



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E DE
COMPUTAÇÃO



Estudo de Metamaterial Têxtil para Aplicação em Substrato de Antenas Planares para Tecnologia WBAN

Samanta Mesquita de Holanda

Orientador: Prof. Dr. José Patrocínio da Silva

Co-orientador: Prof. Dr. Idalmir de Souza Queiroz Júnior

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação da UFRN (área de concentração: Telecomunicações) como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutora em Engenharia Elétrica.

Natal – RN, Junho de 2021

Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN
Sistema de Bibliotecas - SISBI
Catalogação de Publicação na Fonte. UFRN - Biblioteca Central Zila Mamede

Holanda, Samanta Mesquita de.

Estudo de metamaterial têxtil para aplicação em substrato de antenas planares para tecnologia WBAN / Samanta Mesquita de Holanda. - 2021.

116 f.: il.

Tese (doutorado) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Centro de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação, Natal, RN, 2021.

Orientador: Prof. Dr. José Patrocínio da Silva.

Coorientador: Prof. Dr. Idalmir de Souza Queiroz Júnior.

1. Antena de microfita - Tese. 2. Antena têxtil - Tese. 3. WBAN - Tese. 4. Metamaterial têxtil - Tese. 5. 5G - Tese. I. Silva, José Patrocínio da. II. Queiroz Júnior, Idalmir de Souza. III. Título.

RN/UF/BCZM

CDU 621.369.67

“Deixem que o futuro diga a verdade e avalie cada um de acordo com o seu trabalho e realizações”.

(Nicola Tesla)

Agradecimentos

Agradeço a Deus por ter permitido encarnar nesse mundo e me atribuir missões que me proporcionaram experiências e aprendizados únicos, me permitindo dar continuidade ao processo evolutivo como ser espiritual.

Aos bons espíritos que estiveram presentes nessa jornada me auxiliando no discernimento das coisas e por permitir que conhecesse pessoas de boa índole sem as quais não teria conseguido chegar tão longe.

Aos meus pais, Tiago José Paiva de Holanda e Zenaide Mesquita de Holanda, por cada incentivo e orientação, por todos os sacrifícios e abdições feitos em prol da minha educação, como também pela preocupação para que estivesse sempre andando pelo caminho correto. Vocês são para mim exemplo de força, coragem, perseverança e energia infinita para nunca desistir diante do primeiro obstáculo encontrado. Vocês são e sempre serão meu maior porto seguro e simplesmente aqueles que mais amo.

Ao meu irmão, Santiago Mesquita de Holanda, que sempre me apoiou, protegeu e aconselhou, sendo meu melhor amigo.

Aos meus amigos, em especial, Arimateia Pinto, Juan Rafael, Anamaria Sena, Isaac Barros, Diego Pires, Romênia Gurgel, Maria Izabel Guerra, Magno Medeiros, Ednardo Pereira, Chefe Reuber, Chefe Egmidio, Chefe Jorge, Chefe Adelson e Grégory que me acompanharam durante essa jornada, me ajudaram e proporcionaram momentos de descontração e reflexão, fazendo desse período uma experiência de vida acadêmica e social mais agradável e prazerosa. É uma grande honra e felicidade poder construir laços de amizade e desfrutar da companhia e confiança de pessoas tão boas, educadas, generosas e inteligentes, como vocês. Não foram os únicos, mas foram os que mais marcaram.

Ao meu orientador, José Patrocínio da Silva e ao meu co-orientador Idalmir Queiroz de Souza Júnior, pela confiança, orientação, disponibilidade, calma e incentivo durante a realização deste trabalho, contribuindo com ensinamentos e partilhando conhecimentos, dos quais jamais esquecerei.

Aos professores Humberto Dionísio de Andrade e Marcos Silva de Aquino que com paciência e presteza tornaram possível a realização deste trabalho, auxiliando e contribuindo com seus conhecimentos, experiência, materiais e maquinário necessários.

Ao professor Antônio Luiz Pereira de Siqueira Campos, pela disponibilidade e paciência durante o meu período no doutorado da UFRN e pelas contribuições ao participar da banca.

A todos os professores, técnicos e estudantes e pesquisadores (sobretudo da área têxtil) que tive durante o curso dessa pesquisa, por todo conhecimento e desenvolvimento de senso crítico que foram utilizados na construção desta dissertação. E a todos que de maneira direta ou indireta me influenciaram e contribuíram na minha vida acadêmica e pessoal.

Sumário

Lista de Figuras	6
Lista de Tabelas	10
Lista de Siglas e Acrônimos	12
Lista de Símbolos	14
Resumo	16
Abstract	17
Capítulo 1: Introdução	18
1.1 Objetivo Geral	21
1.2 Objetivos Específicos	21
Capítulo 2: Antenas Têxteis	22
Capítulo 3: Metamateriais Têxteis	30
3.1 Histórico	35
3.2 Materiais e Técnicas de Fabricação	44
3.3 Técnicas de Caracterização	47
3.4 Técnicas de Análise e Projeto	48
3.5 Aplicações e Estudos Desenvolvidos	52
Capítulo 4: Aplicações Biomédicas para Antenas	54
4.1 Antenas para Diagnósticos	54
4.2 Antenas para tratamento	58
Capítulo 5: Materiais e Métodos	62
5.1 Projeto 1 – Fios Condutivos em Tecido 3D	69
5.2 Projeto 2 – Laçada Condutiva em Tecido de Malha	73
5.3 Projeto 3 – Costura Condutiva em Tecido Plano	77
Capítulo 6: Resultados e Discussão	85
6.1 Resultados Projeto 1	85
6.2 Resultados Projeto 2	88
6.3 Resultados Projeto 3	91
Capítulo 7: Conclusão	100
REFERÊNCIAS	103

Lista de Figuras

Figura 1: Diagrama de arquitetura geral da tecnologia WBAN.....	18
Figura 2: Bandas de frequência disponíveis para aplicações WBAN de acordo com a localização geográfica.....	19
Figura 3: Elementos constituintes de uma antena planar têxtil.....	22
Figura 4: Antenas têxteis com diferentes substratos têxteis de fibra de: (a) Polipropelino e Ácido polilático de milho, e (b) Poliéster e Elastano.....	23
Figura 5 : <i>Tags</i> RFID com diferentes configurações das partes condutivas.....	23
Figura 6: Arranjo de antenas espiral. (a) Matriz de antena.....	26
Figura 7: Antena Yagi feita através de serigrafia em substrato de látex (a) sem AMC e (b) com AMC.....	26
Figura 8: Vista (a) superior e (b) posterior da antena têxtil ultraminiaturizada inspirada em metamateriais.....	27
Figura 9: Antena têxtil espiral planar e detalhe de circuito retificador.....	27
Figura 10: Antena vestível com plano de terra AMC.....	28
Figura 11: Antena têxtil com plano de terra truncado.....	28
Figura 12: Antena têxtil com GCPW e SIW para monitoramento de câncer de mama.....	29
Figura 13: Sistema de sensoriamento têxtil para aplicações WBAN.....	29
Figura 14: Ilustração da definição de um metamaterial.....	30
Figura 15: Linha do tempo dos metamateriais.....	31
Figura 16: Número de publicações relacionadas a metamateriais de 2000 a 2019.....	33
Figura 17: Linha do tempo dos E-texteis.....	34
Figura 18: Número de publicações relacionadas à metamateriais têxteis no período de 2010 a 2020.....	35
Figura 19: Linha do tempo dos metamateriais têxteis.....	36
Figura 20: Detalhe de um Composto Têxtil Indutivo (ITC).....	37
Figura 21: Protótipo de cobre para antena dipolo cruzada em espiral em um substrato de feltro.....	37
Figura 22: Célula unitária e configuração de campos incidentes para NIMs 1D e 2D.....	38
Figura 23: Tecido com estrutura plana (a esquerda) e de malha (a direita) feitos com fios condutivos.....	39

Figura 24: Foto de um tecido metasuperfície fabricado com fio de cobre esmaltado e fios dielétricos.	40
Figura 25: Tecido metasuperfície e detalhe da célula unitária SRR.	40
Figura 26: Diferentes técnicas de fabricação de metamateriais têxteis: (a) serigrafia, (b) tecelagem e (c) bordado.	41
Figura 27: Antena têxtil com metasuperfície no plano de terra para aplicações em WBAN. .	42
Figura 28: Antena Metasuperfície (MSA) têxtil para aplicações em WBAN.....	42
Figura 29: Absorvedor Metamaterial têxtil com geometria floral.	43
Figura 30: Metasuperfície absorvedora impressa em têxtil: (a) plano de terra e (b) plano superior.....	43
Figura 31: Antena SRR multibanda alimentada por um conector UFL.	44
Figura 32: Perspectiva e vista lateral de um tecido plano, e seu circuito equivalente proposto.	49
Figura 33: Célula unitária de um tecido plano e seu circuito pi-equivalente.	50
Figura 34: Antena centrada no corpo.	55
Figura 35: Antena ingerível.....	55
Figura 36: Antena implantada no corpo.	56
Figura 37: Protótipo fabricado da antena com alimentação através de conector SMA.	57
Figura 38: Protótipo da antena encapsulada: (a) Vista superior e inferior. (b) Encapsulamento de Alumina (c) Montagem final.	58
Figura 39: Antena implantável fabricada com superestrato e o espaço entre o superestrato e substrato.	58
. Figura 40: <i>Patch</i> e Plano de Terra conectados por um conector SMA.	60
Figura 41: Arranjo de antenas: (a) parcial e (b) completo.	60
Figura 42: Antena de microfita compacta com <i>patch</i> anel quadrado: (a) vista frontal e (b) vista posterior.....	61
Figura 43: Etapas da metodologia utilizada neste trabalho.....	62
Figura 44: <i>Setup</i> utilizado para caracterização dos parâmetros elétricos das amostras têxteis.	63
Figura 45: Resultados medidos de: (a) permissividade relativa e (b) tangente de perdas dos materiais têxteis dielétricos.	64
Figura 46: Procedimentos realizados para obtenção de: (a) resistência linear e (b) diâmetro da linha condutiva.	66
Figura 47: Projetos desenvolvidos com linhas condutivas.....	67
Figura 48: <i>Setup</i> para testes das antenas.	69

Figura 49: Estrutura do tecido tridimensional e posição da linha condutiva inserida.....	70
Figura 50: Etapas do processo utilizado no Projeto 1.	70
Figura 51: Dimensões calculadas para antena de referência com substrato T3D_PUE_PA_PES.	71
Figura 52: Disposição das linhas condutivas no substrato T3D_PUE_PA_PES.	71
Figura 53: Materiais utilizados na inserção da linha condutiva no substrato na antena têxtil.	72
Figura 54: Antena têxtil com filamentos de linha condutiva no substrato.	73
Figura 55: Estrutura do tecido de malha e posição da linha condutiva inserida.	73
Figura 56: Etapas realizadas no processo do Projeto 2.	74
Figura 57: Processo de fabricação da malha circular.	74
Figura 58: Célula unitária da laçada utilizada na simulação.	75
Figura 59: Condições de simulação utilizando Floquet Port no HFSS®.	75
Figura 60: Faces do tecido de malha com linha condutiva.	76
Figura 61: Superestrato têxtil de malha com linha condutiva.	77
Figura 62: Tecido plano com costura em ponto reto.	78
Figura 63: Espaçamento entre os pontos de costura.	78
Figura 64: Etapas realizadas no processo do Projeto 3.	79
Figura 65: Dimensões da célula unitária com ponto reto.	79
Figura 66: Disposição das condições de simulação para a célula unitária do ponto reto.	80
Figura 67: Dimensões das antenas de referência com substrato de tecido plano.	81
Figura 68: Máquina de costura utilizada e os pontos disponíveis.	81
Figura 69: Pontos de costura selecionados para o Projeto 3.	81
Figura 70: Estrutura de montagem das antenas têxteis com substrato com pontos de costura condutivos.	82
Figura 71: Antenas têxteis fabricadas com inserção de linha condutiva em variadas geometrias de ponto de costura.	83
Figura 72: Medições das antenas próximas ao corpo.	84
Figura 73: Gráficos dos coeficientes de reflexão simulados para as antenas com linha condutiva no sentido: (a) Transversal e (b) Longitudinal.	85
Figura 74: Diagramas de radiação para as antenas simuladas de acordo com suas respectivas frequências de ressonância.	86
Figura 75: Gráficos dos coeficientes de reflexão medidos para as antenas com linha condutiva no sentido: (a) Transversal e (b) Longitudinal.	87

Figura 76: Resultados simulados para célula unitária com geometria de laçada: (a) Permissividade e permeabilidade e (b) Índice de refração e impedância.	89
Figura 77: Corrente superficial na célula unitária da laçada simulada com linha condutiva para a frequência de 8,94 GHz.	89
Figura 78: Coeficiente de reflexão medido para antenas com superstrato têxtil.	90
Figura 79: Parâmetros constitutivos simulados da célula unitária com geometria de ponto reto.	91
Figura 80: Coeficiente de reflexão para antenas com substrato têxtil dielétrico simuladas. ...	92
Figura 81: Diagramas de radiação para as antenas têxteis de referência simuladas.	92
Figura 82: Coeficientes de reflexão medidos para as antenas com substrato metamaterial têxtil: (a) 100% algodão (CO), (b) 100% Poliéster (PES) e (c) 33% algodão e 67% poliéster (COPES).	94
Figura 83: Parte Real (Re) e Imaginária (Im) da impedância (Z) das antenas medidas com substratos metamaterial têxtil: (a) 100% Algodão, (b) 100% Poliéster e (c) 33% Poliéster 67% Algodão.	95
Figura 84: Coeficientes de reflexão medidos para as antenas curvas e próximas ao corpo com substrato metamaterial têxtil: (a) 100% algodão (CO), (b) 100% Poliéster (PES) e (c) 33% algodão e 67% poliéster (COPES).	97
Figura 85: Parte Real (Re) e Imaginária (Im) da impedância (Z) das antenas curvas medidas próximas ao corpo e com substratos metamaterial têxtil: (a) 100% Algodão, (b) 100% Poliéster e (c) 33% Poliéster 67% Algodão.	98

Lista de Tabelas

Tabela 1: Cenários de propagação para tecnologia WBAN.....	20
Tabela 2: Principais materiais têxteis dielétricos utilizados em antenas e suas características.	24
Tabela 3: Principais materiais condutivos utilizados na fabricação de antenas têxteis.	25
Tabela 4: Aplicações de antenas vestíveis.	25
Tabela 5: Propriedades elétricas de materiais dielétricos e condutores utilizados em metamateriais têxteis.	45
Tabela 6: Principais geometrias e técnicas de fabricação utilizadas em metamateriais têxteis.	46
Tabela 7: Principais propriedades eletromagnéticas dos metamateriais têxteis e seus métodos de caracterização.	48
Tabela 8: Aplicações de dispositivos metamateriais têxteis e faixas de frequência.	53
Tabela 9: Classificação de antenas aplicadas a diagnósticos na biomedicina e suas faixas de operação.	54
Tabela 10: Características têxteis dos tecidos selecionados.....	62
Tabela 11: Especificações das amostras utilizadas na caracterização pelo método da sonda coaxial.	64
Tabela 12: Dados estatísticos (média, desvio padrão e constante de variação) dos valores apresentados na Figura 35.	65
Tabela 13: Características dos materiais condutores utilizados neste trabalho.....	65
Tabela 14: Parâmetros de projeto para antena com substrato T3D_PUE_PA_PES.	71
Tabela 15: Siglas utilizadas para antenas de acordo com o seu substrato.....	72
Tabela 16: Siglas utilizadas para as antenas com superstrato têxtil.	77
Tabela 17: Parâmetros de projeto de antena para cada substrato de tecido plano.....	80
Tabela 18: Siglas das antenas construídas e suas especificações.	83
Tabela 19: Parâmetros de operação das antenas simuladas com arranjo de linha condutiva...	87
Tabela 20: Parâmetros de operação das antenas testadas com arranjo de linha condutiva.	88
Tabela 21: Parâmetros de operação medidos da antena têxtil com superstrato.	90

Tabela 22: Valores dos parâmetros constitutivos da geometria ponto reto de acordo com a frequência.....	91
Tabela 23: Parâmetros de operação para as antenas com substrato têxtil dielétrico simuladas.....	93
Tabela 24: Parâmetros de operação medidos das antenas com substrato metamaterial têxtil.	96
Tabela 25: Parâmetros de operação medidos das antenas curvas próximas ao corpo e com substrato metamaterial têxtil.	99

Lista de Siglas e Acrônimos

ANATEL – Agência Nacional de Telecomunicações

ARV – Analisador de Rede Vetorial

BWM – *Backward-Wave Media*

CESF – Capsula Endoscópica Sem Fio

DAK – *Dielectric Avaliation Kit*

DNM – *Double Negative Metamaterials*

EM – *EletroMagnetic*

ERP – *Effective Radiated Paver*

FFT - *Fast Fourier Transform*

FSS – *Frequency Selective Surface*

GPCW – *Grounded Coplanar Waveguide*

HFSS – *High Frequency Structure Simulator*

IEEE – *Institute of Electrical and Electronic Engineers*

IRM – Imagem por Ressonância Magnética

IRMF – Imagem por Ressonância Magnética Funcional

ISM – *Industrial Scientific and Medical*

ITC – *Inductive Textile Composite*

LED – *Ligth Emissor Diode*

LHM – *Left-Handed Metamaterials*

MMAb – *Meta Material Absorvedor*

MOSFET – Transistor de Efeito de Campo Semicondutor de Óxido de Metal

MSA – *Meta Surface Antena*

NBR – Norma Técnica Brasileira

NIMs – *Negative Index Metamaterials*

NPV – *Negative Phase Velocity*

PEC – *Perfect Eletric Conductor*

PETG – *Politereftalato de Etileno Modofocado com Glicol*

PIFA – *Planar Inverted-F Antena*

PS – *Poliestireno*

RCS – *Radar Cross Section*

RF – *Radio Frequency*

SAR – *Specific Absorption Rate*

SIW – *Substrate-Integrated Waveguide*

SSR – *Split Ring Resonator*

VHF – *Very High Frequency*

VNA – *Vector Network Analyzers*

UHF – *Ultra-High Frequency*

UFRN – *Universidade Federal do Rio Grande do Norte*

WBAN – *Wireless Body Area Network*

Lista de Símbolos

C – Capacitor

C_{eff} – Capacitância efetiva

CV – Constante de variação

d_2 – Diâmetro do fio curvo

d_x – Distância entre os fios dielétricos

d_y – Distância entre os fios condutivos

f_{11} – Frequência de ressonância do S_{11}

f_{tex} – Frequência de ressonância fundamental do tecido

f_{Z3} – Frequência de rejeição

h – Comprimento do fio ou altura da amostra

L – Indutor

L_{eff} – Indutância efetiva

$p_1/2$ – Distância linear entre duas pontas do fio curvo

p_2 – Espessura do tecido

p_x, p_y – Períodos que delimitam as dimensões de uma célula metamaterial

S_{11} – Coeficiente de Reflexão

S_{12}, S_{21} – Coeficiente de Transmissão

$\tan \delta$ – Tangente de perdas

Z – Impedância

Z_1, Z_2 – Impedância de superfície

Z_3 – Impedância de rejeição

Z_{meta} – Impedância do circuito equivalente do metamaterial

α, β, γ – Constantes de ajuste

ϵ' – Constante dielétrica

ϵ_0 – Permissividade elétrica do vácuo

ϵ_{eff} – Permissividade elétrica efetiva

ϵ_r – Permissividade elétrica relativa

η – Índice de refração

λ_{tex} – Comprimento de onda do tecido

μ_0 – Permeabilidade magnética do vácuo

μ_{eff} – Permeabilidade magnética efetiva

μ_r – Permeabilidade magnética relativa

σ – Desvio padrão

\bar{X} – Média

Resumo

O desenvolvimento dos sensores biométricos implantados ou vestíveis, proporcionaram o crescimento da tecnologia WBAN (*Wireless Body Area Network*). Uma WBAN pode ser usada para muitas aplicações, como monitoramento de sinais fisiológicos e aplicativos de comunicação industrial. Neste contexto, a antena têxtil é um elemento importante na comunicação sem fio em tecidos inteligentes, sendo objeto de pesquisas recorrentes em aplicações industriais, militares e médicas. Essas antenas são flexíveis e, por esse motivo, torna-se conveniente em aplicações onde a rigidez das antenas tradicionais é considerada um entrave. A utilização de metamateriais em antenas pode proporcionar entre outras características redução de SAR (*Specific Absorption Rate*) e miniaturização do dispositivo, parâmetros importantes para aplicações médicas. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de antenas planares com substrato metamaterial têxtil na faixa de frequência 5G para aplicações WBAN, mostrando desde confecção dos substratos até a fabricação e testes das antenas. Foram selecionados três tipos de substrato têxtil com estrutura e composição diferentes, e em cada um deles foi inserido um fio condutivo através de técnicas distintas (inserção manual, malharia e costura automática). A caracterização dos materiais foi realizada através de simulações no HFSS[®] e do método da sonda coaxial, para obtenção dos parâmetros elétricos. Posteriormente a etapa de caracterização, as antenas foram projetadas e simuladas para operar em 2,45GHz e 3,5 GHz, sendo os melhores resultados fabricados e testados em um Analisador de Redes Vetorial (ARV). Os resultados obtidos nas simulações e testes, foram analisados e constatou-se a presença de característica metamaterial nas geometrias de laçada e ponto reto. As antenas com substrato metamaterial têxtil apresentaram frequência de ressonância menor em relação as que possuíam substrato têxtil dielétrico, indicando a possibilidade de redução das dimensões do dispositivo. Além disso, após serem curvadas e alocadas próximas ao corpo, as antenas apresentaram um bom desempenho, ressoando abaixo de -10 dB com largura de banda acima de 2%.

Palavras-chave: Antena de microfita, Antena têxtil, WBAN, Metamaterial têxtil, 5G.

Abstract

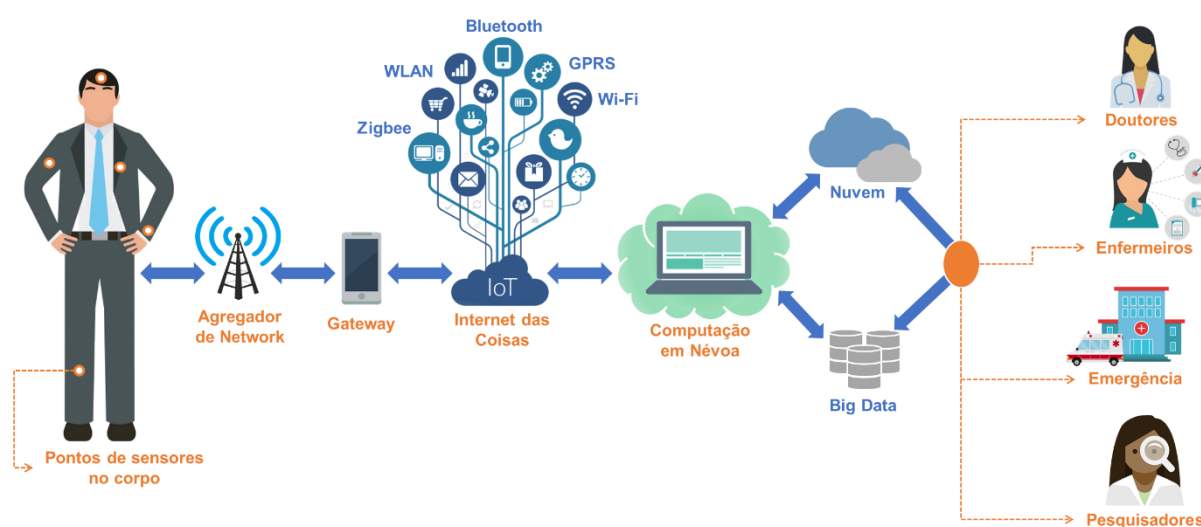
The constant development of implanted or wearable biometric sensors provided a increase of WBAN (Wireless Body Area Network) technology. WBAN can be used for many applications, such as physiological signal monitoring and industrial communication applications. In this context, the textile antenna is an important element in wireless communication in smart fabrics, being the object of recurrent research in industrial, military and medical applications. These antennas are flexible and, for this reason, it is convenient in applications where the rigidity of traditional antennas is considered an obstacle. The use of metamaterials in antennas can provide, among other characteristics, reduction of SAR (Specific Absorption Rate) and miniaturization of the device, important parameters for medical applications. This work presents the development of planar antennas with textile metamaterial substrate in the 5G frequency range for WBAN applications, showing since the substrate manufacture until antenna manufacturing and testing. Three types of textile substrate with different structure and composition were selected, and in each of them a conductive thread was inserted using different techniques (manual insertion, knitting and automatic sewing). The characterization of the materials was carried using simulations in HFSS[®] and the coaxial probe method, to obtain the electrical parameters. The antennas were designed and simulated to operate at 2.45 GHz and 3.5 GHz, with the best results being manufactured and tested in a Vector Network Analyzer (ARV). The results obtained in the simulations and tests were analyzed and the presence of metamaterial characteristic in the loop and straight stitch geometries was verified. The antennas with textile metamaterial substrate had a lower resonant frequency compared to those with a dielectric textile substrate, indicating the possibility of reducing device dimensions. Furthermore, after being curved and placed close to the human body, the antennas had a good performance, resonating below -10 dB with bandwidth above 2%.

Keywords: Microstrip antenna, Textile antenna, WBAN, Textile metamaterial, 5G.

Capítulo 1: Introdução

O desenvolvimento dos sensores biométricos implantados ou vestíveis, proporcionaram um crescimento da tecnologia WBAN (do inglês *Wireless Body Area Network*) (CASAGRANDE et al. 2017). O protocolo de comunicação IEEE 802.15.6 refere-se a aplicações em WBAN, que possui como principais características curto alcance, baixas potências e alta confiabilidade na comunicação sem fio para uso na superfície, no interior ou na proximidade periférica do corpo humano (CHAVEZ-SANTIAGO et al., 2013). A Figura 1 mostra de forma geral a arquitetura de comunicação da tecnologia WBAN.

Figura 1: Diagrama de arquitetura geral da tecnologia WBAN.



Fonte: Adaptado de AMBIGAVATHI e SRIDHARAN, 2019.

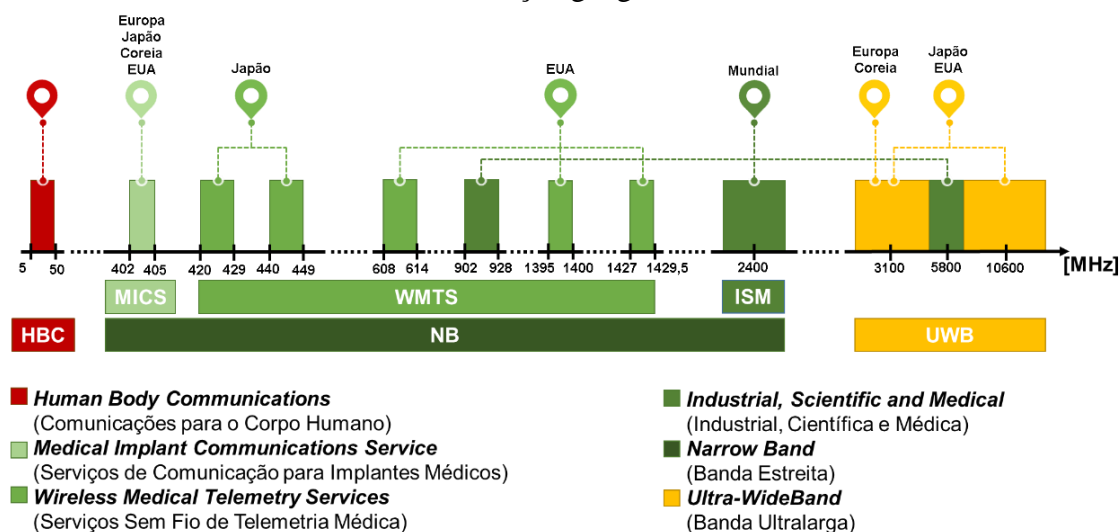
Dessa forma, um indivíduo pode utilizar vários sensores nos nós do corpo com um módulo de comunicação acoplado, que monitoram sinais vitais, compondo dessa forma uma WBAN. Segundo Casagrande et al. (2017), de forma alternativa, os diversos dados mensurados através dos sensores podem ser agrupados e transmitidos por um único módulo de comunicação. Contudo, ainda será necessário utilizar um gateway que possibilite a transmissão desses dados, para familiares, hospitais, enfermeiras e médicos, ou ainda proporcionar um *feedback* para o próprio paciente em seu dispositivo móvel, por exemplo (ALEMDAR e ERSOY, 2010).

Como os pontos dos sensores de uma WBAN estão localizados muito próximos ao corpo humano, devem operar dentro de várias regulamentações aplicadas à Taxa de Absorção Específica (SAR, do inglês *Specific Absorption Rate*). Os requisitos básicos de um WBAN são (THOTAHEWA, 2014):

- Suporte de taxas de dados escalonáveis
- Baixo consumo de energia
- Fator de forma pequeno
- Potência de transmissão controlável
- Capacidade de priorizar a transmissão de dados de sinais cruciais
- Transmissão segura de dados
- Coexistência com outras tecnologias sem fio
- Capacidade de operar em ambientes multiusuário

O protocolo IEEE 802.15.6, tem como principais objetivos definir padrões de camadas de acesso ao meio para WBAN, e especificar as bandas de frequência para utilização dessa tecnologia. Geralmente a disponibilidade das bandas de frequência é regulamentada pelas autoridades em telecomunicações de cada país, por isso é comum haver diferença entre as faixas de frequência entre os continentes, como ilustra a Figura 2.

Figura 2: Bandas de frequência disponíveis para aplicações WBAN de acordo com a localização geográfica.



Fonte: Adaptado de KWAK, ULLAH e ULLAH, 2010.

De acordo com a localização dos sensores/transmissores no corpo humano são estabelecidas frequências de operação adequadas para não prejudicar a saúde dos usuários e permitir que ocorra a comunicação dos dados. Nesse contexto, surge a tecnologia 5G com a proposta de utilização de novas bandas na faixa de rádio frequência para melhorar a qualidade na comunicação dos sistemas de telefonia móvel e possibilitar a criação de novos serviços. No Brasil, a Agência Nacional de Telecomunicações (ANATEL) propôs as seguintes bandas para

o uso da 5G, são elas: 700 MHz, 2,3 GHz, 3,5 GHz e 26 GHz (FARIAS, 2021). A Tabela 1 mostra os cenários de acordo com a localização dos pontos de comunicação e as faixas de frequência para cada um.

Tabela 1: Cenários de propagação para tecnologia WBAN.

Cenário	Descrição	Faixa de Frequência
S1	Implante para implante	402 – 405 MHz
S2	Implante para superfície do corpo	402 – 405 MHz
S3	Implante para externo	402 – 405 MHz
S4	Superfície do corpo para superfície do corpo (Linha de Visão)	13,5 / 50 / 400 / 600 / 900 MHz 2,4 / 3,1 – 10,6 GHz
S5	Superfície do corpo para superfície do corpo (Sem Linha de Visão)	13,5 / 50 / 400 / 600 / 900 MHz 2,4 / 3,1 – 10,6 GHz
S6	Superfície do corpo para externo (Linha de Visão)	2,4 / 3,1 – 10,6 GHz
S7	Superfície do corpo para externo (Sem Linha de Visão)	2,4 / 3,1 – 10,6 GHz

Fonte: Adaptado de YAZDANDOOST e SAYRAFIAN, 2009.

Uma WBAN pode ser usada para muitas aplicações, como monitoramento de sinais fisiológicos em ambientes de assistência médica, aplicativos de entretenimento pessoal e aplicativos de comunicação industrial para monitorar condições de saúde do trabalhador em ambientes críticos de segurança (THOTAHEWA, 2014). Nesse contexto, a antena têxtil é um importante elemento na comunicação sem fio em tecidos inteligentes, sendo objeto de pesquisa recorrente em aplicações industriais (VIRKKI et al., 2015), militares (LIM, et al., 2014) e médica (HERTLEER, 2008). Essas antenas são flexíveis e, por esse motivo, tornam-se convenientes em aplicações onde a rigidez das antenas tradicionais é considerada um entrave.

Contudo, permissividade dos materiais é considerada baixa (geralmente < 2) e, por essa razão, as antenas têxteis possuem maiores dimensões quando comparadas a uma antena de substrato tradicional como o FR4 de fibra de vidro ($\epsilon = 4,4$). Além disso, quando se trata de aplicações em sistemas de telemetria próximos ao corpo humano, a taxa de absorção de energia

pelos tecidos do corpo, também conhecida como SAR (do inglês *Specific Absorption Rate*), é um parâmetro importante a ser considerado nos dispositivos.

Nesse contexto, a integração de metamateriais aos tecidos pode ser uma solução viável para melhorar o desempenho das antenas têxteis. Em antenas planares, dependendo da posição em que são alocados e da sua geometria, os metamateriais podem proporcionar, entre outras características: aumento da largura de banda (SULAIMAN, et al., 2010), maior diretividade (NAIK, 2018) e ganho (RAI e RAO, 2018), redução das dimensões desses dispositivos (KEERTHI, et al., 2017) e possível redução dos efeitos da radiação não ionizante.

1.1 Objetivo Geral

Este trabalho apresenta o estudo e desenvolvimento de metamaterial têxtil para utilização em antenas planares que operam nas faixas de frequências da tecnologia WBAN visando aplicações biomédicas.

1.2 Objetivos Específicos

Para alcançar os Objetivos Gerais, os seguintes Objetivos Específicos foram propostos:

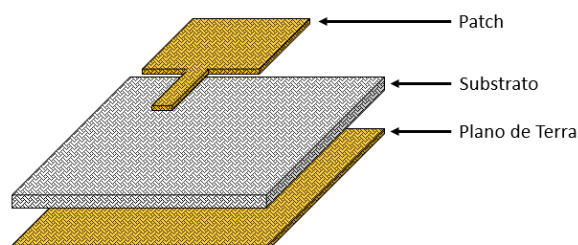
- Estudar os parâmetros importantes para aplicação biomédica e WBAN;
- Realizar um estudo detalhado sobre metamateriais têxteis;
- Selecionar as linhas têxteis e estrutura dos tecidos que serão utilizadas visando a aplicação biomédica;
- Fabricar e adquirir os materiais dielétricos e condutivos que irão compor as antenas;
- Caracterizar as propriedades elétricas e têxteis dos materiais utilizados;
- Projetar, simular e caracterizar os metamateriais têxteis;
- Projetar e simular as antenas de acordo com a frequência de operação estabelecida;
- Fabricar e testar as antenas têxteis sem e com a adição de metamateriais têxteis, e próximas ao corpo;
- Analisar os resultados medidos e simulados das antenas propostas.

Capítulo 2: Antenas Têxteis

As pesquisas desenvolvidas sobre antenas têxteis surgiram em meados dos anos 2000 (GOULD, 2003; DEADETT, DUFILIE e WEEDON, 2003), mas muito antes disso a tecnologia têxtil já vinha sendo desenvolvida. O mercado de tecnologia vestível tem crescido lentamente desde a década de 1970 e aumentou nos últimos anos com a popularidade de rastreadores fitness e relógios inteligentes (XU, et al., 2018). Esse crescimento está diretamente relacionado a evolução e desenvolvimento de tecnologia eletrônica em tecidos.

Também conhecidas como antenas vestíveis (*wearable antennas*), as antenas têxteis são constituídas de materiais têxteis flexíveis, sendo o modelo de antena planar o mais utilizado na literatura para construção desse tipo de dispositivo. Segundo Gupta, Sankaralingam e Dhar (2010), o modelo de antena planar é o ideal para integração em vestimentas, uma vez sua estrutura possui características como, baixo perfil e adaptabilidade a formas complexas. A Figura 3, ilustra um modelo de uma antena têxtil planar.

Figura 3: Elementos constituintes de uma antena planar têxtil.

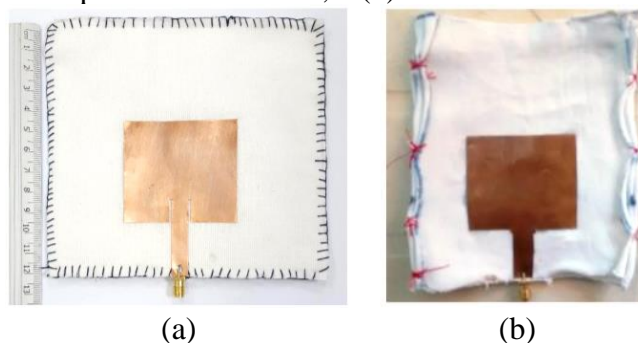


Fonte: Autoria própria.

Para grande maioria dos trabalhos desenvolvidos, o patch e o plano de terra são constituídos de material condutor, e o substrato de material dielétrico. Na literatura é possível encontrar antenas têxteis feitas totalmente ou parcialmente de materiais têxteis a depender do foco da pesquisa realizada.

Holanda (2016) e Guerra (2016), realizaram um estudo sobre antenas planares com diferentes tipos de substrato têxteis dielétricos, onde se utilizou folhas de cobre como material condutor. Como as folhas de cobre já tem condutividade conhecida e podem ser facilmente modeladas, os resultados obtidos nesse trabalho puderam ser atribuídos mais significativamente aos substratos estudados. A Figura 4, ilustra as antenas construídas com diferentes substratos por Holanda (4.a) e Guerra (4.b).

Figura 4: Antenas têxteis com diferentes substratos têxteis de fibra de: (a) Polipropileno e Ácido polilático de milho, e (b) Poliéster e Elastano.

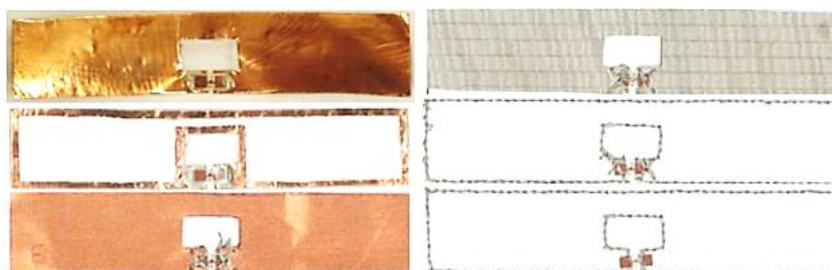


Fonte: Adaptado de HOLANDA, 2016; GUERRA, 2016.

Os autores supracitados conseguiram demonstrar que as antenas têxteis compostas por tecidos de malha de fibras sintéticas ressoaram na faixa de frequência ISM, estando aptas para operar na faixa de frequência ISM.

Geinestet, et al. (2017), investigaram as possibilidades utilizar bordado para realizar uma interconexão entre Antenas de Circuito Integrado (Antenas-CI) e antenas de contorno em etiquetas (*tags*) têxteis passivas para Identificação de Radiofrequência (RFID, do inglês *Radio-Frequency IDentification*) em Ultra-Alta Frequência (UHF, do inglês *Ultra-High Frequency*). As antenas etiquetas eram padronizadas com tecidos revestidos de metal e bordadas com fios condutores, como ilustra a Figura 5.

Figura 5 : *Tags* RFID com diferentes configurações das partes condutivas.



Fonte: Adaptado de GINESTET, et al., 2017.

Nesse caso, os autores mantiveram o substrato têxtil dielétrico constante e variaram os materiais condutivos. Os resultados obtidos por eles demonstraram que as etiquetas têxteis com interconexões bordadas às Antenas-CI obtiveram desempenho semelhante, onde as etiquetas têxteis nas quais apenas as bordas das antenas eram bordadas apresentaram excelente desempenho na comunicação sem fio.

A composição (fibras naturais, sintéticas e/ou artificiais) e a estrutura (tecido plano, tecido malha, tecido tridimensional, não tecido, etc) do material têxtil é um fator importante a depender de sua aplicação. Em aplicações na área da saúde, por exemplo, existem alguns parâmetros a serem respeitados de acordo com as normas da ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas). Além disso, de acordo com a finalidade da antena, esses parâmetros estruturais podem ser decisivos no projeto deste dispositivo, uma vez que as propriedades elétricas desses materiais possuem relação direta com eles. A Tabela 2 apresenta os principais materiais têxteis dielétricos utilizados na literatura e suas características elétricas.

Tabela 2: Principais materiais têxteis dielétricos utilizados em antenas e suas características.

Tecido	Frequência de medição	Permissividade relativa (ϵ_r)	Tangente de Perdas ($\tan \delta$)	Referência
Algodão	2,45 GHz	1,60	0,0400	POTEY e TUCKLEY, 2018.
Poliéster		1,90	0,0045	
Cordura		1,90	0,0098	
Lycra		1,50	0,0093	
Lã	12 – 14 GHz	1,04	0,0200	SINGH, et al, 2017.
Feltro		1,35	0,0200	
Algodão Demin		1,60	0,0200	
Poliéster		1,62	0,0200	
Seda		2,70	0,0200	
Jeans	2,45 GHz	1,67	0,0033	NOOR, et al., 2020.
	12,64 – 13,52 GHz	1,60	0,02	

Fonte: Autoria própria.

Devido aos altos índices de porosidade que as estruturas têxteis possuem, esses materiais apresentam uma constante dielétrica em torno de 2 (HOLANDA, 2016). Segundo Gupta, Sankaralingam e Dhar (2010), essa característica pode proporcionar uma redução das perdas por correntes superficiais e um aumento da largura de banda das antenas. Contudo, isso também implica em dispositivos maiores quando comparado aos substratos tradicionais, característica que pode ser considerada uma barreira na implementação de dispositivos têxteis em frequências menores.

Os materiais têxteis condutores utilizados na implementação de antenas têxteis estão relacionados as técnicas de fabricação têxtil na grande maioria dos estudos. Para técnica de bordado utiliza-se a linha condutiva (TRUONG, KIM e KIM, 2021; AGU, et al., 2021). Os tecidos condutivos são utilizados quando a técnica de aplicação é a costura ou algum tipo de adesivo (*spray*, termocolante, líquido sintético, etc) (ALEMARYEEN e NOGHANIAN, 2019; LAJEVARDI e KAMYAB, 2017). As tintas condutivas são utilizadas quando a técnica de aplicação é a serigrafia (HONG, HU e YAN, 2019; SHAHARIAR, et al., 2018). A Tabela 3

mostra os principais tipos de materiais condutivos utilizados na fabricação de antenas têxteis e suas características elétricas.

Tabela 3: Principais materiais condutivos utilizados na fabricação de antenas têxteis.

Material condutivo	Resistividade / Condutividade	Referência
Tecido de malha Jersey de prata	2 Ω/\square	XU, et al., 2018.
Tecido Silverell [®]	5 Ω/\square	
Tecido Ripstop de Níquel/Cobre	0,03 Ω/\square	
Tecido tafetá de poliéster e cobre puro	0,05 Ω/\square	
Tecido Ripstop de prata	0,25 Ω/\square	
Linha de Cu/Ag	58,5 S m/mm ²	ALMOHAMMED, ISMAIL e SALI, 2021.
Linha de Aço 304	1,4 S m/mm ²	
Linha condutiva ELITEX [®]	1,2 S m/mm ²	
Linha de Poliéster / Aço inoxidável	2,3 $\times 10^3$ S m/mm ²	
Linha de cobre folheada a prata 40 μm^3	6,7 $\times 10^5$ S m/mm ²	
Agsis ^{TMa}	2,9 $\times 10^6$ S m/mm ²	
Liberator TM 80 ^b	8,6 $\times 10^6$ S m/mm ²	
AmberStrand + 166 ^b	6,0 $\times 10^6$ S m/mm ²	YADAV, et al., 2020.
Fita de cobre adesiva	6,0 $\times 10^7$ S/m	HOLANDA, 2015.
Folha de cobre (0,05mm)	6,0 $\times 10^7$ S/m	HONG, HU e YAN, 2019.
Tinta condutiva	6,2 $\times 10^6$ S/m	

Fonte: Autoria própria.

As antenas têxteis possuem como principais características mecânicas a flexibilidade e adaptabilidade a superfícies complexas, por essa razão são muito associadas a aplicações vestíveis próximas ao corpo humano. A tecnologia WBAN trata justamente desse tipo de aplicação, onde pode-se destacar duas principais áreas: a médica e a não médica. A Tabela 4: Aplicações de antenas vestíveis. mostra as aplicações de acordo com cada área supracitada.

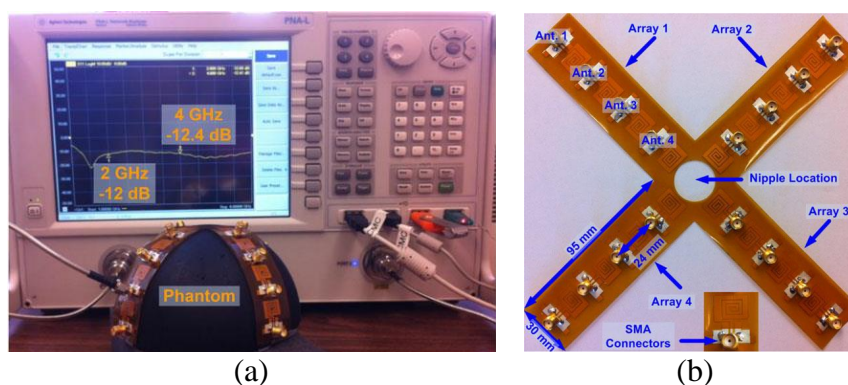
Tabela 4: Aplicações de antenas vestíveis.

Médica	BAN Vestível	Militar e Defesa
		Amador e Profissional
		Treinamento esportivo
		Encenação de sono
		Asma
	WBAN Implantável	Monitoramento de saúde sem fio
		Controle de diabetes
		Deteção cardiovascular
		Deteção de câncer
		Vida com assistência ambiental
Dispositivos médicos de controle remoto	Monitoramento de pacientes	
	Sistemas de telemedicina	
	Transmissão em tempo real	
	Aplicações de entretenimento	
	Emergência (não médica)	
Não Médica	Deteção de emoção	
	Autenticação de segurança	
	Compartilhamento de informações pessoais	

Fonte: YADAV, et al., 2015.

Bahrami et al (2015), projetaram antenas de polarização simples e dupla para sistemas de detecção de câncer de mama de banda ultra larga sem fio usando um modelo multicamadas não homogêneo da mama humana. Os autores desenvolveram dois arranjos 4×4 (polarização simples e dupla) de antenas flexíveis de banda ultraelevada, em um formato similar ao de um sutiã, como ilustra a Figura 4, para um sistema de detecção de câncer de mama baseado em radar. Através da pesquisa eles puderam comprovar que a utilização de um plano refletor aumentou a penetração das ondas eletromagnéticas propagadas na mama.

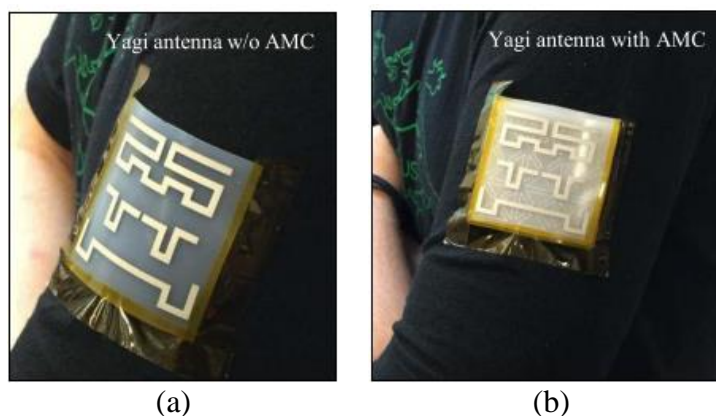
Figura 6: Arranjo de antenas espiral. (a) Matriz de antena.



Fonte: BAHRAMI et al, 2015.

Agarwal, Guo e Salam (2016), desenvolveram uma antena planar vestível de radiação *endfire* com camadas auxiliares posteriores de Conductor Magnético Artificial (AMC) para aplicações WBAN operando na banda ISM de 2,4 GHz. Eles testaram o antena sem e com as camadas auxiliares, como mostra a Figura 5, e comprovaram que a adição do AMC melhorou o ganho e diretividade da antena, tornando-a apropriada para aplicações próximas ao corpo.

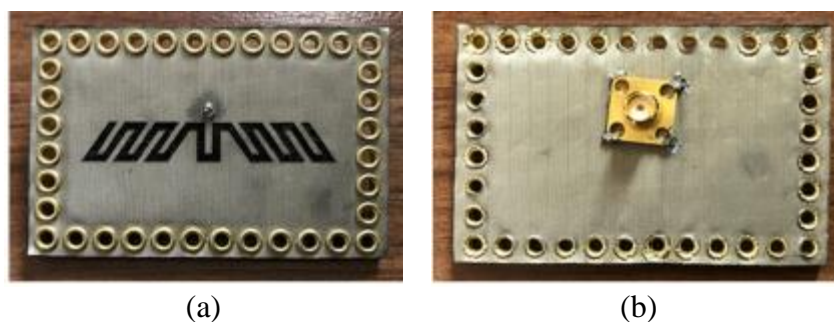
Figura 7: Antena Yagi feita através de serigrafia em substrato de látex (a) sem AMC e (b) com AMC.



Fonte: AGARWAL, GUO e SALAM, 2016.

Lajevardi e Kamyab (2017), propuseram uma nova antena têxtil de guia de onda integrada em substrato em cavidades miniaturizada, como ilustra a Figura 6, para aplicações externas ao corpo para frequência de 2,45 GHz na banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical* – Industrial, Científica e Médica). Eles utilizaram *slots* inspirados em metamateriais para reduzir o tamanho da antena em 80% em comparação com os trabalhos anteriores.

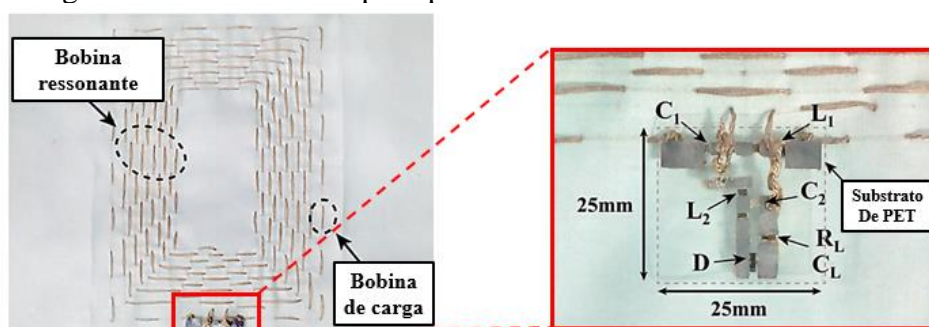
Figura 8: Vista (a) superior e (b) posterior da antena têxtil ultraminiaturizada inspirada em metamateriais.



Fonte: LAJEVARDI e KAMYAB, 2017.

Heo, et al. (2018), fabricaram uma antena têxtil para sistemas de transferência de energia sem fio através de ressonância magnética. Eles bordaram uma antena espiral planar com uma linha condutiva em um substrato de algodão e conectaram a ela um circuito retificador em um filme de teraftalo de polietileno flexível para constituir um receptor dobrável, como ilustra a Figura 9. Foi demonstrado que a frequência de ressonância (6,78 MHz) e a potência transmitida do sistema proposto se mantiveram constantes mesmo quando o sistema foi dobrado em conformidade com a curvatura da superfície do modelo do corpo humano.

Figura 9: Antena têxtil espiral planar e detalhe de circuito retificador.

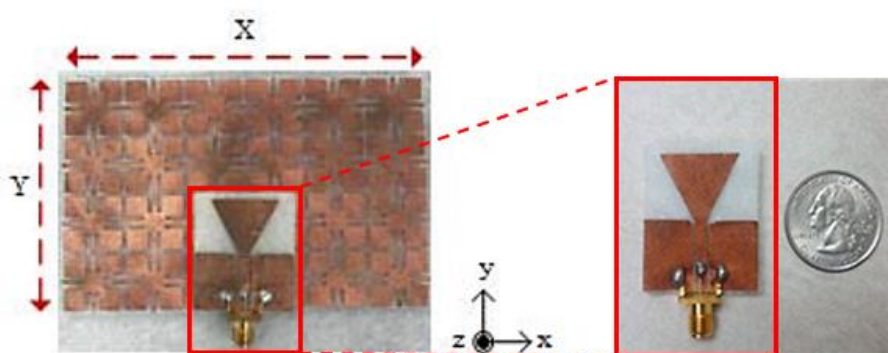


Fonte: Adaptado de HEO, et al., 2018.

Alemaryeen e Noghianian (2019), propuseram o estudo de uma antena vestível compacta para aplicações na banda ISM em 5,8 GHz. A antena é uma combinação de uma antena

monopolo com um plano de terra constituído de Condutor Magnético Artificial (AMC, do inglês *Artificial Magnetic Conductor*), como ilustra a Figura 10. As investigações numéricas e experimentais revelaram que o desempenho do AMC integrado a antena foi robusto a respeito de deformações estruturais, tais como: curvatura, amassados e a carga do corpo humano. Além disso, constatou-se que a integração da estrutura AMC reduziu consideravelmente os valores de SAR para diferentes planos e cenários de curvatura, apresentando ainda uma performance superior quando comparada com uma antena monopolo convencional.

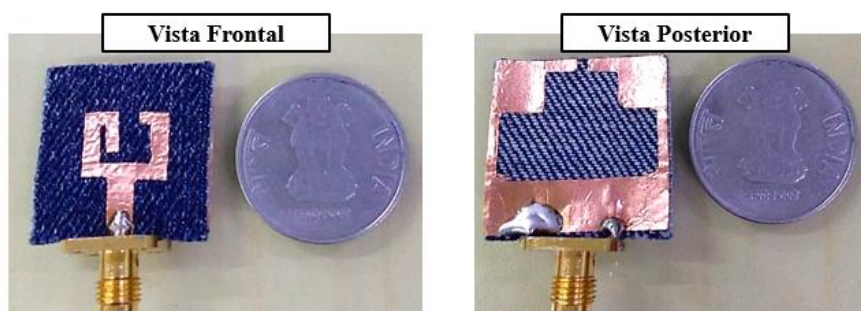
Figura 10: Antena vestível com plano de terra AMC.



Fonte: Adaptado de ALEMARYEEN e NOGHANIAN, 2019.

Yadav, et al. (2020), apresentaram uma antena planar de banda tripla feita com substrato têxtil para operar em WLAN (do inglês *Wireless Local Area Network*), na banda C e na banda X/Ku. O projeto desenvolvido por eles consistiu num patch e um plano de terra truncado separados por tecido para reduzir as perdas por ondas superficiais, como ilustra a Figura 11. O SAR calculado para essa antena teve um valor máximo de 1,8418 W/kg e 1,9190 W/kg nas frequências de 5,2 e 5,5 GHz, respectivamente, ficando abaixo de 2 W/kg em uma massa média de 10g, de acordo com o padrão IEEE C96.1:2005.

Figura 11: Antena têxtil com plano de terra truncado.



Fonte: Adaptado de YADAV, et al., 2020.

Atualmente, Mahmood, et al. (2021), propuseram uma antena têxtil de banda ultra-larga (UWB, do inglês *Ultra Wide band*) totalmente aterrada com o intuito de manter a SAR numa faixa aceitável. A antena estudada por eles foi alimentada usando um Guia de Onda Coplanar Aterrado (do inglês *Grounded Coplanar Waveguide, GCPW*) e uma transição de Guia de Onda Integrada ao substrato (do inglês *Substrate-Integrated Waveguide, SIW*), como ilustra a Figura 12. O bom desempenho da antena quando colocada num *phantom* de uma mama mostrou que ela é uma boa candidata para sistemas de monitoramento e imagem de câncer nessa região.

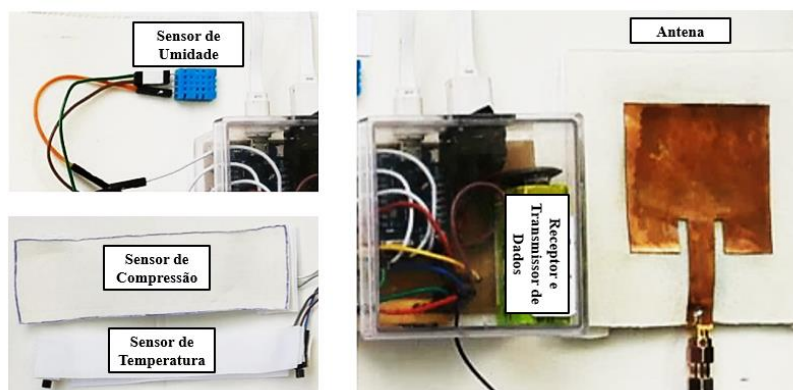
Figura 12: Antena têxtil com GCPW e SIW para monitoramento de câncer de mama.



Fonte: Adaptado de MAHMOOD, et al., 2021.

Sousa (2020), desenvolveu um sistema medição com biossensor para comunicação sem fio por meio do conceito e-têxtil e de protocolos da tecnologia WBAN na aplicação de monitoramento e cuidados de paciente sob risco de lesões por pressão, como ilustra a Figura 13. Nesse trabalho a antena têxtil foi projetada para operar em 2,45 GHz e foi estudo os efeitos de vários raios de curvatura provocariam no desempenho da antena. Ele constatou que as curvaturas não provocam deslocamento significativo da frequência de ressonância, porém, em alguns ocasionou uma diminuição do coeficiente de reflexão.

Figura 13: Sistema de sensoriamento têxtil para aplicações WBAN.

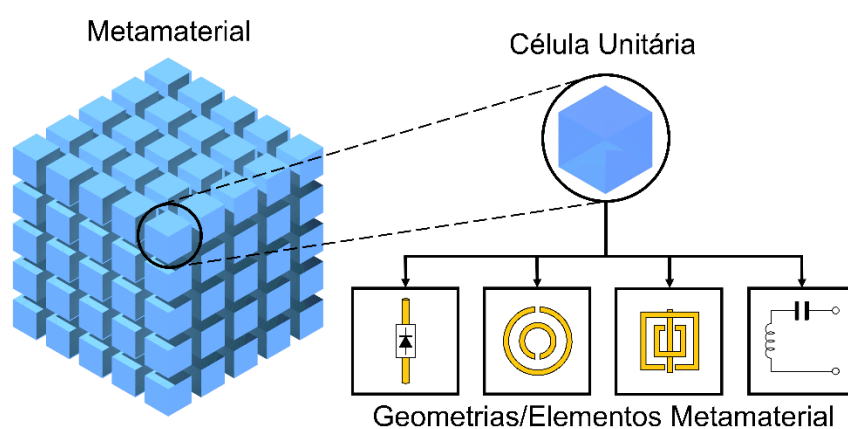


Fonte: Adaptado de SOUSA, 2020.

Capítulo 3: Metamateriais Têxteis

A definição de metamaterial é confusa e tem sido tema de discussão em diversos trabalhos (SIHVOLA, 2007; LAPINE e TRETAKOV, 2007; SOLYMAR e SHAMONINA, 2009). Em um conceito mais amplo, metamateriais podem ser considerados materiais criados artificialmente com propriedades eletromagnéticas particulares, não encontradas de forma natural. Atualmente, metamaterial é definido como um composto macroscópico de estrutura periódica ou não periódica, cuja função é devida à arquitetura celular e à composição química (CUI, SMITH e LIU, 2010). Nesse contexto, suas propriedades são obtidas a partir da estrutura da unidade e não dos materiais constituintes em si, além disso, quando eles possuem uma escala de heterogeneidade muito menor que o comprimento de onda de interesse, sua resposta eletromagnética pode ser expressa em termos de parâmetros de um material homogeneizado (CAI e SHALAEV, 2010), como ilustra a Figura 14 (LAPINE e TYAKOV, 2007).

Figura 14: Ilustração da definição de um metamaterial.

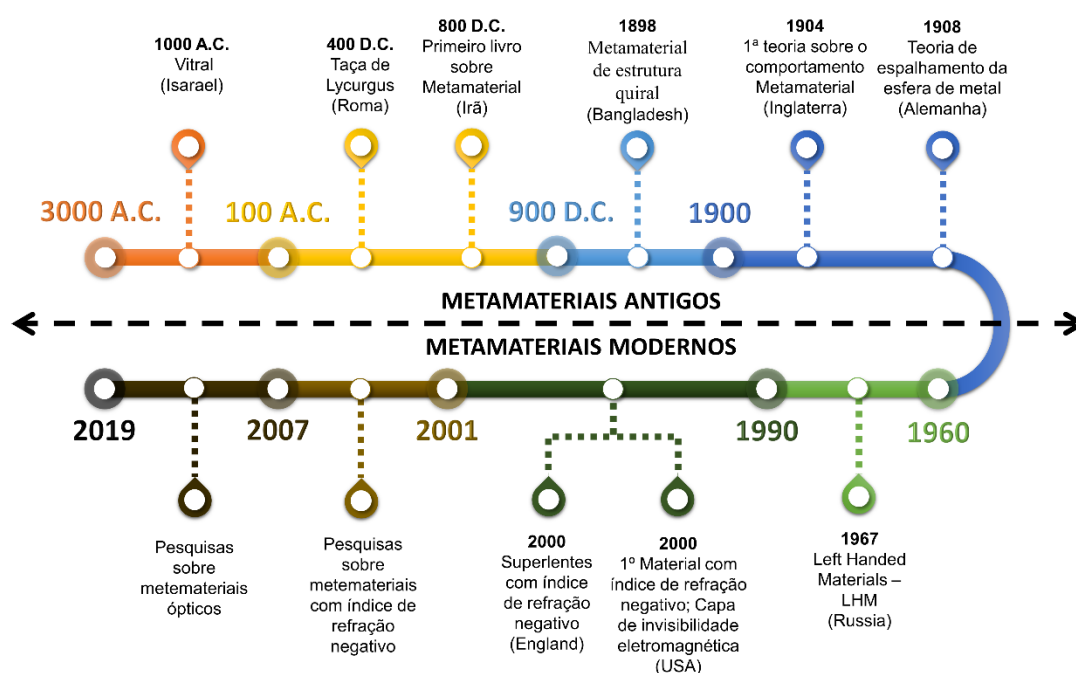


Fonte: Adaptado de LAPINE e TYAKOV, 2007.

É possível notar que a estrutura tridimensional de um metamaterial é constituída por várias células unitárias, que por sua vez, podem assumir diversas geometrias e serem compostas por mais de um elemento. A estrutura bidimensional equivalente de um metamaterial é denominada de metasuperfície ou metafilmes (HOLLOWAY, et al., 2012). Para os metamateriais com permissividade e permeabilidade negativas, vários nomes e terminologias são utilizados, como (SHARIF e NOUREEN, 2011): Meio com Índice de refração Negativo (NIM – *Negative Index Metalmaterials*) (SHALAEV, 2007; TENNANT, et al., 2019), Meio

de Ondas Invertidas (BWM – *Backward-Wave Media*) (TRETAKOV, 2005; POPOV et al., 2013), *Double-Negative Metamaterials* (DNM) (ZIOLKOWSKI, 2003; WANG, et al., 2019), Meio com Velocidade de Fase Negativa (NPV – *Negative Phase Velocity*) (LAKHTAKIA, MCCALL e WEIGLHOFER, 2003; MACKAY e LAKHTAKIA, 2019) e *Left-Handed Metamaterials* (LHM) (CHEW, 2004; JOHRI e PAUDYAL, 2010). A história dos metamateriais pode ser dividida em duas fases (metamateriais antigos e modernos), como mostra a Figura 15.

Figura 15: Linha do tempo dos metamateriais.



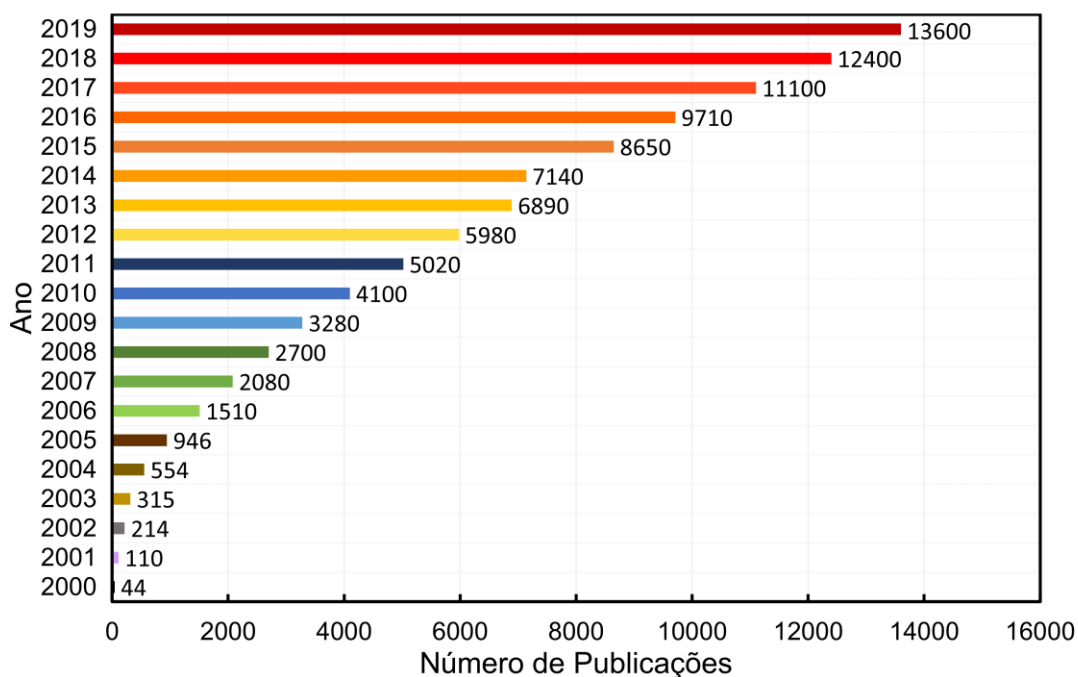
Fonte: Adaptado de DISET, 2013.

Segundo Diest (2013), não se conhece ao certo a origem dos metamateriais, mas as primeiras evidências desse tipo de material são os vitrais produzidos na região de Israel por volta de 1000 A.C. A combinação das quantidades de sílica e cal contidas na areia da região com outros elementos químicos (como bicarbonato de sódio, óxidos metálicos e carvão), além do calor do fogo, permitiam a obtenção de vidros com diferentes colorações (SASS, 1998). A taça de Lycurgus, produzida por volta de 400 D.C., foi fabricada a partir da mistura de vidro e partículas coloidais de ouro e prata, e é considerada um dos primeiros exemplos de metamaterial, pois sua coloração muda de acordo com a posição da fonte de luz incidente sobre ela (BARBER e FREESTONE, 1990).

No século 8 D.C., o alquimista mulçumano Jabir ibn Hayyan escreveu o primeiro livro sobre metamateriais, intitulado “O livro da Pérola Oculta” (do inglês, “*The Book of the Hidden Pearl*”). Nele eram documentados estudos relacionados ao controle da cor e técnicas de fabricação de vidro e pedras preciosas (AL-HASSAN, 2009). A primeira tentativa de desenvolver metamateriais modernos com estrutura de sub comprimento de onda, até onde se conhece, ocorreu no final do século XIX, quando, em 1898, Jagadis Chunder Bose conduziu o primeiro experimento de microondas em estruturas trançadas (ENGHETA e ZIOLKOWSKI, 2006). Bose utilizou pedaços de juta torcida em um esforço para desenvolver um material artificial de estrutura quirál (BOSE, 1898). Em 1904 e 1908, os trabalhos publicados respectivamente por, James Clerk Maxwell Garnett e Gustav Mie formaram as primeiras teorias matemáticas para tentar explicar o comportamento dos metamaterias (GARNETT, 1904; MIE, 1908). O físico inglês Garnett (1904) utilizou o modelo de Drudel para descrever o comportamento das cores no vidro quando utilizado nanopartículas de ouro e prata em sua composição. Já o físico alemão, Mie (1908) discutiu a teoria de espalhamento da radiação eletromagnética em esferas metálicas, permitindo calcular os parâmetros de espalhamento da luz incidente.

A década de 60 marcou o início da fase dos metamateriais modernos, e as principais contribuições nos fundamentos dos metamaterias foram realizadas no período de 1960 à 2000. Em 1967, o físico russo Victor Veslago, propôs a existência de materiais com índice de refração (η) negativo, isto é, com valores de permissividade elétrica (ϵ) e permeabilidade magnética (μ), simultaneamente, menores que zero (VESLAGO, 1967), denominando-os de *Left-Handed Materials* (LHM). Em 2000, o físico norte americano David Richard Smith e colegas, inspirados pelo trabalho de Veslago, fabricaram o primeiro material com índice de refração negativo, estruturado numa matriz de tiras de cobre e anéis partidos ressonadores em placas de circuito impresso (SMITH, et al., 2000). No mesmo ano, o físico britânico Sir John Pendry publicou o seu trabalho sobre como materiais com índice de refração negativo permitiriam o desenvolvimento de super lentes que operam em frequências da luz visível (PENDRY, 2000). Os trabalhos de Veslago, Smith e Pendry impulsionaram as pesquisas sobre metamateriais (SCHURIG, et al., 2006; LANDY e SMITH, 2013; WANG, et al., 2017; LEE, et al., 2017; ISLAM, et al., 2018; ZAID, E ABDULHADI e A DENIDNI, 2019; ABDULKARIM, et al., 2020) e nos anos seguintes as publicações nessas áreas aumentaram a cada ano, como mostra a Figura 16.

Figura 16: Número de publicações relacionadas a metamateriais de 2000 a 2019.

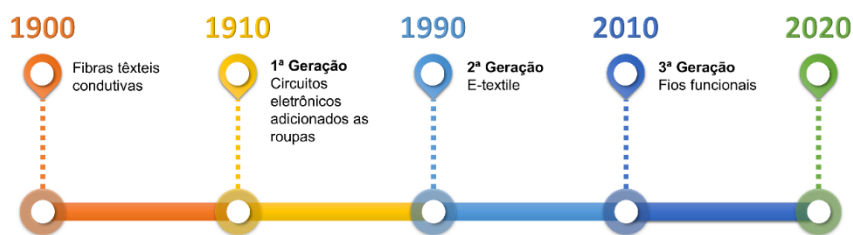


Fonte: Autoria própria.

O crescimento quase exponencial das pesquisas relacionadas a metamateriais nos últimos 19 anos (cerca de 96.343 publicações no total) ocorre sobretudo devido ao vasto potencial de aplicação desses materiais, tais como: sensores (LEE, et al., 2019; ISLAM, et al., 2019), antenas (KHURSHID, DONG E SHI, 2019; AL-BAWRI, et al., 2020), absorvedores (HOQUE, et al., 2018; ZHANG, et al., 2018), filtros (GIL, BONACHE e MARTIN, 2008; THUMMALURU e CHAUDHARY, 2017), tecidos (KILDAL, KISHK e SIPUS, 2007; DELL'ISOLA, et al., 2015), entre outras.

Simultaneamente as pesquisas sobre metamateriais, o desenvolvimento de novas técnicas de fabricação na área têxtil, assim como na área de materiais e dispositivos eletrônicos, contribuíram para criação de Tecidos Eletrônicos (E-Têxteis do inglês E-textile). Entre os séculos XX e XXI, diferentes formas de integração de eletrônica nos têxteis foram desenvolvidas, sendo divididas em três principais gerações (HUGHES-RILEY, DIAS e CORK, 2018). A Figura 17 ilustra a marcação cronológica do início dessas gerações.

Figura 17: Linha do tempo dos E-textiles.



Fonte: Adaptado de HUGHES-RILEY, DIAS e CORK, 2018.

Essas três gerações de E-têxteis representam uma forma de integração dos elementos eletrônicos nos tecidos. Cada método de integração influencia em propriedades têxteis, tais como o cisalhamento ou a flexibilidade do tecido, fatores que afetam a sua capacidade de estocagem e podem limitar suas aplicações.

É importante ressaltar que antes da criação dos E-Têxteis, também existiram muitos exemplos do uso de fibras condutoras na fabricação de tecidos, tais como a utilização de faixas de cabeça iluminadas no balé La Farandole em 1883 (GULER, GANNON e SICCHIO, 2016).

Na primeira geração, foram adicionados componentes eletrônicos ou circuitos a uma peça de vestuário. Em 1910, já existiam patentes relacionadas à têxteis eletrônicos para aquecimento corporal (HEFTER, 1910; CARRON, 1911). Contudo, a criação do primeiro MOSFET (Transistor de Efeito de Campo Semicondutor de Óxido de Metal) em 1960 (CHIH-TANG, 1988; DAWON, 1963), e a idealização do polímero condutor, por Heeger et al. em 1977 (SHIRAKAWA, et al., 1977), foram inovações fundamentais para alavancar o desenvolvimento dos e-têxteis. Posteriormente várias patentes foram registradas envolvendo técnicas de confecção de materiais têxteis para integração de dispositivos eletrônicos (DANILIN, et al., 1979; ROSS e STANLEY, 1968). Em 1979, o uso de eletrônicos baseados em transistor foi apresentado numa patente que descreve roupas iluminadas (MILLER e DALKE, 1979).

Na segunda geração, começaram a fabricar tecidos funcionais, com tecnologia da informação integrada, isto é, uma espécie de computação vestível (do inglês *wearable computing*), capaz de armazenar, processar ou transmitir dados. A inclusão da computação vestível é o que torna um E-têxtil um têxtil inteligente (do inglês *smart textile*). Em 1995, Wambach, desenvolveu uma luva com um circuito eletrônico integrado capaz captar os movimentos da mão do usuário e estabelecer comunicação com um computador, desempenhando a função de um mouse (WAMBACH, 1995). No final dos anos 90, Post et al.

(2001) registrou uma patente descrevendo como integrar dispositivos e circuitos a materiais têxteis.

Por fim, na terceira geração, melhorou-se o nível de integração de componentes eletrônicos, dando início aos trabalhos sobre fios (ou linhas) eletronicamente funcionais (JALILI, N. et al., 2005). As patentes registradas por Dias e Fernando em 2006 e Dias e Rathnayake em 2019 descreveram o encapsulamento de dispositivos semicondutores em fibras de fios têxteis (DIAS e FERNANDO, 2009; DIAS e RATHNAYAKE, 2019). Paradiso e Pacelli (2011), desenvolveram um eletrodo têxtil para sensoriamento de sinais biológicos utilizando linha condutiva (PARADISO, PACELLI, 2011).

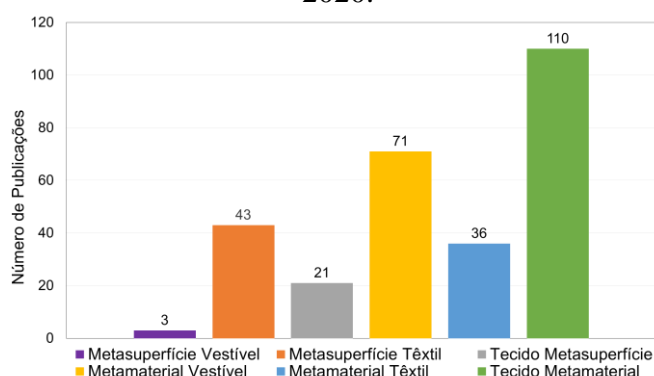
Os avanços tecnológicos na fabricação dos E-têxteis aumentaram as possibilidades de projetos e aplicações para estes tipos de dispositivos. Nesse contexto, as pesquisas sobre metamateriais têxteis começaram a surgir.

3.1 Histórico

Os metamateriais têxteis raramente foram relatados diretamente na literatura, principalmente devido a inconsistência na definição dos metamateriais e ao fato de quase todo material têxtil poder ser classificado como um metamaterial do ponto de vista estrutural (GREINKE, 2017).

Apesar dos metamateriais têxteis terem amplo potencial a ser explorado, o número de trabalhos publicados nos últimos 20 anos sobre esse tipo de material representa cerca de 0,2% quando comparado as pesquisas gerais publicadas sobre metamateriais no mesmo período. A Figura 18 ilustra o número aproximado de estudos publicados relacionados a metamateriais têxteis no período de 2000 a 2019.

Figura 18: Número de publicações relacionadas à metamateriais têxteis no período de 2010 a 2020.



Fonte: Autoria própria.

Embora a escalabilidade geométrica dos projetos de metamateriais os permita a capacidade de operar em várias faixas de frequência, muitas aplicações em terahertz para camuflagem (KIM, et al., 2019; XU e HUANG, 2019), sensores (LEE, et al., 2017; CHEN e FAN, 2017), superlentes (WONG, et al., 2017; HAXHA, et al., 2018), dispositivos fotônicos e optoeletrônicos (FENG, et al., 2019; URBAS, et al., 2016), e absorvedores perfeitos (OGAWA e KIMATA, 2018; LIN, et al., 2020), podem se beneficiar significativamente se forem mecanicamente flexíveis (WALIA et al., 2015).

As estruturas ressonantes fabricadas em substratos elásticos exibem alta sensibilidade a variações nos parâmetros estruturais, o que permite que pequenas mudanças nas dimensões sejam facilmente detectadas. Além disso, os metamateriais têxteis são flexíveis, fabricados com facilidade e interagem minimamente com as ondas milimétricas, uma vez que os materiais têxteis apresentam baixas perdas para faixa de frequência de gigahertz a terahertz (AFSAR, 1987; BJARNASON, et al., 2004; DUNAYEVSKIY, et al., 2007). A fraca interação da radiação com muitos materiais comuns, incluindo tecidos biológicos, o torna uma ferramenta popular para detecção (GHEBREBRHAN et al., 2014). Segundo Diaz (2009), o desenvolvimento de um tecido metamaterial para roupas pode não ser prático devido à sua deformabilidade, no entanto, o uso em estruturas de tecido mais estacionárias, como tendas, pode ser uma aplicação potencial para os metamateriais têxteis. A Figura 19 ilustra a linha do tempo com os principais acontecimentos relacionados aos metamateriais têxteis.

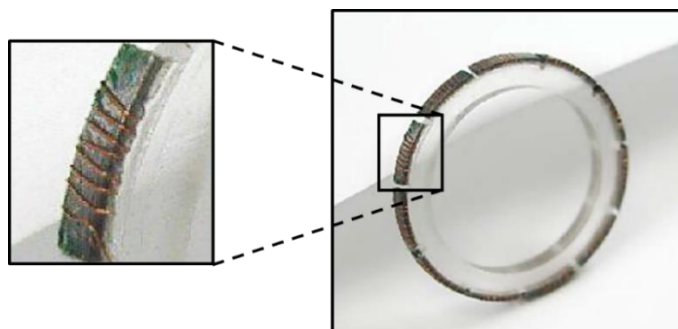
Figura 19: Linha do tempo dos metamateriais têxteis.



Fonte: Autoria própria.

Em 2005 houve a primeira tentativa de fabricação de um material com índice de refração negativo utilizando material têxtil. O trabalho escrito por Dudek et al. (2005), tratava sobre o desenvolvimento de um novo material magnético que os autores chamaram de *Inductive Textile Composite* (ITC). Os tecidos foram fabricados com fibras ferromagnéticas e fios condutores dispostos de forma a controlar os padrões indutivos, como ilustra a Figura 20. O material desenvolvido mostrou potencial para aplicações em altas frequências (UHF e VHF) devido à possibilidade de obter comportamentos muito ressonantes.

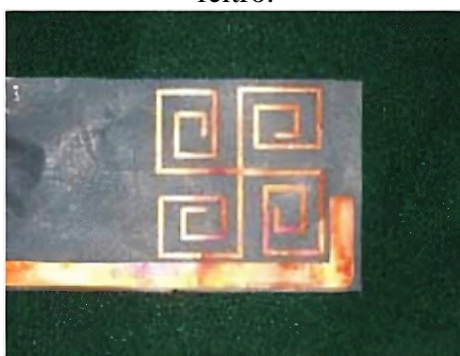
Figura 20: Detalhe de um Composto Têxtil Indutivo (ITC).



Fonte: Adaptado de DUDEK, et al., 2005.

Em 2008, SEAGER, et al. (2008) publicaram um dos primeiros trabalhos que integravam o conceito de metamateriais à uma antena com substrato têxtil. Eles projetaram uma antena planar espiral com arranjos metamaterial para frequência de 406 MHz, com o objetivo de obter uma antena puramente têxtil e compacta, como ilustra a Figura 21. Eles conseguiram mostrar que o padrão de antena em espiral pode ser implementado como um elemento em matriz metamaterial para proporcionar uma redução das dimensões da antena, controlar o desempenho da antena e minimizar a interação entre o usuário e o sistema de radiação.

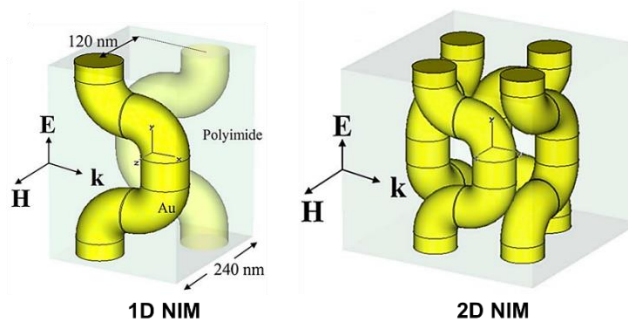
Figura 21: Protótipo de cobre para antena dipolo cruzada em espiral em um substrato de feltro.



Fonte: Adaptado de SEAGER, et al., 2008.

Em 2009, Diaz (2009) desenvolveu um método para modificar a refletância na faixa infravermelha próxima (de 230 THz a 430 THz) em tecidos usando automontagem coloidal de partículas de Poliestireno (PS) por forças eletrostáticas e convectivas. Os resultados desse trabalho mostraram que o tamanho das partículas que compõem as fibras do tecido, assim como o seu revestimento e corantes alteravam significativamente o comportamento da refletância do tecido. No mesmo ano, GÜNEY et al. (2009), apresentaram projetos de metamateriais fotônicos isotrópicos 1D e 2D, considerando condutores metálicos sinuosos numa estrutura interligada, que exibiu um índice de refração negativo em torno do comprimento de onda da comunicação óptica, como ilustra a Figura 22.

Figura 22: Célula unitária e configuração de campos incidentes para NIMs 1D e 2D.



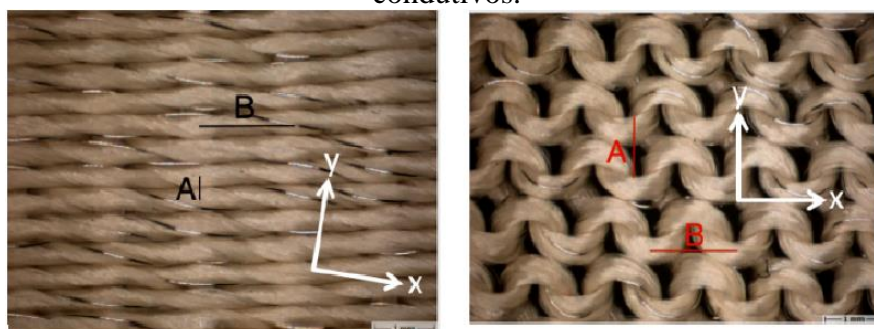
Fonte: Adaptado de GÜNEY, et al., 2009.

Em 2012, Chen (2012) propôs uma análise usando um modelo circuito de um circuito ressonante LC equivalente para metamateriais têxteis (para mais detalhes ver seção 3.4 Técnicas de Análise e Projeto). No seu estudo, Chen considerou fios metálicos inseridos num tecido plano sob a incidência de ondas eletromagnéticas na faixa de frequência de THz. Segundo ele, a incidência dessas ondas nos fios condutivos gera respostas indutivas e capacitivas devido as curvaturas que esses apresentam devido a técnica de tecelagem. Nesse contexto, a ressonância fundamental dos metamateriais têxteis pode ser caracterizada por um circuito ressonador LC equivalente, permitindo assim, um projeto mais adequado das geometrias de tecelagem com o intuito de melhorar o desempenho do material para diversas aplicações.

Em 2014, Ghebrebrhan et al. (2014), relataram um novo metamaterial têxtil. Eles fabricaram dois tipos de tecidos (malha e plano) a partir de fibra iCon - uma fibra de núcleo de índio revestida com Politereftalato de Etileno Modificado com Glicol (PETG) trançado com

fibras de multifilamento de polipropileno, como ilustra a Figura 23. As simulações e experimentos mostraram que era possível ajustar a frequência ressonância variando os parâmetros geométricos da estrutura dos tecidos (como o tamanho da laçada no caso do tecido de malha, e o espaçamento entre os fios de trama no caso do tecido plano). Além disso, para ambos os tipos de estrutura, foi possível uma sintonia ativa em tempo real em torno das frequências ressonantes, com destaque para o tecido de malha devido a sua elasticidade, onde o ajuste poderia ser realizado aplicando uma força na direção da coluna.

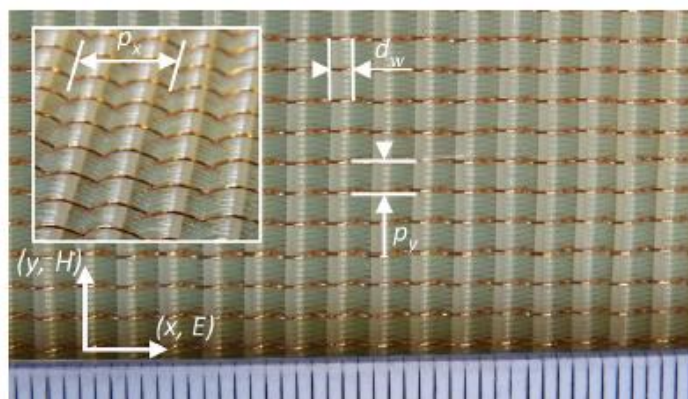
Figura 23: Tecido com estrutura plana (a esquerda) e de malha (a direita) feitos com fios condutivos.



Adaptado de: GHEBREBRHAN et al., 2014.

Em 2015 os principais trabalhos desenvolvidos sobre metamaterias têxteis foram relacionados a aplicações no controle de avanço de fase. BURGNIES, LHEURETTE e LIPPENS (2015), introduziram um tecido plano composto por fios metálicos de cobre e material diétrico como um metamaterial para manipulação de avanço de fase. Através de simulações numéricas eles mostraram que um par de fios metálicos sinuosos, dispostos em uma configuração de cima para baixo, pode ser um metamaterial têxtil com permissividade e permeabilidade simultaneamente negativas na faixa de frequência de 30 a 46 GHz. Além disso, eles observaram que o metamaterial tecido é insensível ao ângulo de incidência de ondas eletromagnéticas até cerca de 60° . No mesmo ano, BURGNIES, et al. (2015), publicaram um trabalho no qual fabricaram a metasuperfície têxtil simulada no trabalho anterior, como ilustra a Figura 24. Eles mostraram que um nível de transmissão quase-unitário pode ser alcançado abaixo da frequência magnética do plasma com um avanço de fase em um regime de propagação para o qual a permissividade e a permeabilidade efetivas exibem valores negativos. E ainda que é possível produzir um metamaterial têxtil insensível à polarização ao sobrepor duas metassuperfícies, com os fios metálicos tecidos, em direções ortogonais.

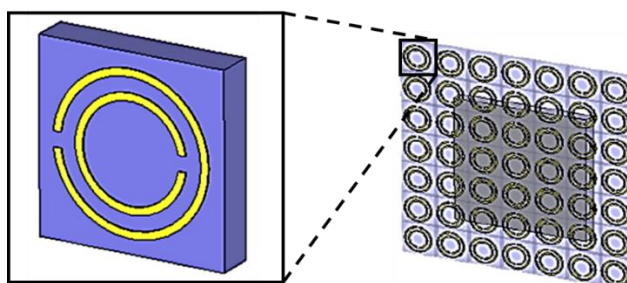
Figura 24: Foto de um tecido metasuperfície fabricado com fio de cobre esmaltado e fios dielétricos.



Fonte: BURGNIES, L. et al., 2015.

Em 2016, o foco dos estudos sobre metamateriais têxteis estava voltado para as metasuperfícies têxteis e as principais aplicações relatadas no período eram relacionadas a Superfícies Seletivas em Frequência (FSS) e controle de Seção Transversal do Radar (RCS). Nesse ano, Guan, Xiao, Shi e Wang (2016), conduziram um experimento de impressão de revestimento adesivo condutor para fazer amostras de superfície seletivas de frequência com base em tecido circular, no qual os resultados relevantes do experimento confirmaram a viabilidade e validade do estudo da superfície seletiva de frequência baseada em tecido. O artigo de autoria de Can e Yilmaz (2016), apresentava uma metassuperfície SRR baseada em têxtil projetada para ter uma faixa de frequência com permissividade negativa, a fim de reduzir a seção transversal do radar de uma placa de condutor perfeito (PEC), como mostra a Figura 25. Eles realizaram simulações via software e constataram que a utilização da metasuperfície têxtil em conjunto com a placa PEC ocasionou uma redução de 29% da RCS.

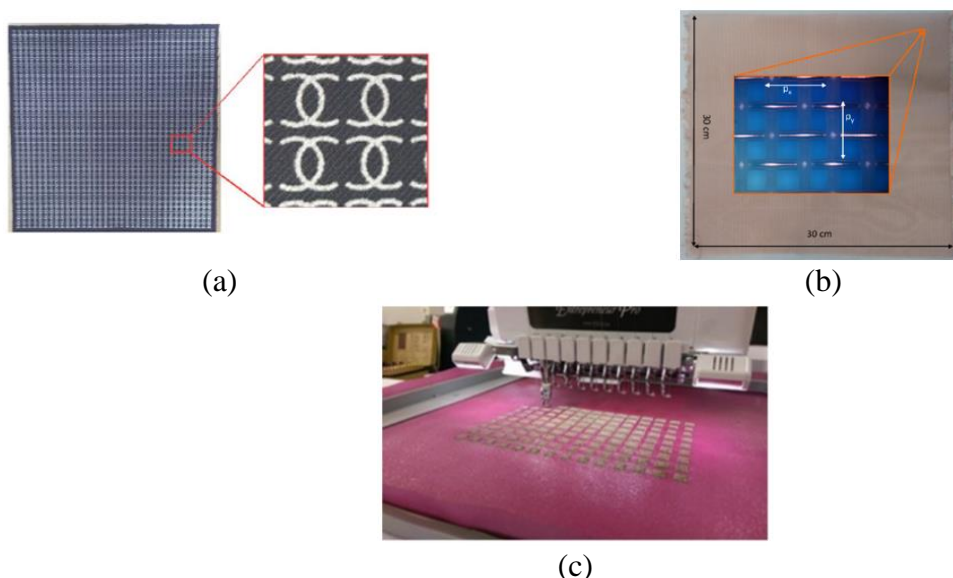
Figura 25: Tecido metasuperfície e detalhe da célula unitária SRR.



Fonte: Adaptado de CAN e YILMAZ, 2016.

Em 2017, várias técnicas para fabricação de metamateriais têxteis foram estudadas, entre elas destacam-se: serigrafia (LEE, KIM e LIM, 2017), tecelagem (HUPPÉ, et al., 2017) e bordado (BAUM, et al., 2017). A Figura 26, ilustra as técnicas de fabricação supracitadas. Em sua tese sobre investigação de tecnologias de fabricação e caracterização eletromagnética de metamateriais têxteis na faixa de frequência de microondas, Greinke (2017), apresenta resultados para essas e outras técnicas de fabricação como: deposição à vácuo, impressão a jato de tinta, folheação de prata, gravação química e a laser. Em seu trabalho, Greinke (2017) concluiu que o bordado digital é o meio mais promissor de incorporar metamateriais à superfícies têxteis, pois pode ser facilmente escalável em processos industriais automatizados, além de manter as funcionalidades de flexibilidade e conforto proporcionada pelos tecidos.

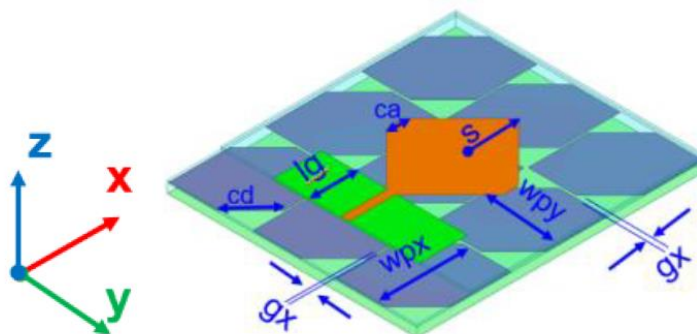
Figura 26: Diferentes técnicas de fabricação de metamateriais têxteis: (a) serigrafia, (b) tecelagem e (c) bordado.



Fonte: Adaptado de BAUM, et al., 2017; LEE, KIM e LIM, 2017; HUPPÉ, et al., 2017.

Em 2018, o avanço nos sensores biomédicos, implantados ou vestíveis, proporcionaram um crescimento da tecnologia WBAN (*Wireless Body Area Network*). Nesse contexto, surgiram os trabalhos sobre metamateriais têxteis com aplicações em WBAN. Martinez e Werner (2018), fizeram o projeto de uma robusta antena têxtil vestível com polarização circular baseada em metassuperfície, como ilustra a Figura 27. A antena proposta por eles, operava na banda ISM de 2,4 GHz e teve características de desempenho de ganho excepcional mesmo sob a faixa esperada de possíveis variações de material têxtil, sendo um candidato ideal para integração em uma peça vestível.

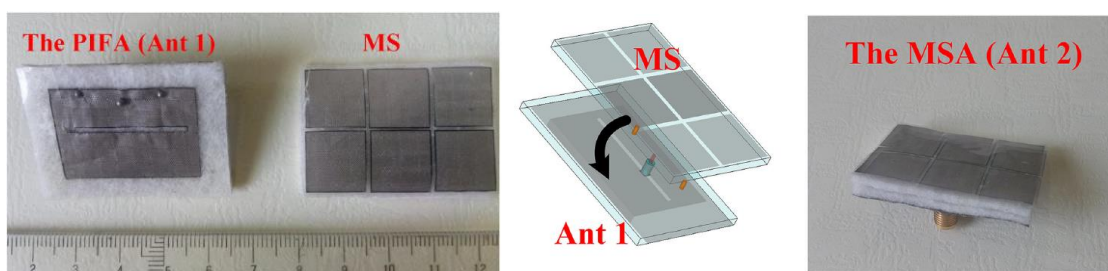
Figura 27: Antena têxtil com metasuperfície no plano de terra para aplicações em WBAN.



Fonte: MARTINEZ e WERNER, 2018.

No mesmo ano, GAO, et al. (2018), propuseram uma Antena Planar F Invertida (PIFA) com um superestrato de metasuperfície totalmente têxtil para aplicações em WBAN na frequência de 5 GHz, apresentada na Figura 28. A Antena Metasuperfície (MSA), como foi chamada, apresentou uma ampla largura de banda (940 MHz), tamanho reduzido, em média, em 75% se comparado a outras antenas que operam na mesma frequência, e ganho máximo de 6.7 dB. Além disso, os níveis de SAR (*Specific Absorption Rate*) para antena proposta ficaram abaixo dos padrões permitidos, reiterando a viabilidade para aplicações vestíveis.

Figura 28: Antena Metasuperfície (MSA) têxtil para aplicações em WBAN.

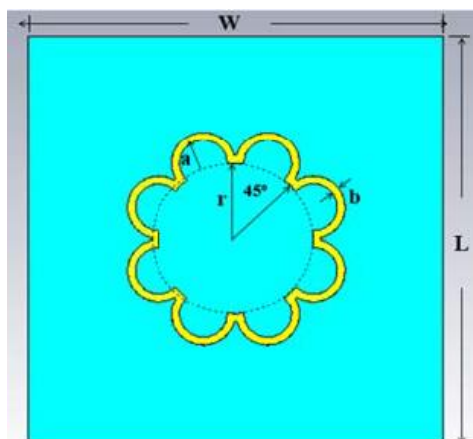


Fonte: Adaptado de GAO, et al., 2018.

Em 2019, as pesquisas relacionadas a metamateriais têxteis absorvedores foram o foco principal, uma vez que eles proporcionam uma absorção quase-perfeita. ISA, et al. (2019), propuseram uma estrutura floral baseada em um Metamaterial Absorvedor (MMAb) de geometria circular, apresentado na Figura 29, com o intuito de melhorar a capacidade de absorção. Como a aplicação apresentada necessitava de flexibilidade, o substrato têxtil foi escolhido. Através de simulações eles conseguiram uma capacidade de absorção de até 97% e

constaram que o MMAb estudado tinha alta capacidade de absorção independentemente do ângulo de polarização das ondas eletromagnéticas.

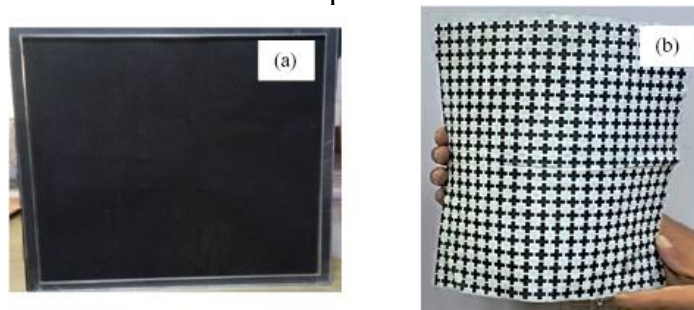
Figura 29: Absorvedor Metamaterial têxtil com geometria floral.



Fonte: ISA, et al., 2019.

Singh, et al. (2019), desenvolveram um metamaterial têxtil com absorção de microondas em banda larga usando a técnica de serigrafia com tintas condutoras comerciais em vários tipos de roupas, como ilustra a Figura 30. O metamaterial obteve mais de 90% de absorção de 7,39 GHz a 18 GHz. Bait-Suwailam, Almoneef e Alomainy (2019), apresentaram um estudo sobre um absorvedor eletromagnético têxtil reconfigurável baseado numa estrutura metamaterial conhecida, o Ressonador de Anel Dividido (SRR). Ele conseguiu a reconfiguração usando um circuito de polarização à diodo varicap, onde a estrutura proposta conseguiu alcançar até 99% de absorção do sinal na frequência de operação de 4,9 GHz.

Figura 30: Metasuperfície absorvedora impressa em têxtil: (a) plano de terra e (b) plano superior.



Fonte: SINGH, et al., 2019.

Atualmente, as pesquisas relacionadas aos metamateriais têxteis continuam (HUANG, et al., 2020; LIU, YOU e HATTORI, 2020), com destaque para as aplicações em dispositivos multibanda. Em um estudo publicado recentemente, Hao, et al. (2020), apresentam um Ressonador de Anel Dividido (SRR) circular com fendas no anel bordado numa antena têxtil multibanda, mostrado na Figura 31.

Figura 31: Antena SRR multibanda alimentada por um conector UFL.



Fonte: Adaptado de HAO, et al., 2020.

Eles concluíram que uma fenda em uma faixa sinuosa se comporta como uma linha de transmissão de dois fios e a ressonância ocorre em $\frac{1}{4}$ de onda. Além disso, mostraram que ao combinar dois anéis com fendas, o número de modos ressonantes aumenta, e múltiplas ressonâncias foram comprovadas experimentalmente por espectroscopia da impedância de entrada de uma antena de ressonador SRR.

3.2 Materiais e Técnicas de Fabricação

Desde a segunda geração dos e-textile, quando começaram a fabricar tecidos funcionais, as pesquisas sobre as características elétricas de materiais têxteis ganharam destaque (COTTET et al., 2003; LOCHER, et al., 2006; SHAMS, TAHSEEN e KISHK, 2016; BAL e KOTHARI, 2010). Para projetos de dispositivos que operam na faixa de microondas, o conhecimento de propriedades como permissividade, permeabilidade e condutividade elétrica são essenciais para projetar e simular estruturas metamateriais. De modo geral, os materiais utilizados no desenvolvimento de dispositivos têxteis podem ser divididos em dielétricos (tecidos, linhas bordáveis, tintas, filmes finos, adesivos – spray e térmico) e condutores (tecido condutivo, linhas bordáveis condutivas, tintas condutivas e fita condutiva adesiva) (GREINKE, 2017). A Tabela 1, apresenta os principais materiais dielétricos e condutores que foram utilizados nos

estudos sobre metamateriais têxteis nos últimos anos, assim como suas respectivas características elétricas.

Tabela 5: Propriedades elétricas de materiais dielétricos e condutores utilizados em metamateriais têxteis.

Material Dielétrico	Permissividade	Tangente de Perdas	Material Condutivo	Condutividade / Resistividade	Referência
Monofibra de poliamida revestida com verniz de poliuretano	4	0,07	Fio de cobre esmaltado com verniz de poliuretano	$58 \times 106 \text{ S/m}$	BURGNIES, et al., (2015)
Seda	4,5	Não informado	Tecido condutivo Zelt	$1,79 \times 105 \text{ S/m}$	CAN e YILMAZ (2016)
Tecido Comum (não especificado)	1,8	0,12	Tinta condutiva de prata – LOCATITE EDAG 47955 E&C	$5 \times 107 \text{ S/m}$	LEE, KIM, e LIM (2017)
Feltro (100% poliéster)	1,2	0,0013	Fio condutivo (Shildex 117/17 dtex)	$< 30 \text{ } \Omega/\text{m}$	MORADI, FERNÁNDEZ-GARCÍA e GIL (2018)
Tecido plano 100% Algodão	1,9	0,0580			MORADI, FERNÁNDEZ-GARCÍA e GIL (2019)
Feltro (100% Lã)	1,2	0,02	Tecido condutivo de nylon (Nora-Dell-CR Fabric)	$< 0,009 \text{ } \Omega/\square$	GAO, et al. (2018).
Jeans	1,7	0,02	Folha de Cobre	$58 \times 106 \text{ S/m}$	ISA, et al. (2019).
Sarja (100% Algodão)	1,5	0,02	Tinta condutiva (YSHEILD HSF74)	$\sim 3 \text{ } \Omega/\square$	SINGH, et al. (2019).
Tecido Plano de Trama Simples (100% Algodão)	1,6	0,04			
Esponja Dielétrica	1,06	0,041			
Borracha de Silicone	2,9	0,0001	Tinta condutiva de prata (JY30, Julong LTD - China)	$1 \text{ } \Omega/\square$	HUANG et al., 2020.
			Tinta condutiva de carbono (JELCON CH8, JUJO CHEMICAL CO LTD - Japão)	$250 \text{ } \Omega/\square$	

Fonte: Autoria própria.

Associado a cada tipo de material, estão as técnicas de fabricação e geometrias escolhidas para o desenvolvimento dos metamateriais têxteis. A escolha da técnica de fabricação de metamateriais têxteis está diretamente associada às características requeridas na aplicação (tais como, faixa de frequência e localização do dispositivo), mas em geral, possuem limitações de acordo com as técnicas utilizadas na indústria têxtil, tais como: bordado, serigrafia, malharia e tecelagem. A Tabela 2, apresenta as principais técnicas de fabricação e geometrias utilizadas nas pesquisas relacionadas aos metamateriais têxteis.

Tabela 6: Principais geometrias e técnicas de fabricação utilizadas em metamateriais têxteis.

Geometria	Técnica de Fabricação	Faixa de Frequência	Referência
Arranjo de Quadrados	Tecido condutivo fixado com adesivo	5 GHz – 7 GHz	GAO, et al., 2018
SRR Quadrado	Bordado	1,2 GHz – 3 GHz	MORADI, FERNÁNDEZ-GARCÍA e GIL, 2018.
SRR Circular		1,5 GHz – 5 GHz	HAO, et al., 2020.
Channel logo Cruz	Serigrafia	8 GHz – 14 GHz	LEE, KIM e LIM, 2017.
		2 GHz – 18 GHz	SINGH, et al., 2019.
Laçada (Malha)	Máquina de malha circular	10 GHz – 110 GHz	GHEBREBRHAN, et al., 2014.
Fio curvo (Tecido plano)	Tecelagem Manual	10 GHz – 40 GHz	BURGNIES et al., 2015.
	Tear automático	300 GHz – 700 GHz	HUPPÉ, et al., 2017.
		300 GHz – 700 GHz	BURGNIES et al., 2018.

Fonte: Autoria própria.

Cada técnica possui características específicas que devem ser levadas em consideração. A serigrafia, por exemplo, consegue reproduzir geometrias complexas com precisão, contudo, trabalhos realizados nessa área mostram que quando as amostras de tecidos pintadas são submetidas a lavagem, compressão e expansão, surgem fissuras na tinta, criando descontinuidade na geometria e descaracterizando o projeto inicial (LOCHER e TRÖSTER, 2007). As técnicas que utilizam fios são as mais indicadas para compor dispositivos cuja aplicação exija resistência e flexibilidade, porém não muita complexidade de geometria ou dimensões muito pequenas.

Segundo Moradi, Fernánadez-García e Gil (2018), um alto nível de fixação deve ser alcançado entre as camadas metálicas e os substratos têxteis para que se mantenha o conforto do usuário e esteja em conformidade com os regulamentos de saúde relativos à Taxa de Absorção Específica (SAR – *Specific Absorption Rate*). Nesse contexto, o bordado é a técnica de integração mais avançada para substratos têxteis, porque as máquinas de bordar permitem repetibilidade e, produção em massa de roupas e designs personalizados em termos de distribuição de linhas com uma resolução menor que 1 mm.

É importante destacar que de acordo com a aplicação e faixa de frequência utilizada, a precisão na confecção dos dispositivos se torna um parâmetro importante, já que o comprimento de onda e interação com o meio varia de acordo com a frequência de operação do dispositivo projetado. A frequência de ressonância (ou operação) de uma antena é inversamente proporcional ao seu tamanho, isto é, quanto maior a frequência, menor as dimensões físicas dessa antena. Dessa forma, um erro absoluto constante nas dimensões de um dispositivo devido a técnica de fabricação escolhida, afetará proporcionalmente mais, dispositivos que trabalham em frequências maiores, já que esses serão menores.

3.3 Técnicas de Caracterização

O conhecimento à cerca das propriedades mecânicas e elétricas de um material é essencial para o desenvolvimento de dispositivos mais eficientes e que se adequem melhor a aplicação proposta. As técnicas de caracterização elétrica dos materiais têxteis podem ser divididas, basicamente, em duas classes: Ressonantes (tais como, o método da sonda coaxial, anel ressoador de microfita, perturbação da cavidade e *pacth* de microfita sensor ou ressoador); e Não-Ressonantes (método das placas paralelas, espaço livre e linha de transmissão) (LOSS, 2017).

As propriedades eletromagnéticas (permissividade, permeabilidade e índice de refração) de um metamaterial podem ser estimadas usando os coeficientes de transmissão (S_{21}) e reflexão (S_{11}). Dessa forma, teoricamente, qualquer método de medição adequado que permita a extração desses parâmetros pode ser utilizado para estimar essas propriedades do metamaterial. No entanto, dependendo do tipo de metamaterial (3D ou 2D) e de sua aplicação (faixa de frequência e finalidade), existem algumas restrições com relação ao método utilizado.

Os métodos de espaço livre, são os mais utilizados para caracterização de metamateriais têxteis e dispositivos que utilizam esses materiais (GHEBREBRHAN, et al., 2014; LEE, KIM e LIM, 2017; HUANG, et al., 2020), pois permite a medição de amplas faixas de frequência e não interfere na amostra do material (o equipamento não entra em contato diretamente com o material a ser analisado), fazendo com que o preparo da amostra para medição através destes métodos seja mais simples quando comparado a outros métodos (cavidades ressonantes, por exemplo) que exigem que o material seja moldado com precisão e dimensões específicas (GONÇALVES, 2012).

Metamateriais com índice de refração negativo geralmente operam em faixas de frequência superiores a 10 GHz, por isso é mais comum ver trabalhos que demonstrem essas propriedades por meio de simulação computacional ao invés de medições. A Tabela 3 mostra algumas das propriedades de metamateriais têxteis desenvolvidos na literatura.

Tabela 7: Principais propriedades eletromagnéticas dos metamateriais têxteis e seus métodos de caracterização.

Metamaterial	Método de Caracterização	Índice de Refração	Permeabilidade	Permissividade	Faixa de Frequência	Referência
Entrelaçamento Tecido Plano	Espaço Livre	-2,2	$\mu_{\text{eff}} = -2,4$	$\epsilon_{\text{eff}} = -2,4$	25 GHz	BURGNIES, et al., 2015.
SRR em Tecido Plano	Simulação	-	-	$\epsilon' = -150$ $\epsilon'' = 390$	13,26 GHz	CAN e YILMAZ, 2016.
Entrelaçamento Tecido Plano	Simulação	-2 a -0,5	$\mu_{\text{eff}} = -5$ a 3	$\epsilon_{\text{eff}} = -8$ a -1	30 – 46 GHz	BURGNIES, LHEURETTE e LIPPENS, 2015.
Arranjos de Quadrados	Simulação	-	$\mu' = 1,4$ $\mu'' = 0,3$	$\epsilon' = 14$ a 17 $\epsilon'' = 2$ a 5	5 – 7 GHz	GAO, et al., 2018.

Fonte: Autoria própria.

É importante ressaltar que dependendo da aplicação, os parâmetros obtidos na caracterização são outros, tais como os coeficientes de reflexão e transmissão, e a impedância do sistema (LEE, KIN e LIM, 2017; SINGH, et al., 2019; HUANG et al., 2020). A maioria dos trabalhos com metamateriais têxteis utilizam geometrias de metamateriais conhecidas (tais como, SRR circular e quadrada), e por essa razão, não apresentam a caracterização dessas estruturas. É mais comum os trabalhos caracterizarem o dispositivo que utiliza o metamaterial têxtil de acordo com aplicação e comparar se houve ou não melhorias com a sua adição (CAN e YILMAZ, 2016; MORADI, FERNANDEZ-GARCÍA e GIL, 2018; BAIT-SUWAILAM, AMONEEF e ALOMAINY, 2019).

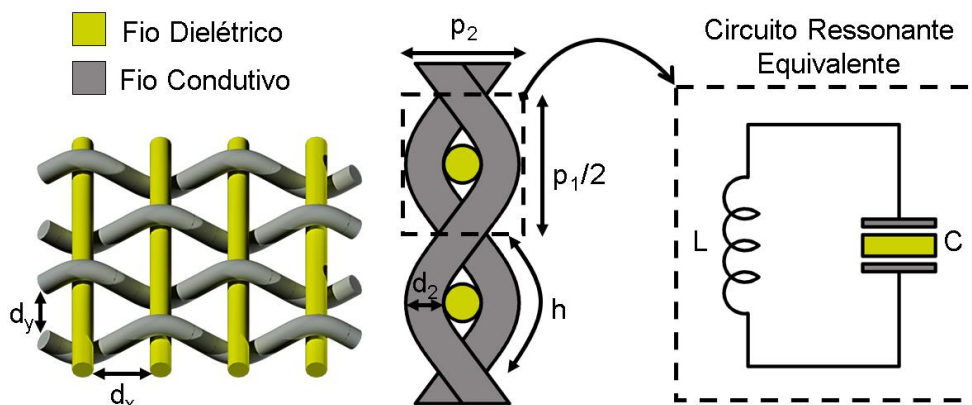
3.4 Técnicas de Análise e Projeto

As técnicas de análise e projeto dos metamateriais têxteis derivam de modelos de circuito equivalente, muito similares as já existentes para os metamateriais (CALOZ e ITOH, 2006; HAO e MITTRA, 2008; MARQUÉS, MARTIN e SOROLLA, 2007). Em trabalhos cuja geometria utilizada é inspirada em metamateriais já conhecidos, as equações de projeto utilizadas são as mesmas, tais como a SRR (MICHALAK, et al. 2009; MORDI, FERNÁNDEZ-GARCÍA e GIL, 2018). A discordância entre os resultados simulados e calculados quando em comparação com os medidos para esses projetos são em torno de 3%, o que implica numa boa concordância da metodologia de projeto utilizada.

O primeiro trabalho a relatar um equacionamento específico para metamateriais têxteis que foram desenvolvidos a partir da técnica de tecelagem foi o de Chen (2012). Em seu trabalho, Chen propôs que a ressonância fundamental dos metamateriais têxteis pode ser caracterizada por um circuito ressonador LC equivalente, apresentado a relação desses parâmetros elétricos

com as dimensões físicas do metamaterial. A Figura 32 mostra a geometria modelada por Chen (2012).

Figura 32: Perspectiva e vista lateral de um tecido plano, e seu circuito equivalente proposto.



Fonte: Adaptado de CHEN, 2012.

De acordo com Chen (2012), é possível calcular a capacitância e indutância efetivas (C_{eff} e L_{eff}) para esse material de acordo com as Equações 1 e 2.

$$C_{eff} = \frac{\alpha(\epsilon_0\epsilon_i h d_2)}{p_1/2} \quad (1)$$

$$L_{eff} = \beta(\mu_0 \cdot 0,5 \left(\frac{p_1}{2} - d_2\right) h) / p_2 \quad (2)$$

Nas quais, α e β representam coeficientes que podem ser obtidos ajustando os resultados numéricos ou experimentais; ϵ_0 e ϵ_i , são, respectivamente, as permissividades do vácuo e do fio de material dielétrico; $p_1/2$, é a distância linear entre as duas pontas do fio curvo; h e d_2 correspondem, respectivamente ao comprimento do fio e ao diâmetro do fio curvo. Segundo Chen (2012), dependendo do valor de d_x a capacitância de acoplamento entre os fios próximos pode ser considerada adicionando-se uma capacitância em série ao circuito equivalente (para pequenas distâncias) ou desprezada numa primeira aproximação (para grandes distâncias).

A partir do modelo do circuito equivalente utilizado, é possível estimar a frequência de ressonância fundamental (f_{tex}) e o respectivo comprimento de onda (λ_{tex}), de um metamaterial têxtil com geometria de tecelagem utilizando as Equações 3 e 4 (CHEN, 2012).

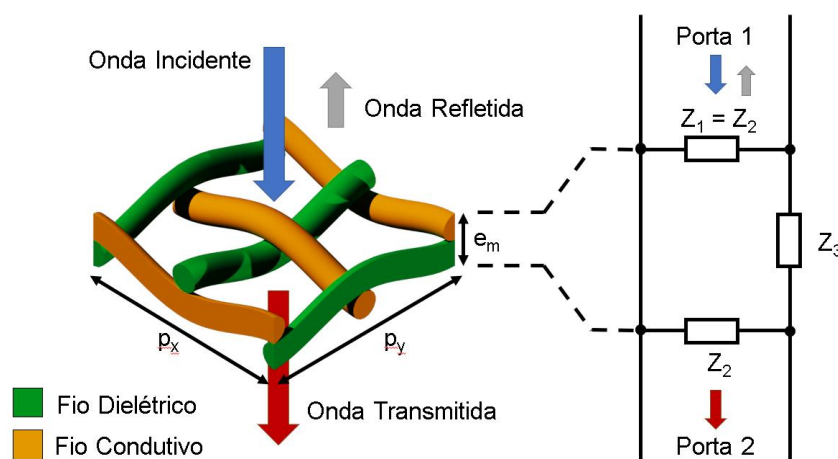
$$f_{tex} = \frac{\gamma}{\sqrt{\mu_0 \epsilon_0 \epsilon_i}} \frac{\sqrt{p_1 p_2}}{\sqrt{d_2 h^2 \left(\frac{p_1}{2} - d_2 \right)}} \quad (3)$$

$$\lambda_{tex} = \frac{h \sqrt{\epsilon_i}}{\gamma} \frac{\sqrt{d_2 \left(\frac{p_1}{2} - d_2 \right)}}{\sqrt{p_1 p_2}} \quad (4)$$

Nas quais γ é uma constante de ajuste, cujo valor aproximado, pode ser obtido por meio de resultados numéricos. É importante ressaltar que as limitações das técnicas na fabricação de fios e tecidos é um fator que delimita alguns parâmetros relacionados a geometria de tecelagem. Dessa forma, conhecendo-se a permissividade do material e a frequência de operação, é possível projetar um metamaterial têxtil e otimizar o seu design para aplicações específicas através das constantes de ajuste.

O modelo de linha de transmissão também já foi utilizado para estimar os parâmetros e comportamento dos metamateriais têxteis. Essa proposta de análise foi apresentada por Huppé et al. (2017) e Burgnies et al. (2018), que utilizaram um circuito π -equivalente para modelar as impedâncias que estão associadas a um metamaterial têxtil, como ilustra a Figura 33.

Figura 33: Célula unitária de um tecido plano e seu circuito pi-equivalente.



Fonte: Adaptado de e Burgnies et al., 2018.

Dessa forma, as impedâncias de superfície em cada um dos planos de entrada (Z_1 e Z_2) são consideradas, assim como o efeito da tecelagem que produz a rejeição (Z_3). Os parâmetros de coeficiente de reflexão (S_{11}) e coeficiente de transmissão (S_{12}), da matriz de espalhamento (S), podem ser utilizados para se obter as impedâncias equivalentes do metamaterial têxtil, como apresentado nas Equação 5 e 6 (BURGNIES, et al., 2018).

$$Z_3 = S_{12} \quad (5)$$

$$Z_1 = Z_2 = \frac{Z_3}{S_{11} - 1} \quad (6)$$

Cada impedância do circuito corresponde a um circuito RLC paralelo com frequência ressonâncias diferentes (exceto para Z_1 e Z_2 , que são iguais), sendo predominantemente indutivo abaixo da ressonância e capacitivo acima dela (BURGNIES, et al., 2018). Entre as frequências de ressonâncias de Z_1 e Z_3 , quando a parte imaginária de Z_1 é positiva, a de Z_3 é negativa, isto é, $Z_1 = L_1$ e $Z_3 = C_3$. Nesse momento, o metamaterial têxtil exibe um comportamento Left-Handed, funcionando como um filtro passa-alta, e um avanço de fase é produzido (HUPPÉ, et al., 2017). Na etapa de ressonância, em teoria, as perdas são zero e toda a onda incidente é transmitida, já que a parte resistiva é ínfima.

Segundo Burgnies, et al. (2018), a ressonância de Z_1 e Z_2 , não está diretamente relacionada com a frequência de ressonância do coeficiente de reflexão (f_{11}), pois na realidade, f_{11} envolve condição de casamento de impedância, que pode ser alcançada quando a impedância característica do circuito equivalente (Z_{meta}) for unitária, como apresentado na Equação 7.

$$Z_{meta} = \sqrt{Z_1 Z_3} = 1 \quad (7)$$

Como a parte real de Z_1 e Z_3 é praticamente igual a zero (exceto quando próximo da ressonância), tal condição de casamento de impedância só pode ocorrer quando $Im(Z_1) = -Im(Z_3)$ na banda de frequência que produz o avanço de fase. Em resumo, a frequência de rejeição (f_{z3}) corresponde a ressonância de Z_3 , enquanto a frequência f_{11} depende da ressonância de Z_1 e Z_2 (BURGNIES, et al., 2018).

Os parâmetros p_y e p_x são chamados de períodos, pois delimitam a região de uma célula metamaterial, que ao ser replicada, compõem o tecido, como ilustrado na Figura 8. As variações desses períodos influenciam nas frequências f_{11} e f_{z3} . Segundo Burgnies, et al. (2018), para projetar um metamaterial têxtil (com geometria de tecelagem), o período p_x pode ser selecionado de acordo com frequência de ressonância do coeficiente de reflexão requerida na aplicação (onde a transmissão é máxima), e a frequência de rejeição pode ser ajustada variando-se o período p_y .

Huppé et al. (2017), observaram ainda, que a sensibilidade da frequência de rejeição, para variações nos parâmetros p_x e p_y , é maior que a sensibilidade do máximo valor de

transmissão. Essa característica eletromagnética pode ser um parâmetro para selecionar a banda de frequência da blindagem eletromagnética. O conhecimento das interações das ondas eletromagnéticas com têxteis é de primordial importância para aplicações de segurança, como scanners corporais operando em THz, com o objetivo de detectar objetos perigosos escondidos sob a roupa (BURGNIES, et al., 2018).

3.5 Aplicações e Estudos Desenvolvidos

A tecnologia vestível é promissora, assim como a eletrônica têxtil que está envolvida no processo de confecção destes E-têxteis (TSOLIS, et al., 2014; TOKARSKA, 2016; DIAS, 2015). Os materiais têxteis possuem a elasticidade necessária para criar peças adaptáveis e esportivas, permitindo alta mobilidade e conforto aos seus usuários (HOLANDA, et al., 2017). Nesse contexto, os dispositivos têxteis são muito úteis em aplicações onde a rigidez dos dispositivos tradicionais é considerada uma limitação, tais como, roupas para uso militar (LIM, et al., 2014), para localização de pessoas através de Sistema de Posicionamento Global (*GPS – Global Positioning System*) e, na área biomédica, em circuitos para sensoriamento e monitoramento de sinais vitais (LIN e ITO, 2014).

Os metamateriais têxteis possuem características têxteis similares as dos materiais têxteis convencionais, uma vez que na maioria dos casos, é resultante da combinação de fibras têxteis dielétricas e condutivas. Como já visto em seção anterior, as técnicas de fabricação desses materiais são baseadas nas técnicas e maquinário já existente na indústria têxtil, o que faz com que a produção desses metamateriais possa ser escalável e comercializada. Dessa forma, é possível alcançar alta replicabilidade e controle nos parâmetros estruturais, sobretudo quando o processo é automatizado.

Nesse contexto, os metamateriais têxteis possuem uma ampla gama de aplicações, tais como, antenas têxteis para aplicações em redes próximas ao corpo humano (na frequência WBAN); absorvedores, para aplicações em blindagem seletiva; Controle de Propagação de Sinais, através de modificação na sua estrutura. As principais aplicações de estudos desenvolvidos estão listadas na Tabela 8.

Tabela 8: Aplicações de dispositivos metamateriais têxteis e faixas de frequência.

Dispositivo	Aplicação	Frequência	Referência
Antena Têxtil	Bandas L e S	1,8 GHz e 2,2 GHz	HAO, et al., 2019.
	WBAN	5 GHz	GAO, et al., 2018.
	ISM	2,4 GHz	MARTINEZ e WERNER, 2018.
Absorvedor	Banda X	10,8 GHz	LEE, KIM e LIM, 2017.
	Banda X	8,3 GHz – 10,25 GHz	HUANG, et al., 2020.
	Bandas C, X e Ku	7,39 GHz – 18 GHz	SINGH, et al., 2019.
Controlador de Avanço de Fase	Ondas Submilimétricas	500 GHz	HUPPÉ, et al., 2017.
	Banda K	25 GHz	BURGNIES et al., 2015.
Redutor de RCS	Banda Ku	13,26 GHz	CAN e YILMAZ, 2016.
Controlador de Propagação de Sinal	UHF	1,2 GHz – 3GHz	MORADI, FERNÁNDEZ-GARCÍA e GIL, 2018.
	WBAN	1 – 3 GHz	MORADI, FERNÁNDEZ-GARCÍA e GIL, 2019.

Fonte: Autoria própria.

Segundo Hao, et al. (2019), antenas têxteis projetadas para operar na faixa de 2,45 GHz, podem variar na prática, em torno de 1 GHz. Contudo, eles chegaram à conclusão que ajustando alguns parâmetros geométricos da Antena SRR têxtil bordada (gap e comprimento do dipolo), as frequências de ressonância podem ser modificadas para atingir a almejada.

Segundo Burgnies, Lheurette e Lippens (2015), as metasuperfícies têxteis são flexíveis e insensíveis ao ângulo de incidência das ondas eletromagnéticas, características que podem ser necessárias para aplicações que exigem curvaturas. Além disso, os autores sugeriram que este tipo de material pode ser aplicado para manipular a polarização de ondas eletromagnéticas ou fazer parte de dispositivos absorvedores quase perfeitos.

De acordo com Can e Yilmaz (2016), as metasuperfícies têxteis podem ser aplicadas em diversas áreas, tais como: projeto de radomes, redução da Seção Cruzada de Radares (RCS) e redução da Taxa de Absorção Específica (SAR). A redução de RCS é importante na indústria de defesa para aeronaves, mísseis, taques e navios, pois visa reduzir o campo eletromagnético disperso ao iluminar o objeto de interesse (CAN e YILMAZ, 2016).

Dependendo das fibras e estrutura, os materiais têxteis podem apresentar características como, hidrofília, elasticidade e flexibilidade, entre outras. Essas características tornam esses tecidos sensíveis a presença de umidade (HERTLEER, et al., 2010) e a deformações causadas por fatores externos (VIRKKI, et al., 2015). Nesse contexto, os metamateriais têxteis possuem grande potencial para aplicações como sensores que utilizam essas propriedades físicas como parâmetros de detecção, como por exemplo, aplicações para monitoramento de umidade de leitos hospitalares e de movimentos de pacientes (SOUSA, 2020).

Capítulo 4: Aplicações Biomédicas para Antenas

A engenharia biomédica é uma das áreas que está em constante desenvolvimento e suas realizações são crescentes no campo da instrumentação de laboratórios e análise computadorizada (PESTANA, 2016). Nesse contexto, o projeto de uma antena constitui uma das principais etapas na implantação de uma rede WBAN. Para comunicação de dados, algumas características são essenciais, tais como: largura de banda, a utilização do volume disponível, o acoplamento com os tecidos biológicos e a eficiência de radiação (CHOW, MORRIS e IRAZOQUI, 2013). Ultimamente, diversas antenas para aplicações médicas foram pesquisadas e descritas, bem como os principais desafios encontrados nessa aplicação, que inclui o diagnóstico e tratamento de várias doenças (KAUR et al., 2015; KIOURTI e NIKITA, 2012).

As principais aplicações das antenas na área biomédica são para o diagnóstico, tais como imagem de ressonância magnética, telemetria biomédica e endoscopia por cápsula sem fio; e para o tratamento, em hipertermia e terapia de coagulação por micro-ondas. Nas seções seguintes essas aplicações serão mais bem detalhadas.

4.1 Antenas para Diagnósticos

As antenas utilizadas para diagnóstico são comumente utilizadas em aplicações de Imagem por Ressonância Magnética (IRM) ou IRM Funcional (IRMF), telemetria biomédica e Capsula Endoscópica Sem Fio (CESF). Essas antenas podem ser classificadas em: antenas centradas no corpo, antenas implantáveis e antenas ingeríveis. A Tabela 7 apresenta as bandas de operação e as respectivas frequências mais utilizadas para cada tipo de antena.

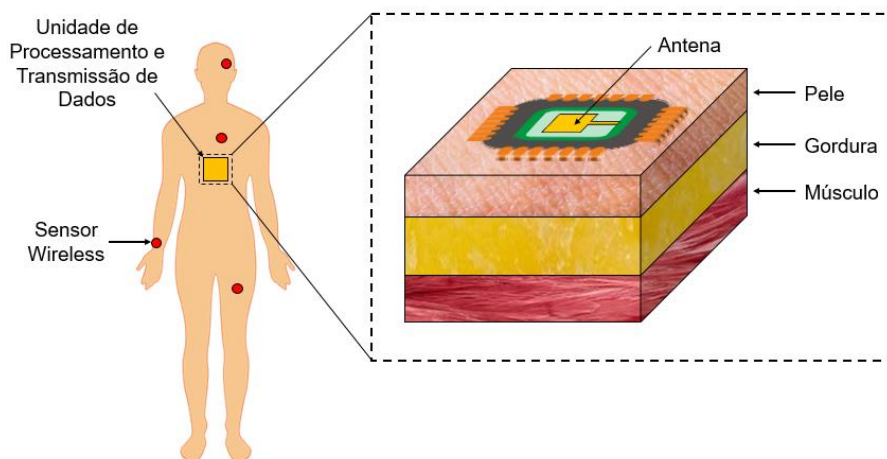
Tabela 9: Classificação de antenas aplicadas a diagnósticos na biomedicina e suas faixas de operação.

Antena	Banda	Frequências
Centrada no corpo	ISM	2,40 – 2,48 GHz
	UWB	3 – 6 GHz
	RFID	10, 403 e 868 MHz
Implantável	MICS	402 – 405 MHz
	ISM	2,40 – 2,48 GHz
Ingerível	MICS	402-405 MHz
	ISM	2,40-2,48 GHz
	WMTS	608-614 MHz, 1395-1400 MHz, 1427-1432 MHz
	-	40 MHz

Fonte: Adaptado de KAUR et al, 2015.

As antenas centradas no corpo são usadas no exterior do tronco humano, sobre três camadas de tecido (pele, gordura e músculo), como ilustra a Figura 34.

Figura 34: Antena centrada no corpo.

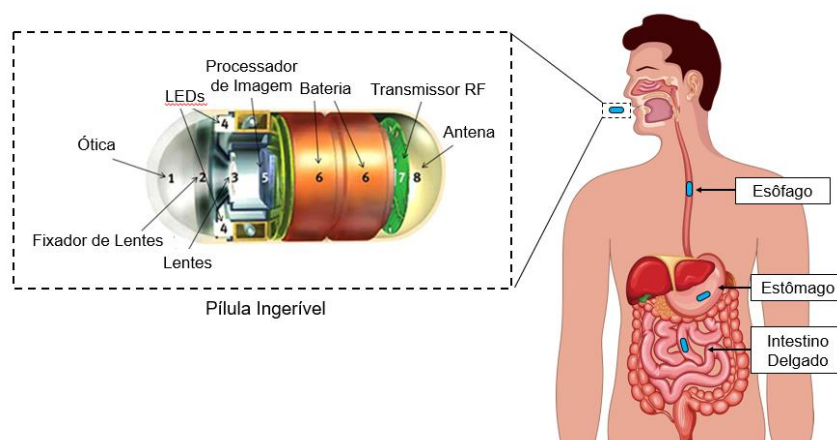


Fonte: Autoria própria.

Segundo Kaur et al. (2015), os principais requisitos de projeto para as antenas centradas no corpo são miniaturização e ganho de transmissão de dados suficiente para atender a distância requerida, reduzido acoplamento mútuo, e acoplamento maximizado entre a unidade central e a antena centrada no corpo.

As antenas ingeríveis se localizam dentro de uma cápsula que percorre o sistema digestivo e outras partes dos órgãos internos, diagnosticando cânceres relacionados ao sistema gastrointestinal (RAJAGOPALAN e RAHMAT-SAMII, 2012), como ilustra a Figura 35.

Figura 35: Antena ingerível.

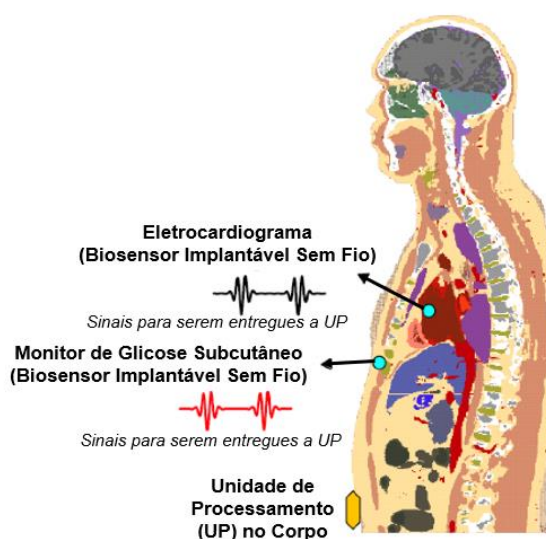


Fonte: Autoria própria.

No entanto, segundo Kiourti, Psathas e Nikita (2014) a particularidade do sistema alimentar restringe a utilização das técnicas de exame disponíveis atualmente (colonoscopia e endoscopia). A técnica não invasiva, através de cápsulas ingeríveis sem fio para endoscopia, permite a visualização de todo o sistema gastrointestinal, pois contém uma câmera de vídeo colorida, LEDs, transmissor de rádio sem fio, antena e bateria (DELVAUX, 2008).

As antenas implantáveis são utilizadas no interior do corpo humano, como mostra a Figura 36, para monitoramento contínuo da saúde, como por exemplo atividade cardíaca ou cerebral.

Figura 36: Antena implantada no corpo.

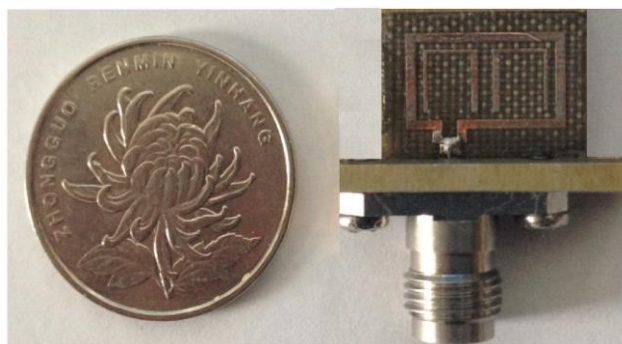


Fonte: Adaptado de KAUR, et al. 2015.

Essas antenas devem ser biocompatíveis, com o intuito de preservar a segurança do paciente e prevenir a rejeição do implante (CHAUHAN, CHAUHAN e KAUR, 2015). Para isso, as antenas implantáveis são revestidas com materiais dielétricos (Teflon, Alumina Cerâmica, Macor, etc), que além de preservar a biocompatibilidade, previne possíveis curtos circuitos na antena, pois isola as partes metálicas da condutividade presente nos tecidos humanos (KIOURT, PSATHAS e NIKITA, 2014). Além disso, sua geometria deve ser simplificada e suas dimensões reduzidas com o intuito de se adequar a implantação no corpo humano. Segundo Merli (2011), as antenas implantáveis devem ser caracterizadas, avaliando-se a perda de retorno e a eficiência de radiação, como também, estimar a performance dos canais de comunicação considerando limitações de máxima ERP (Potência Efetiva Radiada) e SAR (Taxa de Absorção de Energia).

Ur-Rehman et al. (2016), projetaram uma antena com baixo perfil para aplicações de antenas centradas no corpo, operando na frequência central de 60 Hz, como ilustra a Figura 37. A antena foi impressa numa placa de circuito impresso flexível e seu desempenho foi testado em ambientes de comunicação variados (no corpo, fora do corpo e corpo a corpo) por meio de simulação e posterior medição. A antena obteve uma largura de banda de 9,8 GHz e um ganho de 10,6 dBi na configuração fora do corpo (espaço livre) enquanto 12,1 dBi na configuração do corpo. Além disso, a antena alcançou uma eficiência de 74% no cenário fora do corpo e 63% no cenário corporal. A estrutura pequena e flexível da antena, juntamente com excelente compatibilidade de impedância, ampla largura de banda, alto ganho e boa eficiência, a tornam esta antena adequada para obter transmissão/recepção simultânea de dados em frequências de ondas milimétricas (5G) para aplicações centradas no corpo.

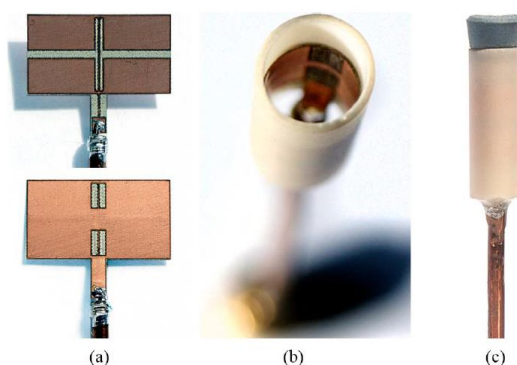
Figura 37: Protótipo fabricado da antena com alimentação através de conector SMA.



Fonte: Ur-Rehman et al., 2016.

Nikolayev et al. (2017), desenvolveram uma antena encapsulada ultraminiaturizada para operar numa frequência de 434 MHz, sendo imune a mudanças de impedância que podem ser causadas pela variação das propriedades eletromagnéticas do ambiente biológico circundante. A antena, mostrada na Figura 38, foi sintetizada e miniaturizada utilizando uma abordagem analítico-numérica híbrida e, em seguida, otimizada para se adaptar à superfície interna de um encapsulamento compatível de 17 mm de comprimento e 7 mm de diâmetro. O valor máximo medido do ganho da antena foi de $-19,6$ dBi. A antena proposta pelos autores contribui para o desenvolvimento de uma nova geração de dispositivos ingeríveis em miniatura que envolvem integração complexa e densa de sensores, lógica e fonte de energia.

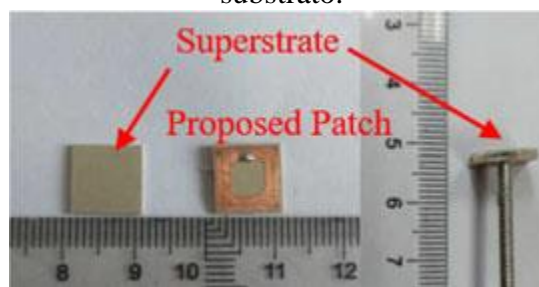
Figura 38: Protótipo da antena encapsulada: (a) Vista superior e inferior. (b) Encapsulamento de Alumina (c) Montagem final.



Fonte: NIKOLAYEV et al., 2017.

Yang et al. (2017), estudaram uma antena de patch implantável de banda larga circularmente polarizada de alimentação única capaz de operar a uma frequência de 2,4 GHz na banda ISM para aplicações biomédicas. A antena foi simulada em um modelo de camada única e apresentou uma impedância de 6,2% com uma largura de banda de 3 dB de 8,13%. Os experimentos foram realizados em gel e carne de porco para imitar a pele humana, utilizando a antena ilustrada na Figura 39. As impedâncias medidas foram de 5,45% e 5,69%, respectivamente. Além disso, ao configurar a antena projetada na carne suína, uma largura de banda de proporção axial de até 10% pode ser alcançada.

Figura 39: Antena implantável fabricada com superestrato e o espaço entre o superestrato e substrato.



Fonte: YANG et al., 2017.

4.2 Antenas para tratamento

Atualmente as antenas começaram a se tornar importantes ferramentas no tratamento de doenças, tais como o câncer (CHAKARAVARTHI e ARUNACHALAM, 2014). Elas são utilizadas em processos de terapias como a hipertermia e, conseqüentemente, auxiliam no aumento da eficácia da radioterapia e da quimioterapia. Outra aplicação, é a terapia de

coagulação por micro-ondas, essa terapia é usada para o tratamento do carcinoma hepatocelular (câncer de fígado) e envolve o aquecimento de hepatocélulas nos coágulos sanguíneos.

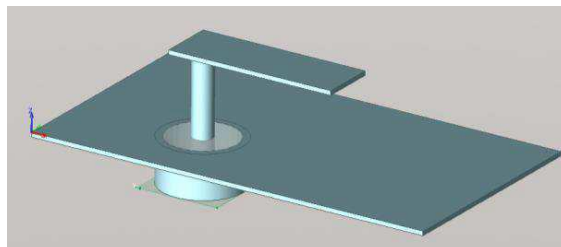
A hipertermia do câncer é um tratamento que utiliza a diferença de sensibilidade térmica entre o tecido normal e o câncer, visando aumentar a temperatura do tecido (entre 42°C e 45°C), seja localmente ou no corpo todo, para um nível terapêutico com o intuito de erradicar os tumores (WUST et al., 2002). Numerosos fatores podem afetar os resultados da hipertermia. Contudo, o principal problema na hipertermia, é a geração e controle do calor nos tumores. Métodos atuais de aquecimento incluem: o aquecimento de todo o corpo, utilizando cera quente, ar quente, ternos de água quente, ou radiação infravermelha; e aquecimento parcial do corpo, utilizando ultrassom, aquecimento sanguíneo, perfusão fluída, campos de Rádio Frequência (RF), ou micro-ondas (SETHI e CHAKARVART,2015). Na hipertermia RF, a temperatura final do tumor depende principalmente da deposição de energia. Quando o aquecimento Eletromagnético (EM) é usado, a deposição de energia é uma função complexa da frequência, intensidade e polarização dos campos aplicados, do tamanho e geometria do aplicador, como também do tamanho, profundidade, geometria e propriedades dielétricas do tumor (CHOU, 1995). O material, espessura e construção do bolus de arrefecimento também influencia na quantidade de deposição de energia.

A energia EM utilizada na hipertermia é usualmente classificada pela frequência como Energia de Microondas ou Energia RF. As Microondas ocupam a faixa de frequência EM entre 300 MHz e 300 GHz e a faixa de RF está entre 3 kHz e 300 GHz. Segundo Chou (1995), as frequências de micro-ondas comumente mais utilizadas na hipertermia são: 433 MHz, 915 MHz e 2,45 GHz, que são as frequências designadas para aplicações ISM (*Industrial, Scientific and Medical*) nos EUA e Europa. As frequências RF comuns são 13,56 MHz e 27,12 MHz, que também são amplamente utilizadas em diatermia (CHOU, 1995). Frequências maiores que 2,45 GHz não tem valor prático devido a sua penetração limitada. Em baixas frequências a penetração dos campos é funda, mas o aplicador deve ser grande e o foco é difícil. Apesar dessas limitações, os métodos de aquecimento EM tem se desenvolvido para hipertermia local, regional e no corpo inteiro.

Pisconte e Medina (2017), desenvolveram um protótipo de um aplicador com 16 antenas para tratamento de hipertermia na região de cabeça e pescoço. As antenas, ilustradas na Figura 40, foram projetadas para operar na frequência de 433 MHz. O *patch* foi submerso em água deionizada, que por sua vez, funcionou como substrato, proporcionando eficiência na radiação e o resfriamento da pele e da antena em si. O protótipo desenvolvido por eles se mostrou capaz

de fornecer amplitude e fase adequadas para funcionar como um sistema de aquecimento para diâmetros de pescoço de até 12 cm com um aumento de temperatura de 2,2°C por hora.

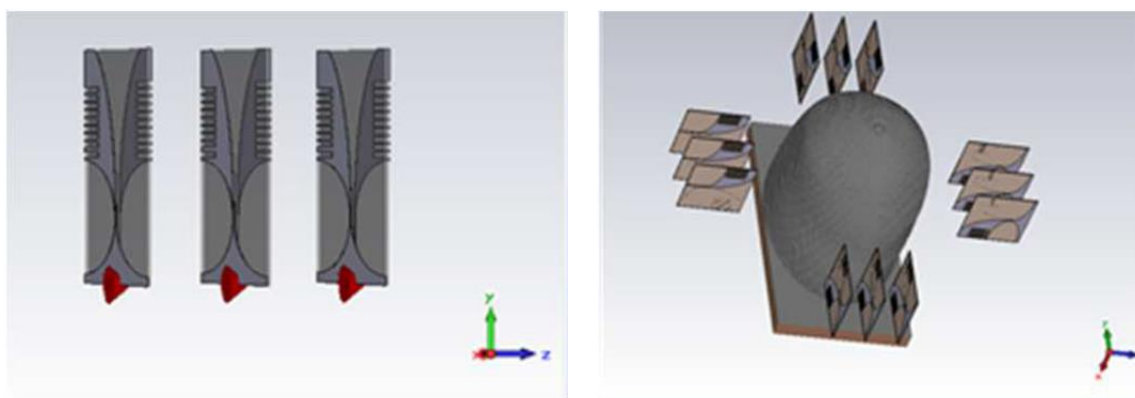
. Figura 40: *Patch* e Plano de Terra conectados por um conector SMA.



Fonte: PISCONTE e MEDINA, 2017.

Nguyen, Abbosh e Crozier (2015), estudaram um arranjo de antenas, como mostra a Figura 41, para tratamento de câncer de mama através de hipertermia por micro-ondas. Dois tipos de antenas foram utilizados nesse estudo: uma antena de ranhura cônica corrugada e uma antena quase-Yagi. A estratégia para hipertermia de micro-ondas eficaz foi utilizar a propriedade direcional dos arranjos para obter a distribuição máxima de campo elétrico no local de destino. A pesquisa apresentou que a frequência ótima para hipertermia da mama é de 3,5 GHz a 4,5 GHz, dependendo da densidade da mama.

Figura 41: Arranjo de antenas: (a) parcial e (b) completo.



(a)

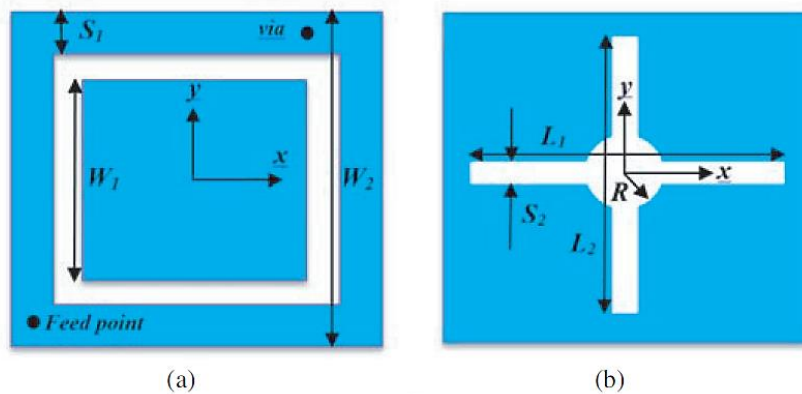
(b)

Fonte: Adaptado de NGUYEN, ABBOSH e CROZIER, 2015.

Younesiraad, Bemani e Nikmehr (2017), projetaram uma antena de anel quadrado com fenda dupla compacta para ser utilizada como aplicador de hipertermia no tratamento de células humanas cancerígenas em profundidades superficiais no interior do corpo. O substrato utilizado

para simulação e construção dessa antena foi o FR4 com $\epsilon_r = 4,4$ e espessura de 1,6 mm. A antena proposta, ilustrada na Figura 42, obteve operação de banda dupla nas frequências de 434 MHz e 915 MHz, sem desajuste de frequência significativo ou incompatibilidade de impedância, atendendo aos requisitos do padrão IEEE para aplicações médicas.

Figura 42: Antena de microfita compacta com patch anel quadrado: (a) vista frontal e (b) vista posterior.



Fonte: Younesiraad, Bemani e Nikmehr, 2017.

Capítulo 5: Materiais e Métodos

Neste capítulo será mostrado como se deram os procedimentos efetuados desde o projeto e fabricação dos metamateriais têxteis até os equipamentos e métodos utilizados nos testes das antenas com substrato metamaterial têxtil. A Figura 43 mostra de forma resumida as quatro etapas realizadas neste trabalho.

Figura 43: Etapas da metodologia utilizada neste trabalho.



Fonte: Autoria própria.

Na Etapa 1, houve seleção e caracterização elétrica dos materiais têxteis a serem utilizados. Visando a aplicação na faixa de frequência da tecnologia WBAN, os tecidos dielétricos foram escolhidos com base nos requisitos apresentados nas NBRs 13734:2016, 16064:2016 e 16693:2018, relativas a produtos têxteis para saúde. Os têxteis escolhidos, assim como as suas respectivas características têxteis estão dispostas na Tabela 10.

Tabela 10: Características têxteis dos tecidos selecionados.

Sigla	Estrutura do Tecido	Composição	Gramatura [g/m ³]	Espessura [mm]
TP_PES	Oxford (Tecido Plano)	100% Poliéster	150	0,34
TP_CO	Tricoline (Tecido Plano)	100% Algodão	130	0,31
TP_CO_PES	Tecido Plano	67% Algodão 33% Poliéster	100	0,43
TM_CO	Malha (Meia Malha)	100% Algodão	175	0,69
T3D_PUE_PA_PES	Bojo (Tecido 3D)	10% Elastano 40% Poliéster 50% Poliamida	500	2,5

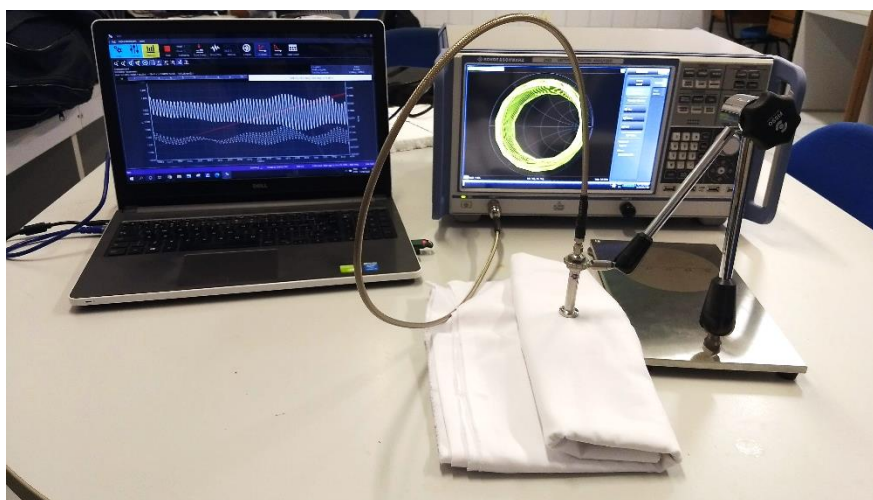
Fonte: Autoria própria.

Os tecidos planos são estruturas comumente mais utilizadas em aplicações na área da saúde, contudo, segundo a NBR 13734:2016, os requisitos de construção dos tecidos, tais como,

estrutura, composição e densidade, podem ser variados se estiverem em conformidade entre as partes interessadas e cumprirem outros parâmetros obrigatórios. O estudo proposto nesse trabalho foi desenvolvido em parceria com o setor de Malharia do curso de Engenharia Têxtil da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), o que possui maquinário e materiais para confecção de diversos tipos de tecido. Dessa forma, optou-se por utilizar um tecido de malha e outro estruturado tridimensionalmente, pois essas estruturas possuem, respectivamente, maior flexibilidade e adaptabilidade à formas e esforços externos, proporcionando maior conforto ao usuário.

A caracterização dos parâmetros elétricos de permissividade e tangente de perdas dos tecidos dielétricos foi realizada utilizando-se o método da sonda coaxial, onde utilizou-se um kit de avaliação dielétrica DAK 3.5 da Speag[®] acoplado a um Analisador de Redes Vetorial (ARV) modelo ZND da Rohde & Schwarz[®] como ilustra a Figura 44.

Figura 44: *Setup* utilizado para caracterização dos parâmetros elétricos das amostras têxteis.



Fonte: Autoria própria.

Os tecidos foram dobrados de tal forma que as amostras atingissem uma altura mínima de acordo com a Equação 7 (AGILENT TECHNOLOGIES, 2008), na qual considerou-se um valor de permissividade médio em torno de 1,5 para uma primeira estimativa com base nos valores encontrados na literatura (HOLANDA, 2016).

$$h = \frac{20}{\sqrt{|\epsilon'|}} \quad (7)$$

A Tabela 11 mostra o número de camadas utilizadas para medição dos parâmetros elétricos de cada amostra.

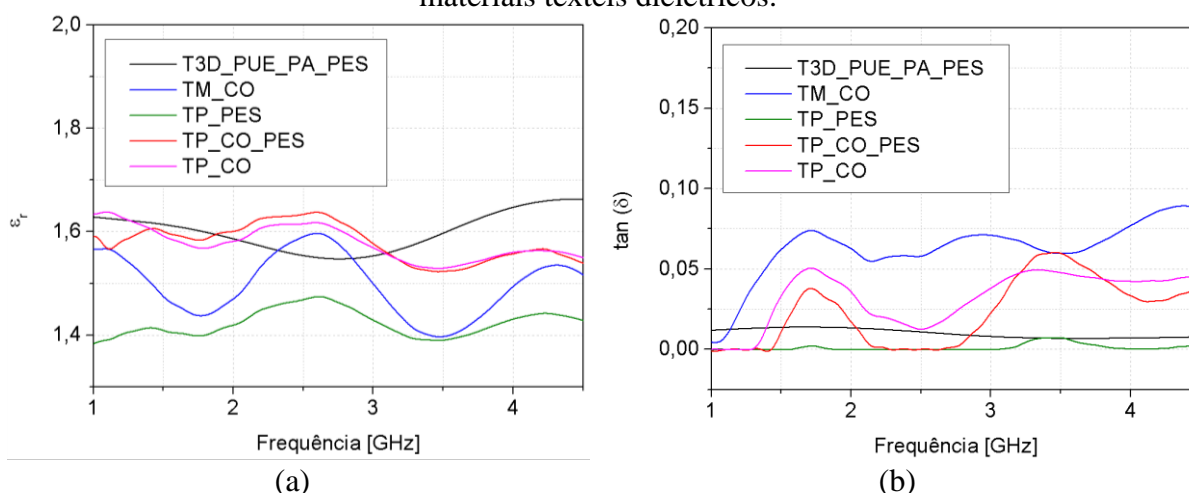
Tabela 11: Especificações das amostras utilizadas na caracterização pelo método da sonda coaxial.

Tecido	Espessura [mm]	Nº de Camadas
TP_PES	16,44	48
TP_CO	16,97	54
TP_CO_PES	17,00	40
TM_CO	16,68	24
T3D_PUE_PA_PES	17,50	7

Fonte: Autoria própria.

Os dados de permissividade relativa (ϵ_r) e tangente de perdas ($\tan \delta$) foram medidos na faixa de frequência de 1 – 4,5 GHz e posteriormente tratados utilizando-se técnicas de suavização de curva (*FFT filter*), sendo os resultados apresentados na Figura 45.

Figura 45: Resultados medidos de: (a) permissividade relativa e (b) tangente de perdas dos materiais têxteis dielétricos.



Fonte: Autoria própria.

As permissividades relativas dos materiais têxteis analisados ficaram abaixo de 2, comportamento já esperado devido a alta presença de ar nos tecidos, uma característica das estruturas têxteis. A Tabela 12 apresenta os dados estatísticos de média (\bar{X}), desvio padrão (σ) e Constante de Variação (*CV*) para as amostras na faixa de frequência medida.

Tabela 12: Dados estatísticos (média, desvio padrão e constante de variação) dos valores apresentados na Figura 35.

Tecido	ϵ_r			$\tan \delta$		
	\bar{X}	σ	CV	\bar{X}	σ	CV
TP_PES	1,4234	$\pm 0,0252$	1,77%	0,0013	$\pm 0,0020$	160,05%
TP_CO	1,5786	$\pm 0,0309$	1,96%	0,0328	$\pm 0,0158$	48,26%
TP_CO_PES	1,5798	$\pm 0,0345$	2,18%	0,0237	$\pm 0,0201$	84,82%
TM_CO	1,4563	$\pm 0,0654$	4,49%	0,0687	$\pm 0,0190$	27,62%
T3D_PUE_PA_PES	1,6083	$\pm 0,0375$	2,33%	0,0101	$\pm 0,0025$	25,03%

Fonte: Autoria própria.

É possível observar que para essa faixa de frequência, quanto menor a média da tangente de perdas, maior a variação desse parâmetro, isso pode ocorrer devido a sensibilidade do material ao efeito da pressão da sonda nos tecidos durante a medição. Já a variação do parâmetro de permissividade relativa ficou abaixo de 5% para todas as amostras, podendo ser considerado um substrato homogêneo e com permissividade quase constante para a faixa de frequência analisada.

Com o intuito de avaliar as modificações causadas apenas pelos materiais têxteis produzidos, optou-se por usar um material condutor já conhecido e muito utilizado em antenas planares tradicionais, o cobre. As partes condutivas das antenas foram feitas com uma folha de cobre, que é um material com baixíssima resistividade quando comparado aos outros materiais utilizados nas antenas deste trabalho. Os parâmetros dos materiais condutores utilizados nesse trabalho foram obtidos através das folhas de dados disponibilizadas pelos seus respectivos fornecedores e testes realizados (diâmetro do fio e resistência linear em corrente contínua). A Tabela 13, apresenta os materiais condutores utilizados nesse trabalho, assim como valores dos principais parâmetros associados.

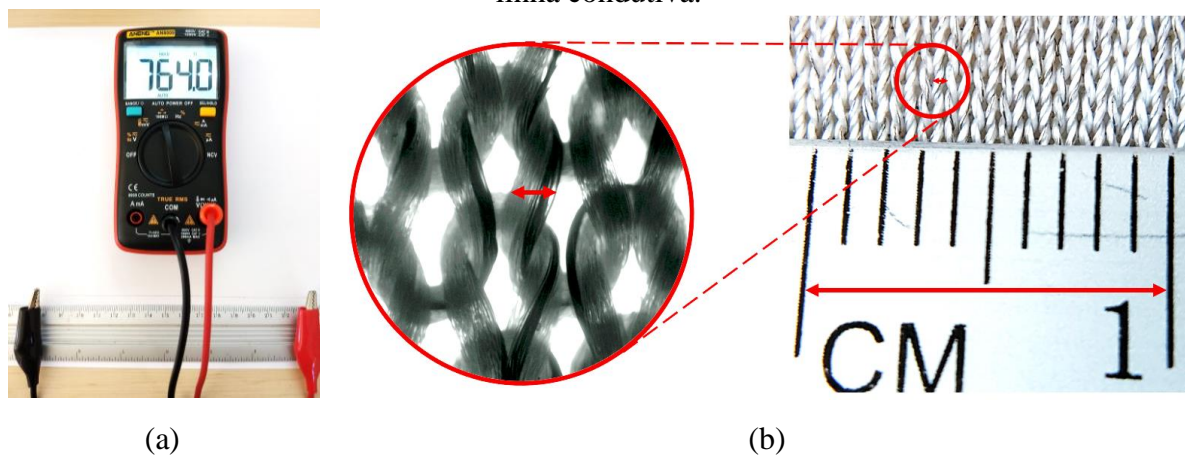
Tabela 13: Características dos materiais condutores utilizados neste trabalho.

Material condutor	Características
Linha condutiva Liberator 40 (Prata)	Resistência (em CC): 3,3 Ω /m Diâmetro do fio: 0,266 mm
Linha condutiva com Aço Inox	Resistência (em CC): 1,94 k Ω /m Diâmetro do fio: 0,270 mm
Folha de Cobre	Resistividade: $1,72 \times 10^{-8}$ Ω .m Espessura: 0,050 mm

Fonte: Autoria própria.

As características de resistividade e espessura do fio de aço inox foram obtidas, respectivamente, utilizando-se um multímetro digital da ANENG™ modelo AN8009, e uma escala encontrada a partir de imagem ampliada do tecido. A Figura 46, ilustra os testes realizados para obtenção desses parâmetros.

Figura 46: Procedimentos realizados para obtenção de: (a) resistência linear e (b) diâmetro da linha condutiva.



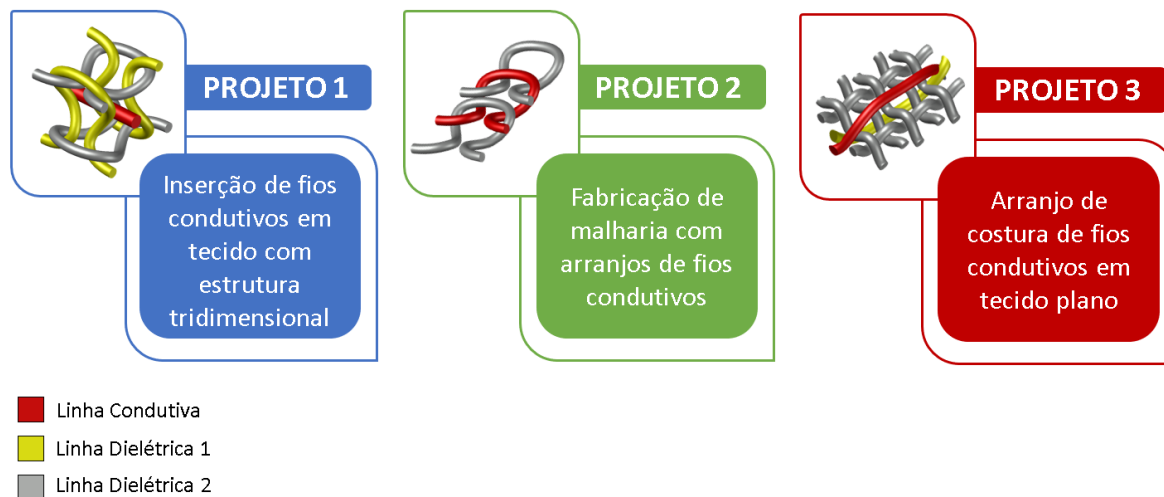
Fonte: Autoria própria.

Os fios condutivos foram escolhidos de acordo com a disponibilidade no laboratório de Engenharia Têxtil e de acordo com trabalhos na literatura (KIOURT e VOLAKIS, 2014; KHAN, RAAD e FOROUGH, 2020; KHAN, et al., 2021). Além disso, como já foi discutido na seção 3.2 do Capítulo 3, as linhas têxteis condutivas são o tipo de material mais indicado para compor um dispositivo vestível.

Na Etapa 2, os metamateriais foram projetados levando em consideração as equações de projeto apresentadas na seção 3.4 do Capítulo 3 e as limitações existentes na confecção desses têxteis. Além disso, na literatura há evidências de que filamentos condutores retilíneos dispostos paralelamente em um material homogêneo, com um tamanho e distância entre si inferiores a um décimo do comprimento de onda, possuem características metamaterial quando submetido a campos eletromagnéticos em determinadas frequências (MARQUÉS, MARTIN e SOROLLA, 2007; SIMOVSKI, et al., 2012). Dessa forma, realizou-se três projetos com o intuito de avaliar as várias possibilidades de confecção desses materiais, sendo elas: através da inserção direta de fios condutivos num tecido com estrutura 3D; utilizando a técnica de malharia no processo de confecção do tecido; e, costurando o fio condutivo em tecidos planos comerciais.

A Figura 47 ilustra de forma resumida os três projetos desenvolvidos e as respectivas geometrias estudadas. Os projetos serão descritos com detalhes nas seções posteriores.

Figura 47: Projetos desenvolvidos com linhas condutivas.



Fonte: Autoria própria.

Com as dimensões estimadas de acordo com as limitações das técnicas de fabricação têxteis utilizadas, foram simuladas células unitárias das geometrias propostas no HFSS[®] utilizando o método de *Floquet Port*. A partir dos valores dos coeficientes de transmissão e reflexão obtidos, foi realizado o cálculo indireto dos parâmetros elétricos (permissividade, permeabilidade, índice de refração e impedância) implementando as Equações 8 – 13 no Matlab[®] (NUMAN e SHARAWI, 2013).

$$Z = \pm \sqrt{\frac{(1 + S_{11})^2 - S_{21}^2}{(1 - S_{11})^2 - S_{21}^2}} \quad (8)$$

$$e^{i\eta k_0 d} = \frac{S_{21}}{1 - S_{11} \left(\frac{Z - 1}{Z + 1} \right)} \quad (9)$$

$$k_0 = \frac{2\pi f}{c} \quad (10)$$

$$\eta = \frac{1}{k_0 d} \left[\{Img[\ln(e^{i\eta k_0 d})]\} - iReal[\ln(e^{i\eta k_0 d})] \right] \quad (11)$$

$$\varepsilon = \frac{\eta}{Z} \quad (12)$$

$$\mu = \eta Z \quad (13)$$

De acordo Numan e Sharawi (2013), é possível calcular o valor da impedância do material (Z) a partir dos dados simulados de coeficiente de reflexão (S_{11}) e transmissão (S_{21}). Conhecendo o valor da maior dimensão da célula unitária (d), assim como o valor do comprimento de onda no espaço livre (k_0), é possível encontrar os valores do índice de refração complexo do material (η) e, conseqüentemente, a permissividade (ϵ) e a permeabilidade (μ) efetivas em cada frequência (f). É importante ressaltar que a Equação 11 só é válida se a maior dimensão da célula unitária for menor que um sexto do comprimento de onda na frequência de solução escolhida.

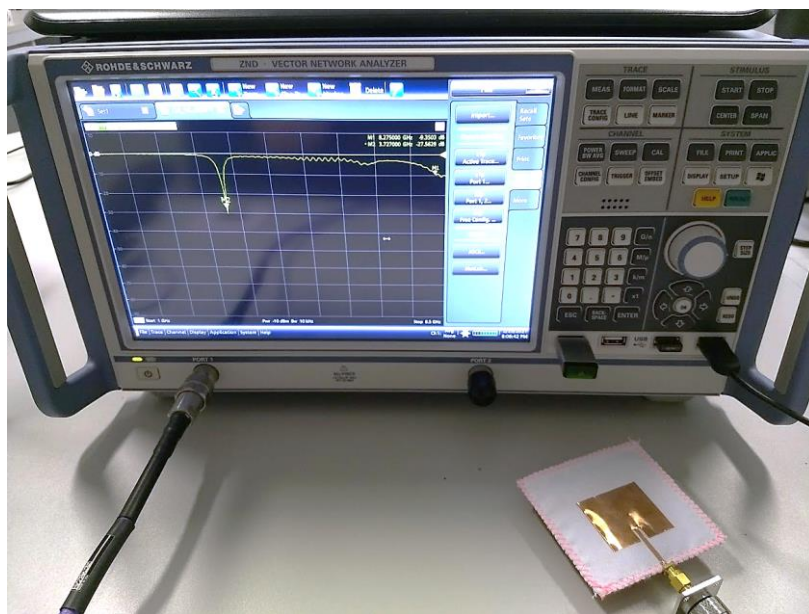
Para projetar as antenas planares foram utilizadas as equações descritas pelo Método da Linha de Transmissão (BALANIS, 2009; POZAR, 2012), considerando os substratos dielétricos. Contudo, de acordo com trabalhos anteriores desenvolvidos (HOLANDA, 2015; HOLANDA et al., 2018), percebeu-se que essas antenas necessitam de técnicas de casamento de impedância para ressoarem na frequência almejada. Dessa forma, foram projetados *inset feed* e GCPW (*Grounded Coplanar Waveguide*) de acordo, respectivamente, com a metodologia apresentada nos trabalhos de Holanda (2015) e Holanda et al. (2018), com o intuito de obter o melhor desempenho possível nas simulações. Visando aplicações em WBAN, e as novas tendências em tecnologia 5G, as frequências de projeto escolhidas foram 2,45 GHz e 3,5 GHz.

Na Etapa 3, ocorreu a fabricação dos materiais, onde em cada projeto utilizou-se uma técnica diferente (desde processos manuais até automatizados) para inserir os fios condutivos nos tecidos dielétricos. Após confecção dos tecidos com os fios condutivos, foram produzidas as antenas têxteis planares. Os substratos foram cortados de forma manual, utilizando uma tesoura e uma régua milimetrada para auxiliar nas marcações das dimensões. Para cortar as folhas de cobre, foi impresso um molde em papel sulfite com as dimensões calculadas do patch e do plano de terra. Esses moldes foram sobrepostos nas folhas de cobre e fixados com uma fita adesiva transparente. Com o auxílio de um estilete, contornou-se os moldes de forma a cortar a folha de cobre até que ela se desprendesse do montante.

Para fixar a folha de cobre aos tecidos, utilizou-se adesivo sintético a base de éster de cianoacrilato nas bordas das folhas e transpassando pelo centro delas, de modo a evitar camadas de ar adicionais entre as partes condutoras e o substrato da antena. Em todas as antenas a forma de alimentação utilizada foi a linha de transmissão planar, e para possibilitar os testes, conectores SMA foram soldados à linha de transmissão e ao plano de terra.

Os testes das antenas foram realizados utilizando um ZND *Vector Network Analyzers* (VNA) da Rohde & Schwarz® na faixa de frequência de 1 a 8,5 GHz (1001 passos), como ilustra a Figura 48.

Figura 48: *Setup* para testes das antenas.



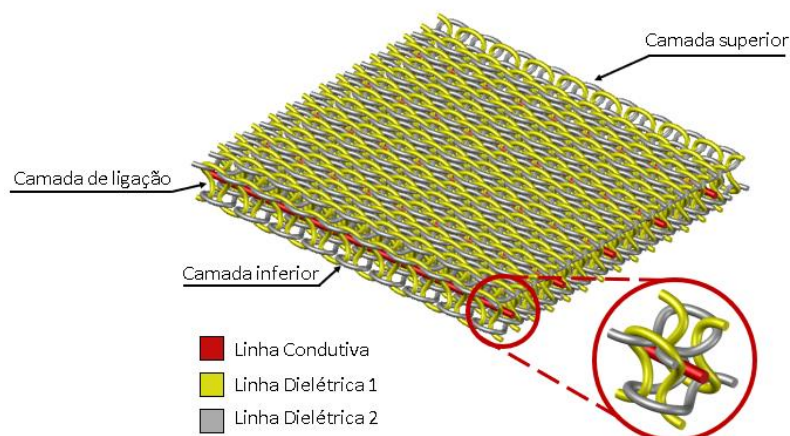
Fonte: Autoria própria.

Os valores de coeficiente de reflexão e carta de Smith foram obtidos para a faixa de frequência estipulada e plotados em gráficos para análise posterior. A análise dos resultados experimentais foi realizada sempre comparando os dados de uma antena padrão, cujo substrato têxtil é puramente dielétrico, com os dados de uma antena com substrato ou superstrato com fios condutivos.

5.1 Projeto 1 – Fios Condutivos em Tecido 3D

O Projeto 1 consistiu na inserção de linha condutiva (Liberator 40) no interior de um tecido com estrutura tridimensional, popularmente conhecido como Bojo, como ilustra a Figura 49.

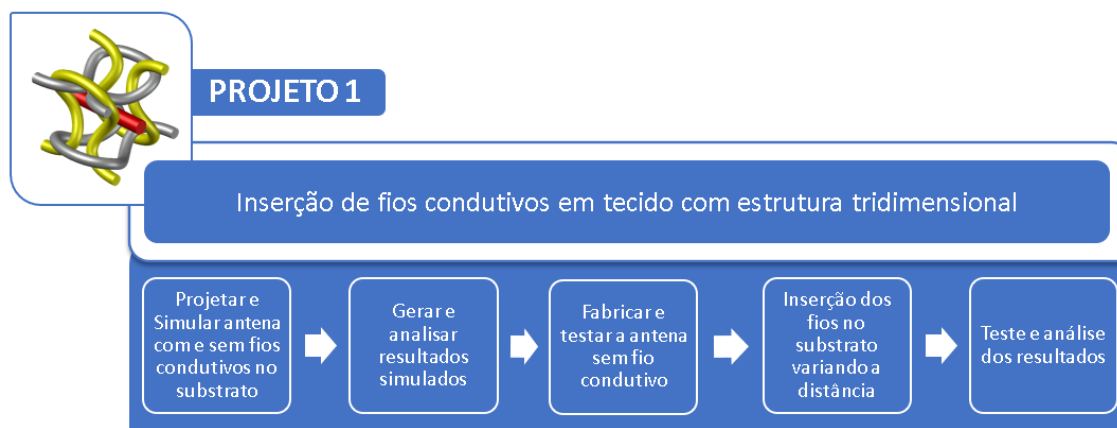
Figura 49: Estrutura do tecido tridimensional e posição da linha condutiva inserida.



Fonte: Autoria própria.

Tecidos tridimensionais são compostos por duas ou mais camadas de tecido que são interligadas por uma camada estrutural. Nesse projeto, todas as camadas desse tecido 3D são dielétricas, dessa forma, ao inserir a linha condutiva no meio da camada estrutural, os outros elementos condutivos que constituem a antena podem ser diretamente fixados nele sem que haja risco de curto-circuito entre o patch, o plano de terra e as linhas condutivas no substrato. A Figura 50 ilustra de forma resumida as etapas realizadas nesse projeto.

Figura 50: Etapas do processo utilizado no Projeto 1.



Fonte: Autoria própria.

A frequência de operação escolhida para o projeto foi a de 2,45 GHz, dentro da banda ISM que é compatível com a tecnologia WBAN. A Tabela 14, apresenta os valores iniciais de projeto utilizados para o tecido T3D_PUE_PA_PES.

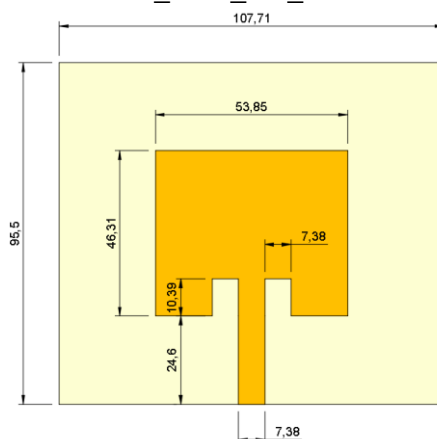
Tabela 14: Parâmetros de projeto para antena com substrato T3D_PUE_PA_PES.

Parâmetro de Projeto	Valor
f_r	2,45 GHz
ϵ_r	1,5570
$\tan \delta$	0,0113
h	2,50 mm

Fonte: Autoria própria.

Como o intuito é avaliar o substrato, optou-se por uma geometria simples de antena planar: patch retangular. As dimensões calculadas para a antena com substrato dielétrico (Antena_Ref) estão apresentadas em milímetros na Figura 51.

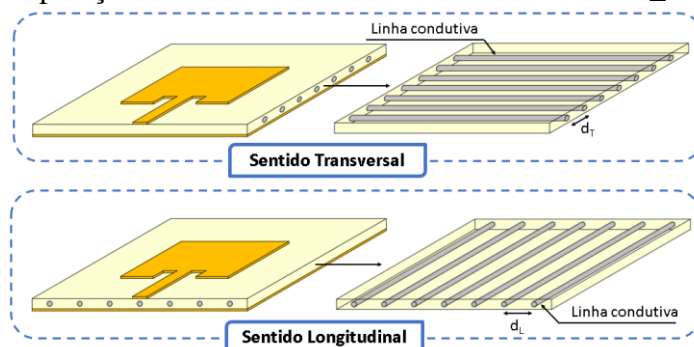
Figura 51: Dimensões calculadas para antena de referência com substrato T3D_PUE_PA_PES.



Fonte: Autoria própria.

De posse das dimensões, a antena de referência (Antena_T3D_Ref) foi desenhada e simulada. Posteriormente, inseriu-se no meio do substrato, formas filamentosas circular retilínea de duas formas distintas: no sentido transversal e no sentido longitudinal ao Patch, como ilustra a Figura 52.

Figura 52: Disposição das linhas condutivas no substrato T3D_PUE_PA_PES.



Fonte: Autoria própria.

As distâncias entre os fios (d_T e d_L) foram variadas num intervalo de 1 – 3 cm para avaliar os efeitos que essa modificação poderia causar no desempenho da antena. A Tabela 15 apresenta as siglas utilizadas para as antenas propostas e as características do seu substrato.

Tabela 15: Siglas utilizadas para antenas de acordo com o seu substrato.

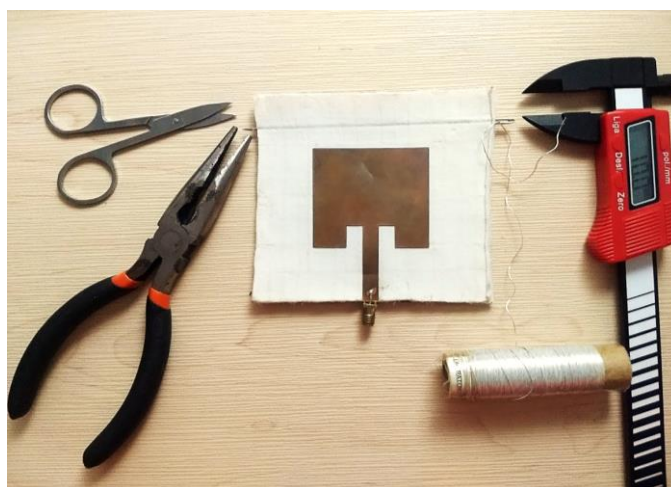
Sigla Antena	Característica do Substrato
Ant_T3D_Ref	Sem linha condutiva
Ant_T3D_T1	Linha condutiva no sentido transversal espaçada em 1 cm
Ant_T3D_T2	Linha condutiva no sentido transversal espaçada em 2 cm
Ant_T3D_T3	Linha condutiva no sentido transversal espaçada em 3 cm
Ant_T3D_L1	Linha condutiva no sentido longitudinal espaçada em 1 cm
Ant_T3D_L2	Linha condutiva no sentido longitudinal espaçada em 2 cm
Ant_T3D_L3	Linha condutiva no sentido longitudinal espaçada em 3 cm

Fonte: Autoria própria.

As antenas foram simuladas num intervalo de frequência de 1 a 5 GHz (1001 pontos). É importante salientar que para diminuir o esforço computacional, o substrato têxtil dielétrico foi simulado como um bloco de permissividade relativa homogênea.

De posse das dimensões e resultados simulados, a antena de referência foi fabricada e testada. Posteriormente, utilizou-se a mesma antena para inserir a linha condutiva de forma manual, utilizando um paquímetro para marcar o espaçamento e uma agulha para transpassar o fio através do tecido. A Figura 53 ilustra os materiais utilizados na inserção dos fios.

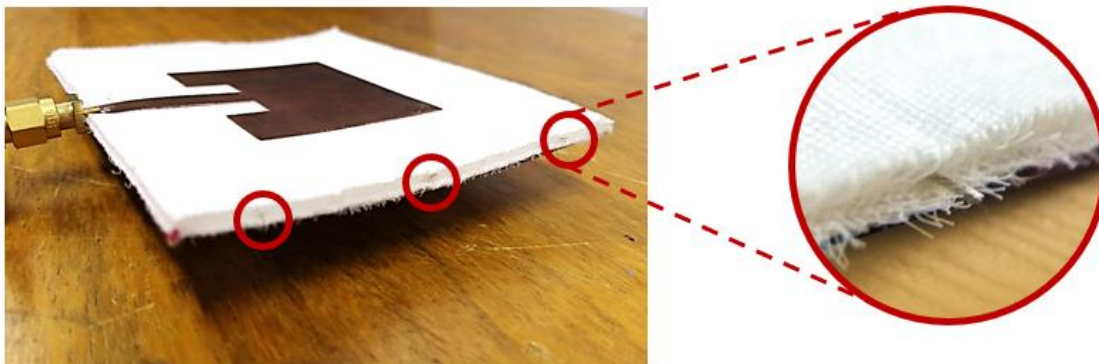
Figura 53: Materiais utilizados na inserção da linha condutiva no substrato na antena têxtil.



Fonte: Autoria própria.

Devido a baixa altura do tecido e a espessura grossa da agulha, foi necessário utilizar um alicate para puxar a ponta da agulha quando ela atravessava o tecido. Assim que conseguia atravessar toda a linha pelo tecido, ela era cortada rente ao substrato. A Figura 54 mostra a antena com os filamentos inseridos e espaçados igualmente.

Figura 54: Antena têxtil com filamentos de linha condutiva no substrato.



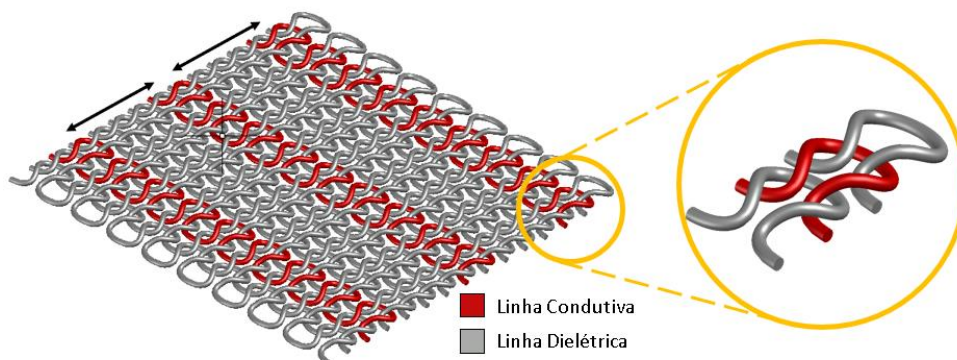
Fonte: Autoria própria.

As medições começaram com as antenas com menor espaçamento e à medida que os dados eram salvos, retirava-se uma fileira de linha para efetuar as medições com os outros espaçamentos.

5.2 Projeto 2 – Laçada Condutiva em Tecido de Malha

No Projeto 2, foi realizado o estudo de um novo metamaterial têxtil através da inserção da linha condutiva (Aço Inox) durante a fabricação de um tecido de malha, sendo as fileiras espaçadas a uma distância fixa, como ilustra a Figura 55.

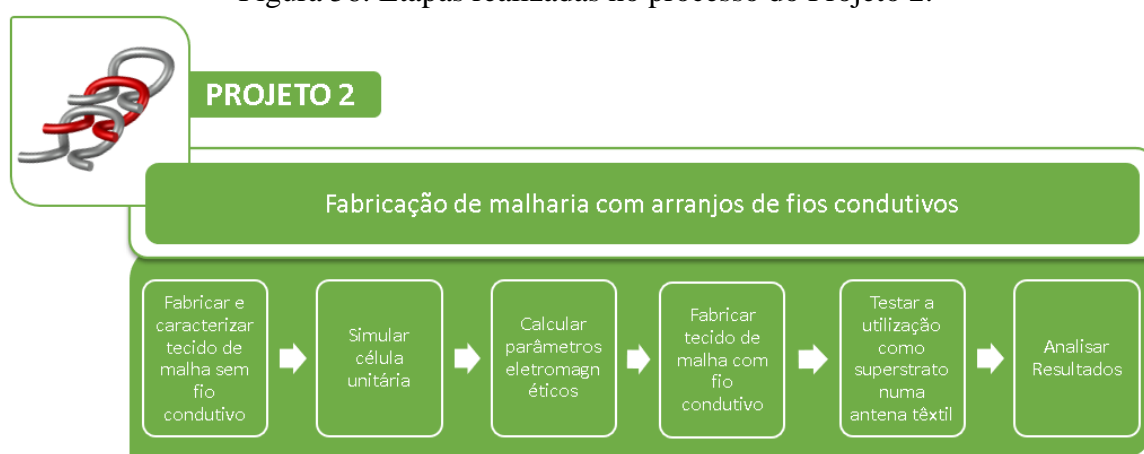
Figura 55: Estrutura do tecido de malha e posição da linha condutiva inserida.



Fonte: Autoria própria.

O tecido de malha é composto por laçadas, geometria em destaque na ampliação da Figura 55 (que contém três laçadas). Esse tipo de estrutura é curvilíneo e poucos trabalhos abordaram a sua utilização como metamaterial (GHEBREBRHAN et al., 2014), não havendo nenhuma caracterização (seja simulada ou medida) do seu índice de refração. Estudos com geometrias similares (ZHANG, et al., 2008; AYDIN, et al., 2007), assim como os já apresentados na seção 3.1 do Capítulo 3, demonstram o potencial que essa geometria tem de possuir características metamaterial. Com o intuito de verificar essa hipótese as etapas descritas na Figura 56 apresenta de forma resumida os procedimentos realizados nesse projeto.

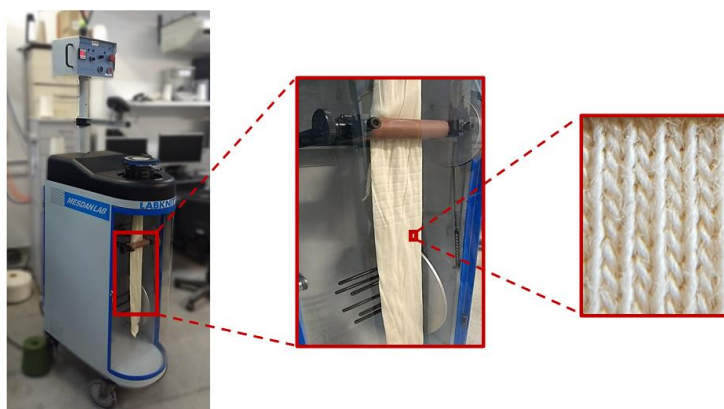
Figura 56: Etapas realizadas no processo do Projeto 2.



Fonte: Autoria própria.

O tecido foi fabricado utilizando uma linha de fibra 100% algodão com uma laçada de 1,88 mm em uma máquina de tear circular LAB KNITTER 294E, como ilustra a Figura 57.

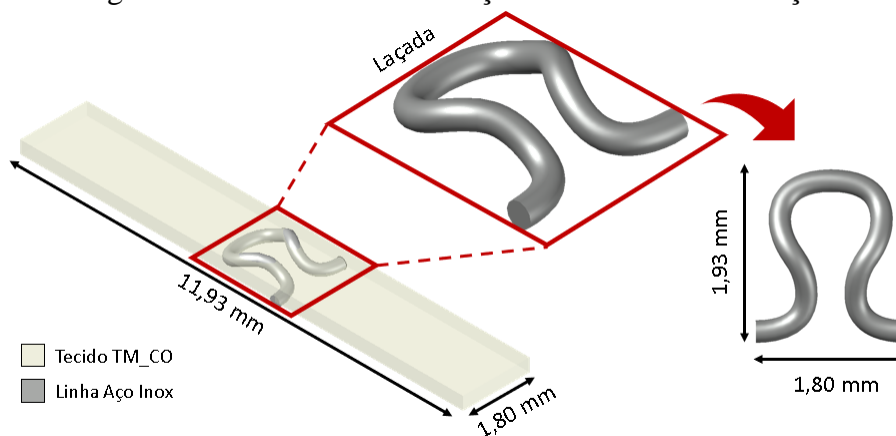
Figura 57: Processo de fabricação da malha circular.



Fonte: Autoria própria.

Através da imagem ampliada do tecido foi possível estimar as dimensões máximas de altura e largura, para uma laçada. De posse desses valores a laçada foi desenhada no AutoCAD® em 3D considerando o diâmetro da linha condutiva de aço inox. Pensando na inserção da linha no tecido de malha, foi adotado um espaçamento fixo de 1 cm entre as fileiras de laçada, dessa forma, a célula unitária simulada teve um formato retangular com a laçada centrada no tecido, como ilustra a Figura 58.

Figura 58: Célula unitária da laçada utilizada na simulação.



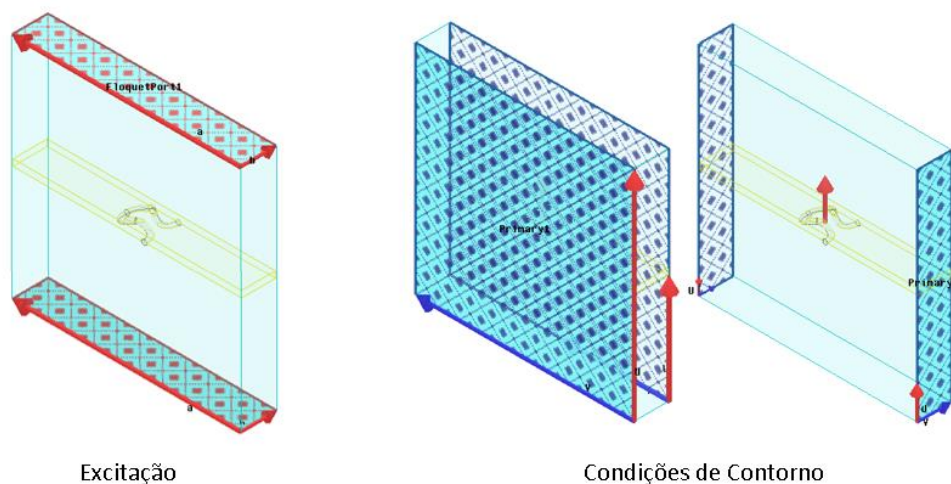
Fonte: Autoria própria.

Devido à limitação de processamento computacional, optou-se por desenhar o tecido como um bloco (de espessura 0,35 mm) e deixar apenas no formato de laçada a linha condutiva transpassando um pouco do tecido (como ocorre na realidade). A laçada ficou centrada no tecido pois o método escolhido previamente para simulação opera replicando a célula unitária nas direções da largura e comprimento (no caso deste trabalho).

O desenho foi exportado em formato “.sat”, para em seguida, ser importado para simulação no HFSS®, onde configurou-se o material com as características elétricas da linha condutiva apresentadas na Tabela 13. O bloco de tecido também teve suas características de permissividade relativa e tangente de perdas adicionadas para uma frequência de projeto de 2,45 GHz ($\epsilon_r = 1,5529$ e $\tan \delta = 0,0228$). O método de excitação utilizado foi o *Floquet Ports*, que permite a obtenção dos parâmetros de coeficiente de transmissão e reflexão utilizando apenas uma célula unitária do metamaterial. As condições de excitação e contorno são apresentadas na

Figura 59.

Figura 59: Condições de simulação utilizando Floquet Port no HFSS®.

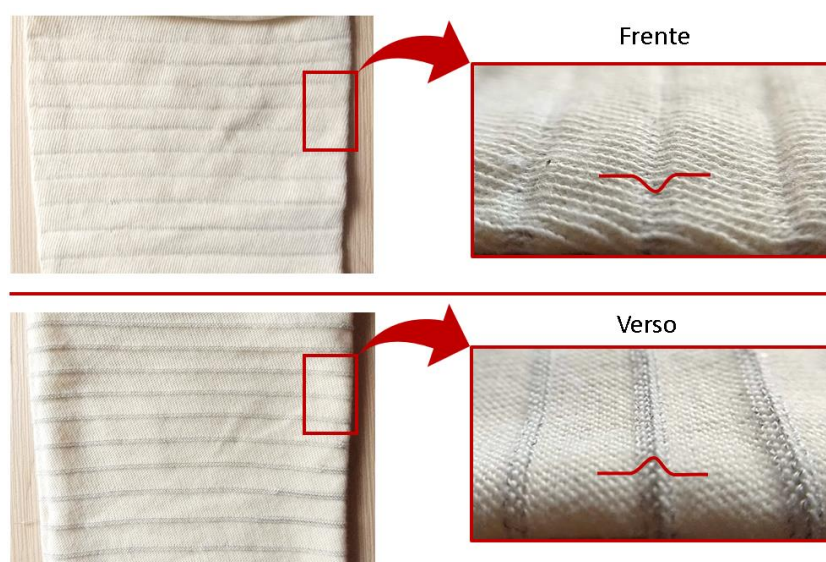


Fonte: Autoria própria.

A células unitárias foram simuladas em um range de frequência de 1 – 20 GHz (2002 passos) no modo interpolar. Os dados de coeficiente de transmissão e reflexão (S_{11} e S_{21}) foram gerados e utilizados para calcular os parâmetros de permissividade, permeabilidade, índice de refração e impedância do meio.

O tecido foi confeccionado com a inserção da linha condutiva utilizando os mesmos materiais e equipamentos utilizados na fabricação da malha de algodão. A Figura 60 ilustra a frente e o verso da malha com fios condutivos.

Figura 60: Faces do tecido de malha com linha condutiva.



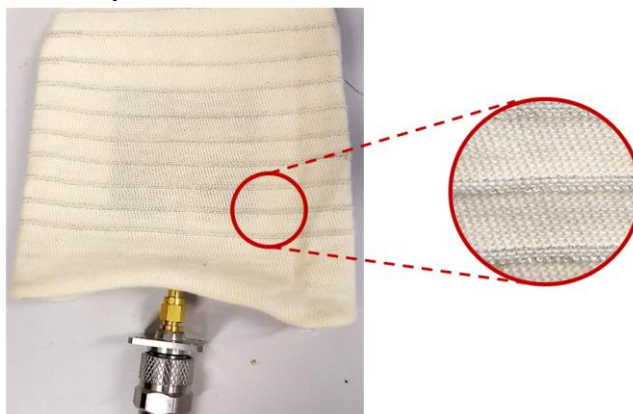
Fonte: Autoria própria.

É possível notar nos detalhes das faces ampliadas que a inserção do fio condutivo no tecido causou uma variação na estrutura do tecido. Na frente do tecido, as fileiras de fio

condutivo ocasionaram uma leve depressão, enquanto no verso, houve uma elevação. Isso ocorreu devido ao tensionamento ocasionado pela utilização de duas linhas nessas fileiras: a de fibra de algodão e a condutiva de aço inox.

Posteriormente, utilizou-se esse tecido como superestrato da antena têxtil de referência apresentada no Projeto 1. Como o verso do tecido teve uma elevação, a princípio, utilizou-se o lado da frente para ficar em contato com o patch e plano de terra. A Figura 61, mostra a antena têxtil envolta sob tecido com arranjo de fios condutivos confeccionado.

Figura 61: Superestrato têxtil de malha com linha condutiva.



Fonte: Autoria própria.

Dessa forma, se o tecido não for pressionado, a linha condutiva não causaria um curto entre o patch e o plano de terra, já que a malha é circular e envolve toda a antena. Contudo, também foram testadas as possibilidades de superestrato com verso voltado para a antena, e o tecido de malha sem os fios condutivos. A Tabela 16 mostra contém as siglas utilizadas para cada teste de acordo com o tipo de superestrato.

Tabela 16: Siglas utilizadas para as antenas com superestrato têxtil.

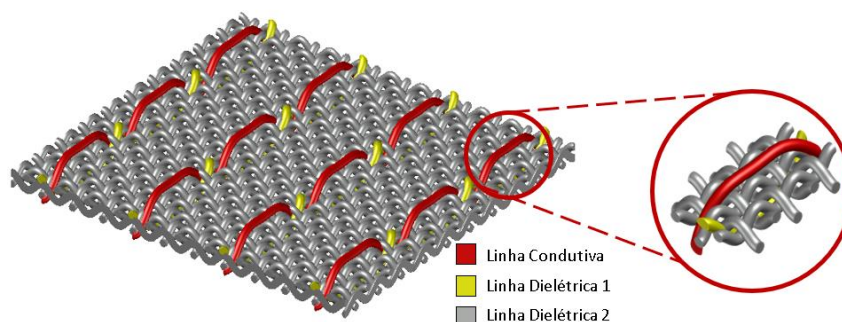
Sigla Antena	Superestrato
Ant_Referência	Sem superestrato
Ant_Sup_Frente	Superestrato com arranjo de malha condutiva com a frente do tecido voltada para patch
Ant_Sup_Verso	Superestrato com arranjo de malha condutiva com verso do tecido voltado para patch
Ant_Sup_Dielétrico	Superestrato de malha dielétrica

Fonte: Autoria própria.

5.3 Projeto 3 – Costura Condutiva em Tecido Plano

O Projeto 3 consistiu na inserção de linha condutiva utilizando pontos de costura em tecidos planos. A Figura 62 ilustra um tecido plano composto por um fio de fibras dielétricas (em cinza) com uma costura do tipo ponto reto espaçadas igualmente.

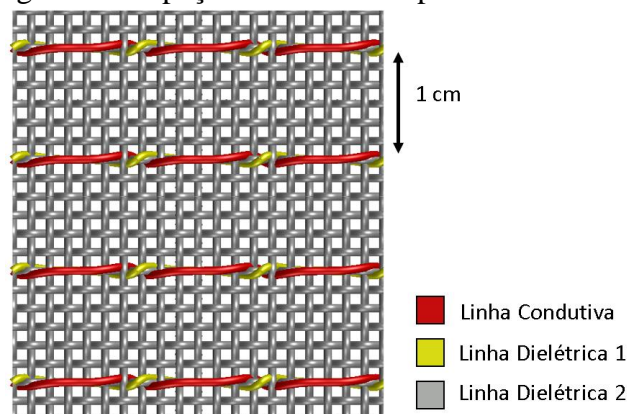
Figura 62: Tecido plano com costura em ponto reto.



Fonte: Autoria própria.

Os fios vermelhos na parte superior do tecido representam a linha condutiva, e os fios amarelos que ficam logo abaixo são compostos por uma linha de fibra dielétrica, cuja finalidade é se entrelaçar com a linha de cima de modo a fixá-la junto ao tecido. O espaçamento entre as fileiras de pontos condutivos foi escolhido para ser igual a 1 cm, como ilustra a Figura 63.

Figura 63: Espaçamento entre os pontos de costura.

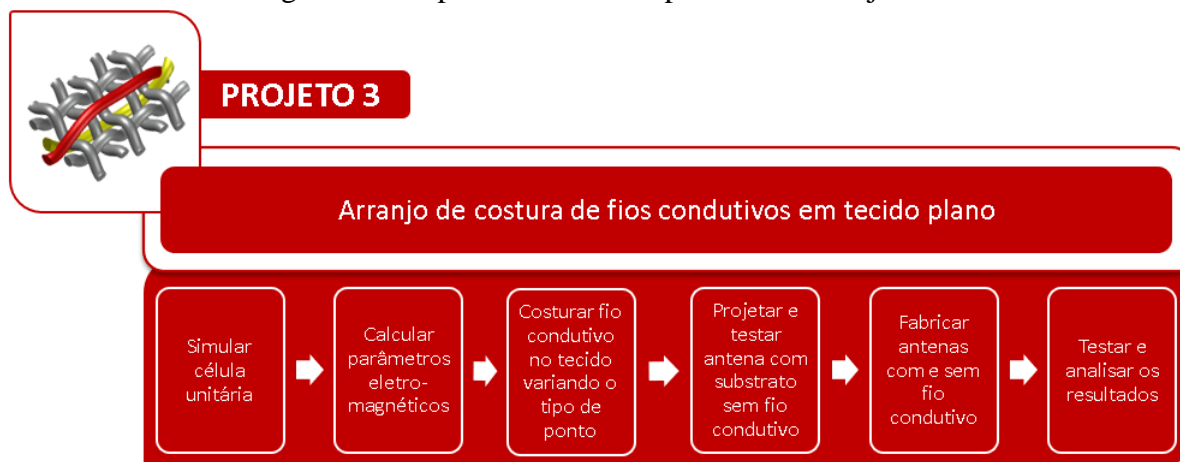


Fonte: Autoria própria.

Os tecidos planos são os mais utilizados na área da saúde, por essa razão, foram escolhidos para esse estudo, como também são os mais indicados para se utilizar pontos de costura feitos com linhas que não possuem elasticidade. Além disso, os tecidos produzidos por tecelagem possuem o tipo de estrutura mais utilizada e mencionada na literatura sobre metamateriais têxteis (BURGNIES, et al., 2018; GHEBREBRHAN, et al., 2014; LIU, YOU e HATTORI, 2020). Contudo, nenhum trabalho investigou ainda as geometrias utilizadas nos pontos de costura. Nesse contexto, a proposta desse projeto é investigar se os pontos de costura

feitos com linha condutiva nesse tipo de tecido, possui características metamateriais e a sua influência no desempenho de antenas têxteis quando utilizado como substrato destas. As etapas para realização desse projeto estão apresentadas na Figura 64.

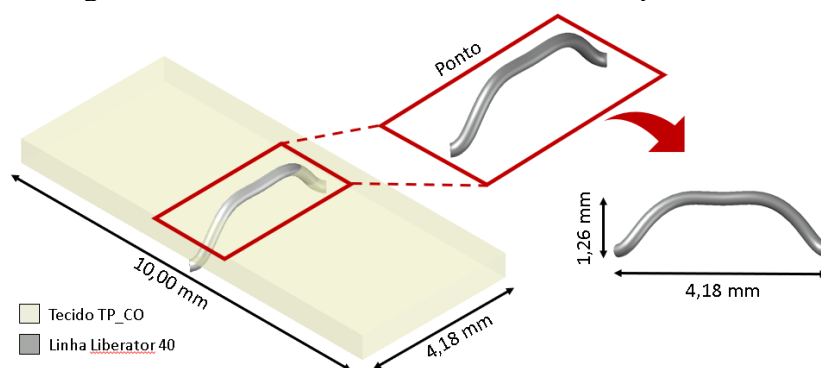
Figura 64: Etapas realizadas no processo do Projeto 3.



Fonte: Autoria própria.

Todos os pontos de costura utilizados nesse estudo têm como base o ponto reto, por esse motivo, ele foi o escolhido para compor a célula unitária. As dimensões de um ponto foram obtidas de acordo com uma amostra do que a máquina de costura utilizada conseguia fazer. A partir desses valores, a célula unitária foi então desenhada no AutCAD®, como ilustra a Figura 65.

Figura 65: Dimensões da célula unitária com ponto reto.

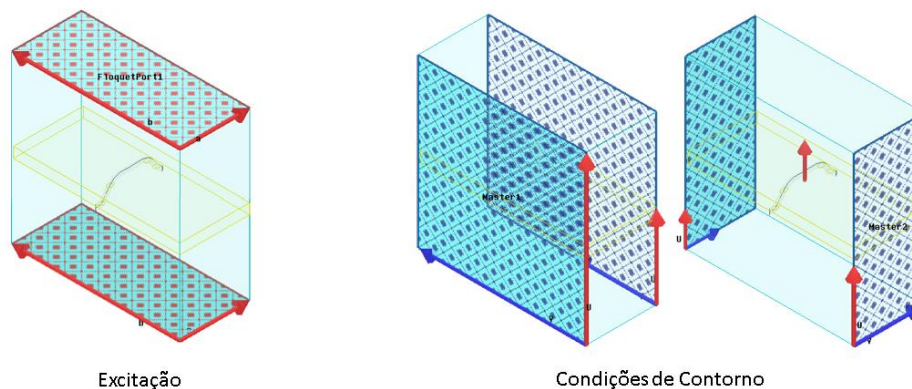


Fonte: Autoria própria.

Como o objetivo principal dessa primeira etapa é investigar a geometria do ponto de costura, optou-se por utilizar apenas um dos tecidos planos dielétricos selecionados, nesse caso o composto por fibras 100% algodão. Assim como no caso do Projeto 2, incorporou-se na célula unitária a distância entre as fileiras dos pontos de costura, centralizando o ponto na célula unitária. O desenho foi importado para o HFSS®, onde se adicionou as características elétricas

do tecido plano de algodão para uma frequência de operação de 3,5 GHz (frequência de operação escolhida para o projeto posterior das antenas), sendo $\epsilon_r = 1,5297$ e $\tan \delta = 0,0478$. Assim como as características da linha condutiva Liberator 40 que foram apresentadas na Tabela 13. A Figura 66, mostra a disposição das Floquet Ports e das condições de contorno.

Figura 66: Disposição das condições de simulação para a célula unitária do ponto reto.



Fonte: Autoria própria.

A simulação foi realizada no intervalo de 1 – 20 GHz (2002 passos) no método de interpolação. Os valores de S_{11} e S_{21} obtidos foram utilizados para calcular os parâmetros eletromagnéticos de permissividade, permeabilidade, impedância e índice de refração do material.

Posteriormente, as antenas planares de referência, isto é, com substrato dielétrico sem linha condutiva, foram projetadas para cada tecido plano tendo como parâmetros de entrada os dados apresentados na Tabela 17.

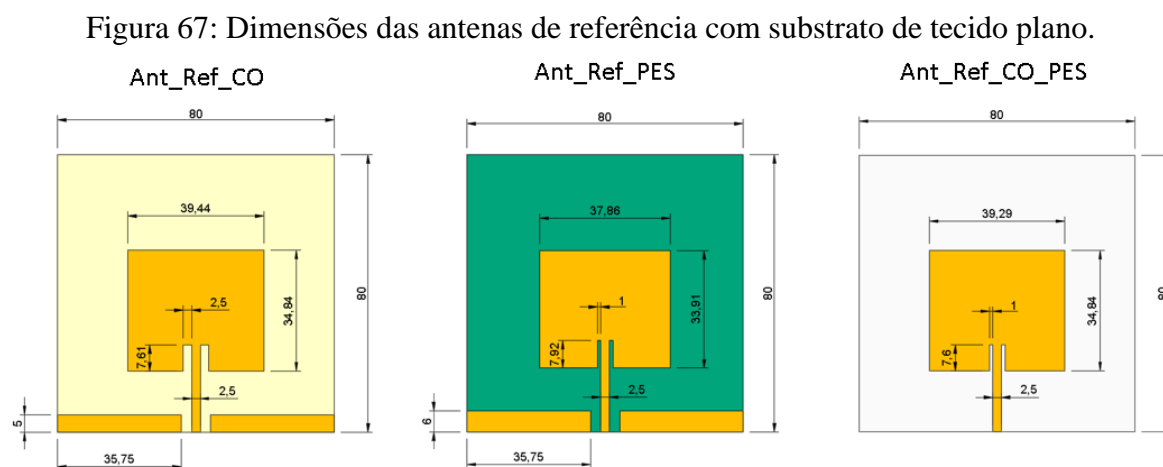
Tabela 17: Parâmetros de projeto de antena para cada substrato de tecido plano.

Sigla Antena	Tecido	Parâmetro de Projeto	Valor
Ant_Ref_CO	TP_CO	f_r	3,50 GHz
		ϵ_r	1,5297
		$\tan \delta$	0,0478
		h	1,24 mm
Ant_Ref_PES	TP_PES	f_r	3,50 GHz
		ϵ_r	1,3901
		$\tan \delta$	0,0073
		h	1,36 mm
Ant_Ref_COPES	TP_CO_PES	f_r	3,50 GHz
		ϵ_r	1,5234
		$\tan \delta$	0,0599
		h	1,72 mm

Fonte: Autoria própria.

As alturas dos substratos (h) foram calculadas multiplicando a espessura dos tecidos (ver Tabela 10) por quatro, visto que foram usadas quatro camadas de tecido entre e o patch e

o plano de terra. As dimensões obtidas para cada antena são apresentadas em milímetros na Figura 67.



Fonte: Autoria própria.

As antenas foram simuladas no HFSS[®] no intervalo de frequência de 1 – 5 GHz (1001 passos). Em seguida, iniciou-se a confecção dos tecidos a linha condutiva. Para confeccionar esses pontos de costura nos tecidos, foi utilizada uma máquina de costura Singer[®] Simple 3223, que conta com diversos tipos de pontos, como ilustra a Figura 68.

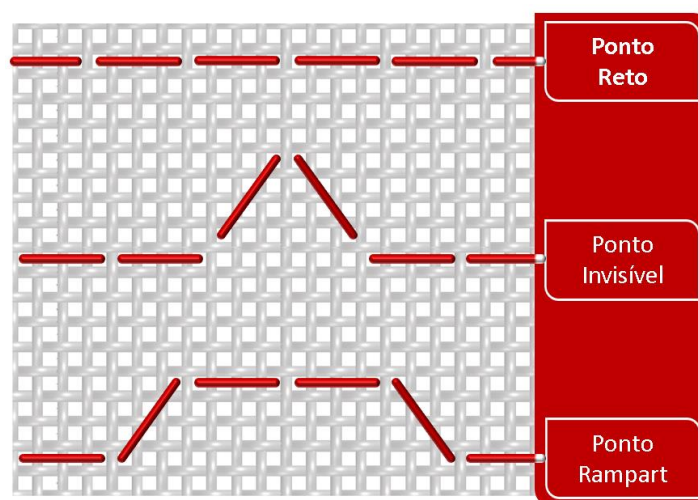
Figura 68: Máquina de costura utilizada e os pontos disponíveis.



Fonte: Autoria própria.

De acordo com as limitações apresentadas pela máquina devido as características da linha condutiva, como aspereza, foram selecionados três tipos de pontos de costura com geometria simples, como ilustra a Figura 69.

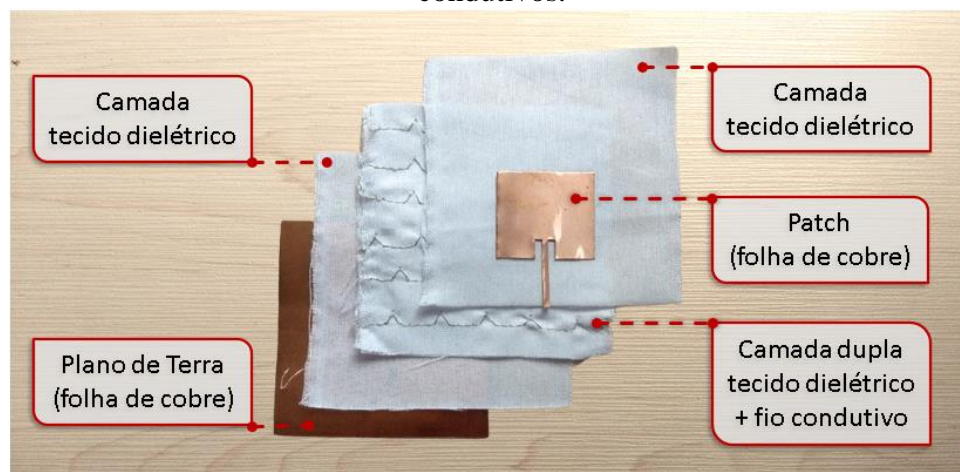
Figura 69: Pontos de costura selecionados para o Projeto 3.



Fonte: Autoria própria.

É importante ressaltar que a máquina não conseguia costurar apenas uma camada de tecido, pois a linha condutiva tensionava muito. Dessa forma, foram utilizadas duas camadas de tecido para que os pontos pudessem ser executados de maneira satisfatória e não danificasse a máquina. Após a fabricação do tecido, as antenas foram montadas em camadas como ilustra a Figura 70.

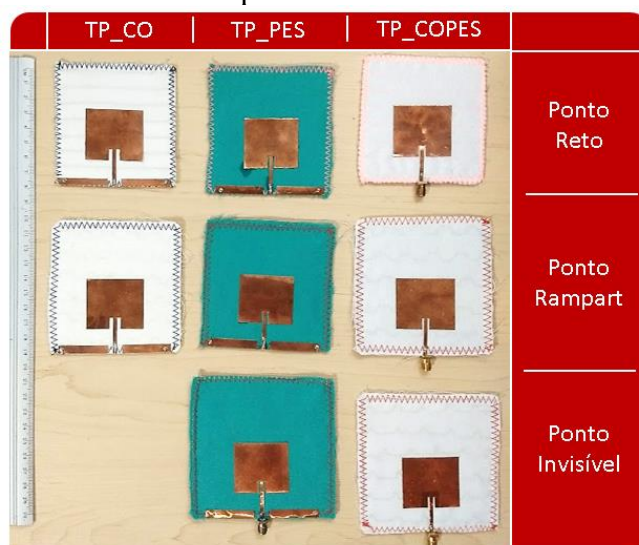
Figura 70: Estrutura de montagem das antenas têxteis com substrato com pontos de costura condutivos.



Fonte: Autoria própria.

Para garantir que as camadas de tecido permanecessem unidas, as bordas das antenas foram costuradas com um ponto zigue-zague, como ilustra a Figura 71.

Figura 71: Antenas têxteis fabricadas com inserção de linha condutiva em variadas geometrias de ponto de costura.



Fonte: Autoria própria.

Para cada tecido foram fabricadas três antenas com os diferentes pontos de costura, com exceção do ponto invisível para o tecido TP_CO devido a uma falha técnica. A Tabela 18 apresenta as siglas utilizadas e a descrição do substrato correspondente.

Tabela 18: Siglas das antenas construídas e suas especificações.

Tecido	Ponto de Costura	Sigla Antena
TP_CO	Reto	Ant_Reto_CO
	Rampart	Ant_Ramp_CO
TP_PES	Reto	Ant_Reto_PES
	Invisível	Ant_Invi_PES
	Rampart	Ant_Ramp_PES
TP_CO_PES	Reto	Ant_Reto_COPEs
	Invisível	Ant_Invi_COPEs
	Rampart	Ant_Ramp_COPEs

Fonte: Autoria própria.

Através das medições foi possível aferir o coeficiente de reflexão e a impedância da antena e comparar esses resultados com os obtidos das antenas de referência. As antenas posteriormente foram curvadas e posicionadas próximas ao corpo e novas medidas foram realizadas, como ilustra a Figura 72.

Figura 72: Medições das antenas próximas ao corpo.



Fonte: Autoria própria.

As medições foram efetuadas na faixa de frequência de 1 GHz a 5 GHz (1001 passos) usando o ARV para obter o coeficiente de reflexão e a impedância das antenas e verificar o desempenho das antenas quando curvadas e posicionadas próximas ao corpo humano.

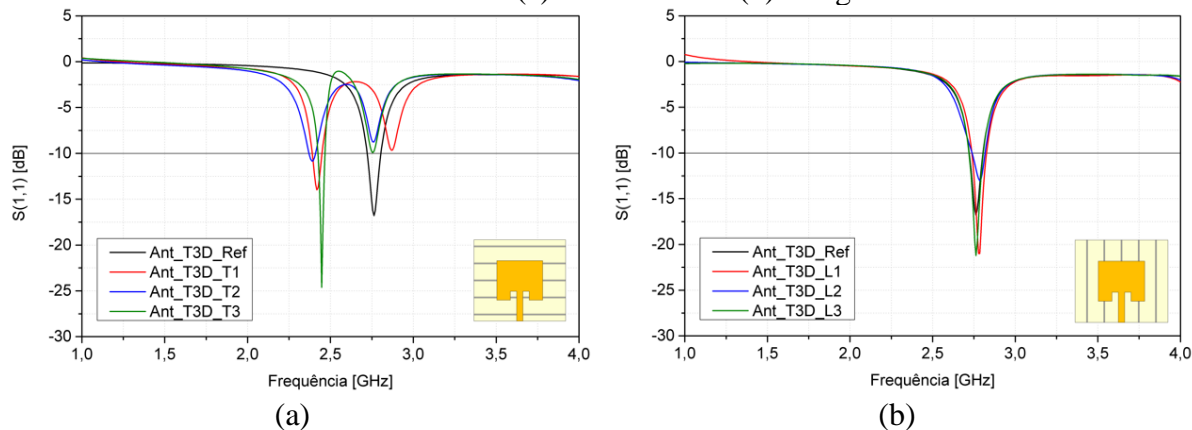
Capítulo 6: Resultados e Discussão

No presente tópico serão apresentados e discutidos os principais resultados obtidos em cada projeto, mostrando através de gráficos e tabelas os dados medidos e simulados durante os processos desenvolvidos.

6.1 Resultados Projeto 1

A partir da simulação das antenas com tecido tridimensional (com e sem a linha condutiva), foram gerados e plotados os gráficos de coeficiente de reflexão das antenas que são mostrados da Figura 73.

Figura 73: Gráficos dos coeficientes de reflexão simulados para as antenas com linha condutiva no sentido: (a) Transversal e (b) Longitudinal.



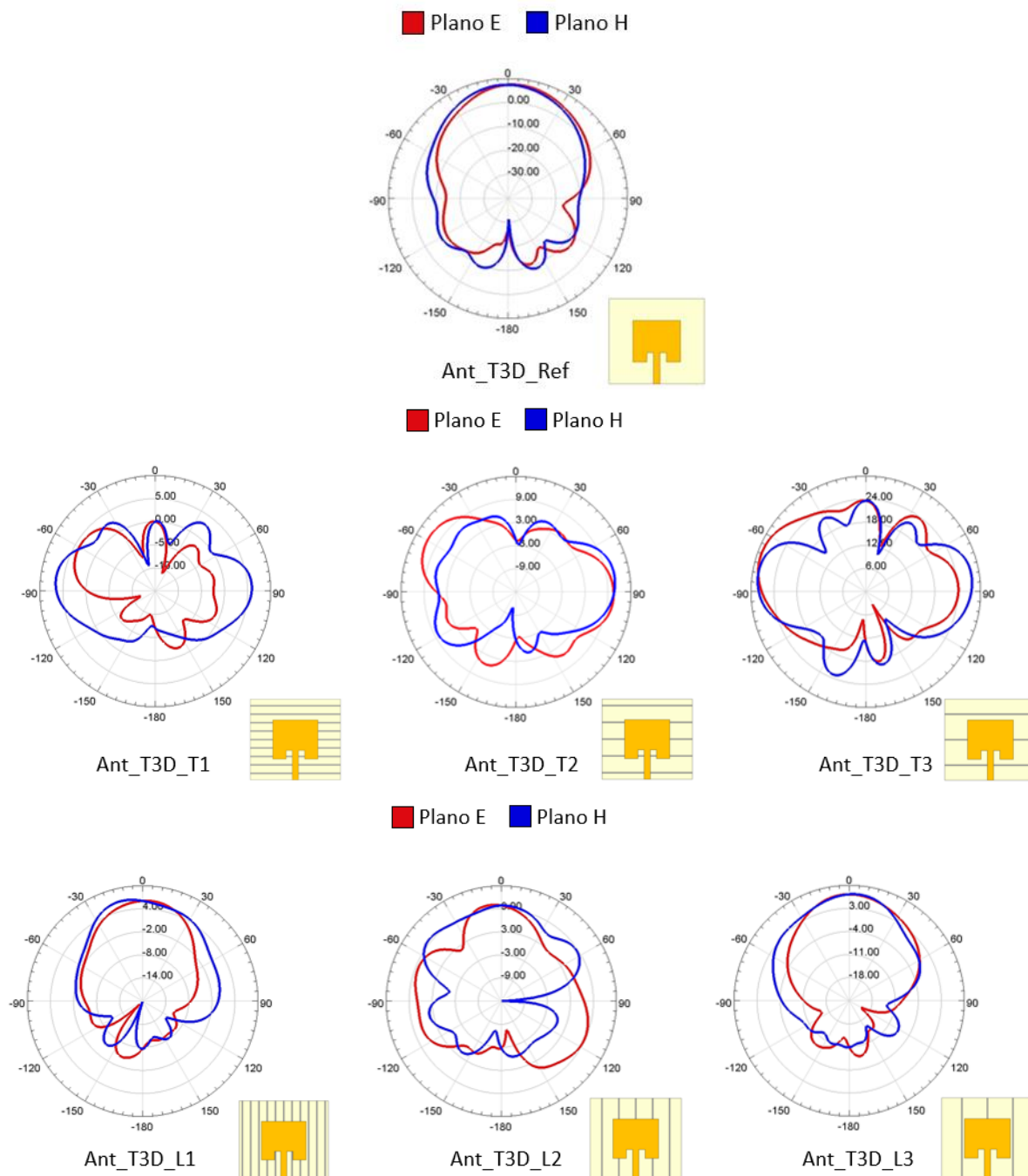
Fonte: Autoria própria.

A frequência de ressonância foi alterada devido a incongruência dos dados simulados e medidos de acordo com as propriedades elétricas utilizadas no substrato. Dessa forma, para um melhor entendimento, antes de prosseguir com os testes, a antena de referência foi ressimulada até que os valores ficassem mais coerentes com os medidos, chegando aos seguintes valores de permissividade e tangente de perdas, respectivamente, 1,24 e 0,022.

De acordo com a Figura 73, é possível observar que as antenas com fios no sentido longitudinal do substrato não sofreram grandes mudanças em sua frequência de ressonância, contudo, houve uma diminuição média de 9,64% no valor do coeficiente de reflexão quando em comparação com a antena de referência. Já, as antenas com linha condutiva no sentido transversal apresentaram característica *dual band* com surgimento de picos ressonantes, porém,

apenas o modo de menor frequência ficou abaixo de -10 dB. Para entender melhor o comportamento dessas antenas, os diagramas de radiação foram plotados e estão apresentados na Figura 74.

Figura 74: Diagramas de radiação para as antenas simuladas de acordo com suas respectivas frequências de ressonância.



Fonte: Autoria própria.

As antenas com fios no sentido transversal apresentaram degradação dos diagramas de radiação no sentido de propagação perpendicular a antena (propagação *end-fire*), caracterizando

o aumento da presença de ondas superficiais no substrato. Nesse contexto, a frequência de ressonância que surgiu para essas antenas pode ser considerada indesejada. Já, para as antenas com fios no sentido longitudinal, as antenas mostraram um comportamento habitual do diagrama de radiação, mantendo a direcionalidade no sentido perpendicular ao *patch*, exceto para a antena com espaçamento igual a 2 cm. A Tabela 19 apresenta as principais características de operação para as antenas simuladas.

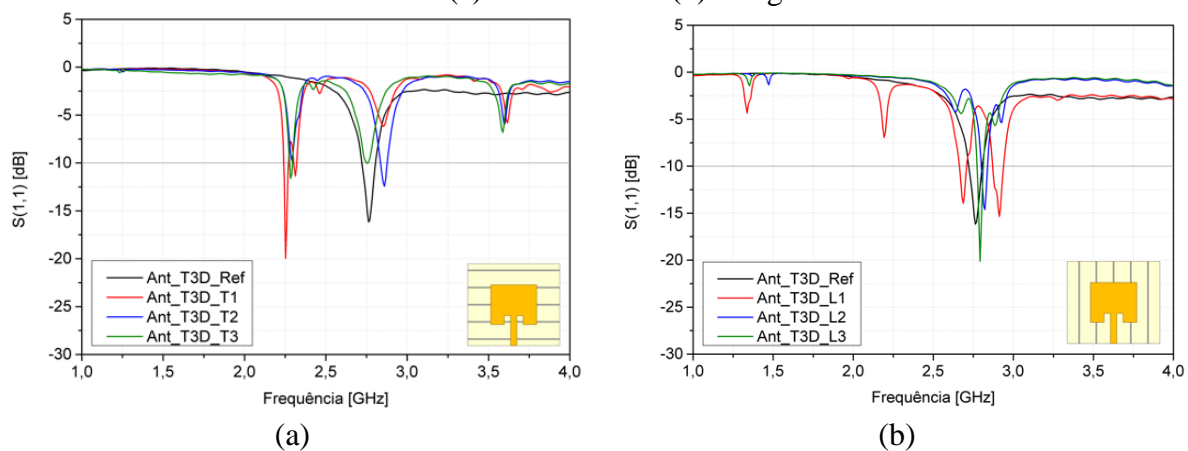
Tabela 19: Parâmetros de operação das antenas simuladas com arranjo de linha condutiva.

Antena	f_r (GHz)	S_{11} (dB)	$f_{inferior}$ (GHz)	$f_{superior}$ (GHz)	BW (MHz)	BW (%)	$G_{máximo}$ (dB)
Ant_T3D_Ref	2,76	-16,8	2,72	2,8	0,08	2,90	7,2
Ant_T3D_T1	2,42	-13,98	2,39	2,45	0,06	2,48	10
Ant_T3D_T2	2,39	-10,83	2,37	2,41	0,04	1,67	12,78
Ant_T3D_T3	2,45	-24,62	2,42	2,47	0,05	2,04	29,7
Ant_T3D_L1	2,79	-20,99	2,74	2,83	0,09	3,23	6,6
Ant_T3D_L2	2,79	-13,03	2,74	2,82	0,08	2,88	13,6
Ant_T3D_L3	2,76	-21,23	2,72	2,81	0,09	3,25	7,4

Fonte: Autoria própria.

As antenas Ant_T3D_L1 e Ant_T3D_L3 foram as únicas nas quais houve um aumento na largura de banda e onde o diagrama de radiação manteve a diretividade, isso implica que para essas configurações houve uma melhoria dos parâmetros de operação, além disso, houve um aumento. Os resultados de coeficiente de reflexão para as antenas medidas estão apresentados na Figura 75.

Figura 75: Gráficos dos coeficientes de reflexão medidos para as antenas com linha condutiva no sentido: (a) Transversal e (b) Longitudinal.



Fonte: Autoria própria.

Com exceção da antena Ant_T3D_L1, as antenas medidas apresentaram uma boa concordância com as simulações, onde houve um comportamento dual band. Além disso, o surgimento dos pequeno picos de ressonância podem estar associados a ruídos apresentados durante as medições e ocasionados por fatores externos como a posição do cabo no momento da medição. Para comparar e analisar melhor os resultados, os parâmetros de operação para as antenas medidas encontram-se dispostos na Tabela 20.

Tabela 20: Parâmetros de operação das antenas testadas com arranjo de linha condutiva.

Antena	f_r (GHz)	S_{11} (dB)	f_i (GHz)	f_s (GHz)	BW (MHz)	BW (%)
Ant_T3D_Ref	2,77	-19,09	2,72	2,82	100	3,61
Ant_T3D_T1	2,25	-19,98	2,24	2,27	30	1,33
	2,31	-11,37	2,3	2,32	20	0,87
Ant_T3D_T2	2,86	-12,43	2,83	2,87	40	1,40
Ant_T3D_T3	2,28	-11,61	2,27	2,29	20	0,88
	2,755	-10,04	2,7519	2,7569	5	0,18
Ant_T3D_L1	2,69	-13,96	2,66	2,71	50	1,86
	2,91	-15,36	2,87	2,94	70	2,41
Ant_T3D_L2	2,82	-14,63	2,8	2,84	40	1,42
Ant_T3D_L3	2,79	-20,11	2,77	2,81	40	1,43

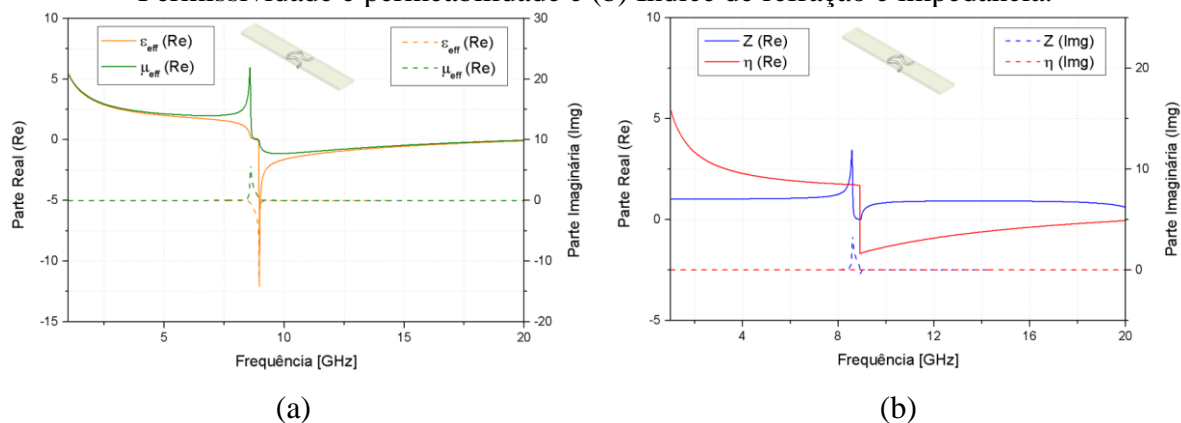
Fonte: Autoria própria.

É possível notar que em todos os casos as antenas com linha condutiva no substrato apresentaram uma diminuição média da largura de banda de 95% quando comparadas a antena de referência. Além disso, a antena Ant_T3D_L3 foi a que possuiu o menor valor de coeficiente de reflexão, indicando uma melhora no casamento de impedância da antena. Novamente, as antenas com substrato com linha condutiva transversal mostraram o aparecimento de novos modos ressonante e atenuação do modo principal, indicando um provável aumento de ondas superficiais e perda de energia em modos indesejados.

6.2 Resultados Projeto 2

Na primeira etapa do Projeto 2, simulou-se uma célula unitária e os resultados obtidos para os parâmetros constitutivos de permissividade efetiva (ϵ_{eff}), permeabilidade efetiva (μ_{eff}), índice de refração (η) e impedância (Z) estão dispostos na Figura 76.

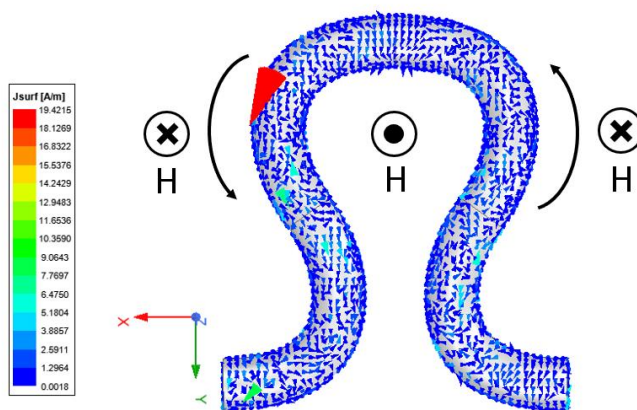
Figura 76: Resultados simulados para célula unitária com geometria de laçada: (a) Permissividade e permeabilidade e (b) Índice de refração e impedância.



Fonte: Autoria própria.

A ressonância da célula unitária ocorreu na faixa de frequência de 8,56 GHz a 8,97 GHz, após esses valores, o material apresentou valores negativos de permissividade e permeabilidade. Esse comportamento também pode ser observado no índice de refração que apresentou um valor máximo negativo de $-1,68+0,02j$ em 8,90 GHz, mesma frequência na qual a impedância foi $-0,39j$. Esse tipo de comportamento é característico de metamateriais, e se deve a geometria sinuosa da laçada que permitem o surgimento de correntes de sentidos opostos ao longo do fio, como ilustra a Figura 77.

Figura 77: Corrente superficial na célula unitária da laçada simulada com linha condutiva para a frequência de 8,94 GHz.

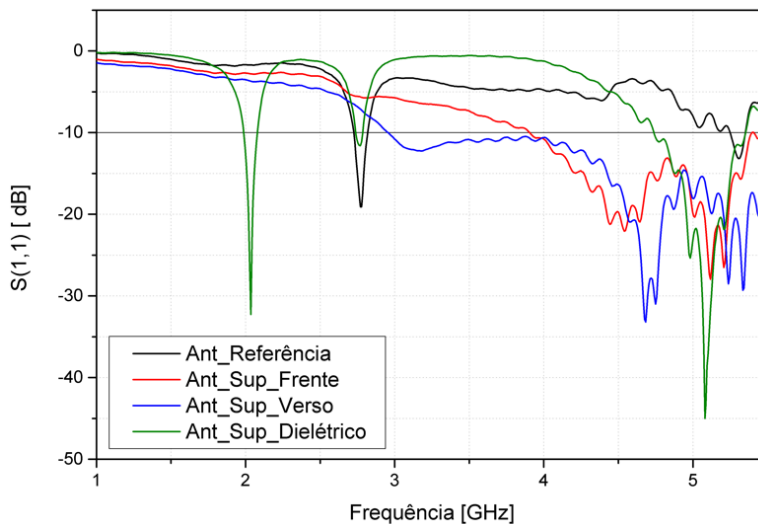


Fonte: Autoria própria.

Essas correntes reversas resultam de uma mudança de fase dos campos na direção de propagação, o que permite uma inversão do campo magnético da estrutura e pode explicar os valores de permeabilidade negativos. Além disso, a proximidade dos valores de permissividade e permeabilidade implica numa impedância praticamente constante quando fora da região de ressonância.

Os resultados de coeficiente de reflexão referentes a utilização do tecido de malha fabricado com a laçada condutiva como superstrato de uma antena têxtil encontram-se dispostos na Figura 78.

Figura 78: Coeficiente de reflexão medido para antenas com superstrato têxtil.



Fonte: Autoria própria.

A presença do superstrato metamaterial têxtil ocasionou uma filtragem do primeiro modo de ressonância da antena, isso ocorre devido a presença de material condutor na região próxima a antena, que funciona como um filtro passa-altas para frequências acima de 3 GHz. Já o superstrato dielétrico provocou uma atenuação no primeiro modo e surgimento de um terceiro modo, evidenciando a influência da tangente de perdas e permissividade, respectivamente, desse material sobre a impedância da antena. É importante ressaltar que em todos os casos, a presença do superstrato ocasionou um aumento da largura de banda e diminuição do coeficiente de reflexão da segunda frequência de ressonância da antena. Os principais dados referentes a esse teste encontram-se dispostos na Tabela 21.

Tabela 21: Parâmetros de operação medidos da antena têxtil com superstrato.

Antena	f_r (GHz)	S_{11} (dB)	$f_{inferior}$ (GHz)	$f_{superior}$ (GHz)	BW (MHz)	BW (%)
Ant_Referência	2,77	-19,09	2,72	2,82	100	3,61
	5,31	13,17	5,25	5,35	100	1,89
Ant_Sup_Frente	5,12	-27,96	3,90	5,46	1560	33,33
Ant_Sup_Verso	4,68	-33,20	2,95	-	-	-
Ant_Sup_Dielétrico	2,04	-32,26	1,99	2,07	80	3,94
	2,77	-11,60	2,73	2,82	90	3,24
	5,08	-45,00	4,74	5,35	610	12,09

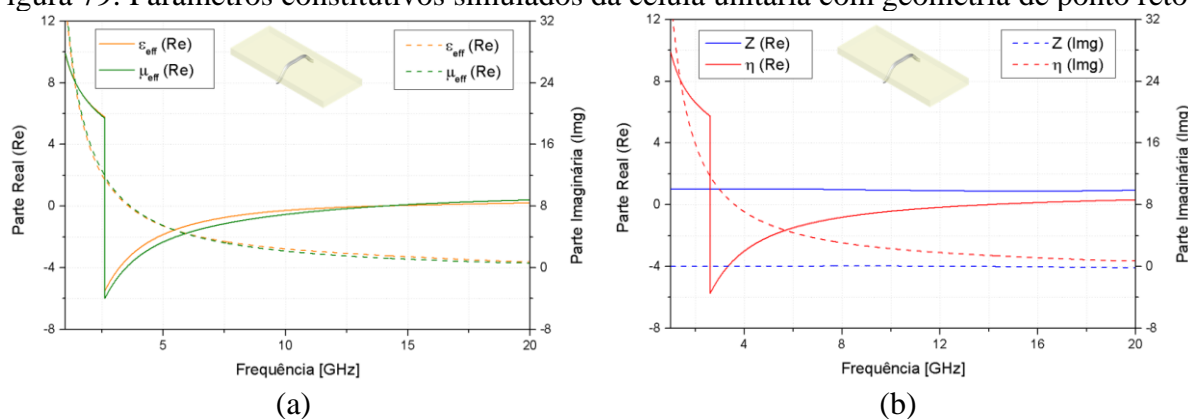
Fonte: Autoria própria.

A antena com superstrato dielétrico teve uma menor largura de banda entre os superstratos utilizados, isso ocorre devido ao aumento da permissividade causada pela sobre camada dielétrica (já que antes era unitária). Esse aumento na permissividade junto a antena faz com que a energia armazenada também aumente e a potência irradiada diminua, ocasionando uma largura de banda mais estreita em comparação com as demais.

6.3 Resultados Projeto 3

Na primeira etapa do Projeto 3, simulou-se uma célula unitária e os resultados obtidos para os parâmetros constitutivos de permissividade efetiva (ϵ_{eff}), permeabilidade efetiva (μ_{eff}), índice de refração (η) e impedância (Z) estão dispostos na Figura 79.

Figura 79: Parâmetros constitutivos simulados da célula unitária com geometria de ponto reto.



Fonte: Autoria própria.

A ressonância para essa geometria ocorreu em 2,61 GHz, e a partir dessa frequência os parâmetros constitutivos ficaram abaixo de zero, voltando ao eixo positivo após 13,66 GHz. A baixa frequência em que ocorre comportamento metamaterial pode ser explicada devido a um forte acoplamento capacitivo gerado pela proximidade entre os pontos da costura que são separados por um pequeno espaço de material dielétrico que fica entre um ponto e outro. Os valores dos parâmetros constitutivos para a frequência de ressonância estão dispostos na Tabela 22.

Tabela 22: Valores dos parâmetros constitutivos da geometria ponto reto de acordo com a frequência.

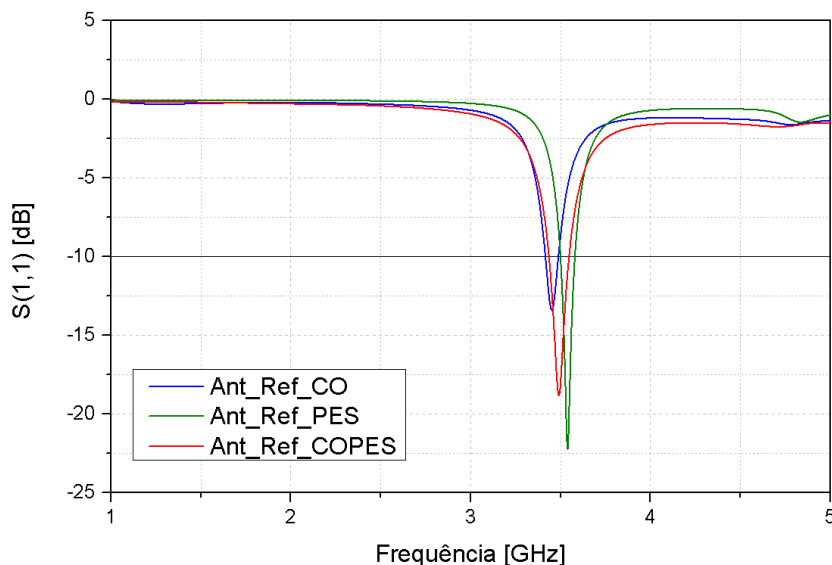
Frequência (GHz)	ϵ_{eff}	μ_{eff}	η	Z (Ω)
2,61	$-5,94 + 11,53j$	$-5,98 + 11,82j$	$-5,74 + 11,67j$	$1,01 + 0,01j$
3,50	$-3,46 + 8,22j$	$-3,97 + 8,41j$	$-3,71 + 8,31j$	$1,02 + 0,02j$

Fonte: Autoria própria.

Os dados referentes a frequência de 3,5 GHz estão expostos para mostrar que na frequência de projeto dessas antenas, o material apresentou características constitutivas negativas, sendo considerado um metamaterial *Left-handed* (LH).

Os resultados de coeficiente de reflexão obtidos nas simulações das antenas com diferentes substratos têxteis dielétricos encontram-se expostos na Figura 80.

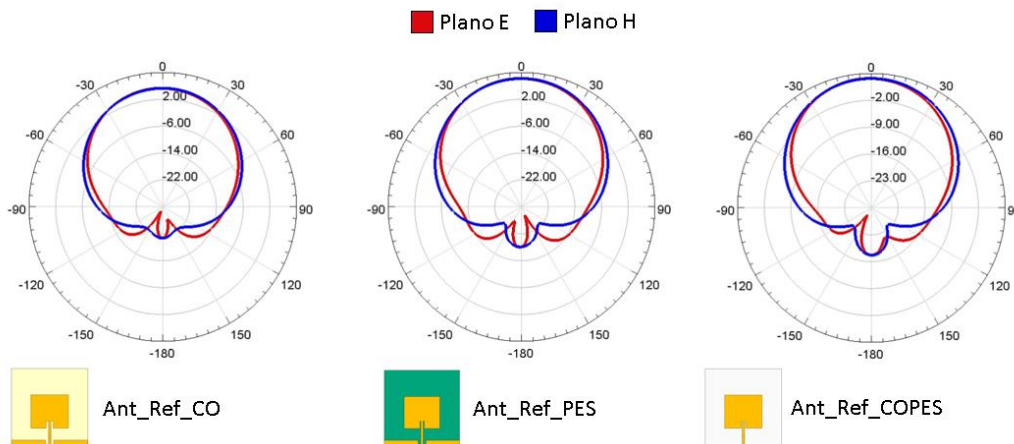
Figura 80: Coeficiente de reflexão para antenas com substrato têxtil dielétrico simuladas.



Fonte: Autoria própria.

Todas as antenas projetadas e simuladas ressoaram dentro da banda de operação da tecnologia 5G para frequência de 3,5 GHz (3,3 – 3,8 GHz), possuindo largura de banda superior a 2%. Para verificar o desempenho das antenas, os diagramas de radiação e ganho das antenas foram plotados como dispostos na Figura 81.

Figura 81: Diagramas de radiação para as antenas têxteis de referência simuladas.



Fonte: Autoria própria.

É possível observar que todas as antenas apresentaram um comportamento *broadside*, característico de antenas planares, com ganho superior a 3 dB. A Tabela 23 contém os principais dados simulados das antenas projetadas.

Tabela 23: Parâmetros de operação para as antenas com substrato têxtil dielétrico simuladas.

Antena	f_r (GHz)	S_{11} (dB)	$f_{inferior}$ (GHz)	$f_{superior}$ (GHz)	BW (MHz)	BW (%)	$G_{máximo}$ (dB)
Ant_Ref_CO	3,45	-13,48	3,42	3,49	70,00	2,03	5,31
Ant_Ref_PES	3,54	-22,25	3,50	3,58	80,00	2,26	8,20
Ant_Ref_COPES	3,49	-18,83	3,43	3,55	120,00	3,44	3,70

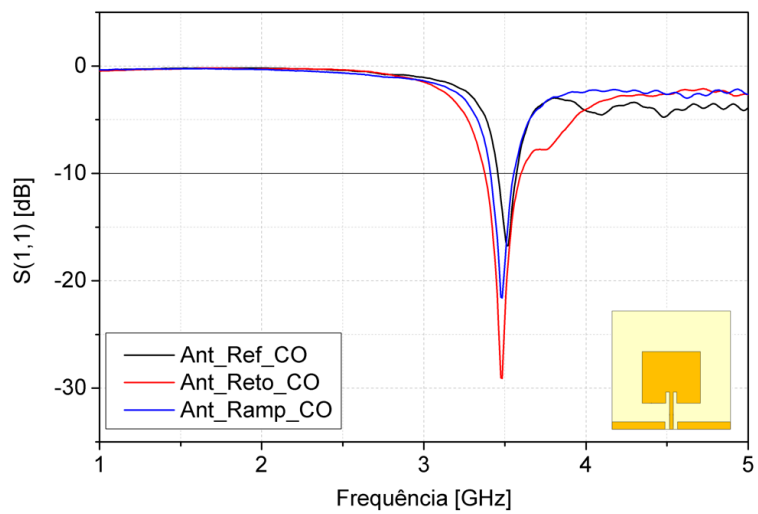
Fonte: Autoria própria.

A antena com menor coeficiente de reflexão foi a com substrato de poliéster (PES), uma vez que a tangente de perdas desse material foi a menor entre os substratos escolhidos, seguido pelo substrato misto de algodão (CO) e poliéster e, pelo substrato de algodão que apresentou a maior tangente de perdas e, conseqüentemente menor coeficiente de reflexão. Essa propriedade está diretamente ligada a largura de banda das antenas, uma vez que esse parâmetro depende do fator de qualidade da antena (Q). Dessa forma, as antenas com as maiores tangentes de perda também apresentaram menores larguras de banda.

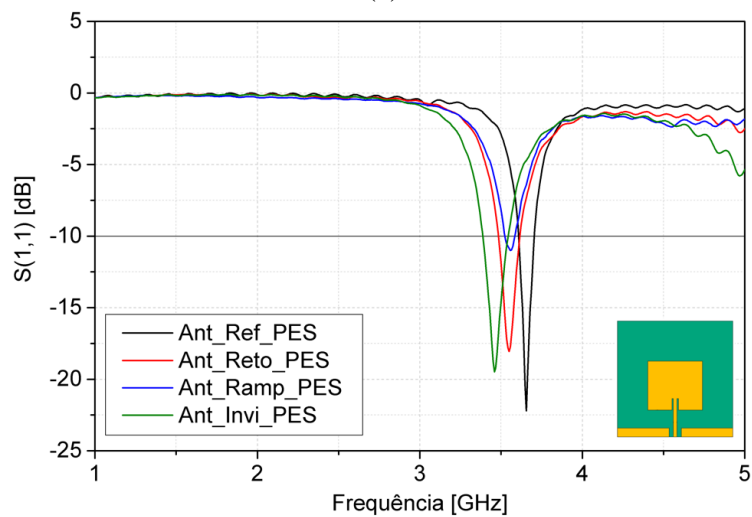
Os resultados medidos de coeficiente de reflexão para as antenas de substrato têxtil com diferentes tipos de geometria de ponto de costura encontram-se dispostos na Figura 82.

Todas as antenas ressoaram abaixo de -10 dB, apresentando algum tipo de deslocamento na frequência de ressonância, sendo em sua maioria no sentido de diminuição. Os dados das Cartas de Smith foram plotados de acordo com os ranges de frequência que abrangiam menor frequência inferior, até a maior frequência superior, como ilustra a Figura 83.

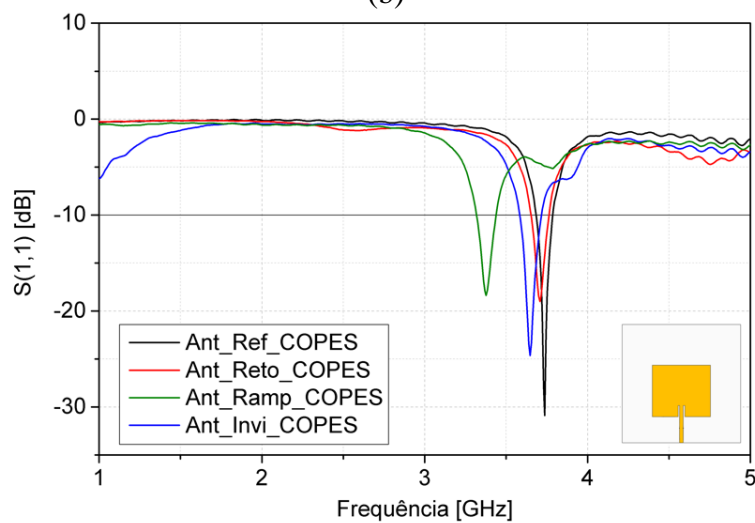
Figura 82: Coeficientes de reflexão medidos para as antenas com substrato metamaterial têxtil: (a) 100% algodão (CO), (b) 100% Poliéster (PES) e (c) 33% algodão e 67% poliéster (COPES).



(a)



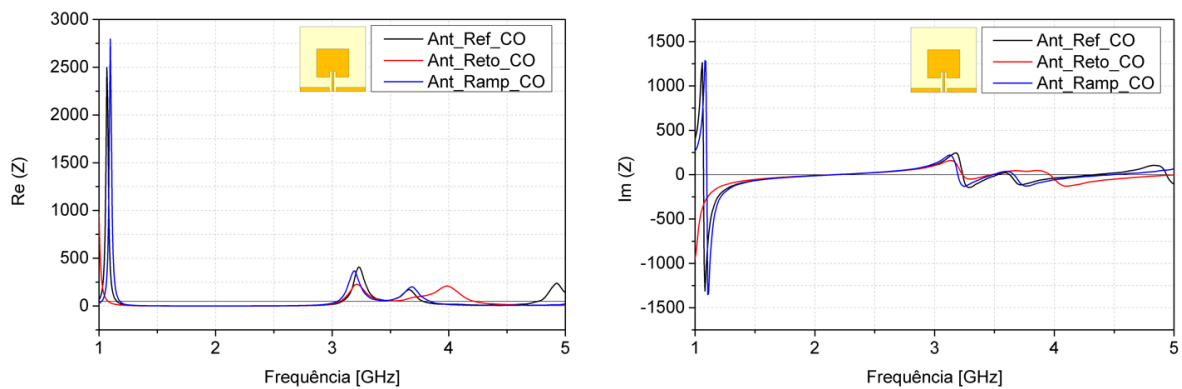
(b)



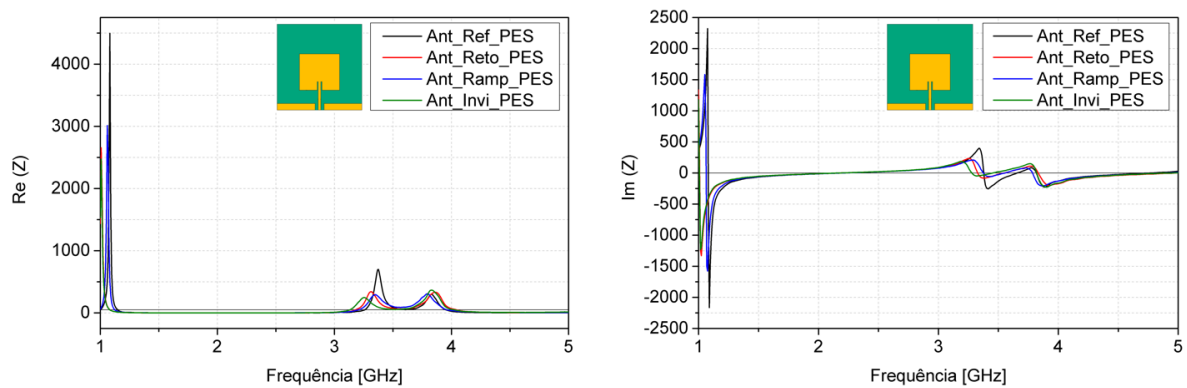
(c)

Fonte: Autoria própria.

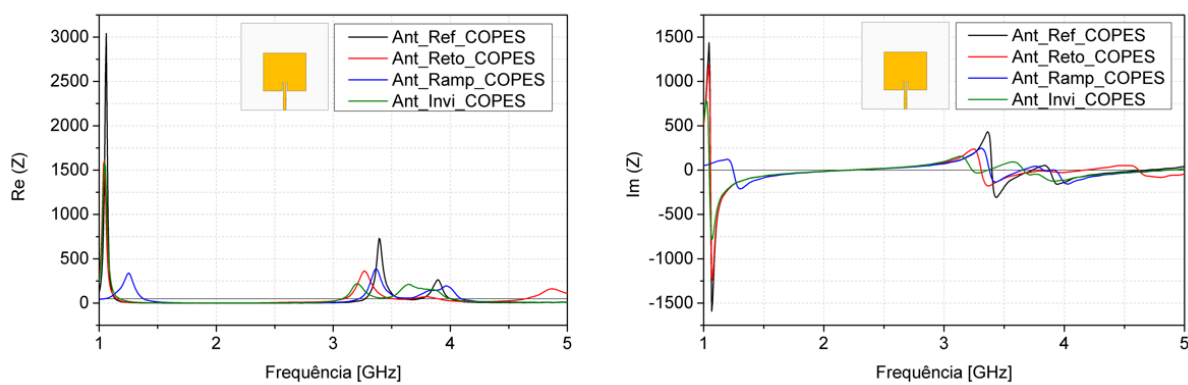
Figura 83: Parte Real (Re) e Imaginária (Im) da impedância (Z) das antenas medidas com substratos metamaterial têxtil: (a) 100% Algodão, (b) 100% Poliéster e (c) 33% Poliéster 67% Algodão.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Autoria própria.

É possível observar que a presença do metamaterial ocasionou, na maioria dos casos, uma diminuição de até 97% da parte imaginária da impedância da antena. Isso ocorre devido aos efeitos indutivos causados pela presença dos fios metálicos sob a ação dos campos elétricos existentes no substrato da antena. A Tabela 24 apresenta de forma concisa os dados medidos para essas antenas.

Tabela 24: Parâmetros de operação medidos das antenas com substrato metamaterial têxtil.

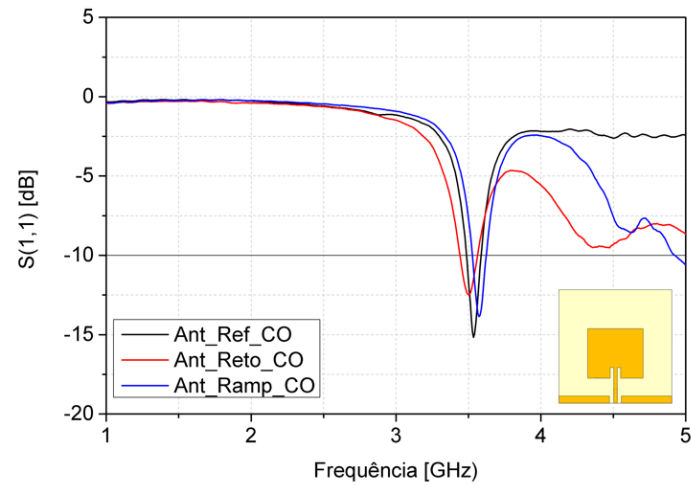
Antena	f_r (GHz)	S_{11} (dB)	$f_{inferior}$ (GHz)	$f_{superior}$ (GHz)	BW (MHz)	BW (%)	Z (Ω)
Ant_Ref_CO	3,51	-16,73	3,46	3,57	110	3,13	64,00 - 8,50j
Ant_Reto_CO	3,48	-29,09	3,37	3,60	230	6,60	53,50 - 0,20j
Ant_Ramp_CO	3,48	-21,60	3,41	3,55	140	4,02	58,70 - 2,36j
Ant_Ref_PES	3,65	-22,22	3,60	3,70	100	2,74	58,00 - 1,00j
Ant_Reto_PES	3,55	-18,08	3,48	3,61	130	3,67	64,00 + 1,00j
Ant_Ramp_PES	3,56	-11,01	3,52	3,58	60	1,69	89,00 + 0,50j
Ant_Invi_PES	3,46	-19,50	3,39	3,54	150	4,33	61,50 + 2,00j
Ant_Ref_COPEs	3,73	-30,89	3,68	3,78	100	2,68	49,00 + 2,50j
Ant_Reto_COPEs	3,71	-18,99	3,65	3,76	110	2,97	55,70 - 22,10j
Ant_Ramp_COPEs	3,65	-24,64	3,58	3,72	140	3,84	56,00 - 0,15j
Ant_Invi_COPEs	3,38	-18,37	3,32	3,44	120	3,55	62,00 + 6,00j

Fonte: Autoria própria.

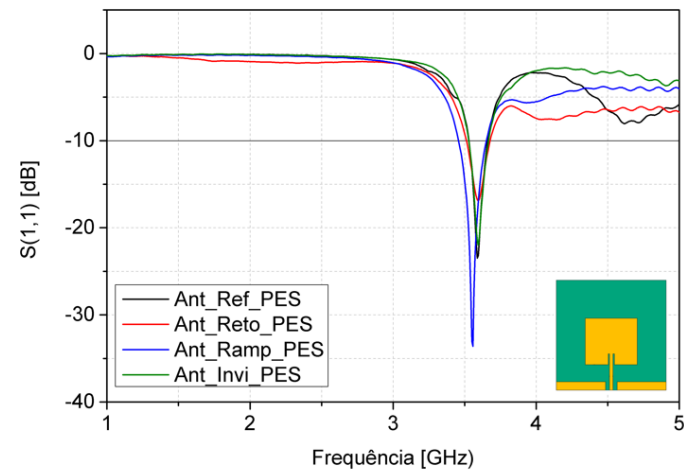
Todas as antenas, com exceção da Ant_Ramp_PES, apresentaram um aumento na largura de banda de até 230%, característica que reafirmam o comportamento metamaterial desse substrato têxtil. Esse aumento da largura de banda ocorre, porque as geometrias apresentadas proporcionam uma diminuição da razão de onda estacionária das antenas, deixando a impedância das antenas próximas ao valor ideal de 50 Ω .

Do ensaio realizado com as antenas curvadas próximas ao corpo, obtiveram-se os dados de coeficiente de reflexão de acordo com a frequência para os diferentes tipos de substrato. A Figura 84 apresenta os resultados supracitados.

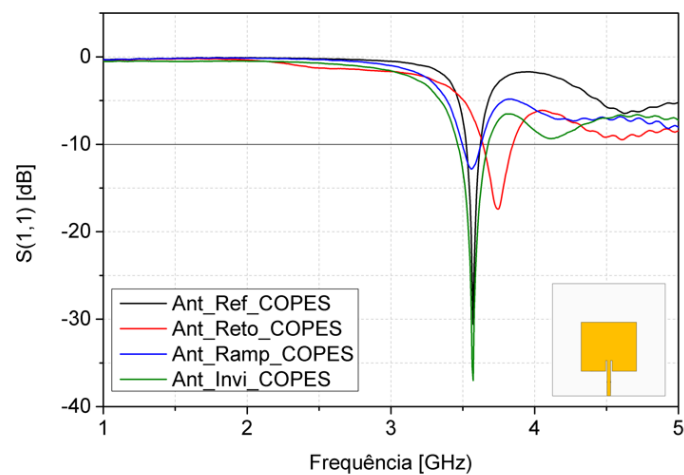
Figura 84: Coeficientes de reflexão medidos para as antenas curvas e próximas ao corpo com substrato metamaterial têxtil: (a) 100% algodão (CO), (b) 100% Poliéster (PES) e (c) 33% algodão e 67% poliéster (COPES).



(a)



(b)

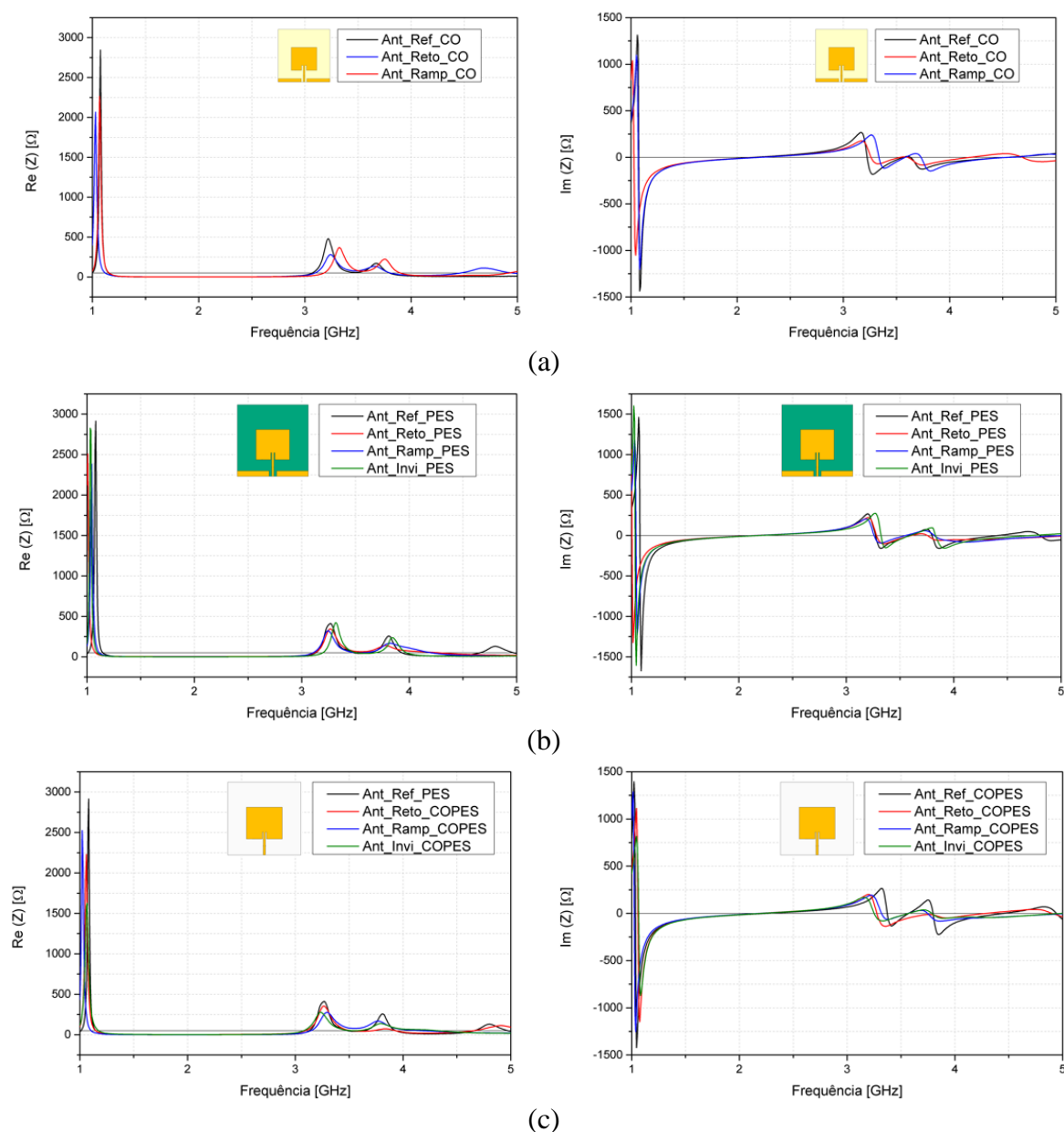


(c)

Fonte: Autoria própria.

É possível notar que, na maioria dos casos, a curvatura e proximidade ao corpo ocasionaram um deslocamento médio da frequência de ressonância de +20 MHz quando comparadas as antenas planas. Além disso, a largura de banda aumentou em média 10 MHz. Isso indica que houve uma provável diminuição da permissividade efetiva do material, provocando, conseqüentemente, uma redução concentração de linhas de campo elétrico e energia armazenada no interior do substrato. A Figura 84, mostra as impedâncias das antenas em relação a frequência.

Figura 85: Parte Real (Re) e Imaginária (Im) da impedância (Z) das antenas curvas medidas próximas ao corpo e com substratos metamaterial têxtil: (a) 100% Algodão, (b) 100% Poliéster e (c) 33% Poliéster 67% Algodão.



Fonte: Autoria própria.

De forma geral, o comportamento gráfico da impedância da antena se manteve em comparação com as antenas planas. Contudo, a curvatura das antenas e a proximidade com o corpo humano provocaram um efeito capacitivo na impedância, fazendo com que a reatância das antenas variasse em média $-1,95j$. A Tabela 25 mostra de forma resumida os parâmetros de operação das antenas próximas ao corpo.

Tabela 25: Parâmetros de operação medidos das antenas curvas próximas ao corpo e com substrato metamaterial têxtil.

Antena	f_r (GHz)	S_{11} (dB)	$f_{inferior}$ (GHz)	$f_{superior}$ (GHz)	BW (MHz)	BW (%)	Z (Ω)
Ant_Ref_CO	3,54	-15,18	3,49	3,59	100	2,84	67,21 - 11,17j
Ant_Reto_CO	3,51	-12,48	3,44	3,56	120	3,46	79,51 - 8,99j
Ant_Ramp_CO	3,57	-13,86	3,53	3,62	100	2,68	74,67 - 5,61j
Ant_Ref_PES	3,59	-23,48	3,53	3,66	130	3,64	43,84 - 1,24j
Ant_Reto_PES	3,60	-16,91	3,51	3,68	160	4,59	66,17 - 3,72j
Ant_Ramp_PES	3,56	-33,60	3,46	3,65	200	5,51	51,70 + 1,28j
Ant_Invi_PES	3,60	-21,99	3,53	3,67	140	3,84	42,63 - 0,18j
Ant_Ref_COPEs	3,57	-30,58	3,52	3,62	100	2,79	52,93 + 0,83j
Ant_Reto_COPEs	3,75	-17,42	3,64	3,85	210	5,56	55,83 - 13,12j
Ant_Ramp_COPEs	3,56	-12,81	3,50	3,63	130	3,67	79,50 - 2,80j
Ant_Invi_COPEs	3,57	-37,01	3,52	3,62	100	2,77	51,07 + 0,95j

Fonte: Autoria própria.

Todas as antenas ressoaram abaixo de -10 dB, e apresentaram banda larga (acima de 2%). Em alguns casos (Ant_Invi_PES e Ant_Ramp_COPEs), as antenas com substrato metamaterial apresentaram um coeficiente de reflexão menor em comparação com as antenas de referência. Para essas configurações de substrato metamaterial, o efeito da curvatura na impedância da antena foi predominantemente indutivo, provocando uma diminuição da reatância e conseqüentemente uma melhora na razão de onda estacionária. A largura de banda das antenas com substrato de algodão (CO) foi menor em todos os casos quando comparada a sua configuração plana, o que pode estar associado à sua alta tangente de perdas em relação aos outros tecidos.

Capítulo 7: Conclusão

Os estudos sobre parâmetros de aplicações biomédicas e tecnologia WBAN foram essenciais para seleção dos materiais dielétricos utilizados. O referencial teórico a respeito dos metamateriais têxteis foi essencial para entender o comportamento dessas estruturas, quais materiais condutivos e técnica de fabricação utilizar, como também, qual seria a principal questão que ainda não havia sido explorada nessa área.

Os materiais selecionados e utilizados estavam de acordo com as normas vigentes para aplicações na área biomédica. A fabricação do tecido de malha circular com linha condutiva, assim como a costura dos tecidos planos comerciais mostrou-se desafiadora devido a aspereza e tensionamento que essas linhas provocam nos equipamentos utilizados. Contudo, os processos de fabricação são simples e acessíveis, e uma vez encontrada configuração adequada para trabalhar com essas linhas condutivas, o potencial de escalabilidade de produção desses metamateriais têxteis mostrou-se viável e facilmente replicável.

O método da sonda coaxial, mostrou-se um ótimo procedimento para caracterização de materiais têxteis dielétricos, sendo sua confiabilidade comprovada de acordo com a concordância entre os dados simulados e medidos das antenas de referência. De forma similar, a metodologia utilizada para caracterizar eletricamente a linha condutiva de aço inox também se mostrou eficaz, fornecendo os dados necessários que possibilitaram as simulações das células unitárias das estruturas metamateriais propostas.

As limitações apresentadas pelos equipamentos e técnicas de fabricação utilizadas foram decisivas no projeto e escolha das geometrias a serem investigadas. O método da Floquet Port presente no software HFSS[®], combinado com as equações apresentadas em trabalhos publicados, foram essenciais, respectivamente, para simular as células unitárias e calcular os parâmetros constitutivos (permissividade, permeabilidade, índice de refração e impedância) dos metamateriais.

Os três projetos desenvolvidos mostraram a variabilidade e potencial de aplicação que os materiais têxteis podem apresentar quando são utilizados em antenas planares. Cada investigação conseguiu estudar aspectos técnicos que envolvem a inserção de fios condutivos seja na fabricação de um novo tecido até a adequação de tecidos comerciais já existentes.

No Projeto 1, foi possível verificar que através de simulações que a inserção de linha condutiva em substrato têxtil de uma antena planar de forma retilínea, no sentido transversal, provocou perda de diretividade em seu diagrama de radiação, atenuação do modo principal e aparição de característica *dual-band*. Já a inserção de fios no sentido longitudinal, proporcionou uma diminuição do coeficiente de reflexão com uma pequena variação na frequência de ressonância. A partir das medições efetuadas, pode-se notar que a inserção dos fios, seja no sentido transversal ou longitudinal provocou a diminuição da largura de banda das antenas, e em alguns casos particulares a aparição de novos modos de ressonância.

No Projeto 2, a utilização de simulação computacional foi capaz de constatar características metamaterial LHM em uma geometria têxtil típica de tecidos de malha de trama (a laçada) para frequências superiores a 8,9 GHz. A utilização de um tecido de malha com essa estrutura como um superestrato de uma antena têxtil, provocou a filtragem da frequência de ressonância principal e um aumento da largura de banda em frequências superiores a 3 GHz. O que demonstra potencial uso desse tipo de material em aplicações de blindagem eletromagnética na região de campos próximos.

No Projeto 3, as simulações novamente comprovaram características metamateriais em um tecido com ponto de costura retilíneo (ponto reto) para uma faixa de frequência de 2,61 – 13,66 GHz. As antenas fabricadas com substrato têxtil que continham essa estrutura apresentaram um aumento na largura de banda, e, em alguns casos, deslocamento da frequência de ressonância no sentido de abaixamento, o que implica em potencial redução nas dimensões das antenas para uma mesma frequência de projeto. A curvatura e proximidade ao corpo humano das antenas estudadas nesse projeto, provocaram uma variação média de 20 MHz e 10 MHz, respectivamente, na frequência de ressonância e na largura de banda das antenas em comparação com as antenas planas.

De acordo com os resultados obtidos neste trabalho, conclui-se que há possibilidade do desenvolvimento de redes de comunicação próximas ao corpo a partir do uso de metamateriais têxteis. Neste estudo, as características do metamaterial foram obtidas a partir da incorporação de fios eletricamente condutores em uma estrutura têxtil para aplicação como substrato em antenas de microfita. Este tipo de aplicação pode aumentar a capacidade de transmissão de dados entre dispositivos utilizando níveis menores de energia, ou seja, são capazes de aumentar a taxa de transmissão com níveis menores de potência, apresentando grande potencialidade de aplicações em sistemas WBAN para uso na área médica, industrial ou militar.

7.1 Sugestões para trabalhos futuros

Com base no estudo desenvolvido destacam-se neste tópico algumas recomendações para trabalhos futuros, são elas:

- Variar parâmetros de comprimento da laçada e da costura e verificar a influência nos parâmetros constituintes do metamaterial;
- Analisar e comparar os parâmetros de SAR para antenas com e sem substrato metamaterial têxtil;
- Estudar os modos de propagação no interior das antenas com substrato metamaterial têxtil;
- Estudar a utilização desses metamateriais têxteis como sensores;
- Investigar a existência de características metamaterial em substratos de malha dielétricos;
- Variar e estudar isoladamente variações na estrutura têxtil dielétrica e, geometrias e distanciamento das linhas condutivas;
- Testar e comparar a sensibilidade de antenas têxteis na detecção de diferentes tipos de materiais;
- Pesquisar e projetar Superfícies Seletivas em Frequência com materiais têxteis;
- Variar curvatura das antenas com metamaterial têxtil no substrato da antena.

REFERÊNCIAS

ABDULKARIM, Yadgar I. et al. **Novel Metamaterials-Based Hypersensitized Liquid Sensor Integrating Omega-Shaped Resonator with Microstrip Transmission Line.** *Sensors*, v. 20, n. 3, p. 943, 2020.

AFSAR, Mohammed Nurul. **Precision millimeter-wave measurements of complex refractive index, complex dielectric permittivity, and loss tangent of common polymers.** *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, n. 2, p. 530-536, 1987.

AGARWAL, Kush; GUO, Yong-Xin; SALAM, Budiman. **Wearable AMC backed near-endfire antenna for on-body communications on latex substrate.** *IEEE transactions on components, packaging and manufacturing technology*, v. 6, n. 3, p. 346-358, 2016.

AGILENT TECHNOLOGIES. **Agilent 85070E Dielectric Probe Kit 200 MHz to 50 GHz.** Technical Overview; Agilent Technologies: Santa Clara, CA, USA, 2008.

AGU, Daniel et al. **Investigation of e-textile dipole antenna performance based on embroidery parameters.** *Textile Research Journal*, p. 00405175211013421, 2021.

AL-BAWRI, Samir Salem et al. **Compact Ultra-Wideband Monopole Antenna Loaded with Metamaterial.** *Sensors*, v. 20, n. 3, p. 796, 2020.

ALEMARYEEN, Ala; NOGHANIAN, Sima. **On-body low-profile textile antenna with artificial magnetic conductor.** *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 67, n. 6, p. 3649-3656, 2019.

ALEMDAR, Hande; ERSOY, Cem. **Wireless sensor networks for healthcare: A survey.** *Computer networks*, v. 54, n. 15, p. 2688-2710, 2010.

AL-HASSAN, Ahmad Y. **An Eighth Century Arabic Treatise on the Colouring of Glass: Kitāb al-Durra al-Maknūna (The Book of the Hidden Pearl) of Jābir ibn Ḥayyān (c. 721–c. 815).** *Arabic sciences and philosophy*, v. 19, n. 1, p. 121-156, 2009.

ALMOHAMMED, Bahaa; ISMAIL, Alyani; SALI, Aduwati. **Electro-textile wearable antennas in wireless body area networks: Materials, antenna design, manufacturing techniques, and human body consideration—A review.** *Textile Research Journal*, v. 91, n. 5-6, p. 646-663, 2021.

AMBIGAVATHI, M.; SRIDHARAN, D. **An Effective Dynamic Slot Allocation Scheme for Wireless Body Area Network.** In: *Wireless Communication Networks and Internet of Things*. Springer, Singapore, 2019. p. 123-130.

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). NBR 13734: **Produtos têxteis para saúde - Características de lençóis, fronha e pijama hospitalar.** Rio de Janeiro, 2016.

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). NBR 16064: **Produtos têxteis para saúde - Campos cirúrgicos, aventais e roupas para sala limpa, utilizados por pacientes e profissionais de saúde e para equipamento - Requisitos e métodos de ensaio.** Rio de Janeiro, 2016.

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). NBR 16693: **Produtos têxteis para saúde - Aventais e roupas privativas para procedimento não cirúrgico utilizados por profissionais de saúde e pacientes - Requisitos e métodos de ensaio**. Rio de Janeiro, 2018.

AYDIN, Koray et al. **Transmission characteristics of bianisotropic metamaterials based on omega shaped metallic inclusions**. New Journal of Physics, v. 9, n. 9, p. 326, 2007.

BAHRAMI, H. et al. **Flexible sixteen antenna array for microwave breast cancer detection**. The breast, v. 5, n. 8, p. 9, 2015.

BAIT-SUWAILAM, Mohammed M.; ALMONEEF, Thamer S.; ALOMAINY, Akram. **A Wearable Reconfigurable Electromagnetic Metamaterial Absorber using Artificial Magnetic Inclusions**. In: 2019 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation and USNC-URSI Radio Science Meeting. IEEE, 2019. p. 1623-1624.

BAL, Kausik; KOTHARI, V. K. **Permittivity of woven fabrics: A comparison of dielectric formulas for air-fiber mixture**. IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation, v. 17, n. 3, p. 881-889, 2010.

BALANIS, C. A. **Teoria das antenas: análise e síntese**. vol. 1 e 2. 3ª ed. Rio de Janeiro: LTC, 2009.

BARBER, D. J.; FREESTONE, Ian C. **An investigation of the origin of the colour of the Lycurgus Cup by analytical transmission electron microscopy**. Archaeometry, v. 32, n. 1, p. 33-45, 1990.

BAUM, Thomas C. et al. **Passive and active metamaterial-inspired radiating and scattering systems integrated into structural composite materials**. In: 2017 11th International Congress on Engineered Materials Platforms for Novel Wave Phenomena (Metamaterials). IEEE, 2017. p. 400-402.

BJARNASON, J. E. et al. **Millimeter-wave, terahertz, and mid-infrared transmission through common clothing**. Applied Physics Letters, v. 85, n. 4, p. 519-521, 2004.

BOSE, Jagadis Chunder. **On the rotation of plane of polarisation of electric wave by a twisted structure**. Proceedings of the Royal Society of London, v. 63, n. 389-400, p. 146-152, 1898.

BURGNIES, L. et al. **Experimental phase-advance in woven textile metasurface**. Applied Physics Letters, v. 107, n. 20, p. 203505, 2015.

BURGNIES, L.; LHEURETTE, É.; LIPPENS, D. **Textile inspired flexible metamaterial with negative refractive index**. Journal of Applied Physics, v. 117, n. 14, p. 144506, 2015.

BURGNIES, Ludovic et al. **High-pass sub-mmwave filtering by woven textile metamaterials**. IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology, v. 8, n. 4, p. 427-433, 2018.

CAI, Wenshan; SHALAEV, Vladimir M. **Optical metamaterials**. New York: Springer, 2010.

CALOZ, Christophe, ITOH, Tatsuo. **Electromagnetic Metamaterials: Transmission Line Theory and Microwave Applications**. United States of America: John Wiley & Sons. p. 365. 2006.

CAN, Sultan; YILMAZ, A. Egemen. **Radar cross section reduction of a plate with textile-based single negative metamaterial**. In: 2016 10th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP). IEEE, 2016. p. 1-4.

CARRON, Arthur L. **Electric-heated glove**. U.S. Patent n. 1,011,574, 12 dez. 1911.

CASAGRANDE, R.; MORAES, R.; CECHINEL, A.; NEGRI, J.; MONTEZ, C. **Análise Experimental de Redes IEEE 802.15.4 como backbone para WBAN**. VII Brazilian Symposium on Computing Systems Engineering, 2017.

CHAKARAVARTHI, Geetha; ARUNACHALAM, Kavitha. **A compact microwave patch applicator for hyperthermia treatment of cancer**. In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2014. p. 5320-5322.

CHAUHAN, Amandeep; CHAUHAN, Gurveer Kaur; KAUR, Gurpreet. **Implantable Antennas in Biomedical Applications**. In: Computational Intelligence and Communication Networks (CICN), 2015 International Conference on. IEEE, 2015. p. 25-29.

CHAVEZ-SANTIAGO, Raul et al. **Propagation models for IEEE 802.15. 6 standardization of implant communication in body area networks**. IEEE Communications Magazine, v. 51, n. 8, p. 80-87, 2013.

CHEN, Xu; FAN, Wenhui. **Ultrasensitive terahertz metamaterial sensor based on spoof surface plasmon**. Scientific reports, v. 7, n. 1, p. 1-8, 2017.

CHEN, Yongyao. **Manipulating Terahertz Radiation Using Novel Metamaterials Towards Functional Passive and Active Devices**. 2012. Tese de Doutorado. Oklahoma State University.

CHEW, Weng Cho. **Sommerfeld integrals for left-handed materials**. Microwave and Optical Technology Letters, v. 42, n. 5, p. 369-373, 2004.

CHIH-TANG, Sah. **Evolution of the MOS transistor-from conception to VLSI**. Proceedings of the IEEE, v. 76, n. 10, p. 1280-1326, 1988.

CHOU, C. K. **Radiofrequency hyperthermia in cancer therapy**. Chapter 94 In Biologic Effects of Nonionizing Electromagnetic Fields, CRC Press, Inc, p. 1424-1428, 1995.

CHOW, Eric Y.; MORRIS, Milton M.; IRAZOQUI, Pedro P. **Implantable RF medical devices: The benefits of high-speed communication and much greater communication distances in biomedical applications**. IEEE Microwave Magazine, v. 14, n. 4, p. 64-73, 2013.

COTTET, Didier et al. **Electrical characterization of textile transmission lines**. IEEE Transactions on advanced packaging, v. 26, n. 2, p. 182-190, 2003.

CUI, Tie Jun; SMITH, David R.; LIU, Ruopeng. **Metamaterials**. Spring Street, NY: springer, 2010.

DANILIN, Jury I. et al. **Electric woven switching matrix**. U.S. Patent n. 4,158,103, 12 jun. 1979.

DAWON, Kahng. **Electric field controlled semiconductor device**. U.S. Patent n. 3,102,230, 27 ago. 1963.

DEAETT, Michael A.; DUFILIE, Pierre A.; WEEDON, William H. **Space-Based E-Textile Arrays**. APPLIED RADAR INC NORTH KINGSTOWN RI, 2003.

DELL'ISOLA, Francesco et al. **Designing a light fabric metamaterial being highly macroscopically tough under directional extension: first experimental evidence**. Zeitschrift für angewandte Mathematik und Physik, v. 66, n. 6, p. 3473-3498, 2015.

DELVAUX, Michel; GAY, Gérard. **Capsule endoscopy: technique and indications**. Best Practice & Research Clinical Gastroenterology, v. 22, n. 5, p. 813-837, 2008.

DIAS, Tilak (Ed.). **Electronic textiles: Smart fabrics and wearable technology**. Woodhead Publishing, 2015.

DIAS, Tilak Kithsiri; RATHNAYAKE, Anura. **Electronically functional yarns**. U.S. Patent n. 10,301,751, 28 maio 2019.

DIAS, Tilak; FERNANDO, Anura. **Operative devices installed in yarns**. U.S. Patent Application n. 11/914,194, 4 jun. 2009.

DIAZ, Christina. **Modification Of The Near-Infrared Signature Of Textile Fabrics Via Colloidal Self-Assembly**. 2009.

DIEST, Kenneth. **Numerical Methods for Metamaterial Design**. Dordrecht: Springer, 2013.

DUDEK, Ch et al. **New opportunities in magnetic metamaterials**. In: Quantum Sensing and Nanophotonic Devices II. International Society for Optics and Photonics, 2005. p. 470-483.

DUNAYEVSKIY, Ilya et al. **Millimeter-and submillimeter-wave characterization of various fabrics**. Applied optics, v. 46, n. 24, p. 6161-6165, 2007.

ENGHETA, Nader; ZIOLKOWSKI, Richard W. (Ed.). **Metamaterials: physics and engineering explorations**. John Wiley & Sons, 2006.

FARIAS, Rafael Brito de. **ANÁLISE DA NECESSIDADE DE MUDANÇA REGULATÓRIA PARA A IMPLANTAÇÃO DO 5G NO BRASIL**. 2021. Tese de Doutorado.

FENG, Lei et al. **Photonic metamaterial absorbers: Morphology engineering and interdisciplinary applications.** *Advanced Materials*, p. 1903787, 2019.

GAO, Guo-Ping et al. **A Wearable PIFA With an All-Textile Metasurface for 5 GHz WBAN Applications.** *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, v. 18, n. 2, p. 288-292, 2018.

GARNETT, JC Maxwell. XII. **Colours in metal glasses and in metallic films.** *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character*, v. 203, n. 359-371, p. 385-420, 1904.

GINESTET, Galatée et al. **Embroidered antenna-microchip interconnections and contour antennas in passive UHF RFID textile tags.** *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, v. 16, p. 1205-1208, 2016.

GHEBREBRHAN, Michael et al. **Tunable millimeter and sub-millimeter spectral response of textile metamaterial via resonant states.** *Optics express*, v. 22, n. 3, p. 2853-2859, 2014.

GIL, Marta; BONACHE, Jordi; MARTIN, Ferran. **Metamaterial filters: A review.** *Metamaterials*, v. 2, n. 4, p. 186-197, 2008.

GONÇALVES, Fábio Júlio Fonseca. **Medição das propriedades constitutivas eletromagnéticas de materiais na faixa de 1 a 6 GHz pelo método do espaço livre.** 2012. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Minas Gerais.

GOULD, Paula. **Textiles gain intelligence.** *Materials today*, v. 6, n. 10, p. 38-43, 2003.

GREINKE, Berit. **Experimental Fabrication and Characterisation of Textile Metamaterial Structures for Microwave Applications.** 2017. Tese de Doutorado. Queen Mary University of London.

GUAN, F. et al. **Fabrication and application of fabric based frequency selective surface.** *Fangzhi Xuebao/J Text Res*, v. 37, p. 141-148, 2016.

GUERRA, J. R. F. **Projeto de Antena de Microfita Flexível Utilizando de Tecido Malha a Base de Fibras Naturais e Sintéticas.** Dissertação de Mestrado. Universidade Federal Rural do Semi-Árido. 2016.

GULER, Sibel Deren; GANNON, Madeline; SICCHIO, Kate. **A brief history of wearables. In: Crafting Wearables.** Apress, Berkeley, CA, 2016. p. 3-10.

GÜNEY, Durdu Ö. et al. **Connected bulk negative index photonic metamaterials.** *Optics letters*, v. 34, n. 4, p. 506-508, 2009.

GUPTA, B.; SANKARALINGAM, S.; DHAR, S. **Development of wearable and implantable antennas in the last decade: A review.** *IEEE Conference Publications*, pp. 251-267, 2010.

HAO, J. et al. **EMBROIDERED SPLIT RING RESONATOR ANTENNA.** In: *Proceedings of the 19th World Textile Conference-Autex 2019.* 2019. p. 6-6.

HAO, Jianping et al. **Multiresonant Split Ring Resonator with Meandered Strips**. *physica status solidi (a)*, v. 217, n. 6, p. 1901017, 2020.

HAO, Yang; MITTRA, Raj. **FDTD modeling of metamaterials: Theory and applications**. Artech house, 2008.

HAXHA, Shyqyri et al. **Metamaterial superlenses operating at visible wavelength for imaging applications**. *Scientific reports*, v. 8, n. 1, p. 1-15, 2018.

HEFTER, Michel. **Knitted electric heating-body**. U.S. Patent n. 975,359, 8 nov. 1910.

HEO, Eunah et al. **A wearable textile antenna for wireless power transfer by magnetic resonance**. *Textile research journal*, v. 88, n. 8, p. 913-921, 2018.

HERTLEER, C.; LAERE, A. V.; ROGIER, H.; et al. **Influence of Relative Humidity on Textile Antenna Performance**. *Textile Research Journal*. vol.80, p. 177 – 183, 2010.

HERTLEER, Carla et al. **The use of textile materials to design wearable microstrip patch antennas**. *Textile Research Journal*, v. 78, n. 8, p. 651-658, 2008.

HOLANDA, Samanta Mesquita de. **Estudo e desenvolvimento de antenas de microfita utilizando tecido de malha a base de fibras têxteis compostas**. Dissertação de mestrado. Universidade Federal Rural do Semi-Árido. 2016.

HOLANDA, Samanta M. et al. **Microstrip antenna based on knitted fabrics with biodegradable synthetic fibers**. *Journal Of Materials Science: Materials in Electronics*, v. 28, n. 20, p. 15118-15126, 2017.

HOLLOWAY, Christopher L. et al. An overview of the theory and applications of metasurfaces: The two-dimensional equivalents of metamaterials. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, v. 54, n. 2, p. 10-35, 2012.

HONG, Hong; HU, Jiyong; YAN, Xiong. **UV curable conductive ink for the fabrication of textile-based conductive circuits and wearable UHF RFID tags**. *ACS applied materials & interfaces*, v. 11, n. 30, p. 27318-27326, 2019.

HOQUE, Ahasanul et al. **A polarization independent quasi-TEM metamaterial absorber for X and ku band sensing applications**. *sensors*, v. 18, n. 12, p. 4209, 2018.

HUANG, Xianjun et al. **Screen Overprinted Flexible Radar Absorber Composed of Planar Resistor Loaded Metamaterials**. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 2020.

HUGHES-RILEY, Theodore; DIAS, Tilak; CORK, Colin. **A historical review of the development of electronic textiles**. *Fibers*, v. 6, n. 2, p. 34, 2018.

HUPPÉ, C. et al. **Woven metamaterials with an electromagnetic phase-advance for selective shielding**. In: *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. IOP Publishing, 2017. p. 032004.

ISA, Siti Nurzulaihan et al. **Floral structure for textile-based metamaterial absorber**. Indonesian Journal of Electrical Engineering and Informatics (IJEI), v. 7, n. 2, p. 375-381, 2019.

ISLAM, Mohammad Tariqul et al. **Experimental breast phantom imaging with metamaterial-inspired nine-antenna sensor array**. Sensors, v. 18, n. 12, p. 4427, 2018.

ISLAM, Mohammad Tariqul et al. **Left-handed metamaterial-inspired unit cell for S-Band glucose sensing application**. Sensors, v. 19, n. 1, p. 169, 2019.

JALILI, N. et al. **Distributed Sensors and Actuators via Electronic-Textiles**. National Textile Center Research Briefs–Materials Competency: June, 2005.

JOHRI, Manoj; PAUDYAL, Harihar. **Left Handed Materials: A New Paradigm in Structured Electromagnetics**. Abdus Salam International Centre for Theoretical Physics, 2010.

KAUR, Gurveer et al. **Antennas for biomedical applications**. Biomedical Engineering Letters, v. 5, n. 3, p. 203-212, 2015.

KEERTHI, C. et al. **Design of Miniaturized Metamaterial Circular Patch Antennas Using A 4x4 Array Split Ring Resonator For Bio-Medical Applications**. i-Manager's Journal on Communication Engineering and Systems, v. 6, n. 2, p. 26, 2017.

KHAN, Muhammad Usman Ali et al. **An octagonal-shaped conductive HC12 & LIBERATOR-40 thread embroidered chipless RFID for general IoT applications**. Sensors and Actuators A: Physical, v. 318, p. 112485, 2021.

KHAN, Muhammad Usman Ali; RAAD, Raad; FOROUGH, Javad. **A Fibre Embroidered Chipless RFID Tag on Cotton Fabrics for Wearable Applications**. In: GLOBECOM 2020-2020 IEEE Global Communications Conference. IEEE, 2020. p. 1-6.

KHURSHID, Adnan; DONG, Jian; SHI, Ronghua. **A Metamaterial-Based Compact Planar Monopole Antenna for Wi-Fi and UWB Applications**. Sensors, v. 19, n. 24, p. 5426, 2019.

KILDAL, Per-Simon; KISHK, Ahmed; SIPUS, Zvonimir. **RF invisibility using metamaterials: Harry Potter's cloak or the emperor's new clothes?**. In: 2007 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium. IEEE, 2007. p. 2361-2364.

KIM, Taehwan et al. **Hierarchical metamaterials for multispectral camouflage of infrared and microwaves**. Advanced Functional Materials, v. 29, n. 10, p. 1807319, 2019.

KIOURTI, Asimina; NIKITA, Konstantina S. **A review of implantable patch antennas for biomedical telemetry: Challenges and solutions** [wireless corner]. IEEE Antennas and Propagation Magazine, v. 54, n. 3, p. 210-228, 2012.

KIOURTI, Asimina; PSATHAS, Konstantinos A.; NIKITA, Konstantina S. **Implantable and ingestible medical devices with wireless telemetry functionalities: A review of current status and challenges**. Bioelectromagnetics, v. 35, n. 1, p. 1-15, 2014.

KIOURTI, Asimina; VOLAKIS, John L. **High-geometrical-accuracy embroidery process for textile antennas with fine details**. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, v. 14, p. 1474-1477, 2014.

KWAK, Kyung Sup; ULLAH, Sana; ULLAH, Niamat. **An overview of IEEE 802.15. 6 standard**. In: 2010 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL 2010). IEEE, 2010. p. 1-6.

LAJEVARDI, Mir Emad; KAMYAB, Manoochehr. **Ultraminiaturized Metamaterial-Inspired SIW Textile Antenna for Off-Body Applications**. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, v. 16, p. 3155-3158, 2017.

LAKHTAKIA, Akhlesh; MCCALL, Martin W.; WEIGLHOFER, Werner S. **Negative phase-velocity mediums**. Introduction to complex mediums for optics and electromagnetics, v. 123, p. 347, 2003.

LANDY, Nathan; SMITH, David R. **A full-parameter unidirectional metamaterial cloak for microwaves**. Nature materials, v. 12, n. 1, p. 25-28, 2013.

LAPINE, M.; TRETAKOV, S. **Contemporary notes on metamaterials**. IET microwaves, antennas & propagation, v. 1, n. 1, p. 3-11, 2007.

LEE, Dongju; KIM, Hyung Ki; LIM, Sungjoon. **Textile metamaterial absorber using screen printed channel logo**. Microwave and Optical Technology Letters, v. 59, n. 6, p. 1424-1427, 2017.

LEE, Yohan et al. **Metamaterials and metasurfaces for sensor applications**. Sensors, v. 17, n. 8, p. 1726, 2017.

LEE, Young Jin et al. **Ultrathin Submicrometer Scale Multicolor Detector of Visible Light Based on Metamaterial**. Sensors, v. 19, n. 19, p. 4103, 2019.

LIM, Eng Gee et al. **Wearable Textile Substrate Patch Antennas**. Engineering letters, v. 22, n. 2, 2014.

LIN, C.; ITO, K. **A Compact Dual-Mode Wearable Antenna for Body-Centric Wireless Communications**. Electronics. vol. 3, p. 398 – 408, 2014.

LIN, Chia-Hsien; ITO, Koichi. **A compact dual-mode wearable antenna for body-centric wireless communications**. Electronics, v. 3, n. 3, p. 398-408, 2014.

LIN, Keng-Te et al. **Structured graphene metamaterial selective absorbers for high efficiency and omnidirectional solar thermal energy conversion**. Nature communications, v. 11, n. 1, p. 1-10, 2020.

LIU, Dejun; YOU, Borwen; HATTORI, Toshiaki. **THz Fano-like resonators based on free-standing metallic wire woven meshes**. arXiv preprint arXiv:2001.01965, 2020.

LOCHER, Ivo et al. **Design and characterization of purely textile patch antennas**. IEEE Transactions on advanced packaging, v. 29, n. 4, p. 777-788, 2006.

LOCHER, Ivo; TRÖSTER, Gerhard. **Screen-printed textile transmission lines**. Textile Research Journal, v. 77, n. 11, p. 837-842, 2007.

LOSS, Caroline. **Study of the Electromagnetic Properties of Textiles: Development of Textile Antennas for Energy Harvesting**. 2017. Tese de Doutorado. Universidade da Beira Interior (Portugal).

MACKAY, Tom G.; LAKHTAKIA, Akhlesh. **Surface waves with negative phase velocity supported by temperature-dependent hyperbolic materials**. Journal of Optics, v. 21, n. 8, p. 085103, 2019.

MAHMOOD, Sarmad Nozad et al. **Full Ground Ultra-Wideband Wearable Textile Antenna for Breast Cancer and Wireless Body Area Network Applications**. Micromachines, v. 12, n. 3, p. 322, 2021.

MARQUÉS, Ricardo; MARTIN, Ferran; SOROLLA, Mario. **Metamaterials with negative parameters: theory, design, and microwave applications**. John Wiley & Sons, 2007.

MARTINEZ, Idellyse; WERNER, Douglas H. **Circular-Polarized Textile Based Antenna for Wearable Body Area Networks**. In: 2018 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation & USNC/URSI National Radio Science Meeting. IEEE, 2018. p. 1195-1196.

MERLI, Francesco. **Implantable antennas for biomedical applications**. 2011.

MICHALAK, Marina et al. **Textiles embroidered with split-rings as barriers against microwave radiation**. Fibres & Textiles in Eastern Europe, n. 1 (72), p. 66--70, 2009.

MIE, G. J. A. P. **Articles on the optical characteristics of turbid tubes, especially colloidal metal solutions**. Ann. Phys, v. 25, n. 3, p. 377-445, 1908.

MILLER, Garry E.; DALKE, Michael. **Illuminated article of clothing**. U.S. Patent n. 4,164,008, 7 ago. 1979.

MORADI, Bahareh; FERNÁNDEZ GARCÍA, Raúl; GIL GALÍ, Ignacio. **E-Textile embroidered metamaterial transmission line for signal propagation control**. Materials, v. 11, n. 6, p. 955, 2018.

MORADI, Bahareh; FERNÁNDEZ-GARCÍA, Raul; GIL, Ignacio. **Effect of smart textile metamaterials on electromagnetic performance for wireless body area network systems**. Textile research journal, v. 89, n. 14, p. 2892-2899, 2019.

NAIK, Ajay. **Metamaterial Enhanced Broadband Dipole Antenna with Selective Directivity and Enhanced Gain**. 2018. Tese de Doutorado. The University of North Carolina at Charlotte.

NGUYEN, Phong Thanh; ABBOSH, Amin; CROZIER, Stuart. **Microwave hyperthermia for breast cancer treatment using electromagnetic and thermal focusing tested on realistic breast models and antenna arrays**. IEEE Transactions on antennas and propagation, v. 63, n. 10, p. 4426-4434, 2015.

NIKOLAYEV, Denys et al. **Robust ultraminiature capsule antenna for ingestible and implantable applications**. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, v. 65, n. 11, p. 6107-6119, 2017.

NOOR, Shehab et al. **A Review of the Wearable Textile-Based Antenna using Different Textile Materials for Wireless Applications**. Open Journal of Science and Technology, v. 3, n. 3, p. 237-244, 2020.

NUMAN, Ahmad B.; SHARAWI, Mohammad S. **Extraction of material parameters for metamaterials using a full-wave simulator** [education column]. IEEE Antennas and Propagation Magazine, v. 55, n. 5, p. 202-211, 2013.

OGAWA, Shinpei; KIMATA, Masafumi. **Metal-insulator-metal-based plasmonic metamaterial absorbers at visible and infrared wavelengths: a review**. Materials, v. 11, n. 3, p. 458, 2018.

PARADISO, Rita; PACELLI, Maria. **Textile electrodes and integrated smart textile for reliable biomonitoring**. In: 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2011. p. 3274-3277.

PENDRY, John Brian. **Negative refraction makes a perfect lens**. Physical review letters, v. 85, n. 18, p. 3966, 2000.

PESTANA, Vanessa Alexandra Teixeira. **Avaliação In-Vitro e In-Vivo de Bio-Elérodos Inovadores para Detecção de Sinais EEG**. 2016.

PISCONTE, Rosario del Pilar Orna; MEDINA, Manuel A. Yarleque. **Development of a prototype of applicator based on 16 antennas for hyperthermia treatments in the head and neck region**. In: Progress In Electromagnetics Research Symposium-Spring (PIERS), 2017. IEEE, 2017. p. 1670-1676.

POPOV, Alexander K. et al. **Nonlinear backward-wave photonic metamaterials**. In: Advances in Science and Technology. Trans Tech Publications Ltd, 2013. p. 246-252.

POST, E. Rehmi et al. **Electrically active textiles and articles made therefrom**. U.S. Patent n. 6,210,771, 3 abr. 2001.

POTEY, Pranita Manish; TUCKLEY, Kushal. **Design of wearable textile antenna with various substrate and investigation on fabric selection**. In: 2018 3rd International Conference on Microwave and Photonics (ICMAP). IEEE, 2018. p. 1-2.

POZAR, David M. **Microwave Engineering**. 4 ed. United States of America: John Wiley & Sons. p. 756. 2012.

RAI, Samiksha; RAO, Divyanshu. **Design of Enhanced Gain Micro-Strip Antenna using Square Loop Shaped Meta-Material Substrate**. International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET), v. 5, n. 5, p. 3604 – 3609, 2018.

RAJAGOPALAN, Harish; RAHMAT-SAMII, Yahya. **Wireless medical telemetry characterization for ingestible capsule antenna designs**. IEEE Antennas Wireless Propag. Lett., v. 11, p. 1679-1682, 2012.

ROSS, Edgar A.; STANLEY, Rask. **Woven circuit device**. U.S. Patent n. 3,371,250, 27 fev. 1968.

SASS, Stephen L. **The substance of civilization: Materials and human history from the stone age to the age of silicon**. Arcade Publishing, 1998.

SCHURIG, David et al. **Metamaterial electromagnetic cloak at microwave frequencies**. Science, v. 314, n. 5801, p. 977-980, 2006.

SEAGER, R. D. et al. **Fabric antennas integrated with metamaterials**. In: IEEE European Microwave Conference in 2008. 2008.

SETHI, Minu; CHAKARVARTI, S. K. **Hyperthermia Techniques for cancer treatment: A Review**. International Journal of PharmTech Research, v. 8, n. 6, p. 292-299, 2015.

SHAHARIAR, Hasan et al. **Porous textile antenna designs for improved wearability**. Smart Materials and Structures, v. 27, n. 4, p. 045008, 2018.

SHALAEV, Vladimir M. **Optical negative-index metamaterials**. Nature photonics, v. 1, n. 1, p. 41-48, 2007.

SHAMS, Shoukry I.; TAHSEEN, Muhammad M.; KISHK, Ahmed A. **Wideband relative permittivity characterization of thin low permittivity textile materials based on ridge gap waveguides**. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, v. 64, n. 11, p. 3839-3850, 2016.

SHARIF, M.; NOUREEN, Ifra. **Dispersion modes of hot plasma for a Schwarzschild–de Sitter horizon in a Veselago medium**. Canadian Journal of Physics, v. 89, n. 10, p. 991-1002, 2011.

SHIRAKAWA, Hideki et al. **Synthesis of electrically conducting organic polymers: halogen derivatives of polyacetylene, (CH)_x**. Journal of the Chemical Society, Chemical Communications, n. 16, p. 578-580, 1977.

SIHVOLA, Ari. **Metamaterials in electromagnetics**. Metamaterials, v. 1, n. 1, p. 2-11, 2007.

SILVEIRINHA, Mário G. **Metamaterial homogenization approach with application to the characterization of microstructured composites with negative parameters**. Physical Review B, v. 75, n. 11, p. 115104, 2007.

SIMOVSKI, Constantin R. et al. **Wire metamaterials: physics and applications**. Advanced Materials, v. 24, n. 31, p. 4229-4248, 2012.

SINGH, Amarveer et al. **Design and performance analysis of rectangular textile microstrip patch antennas employing different textile materials for Ku band applications**. In: 2017 Progress In Electromagnetics Research Symposium-Spring (PIERS). IEEE, 2017. p. 516-522.

SINGH, Gaganpreet et al. **Fabrication of non-wettable wearable textile based metamaterial microwave absorber**. Journal of Physics D: Applied Physics, 2019.

SMITH, David R. et al. **Composite medium with simultaneously negative permeability and permittivity**. Physical review letters, v. 84, n. 18, p. 4184, 2000.

SOLYMAR, Laszlo; SHAMONINA, Ekaterina. **Waves in metamaterials**. Oxford University Press, 2009.

SOUSA, Matheus Emanuel Tavares et al. **Desenvolvimento de um biossensor na comunicação sem fio por meio do conceito e-têxtil e de protocolos da tecnologia wban na aplicação do monitoramento aos cuidados de paciente sob risco de lesões por pressão**. Dissertação de Mestrado, UFERSA, 2020.

SULAIMAN, Ahmad A. et al. **Bandwidth Enhancement in patch antenna by metamaterial substrate**. European Journal of scientific research, v. 44, n. 3, p. 493-501, 2010.

TENNANT, Bryce A. et al. **Distributed feedback lasing based on a negative-index metamaterial waveguide**. Optics letters, v. 44, n. 18, p. 4586-4589, 2019.

THOTAHEWA, Kasun Maduranga Silva; REDOUTÉ, Jean-Michel; YUCE, Mehmet Rasit. **Ultra wideband wireless body area networks**. Zug, Switzerland: Springer, 2014.

THUMMALURU, S. R.; CHAUDHARY, R. K. **Mu-negative metamaterial filter-based isolation technique for MIMO antennas**. Electronics Letters, v. 53, n. 10, p. 644-646, 2017.

TOKARSKA, M. **New concept in assessing compactness of woven structure in terms of its resistivity**. Journal of Materials Science: Materials in Electronics, v. 27, n. 7, p. 7335-7341, 2016.

TRETYAKOV, Sergei A. **Research on negative refraction and backward-wave media: A historical perspective**. Negative Refraction: Revisiting Electromagnetics from Microwave to Optics, p. 30-35, 2005.

TRUONG, TranThuyNga; KIM, Ji-Seon; KIM, Jooyong. **Design and Optimization of Embroidered Antennas on Textile Using Silver Conductive Thread for Wearable Applications**. Fibers and Polymers, p. 1-10, 2021.

TSOLIS, Aris et al. **Embroidery and related manufacturing techniques for wearable antennas: challenges and opportunities**. Electronics, v. 3, n. 2, p. 314-338, 2014.

UR-REHMAN, Masood et al. **A low profile antenna for millimeter-wave body-centric applications**. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, v. 65, n. 12, p. 6329-6337, 2016.

URBAS, Augustine M. et al. **Roadmap on optical metamaterials**. Journal of Optics, v. 18, n. 9, p. 093005, 2016.

VESELAGO, V. G. **Electrodynamics of substances with simultaneously negative ϵ and μ** . Usp. Fiz. Nauk, v. 92, p. 517, 1967.

VIRKKI, Johanna et al. **The effects of recurrent stretching on the performance of electro-textile and screen-printed ultra-high-frequency radio-frequency identification tags**. Textile Research Journal, v. 85, n. 3, p. 294-301, 2015.

VIRKKI, Johanna et al. **The effects of recurrent stretching on the performance of electro-textile and screen-printed ultra-high-frequency radio-frequency identification tags**. Textile Research Journal, v. 85, n. 3, p. 294-301, 2015.

WALIA, Sumeet et al. **Flexible metasurfaces and metamaterials: A review of materials and fabrication processes at micro-and nano-scales**. Applied Physics Reviews, v. 2, n. 1, p. 011303, 2015.

WAMBACH, Mark L. **Computer mouse glove with remote communication**. U.S. Patent n. 5,444,462, 22 ago. 1995.

WANG, J. C. et al. **Review of wearable antennas for WBAN applications**. IAENG Int. J. Comput. Sci, p. 16-19, 2016.

WANG, Jiaying et al. Experimental realization of aqueous double negative metamaterials in near-megahertz range. The Journal of the Acoustical Society of America, v. 146, n. 4, p. 3004-3004, 2019.

WANG, Wei et al. Ultrasensitive terahertz metamaterial sensor based on vertical split ring resonators. Photonics Research, v. 5, n. 6, p. 571-577, 2017.

WONG, Zi Jing et al. **Optical and acoustic metamaterials: superlens, negative refractive index and invisibility cloak**. Journal of Optics, v. 19, n. 8, p. 084007, 2017.

WUST, P. et al. **Hyperthermia in combined treatment of cancer**. The lancet oncology, v. 3, n. 8, p. 487-497, 2002.

XU, Bin et al. A short review of textile applications in antenna design. **Trends in Textile Engineering & Fashion Technology**, v. 1, n. 5, p. 119-121, 2018.

XU, LiuJun; HUANG, Jiping. **Metamaterials for manipulating thermal radiation: transparency, cloak, and expander**. Physical Review Applied, v. 12, n. 4, p. 044048, 2019.

YADAV, Ashok et al. **A review on wearable textile antenna**. Journal of Telecommunication, Switching Systems and Networks, v. 2, n. 3, p. 37-41, 2015.

YADAV, Ashok et al. **Wireless body area networks: UWB wearable textile antenna for telemedicine and mobile health systems**. Micromachines, v. 11, n. 6, p. 558, 2020.

YANG, Zhi-Jie et al. **A Circularly Polarized Implantable Antenna for 2.4-GHz ISM Band Biomedical Applications**. IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett, v. 16, p. 2554-2557, 2017.

YAZDANDOOST, K.; SAYRAFIAN, K. **Channel model for body area network (BAN)**. IEEE p802. 15-08-0780-09-0006. IEEE 802.15 Working Group Document, 2009.

YOUNESIRAAD, Hemn; BEMANI, Mohammad; NIKMEHR, Saeid. **A Dual-Band Slotted Square Ring Patch Antenna for Local Hyperthermia Applications**. Progress In Electromagnetics Research, v. 71, p. 97-102, 2017.

ZAID, Jamal; E ABDULHADI, Abdulhadi; A DENIDNI, Tayeb. **Miniaturized Multi-Port Microstrip Patch Antenna Using Metamaterial for Passive UHF RFID-Tag Sensor Applications**. Sensors, v. 19, n. 9, p. 1982, 2019.

ZHANG, Fuli et al. **Negative-zero-positive metamaterial with omega-type metal inclusions**. Journal of Applied Physics, v. 103, n. 8, p. 084312, 2008.

ZHANG, Yin et al. **Microwave metamaterial absorber for non-destructive sensing applications of grain**. Sensors, v. 18, n. 6, p. 1912, 2018.

ZIOLKOWSKI, Richard W. **Design, fabrication, and testing of double negative metamaterials**. IEEE Transactions on antennas and Propagation, v. 51, n. 7, p. 1516-1529, 2003.