mm
Parâmetro de interesse	Parâmetros S (S11 e S21)

	
--	---

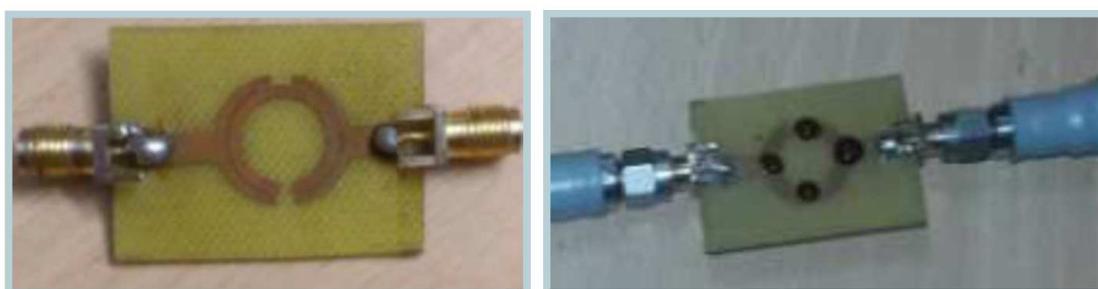
Fonte: (Adaptada) Turgul e Kale (2016)

Fonte: Própria autora.

O trabalho de [George, Mol e Mneon \(2017\)](#) documentou o desenvolvimento de um sensor de micro-ondas com ressonador de anel dividido (SRR), operando a 2,45 GHz e substrato FR4. As validações foram feitas com testes em soluções de água-glicose. A Figura 23 apresenta o sensor proposto por [George, Mol e Mneon \(2017\)](#).

Figura 23 – Sensor proposto por George, Mol e Mneon (2017).

George, Mon e Mneon (2017)	
Topologia	Ressorador de anel dividido (SRR)
Frequência de operação	2.45 GHz
Dimensões	10.5mm (Diâmetro do anel)
Parâmetro de interesse	Parâmetros S (S11 e S21) e frequência de ressonância



Fonte: (Adaptada) George, Mon e Mneon (2017)

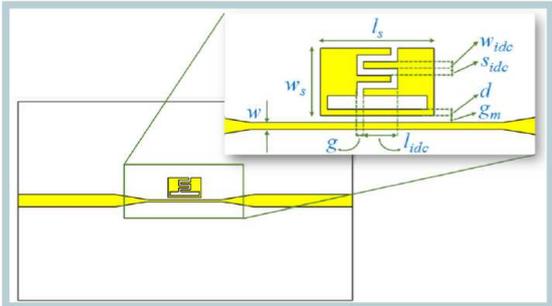
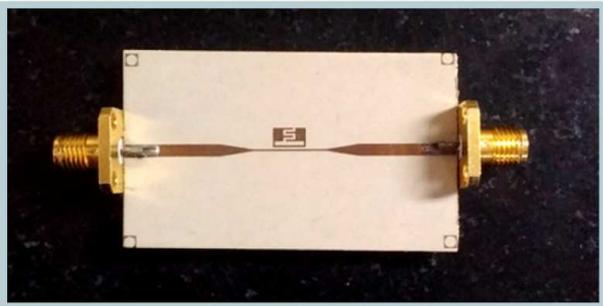
Fonte: Própria autora.

Dois anos após o trabalho de George, Mol e Mneon (2017), Govind e Akhtar (2019) propôs, também, um sensor de micro-ondas com ressoador de anel dividido (SRR). Dessa vez, a frequência de operação foi de 4,18 GHz e o substrato *Rogers RT6006*. • Nesse sensor, foi construído um canal microfluídico posicionado adequadamente sobre a região IDC do ressoador. Esse canal foi feito para que as soluções água-de glicose entrassem em contato direto com o sensor. O canal microfluídico foi feito de metamaterial (PDMS).

Além das simulações, o sensor foi construído e testado com soluções de água-glicose. Foram utilizadas soluções aquosas com concentrações de glicose variando de 0 a 5000 mg/dl para verificar mudanças na frequência de ressonância do sensor e, a partir dessas medições, mapear a relação da variação da frequência de ressonância com a variação da concentração de glicose na solução. A Figura 24 apresenta o sensor proposto por Govind e Akhtar (2019).

Figura 24 – Sensor proposto por Govind e Akhtar (2019).

Govind e Akhtar (2019)	
Topologia	Ressorador de anel dividido (SRR)
Frequência de operação	4.18 GHz
Dimensões	50mmx20mm
Parâmetro de interesse	Parâmetros S21 e frequência de ressonância

Fonte: (Adaptada) Govind e Akhtar (2019)

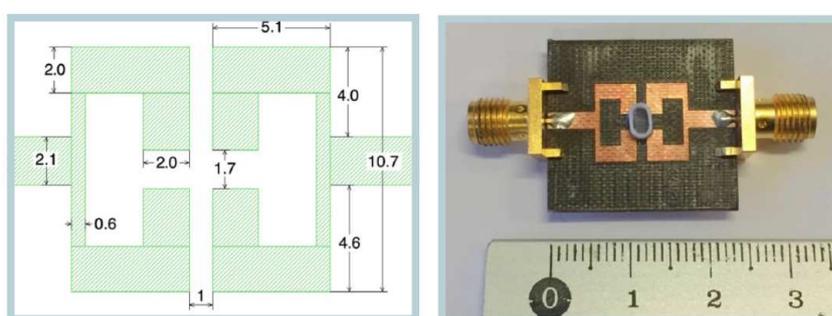
Fonte: Própria autora.

No mesmo ano, [Juan et al. \(2019\)](#) propôs um sensor para a verificação da concentração de glicose em soluções da água-glicose. A inovação proposta no trabalho baseou-se no uso de acoplamentos entre dois ressoadores para rastrear propriedades da solução. Investigou-se que esse acoplamento de ressoadores garantiria maior sensibilidade ao sensor.

O sensor proposto possuía dois ressoadores SIR acoplados, na frequência de aproximadamente 4,25 GHz e substrato *Taconic TLX-8*. Inclui-se um dielétrico de baixa-permissividade na região de acoplamento entre os ressoadores para receber as amostras do líquido para teste. Para validação, mediu-se as variações de magnitude e fase do parâmetro S_{21} para traduzir essas variações em variações da permissividade elétrica da solução e, assim, estimar as concentrações de glicose. A Figura 25 apresenta o sensor proposto por [Juan et al. \(2019\)](#).

Figura 25 – Sensor proposto por Juan et al. (2019).

Juan et al. (2019)	
Topologia	Dois ressoadores SIR acoplados
Frequência de operação	Aproximadamente 4.25 GHz
Dimensões	Aproximadamente 2.5cmx2cm
Parâmetro de interesse	S ₂₁



Fonte: (Adaptada) Juan et al. (2019)

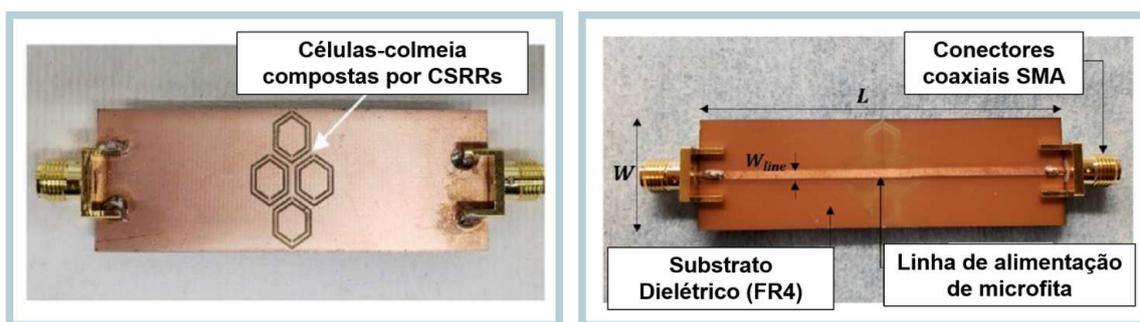
Fonte: Própria autora.

Omer et al. (2020) propôs um sensor inspirado na tecnologia de um metamaterial, incorporando quatro células de ressoadores de anel dividido (CSRRs) em formato hexagonal. Os quatro CSRrs são configurados em um padrão que os autores denominam de "célula-mel" ou "colmeia". Esse padrão foi gravado em uma determinada profundidade no plano de aterramento de cobre da placa PCB dielétrica de FR4. O sensor foi projetado para operar na frequência de 2,45 GHz.

A metodologia utilizada no trabalho de Omer et al. (2020) foi pensada para detectar a variação do nível de glicose nos materiais que mimetizam o sangue, utilizados nos testes, preparados com concentrações baseadas em dados clínicos para as concentrações de glicose em pacientes com Diabetes Tipo 2. A Figura 26 apresenta as características e protótipo construído para o sensor proposto. Já a Figura 27 apresenta os dados obtidos para as leituras do parâmetro S_{21} do sensor para soluções com diferentes concentrações de glicose.

Figura 26 – Sensor proposto por Omer et al. (2020)

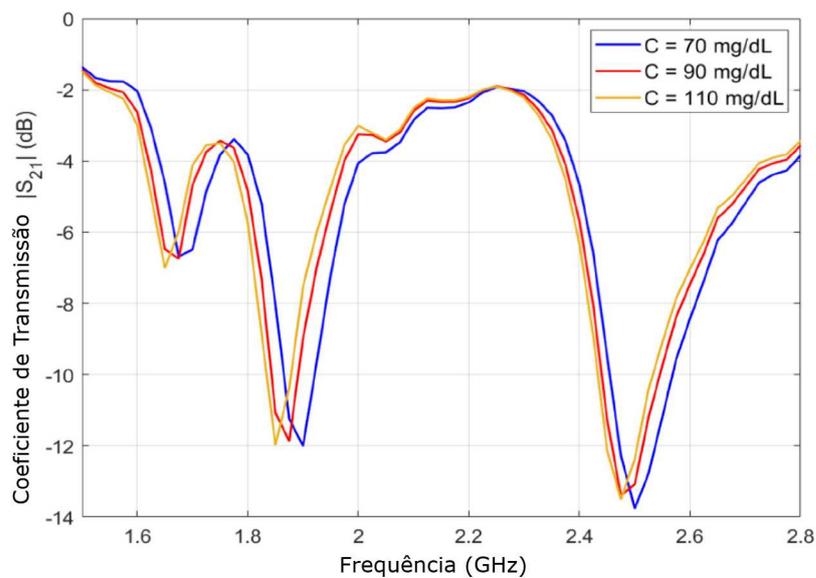
Omer et al. (2020)	
Topologia	Células de "colmeia de mel" CSRR acopladas
Frequência de operação	2.45 GHz
Dimensões	66mmx20mm
Parâmetro de interesse	S21



Fonte: (Adaptada) Omer et al. (2020)

Fonte: Própria autora.

Figura 27 – Resultados para o coeficiente de transmissão (S_{21}) medidos para o sensor proposto por Omer et al. (2020)



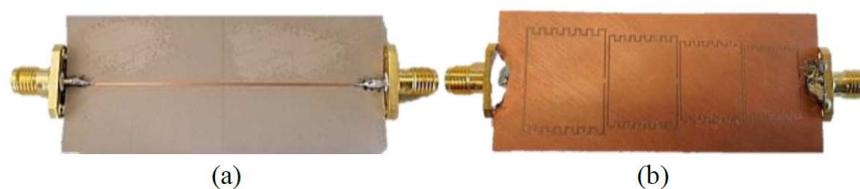
Fonte: (OMER; SHAKER; SAFAVI-NAEINI, 2020)

Utilizou-se um recipiente cilíndrico de vidro para acoplar as amostras sobre a superfície dos ressoadores e as medições foram realizadas utilizando tanto o sensor acoplado ao VNA como acoplado a um radar portátil proposto no trabalho. Com o VNA mediu-se as características do parâmetro S_{21} para cada solução testada e com o radar proposto mediu-se a amplitude, em volts, da resposta do sensor. Ambos os dados medidos foram relacionados, via processamento de dados, com as concentrações das soluções testadas para tentar mapear a concentração de glicose nas soluções. A pesquisa de Omer também foi publicada como o trabalho [Omer, Shaker e Safavi-Naeini \(2020\)](#).

Os trabalhos mais recentes utilizando ressoadores para o monitoramento não invasivo de glicose são os trabalhos de [Bteich et al. \(2020\)](#) e [Saleh, Ateeq e Al-Naib \(2021\)](#). O trabalho de [Jang, Lee e Yook \(2021\)](#) também é uma contribuição recente que faz uma revisão sobre os principais marcos e os desenvolvimentos recentes no campo de sensoriamentos não-invasivos de índice glicêmico, investigando dispositivos RF, antenas e ressoadores.

Em [Bteich et al. \(2020\)](#) foi apresentado um sensor na faixa de frequência de 1,25 GHz a 2,65 GHz. O sensor proposto é um filtro rejeita-faixa apresentado como de alta exatidão e largura de banda flexível. O sensor apresenta uma linha de alimentação cônica e um plano de terra truncado com quatro ressoadores de circuito aberto. O ressoadores são desenvolvidos em uma distribuição log-periódica. As Figuras 28(a) e 28(b) apresentam as vistas superior e inferior do sensor proposto fabricado.

Figura 28 – Sensor proposto por [Bteich et al. \(2020\)](#).



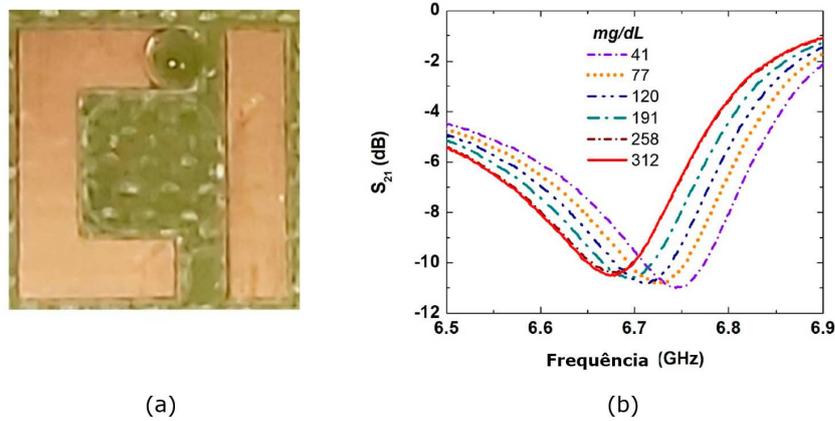
Fonte: ([BTEICH et al., 2020](#))

O sensor possui 30 mm de largura por 65 mm de comprimento e foi validado tanto por testes com contêineres posicionados sobre o elemento sensor como foi testado em contato com o pulso de pacientes, após ser fabricado com material flexível.

Por fim, o trabalho de [Saleh, Ateeq e Al-Naib \(2021\)](#) propõe um sensor utilizando SASRR (*Single Asymmetric Split Ring Resonator*). O ressoador proposto possui duas lacunas, onde uma delas possui uma terminação em semicírculo na qual gotas de soluções de glicose são depositadas para realizar os testes. O ressoador foi projetado para operar na frequência de 7 GHz. O sensor possui 7,74 mm x 7,74 mm de dimensão. O dispositivo proposto e a figura de mérito obtida para o coeficiente de transmissão (S_{21}) obtido com os testes com soluções com diferentes concentrações de glicose estão apresentados nas Figuras

29(a) e 29(b), respectivamente.

Figura 29 – Sensor proposto por Saleh, Ateeq e Al-Naib (2021) e resultados obtidos para os testes com soluções.



Fonte: (Adaptado) (SALEH; ATEEQ; AL-NAIB, 2021)

2.4 Amostras de Soluções de Glicose

No intuito de demonstrar a viabilidade do monitoramento não-invasivo dos níveis de glicose no sangue, algumas técnicas são empregadas para relacionar a frequência ressonante de um dispositivo de micro-ondas de acordo com a variação da permissividade e condutividade do sangue, uma vez que essas propriedades elétricas são relacionadas aos níveis de glicose presentes (VENKATARAMAN; FREER, 2011).

Na literatura são constatadas diferentes formas de testar essa viabilidade. A nível de simulação, foram identificados diferentes métodos de colocar sensores, cujo objetivo é monitorar e caracterizar concentrações de glicose em diferentes meios e soluções, sob teste, em contato com esses meio e soluções. A seguir serão apresentados métodos, bases de dados e embasamentos teóricos que permeiam esse tipo de procedimento de testes, a nível de simulação computacional eletromagnética e foram utilizados para embasar os procedimentos realizados nas simulações feitas para a presente pesquisa.

2.4.1 Características Dielétricas das Concentrações de Glicose

Dentro da literatura estudada foram identificados dados e evidências que norteiam o comportamento dielétrico da glicose e de meios que contenham esse componente.

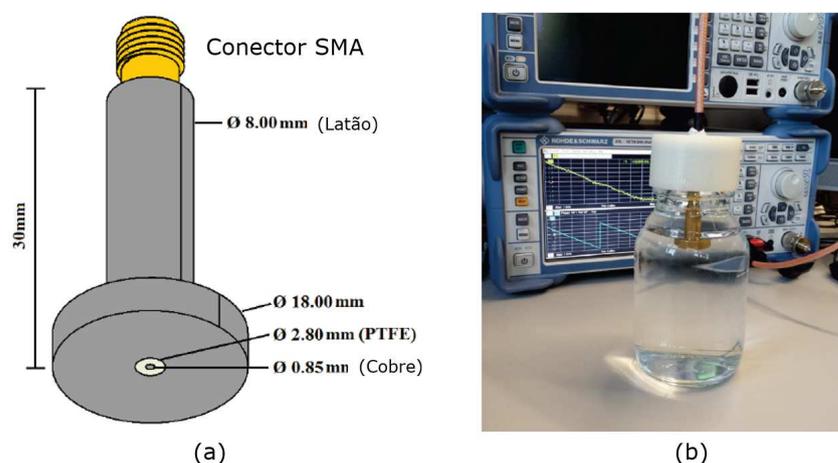
Estudos presumem que as alterações em outros componentes minerais presentes no plasma sanguíneo (cálcio, cloreto, potássio, magnésio, entre outros) terão efeitos muito pequenos ou nenhum efeito nas propriedades elétricas do sangue (TOPSAKAL;

KARACOLAK; MORELAND, 2011). Em pacientes diabéticos, enquanto as concentrações de glicose podem variar em até 300 mg/dl no mesmo dia, os demais minerais, embora componham uma porção significativa da solução sanguínea, variam, em média, apenas de 20 a 50 mg em um dia.

Para caracterizar o comportamento dielétrico de soluções que contenham glicose em sua composição, um procedimento utilizado por diversos estudos é seguido. Primeiro, realizam-se medições com uma sonda para medir a permissividade e a condutividade das soluções contendo glicose. Essas soluções normalmente são, ou amostras de sangue de pacientes participantes do estudo retiradas em laboratório (ou do banco de dados de um laboratório autorizado, parceiro da pesquisa em desenvolvimento), ou soluções feitas com misturas de água e glicose líquida, com as concentrações definidas de acordo com a metodologia aplicada. Alguns exemplos de sondas e equipamentos utilizados são: Sonda dielétrica *Agilent 85070E* e um Analisador de rede *Agilent 8720B* (VENKATARAMAN; FREER, 2011); ou sonda compacta de baixo custo projetada, simulada e fabricada com carcaça principal feita de latão, onde o condutor central de cobre é cercado por um dielétrico PTFE (TURGUL; KALE, 2016).

A Figura 30 apresenta a sonda proposta por Turgul e Kale (2016) e o procedimento de medições utilizado para caracterizar as soluções aquosas.

Figura 30 – Sonda coaxial para caracterização de permissividade em soluções.



Fonte: (Adaptado) (TURGUL; KALE, 2016).

Em seguida, após as medições com a sonda, as propriedades dielétricas de largura de banda em cada solução são ajustadas ao Modelo Cole-Cole. Esse modelo possibilita uma representação eficiente e precisa de tecidos biológicos em frequências muito amplas (TOPSAKAL; KARACOLAK; MORELAND, 2011). O modelo Cole-Cole pode ser utilizado para reduzir a complexidade dos dados experimentais obtidos para vários tipos de tecidos humanos e soluções biológicas. No caso da glicose, esse modelo é utilizado para ajustar as permissividades de acordo com as diferentes concentrações, como visto em: Venkataraman

e Freer (2011), Beam e Venkataraman (2011), Topsakal, Karacolak e Moreland (2011), Hofmann et al. (2012), Vrba e Vrba (2015), Deshmukh e Ghongade (2016), Turgul e Kale (2016) e Omer et al. (2020), dentre outros trabalhos.

A Equação 2.1 caracteriza a expressão principal do modelo.

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_c'(\omega) - j\varepsilon_c''(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_n \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\sigma_n)^{(1-\alpha_n)}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0} \quad (2.1)$$

Nessa expressão:

- ω = frequência angular;
- ε_c' = constante dielétrica dependente da frequência;
- ε_c'' = perda dielétrica depende da frequência;
- n = ordem do Modelo Cole-Cole;
- ε_∞ = permissividade em alta frequência;
- $\Delta\varepsilon_n$ = magnitude de dispersão;
- σ_n = contante de tempo de relaxamento;
- α_n = parâmetro de ampliação da dispersão;
- σ_i = condutividade iônica estática.

Venkataraman e Freer (2011) ressalta que é possível afirmar que a permissividade dielétrica apresenta uma variação maior entre os níveis de glicose do que a condutividade. O trabalho apresenta uma versão modificada da expressão de Cole-Cole, por ajuste de curva, para incluir uma varável representando o nível ou concentração de glicose em um meio, na parte real da expressão. Na equação 2.2 observa-se a inclusão do parâmetro g representando a concentração de glicose em mg/dl.

$$\varepsilon(\omega) = Re \left[\varepsilon_\infty + \sum_{m=1}^2 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + (j\omega\sigma_m)^{(1-\alpha_m)}} \right] [(-0.001445)g + 1.145882] + Im \left[\varepsilon_\infty + \sum_{m=1}^2 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + (j\omega\sigma_m)^{(1-\alpha_m)}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0} \right] \quad (2.2)$$

Aplicando o método de medição com a sonda coaxial e a utilização do modelo Cole-Cole de ajuste dos parâmetros das soluções, Vrba e Vrba (2015) apresenta uma referência para 11 concentrações de glicose, considerando a frequência de operação de 2.4 GHz para os cálculos. A Figura 31 apresenta esses resultados.

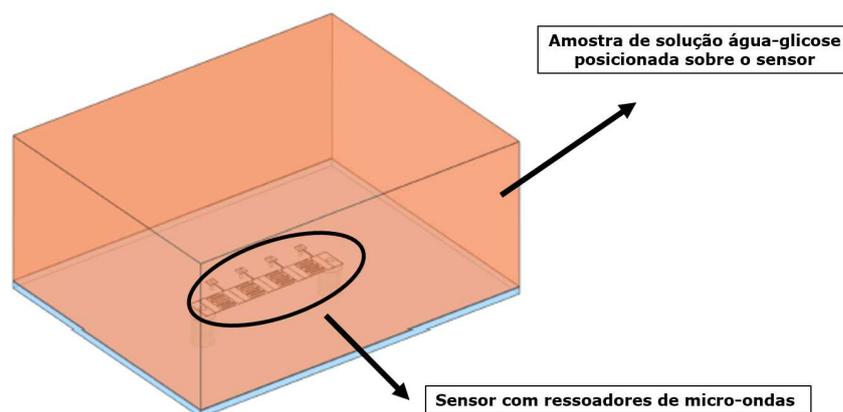
Figura 31 – Permissividade e condutividade de soluções água-glicose na frequência de 2.4 GHz.

BGC [mg/dl]	Permissividade Relativa ϵ_r [-]	Condutividade Equivalente σ_e [S/m]
0	69.4325	1.4895
25	67.2436	1.4895
50	65.0547	1.4895
75	62.8658	1.4895
100	60.6768	1.4895
125	58.4879	1.4895
150	56.2990	1.4895
175	54.1101	1.4895
200	51.9211	1.4895
225	49.7322	1.4895
250	47.5433	1.4895

Fonte: (Adaptado) (VRBA; VRBA, 2015).

Em relação ao posicionamento das amostras ou tipo de amostras utilizadas nas simulações, alguns autores realizaram: testes com a solução diretamente em contato com o sensor (HOFMANN et al., 2012) (VRBA; VRBA, 2015) (DESHMUKH; GHONGADE, 2016); inserção da solução em um contêiner (OMER et al., 2020) posicionado sobre o elemento sensor; amostras de tecidos biológicos com várias camadas, emulados com a permissividade de cada camada de tecido (YILMAZ; FOSTER; HAO, 2012) (TURGUL; KALE, 2016). A Figura 32 ilustra um desses tipos de testes em simulação.

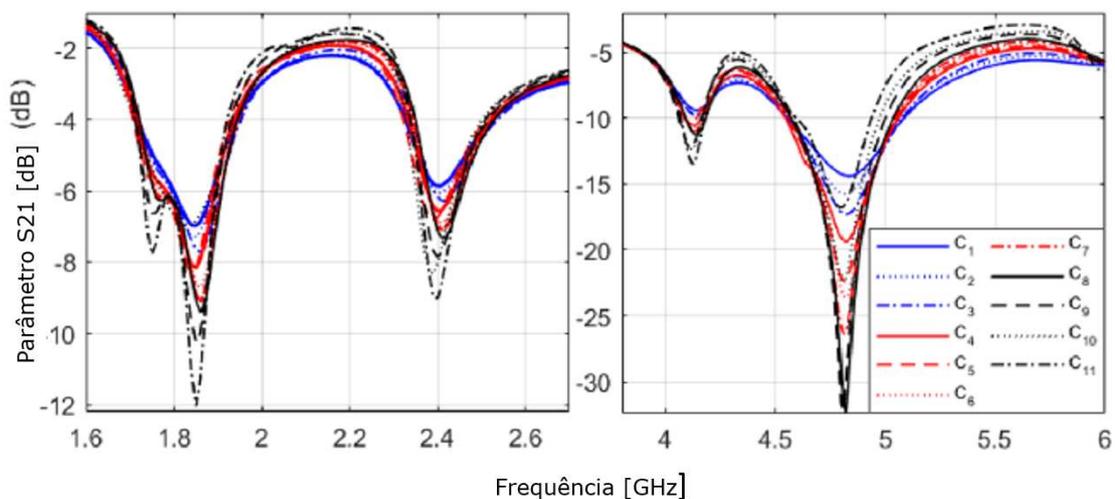
Figura 32 – Testes com simulações de amostras contendo glicose em sua composição.



Fonte: (Adaptado) (VRBA; VRBA, 2015).

Quanto às concentrações testadas, normalmente utilizam-se as permissividades de concentrações que contemplem faixas maiores e menos de 100 mg/dl, incluindo o que representariam situações de hipoglicemia, estado normal de saúde e hiperglicemia. Omer et al. (2020) utiliza 11 tipos de concentrações, denominadas de C_1 a C_{11} , como pode ser observado na Figura 33. As concentrações representam: hipoglicemia, 40–60 mg/dl (C_1 – C_3); condições normais, 70–140 mg/dl (C_4 – C_7); e hiperglicemia, 200–500 mg/dl (C_8 – C_{11}).

Figura 33 – Parâmetro S_{21} do sensor Proposto por Omer et al. (2020) com testes para 11 concentrações de glicose diferentes.



Fonte: (OMER et al., 2020).

2.5 Tabela Sinótica

Nas Tabela 2 (com continuação na Tabela 3) é apresentado um resumo das contribuições dos trabalhos citados na Revisão Bibliográfica acerca de sensores utilizando tecnologias de ressoadores para monitoramento não-invasivo de glicose no sangue. Além disso, na tabela está incluída a contribuição proposta pela presente pesquisa de Mestrado.

Tabela 2 – Tabela sinótica da revisão bibliográfica.

Referência	Contribuição
Buford, Green e McClung (2008)	Primeira proposta de utilização da tecnologia de ressoadores de micro-ondas para sensoriamento não-invasivo dos índices de glicose no sangue.
Hofmann et al. (2012)	Abordagem baseada na transmissão de ondas eletromagnéticas (EM) nos vasos sanguíneos. Sensor com guia de ondas TEM coberto por um material dielétrico, operando em 20 GHz.
Yilmaz, Foster e Hao (2012)	Sensor com ressoador <i>patch</i> com geometrias triangulares testado com <i>phantom</i> que simula as camadas de tecido biológico da pele humana.
Schwerthoeffer, Weigel e Kissinger (2013)	Proposta de ressoador em anel com testes em soluções água-glicose.
Adhikari et al. (2014)	Primeiro sensor em material flexível (polietileno). Proposta de ressoador circular com e em formato T com testes em soluções água-glicose.
Choi et al. (2014)	Proposta de ressoador com anel duplo dividido (DSRR) com testes em soluções água-glicose.
Vrba e Vrba (2015)	Sensor com ressoador com 4 células baseado em uma TL. Utilização modelos simulados de soluções água-glicose para os testes via <i>software</i> de simulação.
Camli et al. (2016)	Sensor com ressoador em anel com canais microfluídicos. Quantização da glicose baseada na variação da frequência de ressonância.
Turgul e Kale (2016)	Sensor com guia de onda coplanar (CPW) e valores da permissividade elétrica complexa do sangue estimados por rede neural artificial (RNA).
George, Mol e Mneon (2017)	Proposta de um sensor de micro-ondas com ressoador de anel dividido (SRR).

Fonte: Próprio autora.

Tabela 3 – Continuação da tabela cinótica da revisão bibliográfica.

Referência	Contribuição
Govind e Akhtar (2019)	Primeiro sensor de micro-ondas com ressonador, para monitoramento não-invasivo de glicose no sangue, com canal microfluídico de metamaterial.
Juan et al. (2019)	Uso de acoplamentos entre dois ressoadores para rastrear propriedades de soluções água-glicose. Sensor com ressoadores SIR acoplados.
Omer et al. (2020)	Sensor com células de “colmeia de mel” CSRR acopladas. Tecnologia inspirada em metamateriais.
Bteich et al. (2020)	Sensor com ressoadores de circuito aberto com distribuição log-periódica no plano de terra truncado, confeccionado em material flexível, operando entre 1,25 GHz e 2,65 GHz testado em contato com o pulso de pacientes.
Saleh, Ateeq e Al-Naib (2021)	Sensor com ressonador SASRR operando na frequência de 7 GHz para teste com glicose em solução de glicose em contato com o sensor.
Ferreira (2022) - Dissertação de Mestrado	Sensor com ressonador <i>hairpin</i> de microfita na faixa de frequências de 1,5 a 1,7 GHz. Utilizado na determinação da concentração de glicose em soluções aquosas, a partir da variação do parâmetro S_{21} , em magnitude e frequência de ressonância.

Fonte: Própria autora.

3 Fundamentação Teórica

Neste capítulo será apresentada a fundamentação teórica da presente pesquisa, abordando os conteúdos utilizados e citados durante o trabalho. O principal objetivo da fundamentação é auxiliar os leitores no entendimento do tema proposto e das análises e estudos realizados.

A fundamentação teórica está dividida em três partes. A primeira parte apresenta a teoria básica de ressoadores e ressoadores de micro-ondas. A segunda parte apresenta conceitos relacionados ao estudo de alguns tipos e algumas propriedades elétricas dos sensores utilizando ressoadores de micro-ondas. Na terceira parte serão abordadas as características, equações e fatores considerados no projeto de um ressoador.

3.1 Ressonadores

Ressonadores são blocos fundamentais para filtros de micro-ondas. Ressonadores também são usados para estabilização de frequência em osciladores ou como elementos de controle ou sintonia para amplificadores (WU; ZHU; VAHLDIECKY, 2004).

Um ressoador é definido, geralmente, como uma estrutura que confina energia eletromagnética em um bloco de material dielétrico, dentro de uma seção de metal invólucro de guia de onda ou em uma seção de uma linha de transmissão planar (microfita), entre as extremidades abertas ou curto-circuitada da linha. Uma combinação desses elementos também pode ser utilizada como um ressoador (WU; ZHU; VAHLDIECKY, 2004).

Conforme apresentado em Wu, Zhu e Vahldiecky (2004), as energias elétrica e magnética armazenadas em um ressoador determinam sua indutância e capacitância equivalentes. Além disso, as dissipações de energia no ressoador, devido a perdas ôhmicas, dielétricas ou perdas de radiação também podem ser expressas por resistências ou condutâncias. As perdas se relacionam com o fator de qualidade (Q) do ressoador.

Os componentes elétricos RLC (resistor, indutor e capacitor) constituem uma rede de circuito equivalente completo e capaz de permitir a caracterização de um ressoador em termos de largura de banda, frequência central e fator Q (WU; ZHU; VAHLDIECKY, 2004).

3.2 Ressonadores de Micro-ondas

Ressonadores de micro-ondas são utilizados em uma ampla variedade de aplicações, incluindo filtros, osciladores, medidores de frequência e amplificadores sintonizados

(POZAR, 2011). Um ressoador é um elemento capaz de armazenar dois tipos de energia: energia elétrica e energia magnética dependente da frequência. (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018)

Dada a definição de um ressoador de micro-ondas, um exemplo simples desse tipo de estrutura, apresentado por Cameron, Kudsia e Mansour (2018), é um ressoador LC, no qual a energia magnética é armazenada na indutância L e a energia elétrica é armazenada na capacitância C .

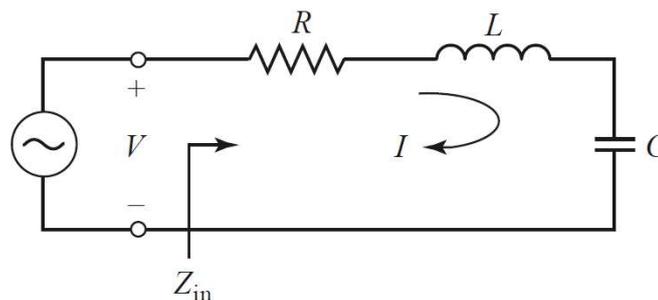
A frequência de ressonância de um ressoador é definida como a frequência em que a energia armazenada no campo elétrico é igual à energia armazenada no campo magnético. Nas frequências de micro-ondas, os ressoadores podem assumir várias formas e tamanhos. A forma da estrutura de micro-ondas afeta a distribuição dos campos e, portanto, o armazenamento de energias elétricas e magnéticas. Qualquer estrutura de micro-ondas tem uma frequência ressonante inerente à ela. Essa frequência é determinada por suas características físicas e dimensões (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018).

3.2.1 Circuitos Ressonantes RLC

Em frequências próximas à frequência de ressonância, um ressoador de micro-ondas pode ser modelado por um circuito equivalente de elemento fixo RLC, com configuração em série ou em paralelo (POZAR, 2011).

A Figura 34 apresenta um circuito ressonante RLC em série.

Figura 34 – Circuito ressonante RLC em série.



Fonte: (POZAR, 2011)

A impedância de entrada (Z_{in}), no domínio da frequência (ω), pode ser definida como:

$$Z_{in} = R + j\omega L - j\frac{1}{\omega C} \quad [\Omega] \quad (3.1)$$

A energia magnética média (W_m) armazenada no indutor é dada por:

$$W_m = \frac{1}{4} |I|^2 L [A/m] \quad (3.2)$$

Já a energia elétrica média (W_e) armazenada no capacitor é dada por:

$$W_e = \frac{1}{4} |V_C|^2 C [J]$$

$$W_e = \frac{1}{4} |I|^2 \frac{1}{\omega^2 C} [J] \quad (3.3)$$

onde V_C é a tensão sobre o capacitor C .

A ressonância ocorre quando as energias magnética e elétrica médias armazenadas são iguais, ou seja, quando $W_m = W_e$ (POZAR, 2011). Logo, a frequência de ressonância (ω_0) é dada por:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} [rad/s] \quad (3.4)$$

Pozar (2011) define outro parâmetro importante para circuitos ressonantes. O fator de qualidade (Q) é um dos parâmetros que caracterizam esse tipo de circuito.

O fator de qualidade é uma medida da perda de um circuito ressonante (POZAR, 2011). Quanto maior o fator de qualidade Q de um circuito ressonante, menores perdas.

As perdas em um ressoador podem ser causadas pelas perdas no condutor, perdas dielétricas ou perdas de radiação. As perdas são representadas no circuito equivalente pela resistência R . Redes de conexões externas podem causar perdas adicionais ao circuito. (POZAR, 2011). Cada um dos elementos que causam perdas ao circuito causarão uma diminuição no valor de Q . O fator de qualidade do ressoador em si, desconsiderando efeitos de cargas externas, é chamado de fator de qualidade descarregado (Q_0) (POZAR, 2011). Os fatores de qualidade podem ser calculados da seguinte maneira:

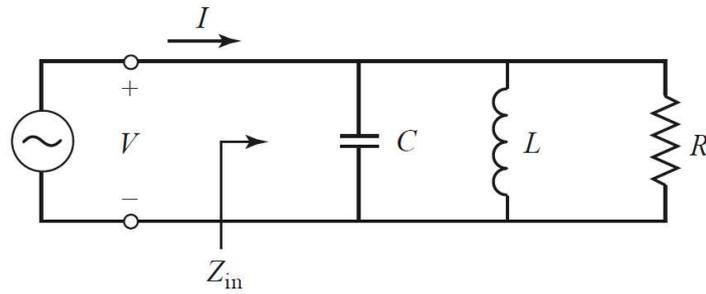
$$Q = \omega \frac{\text{energia média armazenada}}{\text{energia perdas/segundo}} \quad (3.5)$$

$$Q = \omega \frac{W_m + W_e}{P_{perdas}} \quad (3.6)$$

$$P_{perdas} = \frac{1}{2} |I|^2 R [W] \quad (3.7)$$

$$Q_0 = \omega_0 \frac{2W_m}{P_{perdas}} = \frac{\omega_0 L}{R} = \frac{1}{\omega_0 RC} \quad (3.8)$$

Figura 35 – Circuito ressonante RLC em paralelo.



Fonte: (POZAR, 2011)

A Figura 35 apresenta um circuito ressonante RLC em paralelo.

A impedância de entrada (Z_{in}), no domínio da frequência (ω), pode ser definida como:

$$Z_{in} = \left(\frac{1}{R} + \frac{1}{j\omega L} + j\frac{1}{\omega C} \right)^{-1} [\Omega] \quad (3.9)$$

A energia magnética média (W_m) armazenada no indutor é dada por:

$$W_m = \frac{1}{4} |I_L|^2 L = \frac{1}{4} |V|^2 \frac{1}{\omega^2 L} [A/m] \quad (3.10)$$

onde I_L é a corrente no indutor L.

Já a energia elétrica média (W_e) armazenada no capacitor é dada por:

$$W_e = \frac{1}{4} |V_C|^2 C [J]$$

De forma semelhante ao circuito em série, a ressonância no circuito em paralelo ocorre quando as energias magnética e elétrica médias armazenadas são iguais, ou seja, quando $W_m = W_e$ (POZAR, 2011). Logo, a frequência de ressonância (ω_0) é dada por:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} [rad/s] \quad (3.11)$$

O fator de qualidade descarregado (Q_0) para o circuito ressonante RLC em paralelo é definido por Pozar (2011) como:

$$Q = \omega \frac{W_m + W_e}{P_{perdas}} \quad (3.12)$$

$$P_{perdas} = \frac{1}{2} |V|^2 R [W] \quad (3.13)$$

$$Q_0 = \omega_0 \frac{2W_m}{P_{perdas}} = \frac{R}{\omega_0 L} = \omega_0 RC \quad (3.14)$$

A ressonância para um circuito RLC paralelo às vezes é chamada, na literatura, de antirressonância. Para esse tipo de circuito o fator de qualidade Q do circuito aumenta à medida que R aumenta (POZAR, 2011).

Equações para os parâmetros dos circuitos RLC ressonantes em série e em paralelo podem ser observadas na Figura 36.

Figura 36 – Equações para os parâmetros dos circuitos ressonantes RLC, em série e em paralelo.

Parâmetro	Ressorador em série	Ressorador em paralelo
Impedância de entrada	$Z_{in} = R + j\omega L - j\frac{1}{\omega C}$ $\simeq R + j\frac{2RQ_0\Delta\omega}{\omega_0}$	$Y_{in} = \frac{1}{R} + j\omega C - j\frac{1}{\omega L}$ $\simeq \frac{1}{R} + j\frac{2Q_0\Delta\omega}{R\omega_0}$
Potência de perdas	$P_{loss} = \frac{1}{2} I ^2 R$	$P_{loss} = \frac{1}{2}\frac{ V ^2}{R}$
Energia magnética armazenada	$W_m = \frac{1}{4} I ^2 L$	$W_m = \frac{1}{4} V ^2 \frac{1}{\omega^2 L}$
Energia elétrica armazenada	$W_e = \frac{1}{4} I ^2 \frac{1}{\omega^2 C}$	$W_e = \frac{1}{4} V ^2 C$
Frequência de ressonância	$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}}$	$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}}$
Fator Q descarregado	$Q_0 = \frac{\omega_0 L}{R} = \frac{1}{\omega_0 RC}$	$Q_0 = \omega_0 RC = \frac{R}{\omega_0 L}$
Fator Q externo	$Q_e = \frac{\omega_0 L}{R_L}$	$Q_e = \frac{R_L}{\omega_0 L}$

Fonte: (Adaptado) (POZAR, 2011)

3.2.2 Configurações de Ressonadores de Micro-ondas

Cameron, Kudsia e Mansour (2018) define as principais considerações e os principais parâmetros acerca do projeto de ressoadores de micro-ondas. Sendo eles: dimensões do ressoador; fator de qualidade para o circuito sem carga (Q_0); operação em frequências indesejadas; e capacidade de manipulação de potência e energia.

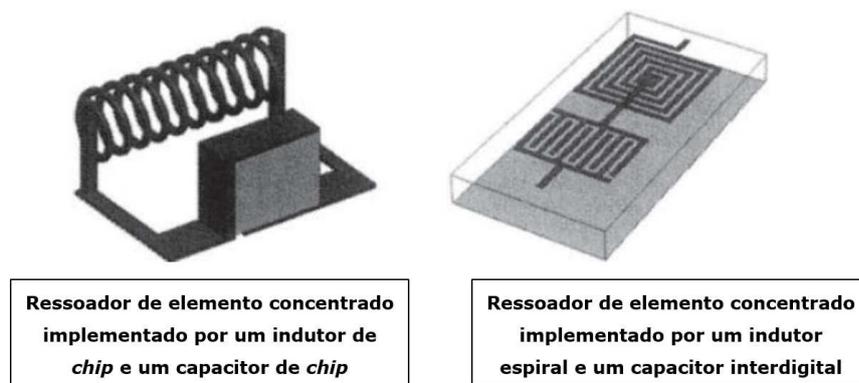
O fator de qualidade está diretamente associado às perdas no ressoador. Logo, é desejável utilizar ressoadores com altos valores de Q , pois isso reduz as perdas por inserção (*insertion loss*), melhora o desempenho e aumenta a seletividade em frequência do ressoador (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018).

Diferentemente dos ressoadores LC, que possuem apenas uma frequência ressonante, ressoadores de micro-ondas podem suportar um número infinito de configurações de campo eletromagnético ou modos ressonantes (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018).

Ressoadores de micro-ondas são agrupados em três categorias: ressoadores LC de elemento concentrado, ressoadores planares e ressoadores tridimensionais (3D) do tipo cavidade (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018).

A Figura 37 apresenta dois exemplos de ressoadores. Em estruturas de elemento concentrado, uma seção da linha de transmissão é projetada de modo que a energia elétrica ou magnética seja concentrada nela em frequências especificadas. Dessa forma, a indutância ou capacitância pode ser considerada concentrada nela, em vez de distribuída ao longo do comprimento da linha.

Figura 37 – Ressoadores de elemento concentrado.



Fonte: (Adaptado) (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018)

Ressoadores planares podem levar ter forma de: um comprimento de uma linha de transmissão de microfita, terminada em um curto-circuito ou circuito aberto; uma linha sinuosa (*meander line*); linha dobrada (*folded line*); ressoador de anel (*ring resonator*); ressoador *patch*; ou qualquer outra configuração (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018).

Qualquer estrutura impressa atua efetivamente como um ressoador cuja frequência de ressonância é determinada pelas dimensões do ressoador, constante dielétrica do substrato e altura do substrato (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018). A Figura 38 apresenta alguns exemplos de ressoadores planares de microfita.

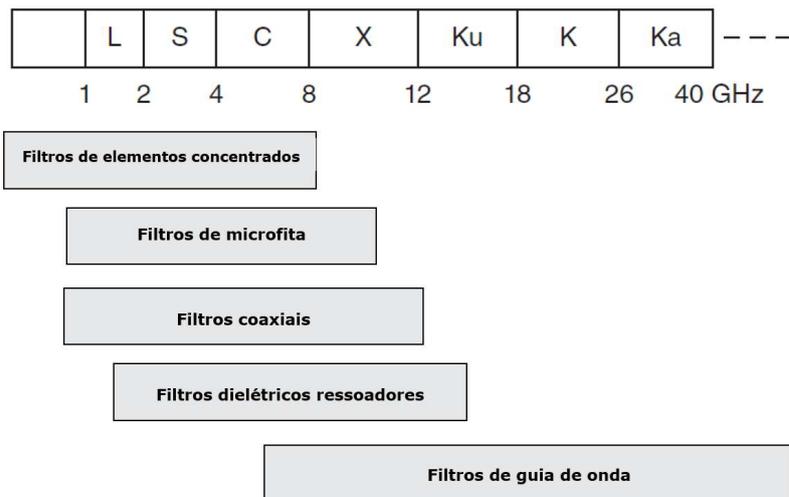
Figura 38 – Ressonadores planares.



Fonte: (Adaptado) (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018)

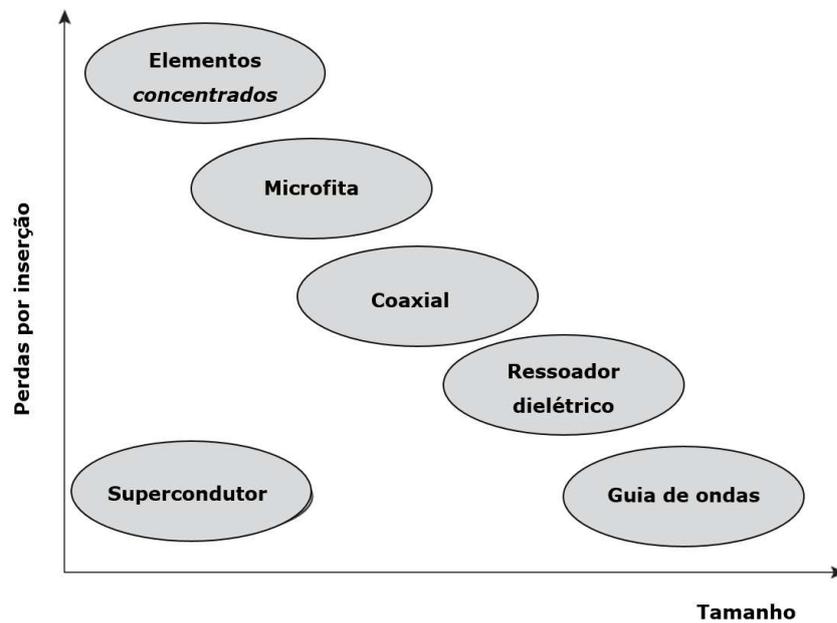
A seleção de um ressonador para uma aplicação específica envolve vários parâmetros que refletem nas perdas por inserção do ressonador, tamanho, custo, requisitos de manuseio de energia (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018). As Figuras 39 e 40 ilustram comparações entre diferentes tipos de ressoadores de acordo com critérios como faixa de frequências e perdas x dimensões, respectivamente.

Figura 39 – Comparação entre diferentes tipos de ressoadores de acordo com a aplicação para diferentes faixas de frequências de operação.



Fonte: (Adaptado) (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018)

Figura 40 – Comparação entre diferentes tipos de ressoadores de acordo com as perdas e as dimensões.



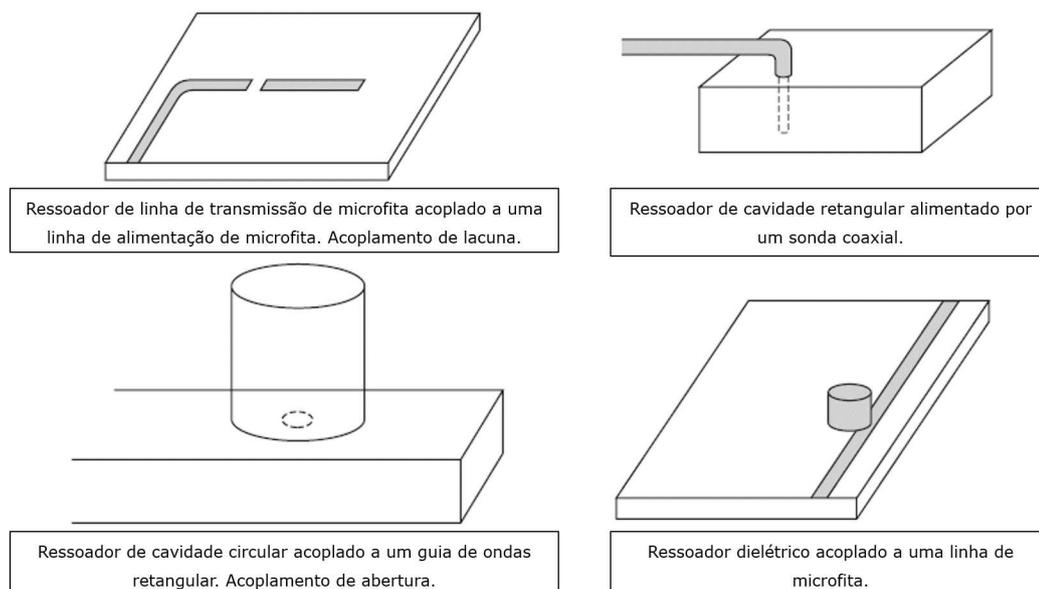
Fonte: (Adaptado) (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018)

3.2.3 Excitação de Ressonadores

Os ressoadores tornam-se úteis ao estarem acoplados a circuitos externos, como por exemplo, linhas de transmissão e guias de onda (POZAR, 2011). A forma de acoplamento depende do tipo de ressoador.

Algumas das técnicas de acoplamento mais comuns são o acoplamento de lacuna (*gap coupling*) e acoplamento de abertura (*aperture coupling*) (POZAR, 2011). A Figura 41 ilustra algumas técnicas de acoplamento para ressoadores.

Figura 41 – Técnicas de acoplamento de ressoadores.



Fonte: (POZAR, 2011)

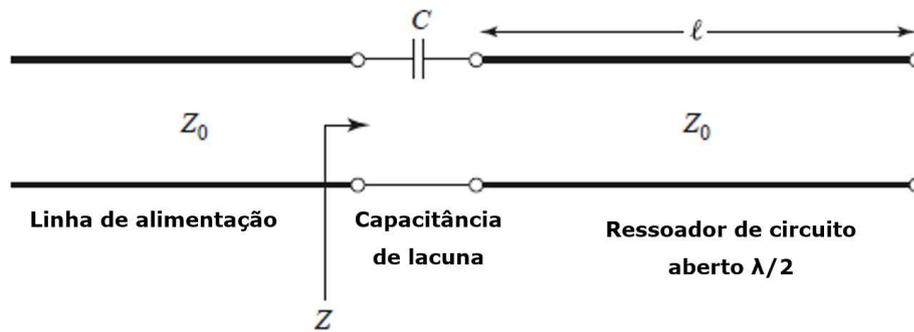
O nível de acoplamento necessário entre um ressoador e o circuito conectado a ele depende da aplicação (POZAR, 2011). O ressoador pode estar fortemente, fracamente ou criticamente acoplado à alimentação.

Pozar (2011) cita como exemplo a estrutura de uma cavidade de guia de ondas usada como medidor de frequência. Nesse caso normalmente a estrutura seria acoplada ao guia de alimentação de forma mais franca, a fim de manter um alto fator de qualidade e uma boa precisão. Já no caso de um ressoador utilizado como oscilador a estrutura seria fortemente acoplada à alimentação buscando alcançar transferência de potência máxima.

O coeficiente de acoplamento é o índice que mede o nível de acoplamento entre o ressoador e a estrutura de alimentação. Para obter transferência de potência máxima entre um ressoador e uma linha de alimentação, o ressoador deve ser combinado com a linha na frequência de ressonância. Esse caso caracteriza o ressoador como criticamente acoplado à alimentação. (POZAR, 2011).

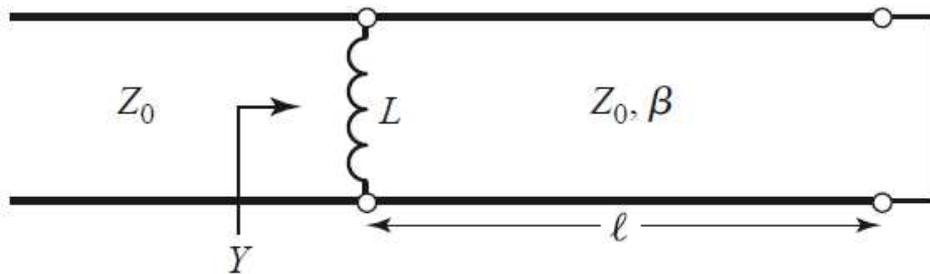
As Figuras 42 e 43 ilustram exemplos de circuitos equivalentes para um acoplamento de lacuna e um acoplamento de abertura entre ressoadores e suas linhas de alimentação.

Figura 42 – Circuito equivalente para um ressoador de microfita acoplado por lacuna (*gap coupling*).



Fonte: (Adaptado) (POZAR, 2011)

Figura 43 – Circuito equivalente para um ressoador de microfita acoplado por abertura (*aperture coupling*).



Fonte: (POZAR, 2011)

3.2.4 Ressonadores Planares

Ressonadores planares podem ser classificados como ressonadores de linha de transmissão e ressonadores *patch* (ou ressonadores de microfita).

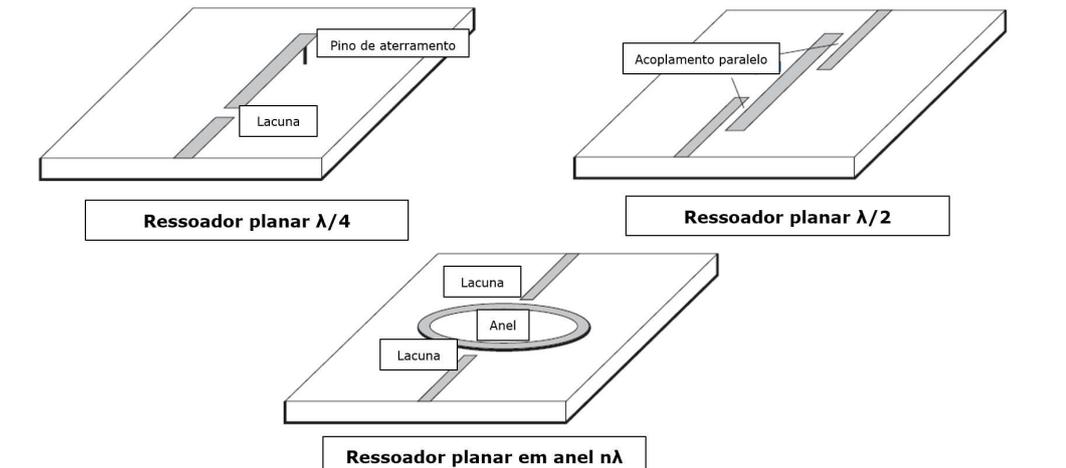
Nos ressonadores de linha de transmissão o comprimento da linha é sempre compatível com o comprimento de onda. Esses ressonadores possuem seções de linha com o comprimento físico igual a uma certa fração do comprimento de onda da onda guiada (WU; ZHU; VAHLDIECKY, 2004).

Wu, Zhu e Vahldiecky (2004) explica que para os ressonadores planos abertos, os campos dos efeitos de borda (*fringing fields*) na extremidade aberta introduzem um alongamento eficaz da linha e, assim, diminuem a frequência de ressonância. Portanto, os modos de ressonância desses ressonadores podem ser considerados como tendo aproximadamente uma dependência unidimensional. Já para os ressonadores *patch*, a condição de ressonância depende do comprimento e largura do *patch*, possuindo uma característica de dependência bidimensional.

Para os ressoadores planares, a energia elétrica é predominantemente confinada no substrato dielétrico sob a microfita. Já a energia magnética se estende tanto para o substrato quanto para as regiões de ar ao redor da linha ou do *patch*.

A Figura 44 apresenta exemplos de ressoadores planares de linha de transmissão típicos.

Figura 44 – Ressoadores planares de linha de transmissão.



Fonte: (Adaptado) (WU; ZHU; VAHLIDIECKY, 2004)

É válido ressaltar que as geometrias de anel (fechado e aberto em "C") onde o comprimento elétrico é igual a um múltiplo inteiro do comprimento de onda também atuam como um ressoador (WU; ZHU; VAHLIDIECKY, 2004).

3.2.5 Ressoadores Dielétricos

Ressoadores dielétricos normalmente utilizam materiais com baixa perda e uma alta constante dielétrica, garantindo que a maioria dos campos esteja concentrada no dielétrico. Ao contrário das cavidades metálicas, para esse tipo de ressoador existem alguns efeitos de borda, ou seja, vazamento de campo nas laterais e extremidades do ressoador dielétrico (POZAR, 2011).

A operação de um ressoador dielétrico é semelhante, em princípio, ao funcionamento de um ressoador retangular ou ressoadores de cavidade cilíndrica.

Os efeitos de bordam levam a uma pequena perda de radiação na estrutura e reduzem o fator de qualidade Q do ressoador. Segundo Pozar (2011), esse tipo de ressoador possui diferenciais atrativos. Possui, normalmente, dimensões menores e custo e peso reduzidos em relação às características de uma cavidade metálica equivalente. Outra vantagem é que esse tipo de ressoador pode ser facilmente incorporado em circuitos integrados de micro-ondas e acoplado a linhas de transmissão. Para a construção desse

tipo de estrutura normalmente são utilizados materiais com constantes dielétricas na faixa de 10 a 100.

Perdas pelo condutor normalmente são quase ausentes, mas a perda dielétrica geralmente aumenta com a constante dielétrica. É possível alcançar fatores de qualidade acima de vários milhares (POZAR, 2011). Ao utilizar uma placa de acima da estrutura dielétrica do ressoador é possível sintonizar mecanicamente a frequência de ressonância.

3.2.6 Análise de Parâmetros-S

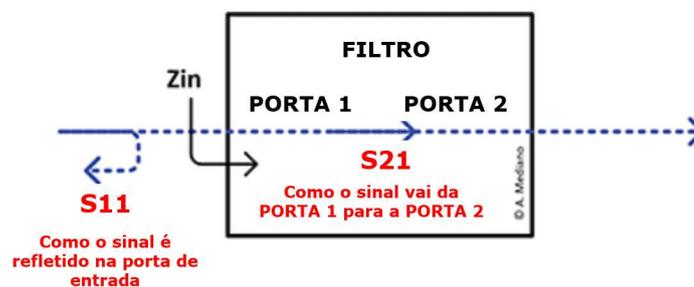
Os parâmetros S (parâmetros de espelhamento ou *scattering*) são parâmetros extremamente úteis para avaliar o desempenho e comportamento de estruturas de micro-ondas. Analisar parâmetros S é uma técnica bastante conhecida de análise de circuitos para projetistas eletrônicos de RF e micro-ondas (MEDIANO, 2018).

Para um sistema de duas portas, podem ser estudados quatro parâmetros S, sendo eles: S_{11} , S_{21} , S_{12} e S_{22} . Normalmente são mensurados em decibéis (dB). Esses parâmetros podem ser definidos como:

- S_{11} e S_{22} - Coeficientes de reflexão nas portas 1 e 2, respectivamente;
- S_{21} - Coeficiente de transmissão da porta 1 para a porta 2;
- S_{12} - Coeficiente de transmissão da porta 2 para a porta 1;

A Figura 45 ilustra a representação dos parâmetros S em uma estrutura de filtro com duas portas.

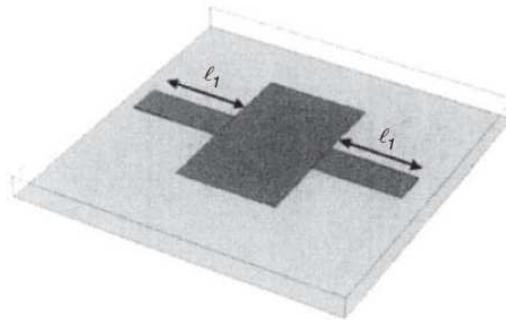
Figura 45 – Representação dos parâmetros S em uma estrutura de filtro de duas portas.



Fonte: (Adaptado) (MEDIANO, 2018)

Carregar um ressoador de linha de transmissão com um elemento capacitivo/indutivo ou com qualquer tipo de descontinuidade (como um parafuso, por exemplo) altera a frequência de ressonância do ressoador (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018). A Figura 46 apresenta um ressoador de microfita carregado por meio de uma fita retangular ao longo do comprimento do ressoador.

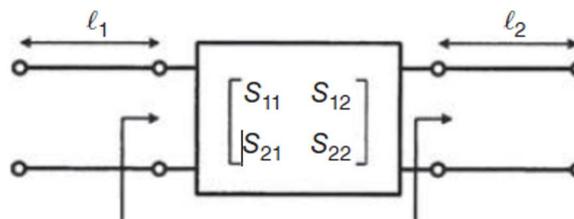
Figura 46 – Ressorador de microfita.



Fonte: (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018)

A faixa retangular representa uma descontinuidade na linha de transmissão. A distribuição do campo no ressonador deve mudar a fim de satisfazer as novas condições de contorno causadas pela descontinuidade. Isso, por sua vez, altera o armazenamento elétrico e energia magnética, causando uma mudança na frequência de ressonância (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018). A descontinuidade é representada por uma rede de duas portas, cujos parâmetros S podem ser calculados usando um simulador eletromagnético comercial. A Figura 47 apresenta a representação equivalente da descontinuidade inserida no ressonador.

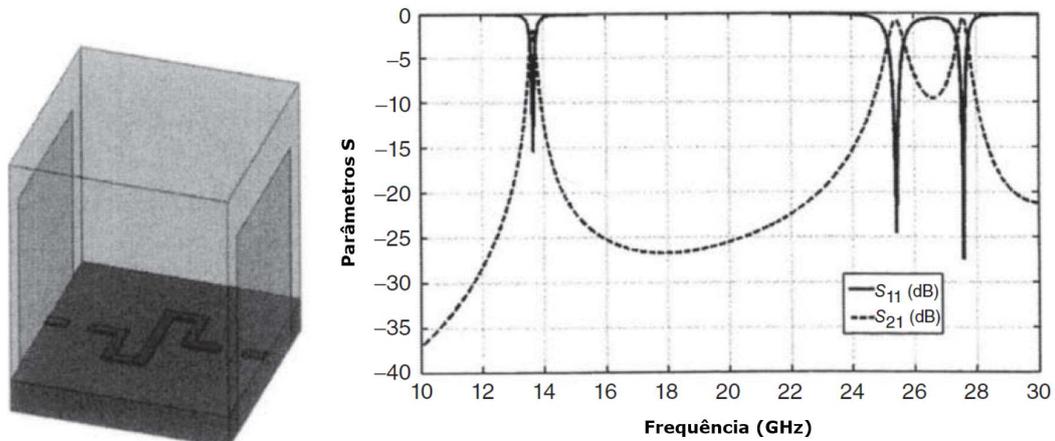
Figura 47 – Representação equivalente da descontinuidade no ressonador de microfita.



Fonte: (Adaptado) (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018)

A Figura 48 apresenta o comportamento dos parâmetros S (S_{11} e S_{21}) para um outro ressonador de microfita de duas portas.

Figura 48 – Comportamento dos parâmetros S_{11} e S_{21} para um ressoador de microfita de duas portas.



Fonte: (Adaptado) (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018)

É possível analisar o coeficiente de reflexão de entrada (S_{11}) para compreender o funcionamento do ressoador. Para a maior parte da faixa de frequências, a energia de RF é refletida de volta. A localização das quedas indica as frequências onde a energia de RF é armazenada no ressoador, especificamente as frequências ressonantes dos vários modos (CAMERON; KUDSIA; MANSOUR, 2018).

3.2.7 Sensores com Ressonadores Planares de Micro-ondas

Sensores que utilizam ressoadores em sua tecnologia possuem características e parâmetros específicos que ajudam a projetar e caracterizar esses tipos de sensores. Aplicação, faixa de frequência, níveis de sensibilidade desejados e princípio de funcionamento são alguns desses parâmetros.

Ao abordar o tema, na literatura identificam-se alguns tópicos relevantes para o estudo desse tipo de sensor. É objeto de estudo classificar esses sensores de acordo com diferentes parâmetros e características. Além disso, estudam-se os elementos ressonantes planos para sensoriamento.

Ao tratar de tipos de sensores com ressoadores planares de micro-ondas, uma das principais classificações que podem ser feitas é a classificação a partir do princípio de funcionamento. Muñoz-Enano et al. (2020) apresenta os quatro grupos dentro dessa classificação, sendo eles:

- Sensores de variação de frequência;
- Sensores de modulação de acoplamento;
- Sensores de divisão de frequência,

- Sensores de modo diferencial.

A Tabela 4 apresenta as principais características dos sensores de variação de frequência. Estão descritos: o princípio de funcionamento do sensor; uma definição geral do sensor; exemplos de configurações típicas; e exemplos de aplicações para cada tipo de sensor. As definições e exemplos utilizados na tabela foram baseados nos apresentados no trabalho de [Muñoz-Enano et al. \(2020\)](#).

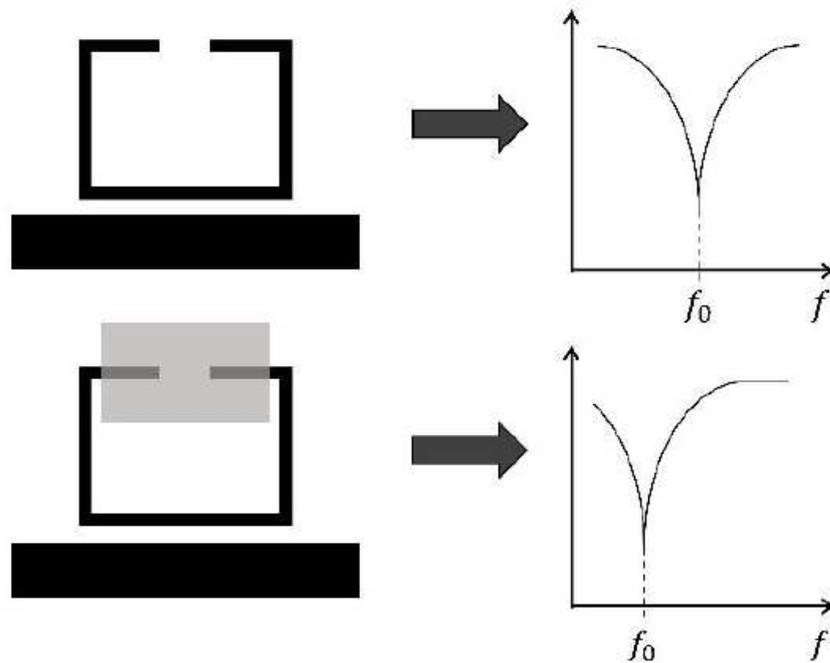
Tabela 4 – Características do sensores de variação de frequência.

Sensores de variação de frequência	
Princípio de funcionamento	Variação de frequência
Definição	Sensores baseados na variação da frequência de ressonância de um elemento ressonante
Configuração	Linha de transmissão carregada com o elemento ressonante (contato direto ou acoplamento)
Aplicação	Caracterização dielétrica de sólidos e líquidos
Especificidade	Consideravelmente susceptíveis a variações externas (temperatura, umidade) e precisam de calibração antes do uso

Fonte: Própria autora.

A Figura 49 ilustra o comportamento da resposta em frequência de um exemplo de sensor de variação de frequência com elemento ressonante utilizando ressoador plana de micro-ondas.

Figura 49 – Sensor de variação de frequência com elemento ressonante.



Fonte: (Adaptado) (MUÑOZ-ENANO et al., 2020)

Os sensores de modulação de acoplamento podem ser utilizados para caracterização dielétrica de materiais. No entanto, atualmente, a maioria dos sensores que utilizam modulação de acoplamentos vem sendo aplicados na implementação de deslocamento linear ou angular e/ou como sensores de velocidade (MUÑOZ-ENANO et al., 2020). Esse tipo de sensor é implementado carregando simetricamente uma linha de transmissão com um ressoador também simétrico.

Abordando os sensores de divisão de frequência, o princípio de funcionamento destes se baseia em uma linha de transmissão carregada simetricamente com um par de ressoadores. Diferentemente dos sensores de modulação de acoplamento, os ressoadores, nesse caso, não precisam ser obrigatoriamente simétricos (MUÑOZ-ENANO et al., 2020). A tecnologia de sensoriamento é baseada na preservação ou não da simetria. Como apresentado em Muñoz-Enano et al. (2020), havendo ou não preservação da simetria, há uma variação da quantidade de frequências de ressonância, gerando um desequilíbrio da simetria da resposta. Normalmente, é esse princípio que é utilizado para detecção e sensoriamento. Esse tipo de sensor também pode ser utilizado para caracterização de líquidos e outras substâncias dielétricas.

3.3 Tecnologia de Ressonadores de Microfita

Algumas das principais aplicações dos ressoadores de microfita são em medições envolvendo constante dielétrica de materiais. Além disso, esses dispositivos são especialmente

usados com princípios de acoplamento para a implementação de filtros de micro-ondas e/ou como seletores de frequência em circuitos osciladores de micro-ondas (SHEBANI; MOHAMMED; KHAMOUDI, 2011).

A literatura destaca como principal vantagem para o uso de ressoadores de microfita o fato que esse tipo de ressoador apresenta baixíssimos níveis de MLEF (*Microstrip Line Open-End Effect*). Fatores atrativos da tecnologia de ressoadores planares de microfita incluem estrutura compacta e baixo custo (NETO; COSTA; MOREIRA, 2017).

Segundo documentado em Hong e Lancaster (2004) o efeito de extremidade aberta está associado a fenômenos como os campos de borda em microfitas, acarretando perdas na onda guiada. Ressoadores de microfita com circuito sem extremidades abertas, com duas portas, são pouco atingidos por esse efeito. Para reduzir outros tipos de perdas, como perdas no condutor, perdas no dielétrico e perdas por dispersão, o dimensionamento da razão largura-para-altura (*width-to-height*) deve ser feito de forma correta, sendo essa razão W_l/h , com W_l sendo a largura da linha de alimentação e h a altura do substrato.

Para projetar um ressoador de microfita, alguns dos principais parâmetros dimensionais a serem estimados para um projeto inicial são os valores das dimensões da linha de alimentação (largura e comprimento). O valor das lacunas de acoplamento também é importante.

Um ressoador de microfita básico de duas portas é composto, na parte metálica superior da microfita, por um elemento ressonante (podendo ser este um anel, anel aberto, anel quadrado, um grampo, entre outros), duas linhas de alimentação e, por vezes, lacunas de acoplamento entre o elemento ressonante e as linhas. Alguns parâmetros e dimensões são importantes durante o projeto de ressoadores de microfita. Alguns desses parâmetros, grandezas e características serão citados e brevemente explorados abaixo.

3.3.1 Constante Dielétrica Efetiva (ϵ_{eff})

Pozar (2011) apresenta as Equações 3.15, 3.16, 3.17 e 3.18. Essas equações são conhecidas como **Equações de Hammerstad e Jensen** para a constante dielétrica efetiva quase-estática. Foram publicadas oficialmente pelos autores em Hammerstad e Jensen (1980). A precisão do modelo proposto pelas expressões é melhor do que 0,2% para $\epsilon_r < 128$ e $0,01 < W_l/h < 100$.

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left(1 + \frac{10}{u}\right)^{-ab} \quad (3.15)$$

$$u = \frac{W_l}{h} \quad (3.16)$$

$$a = 1 + \frac{1}{49} \ln \left(\frac{u^4 + \left(\frac{u}{52}\right)^2}{u^4 + 0,432} \right) + \frac{1}{18,7} \ln \left(1 + \left(\frac{u}{18,1} \right)^3 \right) \quad (3.17)$$

$$b = 0,564 \left(\frac{\epsilon_r - 0,9}{\epsilon_r + 3} \right) 0,053 \quad (3.18)$$

Neto, Costa e Moreira (2017) utiliza as expressões em seu trabalho, projetando um ressoador de micro-ondas para caracterização dielétrica do etanol. No contexto as equações são usadas para calcular a permissividade efetiva (ϵ_{ff}) para ser usada no dimensionamento dos anéis de um ressoador de microfita utilizando a topologia *Matryoshka*. Essas equações também são funcionais para outras topologias de ressoadores de microfita.

3.3.2 Fator de Qualidade

O fator de qualidade (Q_0) de um ressoador (sem carga) pode ser calculado por meio da equação 3.19.

$$Q_0 = \frac{\omega_0 C}{G} = \frac{\pi}{\alpha \omega_g} \quad (3.19)$$

Já para o ressoador já com carga, o fator de qualidade (Q) é uma importante figura de mérito para caracterizar o ressoador (CHANG, 2005). O fator de qualidade para o ressoador carregado pode ser obtido por meio da equação 3.20.

$$Q = \frac{f_0}{f_2 - f_1} \quad (3.20)$$

Onde f_0 expressa a frequência de ressonância e $f_1 - f_2$ expressa a largura de banda de 3dB ou largura de banda de meia-potência. A Figura 50 apresenta a resposta em frequência de um ressoador.

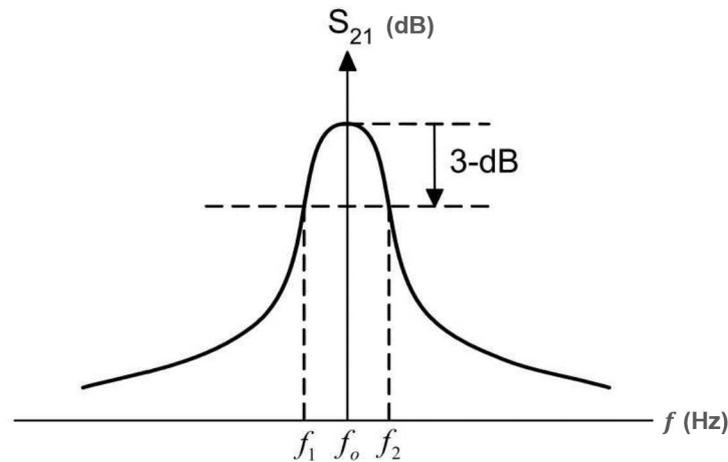
3.3.3 Lacunas de Acoplamento

A variação das lacunas de acoplamento influencia na frequência de ressonância e no fator de qualidade de um ressoador. A dimensão dos espaços de acoplamento deve ser grande o suficiente para que os efeitos do acoplamento não afetem a frequência de ressonância (CHANG, 2005).

Segundo (BOGNER et al., 2017), geralmente, sabe-se que uma lacuna de acoplamento maior melhora o sinal transferido. Isso acontece porque para pequenas lacunas de acoplamento a perturbação do campo elétrico na lacuna é maior.

Um acoplamento mais fraco produz um alta fator de qualidade. Esse fenômeno é chamado de sub-acoplamento (*undercoupling*). Já um acoplamento mais forte causa

Figura 50 – Resposta em frequência de um ressoador.



Fonte: (Adaptado) (CHANG, 2005)

uma maior transferência de energia. Esse fenômeno é chamado de sobre-acoplamento (*overcoupling*) (BOGNER et al., 2017).

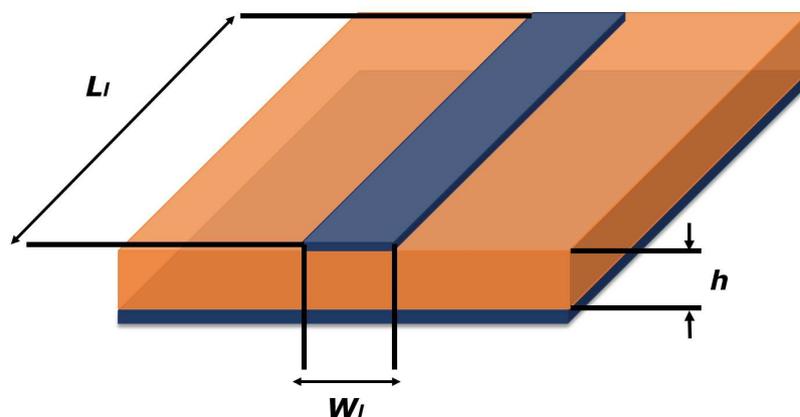
Em seu trabalho, Bogner et al. (2017) aponta que definir o nível necessário de acoplamento é um trabalho complexo e estudos de simulação da lacuna de acoplamento auxiliaram no processo. As simulações foram utilizadas para identificar as influências das variações da lacuna de acoplamento na resposta do ressoador e estimar os valores necessários para as características desejadas do projeto do ressoador.

Provavelmente será esse o procedimento feito. Estimar todas as outras dimensões iniciais que forem possíveis e descobrir o tamanho ideal das lacunas para o funcionamento desejado da estrutura da presente pesquisa por meio de simulações.

3.3.4 Linhas de Alimentação

A Figura 51 apresenta uma linha de microfita básica. Esse tipo de linha apresenta uma vantagem relevante por possuir fácil integração com outros componentes e circuitos de micro-ondas.

Figura 51 – Linha de microfita básica.

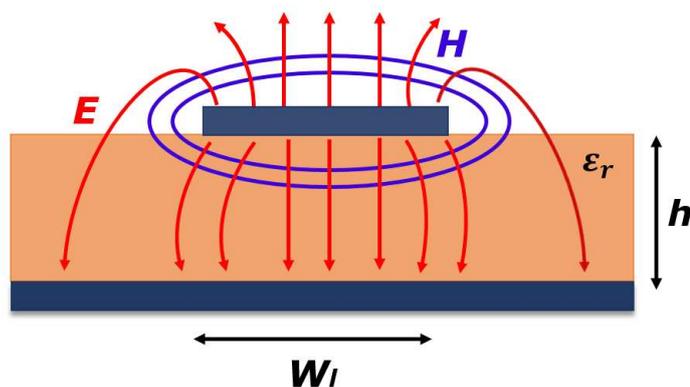


Fonte: Própria autora.

A linha possui largura W_l , comprimento L_l e o substrato possui altura h .

A linha de microfita é uma estrutura não-homogênea e normalmente apresenta linhas de campo confinadas na região dielétrica, concentradas entre a fita condutora e o plano de terra. Além disso, alguma fração do campo fica na região de ar acima do substrato. A Figura 52 apresenta uma representação dos campos em uma linha de microfita básica (SHEBANI; MOHAMMED; KHAMOUDI, 2011).

Figura 52 – Distribuição de campos elétrico e magnético em uma linha de microfita genérica.



Fonte: Própria autora.

Sobre a distribuição de campos em uma linha de microfita, a porcentagem de campo fraco existente acima do dielétrico é levada em consideração no projeto da estrutura. Esse fator é levado em consideração usando a permissividade efetiva (ϵ_{ff}), que é inferior à permissividade do substrato (ϵ_r) (NETO; COSTA; MOREIRA, 2017). No projeto, quanto menor forem a relação largura-para-altura (W_l/h) e a permissividade do substrato (ϵ_r), menor será a permissividade efetiva em comparação com a do substrato (NETO; COSTA;

MOREIRA, 2017).

Por possuírem parte dos campos na região acima do dielétrico, o modo de propagação de ondas da linha de microfita não é considerado um modo TEM (*Transverse Electromagnetic*) puro. Uma linha de transmissão TEM possui vetores de campos elétrico (E) e magnético (H) em direções perpendiculares entre si e ao eixo da linha (POZAR, 2011). Nesse caso, a velocidade de fase é constante e a constante de propagação (β) é constante e igual a um k (constante de propagação = número de onda). Isso acontece, normalmente, em casos em que a onda se propaga em um único meio.

No caso da linha de microfita, a onda se propaga em mais de um meio: no dielétrico do substrato e no ar. Isso acontece porque, como citado anteriormente, a onda não fica completamente confinada no dielétrico. Assim, a onda terá velocidades de propagação diferentes em cada meio. Logo, a constante de propagação (β) não será constante. Esse modo de propagação é chamado de *Quasi*-TEM (POZAR, 2011).

A constante de propagação do modo *Quasi*-TEM pode ser calculada por meio da equação 3.15, definida em Pozar (2011) e re-apresentada em Shebani, Mohammed e Khamoudi (2011) para aplicações em ressoadores de microfita. A equação 3.21 apresenta como calcular a constante de propagação do modo *Quasi*-TEM.

$$\beta = \frac{2\pi f_{res}}{c} \sqrt{\epsilon_{ff}} \quad (3.21)$$

Os comprimento elétrico (θ) e físico (L_l) da linha de microfita podem ser calculados por meio das Equações 3.22 e 3.23.

$$\theta = \beta L_l \quad (3.22)$$

$$L_l = \frac{\theta^\circ (\pi/180^\circ)}{\beta} \quad (3.23)$$

Dessa forma, obtém-se os comprimentos relacionados a linhas de microfita chamadas de linha de microfita de um quarto de onda e de meia onda (POZAR, 2011).

- **Linha de microfita de um quarto de onda:** $\theta = \pi/2$ e $L_l = \lambda_g/4$;
- **Linha de microfita de meia onda:** $\theta = \pi$ e $L_l = \lambda_g/2$;

4 Metodologia

Neste capítulo é apresentada a metodologia empregada no desenvolvimento da presente pesquisa, desde os estágios iniciais de pré-projeto até os testes de validação executados nas etapas finais, após a fabricação do sensor proposto.

4.1 Metodologia da Pesquisa

Desde seu início, a presente pesquisa de Mestrado foi desenvolvida a partir de algumas etapas-base do processo de investigação e construção do conhecimento científico. O fluxograma da Figura 53 apresenta as etapas sequenciais de construção da metodologia de pesquisa.

Figura 53 – Fluxograma da metodologia de pesquisa científica utilizada.



Fonte: Própria autora.

Nas seções seguintes, busca-se evidenciar como a pesquisa foi desenvolvida de acordo com essas etapas, a relevância de cada etapa para o projeto e as etapas finais que foram executadas a fim de concluir o trabalho proposto.

4.2 Procedimentos Bibliográficos e Teóricos

As etapas de Embasamento Teórico e Levantamento Bibliográfico são etapas que foram desenvolvidas desde a concepção do tema da pesquisa. É importante ressaltar que essas etapas, apesar de serem características das fases iniciais de uma pesquisa, precisam ser desenvolvidas nas demais fases da construção de um projeto científico, a fim de manter a pesquisa atualizada dentro do contexto do objeto de estudo, bem como manter o embasamento condizente com os métodos e conteúdos utilizados, sendo esse embasamento necessário para a compreensão das etapas desenvolvidas.

O estado da arte, revisão bibliográfica ou ainda levantamento bibliográfico constitui um apanhado geral sobre os principais trabalhos já realizados, revestidos de importância, por serem capazes de fornecer dados atuais e relevantes relacionados ao tema de uma pesquisa (LAKATOS; MARCONI, 1991).

Qualquer espécie de pesquisa, em qualquer área, supõe e exige pesquisa bibliográfica prévia, seja ela: desenvolvida de maneira exploratória; para o estabelecimento de *status quaestionis* (estado de investigação); ou para justificar os objetivos e contribuições da própria pesquisa (RUIZ, 1996).

Ainda segundo Lakatos e Marconi (1991), o embasamento teórico fornecido pelo estado da arte ajuda na questão "como?" de uma pesquisa. O autor afirma que é nesta etapa que aparecem os elementos de fundamentação teórica do trabalho e, também, a definição dos conceitos a serem empregados.

Assim, durante a investigação, começou-se a identificar a teoria de base que vai ajudar a correlacionar o objeto da pesquisa com o universo teórico e encaminhar o pesquisador para um estudo teórico que sirva de embasamento para interpretação dos dados e fatos obtidos no levantamento bibliográfico e direcionar a escolha dos objetos de estudo teóricos necessários para o desenvolvimento do projeto (MINUSI et al., 2018).

Todos esses conceitos-base de metodologia científica foram aplicados à presente pesquisa. Desde o estudo realizado para a escolha do tema, investigação do estado da arte, definição do tipo de tecnologia a ser utilizada, definição da faixa de frequências em que se deseja trabalhar, elaboração de hipótese e estudo dos mecanismos e métodos de validação a serem aplicados.

4.2.1 Etapas do Desenvolvimento Teórico e Bibliográfico da Pesquisa

Durante as fases descritas da elaboração da pesquisa, seguiu-se as seguintes etapas:

- Definição do tema/contexto inicial da pesquisa;
- Levantamento bibliográfico;

- Estudo de diferentes tecnologias, para investigação;
- Definição da tecnologia a ser trabalhada (afunilamento do objeto de pesquisa);
- Revisão bibliográfica específica da tecnologia escolhida;
- Estudo do embasamento teórico específico da tecnologia escolhida;
- Construção do texto com os resultados das investigações feitas nas etapas anteriores (etapa contínua, realizada de forma concomitante às demais etapas) .

Inicialmente, definiu-se o contexto-base de estudo: o sensoriamento não-invasivo para monitoramento de índices de glicose no sangue, com aplicação em pacientes diabéticos. É importante ressaltar que definiu-se, desde o princípio (pelos motivos destacados no Capítulo 1 da presente pesquisa) que o sensoriamento deveria ser não-invasivo. Dessa forma, esse foi um forte norteamento das etapas seguintes. Assim sendo, investigou-se inicialmente alguns tipos de tecnologias dentro da área de Telecomunicações e Eletrônica que podem ser aplicadas para o desenvolvimento de um dispositivo voltado para essa aplicação. Investigou-se tecnologias utilizando antenas, RFID (Identificação por Rádiofrequência) e biossensores.

A escolha dessas tecnologias foi feita baseada naquelas que se apresentaram mais viáveis de concepção e fabricação para a aplicação desejada, bem como as que contemplavam conteúdos dentro da linha de trabalho e interesse da aluna, dos orientadores e do Laboratório de Radiometria, onde está sendo desenvolvida a presente pesquisa. Dessa forma, antenas, RFID e biossensores foram as tecnologias iniciais investigadas. Dentro dessas tecnologias, alguns critérios foram utilizados para afunilar a investigação e pré-selecionar uma tecnologia para enfoque do estudo. Dentre esses critérios, destaca-se:

- **Frequência de operação:** esse critério levou à escolha da faixa de micro-ondas como faixa de operação de interesse do dispositivo a ser desenvolvido. Além de dispositivos com essa frequência operarem muito bem em aplicações de sensoriamento e caracterização de materiais e terem baixo custo e facilidade de construção (como já destacado nos Capítulos anteriores), essa faixa de frequências é objeto de estudo do laboratório;
- **Materiais e métodos:** esse critério ajudou a selecionar, durante a etapa de levantamento bibliográfico para embasar a escolha do dispositivo a ser desenvolvido, dispositivos que pudessem ser construídos e testados com materiais e métodos disponíveis no laboratório, na universidade e/ou em laboratórios parceiros. Com isso, visou-se focar em dispositivos que pudessem ser validados a partir de medições com o VNA, que operassem em frequências de até 8 GHz, que pudessem ser construídos

com substratos aos quais se possuísse acesso no laboratório ou fossem viáveis para compra;

- **Tecnologias atuais e inovadoras:** Focou-se em investigar tecnologias que possuísem um abordagem inovadora e realizável do sensoriamento, que ainda estão em fase de exploração entre a pesquisa mundial, que já se provaram eficazes para a aplicação desejada, porém pudessem ser melhoradas, modificadas, testas com novas abordagens.

Simultaneamente à pesquisa bibliográfica e teórica sobre as tecnologias investigadas, estudou-se conceitos e métodos necessários para o desenvolvimento do projeto. Alguns dos principais conteúdos investigados (teoricamente e bibliograficamente), foram:

- Efeitos da variação da glicose sobre as propriedades dielétricas do sangue;
- Sensibilidade de sensores;
- Técnicas de validação de resultados com sensores para caracterização de materiais.

Nesse contexto, utilizando a metodologia apresentada e após o estudo e investigação apresentados, definiu-se o enfoque da pesquisa em ressoadores de micro-ondas, operando nas frequências de aproximadamente 1,5 a 1,7 GHz.

Durante o desenvolvimento do estudo, foi feita uma organização das referências investigadas para a presente pesquisa. Inicialmente um arquivo denominado contendo Referências lidas - por Etapa/Semana foi sendo construído a cada semana do levantamento bibliográfico da presente pesquisa. Em seguida, otimizou-se esse método organizacional, catalogou-se as referências estudadas por finalidade/categoria. Um novo arquivo contendo Referências lidas - por Categoria, foi construído separando as referências de acordo com a sua linha de abordagem da temática e finalidade da referência para a presente pesquisa. A Figura 54 apresenta um trecho desse arquivo.

Figura 54 – Arquivo de catalogação das referências por categoria.

Artigos lidos (por Categoria)

Em ordem cronológica do mais antigo ao mais recente

Proposta de Dissertação de Mestrado - Marina Lua Ferreira

Contextualização e viabilidade

Nessa seção estão listados os artigos que contemplam abordagens de contextualização dos temas estudados na presente pesquisa, dentre eles: cenário atual da doença Diabetes no mundo contemporâneo; viabilidade de novas tecnologias utilizadas para a medição de índice glicêmico; desafios a serem enfrentados por tecnologias utilizadas para esse fim; entre outros.

- MOORE, B. *The potential use of radio frequency identification devices for active monitoring of blood glucose levels*. Journal of diabetes science and technology, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 3, n. 1, p. 180–183, 2009.
- WHITING, D. R. *IDF diabetes atlas: global estimates of the prevalence of diabetes for 2011 and 2030*. Diabetes research and clinical practice, v. 94, n. 3, p. 311-321. 2011.
- VENKATARAMAN, J.; FREER, B. *Feasibility of non-invasive blood glucose monitoring: In-vitro measurements and phantom models*. 2011 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APSURSI), p. 603-606. 2011.

Fonte: Própria autora.

Em seguida, foi construído um arquivo catalogando as principais referências estudadas sobre ressoadores de micro-ondas existentes utilizados no contexto da presente pesquisa. Esse arquivo de catalogação foi útil para registrar as principais características de cada estrutura utilizada, a metodologia utilizadas por cada autor em seu trabalho e os métodos de validação aplicados. As Figuras 55 e 56 apresentam trechos do documento desenvolvido.

Figura 55 – Tabela comparativa de estruturas.

No.	Referência	Topologia	Frequência	Dimensões	Substrato	Metodologia de validação
1	Buford et al. (2008)	Ressoador em espiral	10 MHz a 2 GHz (Pulso) 100 MHz a 5 GHz (Polegar)	Estrutura: 3.3 x 9.5 cm Espiral: Diam. – 1.8cm	1/32 FR4 (1.8 cm)	<ul style="list-style-type: none"> • Mede-se a variação do parâmetro S21 do sensor com variação da permeabilidade (alterada pelas variações da glicose). • A estrutura foi construída; • Para os testes a estrutura foi posicionada no pulso; • S21 medido com VNA; • O sensor foi testado em pacientes em jejum e após esses mesmos pacientes ingerirem uma solução de água açucarada por cerca de 1h. • O sensor foi otimizado e adaptado para ser posicionado no polegar; • Os resultados foram comparados com os medidos por um glicosímetro comercial.
2	Hofmann et al. (2012)	Guia de ondas TEM coberto por material dielétrico	20 GHz	Não descrito no artigo.	Não descrito no artigo.	<ul style="list-style-type: none"> • Realizam-se simulações com a estrutura proposta e estimam o comportamento elétrico das soluções com o modelo de relaxamento Debye; • Uma solução aquosa com concentrações de glicose de 5mmol posicionada sobre a estrutura; • Medem-se as variações de magnitude e fase do parâmetro S21 para estimar a variação da glicose a partir dessas mudanças.

Fonte: Própria autora.

Figura 56 – Tabela comparativa de estruturas (com imagens dos ressoadores).

3	Yılmaz et al. (2012)	
4	Schwerthoeffer (2013)	
5	Adhikari et al. (2014)	

Fonte: Própria autora.

Durante o desenvolvimento da presente pesquisa, cerca de 60 referências foram investigadas na revisão bibliográfica e contextualização. Cerca de 20 referências foram investigadas mais profundamente no tema de Ressonadores. No histórico, investigou-se o avanço das tecnologias de sensoriamento de glicose no sangue entre 1945 e 2008. Na parte de Ressonadores, objeto de estudo específico da pesquisa, investigou-se trabalhos entre 2008 e 2022, contemplando a maioria dos trabalhos publicados sobre a aplicação desejada.

4.3 Procedimentos Computacionais

Já sido feita a decisão acerca da tecnologia a ser utilizada, a faixa de frequências escolhida e alguns materiais iniciais definidos, realizou-se simulações computacionais da estrutura para investigar o funcionamento e comportamento dessa estrutura de acordo com a aplicação desejada. Foram investigadas e testadas diferentes topologias de ressoadores (a exemplo do ressoador em anel circular e do ressoador em anel quadrado), e a topologia de ressoador *hairpin* foi selecionada como a mais satisfatória e de maior interesse para o prosseguimento do trabalho.

Durante a investigação bibliográfica, não foram localizadas referências que indiquem que a topologia escolhida, estudada no trabalho de Hsieh (2004), foi utilizada ou testada para fins de sensoriamento e monitoramento da glicose até o momento de conclusão da presente pesquisa.

4.3.1 Software de Simulação Computacional Eletromagnética

A ferramenta de simulações computacionais eletromagnéticas utilizada na presente pesquisa foi o ANSYS® *Electronics Desktop*. Essa ferramenta constitui uma plataforma de simulação, nos modos 2-D e 3-D, para testes e desenvolvimento de estruturas eletrônicas de altas frequências, tais como: antenas, componentes de rádio-frequência e dispositivos de micro-ondas (ANSYS, 2022).

Os testes nessa ferramenta de simulação podem ser realizados nos modos 2-D ou 3-D. Uma diferença crucial entre os modos é o método de solução que o *software* utiliza internamente. No modo 2D, utiliza-se o método dos momentos. Já no modo 3-D é utilizado o método dos elementos finitos. No algoritmo de soluções do *software*, uma das aplicações desses métodos é serem utilizados como métodos de discretização.

4.3.2 Características das Simulações

Foram simuladas no *software*, inicialmente, as estruturas de ressonador em anel circular, ressonador em anel quadrado e ressonador *hairpin*, além de variações das últimas duas estruturas, com múltiplos ressoadores em um mesmo sensor, baseados no trabalho de Hsieh (2004). Após a escolha do ressonador *hairpin* como a topologia do sensor proposto, as simulações foram focadas em testar e medir os parâmetros desse ressonador sob as condições desejadas para a aplicação proposta.

Construindo o ambiente de simulação, algumas etapas principais foram consideradas, sendo elas:

- **Dimensionamento e seleção de parâmetros estruturais do ressonador:** Definição das dimensões base da estrutura, dimensões do elemento sensor, do substrato e do plano de terra. Definição do tipo de plano de terra (unificado ou DGS). Definição do tipo e material do substrato. As dimensões estão definidas no Capítulo 5, bem como o substrato utilizado. Optou-se por trabalhar com um plano de terra unificado (não-truncado).
- **Definição das condições de contorno:** Definido o ambiente de propagação no qual a estrutura fica envolta. Por tratar-se de um ressonador operando como filtro e não uma estrutura irradiante, esse invólucro gera menos efeitos aos resultados das simulações, mas ainda assim deve ser colocado. Utilizou-se, nos testes na versão 3-D do *software*, uma caixa de ar com dimensões de cerca de $\lambda/4$ mm em relação à frequência central de interesse.
- **Excitação:** Na versão 3-D, utilizou-se *lumped ports* para excitar a estrutura projetada.

- **Configuração da solução do *setup* de simulação:** Para obter os resultados para os parâmetros e grandezas da estrutura simulada, deve-se configurar no *software* as características de varredura para análises gráficas de desempenho. É necessário determinar a faixa de frequências de solução, o número de passos executados, e o tipo de varredura. Na versão 3-D foram executadas simulações para a faixa de frequências entre 500 MHz e 5 GHz, com passos de 4,5 MHz.

4.3.3 Procedimentos dos Testes de Simulação

Inicialmente foi construída no *software* de simulação a estrutura do ressonador *hairpin* básico. Essa estrutura foi testada para a observação dos parâmetros S. Com a escolha definitiva do ressonador *hairpin* como topologia, visou-se obter, para o ressonador, resultados condizentes com o comportamento esperado para o tipo de estrutura na frequência (ou próximo) à frequência central de interesse projetada. Os resultados visualizados nas figuras de mérito referentes aos comportamentos esperados para ressoadores com topologia próxima à escolhida, documentados na literatura, também foram úteis para guiar o caminho das etapas seguintes e avaliar, juntamente com o conhecimento teórico adquirido sobre a estrutura, os resultados obtidos via simulação.

Obtidos esses resultados com comportamentos satisfatórios, uniformizou-se o substrato da estrutura como o FR4-*epoxy*, substrato que seria utilizado para, na etapa de fabricação do protótipo, construir o sensor proposto. Observou-se os resultados com esse novo tipo de substrato (nos sensores simulados propostos em Hsieh (2004) utiliza-se outro tipo de material no substrato, inicialmente). Visto que esses resultados estavam dentro de um comportamento esperado para o filtro, na faixa de frequência desejada, seguiu-se para a próxima etapa.

Na última etapa da pesquisa foram observados os comportamentos das estruturas ao acrescentar-se amostras de soluções glicose-água, mimetizadas no simulador atribuindo aos blocos de material dielétrico que representam a amostra, permissividades referentes à permissividade de soluções aquosas com diferentes concentrações de glicose. Essas permissividades, inicialmente, foram obtidas por meio da literatura, onde coletou-se informações de diferentes fontes, como: Venkataraman e Freer (2011), Beam e Venkataraman (2011), Hofmann et al. (2012), Yilmaz, Foster e Hao (2012), Vrba e Vrba (2015), Deshmukh e Ghongade (2016), Turgul e Kale (2016) e Omer et al. (2020). Esse mapeamento da permissividade característica de soluções com diferentes concentrações foi obtida tanto por modelo matemático como por medições com uma sonda coaxial utilizada na caracterização da permissividade de diferentes materiais. Mais adiante na pesquisa, nos testes de validação, as permissividades utilizadas foram obtidas a partir das medições com sonda feitas em laboratório, medições estas feitas nas soluções fabricadas para os testes, com açúcar e água destilada.

Os procedimentos detalhados para essas informações e para os resultados obtidos com essas simulações estão descritos no Capítulo 5, nas seções acerca dos testes via simulação e dos procedimentos experimentais.

4.4 Metodologias de Validação

Para realizar a validação do ressonador, após as simulações já realizadas e os resultados obtidos a partir dessas simulações e a estrutura do ressonador já fabricada, foram realizadas medições. As medições foram realizadas utilizando um VNA conectado ao ressonador.

Uma caixa de acrílico contendo uma solução de glicose-água, (fabricada em laboratório) com diferentes proporções de concentração de glicose foi acoplada em contato direto com o elemento ressonador do sensor.

Medições para estimar a permissividade elétrica (ϵ_r) e a tangente de perdas ($\tan\delta$) das soluções aquosas também foram realizadas em laboratório pelo método da sonda coaxial aberta. Essas medições forneceram a permissividade elétrica e a tangente de perdas referente à cada solução, grandezas elétricas essas que foram utilizadas para caracterizar as soluções via simulação e obter os resultados numéricos esperados para os parâmetros do sensor nas condições de contato com amostras.

Nas medições, o VNA fez uma varredura em frequência do comportamento do ressonador nas diferentes condições de teste (em vazio, com água pura, com soluções com diferentes concentrações), de acordo com a faixa de frequências de interesse ajustada. Obteve-se, assim, as curvas do parâmetros S de transmissão correspondentes. Os arquivos fornecidos pelo VNA foram, então, processados em um computador para que os resultados pudessem ser comparados com os resultados numéricos obtidos via simulação computacional e validar o funcionamento da estrutura.

Mais detalhes acerca dos procedimentos computacionais, experimentais e de validação, bem como os resultados obtidos, estão documentados no Capítulo 5 do presente trabalho.

5 Sensor para Monitoramento de Glicose

Neste capítulo é apresentado o sensor desenvolvido para caracterização de soluções glicose/água. Inicialmente, é apresentada a estrutura do sensor desenvolvido e suas principais características e dimensões. Em seguida, apresentam-se os resultados obtidos por simulações computacionais. Por fim, estão documentados os procedimentos e resultados experimentais obtidos com o sensor desenvolvido e os testes de validação, além das análises comparativas entre os resultados obtidos do projeto e dos testes de medição com a estrutura.

5.1 Ressorador *Hairpin*

Sabe-se que ressoadores são dispositivos que atuam com comportamento de ressonância em frequências específicas a depender da tecnologia, geometria e materiais utilizados em sua criação. Como também já é sabido, é possível utilizar os ressoadores na composição de outras estruturas, a exemplo dos filtros. Algumas topologias de ressoadores passaram a ser mais exploradas e estudadas durante o desenvolvimento da miniaturização de filtros construídos a partir de linhas de transmissão. Os ressoadores *hairpin* são um exemplo desse caso (ALVES, 2007) (SERRANO et al., 2007).

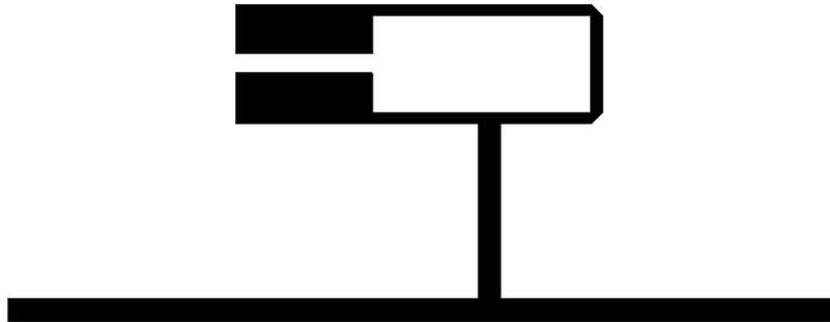
A estrutura base do sensor proposto na presente pesquisa é um ressoador *hairpin*. O ressoador *hairpin* foi, dentre outras fontes, estudado em Hsieh (2004), em uma pesquisa acerca da análise, modelagem e simulação de filtros e osciladores com estruturas de ressoadores.

Na pesquisa desenvolvida por Hsieh (2004) são ressaltadas diversas características que justificam a importância do estudo dos dispositivos ressoadores em formato *hairpin*. Dentre elas, vale destacar: seu tamanho compacto; facilidade na fabricação; e baixas perdas por irradiação. Além disso, esses ressoadores utilizam tecnologias com impedâncias escalonadas e oferecem uma banda de passagem mais estreita para filtros.

O nome da estrutura é inspirado no fato de seu formato lembrar um acessório de cabelo, mais especificamente, um grampo de cabelo, sendo esta uma escolha adequada para a versão em português de seu nome. Na literatura, a estrutura é nomeada apenas de ressoador *hairpin* ou ressoador em grampo.

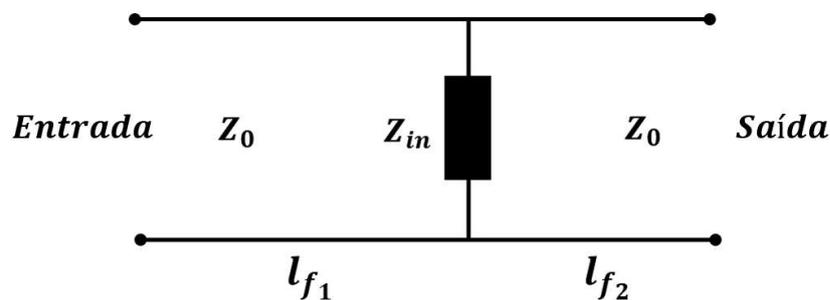
A Figura 57 apresenta a estrutura básica do ressoador em grampo que foi utilizado na estrutura do sensor proposto.

O ressoador funciona como um filtro rejeita-faixa, com uma impedância escalonada. O circuito equivalente para o ressoador em grampo básico apresentado na Figura 57 é o

Figura 57 – Ressorador *hairpin* acoplado à linha de alimentação, com duas portas.

Fonte: (Adaptado) (HSIEH, 2004)

circuito mostrado na Figura 58. No circuito equivalente, Z_{in} representa a impedância de entrada, observando o circuito no sentido da entrada (l_{f_1}) na direção do ressonador.

Figura 58 – Circuito equivalente do ressonador *hairpin* básico.

Fonte: (Adaptado) (HSIEH, 2004)

5.2 Estrutura do Sensor

Partindo da topologia explanada em Hsieh (2004), foi realizado um estudo para a aplicação do ressonador no desenvolvimento de um sensor para a detecção da concentração de glicose em soluções aquosas.

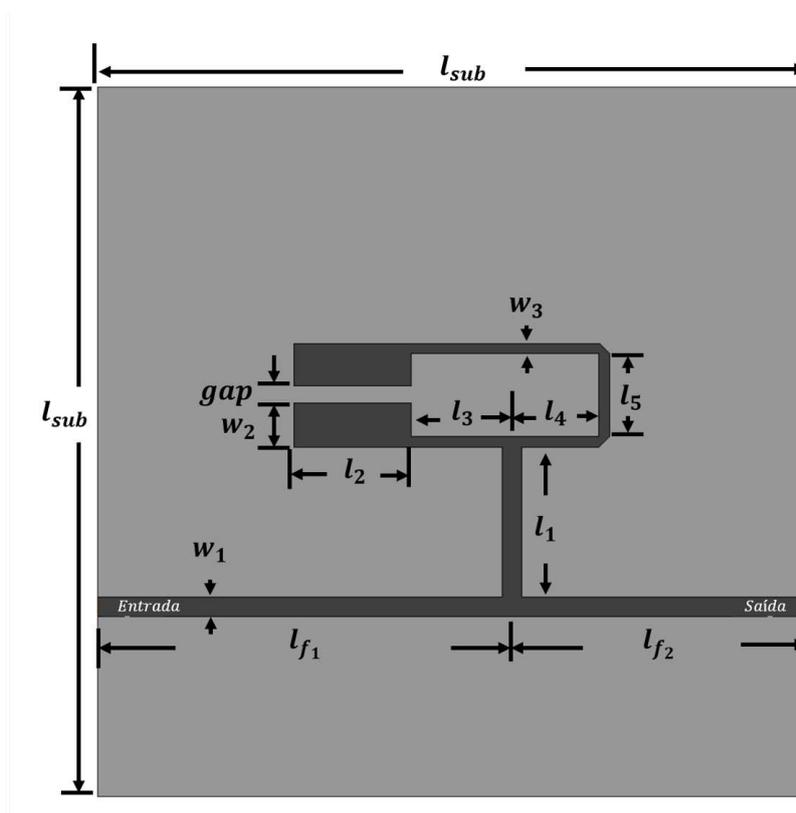
O ressonador em grampo foi adaptado para funcionar como um filtro rejeita-faixa, com sua frequência de ressonância próxima à 3 GHz. Para a realização dessa etapa foi utilizado o *software* de simulações computacionais eletromagnéticas, ANSYS® *Electronics Desktop*. O sensor foi implementado no *software*, com um substrato dielétrico de material FR4-*epoxy* ($\epsilon_r = 4,4$). O FR4 foi escolhido por ser um material compacto e de baixo custo, visando a produção de um sensor com uma maior facilidade de construção e, consequente-

mente, uma maior simplicidade de reprodução do dispositivo. Todas as dimensões foram testadas e algumas das dimensões foram recalculadas a fim de obter a faixa de frequências de operação desejada para a aplicação proposta na pesquisa.

Essa faixa de operação (entre 1 e 3 GHz, aproximadamente) foi pensada de maneira que o protótipo do sensor pudesse, posteriormente, ser medido e validado com os equipamentos aos quais se tem acesso dentro da estrutura do laboratório o qual dá suporte à presente pesquisa. Além disso, após a extensa revisão bibliográfica realizada, concluiu-se que as frequências próximas à 2 GHz apresentariam maior sensibilidade às variações de permissividade nas amostras de teste, conseqüentemente apresentando maiores variações do parâmetro S_{21} , parâmetro de interesse para a caracterização dos materiais a partir da resposta do sensor.

A Figura 59 apresenta as dimensões para o sensor proposto. Os valores aproximados das dimensões estão documentados na Tabela 5. A espessura do substrato é dada por $h_{sub} = 1,6$ mm.

Figura 59 – Dimensões do sensor proposto.

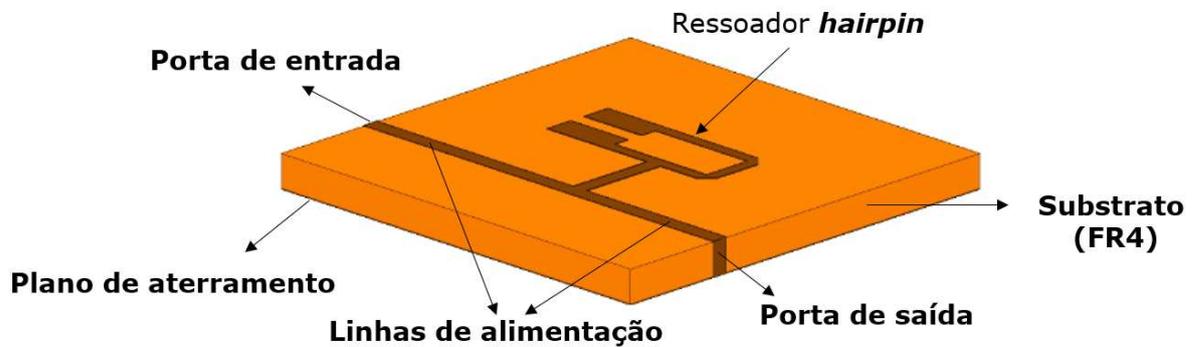


Fonte: Própria autora.

Tabela 5 – Dimensões do sensor proposto.

Dimensão	Valor [mm]
l_{f_1}	12,35
l_{f_2}	8,90
l_1	4,50
l_2	3,50
l_3	3,00
l_4	2,60
l_5	2,50
w_1	0,70
w_2	1,33
w_3	0,50
gap	0,50
l_{sub}	24,00

A Figura 60 contém uma vista 3-D do sensor implementado no *software* de simulações eletromagnéticas.

Figura 60 – Vista 3-D do sensor proposto no *software* ANSYS® *Electronics Desktop*.

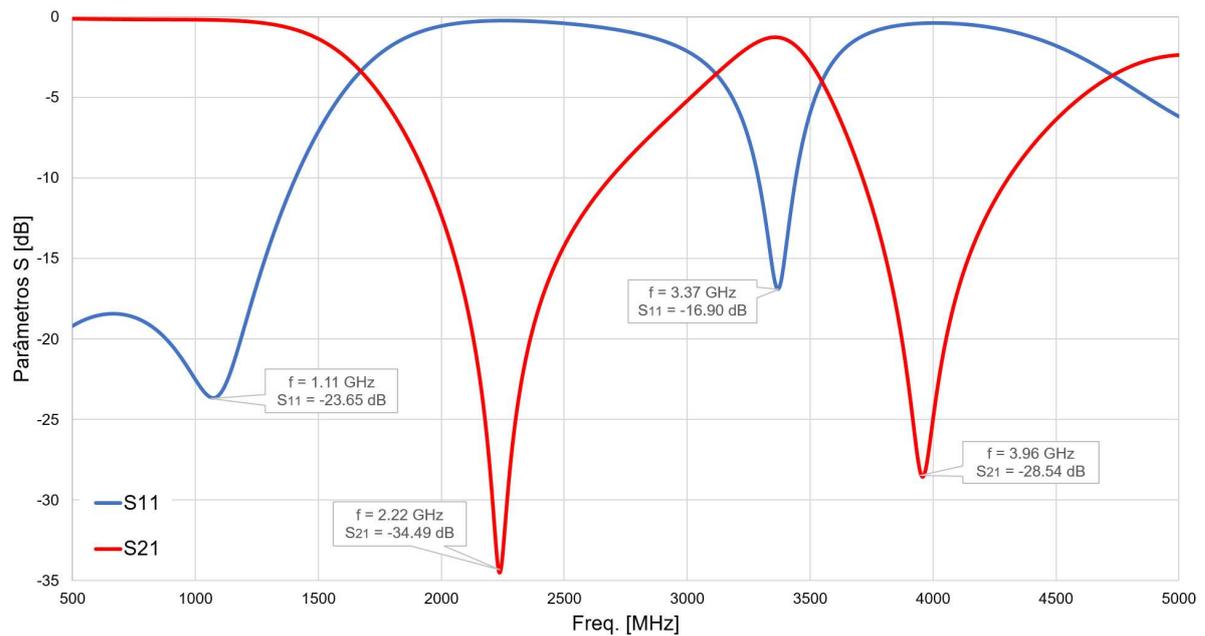
Fonte: Própria autora.

O sensor desenvolvido é composto de um ressoador *hairpin* com linhas de alimentação e plano de terra em cobre, um substrato quadrado em material FR4-*epoxy* e duas portas.

5.3 Testes via Simulação Computacional

Os primeiros testes realizados foram via simulação computacional, como mencionado anteriormente. O primeiro resultado obtido foi o resultado dos parâmetros S (S_{11} e S_{21}) para o sensor projetado, ainda sem considerar nenhum contêiner ou amostra de teste. Apenas o sensor proposto em sua caixa de irradiação (caixa de ar). O resultado para a resposta em frequência do sensor nas condições descritas está apresentado no gráfico da Figura 61.

Figura 61 – Parâmetros S do sensor proposto, sem amostras, via simulação.



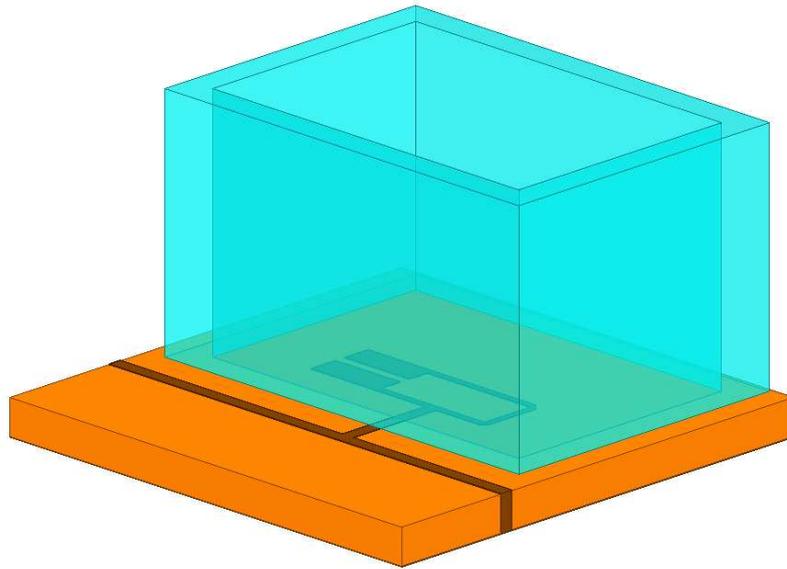
Fonte: Própria autora.

Em seguida, foi implementada uma caixa de acrílico em volta do sensor. O objetivo da caixa é de replicar o comportamento do acrílico que, nos testes experimentais, será utilizado para reter as soluções aquosas de água destilada e glicose que seriam testados posteriormente. A Tabela 6 apresenta as dimensões da caixa. A Figura 62 mostra como a caixa de acrílico foi construída via simulação. O acrílico foi caracterizado com uma permissividade $\epsilon_r = 2,6$.

Tabela 6 – Dimensões da caixa de acrílico.

Dimensão	Valor [mm]
Largura	19,20
Comprimento	13,60
Altura	11,00
Espessura	2,60

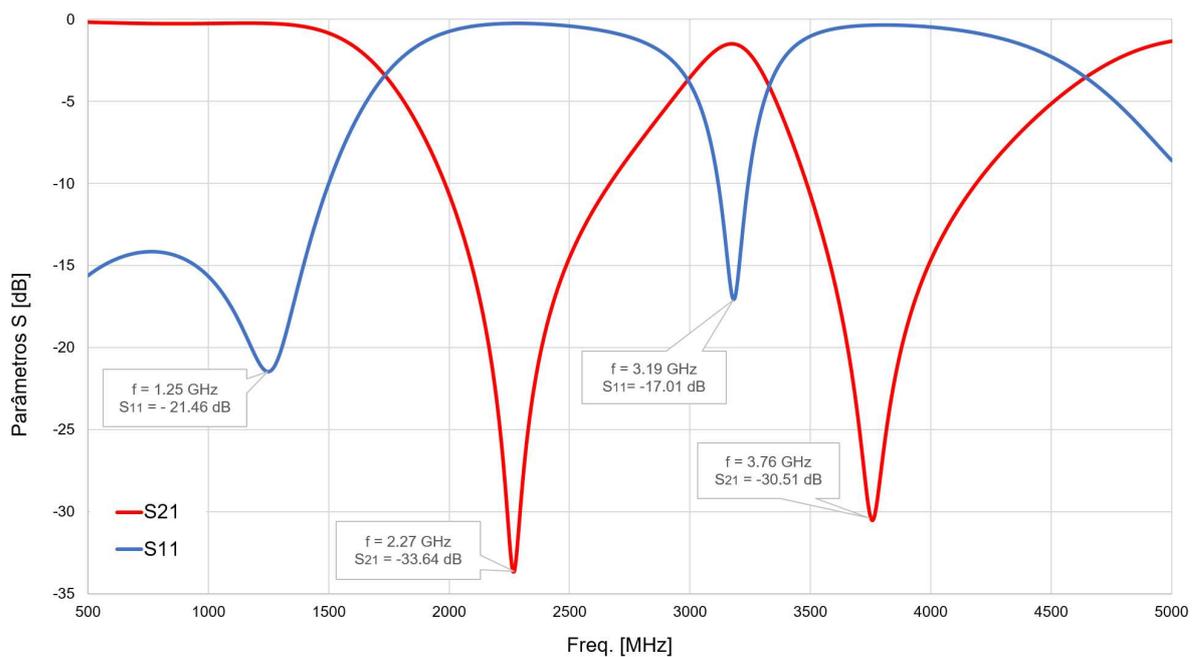
Figura 62 – Sensor proposto com caixa de acrílico ao redor do ressoador, via simulação.



Fonte: Própria autora.

O procedimento foi repetido e, agora com a caixa de acrílico em torno do ressoador, os parâmetros S, via simulação, foram obtidos. A caixa de ar, nesse teste, foi preenchida apenas com ar ($\epsilon_r = 1,0$). A Figura 63 apresenta esses resultados.

Figura 63 – Parâmetros S do sensor proposto, com caixa de acrílico preenchida com ar, via simulação.



Fonte: Própria autora.

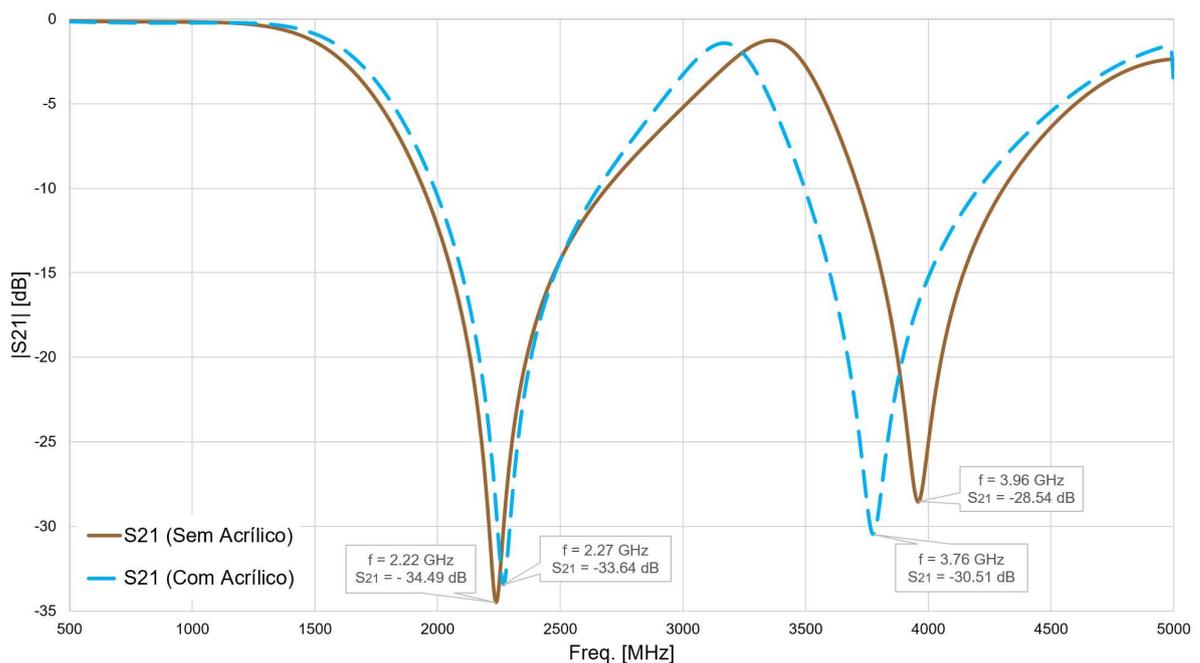
A partir dos resultados obtidos nas Figuras 61 e 63 comprova-se o comportamento

do sensor como um filtro rejeita-faixa na região de interesse, com frequências de ressonância localizadas onde o parâmetro S_{21} tem seus mínimos.

Na região entre 1 GHz e 3,2 GHz, nota-se que o sensor comporta-se como um filtro rejeita-faixa, na faixa onde o parâmetro S_{11} tem o seu valor máximo (aproximadamente 0 dB), refletindo praticamente todo o sinal na porta de entrada. Nessa região o parâmetro S_{21} apresenta seu mínimo (-33,64 dB), apresentando uma baixa transmissão para o dispositivo. A frequência de ressonância (a primeira) está localizada em 2,27 GHz, para o caso em que já existe a caixa de acrílico em volta do sensor. Existe uma outra frequência de ressonância em 3,76 GHz, onde existe outro mínimo do parâmetro de transmissão. Essa frequência não será explorada no presente trabalho.

Pequenas variações em frequência e em amplitude podem ser notadas na resposta do sensor após a inserção da caixa de acrílico. Para fins comparativos, foi plotado um gráfico contendo os coeficientes de transmissão (S_{21}) do sensor com e sem a caixa de acrílico. A Figura 64 apresenta esse comparativo.

Figura 64 – Parâmetro S_{21} do sensor, com e sem caixa de acrílico, via simulação.



Fonte: Própria autora.

Com a inserção da caixa de acrílico o sensor mantém sua resposta conforme o esperado, mantendo o comportamento de resposta do filtro e apresentando apenas pequenas variações de amplitude e frequência. Na primeira frequência de ressonância houve uma variação de 2,25% após a inserção do acrílico.

Dessa maneira, prosseguiu-se para a etapa seguinte dos testes, iniciando uma etapa experimental de testes e medições com protótipos fabricados do sensor. Mais testes

de simulação foram feitos para validar a estrutura e comparar os resultados numéricos esperados para as respostas em frequência do sensor com os resultados experimentais obtidos com as medições realizadas. Esses outros resultados obtidos via simulação serão apresentados mais adiante no trabalho, no contexto de validação de todos os testes feitos.

5.4 Procedimentos Experimentais

Para analisar o comportamento do sensor proposto e validar os resultados simulados, foram fabricados protótipos do sensor. Em seguida, foi montado um circuito de medições e alguns testes com amostras de soluções líquidas foram realizados.

5.4.1 Protótipo do Sensor

Visto que as dimensões do ressoador presente no sensor são milimétricas e extremamente compactas, foram produzidos três sensores, com algumas variações de tamanho em alguns das dimensões. Isso se fez necessário especialmente em linhas mais finas do projeto do grampo, no *gap* e nas linhas de alimentação, uma vez que se torna difícil realizar uma corrosão precisa com o cobre em dimensões tão reduzidas.

O primeiro sensor construído possui dimensões baseadas nas dimensões apresentadas na Tabela 5. O segundo sensor possui as dimensões das linhas laterais do grampo aumentadas em 0,1 mm em relação ao tamanho original, sendo as novas dimensões $w_1 = 0,8$ mm e $w_3 = 0,6$ mm. Já o terceiro sensor, além de manter as duas modificações propostas no segundo sensor, possui uma terceira modificação, o aumento do *gap* de 0,5 mm para 0,8 mm.

Os procedimentos de medição foram realizados em todos os protótipos do sensor, com e sem a caixa de acrílico e em diferentes condições, sob diferentes amostras de teste.

O sensor que apresentou um melhor comportamento e esteve mais alinhado com os resultados numéricos esperados foi o segundo sensor citado, em que as dimensões w_1 e w_3 foram modificadas em relação ao tamanho original. Os resultados apresentados, a partir deste ponto no trabalho, dizem respeito ao protótipo com essas dimensões. Nos testes de validação, em que os testes de simulação são comparados com as medições experimentais, todos os resultados também dizem respeito a esse sensor.

O sensor foi fabricado com cobre e um substrato dielétrico FR4-*epoxy*. O plano de terra também é composto por uma camada plana e não-truncada de cobre. Foi, também, construída uma caixa de acrílico para conter as soluções a serem utilizadas nos testes. As dimensões da caixa de acrílico são as mesmas descritas nos procedimentos de simulação, conforme a Tabela 6. A Figura 65 apresenta o protótipo do sensor fabricado.

Figura 65 – Protótipo do sensor fabricado.



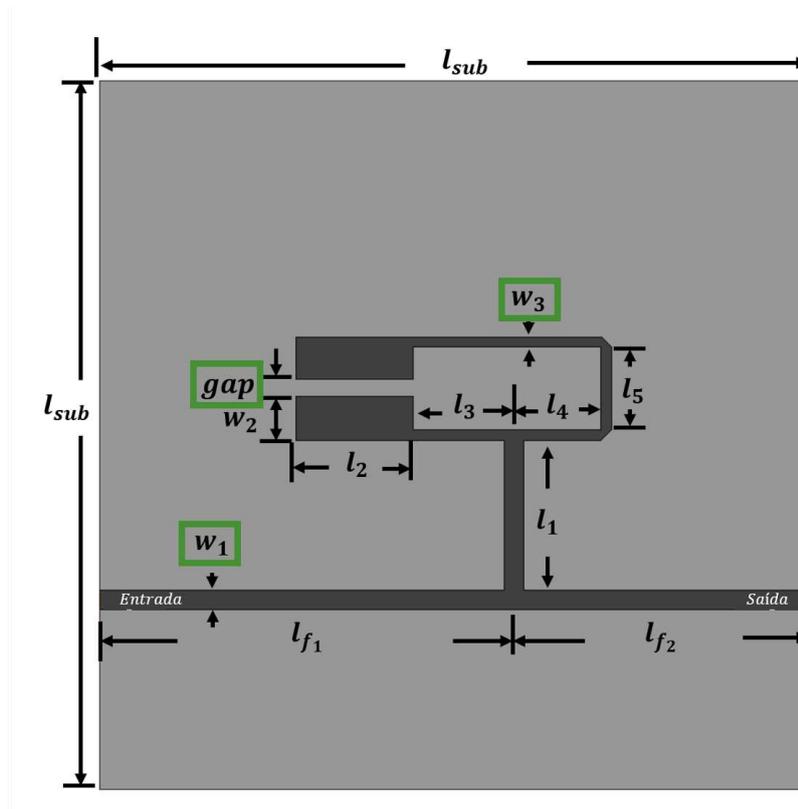
Fonte: Própria autora.

A Tabela 7 contém as dimensões do sensor fabricado, conforme a Figura 65. A primeira coluna contém as dimensões implementadas via simulação e a segunda coluna contém as dimensões do protótipo construído. As dimensões que apresentaram variação para a construção do protótipo estão destacadas na tabela e apontadas na Figura 66.

Tabela 7 – Dimensões do sensor fabricado (em comparação com as dimensões do sensor projetado).

Dimensão	Valor Projetado [mm]	Valor Fabricado [mm]
l_{f1}	12,35	12,35
l_{f2}	8,90	8,90
l_1	4,50	4,50
l_2	3,50	3,50
l_3	3,00	3,00
l_4	2,60	2,60
l_5	2,50	2,50
w_1	0,70	0,80
w_2	1,33	1,33
w_3	0,50	0,60
gap	0,50	0,80
l_{sub}	24,00	24,00

Figura 66 – Dimensões que foram modificadas entre as etapas de simulação e construção do protótipo do sensor.



Fonte: Própria autora.

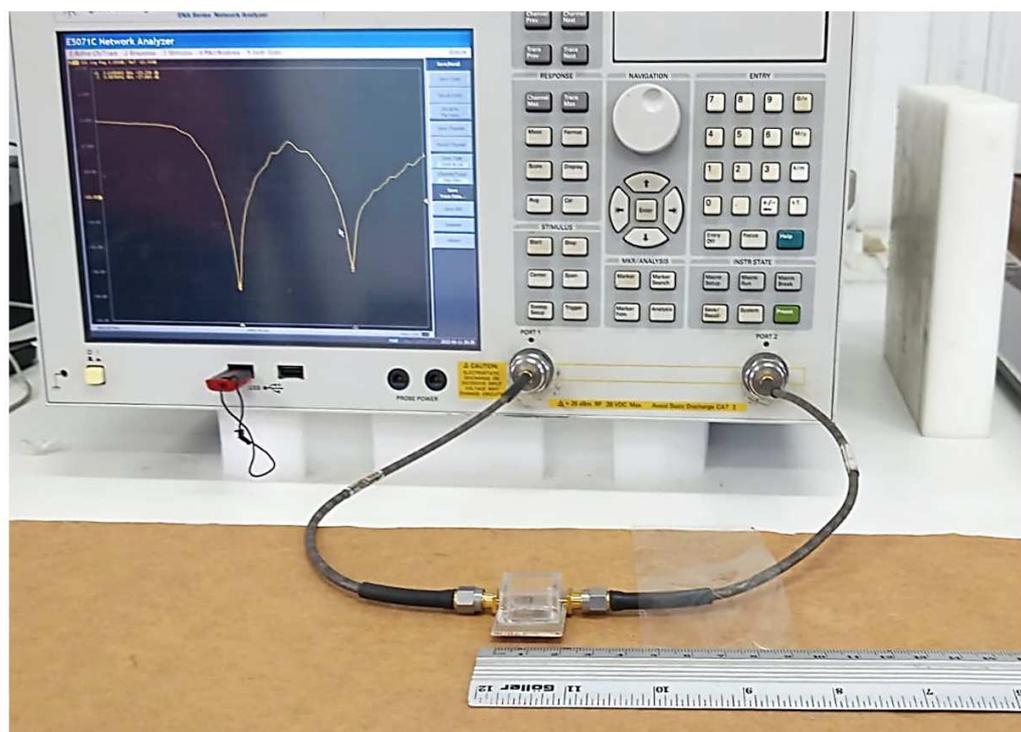
5.4.2 Setup de Medição

Com o sensor fabricado, passou-se para a etapa de medições. A estrutura para medições foi montada e a preparação das soluções glicose/água foi feita, para os testes com amostras. Serão descritos os procedimentos de preparação para as medições, os equipamentos utilizados e os testes realizados.

O *setup* de medição proposto foi montado utilizando a estrutura e os equipamentos do Laboratório de Micro-ondas do Grupo de Telecomunicações e Eletromagnetismo Aplicado (GTEMA) do Instituto Federal da Paraíba (IFPB). O sensor foi conectado a um analisador de espectro, um VNA, modelo *Agilent E5071C*.

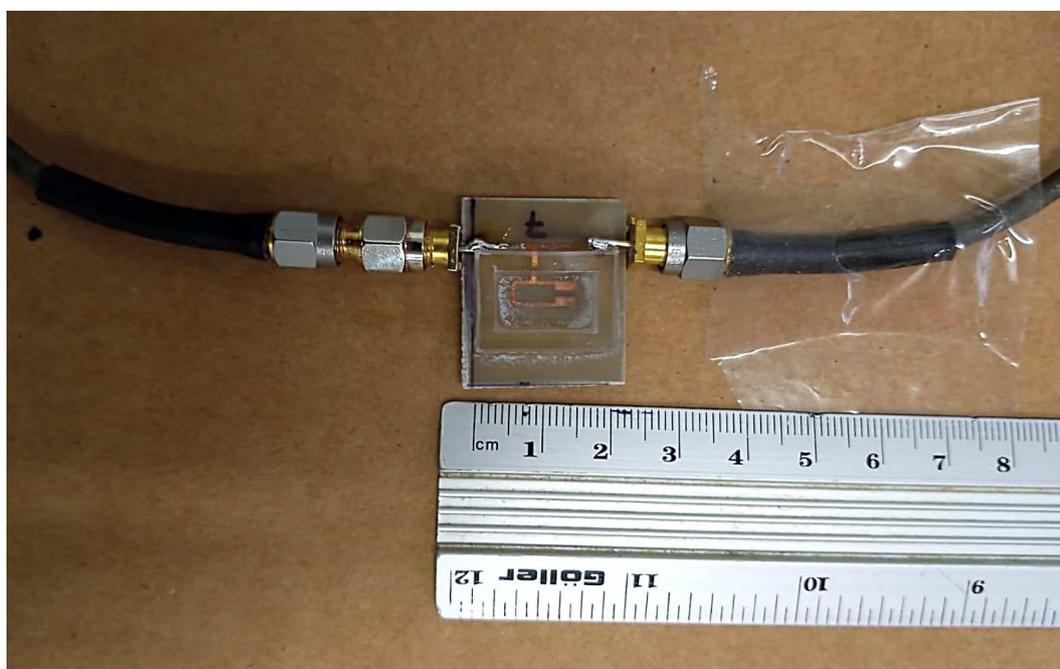
A Figura 67 apresenta o *setup* de medições, com o ressoador conectado ao VNA. Já a Figura 68 apresenta uma visão dos conectores ligados ao sensor.

Figura 67 – Setup de medição.



Fonte: Própria autora.

Figura 68 – Vista aproximada dos conectores ligado ao sensor.



Fonte: Própria autora.

Com a estrutura de medição pronta e o sensor devidamente conectado, foram realizadas as medições dos parâmetros S, com o VNA, para o sensor em diferentes

condições. Mediu-se: para o sensor em vazio, sem a caixa de acrílico; para o sensor em vazio com a caixa de acrílico e preenchida apenas com ar; para a caixa de acrílico preenchida com soluções de água-glicose. Esses resultados serão apresentados um pouco mais adiante no trabalho, na seção que aborda a validação do sensor e os resultados finais.

5.4.3 Preparação das Soluções

A próxima etapa dos testes experimentais foi começar os testes com amostras de soluções. Para criar as soluções utilizadas para os testes foram utilizados, combinados, açúcar (sacarose) - representando glicose - e água destilada (base líquida e de diluição para a solução).

As soluções foram obtidas utilizando 80 g de açúcar em pó e 85 g de água destilada. O açúcar utilizado foi um açúcar popularmente conhecido como "açúcar de confeitador". Esse tipo de açúcar é mais fino do que os açúcares cristalizados, isso ajudou a obter soluções mais líquidas e com quase nenhum grão, praticamente homogêneas. A solução-base foi construída dissolvendo os 80 g de açúcar nos 85 g de água destilada. Essa foi a solução considerada como solução de referência para os demais experimentos e apresentou uma densidade de $1,2 \text{ g/cm}^3$. A Figura 69 apresenta a pesagem dos componentes da solução. Na primeira balança encontra-se o açúcar e na segunda balança encontra-se a água destilada.

Figura 69 – Preparação das soluções de teste e pesagem, utilizando sacarose e água destilada.



Açúcar

Água destilada

Fonte: Própria autora.

A solução de referência será considerada como a solução de concentração 100%, por ter toda a quantidade de açúcar a ser utilizada no experimento dissolvida em água. Nesse caso, fazendo o cálculo das proporções, há 48,48% de sacarose e 51,52% de água destilada na solução total criada. A solução considerada como a solução 0% contém apenas água destilada.

Para obter as demais soluções, a solução de referência foi diluída, acrescentando-se mais água destilada, em proporções de 10%. Por exemplo, para criar uma solução de 80%, utilizou-se 80% da solução (8 cm^3) e acrescentou-se 20% de água destilada (2 cm^3). Dessa maneira, tem-se:

$$m_{ref} = 1,2 \times 8 = 9,6$$

$$m_{açúcar} = 9,6 \times 0,4848 \approx 4,65g$$

$$m_{água} = 9,6 \times 0,5152 + 2,0 \approx 6.95g$$

$$m_{açúcar}/m_{água} = 4.65/6.95 \approx 0,67$$

Sendo,

m_{ref} a massa da solução de referência,

$m_{açúcar}$ a massa de açúcar,

$m_{água}$ a massa de água na solução em teste.

Portanto, uma solução de com 80% da solução de referência contém, em massa, aproximadamente 67% de açúcar e 33% de água.

Para explicitar a composição das soluções de teste utilizadas criadas, a Tabela 8 apresenta as proporções em cada solução de teste.

Tabela 8 – Proporções de cada solução de teste.

Sol. de Teste	Sol. de Referência [%]	Água Destilada [%]	$m_{\text{açúcar}}/m_{\text{água}}$ [%]
100%	100	0	94
90%	90	10	80
80%	80	20	67
70%	70	30	56
60%	60	40	45
50%	50	50	36
40%	40	60	27
30%	30	70	20
20%	20	80	13
10%	10	90	6
0%	0	100	0

As soluções de teste foram colocadas, uma a uma, dentro da caixa de acrílico acoplada ao ressoador. Os parâmetros S do ressoador foram medidos para o sensor sob a condição do contato com a amostra de teste para cada uma das soluções. Esses resultados serão apresentados e analisados na seção dos resultados experimentais e, validados, na seção dos testes de validação, quando serão comparados com os resultados numéricos esperados.

Além da medição das respostas em frequência para os parâmetros de transmissão do ressoador com as amostras de teste, foram medidas as permissividades elétricas e as tangentes de perdas das soluções de teste. Um valor médio aproximado foi estimado, a partir das medições, para essas grandezas elétricas referentes a cada solução. A Tabela 9 apresenta os valores estimados de ϵ_r e $\tan\delta$ para algumas soluções de teste, na faixa de frequências entre 850 MHz e 1,7 GHz.

Tabela 9 – Valores estimados de permissividade elétrica e tangente de perdas para algumas soluções, entre 850 MHz e 1,7 GHz.

Solução de Teste	Permissividade Elétrica (ϵ_r)	Tangente de Perdas ($\tan\delta$)
100%	50,50	0,3473
75%	62,81	0,0522
50%	64,00	0,1087
33%	68,88	0,0155
25%	70,10	0,1037
0%	78,40	0,066

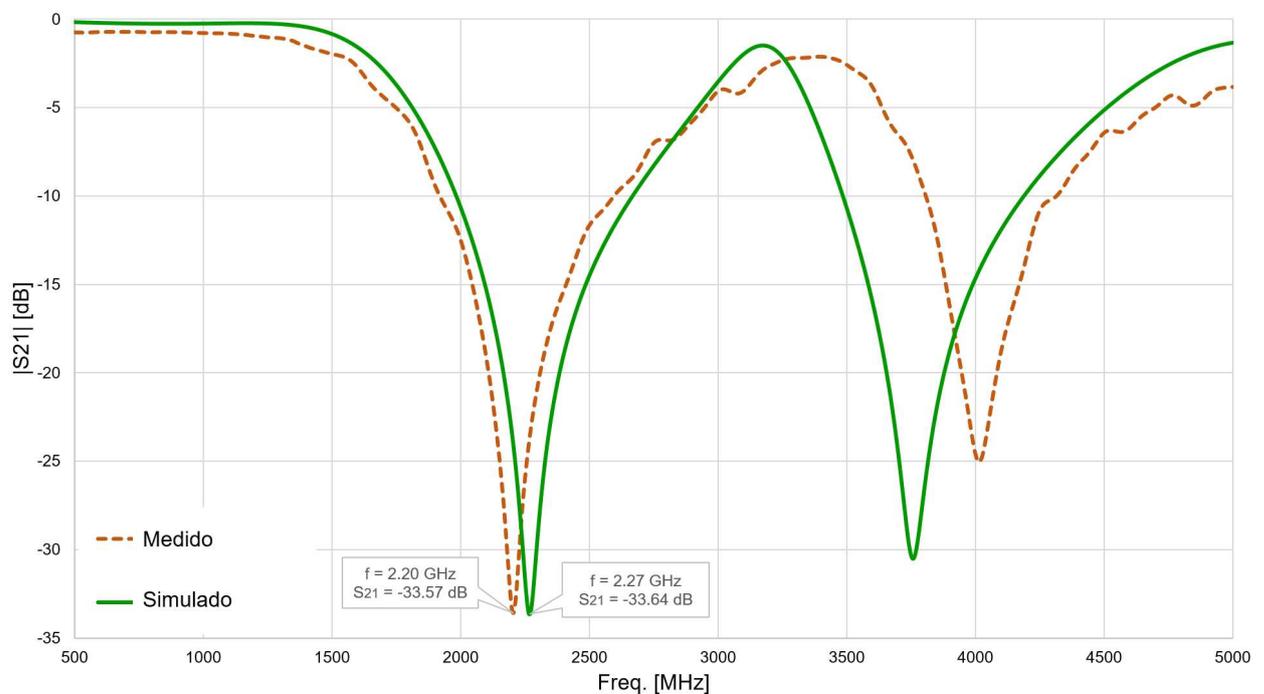
Portanto, 10 m^3 da solução foram colocados na caixa de acrílico e a medição foi realizada. Na simulação numérica os valores da permissividade também foram considerados.

5.5 Resultados Numéricos e Experimentais

Como citado previamente, alguns testes foram executados durante os procedimentos experimentais de medição e os resultados foram documentados graficamente. O sensor foi medido experimentalmente: com e sem caixa e acrílico, em vazio; e com caixa de acrílico e amostras de soluções aquosas com diferentes concentrações de glicose.

A Figura 70 contém o resultado de medição para o sensor com caixa de acrílico em vazio (sem carga, preenchido apenas com ar). Nesse gráfico também está documentado o resultado obtido via simulação, para o sensor nas mesmas condições da medição.

Figura 70 – Parâmetro S_{21} , para o sensor com caixa de acrílico em vazio, obtido via simulação e via medições.

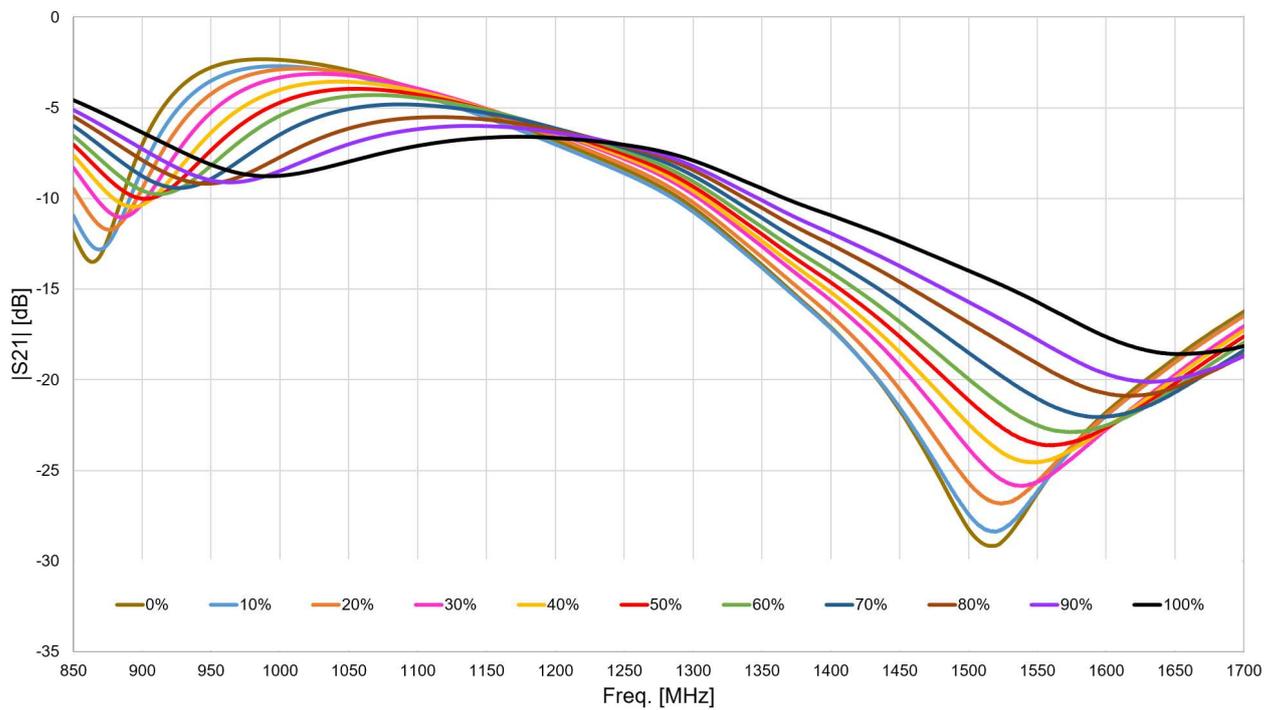


Fonte: Própria autora.

Observa-se, assim, uma boa concordância entre os resultados numéricos e experimentais, em especial para a primeira frequência de ressonância, com uma diferença de aproximadamente 3,2% entre os resultados.

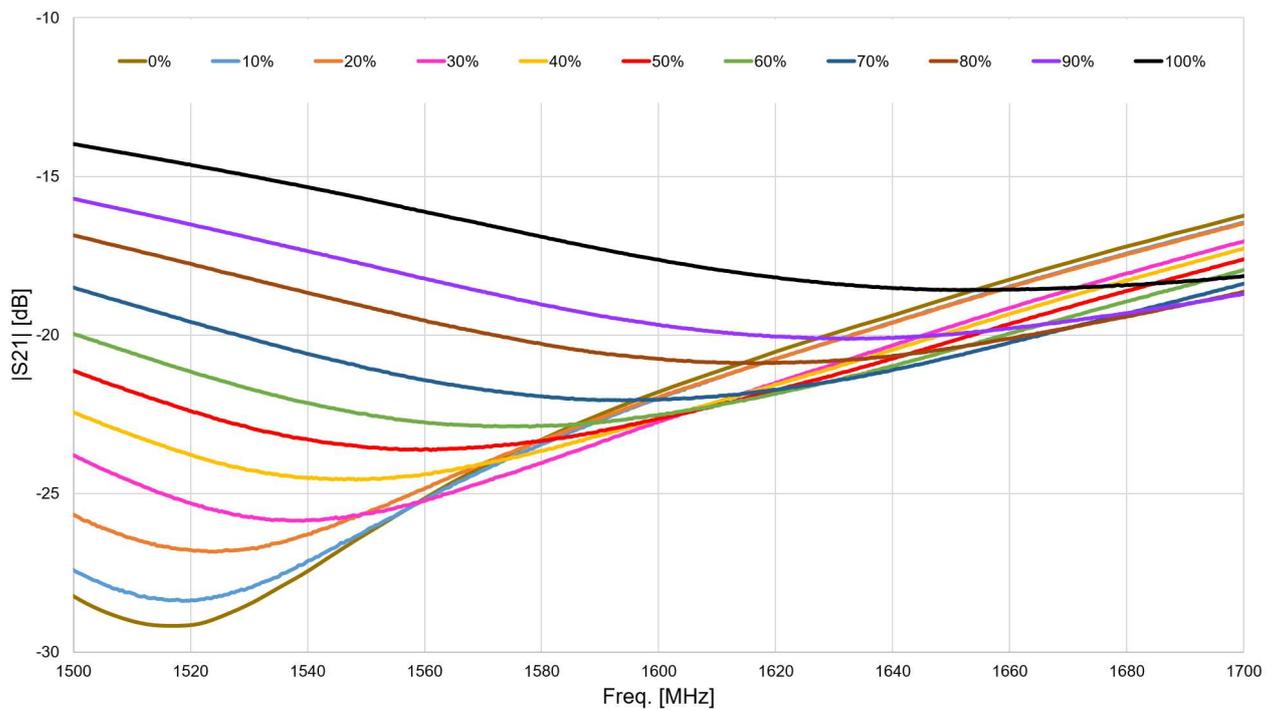
As Figuras 71 e 72 apresentam o resultado do parâmetro de transmissão S_{21} para as diferentes concentrações de solução apresentadas na Tabela 8. As medições foram realizadas na faixa de frequências de 850 MHz a 1,7 GHz, com passos de 4,25 MHz entre os pontos (200 pontos no total).

Figura 71 – Parâmetro S_{21} , obtido via medições, para o sensor com soluções de teste com diferentes concentrações de glicose-água.



Fonte: Própria autora.

Figura 72 – Parâmetro S_{21} , obtido via medições, para soluções de teste com diferentes concentrações, na faixa de frequências de interesse, de 1,5 a 1,7 GHz.



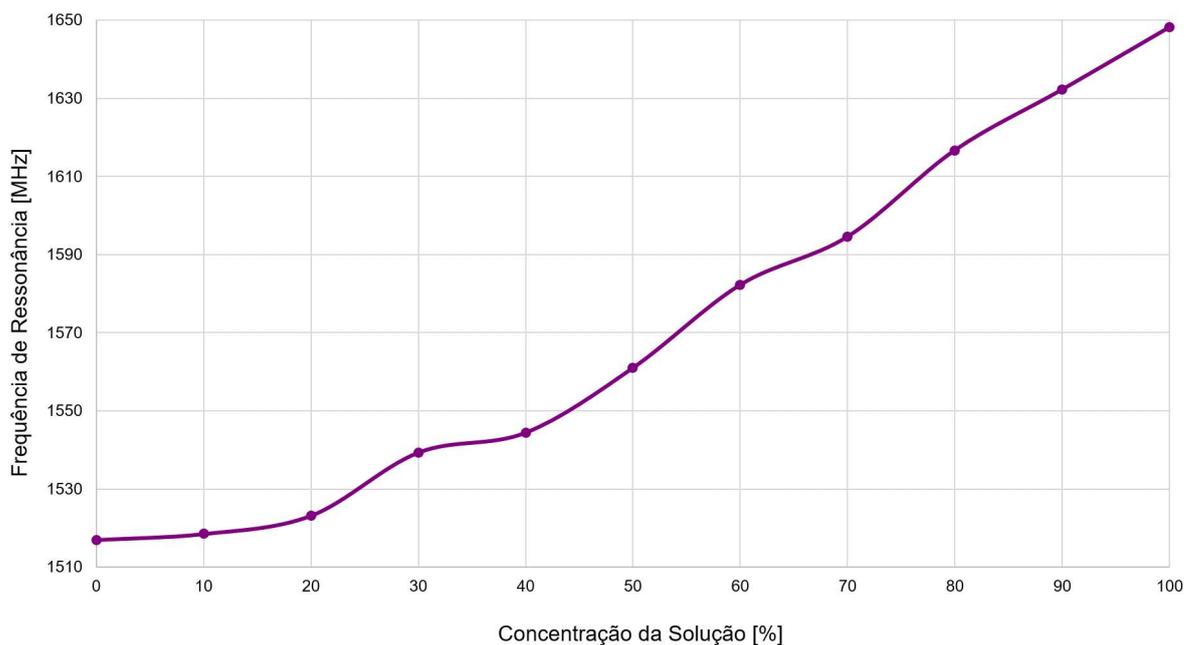
Fonte: Própria autora.

Os resultados foram obtidos a partir dos procedimentos de medição descritos, utilizando o VNA acoplado ao sensor. A Figura 72 é um *zoom* da resposta do sensor na faixa de frequências de interesse, de 1,5 GHz a 1,7 GHz.

Assim, devido à presença das soluções glicose-água, modificando as propriedades elétricas do meio em contato com o sensor, nota-se que a resposta do sensor, para o parâmetro de transmissão, mostrou um deslocamento em frequência. Esse deslocamento pode ser obtido comparando a resposta do sensor em vazio (Figura 70, resultado medido) e a resposta do sensor com solução (Figura 71), verificando-se uma variação da frequência de ressonância de aproximadamente 770 MHz, de 1,5 GHz a 2,27 GHz.

Para complementar os resultados, também plotou-se a variação da frequência de ressonância em função da porcentagem de concentração das soluções testadas. A Figura 73 documenta esse resultado. Ressalta-se que essa curva está em função da porcentagem da solução.

Figura 73 – Variação da frequência de ressonância do sensor com a variação da concentração das soluções de teste.



Fonte: Própria autora.

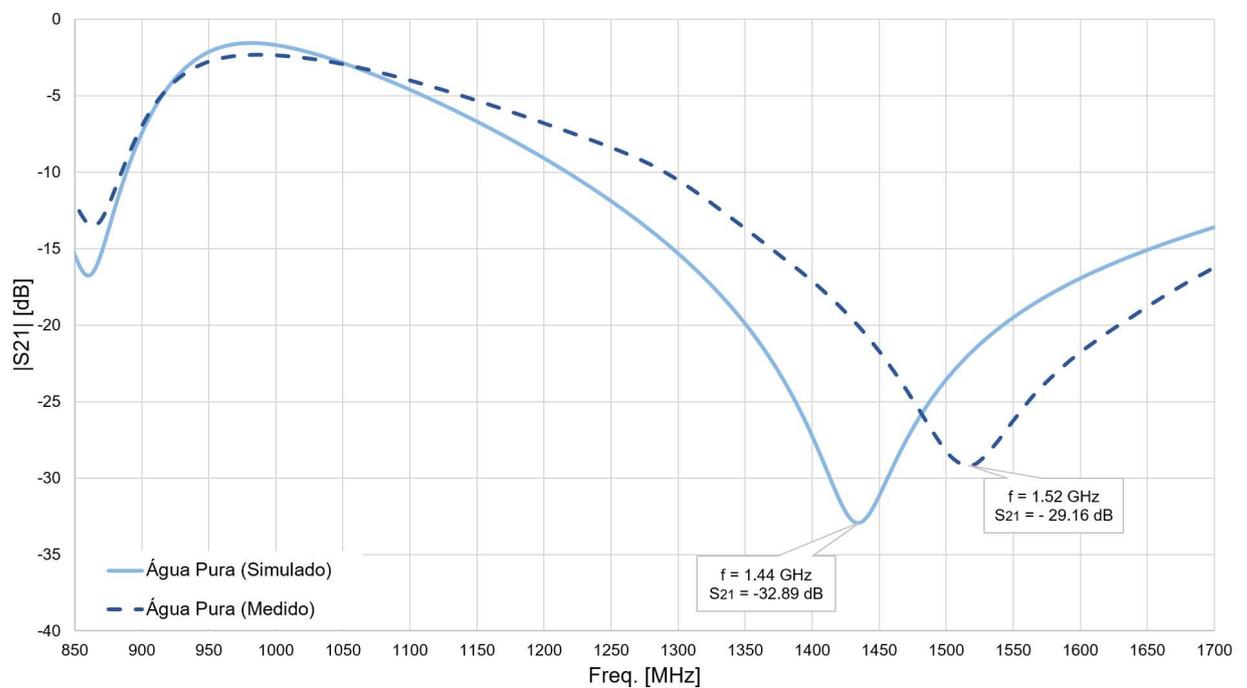
A partir da observação desse resultado, constata-se que a variação da frequência apresenta um comportamento monotônico de crescimento em sua amplitude junto com o aumento da concentração de glicose nas soluções.

5.6 Validação e Resultados Finais

Nesta seção os resultados experimentais (obtidos via medição) são comparados aos numéricos (obtidos via simulação), como uma forma de validação do funcionamento do sensor desenvolvido.

A Figura 74 apresenta o resultado comparativo para o parâmetro de transmissão do sensor, obtido a partir dos métodos experimentais e numéricos, para uma amostra de teste contendo apenas água destilada.

Figura 74 – Comparação entre os resultados medido e numérico para o parâmetro S_{21} do sensor, com amostra de água destilada.

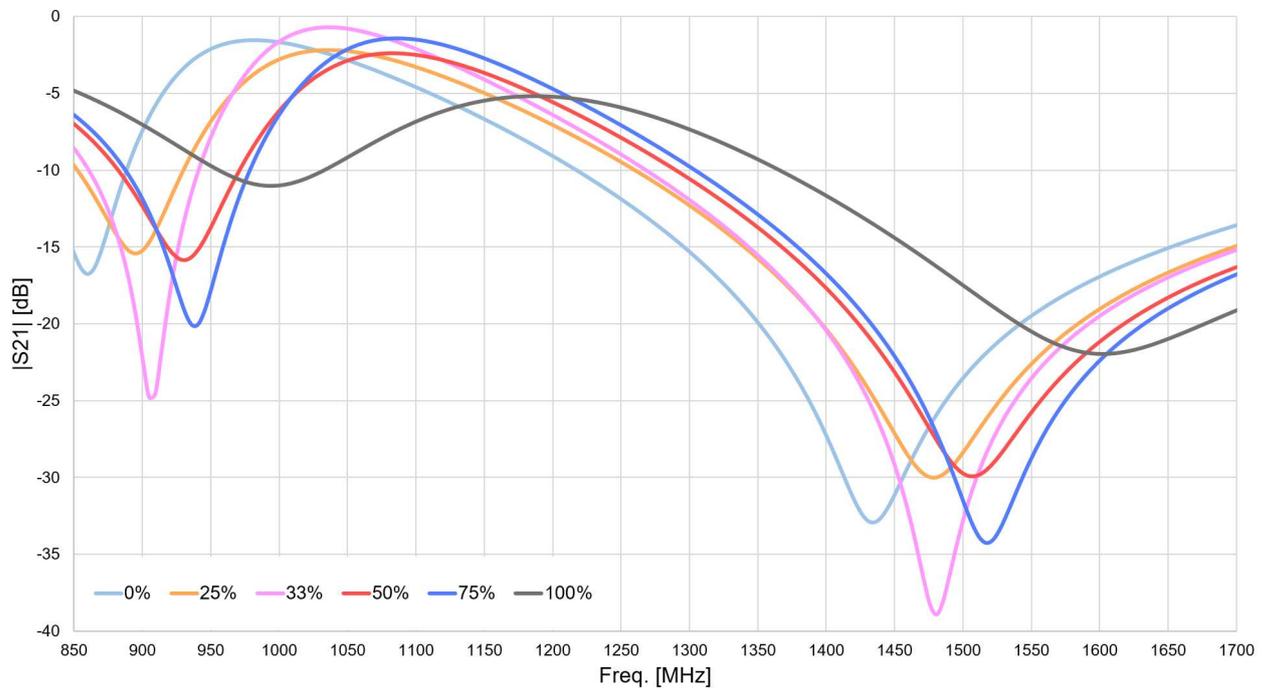


Fonte: Própria autora.

Essa solução é considerada um dos extremos na gama de valores de soluções testadas, podendo também ser identificada como solução de concentração 0%. Nota-se que nessas condições o sensor, novamente, apresenta o comportamento de filtro rejeita-faixa na faixa de frequências de interesse e apresenta um desvio na frequência de ressonância de apenas 5,5%.

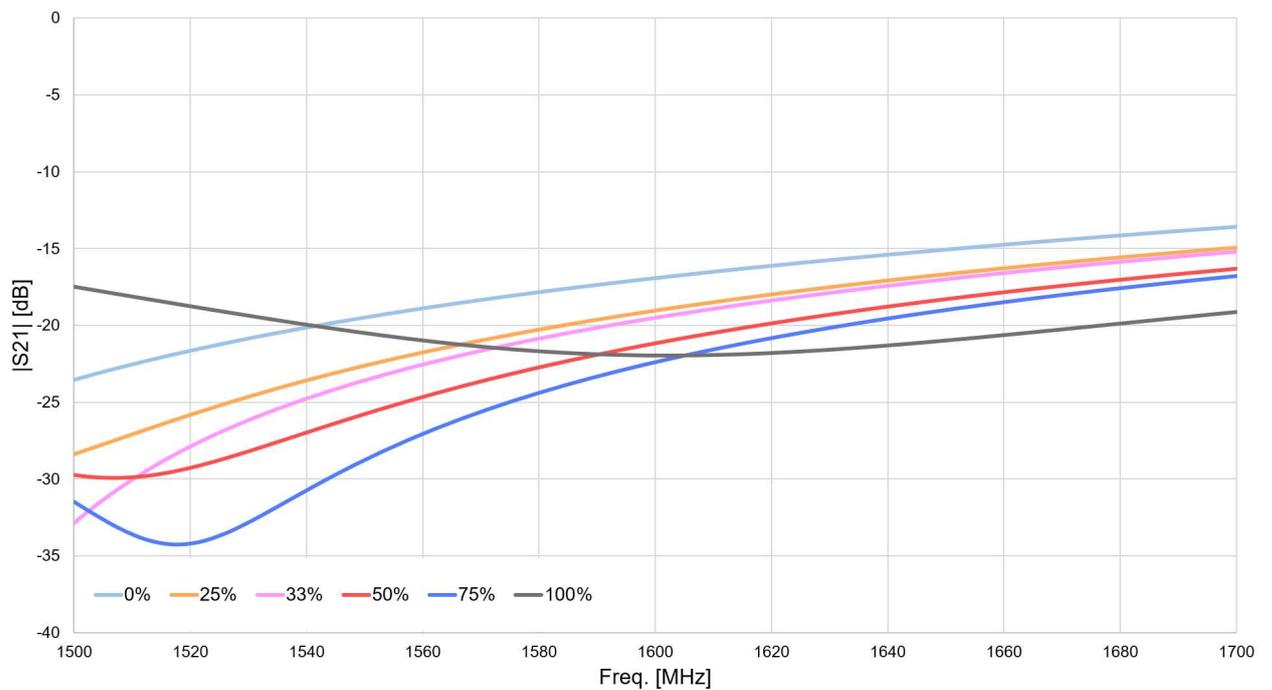
Já as Figuras 75 e 76 apresentam os resultados obtidos via simulação para os testes com as soluções com diferentes concentrações de glicose.

Figura 75 – Parâmetro S_{21} do sensor para soluções com diferentes concentrações de glicose, obtido via simulação.



Fonte: Própria autora.

Figura 76 – Comportamento do parâmetro S_{21} , via simulação, para diferentes concentrações de glicose, na faixa de frequências de interesse, de 1,5 GHz a 1,7 GHz.

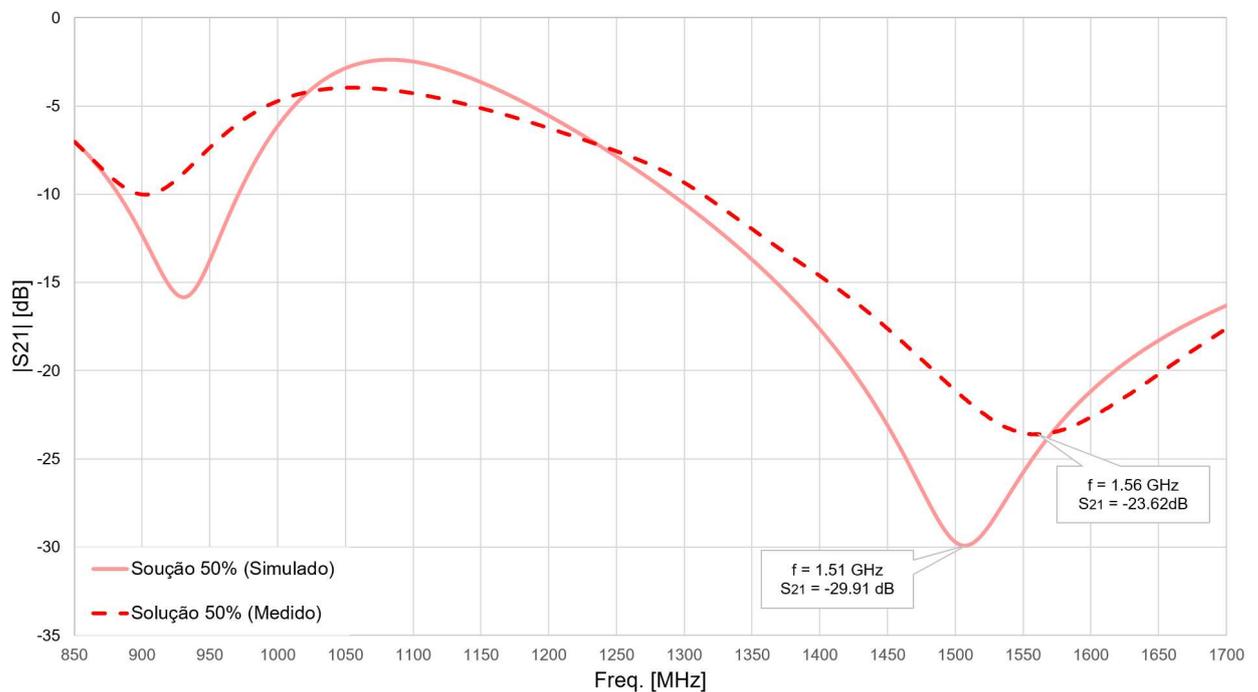


Fonte: Própria autora.

As permissividades elétricas utilizadas para realizar essa simulação e obter os resultados numéricos para esta condição foram os apresentados na Tabela 9. A Figura 76 é uma *zoom* na região de frequências de interesse, de 1,5 GHz a 1,7 GHz.

A nível de análise comparativa, plotou-se de forma sobreposta os gráficos dos resultados obtidos via medição e simulação para a resposta em frequência do parâmetro S_{21} para o teste com a solução de concentração 50%. A Figura 77.

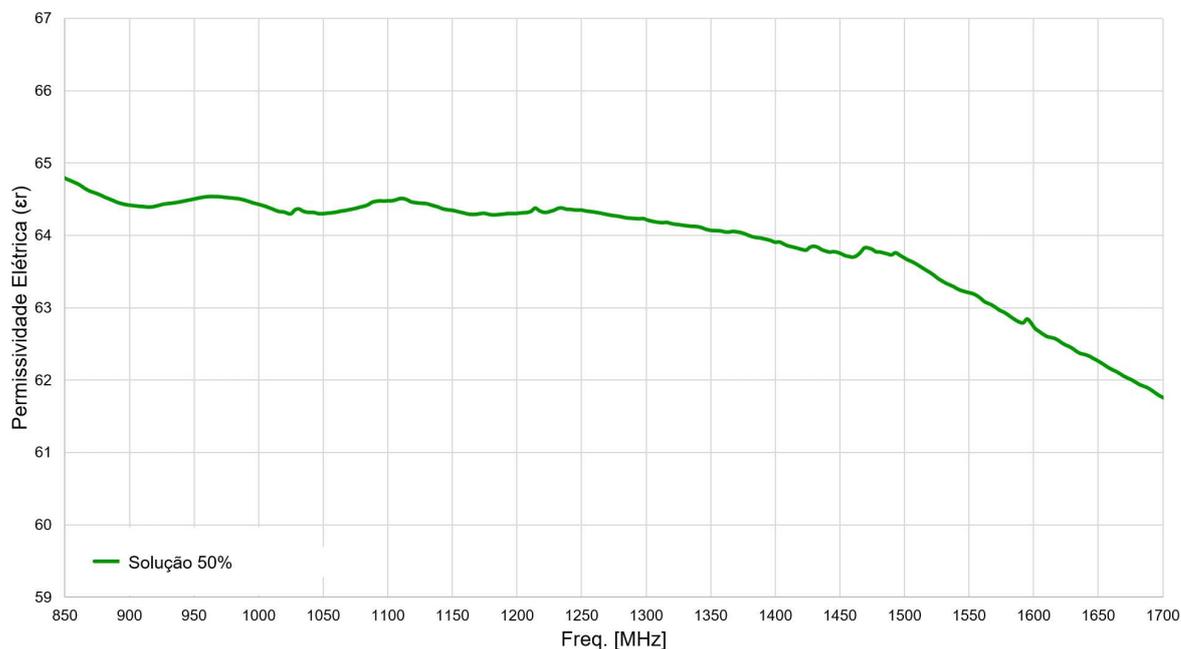
Figura 77 – Comparação entre os resultados medido e numérico para o comportamento do parâmetro S_{21} do sensor, com solução com 50% de concentração de glicose.



Fonte: Própria autora.

A permissividade elétrica em função da frequência, medida para a solução de teste com concentração 50%, na faixa de frequências de 850 MHz a 1.7 GHz, está graficamente representada na Figura 78. Para esse teste, obteve-se um desvio de somente 3,2% entre o valor numérico esperado e o valor medido para o sensor fabricado.

Figura 78 – Permissividade elétrica (ϵ_r) medida para a solução de concentração 50%, na faixa de 850 MHz a 1.7 GHz.



Fonte: Própria autora.

Por fim, apresenta-se de forma resumida na Tabela 10 alguns desvios calculados para os resultados obtidos a partir de testes experimentais e os valores numéricos de referência. O sensor apresenta boa consistência em seus resultados, mantendo o seu comportamento esperado em frequência e amplitude após os testes experimentais.

Tabela 10 – Desvio percentual entre valor numérico e valor medido da frequência de ressonância para diferentes testes.

Teste	Freq. Numérica [GHz]	Freq. Medida [GHz]	Desvio [%]
Em Vazio	2,27	2,20	3,08
Água Destilada	1,44	1,52	5,55
Solução 50%	1,51	1,56	3,20

Em geral, a partir dos testes feitos e documentados no presente trabalho de dissertação, considera-se satisfatório o funcionamento do sensor em seu papel de caracterizar soluções contendo diferentes concentrações de glicose a partir da variação da frequência de ressonância da resposta do sensor quando em contato com as amostras de soluções.

6 Conclusões

No presente trabalho de dissertação foi estudada a aplicação da tecnologia de ressoadores de micro-ondas para o monitoramento não-invasivo de índice glicêmico em pacientes diabéticos.

Um dos principais objetivos desta pesquisa foi contribuir no estudo e desenvolvimento de tecnologias que proporcionem uma estimativa segura e eficiente do índice glicêmico em pacientes com Diabetes, garantindo mais conforto e eficácia aos pacientes durante essas medições.

Ainda que o sensor apresentado não tenha sido aplicado diretamente na medição do índice glicêmico em pacientes com Diabetes, trata-se de uma contribuição para a assimilação das técnicas de determinação desse índice a partir de circuitos ressoadores operando na faixa de frequência de micro-ondas.

Analisando os resultados obtidos para as respostas em frequência a partir dos testes numéricos e experimentais realizados, é possível concluir que o objetivo principal de estimar os níveis de concentração de glicose em soluções aquosas usando uma estrutura de micro-ondas foi alcançado. Além disso, a estrutura foi fabricada com baixo custo e dimensões compactas, uma estrutura de alta replicabilidade, critérios importantes ao avaliar uma estrutura de micro-ondas.

O sensor funciona satisfatoriamente na faixa de frequência de 1,5 a 1,7 GHz e possui uma alta sensibilidade a mudanças na concentração de glicose em soluções aquosas, mostrando bom potencial para ser aplicado no projeto de dispositivos sensores para mapear e monitorar concentrações de glicose em outros meios, como no sangue.

Acerca do tema, é importante ressaltar que devido ao caráter inovador do tema não existe uma grande quantidade de publicações específicas na área de ressoadores sendo utilizados no monitoramento não-invasivo de índice glicêmico, especialmente que chegaram na fase de testes ou que utilizam metodologias de validação mais avançadas.

O tema apresenta-se como um tema relevante e de valor humanitário. A tecnologia escolhida é uma tecnologia que possibilita avanços na pesquisa, tais como a construção da estrutura para testes em seres humanos e a proposta de desenvolvimento de um sistema de monitoramento não-invasivo como proposta para trabalhos futuros.

Com o dispositivo desenvolvido no presente trabalho foi possível concretizar o desejo de contribuir no campo de pesquisa na área de tecnologias aplicadas à saúde, entendendo esse trabalho como uma futura fonte de pesquisa para: levantamentos bibliográficos acerca de dispositivos para monitoramento de glicose; tecnologias aplicadas ao tratamento de

Diabetes; estudos para a caracterização de soluções e materiais de forma não-invasiva; desenvolvimento de sensores para tratamento de doenças crônicas. Espera-se que esse trabalho ajude e inspire, de alguma forma, àquele que o ler.

6.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

Após a conclusão do presente trabalho de dissertação foi possível explorar algumas áreas do estudo de ressoadores no desenvolvimento de sensores para monitoramento de concentrações de substâncias em soluções ou materiais, mais especificamente na aplicação para caracterização de glicose no estudo de sistemas de monitoramento para ser usando em pacientes diabéticos.

Assim sendo, a temática e o trabalho desenvolvido possuem uma larga possibilidade de exploração e continuidade. Ficam aqui registradas algumas sugestões de testes e linhas de estudo para trabalhos futuros que visem dar continuidade à presente pesquisa (ou que sejam inspirados por ela).

- Utilização e testes com outras topologias no desenvolvimento dos ressoadores para a aplicação proposta no presente trabalho;
- Realização do tratamento e análise de dados (utilizando técnicas de processamento digital de sinais) para obter a quantização dos índices glicêmicos em soluções (e, posteriormente, no sangue);
- Identificação, a partir dos dados obtidos com o sensor, casos de hipoglicemia e hiperglicemia;
- Realização de testes computacionais do sensor em com blocos que representam os tecidos humanos , simulados via *software*;
- Construção do protótipo de um sensor para medição em seres humanos;
- Realização do estudo acerca de outros fatores que interferem na resposta e calibração do sensor, no estudo para a aplicação em seres humanos: área de contato entre o sensor e a pele; pressão do sensor em relação a pele; interferências externas do ambiente; entre outros;
- Estudo e desenvolvimento de um sistema de monitoramento portátil, seguindo os princípios do sensor proposto no presente trabalho;
- Realização de testes com outros materiais para a confecção do sensor, a exemplo de materiais flexíveis ou metamateriais.

6.2 Artigo publicado e/ou submetido

Nesta seção está listado o artigo submetido e aceito para publicação, referente à presente pesquisa, entre a data de início do Mestrado e a data de conclusão da Dissertação.

6.2.1 Artigo Submetido e Aceito

- ***Low Cost Microwave Sensor for Glycemic Index Monitoring in Diabetic Patients***, submetido e aceito para o Simpósio Brasileiro de Micro-ondas e Optoeletrônica (SBMO 2022), em Natal, Brasil. Autores: Marina Lua Ferreira, Felipe Lucena Souza Medeiros, Alexandre Jean René Serres, Robson Hebraico Cipriano Maniçoba, Alfredo Gomes Neto, Joabson Nogueira de Carvalho.

Referências Bibliográficas

- ADHIKARI, K. K. et al. Flexible screen printed biosensor with high-q microwave resonator for rapid and sensitive detection of glucose. In: IEEE. *2014 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-Bio2014)*. [S.l.], 2014. p. 1–3.
- ALVES, C. R. Um novo filtro de micro-ondas com dupla banda passante utilizando ressoadores miniaturizados. 2007.
- ANSYS. *ANSYS HFSS*. 2022. Disponível em: <<https://www.ansys.com/products/electronics>>. Acesso em: 30 jul. 2022.
- BEAM, K.; VENKATARAMAN, J. Phantom models for in-vitro measurements of blood glucose. In: IEEE. *2011 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APSURSI)*. [S.l.], 2011. p. 1860–1862.
- BOGNER, A. et al. Planar microstrip ring resonators for microwave-based gas sensing: Design aspects and initial transducers for humidity and ammonia sensing. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 17, n. 10, p. 2422, 2017.
- BOLLA, A. S.; PRIEFER, R. Blood glucose monitoring-an overview of current and future non-invasive devices. *Diabetes & Metabolic Syndrome: Clinical Research & Reviews*, Elsevier, v. 14, n. 5, p. 739–751, 2020.
- BTEICH, M. et al. A non-invasive flexible glucose monitoring sensor using a broadband reject filter. *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, IEEE, v. 5, n. 2, p. 139–147, 2020.
- BUFORD, R. J.; GREEN, E. C.; MCCLUNG, M. J. A microwave frequency sensor for non-invasive blood-glucose measurement. In: IEEE. *2008 IEEE Sensors Applications Symposium*. [S.l.], 2008. p. 4–7.
- CADUFF, A. et al. First human experiments with a novel non-invasive, non-optical continuous glucose monitoring system. *Biosensors and Bioelectronics*, Elsevier, v. 19, n. 3, p. 209–217, 2003.
- CAMERON, R. J.; KUDSIA, C. M.; MANSOUR, R. R. *Microwave filters for communication systems: fundamentals, design, and applications*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2018.
- CAMLI, B. et al. A microwave ring resonator based glucose sensor. *Procedia Engineering*, Elsevier, v. 168, p. 465–468, 2016.
- CHANG, K. *Encyclopedia of RF and microwave engineering*. [S.l.: s.n.], 2005.
- CHOI, H. et al. Design of continuous non-invasive blood glucose monitoring sensor based on a microwave split ring resonator. In: IEEE. *2014 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-Bio2014)*. [S.l.], 2014. p. 1–3.

- CLARKE, S.; FOSTER, J. A history of blood glucose meters and their role in self-monitoring of diabetes mellitus. *British journal of biomedical science*, Taylor & Francis, v. 69, n. 2, p. 83–93, 2012.
- DESHMUKH, V. V.; GHONGADE, R. B. Measurement of dielectric properties of aqueous glucose using planar ring resonator. In: IEEE. *2016 International Conference on Microelectronics, Computing and Communications (MicroCom)*. [S.l.], 2016. p. 1–5.
- ELSHEAKH, D.; ABDALLAH, E. A.; ELSADEK, H. A. Non-invasive electromagnetic biological microwave testing. *Microwave Systems and Applications*, BoD–Books on Demand, p. 275, 2017.
- GEORGE, B.; MOL, A. S.; MNEON, S. K. Microstrip resonator as microfluidic sensor for blood-glucose monitoring. In: IEEE. *2017 2nd International Conference on Communication and Electronics Systems (ICCES)*. [S.l.], 2017. p. 496–499.
- GOVIND, G.; AKHTAR, M. J. Metamaterial-inspired microwave microfluidic sensor for glucose monitoring in aqueous solutions. *IEEE Sensors Journal*, IEEE, v. 19, n. 24, p. 11900–11907, 2019.
- GROUP, J. D. R. F. C. G. M. S. Continuous glucose monitoring and intensive treatment of type 1 diabetes. *New England Journal of Medicine*, Mass Medical Soc, v. 359, n. 14, p. 1464–1476, 2008.
- HAMMERSTAD, E.; JENSEN, O. Accurate models for microstrip computer-aided design. In: IEEE. *1980 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*. [S.l.], 1980. p. 407–409.
- HOFMANN, M. et al. Non-invasive glucose monitoring using open electromagnetic waveguides. In: IEEE. *2012 42nd European Microwave Conference*. [S.l.], 2012. p. 546–549.
- HONG, J.-S. G.; LANCASTER, M. J. *Microstrip filters for RF/microwave applications*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2004. v. 167.
- HSIEH, L.-H. *Analysis, modeling and simulation of ring resonators and their applications to filters and oscillators*. [S.l.]: Texas A&M University, 2004.
- JANG, C.; LEE, H.-J.; YOON, J.-G. Radio-frequency biosensors for real-time and continuous glucose detection. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 21, n. 5, p. 1843, 2021.
- JUAN, C. G. et al. Highly-sensitive glucose concentration sensor exploiting inter-resonators couplings. In: IEEE. *2019 49th European Microwave Conference (EuMC)*. [S.l.], 2019. p. 662–665.
- LAKATOS, E. M.; MARCONI, M. d. A. Metodologia científica. 2ª edição. *São Paulo: Atlas*, 1991.
- LEE, H. et al. Enzyme-based glucose sensor: from invasive to wearable device. *Advanced healthcare materials*, Wiley Online Library, v. 7, n. 8, p. 1701150, 2018.
- LIN, T. et al. Non-invasive glucose monitoring: a review of challenges and recent advances. *Curr. Trends Biomed. Eng. Biosci*, v. 6, n. 5, p. 1–8, 2017.

- MEDIANO, A. S-parameters and emi filter response. In Compliance Magazine, 2018.
- MEHROTRA, P.; CHATTERJEE, B.; SEN, S. Em-wave biosensors: A review of rf, microwave, mm-wave and optical sensing. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 19, n. 5, p. 1013, 2019.
- MENDOSA, D. *History of Blood Glucose Meters Transcripts of the Interviews*. [S.l.], 2006.
- MINUSI, S. G. et al. Considerações sobre estado da arte, levantamento bibliográfico e pesquisa bibliográfica: relações e limites. *Revista Gestão Universitária*, v. 9, 2018.
- MUÑOZ-ENANO, J. et al. Planar microwave resonant sensors: A review and recent developments. *Applied Sciences*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 10, n. 7, p. 2615, 2020.
- NETO, A. G.; COSTA, A. G. da; MOREIRA, C. da S. A new planar sensor based on the matryoshka microstrip resonator. In: IEEE. *2017 SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference (IMOC)*. [S.l.], 2017. p. 1–5.
- NETTO, A. P. et al. Atualização sobre hemoglobina glicada (hba1c) para avaliação do controle glicêmico e para o diagnóstico do diabetes: aspectos clínicos e laboratoriais. *Jornal Brasileiro de Patologia e Medicina Laboratorial*, SciELO Brasil, v. 45, n. 1, p. 31–48, 2009.
- NEWMAN, J.; TURNER, A.; HESSE, J. Biosensors for monitoring glucose. *Sensors in Medicine and Health Care (Sensors Applications)*, Wiley Online Library, v. 3, 2004.
- NEWMAN, J. D.; TURNER, A. P. Home blood glucose biosensors: a commercial perspective. *Biosensors and bioelectronics*, Elsevier, v. 20, n. 12, p. 2435–2453, 2005.
- NIKHIL, B. et al. Introduction to biosensors. *Essays in Biochemistry*, v. 60, n. 1, p. 1–8, 2016.
- NIRAJ, G. et al. Sensors for diabetes: glucose biosensors by using different newer techniques: a review. *Int. J. Ther. Appl*, v. 6, p. 28–37, 2012.
- OLCZUK, D.; PRIEFER, R. A history of continuous glucose monitors (cgms) in self-monitoring of diabetes mellitus. *Diabetes & Metabolic Syndrome: Clinical Research & Reviews*, Elsevier, v. 12, n. 2, p. 181–187, 2018.
- OMER, A. E.; SHAKER, G.; SAFAVI-NAEINI, S. Portable radar-driven microwave sensor for intermittent glucose levels monitoring. *IEEE Sensors Letters*, IEEE, v. 4, n. 5, p. 1–4, 2020.
- OMER, A. E. et al. Low-cost portable microwave sensor for non-invasive monitoring of blood glucose level: novel design utilizing a four-cell csrr hexagonal configuration. *Scientific Reports*, Nature Publishing Group, v. 10, n. 1, p. 1–20, 2020.
- ONG, W. M.; CHUA, S. S.; NG, C. J. Barriers and facilitators to self-monitoring of blood glucose in people with type 2 diabetes using insulin: a qualitative study. *Patient preference and adherence*, Dove Press, v. 8, p. 237, 2014.
- POZAR, D. M. *Microwave engineering*. [S.l.]: John wiley & sons, 2011.
- RUIZ, J. Metodologia científica. *Guia para eficiência nos estudos*, v. 4, 1996.

- SALEH, G.; ATEEQ, I. S.; AL-NAIB, I. Glucose level sensing using single asymmetric split ring resonator. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 21, n. 9, p. 2945, 2021.
- SCHWERTHOEFFER, U.; WEIGEL, R.; KISSINGER, D. A highly sensitive glucose biosensor based on a microstrip ring resonator. In: IEEE. *2013 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO)*. [S.l.], 2013. p. 1–3.
- SERRANO, A. M. d. C. L. et al. *Projeto de filtros de micro-ondas passa-faixa planares utilizando ressoadores patch dual-mode*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2007.
- SHEBANI, N. M.; MOHAMMED, A. E.; KHAMOUDI, B. M. Design curves of micro strip ring resonator. In: *12th International conference on Sciences and Techniques of Automatic control & computer engineering December*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 18–20.
- SÖNKSEN, P.; JUDD, S.; LOWY, C. Home monitoring of blood glucose: new approach to management of insulin-dependent diabetic patients in great britain. *Diabetes Care*, Am Diabetes Assoc, v. 3, n. 1, p. 100–107, 1980.
- SUMITA, N. M. A hemoglobina glicada e o laboratório clínico. *Jornal Brasileiro de Patologia e Medicina Laboratorial*, SciELO Brasil, v. 45, n. 1, p. 7–8, 2009.
- TOPSAKAL, E.; KARACOLAK, T.; MORELAND, E. C. Glucose-dependent dielectric properties of blood plasma. In: IEEE. *2011 XXXth URSI General assembly and scientific symposium*. [S.l.], 2011. p. 1–4.
- TURGUL, V.; KALE, I. Characterization of the complex permittivity of glucose/water solutions for noninvasive rf/microwave blood glucose sensing. In: IEEE. *2016 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings*. [S.l.], 2016. p. 1–5.
- TURNER, A.; KARUBE, I.; WILSON, G. S. *Biosensors: fundamentals and applications*. [S.l.]: Oxford university press, 1987.
- VENKATARAMAN, J.; FREER, B. Feasibility of non-invasive blood glucose monitoring: In-vitro measurements and phantom models. In: IEEE. *2011 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APSURSI)*. [S.l.], 2011. p. 603–606.
- VRBA, J.; VRBA, D. A microwave metamaterial inspired sensor for non-invasive blood glucose monitoring. *Radioengineering*, v. 24, n. 4, 2015.
- WHITING, D. R. et al. Idf diabetes atlas: global estimates of the prevalence of diabetes for 2011 and 2030. *Diabetes research and clinical practice*, Elsevier, v. 94, n. 3, p. 311–321, 2011.
- WU, K.; ZHU, L.; VAHLDIECKY, R. Microwave passive components. *The Electrical Engineering Handbook*, p. 585, 2004.
- YAMADA, S. Historical achievements of self-monitoring of blood glucose technology development in japan. *Journal of diabetes science and technology*, SAGE Publications, v. 5, n. 5, p. 1300–1306, 2011.

YILMAZ, T.; FOSTER, R.; HAO, Y. Patch resonator for non-invasive detection of dielectric property changes in biological tissues. In: IEEE. *Proceedings of the 2012 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation*. [S.l.], 2012. p. 1–2.