



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

MATHEUS EMANUEL TAVARES SOUSA

**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**

MOSSORÓ

2020

MATHEUS EMANUEL TAVARES SOUSA

**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 acadêmico apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal Rural do Semi-Árido como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Linha de Pesquisa: Telecomunicações e Eletromagnetismo Aplicado.

Orientador: Humberto Dionísio de Andrade, Prof.Dr.

Co-orientador: José Lucas da Silva Paiva, Prof. Dr.

MOSSORÓ

2020

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

S725d Sousa, Matheus Emanuel Tavares.
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. / Matheus Emanuel
Tavares Sousa. - 2020.
168 f. : il.

Orientador: Humberto Dionísio de Andrade.
Coorientador: José Lucas da Silva Paiva.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal
Rural do Semi-árido, Programa de Pós-graduação em
Engenharia Elétrica, 2020.

1. E-têxtil. 2. Antena tipo microfita. 3.
WBAN. 4. Lesão por pressão. 5. Tomada de
decisões. I. de Andrade, Humberto Dionísio ,
orient. II. Paiva, José Lucas da Silva, co-
orient. III. Título.

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

**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 acadêmico apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal Rural do Semi-Árido como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Defendida em: 30 / 07 / 2020.

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Humberto Dionísio de Andrade - Presidente e orientador (UFERSA – Videoconferência)



Prof. Dr. José Lucas da Silva Paiva – Coorientador (UFERSA – Videoconferência)



Prof. Dr. Francisco de Assis Brito Filho – Membro interno (UFERSA – Videoconferência)



Prof. Dr. Ricardo Alexandro de Medeiros Valentim - Membro externo (UFRN - Videoconferência)



Matheus Emanuel Tavares Sousa – Discente

AGRADECIMENTOS

Obrigado ao criador do universo e das boas coisas pelas oportunidades que vem oferecendo. Espero e tento estar aproveitando da melhor forma.

Minha Família, sem vocês nada valeria a pena nem teria sentido. Sempre serão tudo o que eu tenho.

Minha Família além da minha casa, Maria de Lourdes, João, Carlos, Maria José, Maria, Chiquita. Muito obrigado por todo o apoio verdadeiro. Por tudo que fazem e que está me ajudando e ajudando bastante a minha família.

Meus Professores, cada um de vocês fazem parte de uma escada que está levando-me para cima, uma escada irregular com uns degraus mais altos que os outros, alguns mais fáceis de subir e passar, já outros bastante íngremes e difíceis de passar. Vocês são para mim uma importante amostra do que a vida vai/está a oferecer, por isso o agradecimento a todos.

Minha equipe de orientação e coorientação, Dr. Humberto Dionísio e Dr. José Lucas, só contribuições valiosas, mesmo aquelas passadas em momentos mais tensos, que todos devem saber que faz parte dessa etapa, foram indiscutivelmente construtivas, todas. É diferencial suas atenções com o aluno. Espero poder continuar contando com essa ajuda e vocês podem contar com a minha.

Professores Dr. Marcos Aquino, Dr. Moisés Melo e Pedro Vinícius, todos do LABCTEX UFRN, agradeço a disponibilidade e suporte na realização do trabalho.

Professores Dr. Idalmir Queiroz, Dr. Francisco Brito e seu aluno Nadison, e Dr. Isaac Barros, muito obrigado pelo suporte no trabalho, principalmente após a etapa de qualificação.

Obrigado à equipe do Laboratório de Micro-ondas da UFERSA e companheiros de curso.

“Os minutos, as horas, os dias e os anos irão
voar. Então viva enquanto tem tempo”

Stratovarius – The Hands Of Time.

RESUMO

O desenvolvimento de um biossensor para monitoramento dos estágios iniciais (estágios 1 e 2) de Lesões por pressão na região sacral (lesões/úlceras de decúbito) em pacientes hospitalizados com limitação de movimentos para auxílio na tomada de decisões médicas é discutido nesse trabalho, com foco em utilização de tecnologias e-têxteis, Internet das Coisas da Saúde (IoHT – *Internet of Health Things*), Redes de Área Corporal Sem Fio (WBAN – *Wireless Body Area Network*) e antena tipo microfita com substrato têxtil. A etapa precedente ao desenvolvimento do sistema se deu pela caracterização mecânica e elétrica de um material têxtil tipo malha, a ser utilizado como a estrutura de instalação de sensores do dispositivo de monitoramento desenvolvido e como substrato da antena tipo microfita. Foram realizados, de acordo com normas técnicas, ensaios de solidez à lavagem, resistência à tração e ao rasgo, medição de gramatura e visualização da estrutura física do material têxtil, além disso, por meio da técnica da sonda coaxial, foram obtidos os parâmetros de permissividade elétrica e tangente de perdas do material têxtil. A partir das variáveis de interesse para monitoramento, temperatura e tempo de compressão na região sacral em um voluntário, foi feita a seleção de sensores para incorporar o dispositivo de monitoramento. Uma antena tipo microfita com substrato têxtil, feito com o material caracterizado, foi utilizada para transmitir os dados capturados pelos sensores. O dispositivo de gerenciamento dos sensores utilizado foi um *Wemos D1 mini PRO* que utiliza o microcontrolador ESP 8266. A ferramenta de monitoramento médico foi construída e verificada experimentalmente com relação ao seu desempenho. Um voluntário utilizou o cinto e os dados puderam ser monitorados remotamente por meio de um dispositivo móvel autorizado, sendo possível também exportar os dados monitorados para uma conta de e-mail, sendo possível uma posterior análise e estudo das características evolutivas das variáveis monitoradas. O dispositivo mostrou-se aplicável no desenvolvimento das tecnologias de auxílio em tomada de decisões médicas.

Palavras-chave: E-têxtil; Antena tipo microfita; WBAN; Lesão por pressão; IoHT; Substrato têxtil; Tomada de decisões.

ABSTRACT

The development of a biosensor for monitoring the early stages (stages 1 and 2) of pressure injuries/ulcers in the decubitus region (injuries/decubitus ulcers) in hospitalized patients with limited movement to aid in medical decision making is discussed in this work, focusing on the use of e-textile technologies, IoHT, WBAN and microstrip antenna with textile substrate. The stage preceding the development of the system took place by the mechanical and electrical characterization of a mesh-like textile material, to be used as the sensor installation structure for the developed monitoring device and as a substrate for the microstrip antenna. In accordance with technical standards, tests of washing strength, tensile and tear resistance, weight measurement and visualization of the physical structure of the textile material were carried out, in addition, using the coaxial probe technique, the parameters of electrical permittivity and loss tangent of the textile material. From the variables of interest for monitoring, temperature and compression time in the decubitus region in a volunteer, a selection of sensors was made to incorporate the monitoring device. A microstrip antenna with textile substrate, made with the characterized material, was used to transmit the data captured by the sensors. The sensor management device used was a *Wemos D1 mini PRO* that uses the ESP 8266 microcontroller. The medical monitoring tool was built and verified experimentally regarding its performance. A volunteer used the belt and the data could be monitored remotely using an authorized mobile device, and it is also possible to export the monitored data to an e-mail account, making it possible to further analyze and study the evolutionary characteristics of the monitored variables. The device proved to be applicable in the development of technologies to assist in medical decision-making.

Key-words: E-textile; Microstrip antenna; WBAN; Pressure injury/ulcer; IoHT; Textile substrate; Decision-making.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Referências utilizadas para exemplificação na Figura 18.....	36
Tabela 2. Parâmetros estruturais dos tecidos.....	55
Tabela 3. Exemplos de aplicações de e-têxteis.....	63
Tabela 4: Designações de faixas de frequência	82
Tabela 5. Nomenclatura das dimensões da antena projetada	97
Tabela 6. Gramatura e espessura do material têxtil.....	107
Tabela 7. Resumo dos resultados para o teste de resistência à tração nas amostras	109
Tabela 8. Resumo dos resultados para o teste de resistência ao rasgo nas amostras.....	112
Tabela 9. Dimensões de projeto da antena com substrato têxtil.....	115
Tabela 10. Desempenho dos dispositivos simulados e experimental.....	118

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Interação entre sistemas de comunicação.	18
Figura 2. Primeira realização de transmissão sem fio de um sinal eletromagnético (a) Padre Landell de Moura (b) Receptor e Transmissor de sinais eletromagnéticos desenvolvido pelo Pe. Landell de Moura.....	19
Figura 3. Diagrama de radiação (a) Ilustração volumétrica (b) Vista geral de exemplo de diagrama típico em uma antena tipo microfita (c) vista lateral do diagrama de radiação.	20
Figura 4. Exemplo de diagrama de radiação para uma antena dipolo (a) Diagrama polar bidimensional (ângulos em graus) (b) Diagrama polar volumétrico (c) Representação do diagrama de radiação a partir da antena dipolo.	21
Figura 5. Linha de transmissão com conexão de uma carga Z_c	22
Figura 6. Faixa de largura de banda.	24
Figura 7. Carga conectada à linha de transmissão (a) Indicação das impedâncias característica da linha de transmissão e da carga (b) Impedâncias normalizadas com relação a Z_0	25
Figura 8. Representação de impedância normalizada na Carta de Smith.....	26
Figura 9. Carta de Smith prática.....	26
Figura 10. Carta de Smith esférica tridimensional.	27
Figura 11. Produção de títulos a respeito de antenas tipo microfita por países – <i>Web of Science</i>	29
Figura 12. Produção de títulos a respeito de antenas tipo microfita por ano (nível mundial)..	30
Figura 13. Produção de títulos a respeito de antenas tipo microfita por países – <i>Scopus</i>	30
Figura 14. Áreas de pesquisa com estudos e aplicações de antenas tipo microfita – <i>Web of Science</i>	31
Figura 15. Áreas de pesquisa com estudos e aplicações de antenas tipo microfita – <i>Scopus</i> ...	32
Figura 16. Estrutura básica de uma antena tipo microfita (a) Vista geral (b) Vista posterior..	33
Figura 17. Exemplos clássicos de técnicas de alimentação de antenas tipo microfita (a) Linha de transmissão de microfita (b) Acoplamento por abertura (c) Acoplamento por proximidade (d) Sonda coaxial.	34
Figura 18. Exemplos de tipos de estudos sobre antenas tipo microfita.	35
Figura 19. Exemplos de classificações de métodos de análise de antenas.	37
Figura 20. Representação das fendas radiantes em uma antena tipo microfita.	38

Figura 21. Efeito de borda (a) Indicação da vista (b) Vista frontal para visualização das linhas de campo.....	38
Figura 22. Representação do efeito de borda ou franjamento (a) Indicação das dimensões consideradas (b) Linha de microfita sob efeito de borda.....	39
Figura 23. Comprimento efetivo da antena em razão do efeito de borda.....	39
Figura 24. Representação das dimensões da linha de transmissão em microfita e <i>inset feed</i> . .	41
Figura 25. Antenas com substratos têxteis e exemplos de aplicação (a) Antena com substrato têxtil (b) Aplicação na região do pulso (c) Aplicação em monitoramento de bombeiros em treinamento.	43
Figura 26. Aplicações de antenas vestíveis (2015 - Maio 2020).....	44
Figura 27. Técnicas de obtenção de parâmetros elétricos.	45
Figura 28. Estrutura do sistema projetado.	46
Figura 29. Eletrocardiograma (a) Normal (b) Presença de elevação do segmento ST.....	47
Figura 30. Tipologia das fibras têxteis.	49
Figura 31. Cadeia de produção de fibras artificiais.	50
Figura 32. Cadeia de produção de fibras sintéticas.	51
Figura 33. Trama, Urdume e Ourela.	52
Figura 34. Estrutura do tecido tipo malha.	53
Figura 35. Estruturas (a) Tecido Plano (b) Tecido tipo Malha (c) Não-tecido (d) Tecido em Rede (e) Tecido Trançado (f) Tecido Laço.	54
Figura 36. Obtenção da fibra de poliéster.....	56
Figura 37. Estrutura da poliamida (a) Fibra formada por poliamida (b) Estrutura química da poliamida.	57
Figura 38. Obtenção da fibra de poliamida.	58
Figura 39. Estrutura do elastano (a) Fibra formada por elastano (b) Estrutura química do elastano.	59
Figura 40. Desenvolvimento do GTWM.....	60
Figura 41. <i>Wearable Motherboard TM</i> , desenvolvida pela equipe do <i>Georgia Institute of Technology</i>	60
Figura 42. Modelo conceitual para sistema com têxteis inteligentes.	61
Figura 43. Evolução dos têxteis eletrônicos.	62

Figura 44. Exemplo de arquitetura de rede IoHT.	64
Figura 45. Principais locais de incidência de Lesões por pressão.	66
Figura 46. Úlcera por pressão em estágio 1.	67
Figura 47. Úlcera por pressão em estágio 2.	68
Figura 48. Úlcera por pressão em estágio 3.	68
Figura 49. Úlcera por pressão em estágio 4.	69
Figura 50. Ilustração de paciente em Posição Fowler.	70
Figura 51. Influência de forças de pressão e cisalhamento no desenvolvimento de úlceras por pressão.	71
Figura 52. Produção de títulos a respeito de Lesões por pressão por países – <i>Web of Science</i>	72
Figura 53. Produção de títulos a respeito de Lesões por pressão por países – <i>Scopus</i>	73
Figura 54. Áreas de pesquisa com estudos a respeito de Lesões por pressão – <i>Web of Science</i>	74
Figura 55. Áreas de pesquisa com estudos a respeito de Lesões por pressão – <i>Scopus</i>	74
Figura 56. Produção de títulos a respeito de Lesões por pressão por ano (nível mundial).	75
Figura 57. Exemplo de estrutura de uma rede de sensores sem fio.	78
Figura 58. Utilização de rede de sensor sem fio para detecção de corrosão em aço.	79
Figura 59. Atual família de padrões IEEE 802.	80
Figura 60. Topologias simples e combinada.	82
Figura 61. Exemplo de estrutura WBAN.	85
Figura 62. Procedimento metodológico utilizado.	86
Figura 63. Estrutura física do material têxtil utilizado (a) Interior (b) Exterior (c) Indicação do local da camada interior e exterior.	87
Figura 64. Microscópio <i>LEICA DM500</i>	88
Figura 65. Visualização da estrutura do material têxtil ampliada por microscópio (a) Camada interna (b) Camada externa.	88
Figura 66. Equipamento utilizado para o ensaio de estabilidade dimensional (Mathis WT). ..	90
Figura 67. Estufa <i>Sterilifer SX 1.0 DTME</i>	90

Figura 68. MESDAN Tensolab 3 2512A.	91
Figura 69. Amostra submetida ao ensaio de resistência ao rasgo.	92
Figura 70. Ensaio de resistência à tração (a) Amostra inserida no equipamento (b) Amostra sendo tracionada (c) Amostra tracionada instantes antes da ruptura (d) Amostra apresenta ruptura.....	92
Figura 71. Ensaio de resistência ao rasgo (a) Iniciado o teste de rasgo (b) Amostra sendo tracionada (c) Amostra apresenta ruptura.....	93
Figura 72. Medição de gramatura (a) Amostra 1 (b) Amostra 2 (c) Amostra 3.....	94
Figura 73. Medição de espessura (a) Equipamento com amostra (b) Espessura medida.....	95
Figura 74. Medição da constante dielétrica do material têxtil.....	96
Figura 75. Parâmetros da antena projetada.....	97
Figura 76. Antena em região do corpo não planar (a) Curva no plano vertical da antena (b) Curva no plano horizontal da antena.	98
Figura 77. Antena com curvaturas (a) Curvas no sentido horizontal da antena (b) Curvas no sentido vertical da antena.	99
Figura 78. Fabricação do patch e plano de terra em folha de cobre com utilização de máquina CNC.....	99
Figura 79. Antena construída (a) Frente - <i>Patch</i> (medidas em cm) (b) Verso – Plano de Terra.	100
Figura 80. AVR Rohde & Schwarz modelo ZND.....	100
Figura 81. Sensor de umidade DTH11.	101
Figura 82. Sensor digital de temperatura <i>Dallas DS18B20</i>	102
Figura 83. Sensor de compressão (a) sensor desenvolvido (visão superior) (b) Ilustração da estrutura interna (visão lateral).	102
Figura 84. Wemos D1 mini PRO com microcontrolador ESP8266.....	103
Figura 85. Visão geral da proposta do dispositivo desenvolvido.	104
Figura 86. Etapas de funcionamento do sistema de monitoramento.	105
Figura 87. Dimensões após ensaio de solidez à lavagem.	106
Figura 88. Resistência à tração no sentido da trama.....	108
Figura 89. Resistência à tração no sentido do urdume.	108

Figura 90. Resistência ao rasgo no sentido da trama (a) Amostra 1 (b) Amostra 2 (c) Amostra 3.	110
Figura 91. Resistência ao rasgo no sentido do urdume (a) Amostra 1 (b) Amostra 2 (c) Amostra 3.	111
Figura 92. Permissividade elétrica e tangente de perdas em função da frequência.....	113
Figura 93. Permissividade elétrica e tangente de perdas em função da frequência para faixa ISM 2,4 GHz.....	114
Figura 94. Parâmetros da antena projetada - Ver Tabela 9.	115
Figura 95. Influência das curvas horizontais.	116
Figura 96. Influência das curvas verticais.	116
Figura 97. Comparação entre os coeficientes de reflexão simulado e experimental.....	117
Figura 98. Medição experimental - Carta de Smith.....	119
Figura 99. Carta de Smith para a antena construída.	119
Figura 100. Padrão de radiação simulado para a antena projetada.....	120
Figura 101. Dispositivo de monitoramento desenvolvido.....	121
Figura 102. Estrutura com <i>Wemos D1 mini PRO</i> e bateria (a) visão superior (b) visão lateral.	122
Figura 103. Visualização de cada parte do dispositivo de monitoramento (a) Sensor de pressão e sensores de temperatura (b) Sensor de Umidade (c) Recepção e transmissão de dados e Antena tipo microfita.	123
Figura 104. Modos de acompanhamento e visualização no dispositivo móvel dos dados sensorizados.	124
Figura 105. Ilustração de um paciente utilizando o cinto de monitoramento (a) Vista lateral esquerda (b) Vista superior (c) Vista lateral direita.....	125
Figura 106. Posicionamento dos sensores de temperatura e pressão no paciente – visão posterior.	126
Figura 107. Utilização do protótipo final desenvolvido.	127
Figura 108. Dispositivo móvel apresentando os dados monitorados (a) Visão do dispositivo móvel com dispositivo de monitoramento (b) Registro de tela do dispositivo móvel.	128
Figura 109. Alertas de monitoramento (a) Temperatura excedida (b) Tempo de compressão excedido.....	129
Figura 110. Exportar dados monitorados para conta de e-mail.	130

Figura 111. Exemplo de visualização dos dados exportados pelo <i>Blynk IoT</i> para conta de e-mail.	130
Figura 112. Relação entre temperaturas na região sacral do paciente e umidade relativa do ar no ambiente de internação em período de uma hora.	131
Figura 113. Utilização e funcionamento do dispositivo de monitoramento médico.	132

NOMENCLATURAS

Variáveis

BW – Largura de Banda (*Bandwidth*)

BW_f – Largura de Banda Fracionária

D – Diretividade da antena

ΔL – Incremento no comprimento efetivo da antena

ϵ_o – Permissividade elétrica no vácuo

ϵ_r – Permissividade elétrica relativa

ϵ_{reff} – Permissividade elétrica relativa efetiva

f_c – Frequência central

f_e – Fator de eficiência

f_{inf} – Limite inferior de frequência da largura de banda

f_{ress} – Frequência de ressonância projetada

f_{sup} – Limite superior de frequência da largura de banda

G – Ganho da antena

U – Intensidade de Radiação

μ_o – Permeabilidade magnética no vácuo

P_{rad} – Potência total radiada

S_{11} – Coeficiente de reflexão

θ – Ângulo azimutal

φ – Ângulo de elevação

λ – Comprimento de onda

Siglas

ABNT – Associação Brasileira de Normas e Técnicas

APS – Atenção Primária à Saúde

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

AVR – Analisador Vetorial de Redes

CITED – Centro Integrado de Inovação Tecnológica do Semi-Árido

CNC – Comando Numérico Computadorizado

CSV – *Comma Separated Values*

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

IEEE – Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos

HFSS – *High Frequency Structure Simulator*

HRSA – *Health Resources & Services Administration*

IoT – *Internet of Things*

IoHT – *Internet of Health Things*

ISM – *Industrial, Scientific and Medical*

FCC – *Federal Communications Commission*

FFD – *Full Function Device*

MBAN – *Medical Body Area Network*

MQTT – *Message Queuing Telemetry Transport*

NBR – Norma Brasileira Regulamentadora

NPIAP – *National Pressure Injury Advisory Panel*

NPUAP – *National Pressure Ulcer Advisory Panel*

RFD – *Reduced Function Device*

RFID – *Radio Frequency Identification*

SMA – *SubMiniature Version A*

UFERSA – Universidade Federal Rural do Semi-Árido

UFRN – Universidade Federal do Rio Grande do Norte

UWB – *Ultra Wide Band*

WBAN – *Wireless Body Area Network*

WPAN – *Wireless Personal Area Network*

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
1.1 Objetivo Geral	15
1.2 Objetivos Específicos.....	15
1.3 Justificativa	16
1.4 Estrutura do texto.....	16
2. REFERENCIAL TEÓRICO.....	18
2.1 Antenas	18
2.1.1 Parâmetros de antenas.....	19
2.1.2 Diagrama de radiação	19
2.1.3 Perda de retorno e Coeficiente de Reflexão.....	21
2.1.4 Largura de Banda.....	23
2.1.5 Carta de Smith	25
2.1.6 Diretividade e Ganho	27
2.2 Pesquisas Atuais sobre Antenas tipo Microfita	28
2.2.1 Abordagem geral sobre antenas tipo microfita	32
2.2.2 Técnicas de alimentação de antenas tipo microfita	33
2.2.3 Métodos de análise.....	37
2.2.3.1 Modelo da Linha de Transmissão	37
2.3 Antenas tipo microfita com substratos têxteis	42
2.4 Trabalhos com aplicações médicas de tecnologia de antenas tipo microfita.....	46
2.4.1 Projeto de elemento sensor em microfita para detecção de câncer de pele	46
2.4.2 Detecção precoce do infarto do miocárdio utilizando WBAN	47
2.5 Materiais Têxteis.....	48
2.5.1 Parâmetros estruturais dos tecidos	54
2.5.2 Poliéster	56
2.5.6 Poliamida	56

2.5.7 Elastano.....	58
2.6 Conceito de E-têxteis e Aplicações IoHT	59
2.7 Abordagem sobre Lesões por pressão	65
2.8 Sistemas para comunicação sem fio e aplicações.....	76
2.8.1 Redes de sensoriamento sem fio	77
2.8.2 Família IEEE Std 802	79
2.8.2.1 Sistemas Wireless Personal Area Network (WPAN) e Wireless Body Area Network (WBAN).....	81
2.8.2.1.1 Padrão IEEE Std 802.15.4	81
2.8.2.1.2 Padrão IEEE Std 802.15.6	83
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	86
3.1 Obtenção das características mecânicas e dielétricas do material têxtil utilizado como substrato	87
3.1.1 Caracterização mecânica do material têxtil	89
3.1.1.1 Ensaio de avaliação de estabilidade dimensional (solidez à lavagem)	89
3.1.1.2 Ensaio de resistência à tração e ao rasgo	91
3.1.1.3 Medição da gramatura do material têxtil	93
3.1.1.4 Medição da espessura do material têxtil	95
3.1.2 Caracterização dielétrica do material têxtil.....	95
3.2 Projeto e simulação da antena para primeira avaliação de desempenho.....	97
3.3 Seleção de componentes a serem embarcados no dispositivo de monitoramento médico	101
3.3.1 Monitoramento de umidade do ambiente	101
3.3.2 Monitoramento da temperatura na região sacral do paciente	101
3.3.4 Monitoramento do tempo em que a região do corpo está pressionada	102
3.3.5 Dispositivo para transmissão <i>Wi-Fi</i> dos dados monitorados pelos sensores	103
3.3.5 <i>Software</i> para acompanhamento dos dados monitorados pelos sensores	103
3.3.6 Estrutura e funcionamento geral do dispositivo de monitoramento	104

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	106
4.1 Resultados da caracterização mecânica do material têxtil	106
4.2 Resultados da caracterização elétrica do material têxtil	112
4.3 Comportamento simulado e experimental da antena tipo microfita com substrato têxtil	115
4.4 Dispositivo construído para monitoramento dos estágios iniciais da lesão por pressão	120
4.4.1 Estrutura do dispositivo de monitoramento construído	120
4.4.1.1 Parte 1: Sensores para medição de temperatura e contagem do tempo em que a região sacral está pressionada	121
4.4.1.2 Parte 2: Sensor de umidade do ambiente	121
4.4.1.3 Parte 3: Dispositivo de recepção dos dados dos sensores e transmissão para o servidor local e dispositivos móveis autorizados	121
4.4.1.3 Parte 4: Antena tipo microfita utilizada para a transmissão dos dados sensorizados	122
4.5 Verificação prática do dispositivo de monitoramento.....	126
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	134
REFERÊNCIAS	137
ANEXO I – Informações técnicas do sensor DHT11 a partir da folha de dados do fabricante.....	159
ANEXO II – Informações técnicas do sensor <i>Dallas DS18B20</i> a partir da folha de dados do fabricante	160

1. INTRODUÇÃO

Do ano 2010 até Fevereiro de 2019 houve aumento no volume anual de publicações no segmento de tecnologias vestíveis, de acordo com o estudo apresentado por Loncar-Turukalo *et al.* (2018), mostrando que dentre os estudos havia destaque para segmentos como miniaturização e utilização de sensores. Loncar-Turukalo *et al.* (2018) concluiu que devido ao impulso na tendência de tecnologias vestíveis, com foco em detecção e informação de dados para aplicação no que classificou como um modelo de *atendimento à saúde conectado*, esse tipo de aplicação vestível está tornando-se mais bem estabelecido no domínio científico.

Numa pesquisa a respeito das tendências das aplicações da Internet das Coisas (IoT – *Internet of Things*) em serviços de cuidado à saúde, Greco *et al.* (2020) concluiu que a adoção e o desenvolvimento desse tipo de tecnologia, aliada à inteligência artificial e aprendizado de máquina, tende a impulsionar o avanço das tecnologias de assistência à saúde no quesito de efetividade nas tomadas de decisões, detecção de anomalias, monitoramento preditivo de riscos, suporte ao tratamento etc.

Dessa maneira, um forte aliado no desenvolvimento dos sistemas de atenção à saúde se dá pelo acompanhamento do avanço dos sistemas de comunicação na área da saúde com aplicação em situações de transmissão de dados com possibilidade de cuidados à saúde mesmo quando a distância for um fator crítico, como citado por Wen (2008), dessa forma, surge de maneira geral a definição de telemedicina e também definições como *homecare*, *e-health* e *telehealth*, todas relacionadas ao monitoramento remoto de sinais vitais de um paciente hospitalizado ou internado no próprio domicílio. O trabalho de Haq, Khan e Islam (2016) apresenta um projeto de antena de microfita compacta para aplicação em segurança de sistemas *e-health*. Surgem também protocolos de comunicação voltados a esse tipo de aplicação, por exemplo as Redes de Área Corporal Sem Fio (WBAN - *Wireless Body Area Network*), fazendo parte dos protocolos da família STD IEEE 802.15, e o protocolo *Medical Body Area Network* – MBAN, que são definidas pela *Federal Communications Commission* – FCC.

O desenvolvimento tecnológico, especialmente no setor de comunicação *wireless*, enfatiza para o surgimento e desenvolvimento de sistemas sem fio de transmissão e recepção de dados que atendam à demanda por dispositivos cada vez menores e/ou adaptáveis, tornando as antenas de microfita atrativas para as novas aplicações em telecomunicações, e a utilização de materiais têxteis em sua estrutura auxilia ainda mais no quesito adaptabilidade. Garg *et al.* (2001) citam que as antenas de microfita possuem características como leveza, possibilidade

de pouco volume ocupado, configurações com perfis aerodinâmicos finos, baixo custo de fabricação e facilidade de integração em circuitos integrados de micro-ondas.

No Brasil, um dos primeiros trabalhos envolvendo a aplicação de materiais têxteis como substratos de antenas tipo microfita foi desenvolvido por Moretti (2011) utilizando o material têxtil brim santista aplicado em uma antena para um sistema *Radio Frequency Identification*–RFID.

Aliado às tecnologias WBAN e Internet das Coisas da Saúde (IoHT – *Internet of Health Things*), utilizando a faixa de frequências não licenciadas para aplicações industriais, científicas e médicas ISM¹ 2,4 GHz (*Industrial, Scientific and Medical*), este trabalho apresenta uma proposta de ferramenta para auxílio na tomada de decisões médicas relacionadas a um dos principais problemas em pacientes hospitalizados, as lesões por pressão, estas se configuram como uma das diversas complicações às quais pacientes hospitalizados estão suscetíveis, podendo levar à destruição parcial ou total de estruturas como tecidos cutâneo, subcutâneo e muscular, ossos e articulações (SOARES *et al.*, 2011). Blanes *et al.* (2004) informa que a pressão é considerada como o principal fator causador da úlcera por pressão, e o efeito patológico no tecido pode ser atribuído à intensidade da pressão, duração da mesma e tolerância tecidual, além desses, umidade, cisalhamento e fricção também são citados como fatores agravantes do problema. Dados do *National Pressure Injury Advisory Panel* (NPIAP) (2020) informam que o desenvolvimento de lesões por pressão atinge pelo menos 2,5 milhões de pacientes, com 60000 casos de óbitos diretamente relacionados.

O dispositivo desenvolvido utiliza material têxtil composto por poliamida, elastano e poliéster, para que com a utilização de sensores específicos embarcados seja facilitada a detecção dos fatores causadores dos estágios iniciais, principalmente estágio 1, do desenvolvimento da lesão por pressão em pacientes hospitalizados, utilizando-se como elemento transmissor de dados uma antena tipo microfita em um substrato têxtil.

¹ Estabelecida em 1985 pela Comissão Federal de Comunicações (FCC – *Federal Communication Commission*), criada em 1934 nos Estados Unidos da América e responsável por regulamentações na área de telecomunicações e rádio-fusão.

1.1 Objetivo Geral

Desenvolver biossensor baseado em tecnologia e-têxtil para aplicação médica com foco em monitoramento de estágios iniciais de lesões por pressão, utilizando-se antenas em microfita em um substrato tipo têxtil como elemento para comunicação sem fio.

1.2 Objetivos Específicos

O desenvolvimento completo da pesquisa deverá atender aos seguintes objetivos específicos:

- **Levantamento de estado da arte sobre os temas pertinentes ao desenvolvimento da pesquisa:** difusão, tendências e desenvolvimento dos sistemas de comunicação aplicados à saúde; desenvolvimento e aplicações das tecnologias têxteis e surgimento do conceito de e-têxteis;
- **Seleção e caracterização mecânica de um material têxtil:** para utilização como estrutura receptora de sensores e sistema de comunicação da ferramenta proposta será analisada as características estruturais de um material têxtil tipo malha;
- **Seleção de sensores:** baseando-se nas variáveis relacionadas ao problema discutido no trabalho, as lesões por pressão, serão selecionados e verificados, quanto as suas aplicabilidades, no sistema de monitoramento proposto;
- **Desenvolvimento do sistema de comunicação:** nesta etapa serão selecionados os elementos de recepção e transmissão, de forma sem fio, dos dados sensorizados;
- **Verificação de aplicabilidade do material têxtil como substrato dielétrico de antena tipo microfita:** por meio de um processo de caracterização elétrica do material têxtil selecionado, serão obtidas suas características dielétricas para, utilizado o Modelo da Linha de Transmissão, projetar, simular e estudar experimentalmente uma antena a ser utilizada como elemento transmissor dos dados sensorizados;
- **Construção da ferramenta de monitoramento médico e medições experimentais:** após a seleção de materiais e obtenção dos dados provenientes da simulação o dispositivo completo será construído e analisado de forma experimental. A etapa final consistirá na verificação da aplicabilidade do dispositivo desenvolvido na função de captura e envio de dados referentes à detecção de ambientes favoráveis ao desenvolvimento de lesões por pressão em pacientes hospitalizados e acometidos de limitação de movimento.

1.3 Justificativa

As úlceras por pressão são problemas comuns em ambientes hospitalares e contribuem para a piora do estado de saúde de pacientes hospitalizados. Mas, anteriormente ao estado de úlcera, existem dois estágios, segundo o *National Pressure Injury Advisory Panel* (NPIAP), em que se desenvolve a lesão por pressão. Quanto mais cedo forem identificados fatores microambientais, tais como temperatura, umidade e tempo de pressão em determinada região do corpo, a chance de interrupção da criação do problema é mais provável. Dessa forma, destaca-se a importância da utilização de um dispositivo identificador de condições favoráveis ao desenvolvimento do estágio inicial de desenvolvimento da lesão por pressão, servindo como uma ferramenta de auxílio na tomada de decisões médicas. O dispositivo deve ser adaptável às curvas provenientes da parte do corpo do paciente, com objetivo de proporcionar o máximo de conforto, sendo então adequado o estudo e aplicação de tecnologias e-têxteis e WBAN para nortear o desenvolvimento da ferramenta de monitoramento médico.

1.4 Estrutura do texto

O trabalho está organizado em capítulos.

No Capítulo 1 discute-se o avanço do desenvolvimento de tecnologias sem fio (*wireless*) e a necessidade dos novos dispositivos, a serem incorporados nos novos sistemas para comunicação *wireless*, focando-se nas aplicações em telemedicina e introduzindo ao problema principal a ser abordado no texto, que são as lesões por pressão. Nesse contexto, destaca-se o estudo das antenas em microfita e de materiais têxteis a serem utilizados como substratos dielétricos. São também descritos os objetivos do trabalho.

O Capítulo 2 é destinado para abordagem sobre estado de arte e referenciais teóricos pertinentes aos conteúdos abordados. O capítulo abrange discussões acerca de antenas tipo microfita e aplicações, envolvendo dados quantitativos a respeito do volume de pesquisas publicadas nos últimos cinco anos sobre o tema. Há abordagem sobre os elementos que compõem o material têxtil utilizado no trabalho e na tendência de desenvolvimento de dispositivos e-têxteis. Em seguida, são abordados os protocolos e estruturas de comunicação, por exemplo as Redes de Área Corporal Sem Fio (WBAN – *Wireless Body Area Network*), por meio do protocolo IEEE Std 802.15.6, e a utilização dos dispositivos discutidos em tecnologias para Internet das Coisas para a Saúde (IoHT - *Internet of Health Things*), além disso, é discutido

o problema das lesões por pressão em pacientes hospitalizados e com limitação de movimentação.

O Capítulo 3 é voltado à apresentação do procedimento metodológico adotado para o desenvolvimento da pesquisa. Apresenta-se o tipo de pesquisa; o procedimento para obtenção de características elétricas e mecânicas do material têxtil utilizado; forma de projeto, simulação e ensaio experimental da antena em microfita desenvolvida; por fim aborda-se o desenvolvimento do dispositivo para aplicação no monitoramento do início dos estágios iniciais das Lesões por pressão.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos dos procedimentos discutidos no Capítulo 3 e é apresentado o protótipo final do dispositivo de monitoramento construído no decorrer da pesquisa.

O Capítulo 5 é dedicado às considerações finais e no Capítulo 6 são sugeridos pontos de continuação para trabalhos futuros.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

Nesse capítulo serão abordados os tópicos e referenciais teóricos de interesse para o desenvolvimento do trabalho, incluindo antenas, discussão acerca de parâmetros eletromagnéticos das antenas, protocolo IEEE Std 802.15.6 (WBAN – *Wireless Body Area Network*), materiais têxteis e sua aplicabilidade em antenas de microfita com foco em aplicações biomédicas IoHT. Os tipos de estruturas de comunicação e uma abordagem sobre o problema das lesões por pressão são também abordadas.

2.1 Antenas

Necessárias em qualquer sistema de comunicação, as antenas são elementos responsáveis pela recepção ou transmissão de ondas eletromagnéticas. Também podem ser definidas, de acordo com Fang (2009), como um transdutor eletromagnético utilizado para converter, quando em modo de transmissão, ondas guiadas em linhas de transmissão para o espaço livre, ou converter, quando em modo de recepção, ondas eletromagnéticas no espaço livre em ondas guiadas. Na Figura 1 ilustra-se de forma geral a interação entre sistemas de comunicação, em que alguns possuem antenas com função de transmissão de dados, nesse exemplo representadas no sistema de satélite e na torre com várias antenas conectadas, que podem estar transmitindo sinais de televisão, telefonia, etc. E nas ilustrações representando residências e veículo mostra-se antenas receptoras de sinais de televisão, rádio, internet, etc.

Figura 1. Interação entre sistemas de comunicação.



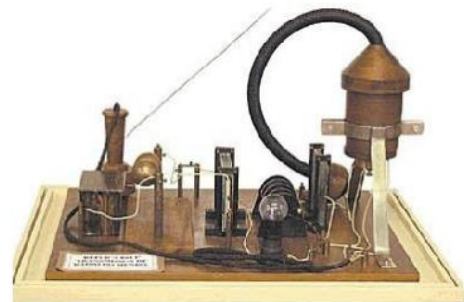
Fonte: Autoria própria.

O primeiro experimento satisfatório feito com antenas foi realizado pelo físico alemão Heinrich Rudolf Hertz (1857-1894), em que foi possível demonstrar a existência de radiação eletromagnética (HUANG e BOYLE, 2008). A partir de então foram desenvolvidos diversos tipos de antenas, proporcionando uma vasta gama de aplicações. No Brasil, o Padre Landell de Moura foi o primeiro a conseguir realizar uma transmissão de sinal eletromagnético de forma sem fio, conseguindo transmitir uma onda eletromagnética no espaço livre em uma distância de 8 km. Na Figura 2 são apresentados, respectivamente o Padre Landell de Moura e seu sistema de comunicação sem fio.

Figura 2. Primeira realização de transmissão sem fio de um sinal eletromagnético (a) Padre Landell de Moura (b) Receptor e Transmissor de sinais eletromagnéticos desenvolvido pelo Pe. Landell de Moura.



(a)



(b)

Fonte: Klöckner e Cachafeiro (2012).

Antenas são mais comumente empregadas ao ar livre ou no espaço exterior, mas também podem operar sob água, dentro do corpo humano, ou mesmo através do solo e rocha em baixas frequências para curto distâncias (SABBAN, 2016).

2.1.1 Parâmetros de antenas

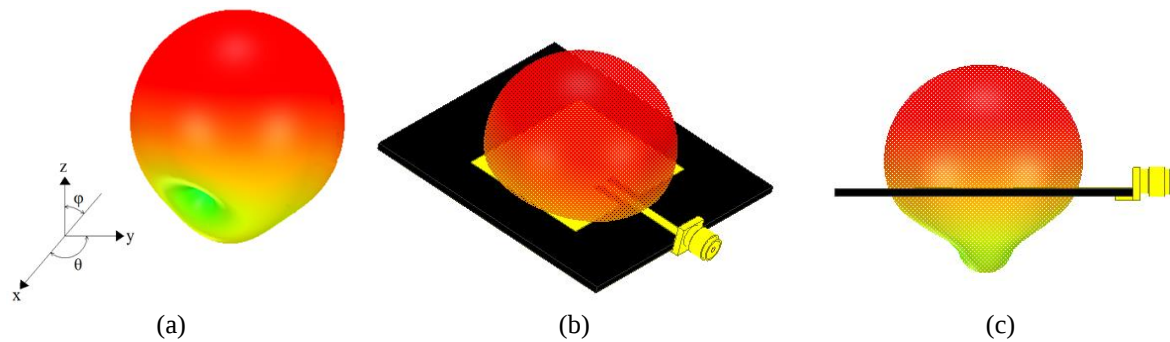
Em prática, as antenas não desempenham o papel idealizado teoricamente. Por exemplo, não são capazes de radiar igualmente potência em todas as direções e não fornecem ao sistema toda a potência recebida. Dessa forma, nesta seção serão realizadas abordagens teóricas a respeito de alguns parâmetros de antenas, necessários para análises e descrição de seu desempenho real.

2.1.2 Diagrama de radiação

Os diagramas de radiação, também denominados padrões de radiação, são representações gráficas que ilustram a distribuição espacial da quantidade de campo eletromagnético gerado por uma antena, de acordo com IEEE Std 145-2013, norma que se

destina a fornecer várias definições padrão no campo de estudo de antenas. Na Figura 3 é ilustrada uma representação de padrão de radiação tridimensional, com um exemplo de padrão de radiação em uma antena tipo microfit.

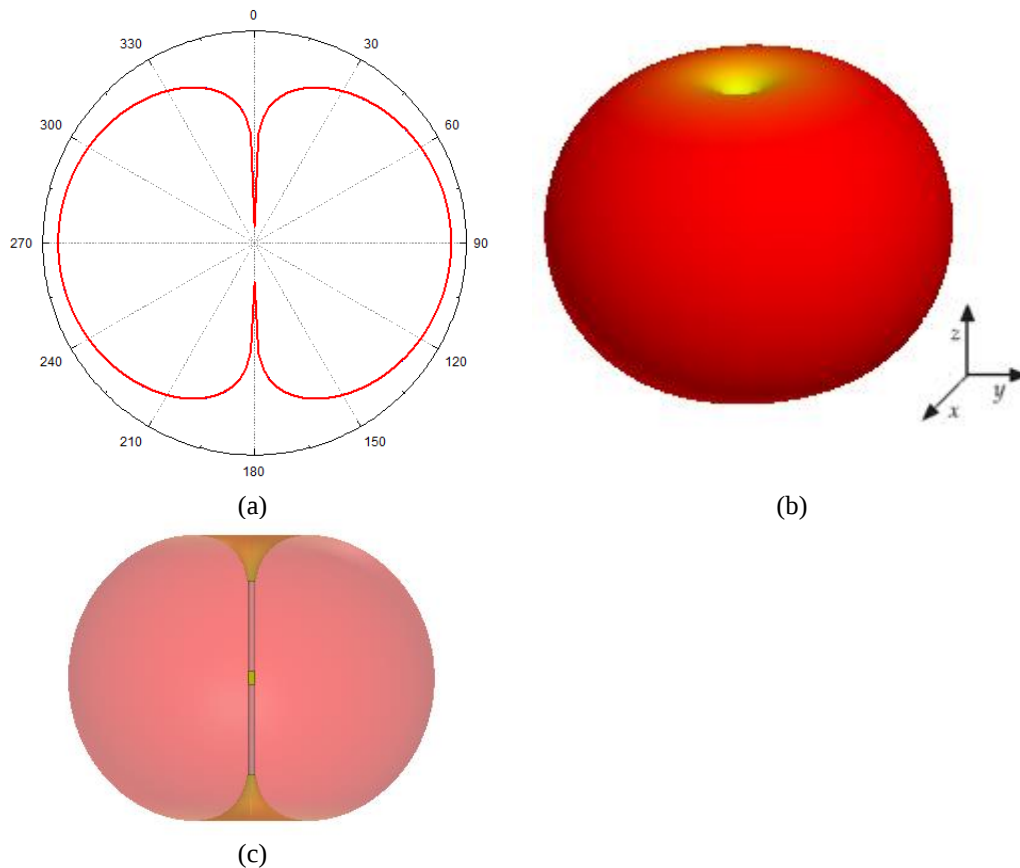
Figura 3. Diagrama de radiação (a) Ilustração volumétrica (b) Vista geral de exemplo de diagrama típico em uma antena tipo microfit (c) vista lateral do diagrama de radiação.



Fonte: Autoria própria.

Matematicamente, de acordo com Balanis (2016), um padrão de radiação é uma representação gráfica das propriedades de radiação (campo distante) de uma antena. A variação com ângulos de observação (θ , ϕ), no entanto, depende do tamanho e detalhes de construção da antena. Esse tipo de diagrama pode também ser representado de forma polar bidimensional, indicando a direção angular de propagação do diagrama de radiação, como ilustrado na Figura 4 para o exemplo de uma antena tipo dipolo, sendo comparados na Figura 4 um diagrama volumétrico com o diagrama bidimensional.

Figura 4. Exemplo de diagrama de radiação para uma antena dipolo (a) Diagrama polar bidimensional (ângulos em graus) (b) Diagrama polar volumétrico (c) Representação do diagrama de radiação a partir da antena dipolo.



Fonte: Autoria própria.

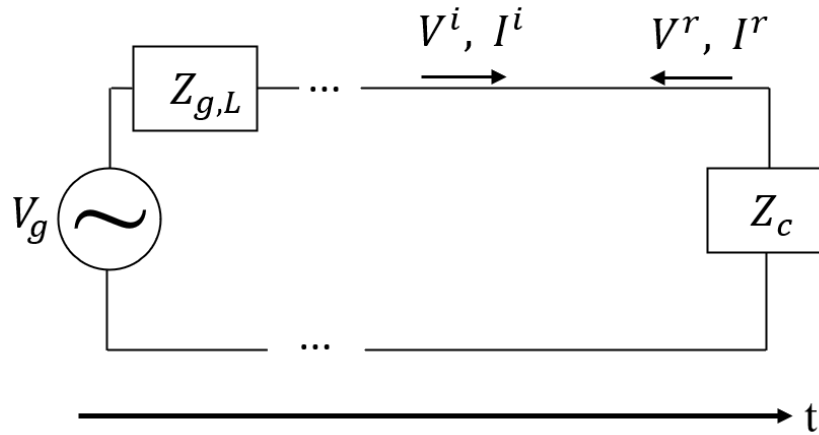
De fato, a relação entre uma antena e seu padrão de radiação propõe diferentes investigações de antenas. Para Alencar e Queiroz (2010), os diagramas de radiação representam graficamente as propriedades de radiação da antena em função das coordenadas do espaço à sua volta, de forma que, ao se afastar a antena transmissora de uma distância radial e efetuar-se medições de campo elétrico ou magnético ao longo de um raio constante de valor igual ao da distância radial que se afastou a antena, será obtido então um diagrama com a intensidade de campo em cada ponto, gerando então o padrão ou diagrama de radiação. Por meio do diagrama de radiação, pode-se observar o tipo de radiação do dispositivo, e modificações feitas na estrutura da antena irão afetar o formato do diagrama de radiação.

2.1.3 Perda de retorno e Coeficiente de Reflexão

No estudo de linhas de transmissão há o interesse em se analisar o comportamento dos parâmetros elétricos do circuito, por exemplo ondas de tensão ou corrente elétrica, com relação à carga conectada nessa linha. Na Figura 5 é ilustrado um circuito conectado à uma fonte geradora de tensão V_g . A impedância da fonte e a impedância da característica da linha de

transmissão é representada pelo bloco $Z_{g,L}$, e uma carga de impedância Z_c é conectada aos terminais da linha de transmissão.

Figura 5. Linha de transmissão com conexão de uma carga Z_c .



Fonte: Autoria própria.

Pozar (2012) afirma que a tensão e corrente total na linha de transmissão são dadas pela sobreposição das ondas incidentes V^i e I^i e das ondas refletidas V^r e I^r , que representam ondas incidentes e refletidas de tensão elétrica V e corrente elétrica I . A razão entre a tensão elétrica refletida V^r pela carga Z_c e a tensão elétrica incidente V^i é denominado coeficiente de reflexão de tensão (Γ ou S_{11} , considerando-se a utilização de coeficientes de matriz de espalhamento), relacionando-se com as impedâncias Z_c e $Z_{g,L}$ de acordo com a Equação 1.

$$\Gamma = \frac{V^r}{V^i} = \frac{Z_c - Z_{g,L}}{Z_c + Z_{g,L}} \quad (1)$$

A observação da Equação 3 aponta que quando as impedâncias Z_c e $Z_{g,L}$ possuem o mesmo valor, condição classificada como casamento de impedâncias (ou *impedance matching*) de acordo com Pozar (2012), o coeficiente de reflexão de tensão terá valor zero, indicando que nenhuma tensão foi refletida de volta à fonte de geração. Para uma melhor condição de aproveitamento de potência fornecida à carga ocorrer, mais próximas da condição de casamento de impedância devem estar as impedâncias Z_c e $Z_{g,L}$.

Quando a impedância da carga não é casada com a impedância característica da linha de transmissão (descasamento de impedâncias), nem toda potência disponível será entregue à carga. Perda de retorno (RL – *Return Loss*), um valor não negativo da reflexão em uma rede passiva, é o termo utilizado para denominar essa perda de potência, que pode ser calculada a partir do coeficiente de reflexão de tensão por meio da Equação 2 (POZAR, 2012).

$$RL \text{ (dB)} = -20 \log |\Gamma| \quad (2)$$

Bird (2009) define a perda de retorno como uma medida da efetividade da entrega de potência da linha de transmissão para uma carga, por exemplo, uma antena. Sendo a potência incidente na carga P^i e a potência refletida de volta à fonte P^r , Bird (2009) indica que o grau de descasamento entre as ondas de potência incidente e refletida pode ser calculada a partir da razão entre P^i e P^r . A perda de retorno pode também ser representada em termos da potência incidente e potência refletida. Essa representação é mostrada por meio da Equação 3.

$$RL \text{ (dB)} = 10 \log \left(\frac{P^i}{P^r} \right) \quad (3)$$

Da Equação 4 nota-se que quanto maior a razão $\frac{P^i}{P^r}$ melhor é o aproveitamento de potência disponível para a carga.

Camacho-Peñalosa e Baños-Polglase (2013) destaca que a Equação 3 é válida se o gerador está casado com a linha de transmissão. A perda de retorno pode ainda ser relacionada em termos do fator de descasamento de impedância, de acordo com Camacho-penalosa e Banos-polglase (2013), por meio da Equação 4.

$$RL \text{ (dB)} = 10 \log \left(\frac{1}{1 - M} \right) \quad (4)$$

Na Equação 4, o termo M representa o fator de descasamento de impedância, e é calculado de acordo com a Equação 5.

$$M = \frac{(1 - |\rho_g|^2)(1 - |\rho_L|^2)}{|1 - \rho_g \rho_L|^2} \quad (5)$$

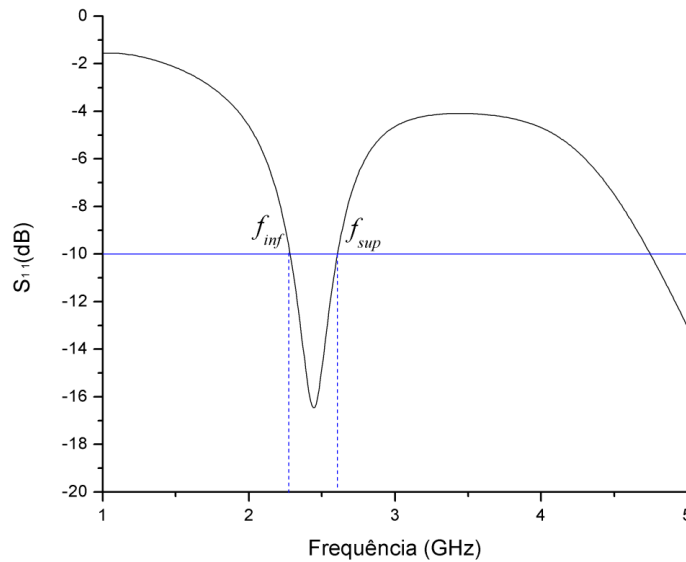
Os termos ρ_g e ρ_L representam, respectivamente, os coeficientes de reflexão na fonte e na carga.

2.1.4 Largura de Banda

Balanis (2009) define a largura de banda (BW – *Bandwidth*) como o intervalo de frequências em que o desempenho da antena, com relação a alguma característica, está de acordo com um padrão especificado. O limite superior é designado f_{inf} e o limite inferior é designado f_{sup} , como ilustrado na Figura 6. O valor de coeficiente de reflexão abaixo de -10 dB indica, segundo Fernandes (2016), uma equivalência a um coeficiente de reflexão de potência

igual a 0,10, ou seja, 90% da potência que chega à antena é absorvida, havendo reflexão de 10% dessa potência.

Figura 6. Faixa de largura de banda.



Fonte: Autoria própria.

Para antenas de banda larga, a largura de banda é geralmente expressa como a razão entre frequências f_{inf} e f_{sup} , que determinam as frequências limite para uma operação aceitável. Por exemplo, uma largura de banda de 10:1 indica que a frequência superior f_{sup} é 10 vezes maior que a inferior f_{inf} . Para antenas de banda estreita, a largura de banda é expressa na forma da Equação 6. Por exemplo, uma largura de banda percentual de 5% indica que a faixa de frequência de operação aceitável é de 5% da frequência central f_c (BALANIS, 2009). Na Equação 7, de acordo com Ghavami, Michael e Kohno (2004), é apresentada a forma de obtenção de um valor percentual de largura de banda.

$$BW_{estreita} = \frac{f_{sup} + f_{inf}}{f_c}, \text{ em que } f_c = \frac{f_{sup} + f_{inf}}{2} \quad (6)$$

$$BW_f(\%) = \frac{2(f_{sup} - f_{inf})}{f_{sup} + f_{inf}} \times 100 \quad (7)$$

Na Equação 7, o termo BW_f representa a largura de banda fracionária.

Heringer *et al.* (2006) classifica, com base nos relatórios finais apresentados pela *Federal Communications Commission* (FCC), as larguras de banda fracionárias da seguinte

forma: banda estreita se a largura de banda percentual é menor que 1%; banda larga se a largura de banda percentual é maior que 1% e menor que 20%; banda ultra larga se a largura de banda percentual é maior que 20%.

2.1.5 Carta de Smith

A Carta de Smith é uma ferramenta gráfica de análise de circuitos de linhas de transmissão e elementos em micro-ondas, que é construída a partir da plotagem polar do coeficiente de reflexão de tensão, sendo desenvolvida por volta de 1930 por Philip H. Smith (WENTWORTH, 2008); (POZAR, 2012).

A plotagem da Carta de Smith será feita a partir da normalização do valor de impedância Z_L de uma determinada carga pela impedância característica Z_o da linha de transmissão. Na Figura 7 é ilustrada a parte de um circuito elétrico contendo linha de transmissão com impedância característica Z_o conectada a uma carga Z_L .

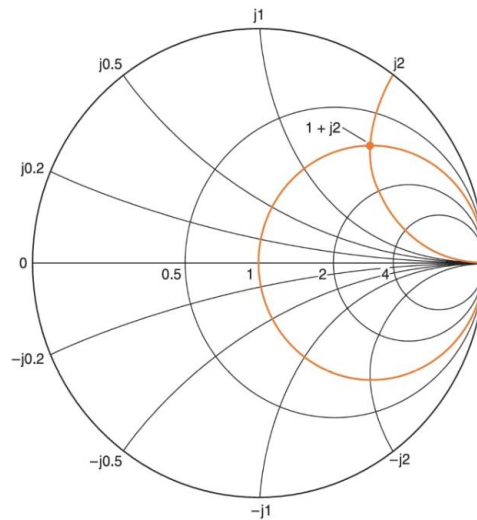
Figura 7. Carga conectada à linha de transmissão (a) Indicação das impedâncias característica da linha de transmissão e da carga (b) Impedâncias normalizadas com relação a Z_o .



Fonte: Adaptado de Wentworth (2008).

Na Figura 7(a) são apresentados exemplos de valores de impedâncias para a linha de transmissão e para a carga. Normalizando-se essas impedâncias com relação à impedância característica da linha de transmissão $\left(\frac{Z_o}{50\Omega} \text{ e } \frac{Z_L}{50\Omega}\right)$ são obtidos os valores apresentados na Figura 7(b), representando o mesmo circuito mas com impedâncias normalizadas. Na Figura 8 é ilustrada uma representação da impedância normalizada na Figura 7(b) por meio de uma Carta de Smith.

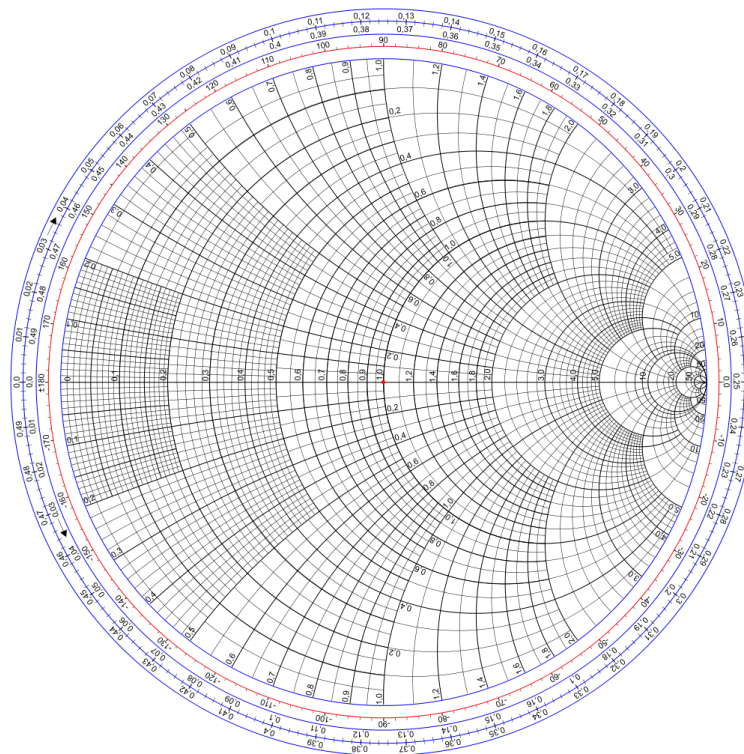
Figura 8. Representação de impedância normalizada na Carta de Smith.



Fonte: Wentworth (2008).

Na Figura 9 é apresentado um modelo prático de Carta de Smith, que possibilita também a obtenção da magnitude e ângulo do coeficiente de reflexão, por exemplo.

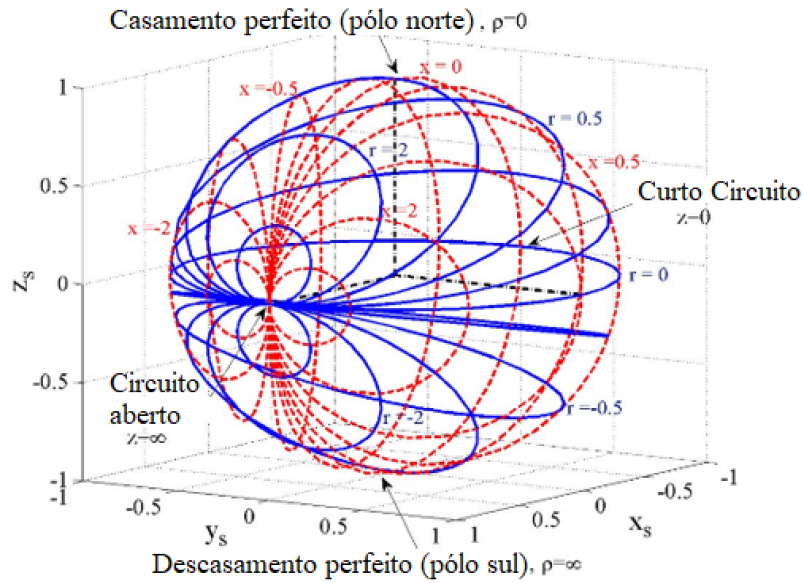
Figura 9. Carta de Smith prática.



Fonte: Wentworth (2008).

Um modelo de Carta de Smith tridimensional foi apresentado por Muller *et al.* (2011) para aplicação em representações de circuitos ativos e passivos. Na Figura 10 é apresentado o modelo esférico tridimensional desenvolvido.

Figura 10. Carta de Smith esférica tridimensional.



Fonte: Adaptado de Muller *et al.* (2011).

Por meio da sobreposição de circunferências indicando valores normalizados de resistências e reatâncias, se dá a formação da Carta de Smith.

2.1.6 Diretividade e Ganho

A definição de diretividade para o IEEE *Standard for Definitions of Terms for Antennas* 145 (2013) define a diretividade de uma antena como a razão entre a intensidade de radiação numa determinada direção a partir da antena e a intensidade de radiação média em todas as outras direções. Para Huang e Boyle (2008, p.115), com relação aos campos, a informação quantitativa mais importante para antenas é a diretividade, que é a medida de concentração de potência radiada numa determinada direção.

Caso a direção não seja especificada, é considerada a direção de máxima radiação. De forma mais simples, a diretividade (D) de uma fonte não isotrópica é igual à razão de sua intensidade de radiação em determinada direção em relação a uma fonte isotrópica. Matematicamente, é definida pela Equação 8 (BALANIS, 2009).

$$D = \frac{4\pi U(\theta, \varphi)}{P_{rad}} \quad (8)$$

O termo U representa a intensidade de radiação, P_{rad} indica a potência total radiada, θ e φ representam os ângulos de elevação e azimutal, respectivamente. A diretividade de uma

antena fornece uma indicação do grau de direcionamento do seu feixe e de sua capacidade de concentrar energia em direções predeterminadas.

Além da diretividade, outro importante parâmetro das antenas é o ganho, que, diferentemente da diretividade, considerando as perdas por condução, perdas dielétricas ou perdas causadas por descasamento com a linha de transmissão. Portanto, para que esses fatores sejam levados em consideração, é calculado o ganho, que retrata de forma mais fiel o desempenho de uma antena. A Equação 9 é utilizada para calcular o ganho (G) (BALANIS, 2009).

$$G = \frac{f_e 4\pi U(\theta, \varphi)}{P_{rad}} \quad (9)$$

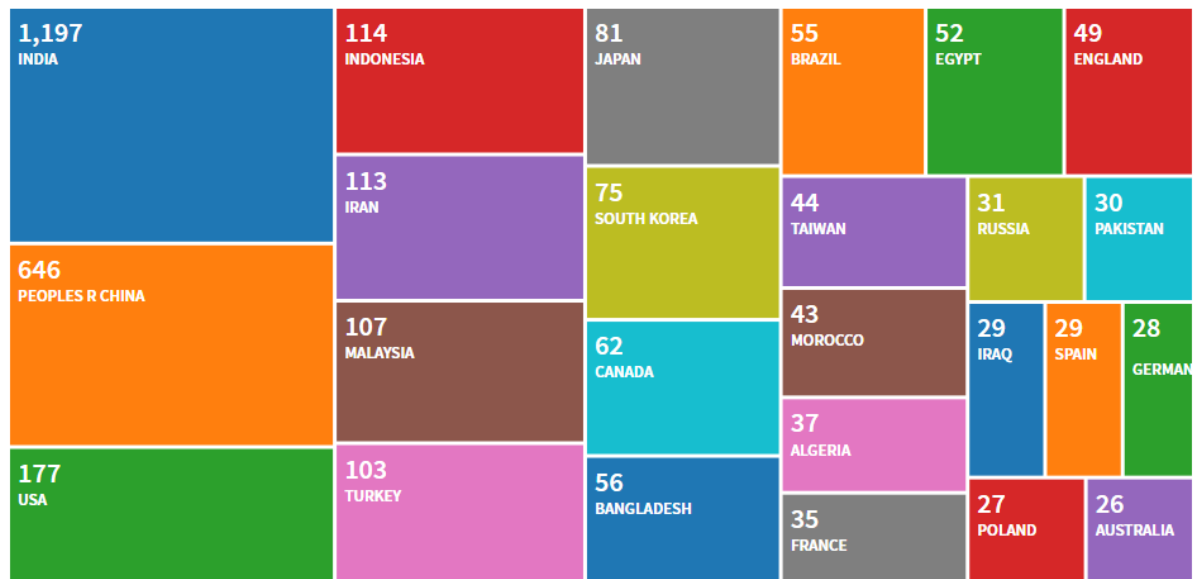
A Equação 9 só difere da Equação 8 devido ao acréscimo do fator de eficiência (f_e), que está relacionado com a potência entregue à antena por meio da linha de transmissão.

2.2 Pesquisas Atuais sobre Antenas tipo Microfita

O volume de pesquisas envolvendo antenas tipo microfita foi pesquisado em dois repositórios acadêmicos: *Web of Science* e *Scopus*, a fim de se observar as áreas de aplicações e o número de publicação sobre o tema a nível mundial.

O repositório de dados *Web of Science* indica uma produção de 3224 títulos no período de 2015 à Maio do ano 2020, quando se pesquisa pelo título “*microstrip antenna*”, desse total, 76 títulos foram produzidos já nos primeiros 5 meses de 2020. Na Figura 11 é apresentado um relatório gerado pelo próprio repositório indicando o número de produções por países no período de 2015 à Maio de 2020.

Figura 11. Produção de títulos a respeito de antenas tipo microfita por países – *Web of Science*.

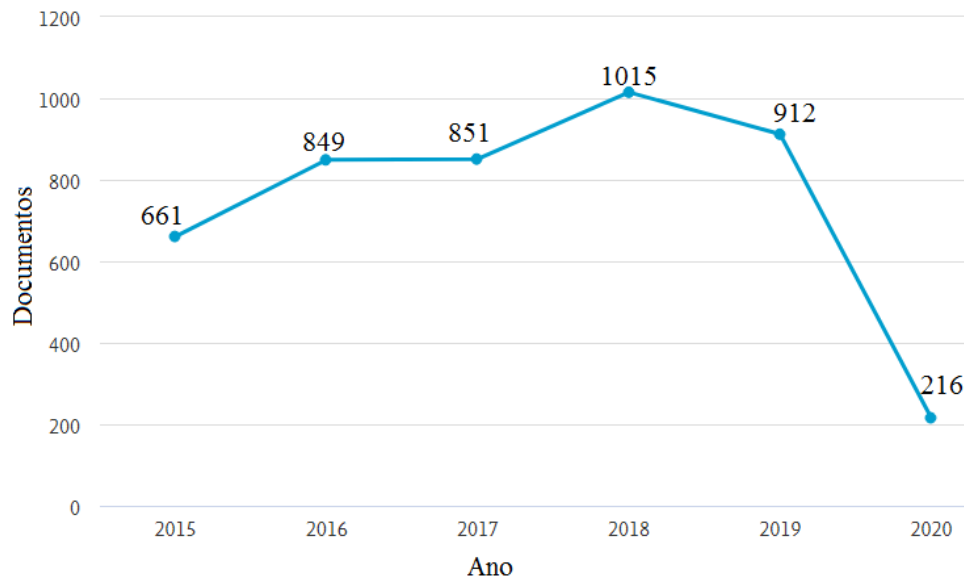


Fonte: Repositório *Web of Science* (2020)

Os resultados indicam que os cinco países que mais publicaram títulos a respeito de antenas de microfita no período foram: Índia (37,128%), China (20,037%), Estados Unidos da América (5,490%), Indonésia (3,536%) e Irã (3,505%). O Brasil aparece na décima segunda posição, com um total de 55 publicações, que representam 1,706% das publicações totais de títulos “*microstrip antenna*” no período de 2015 à Maio de 2020, a nível mundial.

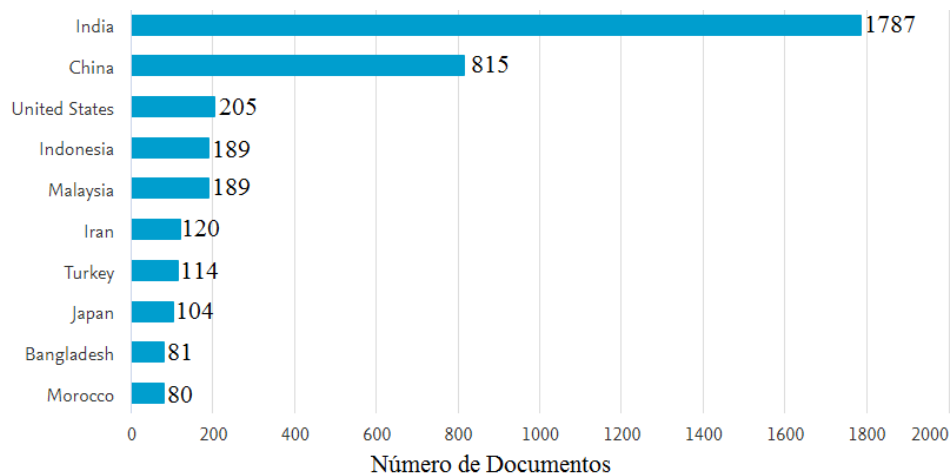
Também foi verificado o número de títulos envolvendo o termo “*microstrip antenna*” no repositório *Scopus*, considerando-se o mesmo período utilizado nas buscas do repositório *Web of Science*. Foram retornados 4504 títulos envolvendo o termo de interesse. Na Figura 12 e Figura 13 são apresentados os números de títulos publicados a cada ano e por países, respectivamente, iniciando-se em 2015.

Figura 12. Produção de títulos a respeito de antenas tipo microfita por ano (nível mundial).



Fonte: Adaptado do repositório *Scopus* (2020).

Figura 13. Produção de títulos a respeito de antenas tipo microfita por países – *Scopus*.



Fonte: Adaptado do repositório *Scopus* (2020).

Os dados apresentados na Figura 13 indicam semelhança entre os números de pesquisas por países entre os repositórios. Considerando-se também os cinco primeiros países nos números de publicações, há uma alteração de posição entre os países Irã e Malásia. No *Scopus*, o Brasil aparece na décima quinta posição, com um total de 70 publicações que possuem no título o termo *microstrip antenna*.

É importante ressaltar que os repositórios restringiram as buscas, nesse caso, aos trabalhos que possuem exatamente o termo *microstrip antenna* em seu título, ou seja, se os trabalhos abordam tecnologias e estudos com antenas em microfita mas não possuem o termo *microstrip antenna* em seu título, o trabalho não foi incluído nos resultados. A escolha de busca

por esse termo específico se deu apenas para uma ideia do volume de publicações a respeito desse assunto.

Com relação às áreas de pesquisa, a aplicação das antenas tipo microfita nas áreas de engenharia elétrica/eletrônica e telecomunicações são as que estão em maior número, de acordo com o *Web of Science* e na área geral de engenharias, ciência da computação e física e astronomia, de acordo com o *Scopus*, considerando-se também o período de 2015 à Maio de 2020, como apresentado na Figura 14 e Figura 15.

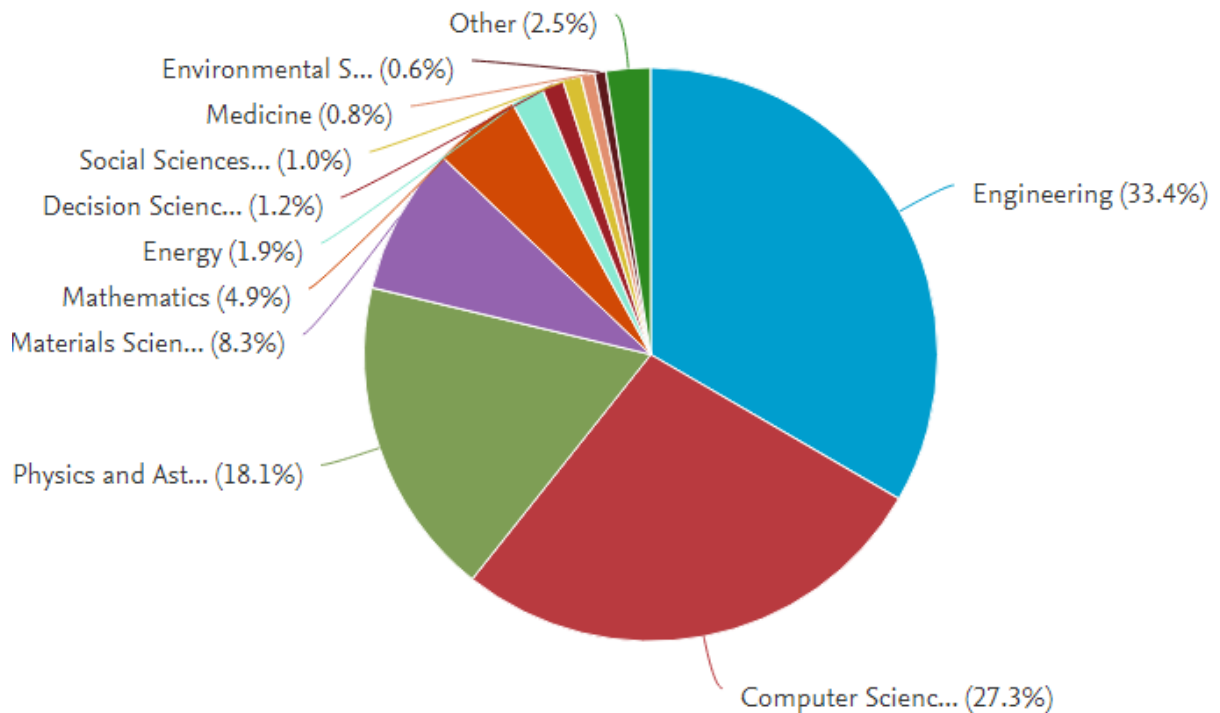
Figura 14. Áreas de pesquisa com estudos e aplicações de antenas tipo microfita – *Web of Science*.



Fonte: Repositório *Web of Science* (2020).

Na observação da Figura 14 é importante destacar que um mesmo trabalho pode estar incluso em áreas diferentes, o que explica um número total maior que o número de títulos encontrados.

Figura 15. Áreas de pesquisa com estudos e aplicações de antenas tipo microfita – *Scopus*.



Fonte: Repositório *Scopus* (2020).

Logo, percebe-se que os campos de aplicação das antenas de microfita são vastos e há uma tendência em pesquisas em busca de aplicabilidade para esse tipo de antena, que justificam suas utilizações em razão de suas características eletromagnéticas e estruturais, mostrando-se como uma das soluções mais versáteis para aplicação em sistemas de comunicação.

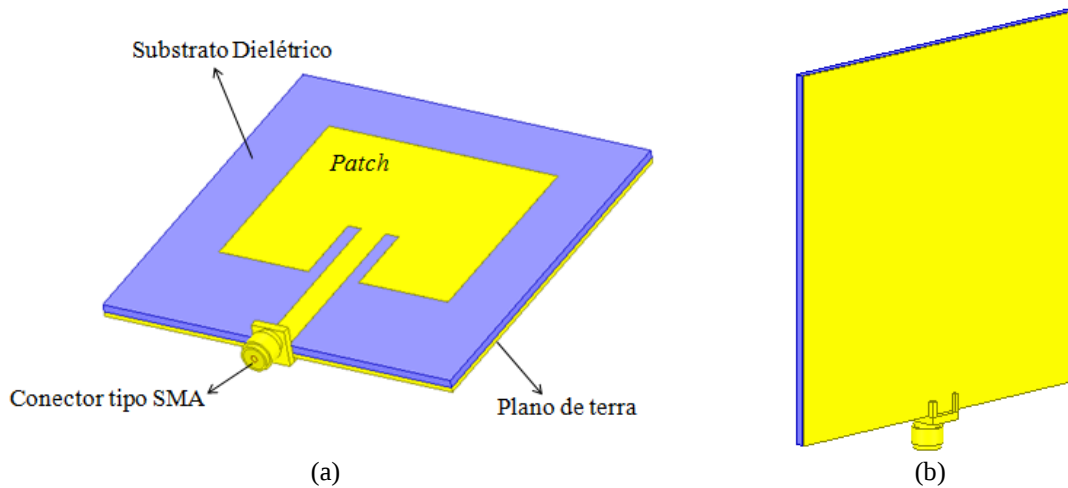
2.2.1 Abordagem geral sobre antenas tipo microfita

Também denominadas antenas *patch* de microfita, estas enquadram na categoria de antenas impressas: elementos radiantes que utilizam processos de fabricação de circuitos impressos para desenvolver a estrutura de alimentação e radiação. De todas as antenas impressas, incluindo dipolos, *slots* e *slots* cônicos, *patches* em microfita destacam-se com relação à adaptabilidade, devido a todas as suas principais características, incluindo facilidade de integração, controle de radiação e baixo custo de produção (WATERHOUSE, 2010).

Alencar e Queiroz (2010) apresentam que as primeiras publicações a respeito de antenas de microfita foram feitas por Deschamps em 1953, nos Estados Unidos da América e também por Gutton e Baissinot, em 1955 na França, e a partir daí foram criados diversos métodos, técnicas e análises para a fabricação de antenas de microfita.

A estrutura básica de uma antena de microfita pode ser resumida em três partes: *patch*, substrato dielétrico e plano de terra. Na Figura 16 é ilustrado um exemplo de antena de microfita.

Figura 16. Estrutura básica de uma antena tipo microfita (a) Vista geral (b) Vista posterior.



Fonte: Autoria própria.

O *patch* é o elemento irradiante da antena, e sua forma geométrica influencia na distribuição de corrente superficial, que consequentemente provocará mudanças com relação aos parâmetros eletromagnéticos da antena, ou seja, essa parte da antena não é necessariamente retangular. Tanto o plano de terra quanto o *patch* são constituídos por um condutor metálico e geralmente possuem baixa espessura, considerada como sendo muito menor que o comprimento de onda no espaço livre. O *patch* e o plano de terra estão separados por uma camada dielétrica, denominado substrato.

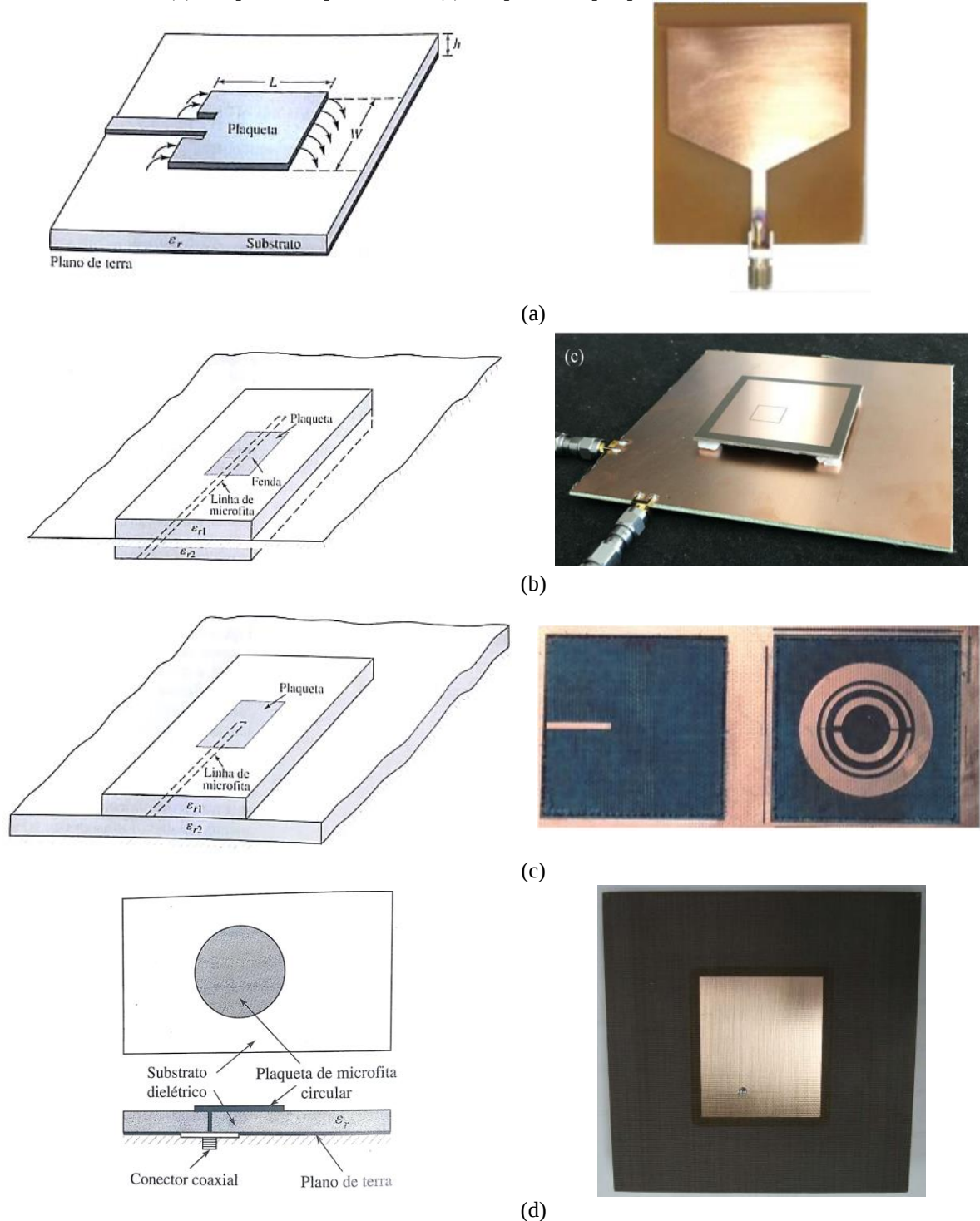
Para Balanis (2009), diferentes tipos de materiais podem ser utilizados como substrato na etapa de projeto de antenas de microfita, e geralmente os materiais selecionados possuem uma constante dielétrica com valores variando no intervalo $2,2 \leq \epsilon_r \leq 12$. Porém, os substratos mais adequados para antenas de bom desempenho são espessos e têm constante dielétrica de valor baixo, pois permitem maior eficiência e maior largura de banda, ainda segundo o autor.

2.2.2 Técnicas de alimentação de antenas tipo microfita

Os métodos clássicos para a alimentação elétrica das antenas tipo microfita envolvem as técnicas por linha de microfita, acoplamento por abertura, sonda coaxial e acoplamento por proximidade. A escolha da técnica de alimentação deve considerar principalmente a eficiência na transferência de potência à carga, nesse caso o elemento radiante da antena. O casamento de

impedâncias é necessário para que se alcance a melhor relação de transferência de potência. (BALANIS, 2009); (GARG, BARTHIA, BAHL, ITTIPIBOON, 2001). Na Figura 17 são ilustrados alguns dos métodos clássicos de técnicas de alimentação de antenas tipo microfita.

Figura 17. Exemplos clássicos de técnicas de alimentação de antenas tipo microfita (a) Linha de transmissão de microfita (b) Acoplamento por abertura (c) Acoplamento por proximidade (d) Sonda coaxial.



Fonte: (a) Balanis (2009) e Autoria própria (b) Balanis (2009) e Bihan *et al.* (2020) (c) Balanis (2009) e Casula *et al.* (2016) (d) Balanis (2009) e Nascimento, Schildberg e Lacava (2010).

Em cada uma das ilustrações na Figura 17 são apresentados um exemplo de antena construída experimentalmente utilizando a técnica de alimentação elétrica indicada. Chakravarthy *et al.* (2016) realizou um estudo de comparação do comportamento de antenas tipo microfita a partir da aplicação de cada técnica de alimentação apresentada na Figura 17. Chakravarthy *et al.* (2016) concluiu que entre os parâmetros afetados pela adoção de cada técnica estão a largura de banda, coeficiente de reflexão, dimensões do elemento radiante e casamento de impedância. Um dos resultados obtidos foi que a maior largura de banda foi alcançada com a aplicação da técnica de acoplamento por abertura, enquanto a antena com técnica de alimentação por sonda coaxial apresentou menor largura de banda, sugerindo a utilização de antenas com acoplamento por abertura para aplicações como recepção de sinais em locais em que o mesmo já possa estar degradado, podendo tornar-se imperceptível para outros tipos de antenas, já com a característica de banda estreita da antena com sonda coaxial, a torna útil para aplicações como *Global Positioning System* (GPS).

Como citado, a apresentação da antena tipo microfita na Figura 16 é apenas de sua estrutura básica. Os elementos e formas estruturais (por exemplo, modificações na geometria do *patch* ou plano de terra) das antenas em microfita podem ser estudados e modificados separadamente de acordo com o parâmetro eletromagnético de maior interesse, como exemplificado na Figura 18 por meio de alguns exemplos de estudos e aplicações de antenas tipo microfita. As referências indicadas por meio de numeração na Figura 18 são especificadas na Tabela 1.

Figura 18. Exemplos de tipos de estudos sobre antenas tipo microfita.



Fonte: Autoria própria.

Tabela 1. Referências utilizadas para exemplificação na Figura 18.

Número da Referência	Referência	Abordagem do Estudo
[1]	(SILVA, 2014)	Aplicação de anéis ressonadores complementares para incremento de largura de banda e filtragem de frequências.
[2]	(XU <i>et al.</i> , 2018)	Utilização de <i>patches</i> com múltiplos elementos parasitas para alcançar incremento na largura de banda.
[3]	(HASAN <i>et al.</i> , 2018)	Utilização de filmes de ferrite depositados no substrato de uma antena em microfita para melhora no desempenho do dispositivo.
[4]	(PEREIRA, 2018)	Projeto e utilização de arranjo de antenas de microfita para transmissão de imagens aplicadas em inspeções visuais de linhas de transmissão de energia elétrica.
[5]	(VALE, 2018)	Utilização de <i>patch</i> em formato de Espiral de Arquimedes para obtenção de característica de reconfigurabilidade de frequências em antenas de microfita.
[6]	(HOLANDA, 2016)	Caracterização elétrica e mecânica de material têxtil à base de fibras têxteis compostas para utilização como substratos de antenas em microfita.
[7]	(OLIVEIRA, 2019)	Caracterização elétrica e utilização de material cerâmico (carbonato tricálcio e dióxido de silício) proveniente de uma linha de rejeito de material de uma indústria cimenteira como substrato dielétrico em antenas em microfita.
[8]	(MOTEVASSELIAN e WHITTOW, 2018)	Utilização de projeção de um arco de semicírculo para miniaturização de <i>patch</i> circular em antena em microfita.
[9]	(LIU, LIU e GONG, 2018)	Desenvolvimento de antena de alto ganho com polarização circular.
[10]	(XU <i>et al.</i> , 2020)	Desenvolvimento e análise de antena implantável de alto ganho com polarização circular.
[11]	(GUPTA <i>et al.</i> , 2019)	Análise de um arranjo de antena cilíndrica dielétrica ressoadora com característica de padrão de radiação direcional e polarização circular.
[12]	(CHEN <i>et al.</i> , 2019)	Utilização de uma estrutura baseada em um condutor magnético artificial ativo para alcançar reconfigurabilidade de polarização e frequência.

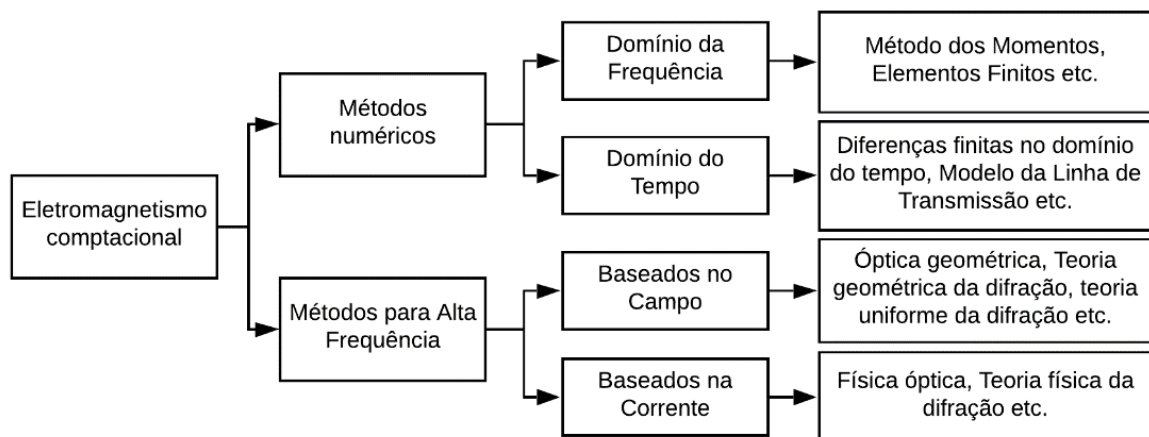
Fonte: Autoria própria.

Percebe-se então, por meio da Figura 18 e Tabela 1 que a partir do parâmetro eletromagnético ou da aplicação da antena, pode-se abordar separadamente cada uma das características que serão mais relevantes para determinado projeto.

2.2.3 Métodos de análise

Os modelos de análise de antenas estão divididos em pelo menos dois grupos principais: métodos de onda completa, por exemplo, o Método dos Momentos; e métodos aproximados, que incluem, por exemplo, o Modelo da Linha de Transmissão e Modelo da cavidade ressonante (BALANIS, 2009); (HUANG e BOYLE, 2008). Na Figura 19 são resumidos, de acordo com Huang e Boyle (2008), os tipos de métodos de análise e suas aplicações. A utilização de matemática computacional torna-se fundamental para o auxílio nas análises de desempenho eletromagnético das antenas, mas não limitando-se a esses dispositivos, podendo-se realizar análises em engenharia de radiofrequência, engenharia biomédica, sistemas de comunicação etc.

Figura 19. Exemplos de classificações de métodos de análise de antenas.



Fonte: Adaptado de Huang e Boyle (2008).

O limite de aplicação entre métodos numéricos ou métodos para alta frequência pode ser determinado pelo parâmetro de dimensão da estrutura a ser analisada em relação ao comprimento de onda λ . De acordo com Huang e Boyle (2008), para estruturas com dimensões muito maiores (a partir de 20λ) que o comprimento de onda é mais adequado utilizar os métodos para altas frequências,

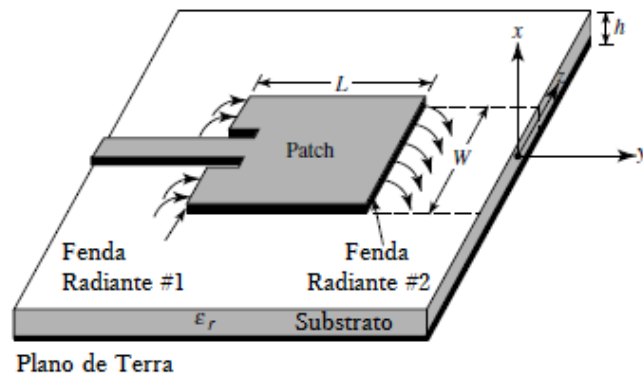
Será realizada uma discussão sobre o Modelo da Linha de Transmissão, que será utilizado neste trabalho.

2.2.3.1 Modelo da Linha de Transmissão

O desenvolvimento e aplicação do Modelo da Linha de Transmissão para a análise de antenas tipo microfita é apresentado por Munson (1974) quando é realizada a proposta de um

modelo de irradiação para uma antena tipo microfita com *patch* retangular; no mesmo ano, Johns e Beurle (1974) utilizam o mesmo modelo para a obtenção da solução numérica de matrizes de espalhamento bidimensionais. As duas fendas radiantes paralelas são ilustradas na Figura 20.

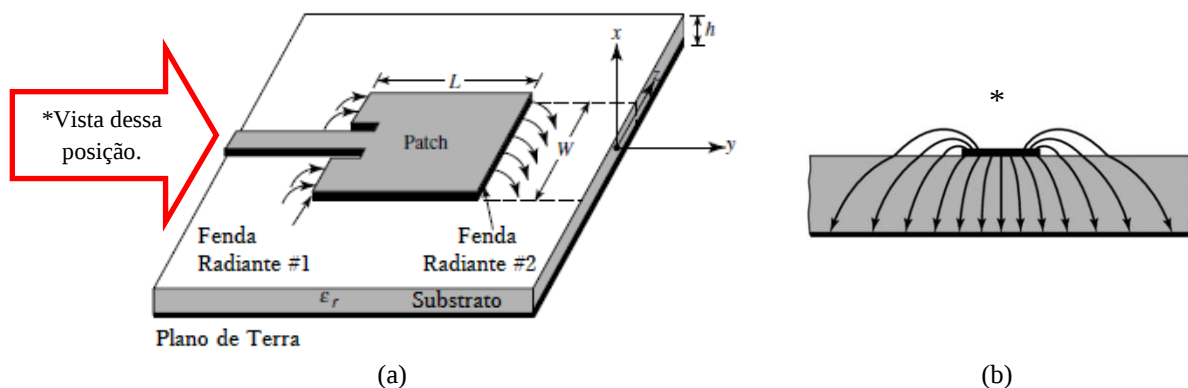
Figura 20. Representação das fendas radiantes em uma antena tipo microfita.



Fonte: Adaptado de Balanis (2009).

O Modelo da Linha de Transmissão está na classificação dos métodos numéricos aproximados, tendo sua aplicação limitada às antenas tipo microfita com *patch* retangular ou circular, pois, apesar da baixa precisão, para essa categoria de antenas há a possibilidade de uma análise satisfatória com relação ao desempenho do dispositivo. Dentre os efeitos considerados nesse tipo de modelagem há o efeito de borda ou franjamento, ilustrado na Figura 20 como as setas entrando na fenda radiante 1 e saindo na fenda radiante 2. Esse efeito ocorre pelo fato de o *patch* possuir dimensões finitas, então as ondas de campo elétrico na linha de alimentação também estarão em contato com o ar ao redor do dispositivo, como ilustrado na Figura 21, considerando-se uma vista frontal do dispositivo.

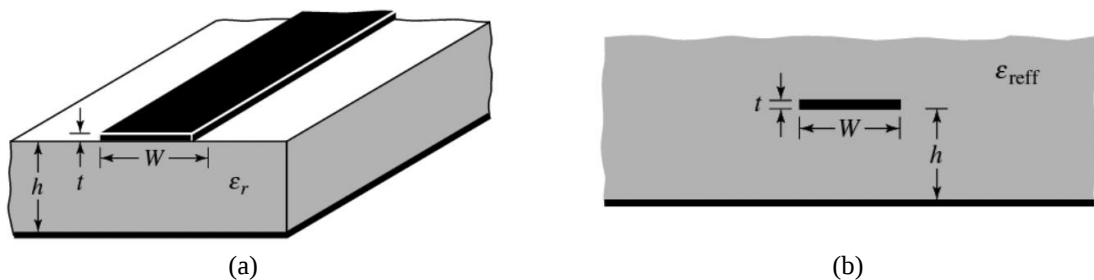
Figura 21. Efeito de borda (a) Indicação da vista (b) Vista frontal para visualização das linhas de campo.



Fonte: Adaptado de Balanis (2009).

Em razão do efeito apresentado na Figura 21, a permissividade elétrica do substrato dielétrico não será a única envolvida na análise do dispositivo. Percebe-se da Figura 21(b) que as linhas de campo estão em contato tanto com o substrato dielétrico quanto com o ar. Na Figura 22 é ilustrado o efeito do contato das linhas de campo com o substrato dielétrico e com o ar com relação à linha de microfita.

Figura 22. Representação do efeito de borda ou franjamento (a) Indicação das dimensões consideradas (b) Linha de microfita sob efeito de borda.

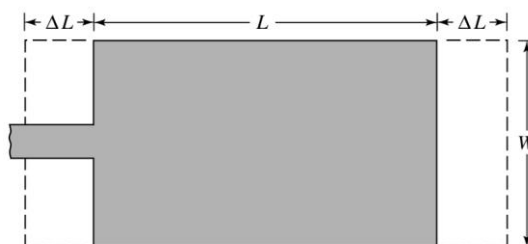


Fonte: Adaptado de Balanis (2009).

Devido ao contato das linhas de campo com o ar e com o material dielétrico, na Figura 22(b) é ilustrada a linha de microfita imersa num material com permissividade elétrica relativa efetiva ϵ_{reff} (*effective dielectric constant*). Balanis (2009) define a permissividade elétrica relativa efetiva da seguinte forma: a constante dielétrica de um material dielétrico uniforme tal que a linha de microfita na Figura 22(b) tenha características elétricas idênticas, particularmente a constante de propagação, às da linha verdadeira da Figura 22(a). Ou seja, a linha com espessura W estará inserida em um material equivalente ao substrato dielétrico e ao ar, já que ambos estão em contato com as linhas de campo.

O efeito de borda causa a consequência de aumento nas dimensões efetivas do elemento radiante da antena, ou seja, em razão dos efeitos de borda, o patch da antena fica com comprimento elétrico maior que suas dimensões físicas, então as dimensões do *patch* serão estendidas, como ilustrado na Figura 23.

Figura 23. Comprimento efetivo da antena em razão do efeito de borda.



Fonte: Balanis (2009).

Dessa forma, uma extensão ΔL deve ser levada em consideração no projeto da antena, sendo determinada de acordo com a Equação 10 (BALANIS, 2009); (HUANG e BOYLE, 2008).

$$\Delta L = 0,412h \frac{(\epsilon_{reff} + 0,3) \left(\frac{W}{h} + 0,264 \right)}{(\epsilon_{reff} - 0,258) \left(\frac{W}{h} + 0,8 \right)} \quad (10)$$

Em que h é a espessura do substrato dielétrico utilizado (ver Figura 22(a)), ϵ_{reff} é a permissividade efetiva e W representa a largura da antena. O comprimento real L da antena é dado pela Equação 11.

$$L = \frac{1}{2f_{ress}\sqrt{\epsilon_{reff}}\sqrt{\epsilon_o\mu_o}} - 2\Delta L \quad (11)$$

Em que ϵ_o , μ_o e f_{ress} são a permissividade no espaço livre, permeabilidade no espaço livre e frequência de ressonância de projeto, respectivamente.

A dimensão W da antena é calculada por meio da Equação 12 (BALANIS, 2005; HUANG; BOYLE, 2008).

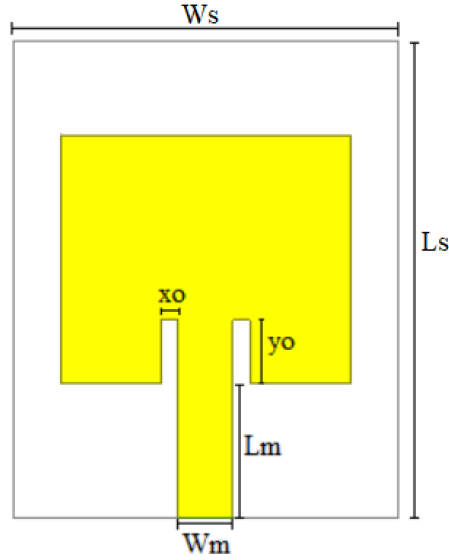
$$W = \frac{1}{2f_{ress}\sqrt{\epsilon_o\mu_o}} \sqrt{1 + \frac{2}{\epsilon_r}} \quad (12)$$

A permissividade relativa efetiva ϵ_{reff} é determinada a partir da Equação 13.

$$\epsilon_{reff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[\left(1 + 12 \frac{h}{W} \right) \right]^{-0,5} \quad (13)$$

Na Figura 24 são ilustradas as dimensões de largura e comprimento (W_m e L_m , respectivamente) da linha de transmissão a ser projetada. Também são indicadas as dimensões x_o e y_o , referentes à aplicação da técnica de casamento de impedâncias denominada *inset feed* (BALANIS, 2009).

Figura 24. Representação das dimensões da linha de transmissão em microfita e *inset feed*.



Fonte: Autoria própria.

As dimensões L_m e W_m são determinadas, respectivamente, por meio das Equações 14 e 15 (BALANIS, 2005; HUANG; BOYLE, 2008).

$$L_m = \frac{c}{4f_{ress}\sqrt{\epsilon_{reff}}} \quad (14)$$

$$Z_o = \begin{cases} \sqrt{\frac{120\pi}{\epsilon_r \left(\frac{W_m}{h} + 1,393 + 0,667 \ln \left(\frac{W_m}{h} + 1,44 \right) \right)}}, & \frac{W_m}{h} > 1 \\ \frac{60}{\sqrt{\epsilon_{reff}}} \ln \left[\frac{8h}{W_m} + \frac{W_m}{4h} \right], & \frac{W_m}{h} \leq 1 \end{cases} \quad (15)$$

A Equação 15, para o cálculo da dimensão W_m depende também da variável Z_o , que representa a impedância de entrada do dispositivo. O valor dessa impedância é geralmente adotado como sendo $50 \, \Omega$, pois é o valor aproximado da impedância do conector (ver Figura 16 e Figura 17(a)) que será utilizado para a alimentação elétrica da antena. Para alcançar o casamento de impedâncias, a linha de transmissão deve também ter a impedância casada com a carga, nesse caso o elemento radiante da antena, e o conector.

Para a determinação das dimensões x_o e y_o podem ser utilizadas as Equações 16 e 17 (BALANIS, 2009); (Matin e Sayeed, 2010).

$$y_o = \frac{L \cos^{-1} \left(\sqrt{\frac{Z_o}{R_{in}}} \right)}{\pi} \quad (16)$$

$$x_o = \frac{c}{\sqrt{2\varepsilon_{reff}}} x \frac{4,65 \times 10^{-12}}{f_{ress}} \quad (17)$$

Na Figura 24 as dimensões W_s e L_s indicam as dimensões mínimas para o substrato dielétrico. Rop e Konditi (2012) definem a determinação dessas variáveis a partir das Equações 18 e 19.

$$W_s = 6h + W \quad (18)$$

$$L_s = 6h + L \quad (19)$$

Nas Equações 18 e 19, W e L representam, respectivamente, a largura e comprimento do elemento *patch* da antena projetada (ver Figura 23).

O conjunto das Equações 10 à 18 são provenientes do Modelo da Linha de Transmissão para o projeto de antenas tipo microfita. A partir desse modelo é possível dimensionar um dispositivo para recepção ou transmissão de sinais em uma determinada frequência de ressonância de interesse.

Pode-se observar das Equações 10 à 18 que as variáveis de entrada, ou seja, que devem estar determinadas, para a aplicação do Modelo da linha de transmissão são: frequência de ressonância de interesse, permissividade elétrica relativa e espessura do material a ser utilizado como substrato dielétrico, impedância de entrada da antena

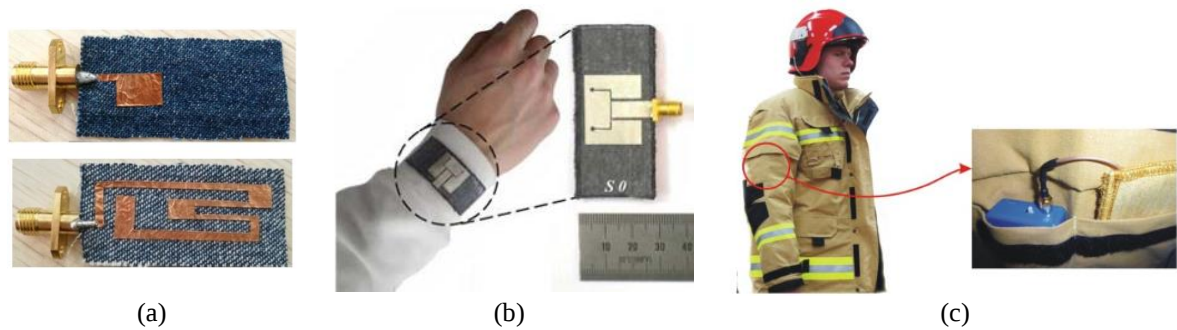
2.3 Antenas tipo microfita com substratos têxteis

Rahman, Yamada e Nordin (2019) destacam que a nova demanda por tecnologias flexíveis, facilmente integradas às peças de vestuário e leves trazem destaque para a aplicabilidade das chamadas antenas vestíveis ou antenas têxteis. Hertleer *et al.* (2010) destaca que com a tendência de sensorização das vestimentas, as formas de comunicação sem fio devem ser adaptadas, de forma a incorporar as antenas vestíveis.

Nesse tipo de antena podem ser utilizados tecidos condutivos para o plano de terra e *patch*, sendo então denominadas como *e-têxteis*, e materiais têxteis como substratos dielétricos das antenas. Este sistema de *smart-têxteis* possibilita um novo conceito de trajes, com funções além do uso tradicional, como por exemplo a proteção corporal contra o calor ou frio, sendo possível também fornecer novas funcionalidades, como detecção, e comunicação (POTLEY e TUCKLEY, 2018). Dhupkariya, Singh e Shukla (2014) destacam que a permissividade elétrica efetiva dos materiais têxteis tendem a ter valores baixos, próximos do valor de permissividade

no espaço livre, resultado da presença de ar entre as fibras que formam o tecido. Na Figura 25 são apresentados alguns exemplos de aplicações de antenas com substratos têxteis.

Figura 25. Antenas com substratos têxteis e exemplos de aplicação (a) Antena com substrato têxtil (b) Aplicação na região do pulso (c) Aplicação em monitoramento de bombeiros em treinamento.



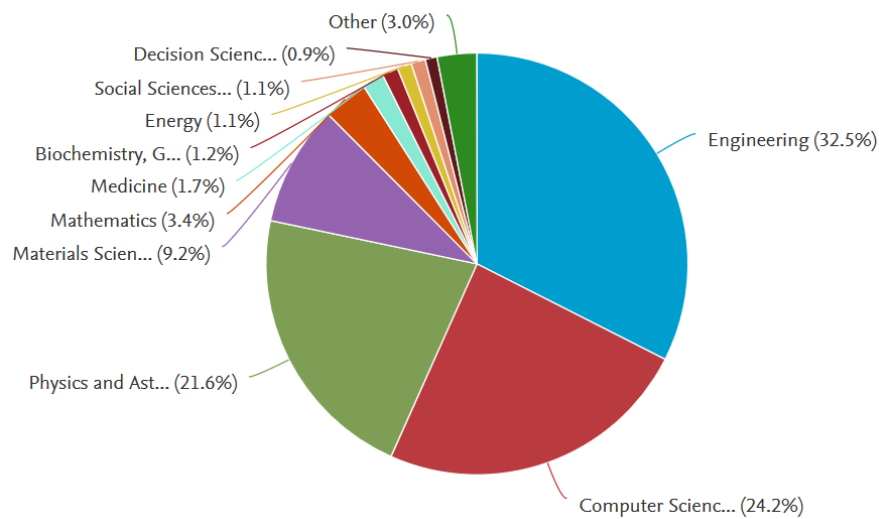
Fonte: (a) Ha e Jung (2011) (b) Januszkiewics (2015) (c) Li e Li (2018).

Saloneen *et al.* (2004) cita que há categorias principais para os materiais têxteis que podem ser utilizados como substratos de antenas tipo microfita: fibras naturais e manufaturadas, e os tecidos e fibras sintéticas têm sido amplamente utilizados com propósitos variados, desde vestimentas para lazer até aplicações industriais, destacando que a textura do material, além da composição química, possui grande efeito nas propriedades do tecido, destacando ainda que em aplicações técnicas os tecidos compostos por fibras sintéticas são mais utilizadas que fibras naturais.

O repositório *Web of Science* indica uma produção de 311 títulos a respeito do termo *textile antennas* (antenas têxteis), considerando-se o período de 2015 à Maio de 2020, desse total, seis brasileiros, e 543 títulos a respeito do termo *wearable antennas* (antenas vestíveis), desse total, três brasileiros. Na base de dados *Scopus* são retornados 404 títulos a respeito de *textile antenas*, contando com sete trabalhos brasileiros e para o termo *wearable antenas* são encontrados 752 títulos, sendo quatro brasileiros. Na

Figura 26 é apresentado um gráfico contendo as principais áreas de aplicações de antenas vestíveis, de acordo com o repositório.

Figura 26. Aplicações de antenas vestíveis (2015 - Maio 2020).

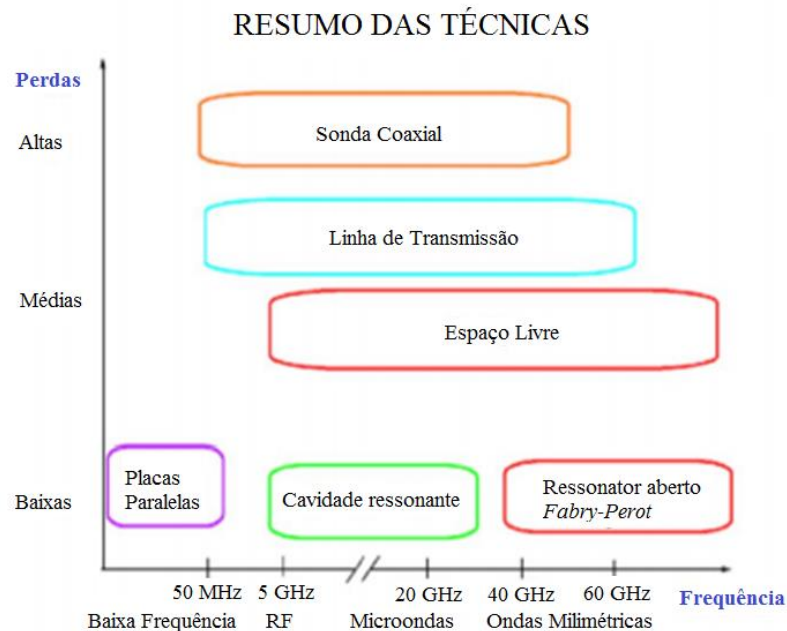


Fonte: Repositório *Scopus* (2020).

Christina *et al.* (2016) cita que há destaque para aplicação de antenas vestíveis principalmente para acompanhamento médico para crianças, atletas e idosos, além disso, o processo de comunicação, denominado sistema de telemedicina, entre pacientes e profissionais da saúde é melhorado, uma vez que há a facilitação do monitoramento do paciente por meio da tecnologia de um computador ou celular.

A etapa de aplicação de um material para a função de substrato dielétrico de uma antena de microfita é precedida pela etapa de caracterização elétrica e mecânica desse material, com objetivo de obtenção de informações sobre as características eletromagnéticas e estruturais do material a ser utilizado. Na Figura 27 são apresentadas algumas técnicas de caracterização.

Figura 27. Técnicas de obtenção de parâmetros elétricos.



Fonte: Adaptado de Tereshchenko, Buesink e Leferink (2011).

Normalmente, a escolha das técnicas depende de fatores como a frequência de interesse, o valor esperado da permissividade relativa, a precisão de medição requerida, propriedades do material, com relação a homogeneidade ou isotropia, a forma do material (líquido, pó, sólido, folha), restrições de tamanho de amostra, se o método é destrutivo ou não destrutivo, se envolve ou não contato e se pode haver influência da temperatura (TERESHCHENKO; BUESINK; LEFERINK, 2011). Sankaraligam e Gupta (2010) apud Chen *et al.* (2004) destaca que os métodos em microondas para medição das propriedades dielétricas de um material são divididos em duas categorias: métodos não-ressonantes, que incluem principalmente métodos de reflexão e métodos de transmissão/reflexão, que baseiam-se, respectivamente, nas informações da onda eletromagnética refletida e na reflexão causada pela amostra e transmissão pela estrutura amostra de material estudado, sendo possível então calcular as propriedades dielétricas do material; e os métodos de ressonância, que são utilizados para estudar as propriedades dielétricas do material considerando-se uma determinada frequência de operação, incluindo principalmente o Método Ressonador, que baseia-se na teoria de que a frequência de ressonância e fator de qualidade de um ressonador dielétrico com determinadas dimensões são determinados pela sua permissividade e permeabilidade, e o Método de Perturbação de Ressonância, que determina as propriedades do material em teste a partir das mudanças

causadas nas condições de contorno eletromagnéticas de um ressonador em razão da presença da amostra de material.

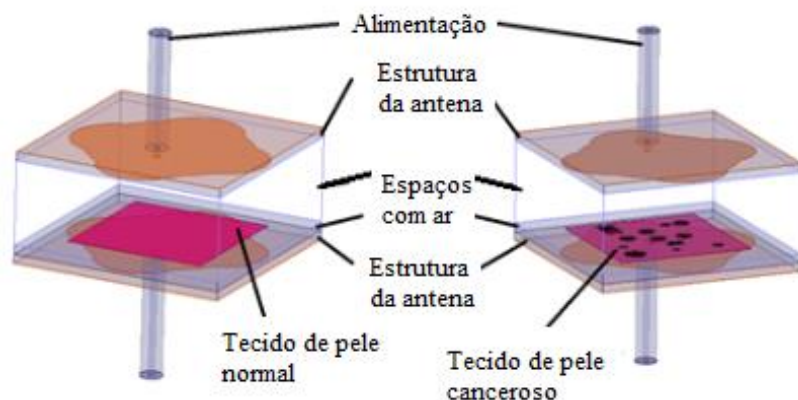
2.4 Trabalhos com aplicações médicas de tecnologia de antenas tipo microfitas

As características físicas e eletromagnéticas das antenas de microfita proporcionam seu uso para aplicações biomédicas. Nesse tópico serão apresentados dois trabalhos que utilizaram o conceito tecnologia WBAN e de antenas de microfita para aplicação em áreas médicas.

2.4.1 Projeto de elemento sensor em microfita para detecção de câncer de pele

Top *et al.* (2019) desenvolveu uma estrutura com duas antenas de microfita, uma transmissora e uma receptora, operando na frequência 2,45 GHz e utilizando o material FR4-Epoxy como substrato propondo uma solução para dificuldades na área de patologias, especificamente para a identificação de câncer de pele. O sistema proposto é apresentado na Figura 28.

Figura 28. Estrutura do sistema projetado.



Fonte: Adaptado de Top *et al.* (2019).

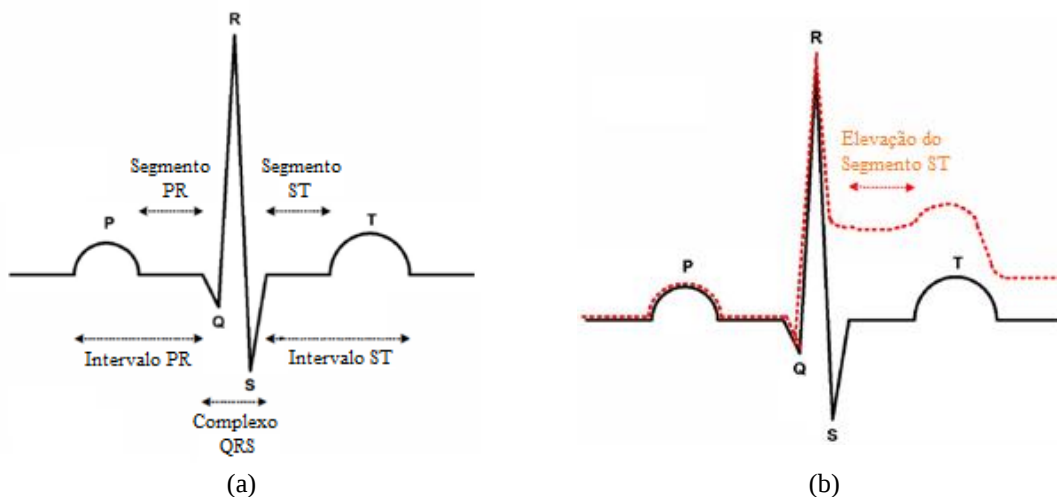
Foram medidos e comparados experimentalmente os parâmetros espectrais de espalhamento e campo elétrico emitido para cada caso. Top *et al.* concluiu que a onda eletromagnética emitida por uma das antenas sofre diferentes variações ao chegar na antena receptora, a depender se é o tecido normal ou o tecido canceroso que está entre as antenas. As diferenças apresentam-se nos valores de campo elétrico, que para o sistema com tecido de pele normal o valor máximo de campo elétrico foi de 50,3 mV e para o tecido canceroso o valor máximo foi de 40,5 mV. A presença do tecido canceroso provocou também decréscimo nos valores dos parâmetros espectrais de espalhamento.

2.4.2 Detecção precoce do infarto do miocárdio utilizando WBAN

Hadjem *et al.* (2013) utilizou os conceitos de tecnologia de redes de área corporais sem fio (WBAN – *Wireless Body Area Network*) e de redes de sensores sem fio (WSN – *Wireless Sensor Network*) para desenvolver um método capaz de identificar um possível infarto do miocárdio, popularmente conhecido como ataque do coração. A identificação do infarto do miocárdio pelo sistema proposto tem como base teórica a forma como são obtidos e interpretados os dados de um eletrocardiograma (ECG).

O eletrocardiograma (ECG) é uma forma de onda que representa propagação de potenciais elétricos através do músculo cardíaco em relação ao tempo. A propagação desses potenciais resulta na contração quase periódica do músculo cardíaco. Cada parte do eletrocardiograma refere-se a uma despolarização ou uma repolarização de alguma região do coração. O cardiograma consiste em cinco ondas (P, Q, R, S e T), também conhecidas como deflexões na literatura a respeito de cardiologia (HADJEM *et al.*, 2013). Na Figura 29 são ilustrados exemplos de curvas provenientes de um ECG, de acordo com Hadjem *et al.* (2013).

Figura 29. Eletrocardiograma (a) Normal (b) Presença de elevação do segmento ST.



Fonte: Hadjem *et al.* (2013).

Hadjem *et al.* (2013) ressalta que a elevação do segmento ST é geralmente um dos primeiros sintomas de infarto do miocárdio e é geralmente acompanhada de dor torácica, de modo que mais especificamente para caracterizar ou suspeitar de um infarto do miocárdio, a amplitude da onda proveniente da elevação do segmento ST deve ser de pelo menos 0,2 mV.

Logo, Hadjem *et al.* (2013) propôs um método de detecção de elevação do segmento ST baseado nos dados de ECG e utilizando tecnologia WBAN.

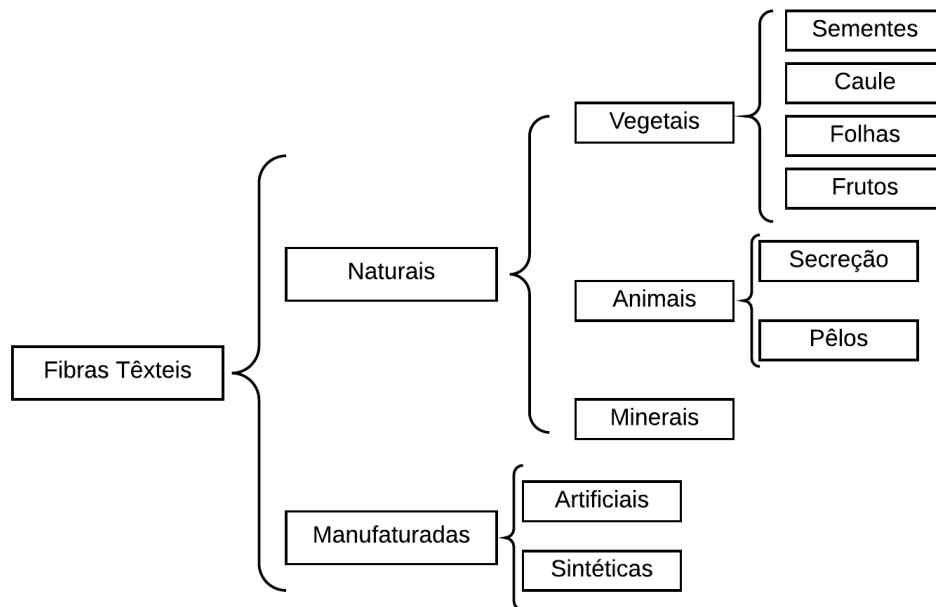
2.5 Materiais Têxteis

A cadeia produtiva de confecções e têxteis organiza-se, de acordo com o Caderno Setorial desenvolvido pelo Serviço Brasileiro de Apoio às Micro e Pequenas Empresas (SEBRAE), em três blocos: cadeia principal, cadeia a montante e cadeia a jusante. A cadeia principal refere-se ao setor do processo de produção de tecidos, fios e malhas, que incluem também aviamentos e estamparias. Já a cadeia a montante envolve a produção de insumos, maquinário, equipamentos e matéria prima, sendo esta etapa formada por setores como agricultura e petroquímica, que ofertam matérias como algodão e fios sintéticos.

De acordo com Neves (2010), a matéria prima fundamental para a produção de malharia retilínea são os fios, que podem ser derivados de fibras artificiais, por exemplo algodão e linho, ou podem ser derivados de fibras artificiais, também chamadas fibras sintéticas, por exemplo o poliéster e poliamida. A produção dos fios, segundo Sanches (2006), é feita por meio de uma série de operações que envolvem o tratamento de vários materiais fibrosos, podendo ter origem natural ou química até o processo final, que é a transformação em fio, além disso, apresenta-se duas subdivisões com relação à tecnologia de fiação para se obter os fios: obtenção do fio a partir de fibras descontínuas e obtenção do fio a partir de filamentos contínuos.

A Associação Brasileira de Normas e Técnicas (ABNT), por meio na do documento ABNT NBR 12744:1992, definem as fibras de acordo com sua origem ou constituição química. Na Figura 30 são apresentadas as divisões, de acordo com o tipo, das fibras têxteis, de acordo com a ABNT NBR ABNT NBR 12744:1992.

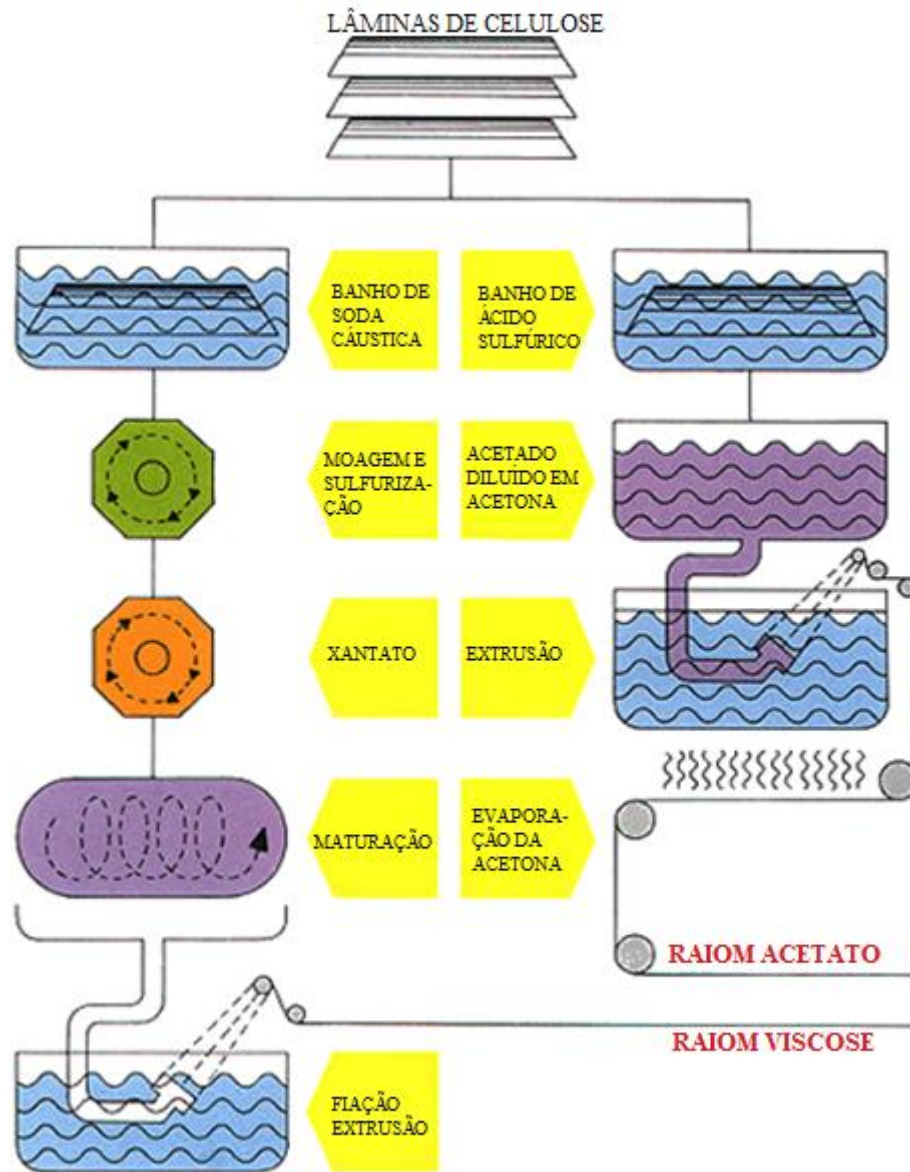
Figura 30. Tipologia das fibras têxteis.



Fonte: Adaptado da ABNT NBR 12744:1992.

As fibras naturais são aquelas encontradas na natureza, podendo-se exemplificar com o algodão, linho, côco e seda. As fibras manufaturadas são aquelas obtidas por meio de processo de manufatura, dando origem às fibras do tipo artificial, que são obtidas a partir de uma molécula ou macromolécula que já existe na natureza e então sofre transformação mecânica ou química, e do tipo sintética, em que a fibra obtida ainda necessita ser sintetizada quimicamente. Ilustra-se na Figura 31 e Figura 32, respectivamente, os processos de produção das fibras artificiais e das fibras sintéticas. Silva (2012) destaca que dentre as fibras naturais, a fibra de algodão apresenta maior importância, representando aproximadamente 50% da produção anual de fibras.

Figura 31. Cadeia de produção de fibras artificiais.

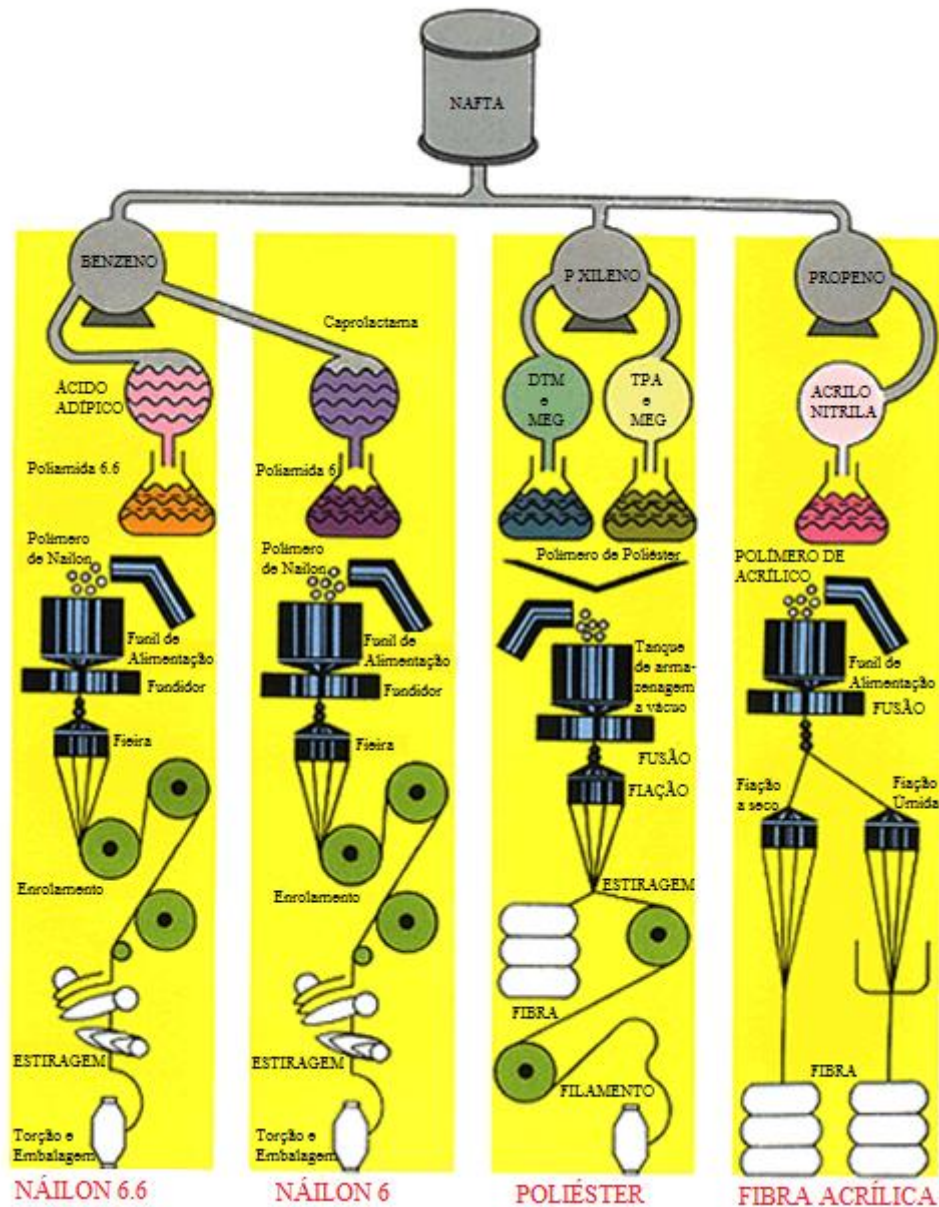


Fonte: ABRAFAS (2016).

A Associação Brasileira de Produtores de Fibras Artificiais e Sintéticas (ABRAFAS) apresenta que para a produção das fibras artificiais, há uma transformação química das matérias primas naturais. O processo ilustrado na Figura 31 indica que primeiramente, por meio de lâminas de celulose, em que os raioms acetatos e raioms viscose seguem processos distintos. A viscose sofre um banho de soda cáustica, seguido de processos de moagem, maturação, sulfurização e por último extrusão, para então ser produzido o filamento. Já o acetado sofre um

banho de ácido sulfúrico, seguido de diluição em acetona, extrusão e por último, processo de evaporação da acetona.

Figura 32. Cadeia de produção de fibras sintéticas.



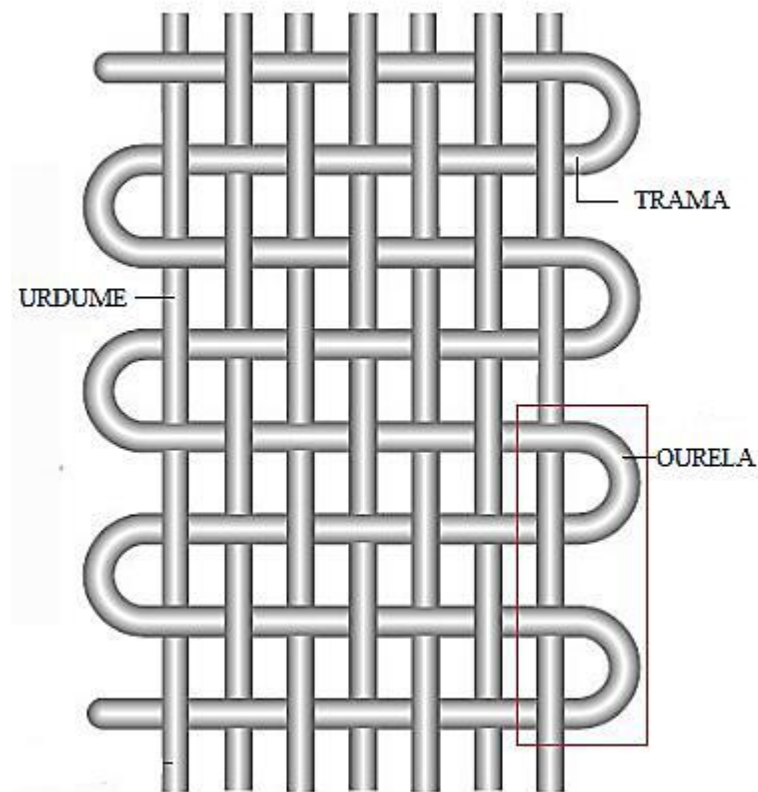
Fonte: ABRAFAS (2016).

A cadeia de produção da fibra sintética ilustrada na Figura 32, por sua vez, envolve a transformação da nafta petroquímica em benzeno, eteno, propeno e p-xileno, que são os insumos básicos para a produção das fibras sintéticas.

A partir das fibras são então compostos os tecidos, que são definidos tecnicamente pela ABNT NBR 12546:2017 como “uma estrutura produzida pelo entrelaçamento de um conjunto de fios de urdume e outro conjunto de fios de trama, formando ângulo de ou próximo a 90°”,

no caso dos denominados tecidos planos. Urdume é, segundo a ABNT NBR 12546:2017, um conjunto de fios dispostos na direção longitudinal (comprimento) do tecido, já a trama é o conjunto de fios dispostos na direção transversal (largura) do tecido. Na Figura 33 são ilustrados a trama e urdume num tecido.

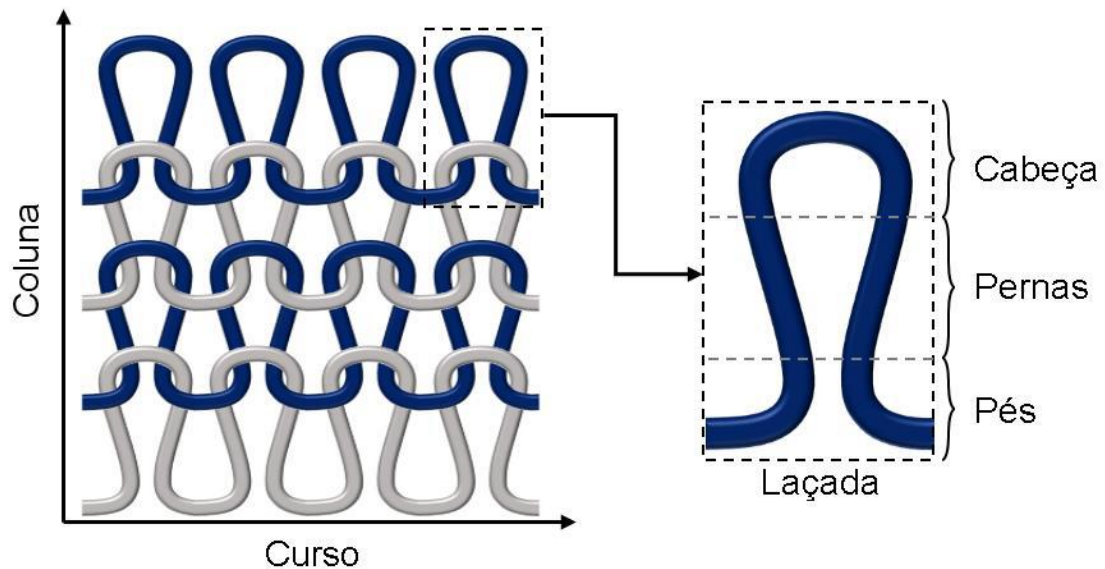
Figura 33. Trama, Urdume e Ourela.



Fonte: Limão (2017) apud DuPont (1991).

A outra categoria de tecidos, denominados tecidos de malha, são formados a partir de estruturas fundamentais denominadas laçadas, que é constituída por cabeça, pernas e pés (ilustrado na Figura 34), em que a sucessão de laçadas consecutivas no sentido da largura do tecido é denominado curso de malhas e a sucessão de laçadas no sentido do comprimento do tecido é denominada coluna da malha.

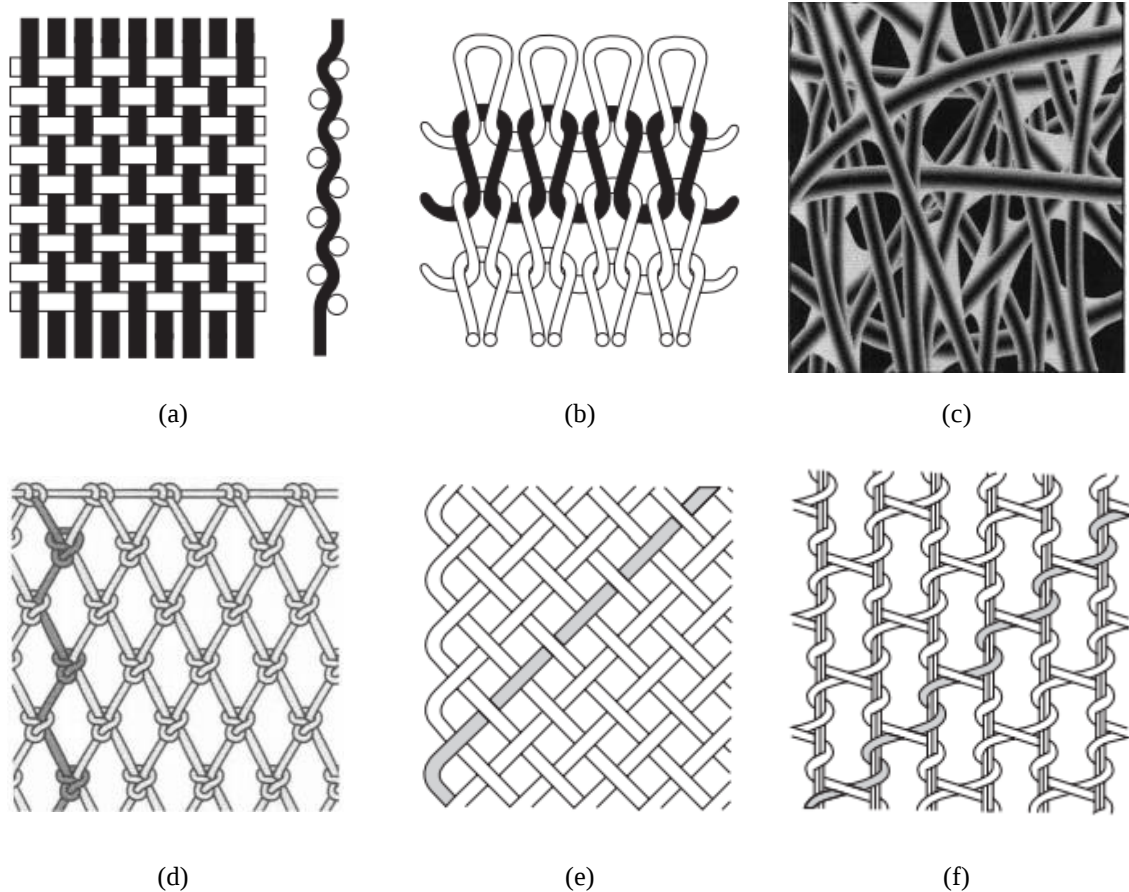
Figura 34. Estrutura do tecido tipo malha.



Fonte: Holanda (2016).

Além da definição de tecido, há também a definição pela ABNT NBR 13370:2017 de nãotecido: estrutura plana, flexível e porosa, constituída de véu ou manta de fibras, ou filamentos, orientados direcionalmente ou ao acaso, consolidada por processo mecânico (fricção) e/ou químico (adesão) e/ou térmico (coesão), ou pela combinação destes. Na Figura 35 são ilustrados exemplos de estruturas em materiais têxteis.

Figura 35. Estruturas (a) Tecido Plano (b) Tecido tipo Malha (c) Nãotecido (d) Tecido em Rede (e) Tecido Trançado (f) Tecido Laço.



Fonte: Adaptado de Behera e Hari (2010).

De acordo com Pereira (2009), o formato das laçadas que compõem os tecidos tipo malha favorecem os movimentos umas sobre as outras quando sujeitas à tensão, tanto no sentido da largura quanto no sentido do comprimento, caracterizando uma maior flexibilidade do material, que o torna mais adequado para aplicações em que a capacidade de modelagem em diferentes superfícies seja um requisito, como é o caso das aplicações que envolvem o corpo humano.

2.5.1 Parâmetros estruturais dos tecidos

Nesta seção serão apresentados, de acordo com as definições normativas brasileiras, alguns parâmetros fundamentais que descrevem um tecido, mostrados na Tabela 2.

Tabela 2. Parâmetros estruturais dos tecidos.

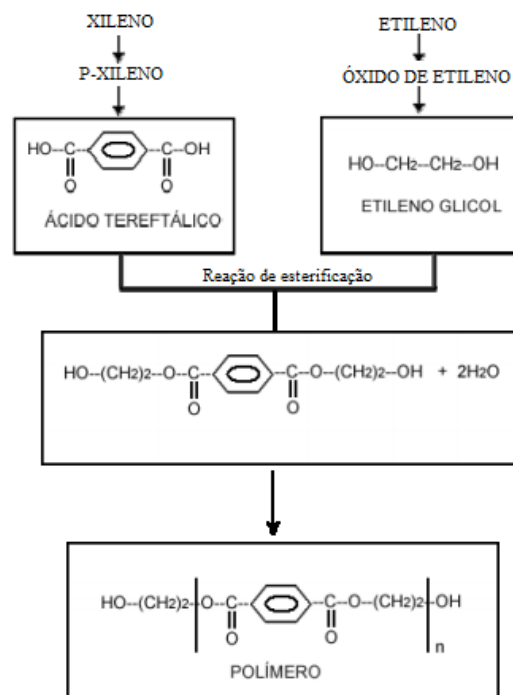
Parâmetro	Definição	ABNT NBR
Ligamento	Desenho do entrelaçamento entre o fio de urdume e o fio de trama.	12546:2017
Título	Número que expressa a relação entre a massa e o comprimento dos materiais têxteis.	8427:2015
Gramatura	Relação de massa por unidade de área.	10591:2008
Peso por metro linear	Refere-se à massa de área formada por unidade do comprimento do tecido pela sua largura total. Uma das utilidades desse parâmetro é a estimativa do comprimento total de um tecido num rolo sem a necessidade de desenrolar todo o material.	10591:2008
Densidade de fios	Relaciona a quantidade de fios de urdume ou fios de trama por unidade de comprimento, considerando-se que o tecido não apresenta rugas nem dobras.	10588:2015
Largura	Distância de borda a borda do nãotecido ou tecido plano, tomando uma perpendicular à direção longitudinal dele, devendo-se ser medida de acordo com o procedimento metodológico apresentado na norma.	10589:2006
Comprimento	Resultado obtido a partir de um dos ensaios apresentados na norma, dividindo-se no ensaio para comprimentos de até 5 m, em que será medida paralelamente às laterais do tecido na etapa final do ensaio a distância de uma ponta a outra do tecido, e para comprimentos maiores que 5 m será feita uma relação entre os comprimentos L_0 , L_1 e L_2 , de acordo com o procedimento metodológico apresentado na norma.	12005:1992
Elasticidade	Capacidade de o tecido recuperar suas dimensões e formas originais, quando cessada a carga que o fez deformar-se.	12960:1993
Alongamento	Capacidade do tecido distender-se quando sob a ação de uma carga.	12960:1993
Alteração Dimensional	Alteração nas dimensões do corpo de prova em relação às suas dimensões iniciais após a aplicação das condições previstas na norma, que dependem do tipo de tecido.	10320:1988

Fonte: Autoria própria.

2.5.2 Poliéster

O poliéster é definido como um conjunto de macromoléculas lineares cuja cadeia possui, pelo menos, 85% (em massa) de unidades de éster derivados de um diol e do ácido tereftálico: poli (tereftalato de etileno), além disso, são formados por um ácido e um álcool, que depois de reagirem, produzem um éster. O álcool que compõe a fibra e poliéster é o dietileno glicol e o ácido que compõe a fibra é o ácido tereftálico (KUASNE, 2008; ASSIS, 2012). A respeito da formação do poliéster, Sanches (2006) informa que os primeiros resultados, obtidos em 1935, a respeito da produção do poliéster foram insatisfatórios, uma vez que o produto obtido apresentou baixo ponto de fusão e baixa resistência à hidrólise, que o tornaria incompatível para a função de fibra têxtil. Então em 1940 as pesquisas foram retomadas e o tereftalato de polietileno, polímero poliéster foi produzido. Na Figura 36 são ilustradas as etapas de obtenção da fibra sintética poliéster.

Figura 36. Obtenção da fibra de poliéster.



Fonte: Sanches (2006) apud Demir (1997).

2.5.6 Poliamida

Primeira fibra sintética a ser produzida industrialmente, o náilon (ou poliamida), entre outras qualidades, apresenta uma elevada resistência mecânica (cerca de 3,5 vezes superior ao algodão), o que o torna adequado a fabricação de dispositivos de segurança (cintos de segurança

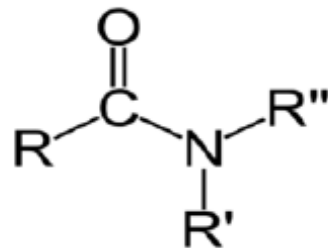
etc.). Outras características são a sua baixa absorção de umidade, a possibilidade de texturização e a boa aceitação de acabamentos têxteis. A principal utilização da poliamida na área têxtil se dá na fabricação de tecidos de malha apropriados para a confecção de meias, roupas de banho, moda íntima e artigos esportivos (ROMERO *et al.*, 1995).

As poliamidas são formadas por polímeros cujo grupo repetitivo amida é a unidade funcional. Podemos encontrar 2 tipos de poliamida mais usuais: A Poliamida 6, obtida através da caprolactana, a Poliamida 6.6 obtida pela policondensação da diamina (hexometilenodiamina) e do ácido adípico. As fibras de poliamida podem ser brilhantes, opacas ou semiopacas, podem ser apresentadas em cru para o tingimento em peça ou tintas em massa, em fios fiados (fibras cortadas) ou de filamento contínuo não texturizado ou texturizados no sistema de falsa torção ou no sistema de a ar, apresentam várias denominações no mercado. Das suas propriedades físicas podemos destacar a baixa condutividade elétrica, fundem em contato com chama com residual negro e duro, tenacidade de 40 a 85 g/tex, alongamento à ruptura de 16 a 32% (ROMANI, 2016). Na Figura 37 é apresentada a imagem de uma fibra composta por poliamida assim como sua estrutura química.

Figura 37. Estrutura da poliamida (a) Fibra formada por poliamida (b) Estrutura química da poliamida.



(a)

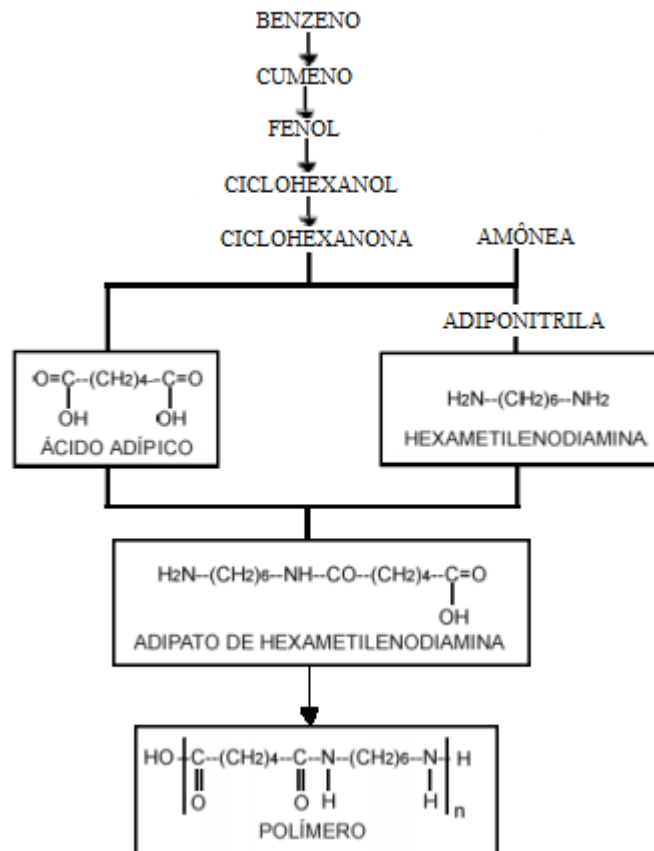


(b)

Fonte: Guerra (2016).

Guerra (2016) destaca algumas características desse material: alta resistência à tração, abrasão, alta estabilidade dimensional, resistência a reagentes externos químicos, além de citar que a poliamida é formada por polímeros compostos por monômeros de amida. Apresenta-se na Figura 38 as etapas de produção da fibra sintética poliamida.

Figura 38. Obtenção da fibra de poliamida.



Fonte: Sanches (2006) apud Demir (1997).

2.5.7 Elastano

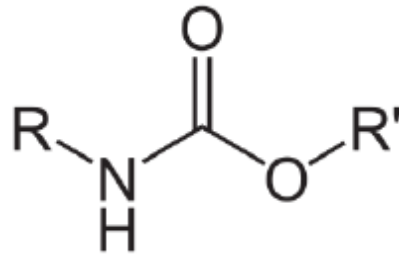
Elastano é uma fibra sintética que pertence à classificação genérica das fibras elastoméricas sendo descrita em termos químicos como um poliuretano segmentado. Suas propriedades de alongamento e recuperação valorizam os tecidos adicionando novas dimensões de caimento, conforto e contorno das roupas. Pode ser esticado quatro a sete vezes seu comprimento, retornando instantaneamente ao seu comprimento original quando sua tensão é relaxada. Resiste ao sol e água salgada, e retém sua característica flexível no uso e ao passar do tempo (VASCONCELOS, 2012).

O elastano é constituído de pelo menos 85% de massa de poliuretano segmentada, e que, esticada até atingir o triplo do seu comprimento inicial, recupera-se rapidamente quando a força de tração deixa de existir. A fibra de elastano é muito utilizada em composições com outras fibras têxteis: algodão, poliamida, poliéster etc. (GASI, 2008). São apresentadas na Figura 39 a fibra e a estrutura química do elastano.

Figura 39. Estrutura do elastano (a) Fibra formada por elastano (b) Estrutura química do elastano.



(a)



(b)

Fonte: Guerra (2016).

Suas notáveis propriedades de alongamento e recuperação enobrecem tecidos, adicionando novas dimensões de caimento, conforto e contorno das roupas. Pode ser esticado quatro a sete vezes seu comprimento, retomando instantaneamente ao seu comprimento original quando sua tensão é relaxada. Resiste ao sol e água salgada, e retém sua característica flexível no uso e ao passar do tempo (NAVARRO, 2007).

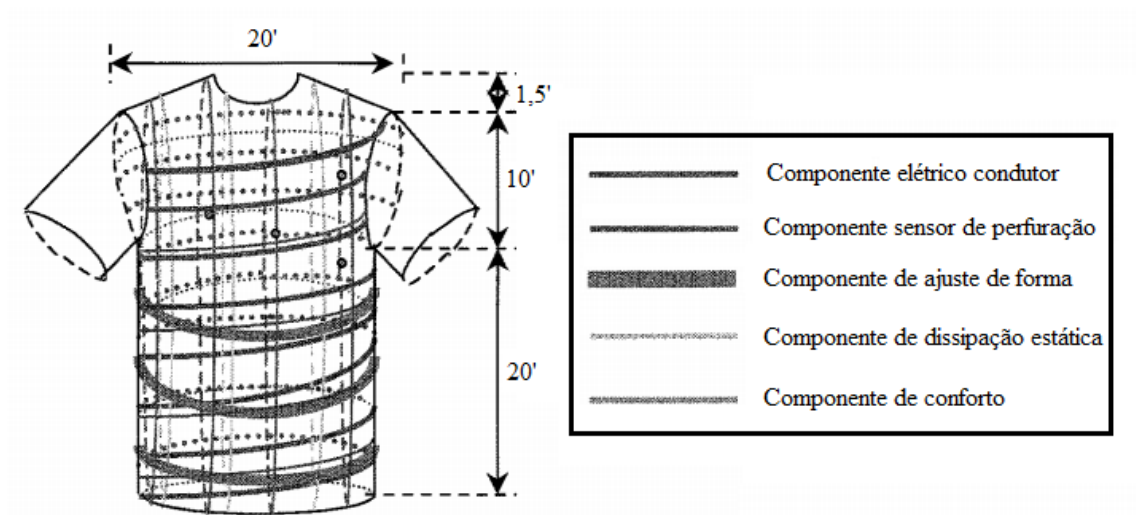
2.6 Conceito de E-têxteis e Aplicações IoHT

E-Têxteis, também denominados tecidos inteligentes ou têxteis eletrônicos, são têxteis que incorporam funcionalidades eletrônicas. As vestimentas e-têxteis permitem sistemas eletrônicos móveis, personalizados e com maior acessibilidade em qualquer momento, além disso, aplicações e-têxteis abrangem aplicação de tecidos, não tecidos e materiais de malha (KOMOLAFE *et al.*, 2019). Segundo Hughes-riley, Dias e Cork (2018), houve um destaque para o desenvolvimento da tecnologia e-têxtil no final da década de 90, após uma série de publicações feitas pelo *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) e pelo *Georgia Institute of Technology*.

Gopalsamy *et al.* (1999) desenvolveram no *Georgia Institute of Technology* a tecnologia denominada *Wearable Motherboard*TM, que daria início à primeira geração de estruturas têxteis adaptáveis para aplicações médicas. O dispositivo desenvolvido foi denominado *Georgia Tech Wearable Motherboard*TM (GTWM) e foi desenvolvido a partir de requerimentos de desempenho propostos pelo departamento da Marinha dos Estados Unidos da América, que necessitava de um sistema capaz de criar alertas para uma equipe médica em casos de soldados perfurados por balas ou estilhaços e que fossem enviadas também informações sobre a condição

dos sinais vitais do soldado. Na Figura 40 e Figura 41 são apresentadas a ideia e o dispositivo desenvolvido pela equipe, respectivamente.

Figura 40. Desenvolvimento do GTWM.



Fonte: Adaptado de Gopalsamy *et al.* (1999).

Figura 41. *Wearable Motherboard TM*, desenvolvida pela equipe do *Georgia Institute of Technology*.



Fonte: *Georgia Tech* (2019).

Faisal *et al.* (2019) apresentou em sua pesquisa sobre monitoramento de variáveis das articulações do corpo humano um quadro comparativo sobre tipos de tecnologias que proporcionassem um método de verificação com um sistema simples, fácil de utilizar, não-invasivo e com comunicação sem fio. Dentre os métodos apresentados estavam aqueles baseados em sensores têxteis, que relacionam a mudança na resistência elétrica de forma diretamente proporcional aos ângulos em alguma das articulações humanas. Algumas das

principais vantagens apresentadas pela utilização de sensores têxteis são: conforto e adequação para monitoramentos a longo prazo; mecanismos simples; facilidade de utilização em vestimentas confortáveis além de proporcionar maior flexibilidade e elasticidade.

Segundo Lo *et al.* (2018) apud *International Paper Community* – IPC (2018), os sistemas e-têxteis possuem três classes de componentes:

- Módulos eletrônicos dedicados para processamento de dados e processos de tomadas de decisão;
- Sensores, atuadores e eletrodos utilizados para detecção de estímulos;
- Conexões com fios incorporados em materiais têxteis, circuitos condutivos impressos em tecidos ou outras técnicas de montagem para montar uma placa mãe têxtil para conexão de módulos eletrônicos, antenas, sensores e atuadores.

A *European Commission* (2016) relata que o grupo de padronização do Comitê Internacional de Eletrotécnica (IEC) tem trabalhado para definir terminologias para que se alcance um entendimento comum sobre dispositivos inteligentes vestíveis, fazendo distinção entre quatro diferentes categorias: Eletrônica próxima ao corpo; eletrônica no corpo; eletrônica interna ao corpo e têxteis eletrônicos. Um modelo conceitual para a ideia de têxteis inteligentes é apresentado na Figura 42.

Figura 42. Modelo conceitual para sistema com têxteis inteligentes.

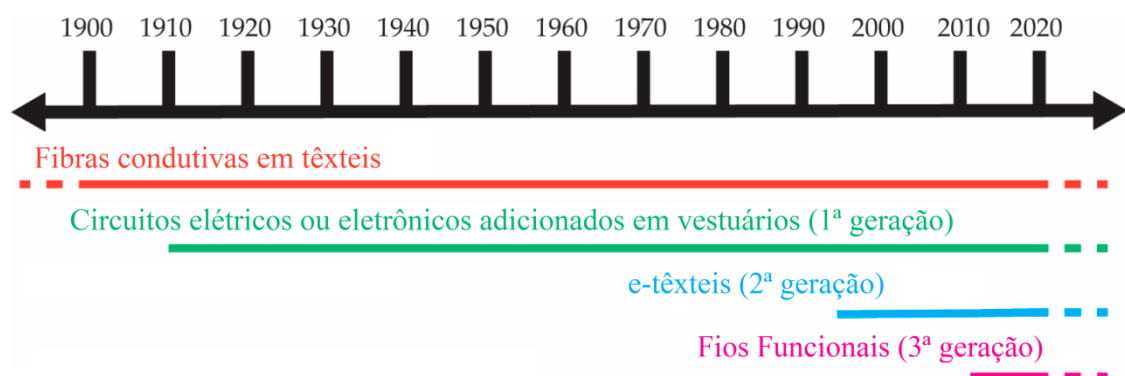


Fonte: Adaptado de *European Commission* (2016).

Mattana (2011) destaca que apesar do alto potencial da eletrônica vestível ser favorável ao melhoramento de vários aspectos da vida e condições de trabalho das pessoas, há áreas com maior interesse da aplicação da combinação de materiais têxteis e eletrônica, dentre elas a área médica, principalmente em aplicações médicas para pacientes em reabilitação ou deficientes, que neste caso, têxteis inteligentes são utilizados para detecção de variáveis físicas, por exemplo temperatura, frequência cardíaca, postura, dentre outros, de pacientes sofrendo de comprometimento físico, cognitivo ou sensorial, auxiliando assim no diagnóstico e monitoramento dos processos de forma não invasiva.

Wang, Yang e Dong (2017) ressaltam que por meio do monitoramento em tempo real das variáveis de saúde de um paciente, surge a possibilidade de tratamento em ambientes não clínicos ao invés desse tratamento ser realizado em hospitais, além disso, o monitoramento regular dos sinais vitais permite a construção de um histórico individual que poderá servir de base para a criação de alertas tanto aos pacientes quanto à equipe médica em situações que exigem mais atenção médica. Especificamente para aplicações médicas ou esportivas, Pasquale e Ruggeri (2019) afirmam que os sensores vestíveis estão divididos em duas categorias: sensores diretos, que são dispositivos com componentes num formato adequado para integração direta no corpo, e sensores distribuídos, que incluem grupos de sensores com propriedades sensoriais, como substratos condutivos e sensores embutidos em tecidos. Na Figura 43 é apresentada uma linha do tempo simplificada que ilustra os tipos de aplicações que foram sendo dadas à eletrônica junto com materiais têxteis.

Figura 43. Evolução dos têxteis eletrônicos.



Fonte: Adaptado de Hughes-Riley, Dias e Cork (2018).

Na Tabela 3. Exemplos de aplicações de e-têxteis são apresentadas pesquisas com algumas aplicações de e-têxteis.

Tabela 3. Exemplos de aplicações de e-têxteis.

Tipo de Tecnologia	Variável monitorada	Método de Análise	Referência
E-têxteis compostos por tecido condutivo	Pressão sanguínea arterial	Armazenamento de dados de eletrocardiograma e fotopletismografia para estimar a pressão arterial sanguínea	Zhang <i>et al.</i> (2006)
Sensores vestíveis utilizando nanomateriais	Rastreamento de atividades físicas	Integração de sensores vestíveis	Yao, Swetha e Zhu (2017)
E-têxtil com sensor de pressão fibroso baseado em mudança de capacitância	Temperatura e pressão corporal	Mesofuncionalização para aprimoramento dos materiais sensores	Wu <i>et al.</i> (2019)
Sensor flexível vestível	Articulação do joelho	Relação entre resistência elétrica do sensor e ângulo de rotação e movimento do joelho	Bergmann <i>et al.</i> (2013)

Fonte: Autoria própria.

Como apresentado na Tabela 3. Exemplos de aplicações de e-têxteis, a gama de aplicações para tecnologias baseadas em e-têxteis requerem dispositivos capazes de obter os dados de interesse e ao mesmo tempo proporcionar as vantagens de facilitação de integração em vestimentas e conforto ao usuário. Um tipo de tecnologia que se preocupa com esse tipo de aplicação é a chamada Internet das Coisas da Saúde (IoHT – *Internet of Health Things*), que pode proporcionar facilidades nas aplicações de assistência e monitoramento da saúde. Essa tecnologia é baseada na Internet das Coisas (IoT – *Internet of Things*), que pode contar com a colaboração das tecnologias e-têxteis.

A Internet das Coisas está trazendo inovações para muitos segmentos da indústria e está sendo rapidamente adotada pelas indústrias de desenvolvimentos de tecnologias para assistência médica, possibilitando um novo mercado baseado em Internet das Coisas para a Saúde (RODRIGUES *et al.*, 2018).

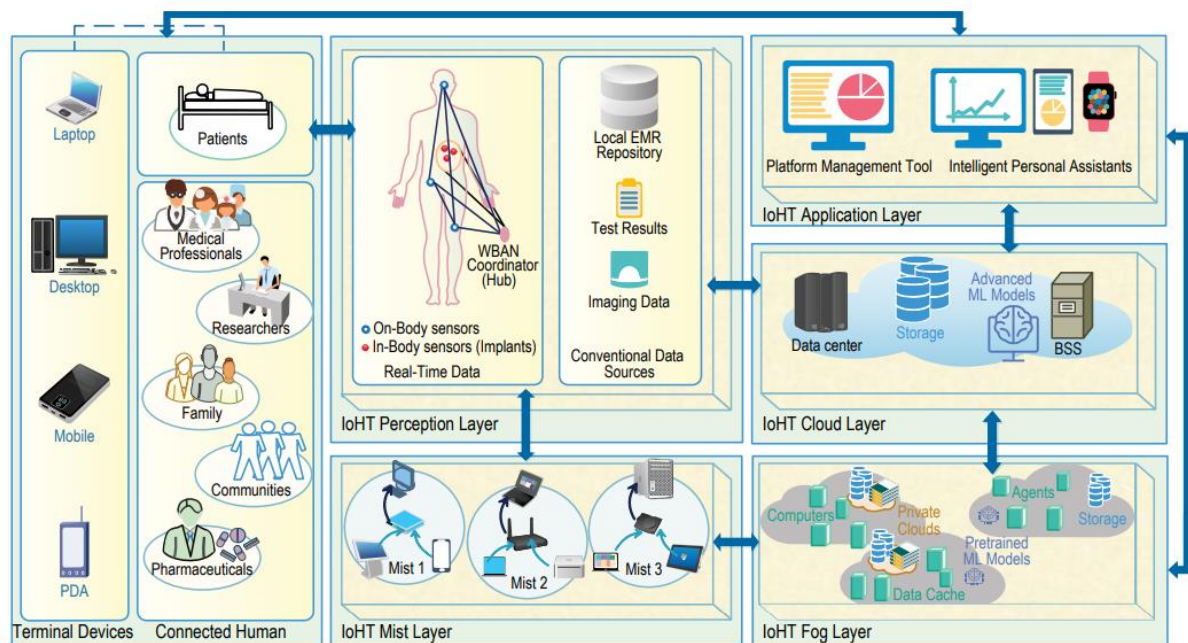
A IoT tem o potencial de gerar muitas aplicações médicas, como monitoramento remoto da saúde, programas de condicionamento físico, doenças crônicas e atendimento a idosos. A conformidade com o tratamento e medicamentos em casa e pelos profissionais de saúde é outra aplicação potencial importante. Portanto, vários dispositivos médicos, sensores e dispositivos de diagnóstico e imagem podem ser vistos como dispositivos ou objetos inteligentes que

constituem uma parte essencial da IoT. Espera-se que os serviços de assistência médica baseados na IoT reduzam custos, aumentem a qualidade de vida e enriquecem a experiência do usuário. Da perspectiva dos prestadores de serviços de saúde, a IoT tem o potencial de reduzir o tempo de inatividade do dispositivo por meio de fornecimento remoto (ISLAM *et al.*, 2015).

Asif-Ur-Rahman *et al.* (2019) cita que a estimativa de números de dispositivos baseados em IoHT que estarão conectados até 2021 é de 50 milhões em todo o mundo, considerando-se o setor da saúde.

Na Figura 44 é apresentado um exemplo de arquitetura para uma rede IoHT para monitoramento de pacientes.

Figura 44. Exemplo de arquitetura de rede IoHT.



Fonte: Asif-Ur-Rahman *et al.*, (2019).

Diante do exposto, vale o estudo da aplicação de um dispositivo baseado em IoHT para auxílio no acompanhamento dos estágios iniciais do desenvolvimento das lesões por pressão, abordadas no Tópico 2.7.

2.7 Abordagem sobre Lesões por pressão

A ideia de um material informativo sobre as chamadas até então úlceras por pressão surge há trinta e dois anos, com a publicação da primeira edição da *Decubitus* (fevereiro 1988). A editora fundadora, Dra. Roberta Abruzzese, acreditava que o periódico seria "um compêndio de prevenção e tratamento de úlceras por pressão" (AYELLO; SIBBALD, 2019).

As úlceras por pressão são uma das feridas crônicas e problemáticas mais comuns para cirurgiões plásticos. Os cirurgiões costumam se sentir frustrados com a reconstrução dolorosa devido à má condição geral do paciente, idade avançada do paciente, pouca cicatrização da ferida após a reconstrução e alta taxa de recorrência, mesmo com bons cuidados pós-operatórios (YOON *et al.*, 2018).

Em 2016 o até então *National Pressure Ulcer Advisory Panel* (NPUAP) elaborou uma revisão no sistema de classificação dos estágios das lesões por pressão. Entre as discussões apresentadas, está a de utilização do termo “lesão” ao invés de “úlceras”, com a justificativa de que o termo “úlceras” não descreveria com precisão uma lesão por pressão em estágio 1 ou uma possível lesão por pressão profunda. Além disso, o documento apresenta que trabalhos histopatológicos indicam que pequenas lesões relacionadas à pressão começam no tecido antes que as alterações sejam visíveis no exame físico, ou seja, a existência de uma úlcera indica a pré-existência de uma lesão, mas a presença de uma lesão não está sujeita a uma pré-existência de úlcera. Dessa forma, em 2019, o órgão também alterou sua nomenclatura para *National Pressure Injury Advisory Panel* (NPIAP).

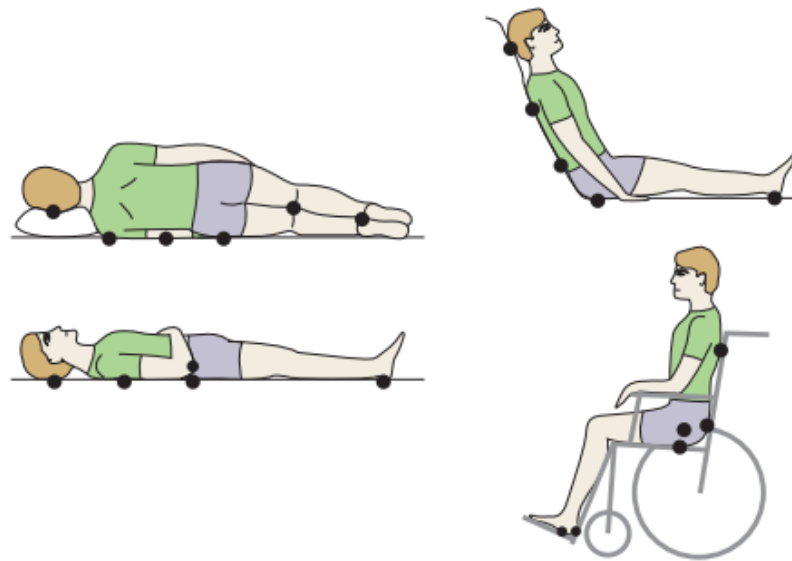
Uma melhor compreensão e identificação dos fatores de risco relativos ao desenvolvimento de úlceras por pressão assim como a identificação de pacientes com alto risco de desenvolvimento do problema permite uma melhor direcionalidade de recursos. Mobilidade e atividade reduzidas são o principal fator de risco para o desenvolvimento da úlcera por pressão (COLEMAN *et al.*, 2013).

As úlceras por pressão, também denominadas úlcera de decúbito e úlcera de pressão, são consideradas feridas crônicas que acometem áreas onde existe pressão sobre proeminências ósseas, tais como o sacro, ísquio, trocânter, ou menos frequentemente o calcâneo, região occipital, o dorso do pé, o maléolo e a patela. Tais feridas podem se desenvolver em 24 horas ou levar até 5 dias para se manifestar (PAIVA, 2008). A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) divulgou em um de seus protocolos que a prevalência (número total de

casos no período observado) de úlceras por pressão em hospitais é de 15% e a incidência (número de novos casos) é de 7%. O protocolo cita ainda que estudos realizados em um hospital geral universitário no Brasil evidenciou uma incidência de 39,81%.

Na Figura 45 são ilustrados os principais locais de pressão e risco para o desenvolvimento de lesões e úlceras por pressão, de acordo com Thuler e Dantas (2013).

Figura 45. Principais locais de incidência de Lesões por pressão.



Fonte: Thuler e Dantas (2013).

Alguns fatores de risco para o desenvolvimento de lesões por pressão incluem idade avançada, imobilidade, incontinência, nutrição e hidratação inadequadas, deficiência neurosensorial, pressão da pele relacionada ao dispositivo, comorbidades múltiplas e anormalidades circulatórias (EBI; HIRKO; MIJENA, 2019).

De acordo com Marchi *et al.* (2015), devido a pressão contínua numa área, ocorre inicialmente uma isquemia na região, que leva a uma posterior necrose da região. Além disso, as úlceras por pressão da região isquiática, sacral e trocantérica são as feridas mais frequentes, representando 62%.

Ebi, Hirko e Mijena (2019) realizaram um estudo para verificar o conhecimento de uma equipe de enfermeiros a respeito da prevenção de úlceras por pressão num hospital público na cidade de Wollega, que consistia no preenchimento de um questionário a respeito de prevenção e causas de úlceras por pressão. O estudo mostrou que 8,5% da equipe de enfermeiros testada

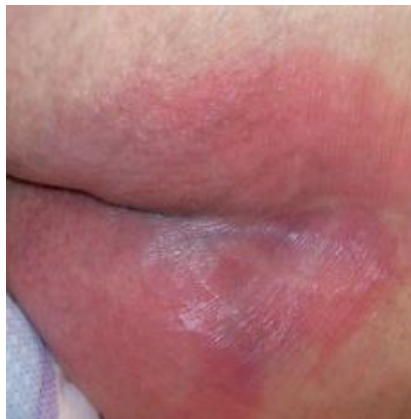
obteve nota acima da média, respondendo corretamente pelo menos 13 das 26 perguntas apresentadas.

Na pesquisa de Guerby, Guyard-boileau e Parant (2019) sobre a incidência de úlceras por pressão em unidades de maternidades, foi implementada uma estratégia de prevenção de úlceras de pressão, que consistia na detecção de sinais precoces e tratamento adequado por todos os enfermeiros que trabalham na unidade, resultando na detecção de várias úlceras por pressão em estágios iniciais.

O NPIAP apresenta as seguintes classificações de desenvolvimento da lesão por pressão:

- **Estágio 1 - Eritema não branqueável com pele intacta:** Pele intacta com uma área localizada de eritemas não branqueável, que pode parecer diferente em peles de cor escura. Presença de eritema branqueável ou alterações na sensação, temperatura ou firmeza podem preceder as alterações visuais. As alterações de cor não incluem descoloração roxa ou marrom, podendo ser indicativo lesão profunda na pressão do tecido.

Figura 46. Úlcera por pressão em estágio 1.



Fonte: Thuler e Dantas (2013).

- **Estágio 2 – Perda parcial da espessura da pele com exposição da derme:** O leito da ferida é viável, rosa ou vermelho, úmido e pode se apresentar como uma bolha intacta, preenchida com exsudato seroso ou rompida. O tecido adiposo (gordura) e tecidos profundos não são visíveis. Tecido de granulação, lama e escara não estão presentes. Essas lesões geralmente resultam de microclima adverso e cisalhamento na pele sobre a pélvis e cisalhamento no calcanhar.

Figura 47. Úlcera por pressão em estágio 2.



Fonte: Thuler e Dantas (2013).

- **Estágio 3 – Perda total da espessura da pele:** o tecido adiposo (gordura) é visível na úlcera e no tecido de granulação e epibol (bordas enroladas da ferida) estão frequentemente presentes. Camadas de pele morta e/ou escaras podem estar visíveis. A profundidade do dano tecidual varia de acordo com a localização anatômica; áreas de adiposidade significativa podem desenvolver feridas profundas. Podem ocorrer ferimentos em apenas uma direção (tunelizadas) ou que abrangem uma maior área. Fáscia, músculo, tendão, ligamento, cartilagem e/ou ossos não estão expostos. Se as camadas de pele morta ou escaras obscurecerem a extensão da perda de tecido, trata-se de uma lesão de pressão instável.

Figura 48. Úlcera por pressão em estágio 3.



Fonte: Thuler e Dantas (2013).

- **Estágio 4 – Perda total da espessura da pele e perda de tecido:** Há exposição ou palpação direta de fáscia, músculo, tendão, ligamento, cartilagem ou osso exposto na

úlceras. Camadas de pele morta e/ou escaras podem estar visíveis. A profundidade do dano tecidual varia de acordo com a localização anatômica; áreas de adiposidade significativa podem desenvolver feridas profundas. Podem ocorrer ferimentos em apenas uma direção (tunelizadas) ou que abrangem uma maior área. Fáscia, músculo, tendão, ligamento, cartilagem e/ou ossos não estão expostos. Se as camadas de pele morta ou escaras obscurecerem a extensão da perda de tecido, trata-se de uma lesão de pressão instável.

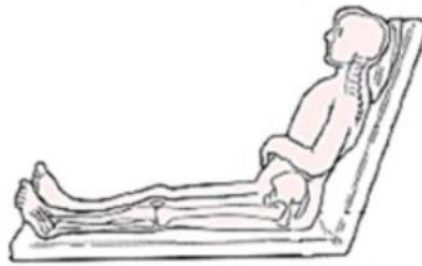
Figura 49. Úlcera por pressão em estágio 4.



Fonte: Thuler e Dantas (2013).

Uma precoce e regular estratificação do risco de desenvolver uma úlcera por pressão é fundamental para adoção de medidas preventivas adequadas implementação de uma estratégia terapêutica adequada isto, por sua vez, inclui métodos para redução dos fatores predisponentes e otimização do estado geral do doente. Mas, a estratégia terapêutica ainda permanece, em boa parte dos casos, dependente apenas da experiência do profissional de saúde e da disponibilização de insumos onerosos. Dessa maneira, é notória a necessidade da realização de estudos que avaliem instrumentos, técnicas e produtos no combate às úlceras por pressão, passíveis de adaptação para os diversos cenários dos serviços de saúde (ARAÚJO, ARAÚJO e CAETANO, 2011). As variáveis, de acordo com o NPIAP (2020), observados durante o estágio 1 das lesões por pressão incluem eritemas branqueáveis e mudanças na sensação e temperatura, e no estudo de Amrani *et al.* (2020) observou-se que o paciente estando uma hora em Posição Fowler (ilustrada na Figura 50) já é suficiente para um aumento de temperatura de aproximadamente 3 °C na região entre o corpo e a região de suporte do corpo.

Figura 50. Ilustração de paciente em Posição Fowler.

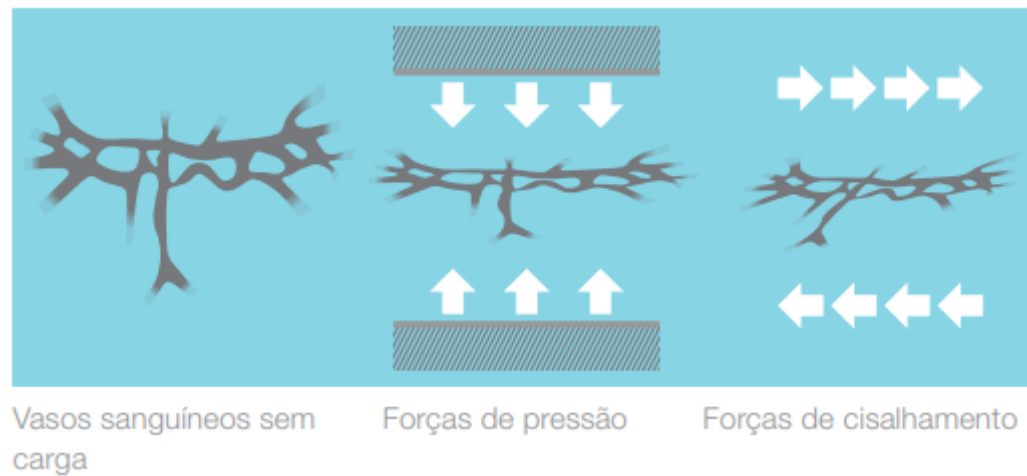


Fonte: Amrani *et al.* (2020).

Matos (2010) apresenta dois grupos fatores de risco para o desenvolvimento da úlcera por pressão: fatores internos e fatores externos. Os fatores externos envolvem pressão contínua, cisalhamento, fricção e umidade. O aumento de temperatura na região corporal sob risco de ulceração pode ocorrer em razão da inflamação e à autólise enzimática do tecido. A região isquiática, sacral e troncatérica representam as regiões com maior incidência desse tipo de ferimento, representando um total de 62% dos casos. Uma das recomendações para manutenção da integridade da pele é, a cada duas horas, reposicionar o paciente incapaz de realizar essa atividade, para que as regiões pressionadas possam recuperar-se de isquemias [MARCHI *et al.* (2015); AL ABOUD E MANNA (2020); LAVERY *et al.* (2004)].

De acordo com Thuler e Dantas (2013), as úlceras por pressão se desenvolvem em razão de mudanças degenerativas na pele ou tecido subcutâneo que estão expostos à forças de pressão, principalmente em área de proeminência óssea ou com ferimentos, prejudicando a circulação sanguínea e ocasionando a morte de células. No cisalhamento ocorre a deformação da pele resultante de forças que agem sobre ela, provocando então descolamento em planos diferentes, como ilustrado na Figura 51.

Figura 51. Influência de forças de pressão e cisalhamento no desenvolvimento de úlceras por pressão.



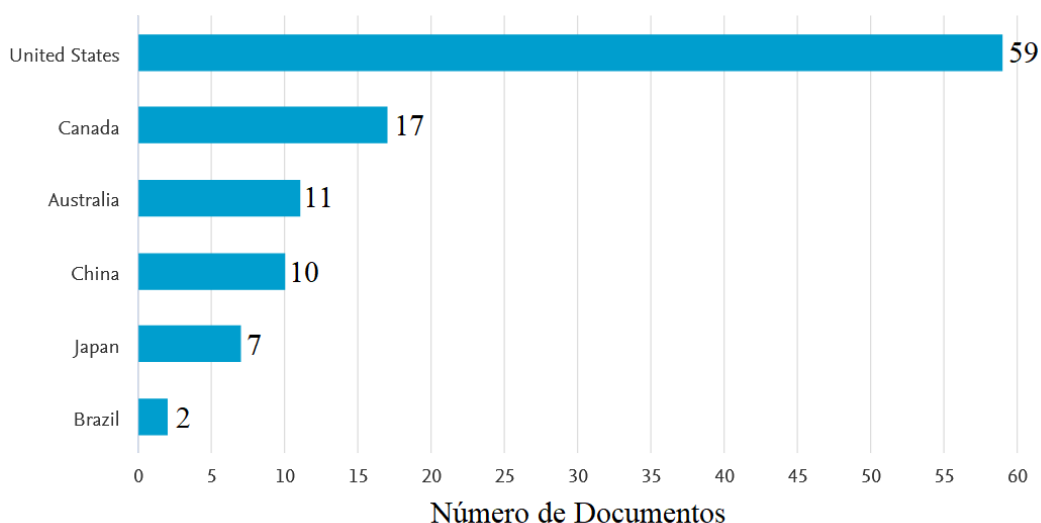
Fonte: Thuler e Dantas (2013).

A prevenção do problema envolve práticas como a verificação de umidade na região corporal, recomendando-se a utilização de fraldas descartáveis e pomadas para auxiliar na prevenção contra umidade; avaliação diária de áreas avermelhadas sobre proeminências ósseas que permanecem avermelhadas mesmo quando pressionadas; reposicionamento do paciente que possui mobilidade reduzida, por intervalos de no mínimo duas horas não havendo contra indicações relacionadas com as condições do paciente acamado [THULER e DANTAS (2013); CALIRI (2019)].

Borghardt *et al.* (2015) cita que na prática de enfermagem, há duas escalas comumente utilizadas para, por meio de pontuações, estabelecerem a probabilidade de úlceras por pressão em um paciente e que tomam como base alguns parâmetros que são considerados fatores de risco: as escalas Braden e Waterlow. A Escala Braden, de acordo com Borghardt *et al.* (2015), baseia-se na fisiopatologia das úlceras por pressão, possibilitando a avaliação dos seguintes fatores influentes na formação da úlcera por pressão: percepção sensorial, umidade, mobilidade e atividade, nutrição, fricção e cisalhamento. Já a Escala Waterlow utiliza para avaliação da probabilidade de risco de desenvolvimento de úlcera por pressão os seguintes fatores: relação peso/altura, avaliação visual da pele em áreas de risco, sexo/idade, continência, mobilidade, apetite e medicações. Ao final de cada avaliação, são obtidas pontuações, e, para a Escala Braden, os menores valores indicam piores situações, já para a Escala Waterlon as maiores pontuações indicam maior probabilidade de desenvolvimento do problema.

A utilização da Escala Braden no estudo de Matozinhos *et al.* (2017) para a estimativa da incidência de úlceras por pressão e verificação de fatores associados a essa ocorrência em

Figura 53. Produção de títulos a respeito de Lesões por pressão por países – *Scopus*.



Fonte: Repositório *Scopus* (2020).

A lista dos cinco países com mais títulos a respeito do tema resultando do repositório *Scopus* concorda com a lista resultante do repositório *Web of Science* para o mesmo período, mas a comparação entre as Figuras Figura 52 e Figura 53 indica uma alternância na quarta posição entre China e Japão. No repositório *Scopus* há a indicação de dois trabalhos brasileiros entre a lista resultante do repositório, representando então cerca de 1,32% do volume de publicações sobre o tema.

É importante ressaltar que os repositórios restringiram as buscas, nesse caso, aos trabalhos que possuem exatamente os termos *pressure ulcer* ou *injury ulcer* em seu título, ou seja, se os trabalhos abordam tecnologias e estudos com sobre as lesões ou úlceras por pressão mas não possuem os termos *pressure ulcer* ou *injury ulcer* em seu título, o trabalho não foi incluído nos resultados. A escolha de busca por esse termo específico se deu apenas para uma ideia do volume mundial de publicações a respeito desse assunto. As áreas específicas predominantes em pesquisas sobre os temas são as de medicina e enfermagem, de acordo com os dois repositórios. Na

Figura 54 e Figura 55 são apresentados relatórios gráficos de cada um dos repositórios utilizados destacando as áreas específicas de pesquisa.

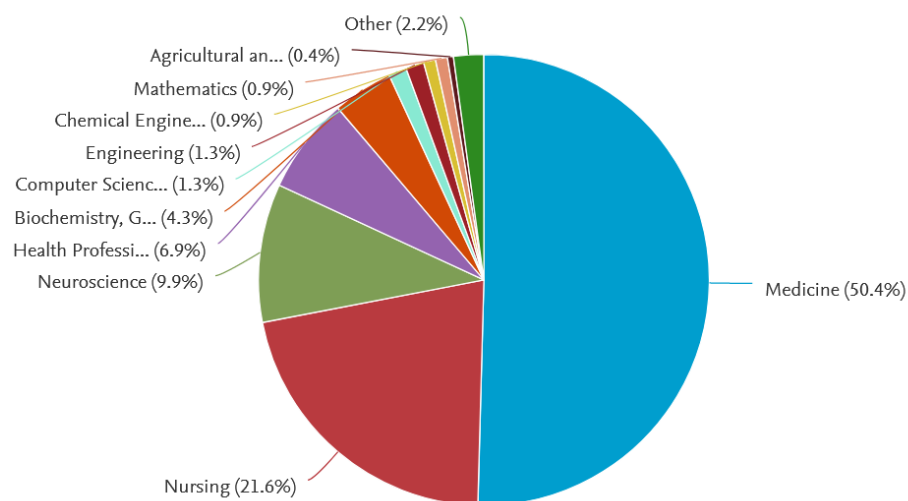
Figura 54. Áreas de pesquisa com estudos a respeito de Lesões por pressão – *Web of Science*.



Fonte: Repositório *Web of Science* (2020).

Destaca-se no relatório do *Web of Science* a presença das áreas específicas de engenharia e informática médica como áreas que estão contribuindo em pesquisas a respeito de lesões e úlceras por pressão. Em comparação com o total de documentos registrados, as duas áreas somam 2,963%. As áreas específicas de enfermagem e cirurgia lideram com 58,518% do total de publicações.

Figura 55. Áreas de pesquisa com estudos a respeito de Lesões por pressão – *Scopus*.



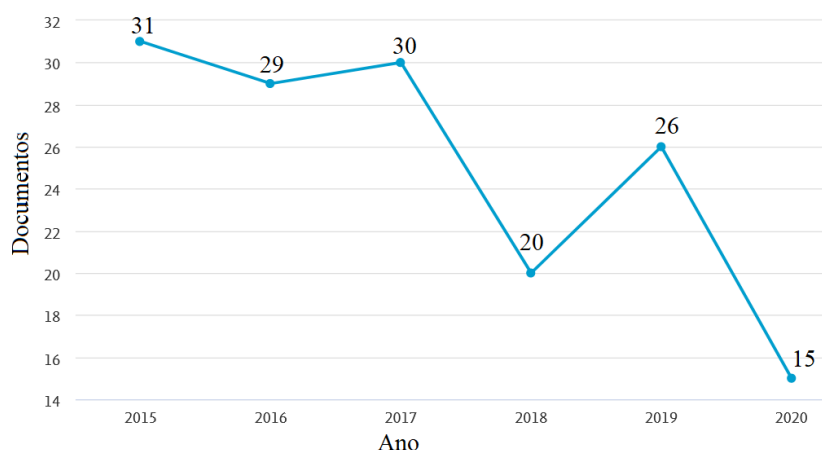
Fonte: Repositório *Scopus* (2020).

O *Scopus* não indica a presença da área de pesquisa específica de informática médica, mas com relação à engenharia, indica-se 1,3% dos registros encontrados. Semelhante ao

relatório do *Web of Science*, há a predominância das categorias de enfermagem e medicina para o tema.

Na Figura 56 apresenta-se a linha evolutiva da quantidade de publicações a cada ano, considerando-se o período de 2015 a Julho de 2020, a nível mundial.

Figura 56. Produção de títulos a respeito de Lesões por pressão por ano (nível mundial).



Fonte: Repositório *Scopus* (2020).

Considerando-se os anos completos, a média mundial de publicações, de acordo com o *Scopus*, é de 27,2 documentos por ano. Destaca-se, novamente, que os repositórios restringiram as buscas, nesse caso, aos trabalhos que possuem exatamente os termos *pressure ulcer* ou *injury ulcer* em seu título.

É importante sensibilizar as equipes obstétricas para esse risco desconhecido e a necessidade de mobilização regular dos pacientes, particularmente casos de analgesia peridural ou comorbidades (diabetes, obesidade, edema etc.) e fornecer hidratação correta. É necessário reconhecer os sinais precoces das úlceras por pressão e saber como tratá-las, envolvendo os pacientes nessa estratégia de cuidado (GUERBY; GUYARD-BOILEAU; PARANT, 2019).

Portanto, uma forma de prevenção da úlcera por pressão se dá pela identificação dos estágios iniciais, principalmente o Estágio 1 - Eritema não branqueável com pele intacta da lesão por pressão, e uma ferramenta capaz de auxiliar nesse tipo de monitoramento são os dispositivos baseados em IoHT, ou seja, dispositivos voltados para esse tipo de aplicação médica, necessitando, dessa forma, da discussão e desenvolvimento de dispositivos sensores que possam detectar parâmetros de indicação dos estágios iniciais das lesões por pressão e dispositivos que transmitam essas informações para uma equipe técnica especializada analisar e executar as devidas ações.

2.8 Sistemas para comunicação sem fio e aplicações

A utilização de tecnologia sem fio na área médica, mais especificamente em sistemas denominados redes médicas de sensores sem fio (WMSN – *Wireless Medical Sensor Network*) é promissora, de acordo com Yi *et al.* (2016), uma vez que auxilia no avanço do modo de monitoramento de pacientes hospitalizados ou internados em suas próprias casas. Qian *et al.* (2019), em sua pesquisa sobre aplicações de telemedicina para tratamento de hemofilia, ressalta que há a necessidade de traçar estratégias de tratamento do problema para alcançar uma melhora na eficácia dos resultados de saúde dos pacientes. Algumas tecnologias, como a telemedicina (também denominada *telehealth*) têm sido utilizadas para alcançar melhores comportamentos para proteção da saúde.

O *Health Resources & Services Administration* (HRSA) (2019) define a telemedicina como a utilização de informações eletrônicas e tecnologias de telecomunicações para oferecer suporte de longa distância aos cuidados clínicos de saúde, educação relacionada a saúde de pacientes e profissionais, saúde pública e administração de saúde. As tecnologias incluem videoconferência, Internet, imagens de armazenamento e envio, *streaming* de mídia e comunicações terrestres e sem fio. Damasceno e Caldeira (2019) citam que no Brasil há um modelo de telessaúde baseado na conexão entre as universidades com atenção primária à saúde (APS) e cidades remotas por meio de atividades de tele-educação e teleassistência.

Moradores de municípios pequenos e remotos têm dificuldade em acessar atendimento especializado, porque os recursos de saúde estão concentrados nas maiores cidades. Os profissionais de saúde em áreas remotas tendem a ser jovens e inexperientes e geralmente são isolados e na necessidade de treinamento adicional. As altas taxas de rotatividade resultantes na força de trabalho da atenção primária comprometer a qualidade do serviço. Isso, mais a pequena quantia investida em vincular a atenção primária a outros níveis de atenção e a falha em fornecer um bom acesso aos testes de diagnóstico, impede que o modelo brasileiro de atenção primária atenda plenamente seus objetivos (ALKMIM *et al.*, 2012).

Dessa forma, Alkmim *et al.* (2012) cita que o sistema de telessaúde, que é a utilização de tecnologias da informação nas profissões de saúde para a prestação de assistência médica possui o potencial de reduzir as desigualdades existentes na assistência à saúde, apoiando, dessa forma, os profissionais de APS em áreas remotas, oferecendo um meio eficaz para a comunicação entre médicos e especialistas nos centros de referência.

O desenvolvimento de sistemas de telemedicina deve, portanto, abranger a seleção de materiais e dispositivos adequados ao desenvolvimento de protótipos e finalmente produtos que possam ser aplicados nesses casos e venham a facilitar o acesso e monitoramento de dados de interesse. Essa etapa envolve a observação de obediência aos protocolos de comunicação adequados e às estruturas de arquitetura a serem adotadas. Portanto, serão discutidas características de alguns protocolos de comunicação sem fio, especificamente o protocolo IEEE Std 802.15.6, referente às redes de área corporal sem fio (WBAN – *Wireless Body Area Network*), que faz parte da família de protocolos IEEE Std 802.15, que trás especificações para as redes de área pessoal sem fio (WPAN – *Wireless Personal Area Network*).

2.8.1 Redes de sensoriamento sem fio

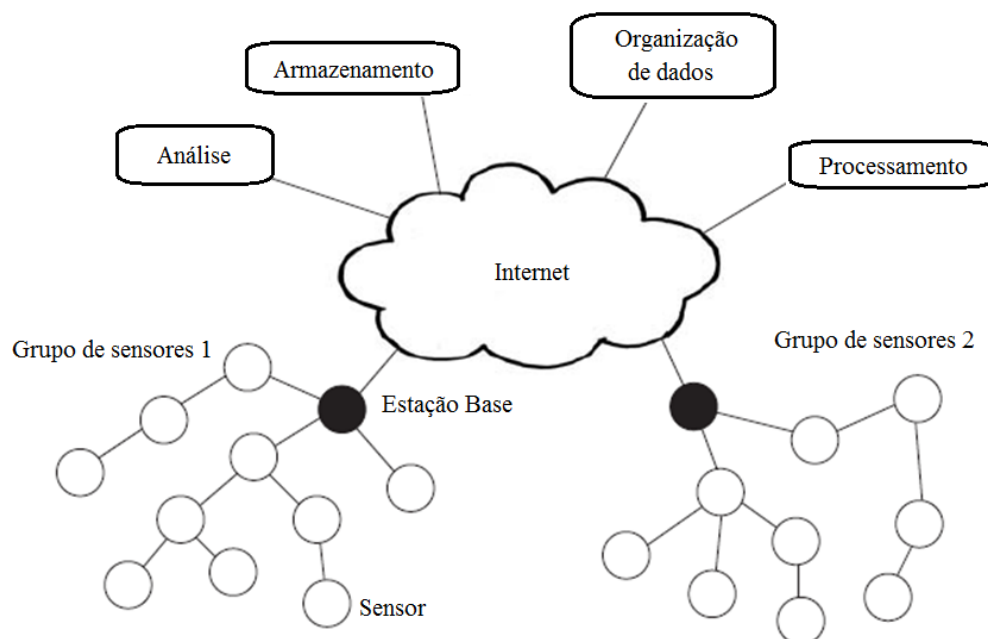
A possibilidade de comunicação sem fio entre dispositivos favorece o desenvolvimento e expansão social, e as redes locais sem fios apresentam-se como uma boa alternativa às redes convencionais com fios, oferecendo as mesmas funcionalidades, mas fornecendo maior mobilidade, melhor facilidade de instalação e uma boa interligação em redes locais (ANTUNES, 2012).

Segundo Antunes (2012), a utilização de redes sem fio apresenta vantagens como mobilidade, uma vez que há a possibilidade de comunicação em locais onde a comunicação com fio apresentaria dificuldades de execução, possibilitando inclusive facilidade de instalação, tornando-se também mais rápida e econômica, além de ocupar menor espaço físico. Por outro lado, custo de implementação e segurança são afetados, pois, uma vez que os equipamentos utilizados em redes sem fio são mais complexos, apresentam maiores custos do que aqueles instalados em sistemas de comunicação com fios.

As redes de sensores sem fio (RSSF), ou também conhecidas como *Wireless Sensor Network* (WSN), são tecnologias formadas por um conjunto de sensores e que possuem dimensão física reduzida, ou seja, quando um grupo de sensores monitoram remotamente em conjunto grandes ambientes físicos, é formada então uma rede de sensores sem fio (ilustrada na Figura 57), que estão sendo utilizadas principalmente para monitoramento de estados ambientais em tempo real. Dargie e Poellabauer (2010) definem o sensoriamento como uma técnica utilizada para coletar informações a respeito de um objeto ou processo físico, incluindo mudanças de estado, por exemplo, variações de temperatura ou pressão, e o dispositivo que realiza a função de detectar essas mudanças de estados são os sensores, que, de um ponto de

vista técnico, podem ser definidos como um dispositivo que converte variáveis do mundo físico em sinais que podem ser medidos e analisados. Para Silva (2008), uma típica aplicação de monitoramento envolve a realização de medições locais sobre uma determinada variável do ambiente em estudo, as informações coletadas são transmitidas para pontos centrais (nós link), e em seguida são processadas. Santos (2007) cita que as redes de monitoramento que são formadas por sensores de grandezas físicas, por exemplo umidade e temperatura, não requerem elevada largura de banda, entretanto, necessitam de baixa latência e baixo consumo de energia.

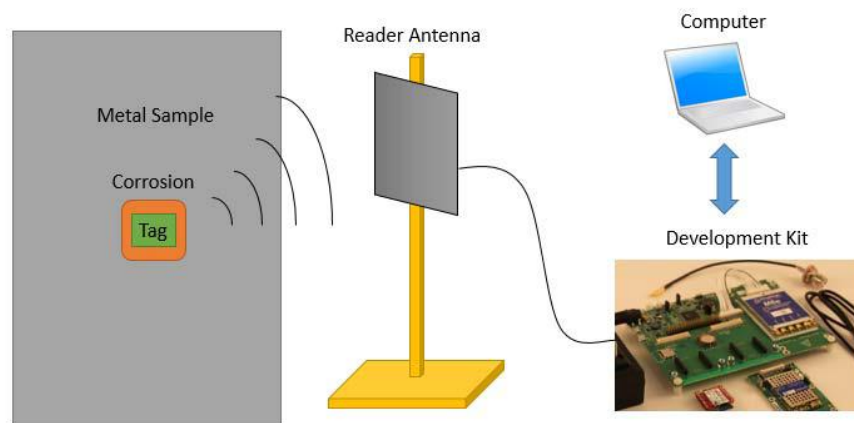
Figura 57. Exemplo de estrutura de uma rede de sensores sem fio.



Fonte: Adaptado de Dargie e Poellabauer (2010).

Exemplos de aplicações de redes de sensores sem fio podem ser observadas em Verma *et al.* (2017), que utilizou o conceito de WSN para aplicações médicas, citando que devido ao avanço na área de redes sem fio, as novas e progressivas aplicações estão sendo utilizadas nas áreas médicas e de saúde. Zhao, Zhang e Tian (2017), desenvolveram um sistema baseado em sensoriamento sem fio, em que uma antena tipo microfita atuará como sensor para a detecção de corrosão de aço em algumas estruturas, como ilustrado na Figura 58.

Figura 58. Utilização de rede de sensor sem fio para detecção de corrosão em aço.



Fonte: Zhao, Zhang e Tian (2017).

O surgimento de redes de sensores sem fio (WSN – *Wireless Sensor Network*) favorece o desenvolvimento e aplicabilidade de sistemas de comunicação em aplicações médicas. El-bendary (2015) cita que uma das principais finalidades das WSN são aplicações médicas, tendo como objetivo fornecer atendimento e acompanhamento dos pacientes, possibilitando realizar o monitoramento de seus sinais vitais mesmo se o paciente está fixo, em estado de coma, por exemplo, ou em movimento perto ou longe do centro do serviço médico, por exemplo, estando sendo transportado por uma ambulância.

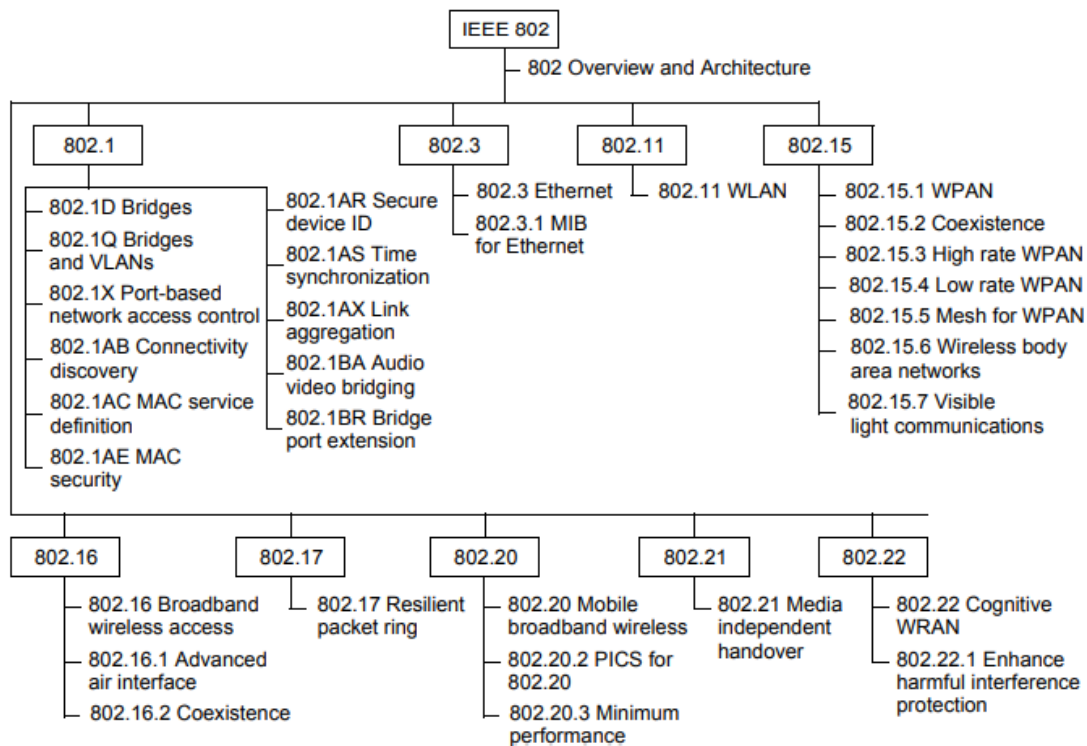
A mais comum tecnologia de rede sem fio utilizada para dispositivos móveis faz parte de um dos padrões desenvolvidos pelo Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos (IEEE – *Institute of Electrical and Electronic Engineers*), pertencendo à família IEEE Std 802.11, que especifica requerimentos para troca de informações entre redes locais e metropolitanas. Porém, de acordo com Dargie e Poellabauer (2010), o alto consumo de energia das redes baseadas no protocolo IEEE Std 802.11 torna esse tipo de tecnologia inadequado para as aplicações de baixo consumo de energia das redes de sensores, dessa forma, houve o desenvolvimento de outros protocolos que atendem ao requerimento de baixo consumo de energia das redes de sensores. A família de protocolos IEEE Std 802.15 possui especificações projetadas exclusivamente para aplicações em comunicações de curto alcance com redes de sensores com baixo consumo de energia.

2.8.2 Família IEEE Std 802

O comitê de padronização dos protocolos IEEE Std 802 para redes de áreas locais e redes de áreas metropolitanas (IEEE 802 LAN/MAN – *Local Area Network/Metropolitan Area*

Network) desenvolve e fornece padronizações de redes e recomenda práticas para redes locais, metropolitanas, entre outras redes de área. Alguns dos padrões mais utilizados são os de áreas de redes pessoais (PAN – *Personal Area Network*) sem fio e também *Ethernet*. Cada tipo de aplicação é dividida nos chamados *Task Groups* (grupos de trabalho), em que cada protocolo irá focar em diferentes áreas (IEEE, 2019). Na Figura 59 é apresentada a atual família de padrões IEEE 802.

Figura 59. Atual família de padrões IEEE 802.



Fonte: IEEE (2014).

A família de padrões IEEE Std 802 está dividida nos seguintes grupos de estudo e trabalho:

802.1: Protocolo para grupos de trabalhos para LAN com camada superior

802.3: *Ethernet*;

802.11: Redes LAN sem fio;

802.15: Redes WPAN sem fio;

802.18: Grupo consultivo técnico de radiocomunicações (*Radio Regulatory TAG – Technical Advisory Group*);

802.19: Grupo de trabalho para coexistência de redes sem fio;

802.21: Serviços de transferência (*handover*) independente de mídia;

802.22: Redes de área regionais sem fio (WRAN – *Wireless Regional Area Network*);

802.24: Grupo consultivo técnico para aplicações verticais (*Vertical Applications TAG* – *Technical Advisory Group*).

Neste trabalho será discutido o protocolo IEEE Std 802.15, especificamente o protocolo 802.15.6.

2.8.2.1 Sistemas Wireless Personal Area Network (WPAN) e Wireless Body Area Network (WBAN)

O objetivo principal da família IEEE Std 802.15 é promover padrões que possibilitam comunicações com baixo custo e baixo consumo de energia, e dentro dessa norma encontram-se as definições para as normas IEEE Std 802.15.4 e IEEE Std 802.15.6.

2.8.2.1.1 Padrão IEEE Std 802.15.4

Os principais requisitos das redes tipo WPAN são: baixa complexidade, baixo consumo de energia e baixo custo, e o padrão IEEE Std 802.15.4 considera esses requisitos para o fornecimento de suas estruturas (SALMAN; RASOOL; KEMP, 2010).

De acordo com a norma IEEE Std 802.15.4, uma WPAN voltada para baixas taxas (LR-WPAN – *Low rate Wireless Personal Area Network*) é uma rede simples, que promove comunicação com baixo custo e que permite a conectividade em aplicações com limitação de potência e taxas de transferência, com o objetivo principal de facilidade de instalação, transferência de arquivos de forma confiável, baixo custo e bom tempo de duração de vida das baterias. Na Tabela 4 são apresentadas as faixas de frequências em que as camadas físicas do padrão IEEE Std 802.15.4 são definidas.

Tabela 4: Designações de faixas de frequência.

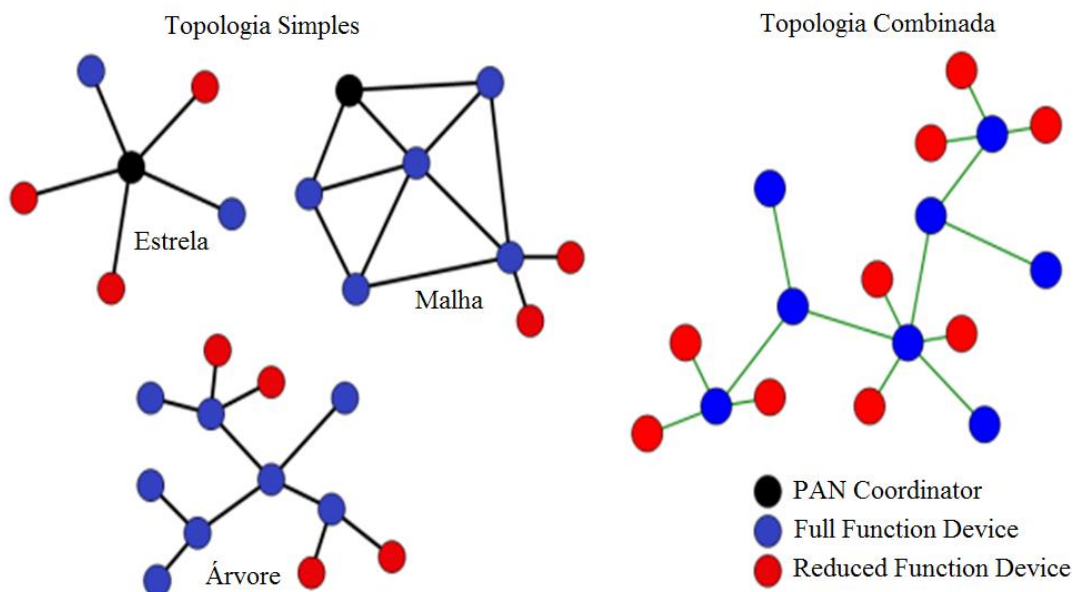
Designação da Banda (MHz)	Faixa de Frequência (MHz)
169 MHz	169,400 – 169,475
433 MHz	433,05 – 434,79
450 MHz	450 – 470
470 MHz	470 – 510
780 MHz	779 – 787
863 MHz	863 – 870
868 MHz	868,0 – 868,6
896 MHz	896 – 901
901 MHz	901 – 902
915 MHz	902 – 928
917 MHz	917,0 – 923,5
920 MHz	920 – 928
928 MHz	928 – 960*
1427 MHz	1427 – 1518*
2380 MHz	2360 – 2400
2450 MHz	2400,0 – 2483,5
HRP UWB sub-gigahertz	250 – 750
HRP UWB Lowband	3244 – 4742
HRP UWB High Band	5944 – 10234
LRP UWB	6289,6 – 9185,6

*Não contíguo.

Fonte: IEEE 802.15.4 (2015).

Com relação à topologia, o padrão IEEE 802.15.4 LR-WPAN pode operar a partir de duas topologias: simples ou combinada, como ilustrado na Figura 60.

Figura 60. Topologias simples e combinada.



Fonte: Antunes (2012).

O que caracteriza uma WPAN é a presença de dois dispositivos comunicando-se no mesmo canal físico, em que se inclui pelo menos um dispositivo de função completa (FFD – *Full Function Device*) operando como coordenador PAN. Os dispositivos de função completa são aqueles que servem como coordenadores de redes de área pessoais podendo ainda comunicar-se com outros dispositivos.

Na topologia em estrela existe um dispositivo central que controla e gere toda a rede. Numa rede em malha todos os dispositivos podem ajudar a gerir a rede, desde que não sejam do tipo *Reduced Function Device* (RFD). Na topologia em árvore utiliza-se uma estratégia de encaminhamento hierárquico, comunicando o coordenador com os módulos de encaminhamento e estes com os dispositivos finais. Com a utilização dos módulos que encaminham a informação é possível geograficamente expandir a rede, contudo os dispositivos que encaminham os dados não se conseguem comunicar entre si, apenas com o coordenador. A topologia combinada está reservada para redes mais complexas podendo utilizar-se um misto de várias topologias (ANTUNES, 2012).

2.8.2.1.2 Padrão IEEE Std 802.15.6

Para Zhao *et al.* (2019), a comunicação corporal é considerada como sendo uma forte candidata para o desenvolvimento de sensores vestíveis com aplicações em redes de área corporal (WBAN), além disso, o uso do corpo como meio de comunicação tem possuiria vantagens com relação as comunicações sem fio tradicionais, incluindo baixa perda de transmissão, melhor proteção de dados e nenhuma antena. Esses recursos permitem tamanho compacto do sensor e baixo consumo de energia.

O padrão IEEE Std 802.15.6 estabelece diretrizes para aplicações de comunicação sem fio de curto alcance próximas ou no internamente ao corpo humano, sendo utilizadas as faixas de frequências Industriais, Científicas e Médicas (ISM – *Industrial, Scientific and Medical*) existentes, assim como faixas de frequências aprovadas por autoridades médicas ou regulatórias nacionais. As taxas de transmissão de dados são limitadas em até 10 Mbps, para que se possa atingir um suporte à qualidade de serviço (QoS – *Quality of Service*) com baixo consumo de energia. Ainda de acordo com o padrão, as atuais redes de área pessoal (PANs) não atendem aos requisitos médicos (proximidade ao tecido humano) e aos regulamentos de comunicação relevantes para alguns ambientes de aplicativos, não oferecendo também suporte a combinação de confiabilidade, QoS, baixa potência, taxa de dados e não-interferência.

Avanços na comunicação e em tecnologias eletrônicas permitiram o desenvolvimento de dispositivos compactos e inteligentes que podem ser colocados no corpo humano ou implantados dentro dele, facilitando assim a introdução das redes de área corporal (BANs – *Body Area Networks*) (SANKARALINGAM; GUPTA, 2010).

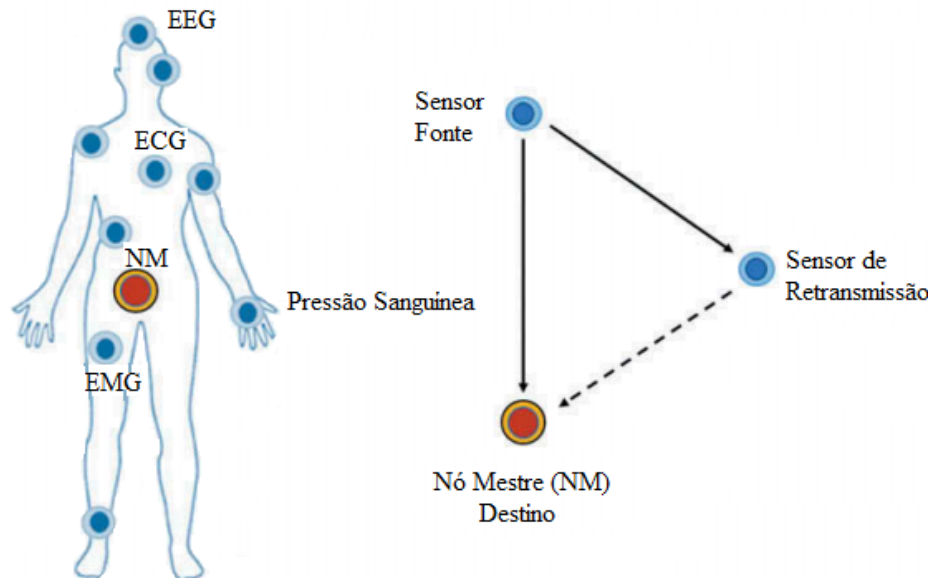
Movassaghi *et al.* (2013) cita que doenças como câncer, problemas cardiovasculares e Parkinson, por exemplo, fazem milhões de vítimas a cada ano. As estatísticas mundiais de saúde do ano de 2018 (*World Health Statistics 2018*), relatório feito pela Organização Mundial da Saúde, relatam que após algum sucesso no controle de doenças como a malária, o progresso no combate a algumas doenças parou devido a uma série de desafios, incluindo a falta de financiamento sustentável e previsível, e apesar da diminuição, desde os anos 2000, do risco de morte por doenças cardiovasculares, doenças respiratórias crônicas, diabetes ou câncer, ainda estima-se que 13 milhões de pessoas com menos de 70 anos morreram devido a essas doenças em 2016. Para Movassaghi *et al.* (2013), um grave problema é que a percepção de sintomas e o consequente diagnóstico de algumas dessas doenças é realizado de forma tardia, e a detecção dessas doenças em seus estágios iniciais propiciaria uma maior possibilidade de recuperação. A solução proposta seria então um sistema de detecção vestível capaz de identificar precocemente o início do desenvolvimento das doenças e que propiciasse qualidade de vida ao paciente, uma vez que os sinais poderiam ser monitorados enquanto o paciente poderia realizar atividades comuns do dia a dia.

Isso só pode ser alcançado por meio de uma rede que consiste em sensores e atuadores inteligentes, de baixa potência, micro e nanotecnologia, que podem ser colocados no corpo ou implantados no corpo humano (ou mesmo na corrente sanguínea), fornecendo oportunamente dados. Tais redes são comumente referidas como redes de área de corpo sem fio. Além de salvar vidas, o uso predominante de WBANs reduzirá os custos de assistência médica ao remover a necessidade de um monitoramento hospitalar dispendioso dos pacientes (MOVASSAGHI *et al.*, 2013).

Para Hammood *et al.* (2019), a principal diferença entre uma rede de área corporal sem fio (WBAN – *Wireless Body Area Network*) e uma rede de sensores sem fio (WSN – *Wireless Sensor Network*) é que na WBAN os sensores são dispostos sobre o corpo humano, dessa forma, fatores como postura corporal, o tipo de vestimenta utilizada, condições climáticas e temperatura corporal influenciam na conexão entre os sensores utilizados no sistema, além disso, outro ponto importante é que como os sensores da WBAN coletam informações

relacionadas à vida humana, deve-se garantir que os dados serão entregues de forma confiável e eficiente. Um exemplo de WBAN é ilustrada na Figura 61.

Figura 61. Exemplo de estrutura WBAN.



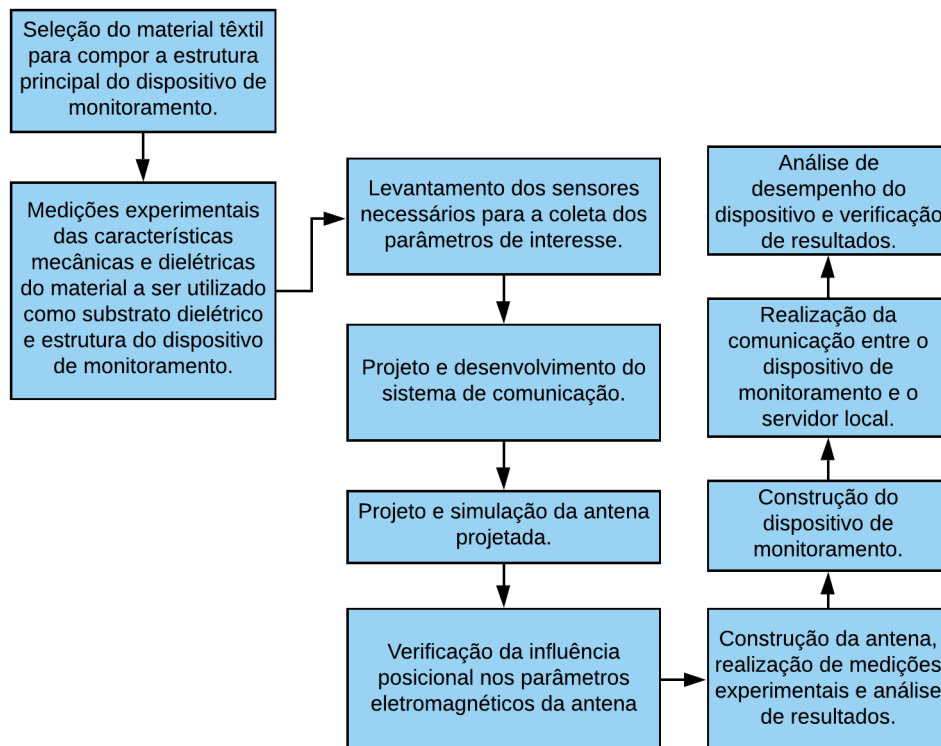
Fonte: Hammood *et al.* (2019).

No exemplo ilustrado na Figura 61, os sensores estão distribuídos sobre o paciente, seguindo uma topologia em estrela, cada sensor coleta e envia dados ao nó mestre (NM), então o NM analisa e encaminha os dados recebidos por meio da internet para o hospital ou para os médicos. Uma vez que os sensores são ligados ao corpo humano, a distância entre os sensores pode variar devido ao movimento, logo, a conexão entre eles pode ser afetada, dificultado então o envio de dados de uma única vez. Para solucionar esse problema, é utilizado então o que se denomina como comunicação cooperativa incrementada, que funciona da seguinte forma: se o NM recebeu o pacote de dados corretamente do sensor fonte, então ele envia uma confirmação (ACK) para o sensor fonte e o sensor retransmissão descarta o que recebeu do sensor fonte. Caso contrário, o NM envia uma confirmação negativa (NACK), fazendo o sensor de retransmissão enviar o que foi recebido do sensor fonte, porém, antes o NM descarta o que havia recebido do sensor fonte (HAMMOOD, 2019).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão descritos os procedimentos para a construção do dispositivo de monitoramento médico proposto, que deve ser principalmente flexível e não invasivo. A primeira etapa da metodologia envolve a obtenção das características mecânicas e dielétricas do material têxtil utilizado como substrato dielétrico da antena. Em seguida será discutido o procedimento de projeto da antena de microfita com substrato têxtil. Como para a aplicação proposta não há garantia de que a superfície em que a antena será aplicada será sempre plana, serão verificados os parâmetros eletromagnéticos da antena quando sujeita a algumas situações posicionais, envolvendo curvaturas na estrutura do dispositivo. Por fim, a seleção dos componentes e a construção do dispositivo de monitoramento será apresentada, juntamente com seu funcionamento e comunicação via rede *Wi-Fi*[®] com servidor local, onde será possível monitorar via aplicativo os dados sensorizados pelo dispositivo. Na Figura 62 são apresentadas as etapas metodológicas adotadas.

Figura 62. Procedimento metodológico utilizado.



Fonte: Autoria própria.

O método de pesquisa desse trabalho possui a seguinte classificação:

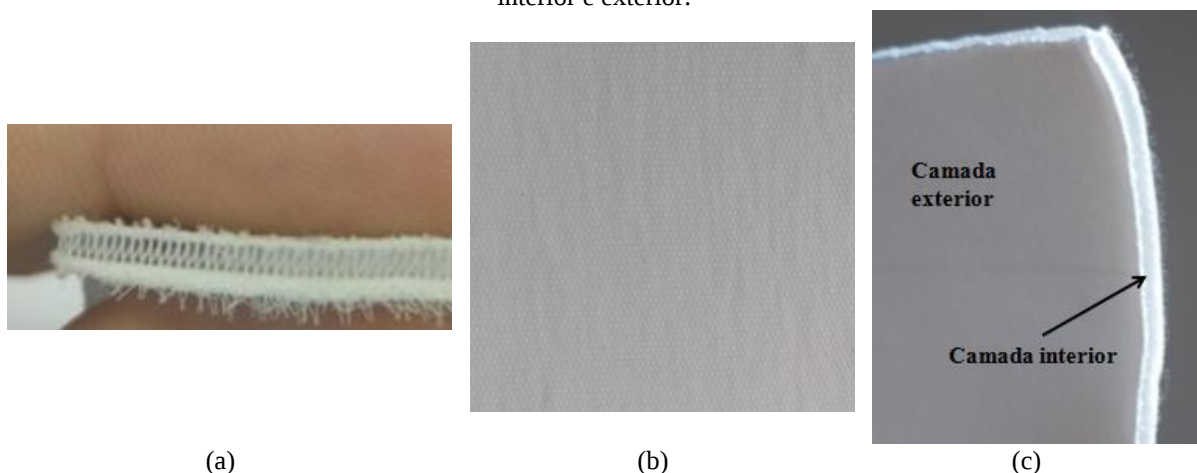
- **Natureza:** Aplicada;
- **Procedimentos técnicos:** Pesquisa bibliográfica, pesquisa experimental e de levantamento;
- **Objetivo da pesquisa:** Exploratório e explicativo.

3.1 Obtenção das características mecânicas e dielétricas do material têxtil utilizado como substrato

Como os métodos de projeto de antenas de microfita, por exemplo o Modelo da Linha de Transmissão, requerem como parâmetros de entrada, além da frequência de operação e impedância de entrada, a permissividade elétrica relativa e espessura do material que será utilizado como substrato, neste tópico serão discutidas as etapas de obtenção das características mecânicas e dielétricas necessárias do material têxtil para que se possa dar continuidade ao projeto da antena.

O material a ser estudado para utilização como substrato dielétrico, produzido e disponibilizado pelo setor de Engenharia Têxtil da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), é um tecido tipo malha e possui a seguinte composição: 50% poliamida, 40% poliéster e 10% elastano. A utilização do elastano possibilita uma melhor flexibilidade do material. A estrutura de construção da malha confere ao material uma característica autorrespirante, que para a aplicação proposta é fundamental. Na Figura 63 é apresentada a estrutura do material têxtil.

Figura 63. Estrutura física do material têxtil utilizado (a) Interior (b) Exterior (c) Indicação do local da camada interior e exterior.



(a) (b) (c)
Fonte: Autoria própria.

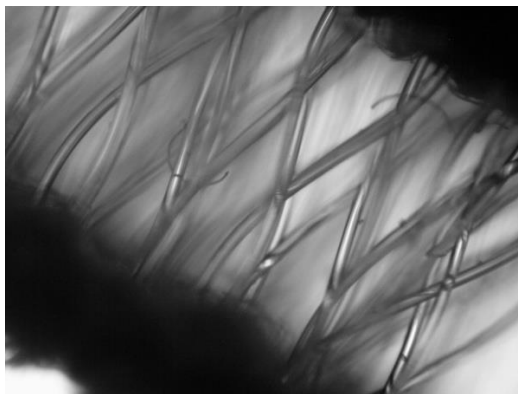
Objetivando uma melhor visualização da estrutura do material, ele foi visto por meio da utilização do microscópio *LEICA DM500* (mostrado na Figura 64), com ampliação de quatro vezes. Na Figura 65 é apresentada a visualização da estrutura do material têxtil visto do microscópio, com *zoom* de quatro vezes.

Figura 64. Microscópio *LEICA DM500*.

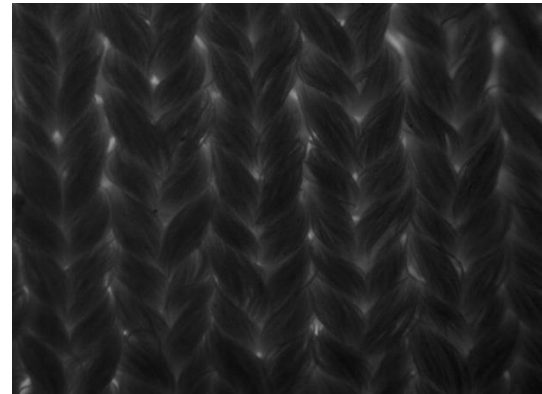


Fonte: Autoria própria.

Figura 65. Visualização da estrutura do material têxtil ampliada por microscópio (a) Camada interna (b) Camada externa.



(a)



(b)

Fonte: Autoria própria.

O formato interno do material têxtil, como apresentado na Figura 65(a), favorece uma melhor circulação de ar no material que estará em contato com o paciente, sendo uma característica importante para a aplicação proposta neste trabalho, pois favorece para evitar o aumento da temperatura e melhor oxigenação (fatores determinantes nos estágios iniciais da úlcera por pressão – ver tópico 2.7 – Abordagem sobre Lesões por pressão) da região do corpo

do paciente em que serão feitas as observações. Após a observação da estrutura física da malha têxtil, foi iniciada a etapa de obtenção das características mecânicas dele.

3.1.1 Caracterização mecânica do material têxtil

A caracterização dos parâmetros mecânicos da estrutura têxtil utilizada no projeto foi realizada no Laboratório de Caracterização de Materiais Têxteis (LABCTEX), localizado na UFRN, sendo realizados os seguintes ensaios:

- Ensaio de avaliação de estabilidade dimensional (solidez à lavagem);
- Ensaio de resistência à tração e rasgo;
- Medição da gramatura;
- Medição da espessura.

Além da importância da obtenção das características estruturais do material, destaca-se que os parâmetros de espessura e gramatura influenciam diretamente na etapa de projeto da antena que utilizará o material têxtil como substrato dielétrico, justificando o interesse nas medições desses parâmetros. A espessura do substrato dielétrico é um dos parâmetros de entrada no projeto da antena, já a gramatura do material, que tem relação com a quantidade de massa de material por unidade de área, terá influência então no valor de permissividade elétrica relativa do material.

3.1.1.1 Ensaio de avaliação de estabilidade dimensional (solidez à lavagem)

Neste ensaio foram adotadas as recomendações da ABNT NBR 10320 - Determinação das alterações dimensionais de tecidos planos e malhas - Lavagem em máquina doméstica automática - Método de ensaio. Foram cortados dois corpos de prova com dimensões 10 cm x 10 cm. Os corpos foram submetidos à lavagem no equipamento *Mathis WT*, mostrado na Figura 66.

Figura 66. Equipamento utilizado para o ensaio de estabilidade dimensional (Mathis WT).



Fonte: Autoria própria.

A estabilidade dimensional do material será influente principalmente na aplicação como substrato dielétrico da antena tipo microfita. Deve-se obedecer a dimensões mínimas com relação à largura e comprimento do substrato da antena para operação na faixa de frequências de interesse, destacando dessa forma a importância da estabilidade dimensional do material têxtil utilizado.

As amostras foram submetidas a 30 min de lavagem a temperatura de 60 °C, utilizando-se uma solução de água e 4g/litro de sabão em pó. Em seguida as amostras foram colocadas em uma estufa digital para secagem *Sterilifer* (mostrada na Figura 67) durante 4 horas em temperatura 36 °C.

Figura 67. Estufa *Sterilifer SX 1.0 DTME*.



Fonte: Autoria própria.

Ao fim da secagem foram medidas as dimensões das amostras para a análise de estabilidade dimensional quando sujeita a lavagem, de acordo com o indicado na ABNT NBR

10320 - Determinação das alterações dimensionais de tecidos planos e malhas - Lavagem em máquina doméstica automática - Método de ensaio.

3.1.1.2 Ensaio de resistência à tração e ao rasgo

Neste ensaio foram utilizadas um total de dez amostras do material têxtil para cada ensaio (resistência à tração e resistência ao rasgo), sendo cinco corpos de prova de urdume e 5 corpos de prova de trama. Todas as amostras utilizadas possuíam dimensão 15 cm x 5 cm e o processo de ensaio foi feito de acordo com os padrões estabelecidos pela ABNT NBR ISO 13934-2: Propriedades de tração de tecidos; Parte 2: Determinação da força máxima utilizando o método *grabtest* e também pela *American Society for Testing and Materials* – ASTM D2261. O equipamento utilizado para o ensaio foi um *MESDAN Tensolab 3 2512A*, mostrado na Figura 68.

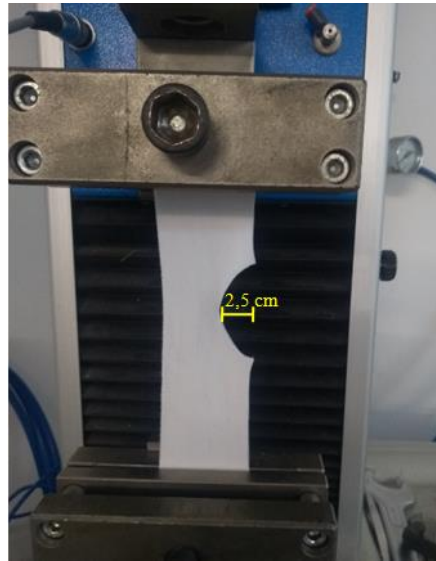
Figura 68. MESDAN Tensolab 3 2512A.



Fonte: Autoria própria.

Para a realização do ensaio de resistência ao rasgo, em cada amostra foi feito um corte de 2,5 cm, como mostrado na Figura 69.

Figura 69. Amostra submetida ao ensaio de resistência ao rasgo.



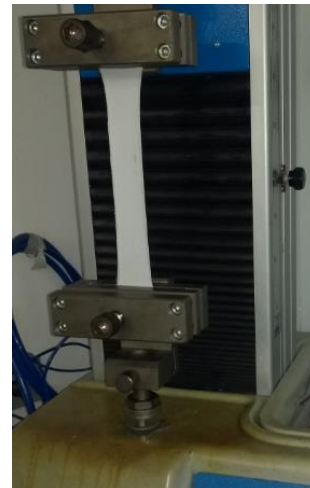
Fonte: Autoria própria.

Na Figura 70 e Figura 71 são apresentadas amostras sendo submetida ao teste de resistência à tração e resistência ao rasgo, respectivamente.

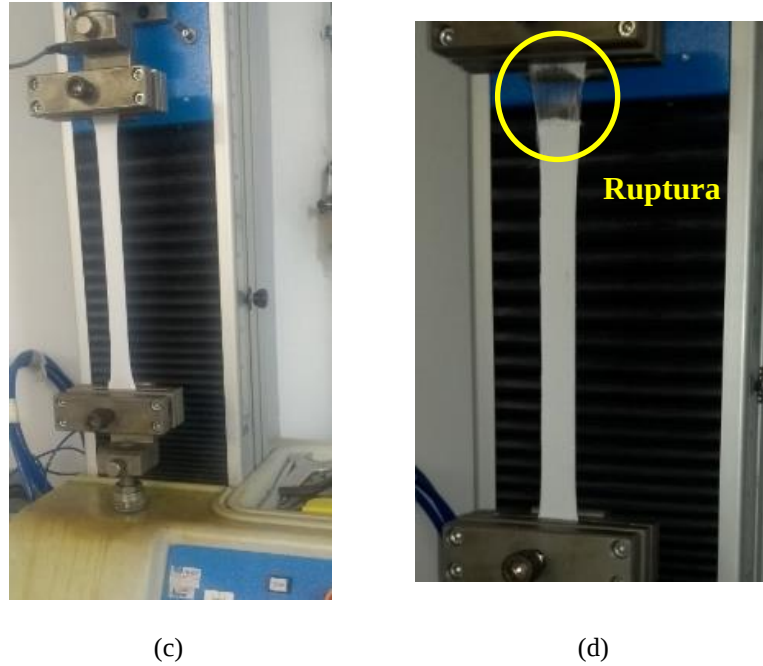
Figura 70. Ensaio de resistência à tração (a) Amostra inserida no equipamento (b) Amostra sendo tracionada (c) Amostra tracionada instantes antes da ruptura (d) Amostra apresenta ruptura.



(a)

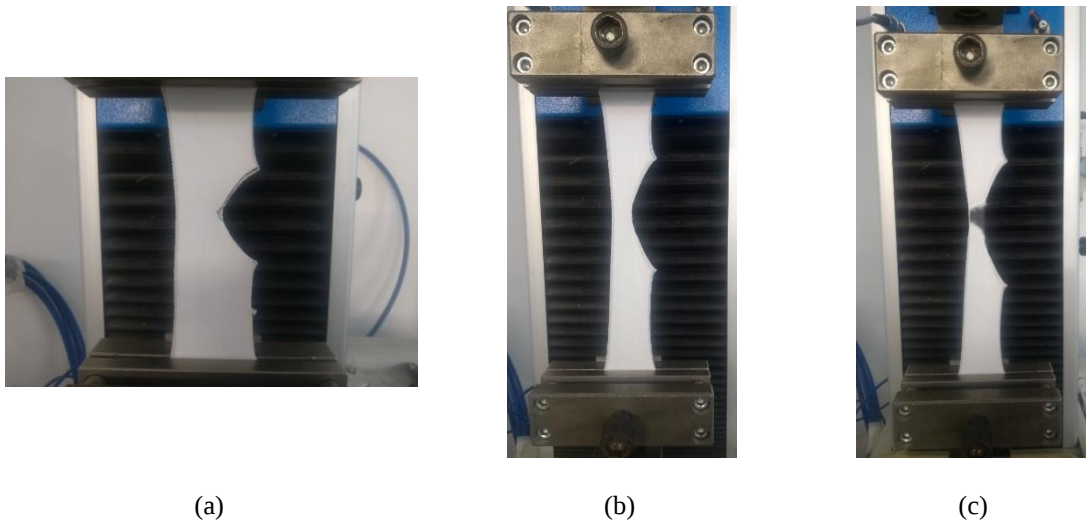


(b)



Fonte: Autoria própria.

Figura 71. Ensaio de resistência ao rasgo (a) Iniciado o teste de rasgo (b) Amostra sendo tracionada (c) Amostra apresenta ruptura.



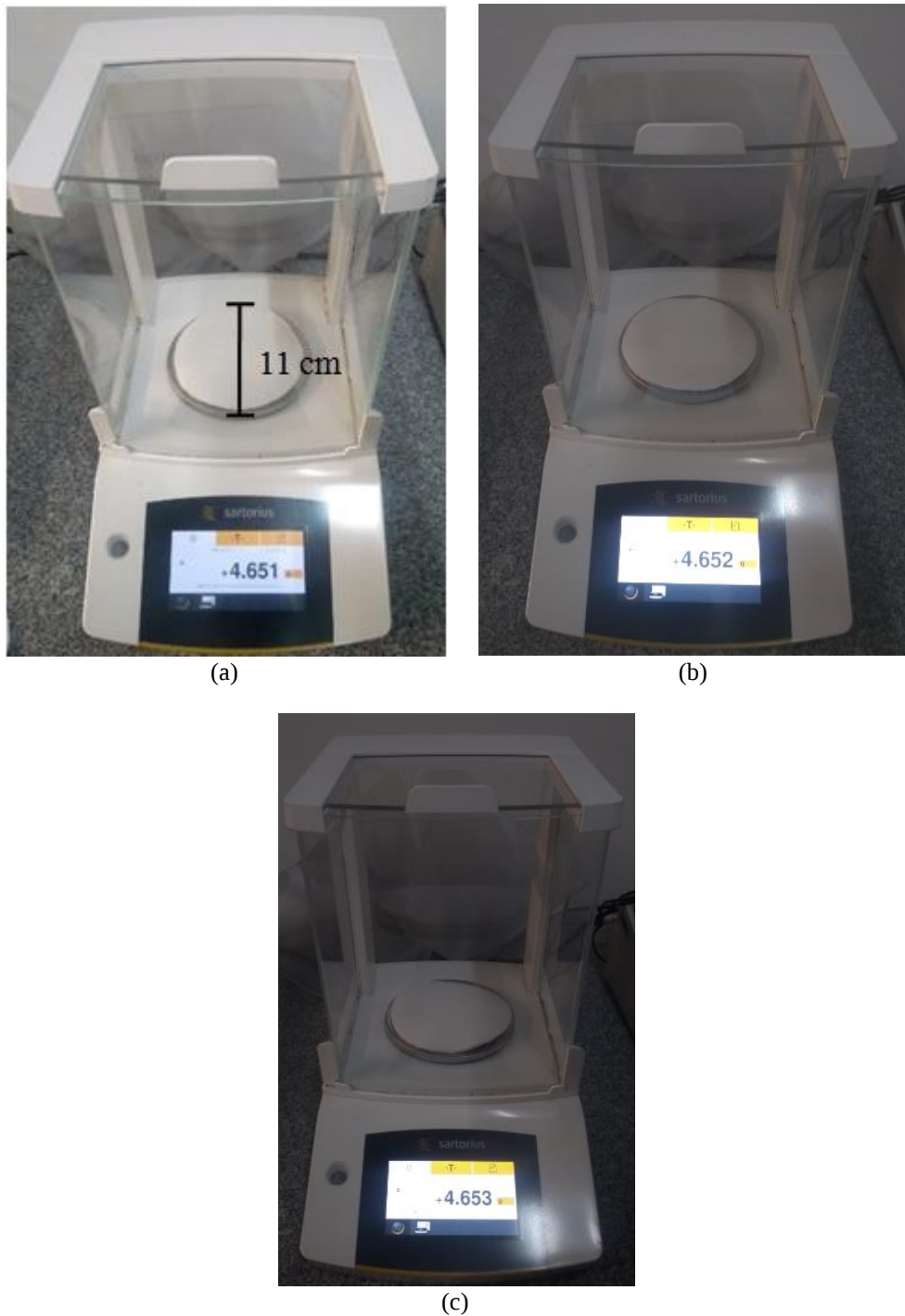
Fonte: Autoria própria.

Ao fim dos ensaios foram coletados os dados do *software Mesdan S.p.A – Tensolab*.

3.1.1.3 Medição da gramatura do material têxtil

Para a medição de gramatura do material têxtil foram utilizadas 3 amostras circulares com 11 cm de diâmetro, utilizando um cortador circular *MESDAN 175B*, e colocadas numa balança *Sartorius PRACTUM213 – 1S*. Na Figura 72 são mostradas as medições de gramatura das amostras.

Figura 72. Medição de gramatura (a) Amostra 1 (b) Amostra 2 (c) Amostra 3.



Fonte: Autoria própria.

A gramatura do material foi determinada a partir da média aritmética das gramaturas medidas para cada amostra. A densidade do material influenciará no parâmetro permissividade elétrica relativa do têxtil caracterizado, uma vez que maior quantidade de massa no material utilizado como substrato proporcionará menor quantidade de ar na região interna do têxtil, e a permissividade elétrica relativa é um valor de entrada para o projeto da antena tipo microtifa.

3.1.1.4 Medição da espessura do material têxtil

Para a medição da espessura foi utilizado o medidor de espessura *MESDAN Thickness Gauge D-2000-T-NW*, mostrado na Figura 73, juntamente com a amostra para medição de espessura.

Figura 73. Medição de espessura (a) Equipamento com amostra (b) Espessura medida.



(a)



(b)

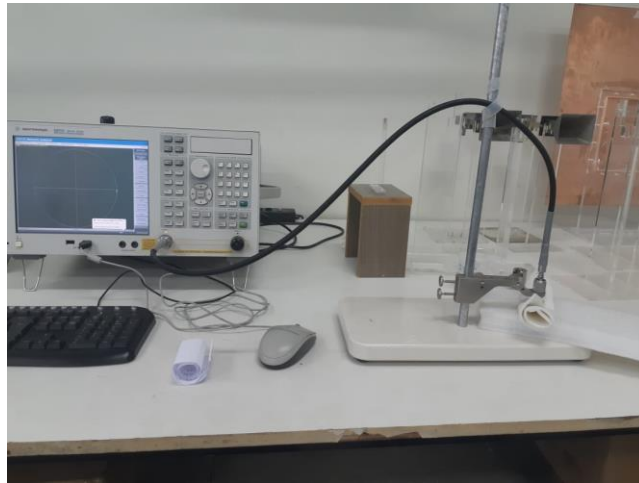
Fonte: Autoria própria.

O parâmetro espessura é fundamental ao projeto, uma vez que essa dimensão será um parâmetro de entrada para o projeto da antena tipo microfita com substrato têxtil.

3.1.2 Caracterização dielétrica do material têxtil

Nessa etapa foi medida a constante dielétrica do material têxtil em estudo por meio de um analisador vetorial de redes (AVR) *Agilent E5071C* juntamente com o *Dielectric Probe Software 85070E*, após, foi verificada a aplicabilidade do material como substrato dielétrico para uma antena de microfita, utilizando um AVR Rohde& Schwarz modelo ZND, do Laboratório de Micro-ondas (LABMICRO), do Centro Integrado de Inovação Tecnológica do Semi-Árido (CITED), localizado na Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA). Esses dados serão utilizados para o projeto e construção da antena de microfita com substrato têxtil. Na Figura 74 é apresentada a imagem da medição da constante dielétrica do material.

Figura 74. Medição da constante dielétrica do material têxtil.



Fonte: Autoria própria.

Nessa etapa há o objetivo de obtenção da constante dielétrica ϵ' , sendo a parte real da permissividade elétrica, e obtenção do fator de perdas ϵ'' , que é a parte imaginária da permissividade elétrica do material. Essas grandezas relacionam-se por meio da Equação 3.

$$\epsilon = \epsilon_o(\epsilon' + j\epsilon'') \quad (3)$$

Com ϵ_o representando a permissividade elétrica no vácuo. Conhecidos esses parâmetros, por meio da Equação 4 pode-se obter a tangente de perdas $\tan \delta$ do material.

$$\tan \delta = \frac{\epsilon''}{\epsilon'} \quad (4)$$

Os valores experimentais de permissividade elétrica e tangente de perdas do material obtidos serão dados de entrada para a simulação em *software* do material têxtil na função de substrato dielétrico da antena tipo microfitas.

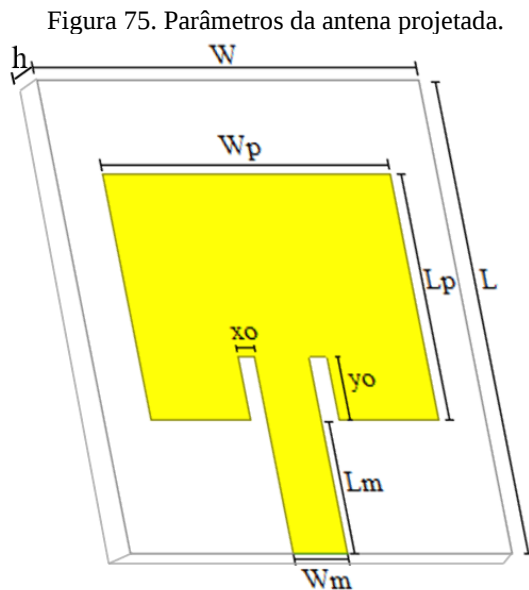
A caracterização elétrica ocorreu por meio de utilização de cabo coaxial e ponta de prova (*probe*). O procedimento foi realizado com utilização de uma camada e de quatro camadas do material, para verificação da influência da quantidade de camadas. As medições foram realizadas para a faixa de frequências Industriais, Científicas e Médicas 2,4 GHz (ISM 2,4 GHz), considerando o range de 2,4 a 2,4835 GHz.

Nessa etapa metodológica também são obtidos parâmetros de entrada para utilização na etapa de projeto da antena tipo microfitas com substrato têxtil.

3.2 Projeto e simulação da antena para primeira avaliação de desempenho

Os parâmetros de espessura e permissividade relativa obtidos nas medições serão utilizados para o projeto de uma antena de microfita com substrato têxtil, dimensionada a partir do Modelo da Linha de Transmissão, utilizado para a obtenção das dimensões ilustradas na Figura 75.

Previamente ao processo de construção da antena, ela foi projetada considerando-se o plano de terra totalmente preenchido (ver Figura 16 (b)) e *patch* retangular, utilizando-se a técnica de *inset feed* para alcançar melhor casamento de impedância. A alimentação do dispositivo se dará por meio de conector SMA (*SubMiniature Version A*), conforme ilustrado na Figura 16, conectado à linha de microfita, considerando-se impedância de entrada $50\ \Omega$. A simulação computacional da antena foi realizada com o software ANSYS® *High Frequency Structure Simulator* (HFSS) versão 19.2. Na Figura 75 e Tabela 5 são ilustradas as dimensões do dispositivo.



Fonte: Autoria própria.

Tabela 5. Nomenclatura das dimensões da antena projetada.

Parâmetro	Dimensão
W	Largura do substrato
L	Comprimento do substrato
Wp	Largura do <i>patch</i>
Lp	Comprimento do <i>patch</i>
Wm	Largura da alimentação
Lm	Comprimento da alimentação
xo	Largura do <i>inset feed</i>
yo	Comprimento do <i>inset feed</i>
h	Espessura do substrato

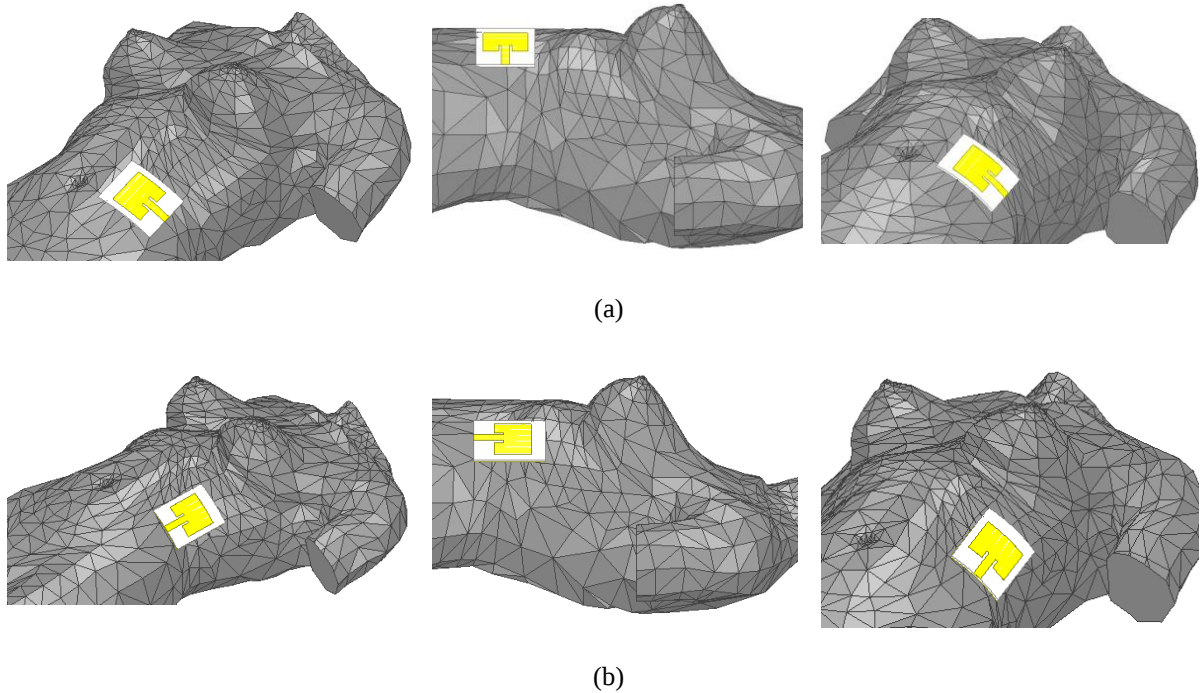
Fonte: Autoria própria.

As partes condutivas (*patch* e plano de terra, que estão em amarelo na Figura 16) são compostos por cobre (espessura 0,05 mm) e o substrato (em branco na Figura 75) é composto pelo material têxtil descrito no Tópico 3.1 (50% poliamida + 40% poliéster + 10% elastano).

Vale ressaltar que para a aplicação proposta a antena poderá estar posicionada em região não planar, além da simulação com o dispositivo plano foram realizadas simulações com o a

antena sujeita a curvaturas, que podem ocorrer de acordo com as ilustrações apresentadas na Figura 76.

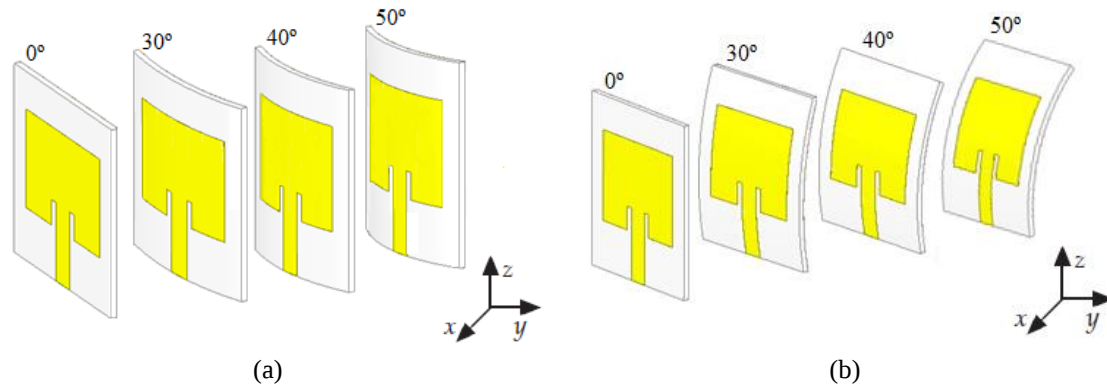
Figura 76. Antena em região do corpo não planar (a) Curva no plano vertical da antena (b) Curva no plano horizontal da antena.



Fonte: Autoria própria.

Pode-se observar na Figura 76 que a região do corpo ilustrada pode favorecer ao surgimento de curvaturas quando a antena estará transmitindo informações, logo, foi analisado o comportamento da antena quando sujeita a essas curvaturas, com objetivo de verificar sua funcionalidade mesmo com essa mudança de posição. Na Figura 77 são ilustradas as condições de curvatura em que a antena foi colocada. Inicialmente foi realizada simulação com o dispositivo plano, seguindo-se com a verificação da influência de diferentes curvaturas no dispositivo.

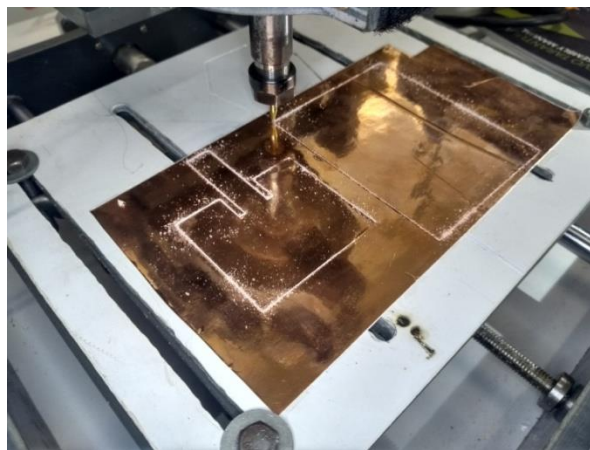
Figura 77. Antena com curvaturas (a) Curvas no sentido horizontal da antena (b) Curvas no sentido vertical da antena.



Fonte: Autoria própria.

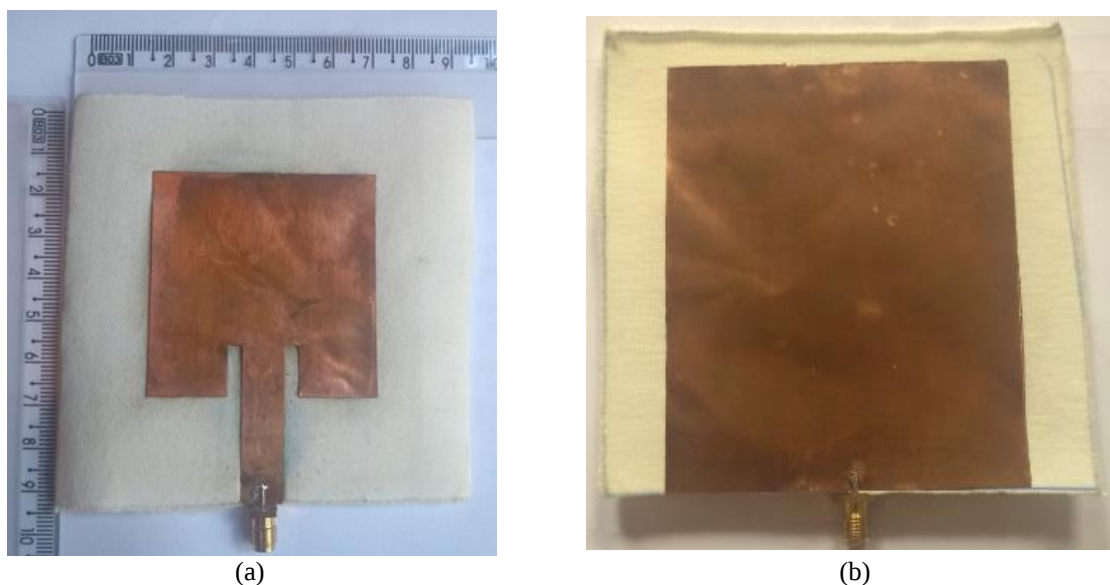
Ao fim das simulações de cada configuração de curvatura, a antena foi fabricada para que fossem implementados os testes experimentais e verificação de operação da antena na faixa de frequência de interesse, que é a Faixa Industrial, Científica e Médica – ISM (*Industrial, Scientific and medical*) 2,4 GHz. O *patch* e o plano de terra da antena foram fabricados por meio de uma máquina baseada em comandos numéricos computadorizados (CNC), no Laboratório de Micro-ondas (LABMICRO), do Centro Integrado de Inovação Tecnológica do Semi-Árido (CITED), localizado na Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA), conforme apresentado na Figura 78. O dispositivo construído é mostrado na Figura 79.

Figura 78. Fabricação do patch e plano de terra em folha de cobre com utilização de máquina CNC.



Fonte: Autoria própria.

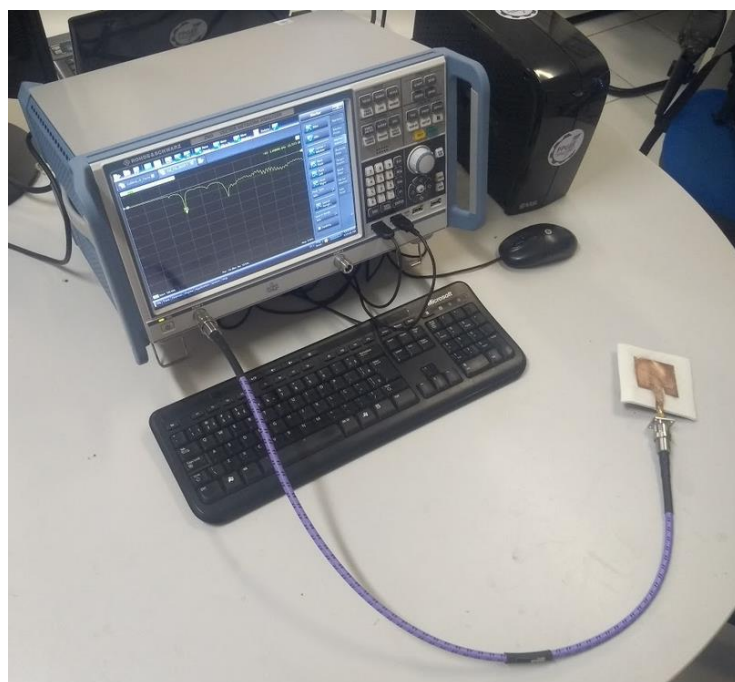
Figura 79. Antena construída (a) Frente - *Patch* (medidas em cm) (b) Verso – Plano de Terra.



Fonte: Autoria própria.

Após a fabricação do *patch* e plano de terra (partes condutivas), estes serão inseridos, com utilização de cola composta por etil cianoacrilato, no material têxtil e será adicionado um conector tipo SMA para a alimentação do dispositivo, que será então observado com relação ao seu comportamento na faixa de frequências de interesse. Na Figura 80 é mostrado o equipamento utilizado para a verificação experimental de desempenho da antena na faixa de frequências de interesse.

Figura 80. AVR Rohde & Schwarz modelo ZND.



Fonte: Autoria própria.

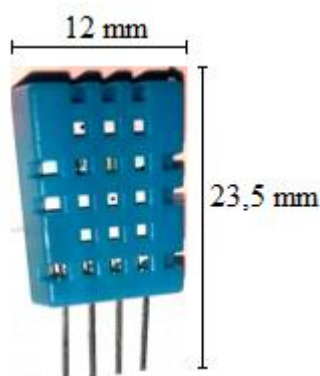
3.3 Seleção de componentes a serem embarcados no dispositivo de monitoramento médico

Com base nas variáveis de interesse que serão monitoradas (temperatura ambiente, umidade ambiente e tempo em que a região do corpo está pressionada) foram selecionados os dispositivos que estarão incorporados no dispositivo de monitoramento médico, além da antena projetada. O principal requisito desses dispositivos são suas dimensões, que não devem causar incômodo ao paciente, logo, devem possuir dimensões pequenas.

3.3.1 Monitoramento de umidade do ambiente

Para o monitoramento da umidade ambiente foi utilizado o sensor DHT11, por ser o de menores dimensões encontradas. Na Figura 81 é apresentado o sensor DHT11.

Figura 81. Sensor de umidade DTH11.



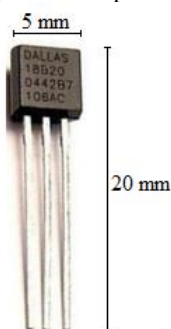
Fonte: Autoria própria.

O intervalo de medições de temperatura do sensor é de -20 a 60 °C e o intervalo de medição de umidade relativa é de 5 a 95%, de acordo com informações da folha de dados do fabricante ASAIR®, disponibilizadas no Anexo I.

3.3.2 Monitoramento da temperatura na região sacral do paciente

Para o monitoramento da temperatura microambiental na região sacral do paciente voluntário foi utilizado o sensor digital Dallas DS18B20, mostrado na Figura 82.

Figura 82. Sensor digital de temperatura *Dallas DS18B20*.



Fonte: Autoria própria.

O intervalo de medições do sensor *Dallas DS18B20* é de -55 a 125 °C, de acordo com a folha de dados do fabricante *Dallas Semiconductor*[®], disponibilizada no Anexo II.

O sensor DHT11 também é capaz de medir temperatura, mas o fator que levou a escolha do sensor *Dallas DS18B20* para medições de temperatura é que este possui a tecnologia *1-Wire*[®] *Bus*, ou seja, é suficiente um par de fios para utilizar mais de um desses sensores, fazendo com que se possa monitorar a temperatura em mais de um local utilizando o espaço de apenas uma porta digital, além disso, possui dimensões reduzidas, fator também interessante ao objetivo do trabalho.

3.3.4 Monitoramento do tempo em que a região do corpo está pressionada

Para identificar que uma região do corpo do paciente está sob pressão por um determinado tempo será utilizada uma membrana que funcionará como uma chave. Ao ser pressionada, é informado ao circuito de comunicação que a região está sofrendo pressão. Na Figura 83 é apresentado o sensor desenvolvido juntamente com uma ilustração de sua estrutura interna.

Figura 83. Sensor de compressão (a) sensor desenvolvido (visão superior) (b) Ilustração da estrutura interna (visão lateral).



Fonte: Autoria própria.

Na Figura 83 (b), quando as fitas condutoras A e B entram em contato a informação é enviada ao dispositivo de comunicação. Os pontos A e B entrarão em contato quanto a

membrana não condutora externa for comprimida. Dessa forma, será possível medir quando e quanto tempo a região do corpo está sendo pressionada. A estrutura física do sensor de tempo de compressão é composta por material plástico flexível, onde foram inseridos os contatos condutores identificados na Figura 83(b) como os pontos A e B.

3.3.5 Dispositivo para transmissão *Wi-Fi* dos dados monitorados pelos sensores

O dispositivo utilizado para gerenciamento dos dados monitorados pelos sensores foi o microcontrolador *ESP8266* (inclui capacidade de comunicação *Wi-Fi*[®]), do fabricante *Espressif*. O módulo utilizado foi o *Wemos D1 Mini Pro*. Na Figura 84 é mostrado o módulo utilizado.

Figura 84. Wemos D1 mini PRO com microcontrolador ESP8266.



Fonte: Autoria própria.

A escolha do módulo se deu pelas dimensões reduzidas em comparação com outros módulos da mesma categoria e pela opção de utilização de uma antena externa. O *Wemos D1 mini PRO* possui 11 entradas/saídas digitais e uma entrada analógica.

3.3.5 *Software* para acompanhamento dos dados monitorados pelos sensores

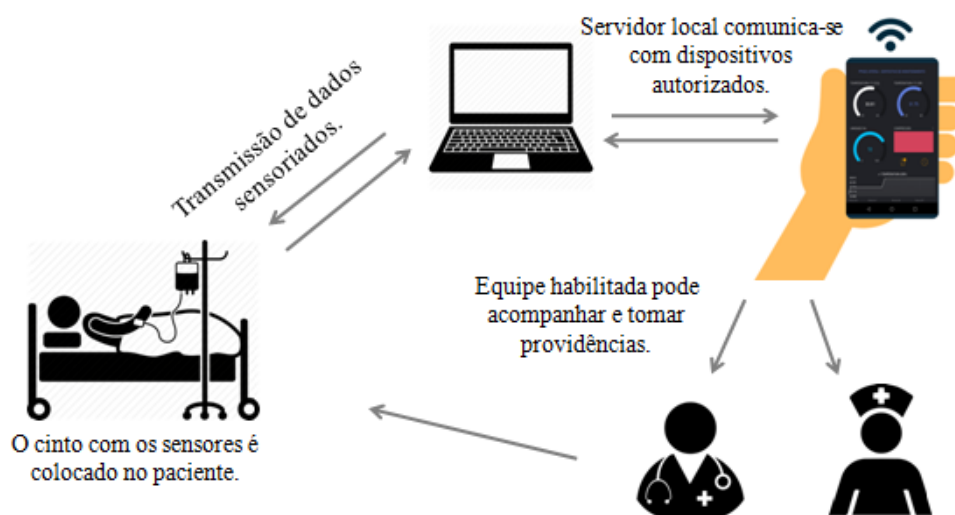
Os dados monitorados serão apresentados no aplicativo *Blynk IOT*, que é definido pela própria empresa como uma plataforma independente para Internet das Coisas – IOT (*Internet Of Things*) classificada como aplicativo *white-label* e que é capaz de realizar gerenciamento de dispositivos, análise de dados, entre outros. A plataforma *Blynk IOT* funciona com sistemas operacionais *Android*[®] e *iOS*[®]. Dentre os módulos suportados pela plataforma estão os da família *ESP8266*.

O dispositivo *Wemos D1 Mini PRO* possui compatibilidade com o ambiente de desenvolvimento da plataforma *Arduino™ IDE*. Essa plataforma foi utilizada para a programação do funcionamento do sistema por então apresentar compatibilidade com o dispositivo utilizado e por ser de livre utilização.

3.3.6 Estrutura e funcionamento geral do dispositivo de monitoramento

De forma geral, o sistema será composto por um servidor local que fará a ligação entre o dispositivo que recebe e transmite os dados dos sensores e o aparelho portátil em que serão informados a um profissional médico as variáveis monitoradas. Na Figura 85 é ilustrada uma visão geral da proposta de aplicação do dispositivo.

Figura 85. Visão geral da proposta do dispositivo desenvolvido.

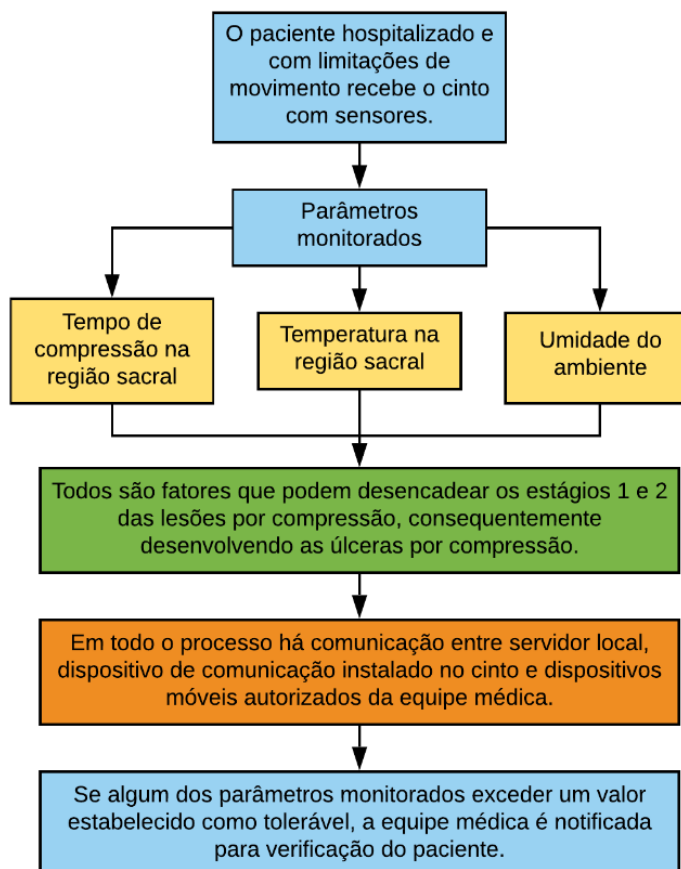


Fonte: Autoria própria.

Os sensores estarão dispostos num cinto fabricado com o material têxtil caracterizado mecanicamente e eletricamente, sendo anexados no cinto os sensores de temperatura, umidade do ambiente e o sensor para auxílio na medição em que a região do corpo do paciente está pressionada. Os sensores de temperatura e o sensor de pressão estarão na parte posterior do cinto, já a antena, o sensor de umidade do ambiente e o dispositivo de comunicação *Wi-Fi* estarão dispostos na parte superior do cinto. O dispositivo de gerenciamento de dados comunica-se com o dispositivo móvel por meio do servidor local inicializado no computador pessoal, que intermediará a comunicação entre os sensores e dispositivo móvel, conforme ilustrado na Figura 85.

Na Figura 86 apresenta-se um fluxograma das possíveis etapas durante a aplicação do dispositivo de monitoramento médico.

Figura 86. Etapas de funcionamento do sistema de monitoramento.



Fonte: Autoria própria.

Os limites toleráveis para cada variável monitorada podem ser ajustados pela equipe médica. Os limites a serem estabelecidos são: o tempo máximo em que a região do corpo poderá estar pressionada, uma vez que a circulação sanguínea e oxigenação do local estarão comprometidas; temperatura máxima a ser tolerada na região em que estão os sensores; umidade relativa do ambiente, que dependerá do tempo e clima da região em que o paciente estará hospitalizado.

A ferramenta foi desenvolvida e testada experimentalmente sob observação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) (CAAE 34031520.3.0000.5294), da Universidade Federal Rural do Semi-Árido, Mossoró, Brasil, sob cadastro na Plataforma Brasil, e assinatura de termo de livre consentimento e esclarecimento pelo voluntário.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

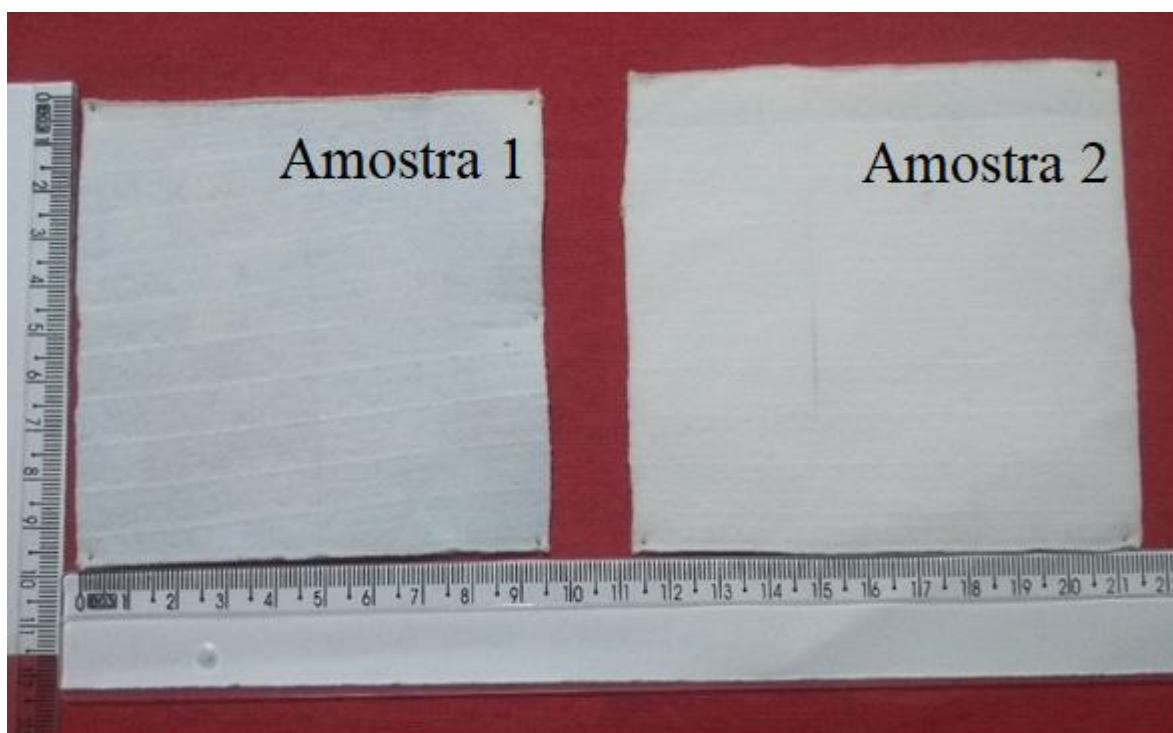
Nesta seção serão apresentados e discutidos os resultados referentes ao final dos processos metodológicos abordados no Capítulo 3. A abordagem será em torno dos resultados das caracterizações elétrica e mecânica do material têxtil e verificação de sua aplicabilidade como substrato dielétrico em uma antena tipo microfita. Os resultados simulados e experimentais do dispositivo serão apresentados, bem como o protótipo final do dispositivo de monitoramento médico desenvolvido.

4.1 Resultados da caracterização mecânica do material têxtil

A fim de compreender a estrutura física do material a ser utilizado como substrato dielétrico da antena foram realizados os procedimentos de caracterização mecânica, apresentando-se os valores experimentais relativos à gramatura e espessura do material. Além disso, são expostos e discutidos o comportamento estrutural do material devido à ação de trações, rasgo, e solidez à lavagem.

Na Figura 87 apresentam-se as amostras após o teste de solidez à lavagem.

Figura 87. Dimensões após ensaio de solidez à lavagem.



Fonte: Autoria própria.

A amostra 1 apresentou dimensões finais de 9,5 x 9,2 cm², indicando uma redução de 12,6% da área inicial de amostra. A amostra 2 apresentou dimensões finais 9,5 x 9,7 cm², indicando então uma redução de 7,85% com relação à área inicial da amostra. Dessa forma, conclui-se que a utilização do material têxtil como substrato da antena tipo microfita está condicionada à evitar a inclusão da antena durante a higienização da ferramenta a ser desenvolvida, uma vez que o substrato dielétrico deve possuir dimensões mínimas para a correta operação da antena na faixa de frequências de interesse.

Na Tabela 6 são mostrados os dados relacionados às medições de gramatura (g/m²) e espessura do material, além do coeficiente de variação e desvio padrão das medições de gramatura e espessura do material. As amostras 1, 2 e 3 são compostas pelos mesmos materiais e possuem mesmas dimensões.

Tabela 6. Gramatura e espessura do material têxtil.

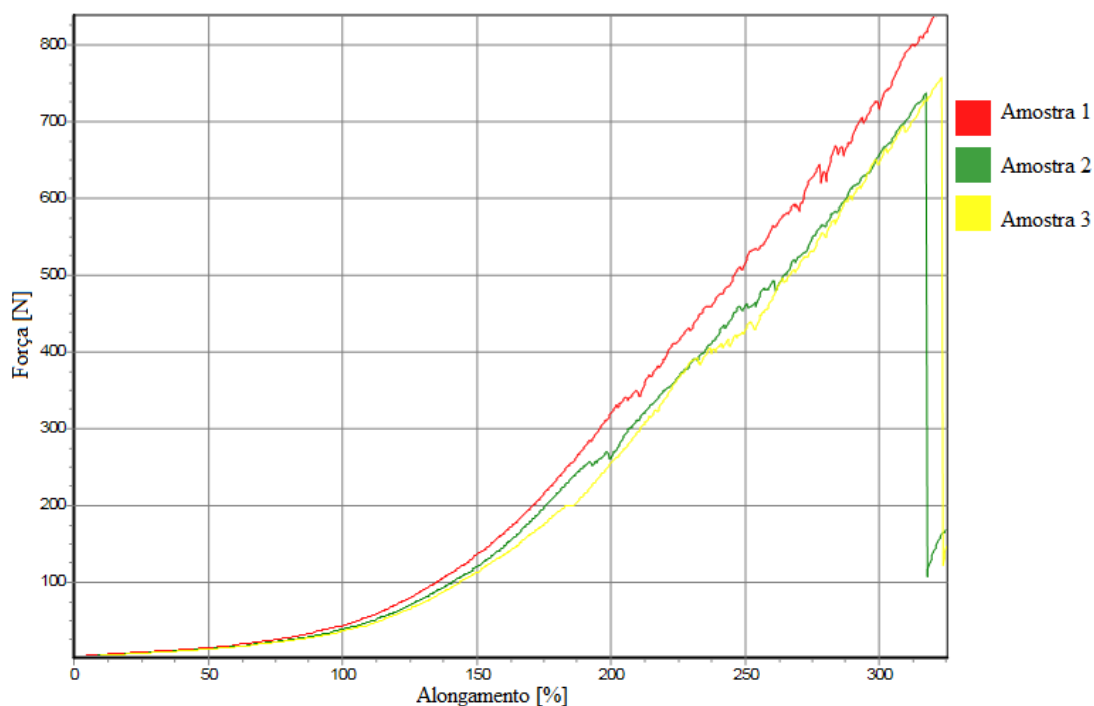
Amostra	Gramatura (g/m²)			Espessura (mm)		
1	465,2			2,88		
2	465,1			2,88		
3	465,3			2,87		
	Média	Desvio Padrão	Coeficiente de Variação	Média	Desvio Padrão	Coeficiente de Variação
	465,2	0,08165	0,0176%	2,88	0,004714	0,1639%

Fonte: Autoria própria.

Os dados apresentados na Tabela 6 são importantes por tratarem de valores que influenciam diretamente no comportamento do dispositivo. A gramatura, representando a densidade volumétrica de material terá influência na medição da permissividade elétrica relativa do material, enquanto a espessura é um parâmetro de entrada na etapa de projeto da antena.

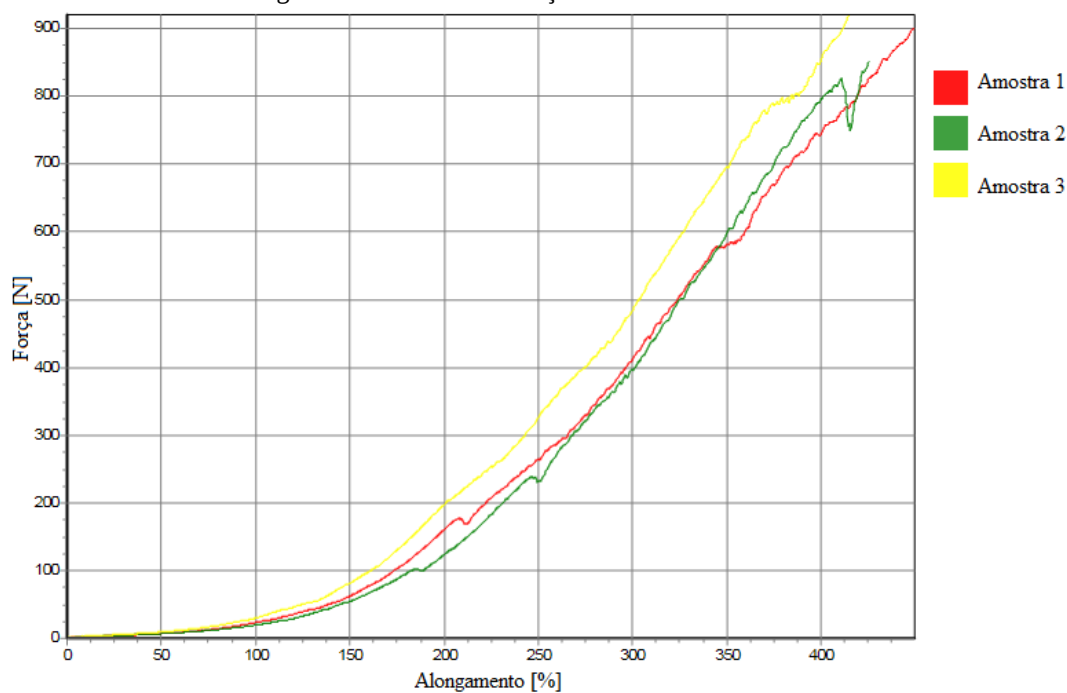
Na Figura 88 e Figura 89 são apresentados os resultados experimentais referentes às resistências à tração do material, considerando-se tanto o sentido de trama quanto o de urdume (ver Figura 33) do material.

Figura 88. Resistência à tração no sentido da trama.



Fonte: Autoria própria.

Figura 89. Resistência à tração no sentido do urdume.



Fonte: Autoria própria.

Na Figura 88 e Figura 89 é possível perceber a relação entre alongamento máximo e a força de tração aplicada à amostra de material têxtil. Com relação aos testes de resistência à tração no sentido da trama, a Amostra 1 suportou a maior força dentre as três amostras, com valor de 837 N. Já a Amostra 3 apresentou tanto o maior alongamento máximo percentual

(323,2%) quanto o maior tempo para ruptura (290,9 s). Com relação ao sentido do urdume, a Amostra 3 suportou a maior força (922 N), porém, a Amostra 1 apresentou um maior alongamento máximo percentual (448,8%) e um maior tempo para ruptura (403,9 s). Vale destacar que a Amostra 1 para o teste de resistência à tração no sentido da trama não é a mesma Amostra 1 do teste de resistência à tração no sentido do urdume, pois são testes destrutivos da amostra. Para o teste no sentido da trama são três amostras e para o teste no sentido do urdume são outras três amostras.

Na Tabela 7 são resumidos os resultados experimentais extraídos das informações contidas nas Figuras 64 e 65.

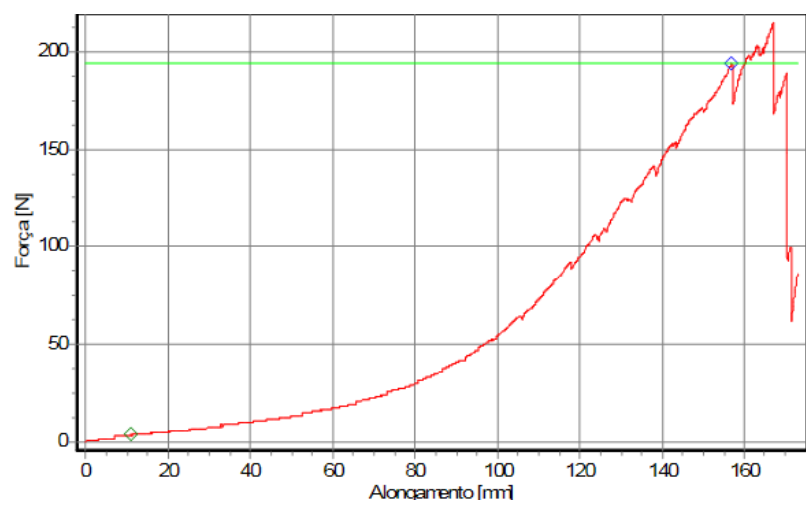
Tabela 7. Resumo dos resultados para o teste de resistência à tração nas amostras.

Amostra	Trama			Urdume		
	Força	Along. Máx.	Tempo de Ruptura	Força	Along. Máx.	Tempo de Ruptura
1	837 N	320,27%	288,2 s	901 N	448,80 %	403,9 s
2	735 N	317,00%	285,3 s	852 N	424,80 %	382,3 s
3	757 N	323,20%	290,9 s	922 N	414,80 %	373,3 s
Média	776,33 N	320,16 %	288,13 s	891,67 N	429,47 %	386,50 s
Desvio Padrão	43,82795	2,53241	2,28668	29,32954	14,26729	12,84056
Coeficiente de Variação	5,6455%	0,7910%	0,7936%	3,2893%	3,3221%	3,3223%

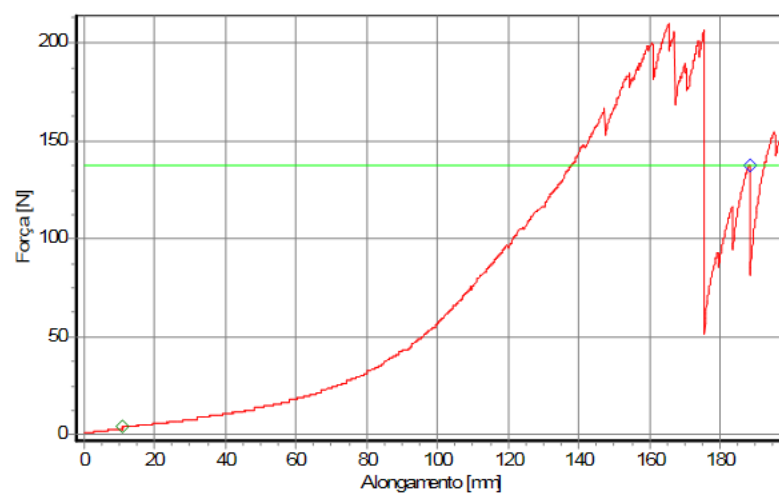
Fonte: Autoria própria.

O outro teste realizado na estrutura do material têxtil foi com relação à resistência ao rasgo, também considerando-se para o teste tanto o sentido da trama quanto o sentido do urdume. São apresentados na Figura 90 e Figura 91 os resultados experimentais para esse teste.

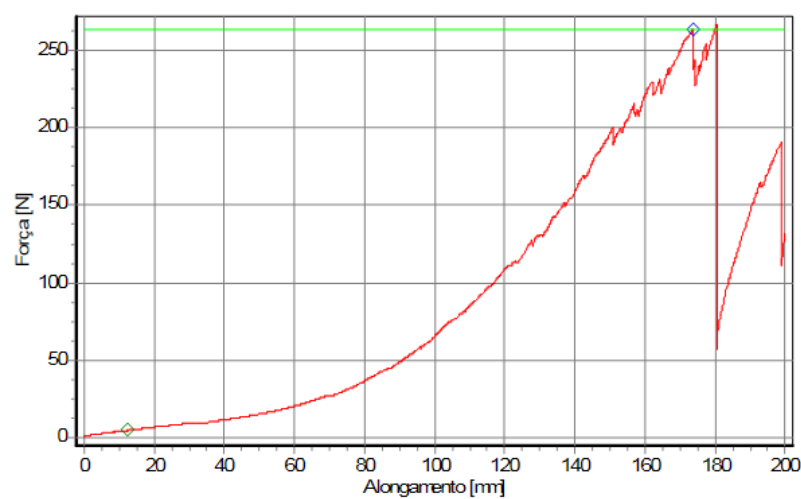
Figura 90. Resistência ao rasgo no sentido da trama (a) Amostra 1 (b) Amostra 2 (c) Amostra 3.



(a)



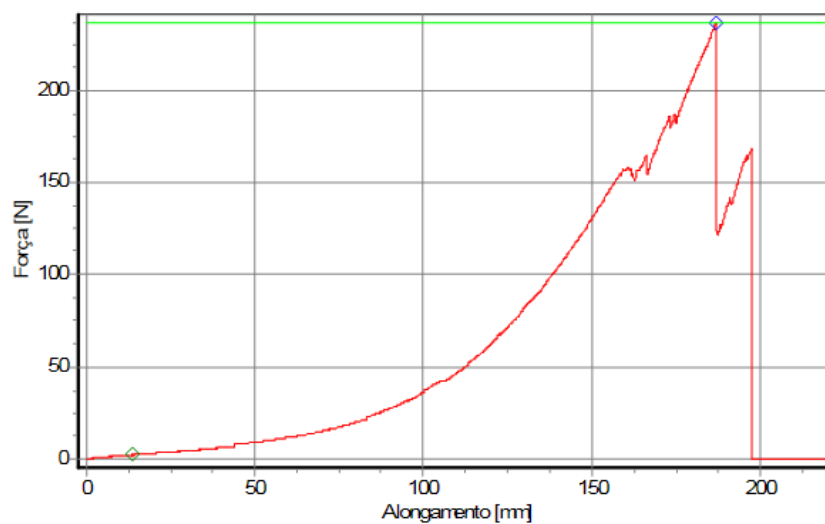
(b)



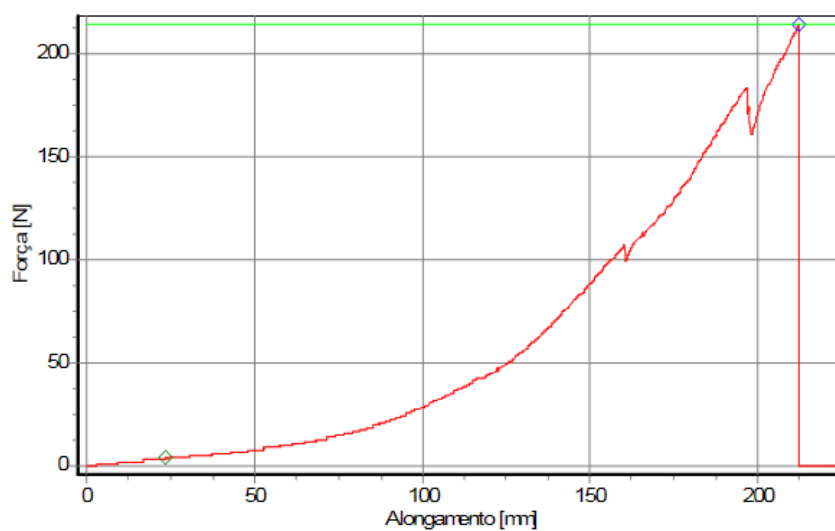
(c)

Fonte: Autoria Própria.

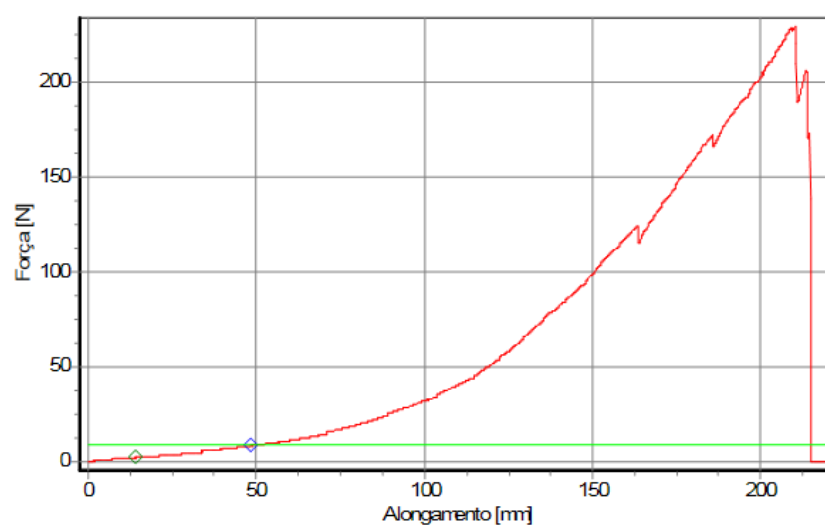
Figura 91. Resistência ao rasgo no sentido do urdume (a) Amostra 1 (b) Amostra 2 (c) Amostra 3.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Autoria própria.

Na Figura 90 e Figura 91 estão relacionadas à resistência ao rasgo em relação a força aplicada à amostra. Com relação aos teste de resistência ao rasgo no sentido da trama, a Amostra 3 suportou a maior força dentre as três amostras, com valor de 264 N. No sentido do urdume a primeira amostra apresentou uma maior resistência ao rasgo, com valor de força de 236 N. Vale destacar que a Amostra 1 para o teste de resistência ao rasgo no sentido da trama não é a mesma Amostra 1 do teste de resistência ao rasgo no sentido do urdume, pois são testes destrutivos da amostra. Para o teste no sentido da trama são três amostras e para o teste no sentido do urdume são outras três amostras.

Na Tabela 8 são resumidos os resultados experimentais extraídos das informações contidas na Figura 90 e Figura 91.

Tabela 8. Resumo dos resultados para o teste de resistência ao rasgo nas amostras.

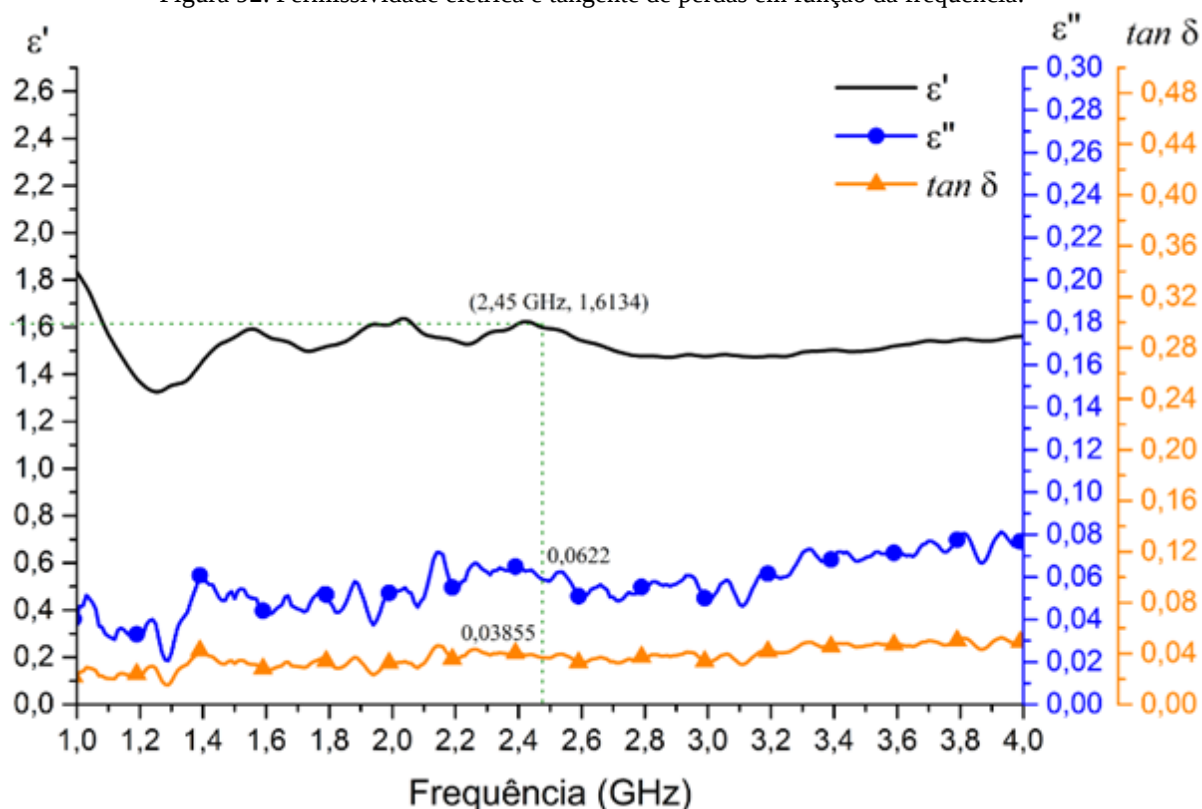
Amostra	Trama	Urdume
	Força (N)	Força (N)
1	215,62	236,00
2	209,13	214,00
3	264,00	226,56
Média	229,58	225,52
Desvio Padrão	24,48006	9,01152
Coefficiente de Variação	10,6628%	3,9959%

Fonte: Autoria própria.

4.2 Resultados da caracterização elétrica do material têxtil

O procedimento apresentado no Tópico 3.1.2 - Caracterização dielétrica do material têxtil resultou na obtenção da permissividade elétrica e consequentemente da tangente de perdas do material têxtil em estudo. Na Figura 92 apresentam-se as relações entre permissividade elétrica e tangente de perdas em função da frequência.

Figura 92. Permissividade elétrica e tangente de perdas em função da frequência.

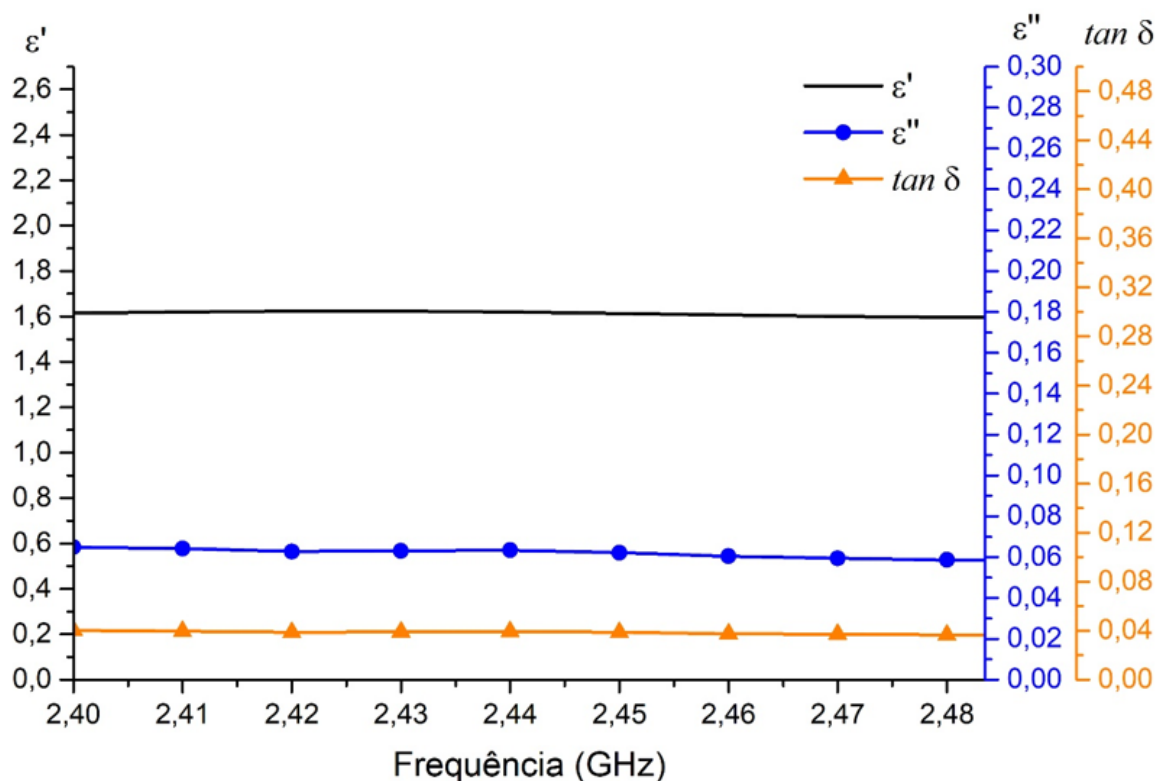


Fonte: Autoria própria.

Conforme apresentado no Tópico 3.1, que aborda a caracterização mecânica e elétrica do material têxtil, as estruturas interna e externa do material têxtil utilizado possibilitam a influência da presença de ar durante as medições das características elétricas do material, afetando diretamente o valor de permissividade elétrica relativa ϵ' do material. Devido a presença do ar (devido a essa alta porosidade do material), a constante dielétrica medida aproximou-se do valor unitário durante a medição. Para a frequência central de 2,45 GHz, indicada na Figura 92, a permissividade relativa apresentou valor 1,6134. A maior tangente de perdas, na faixa de frequências utilizadas para a medição, apresentou-se para a frequência 3,82 GHz, com valor 0,05167.

Na Figura 93 é mostrado o comportamento, com relação aos parâmetros ϵ' , ϵ'' e $\tan \delta$ apenas para o intervalo de frequências de interesse, a faixa ISM 2,4 GHz, que possui o intervalo de 2,4 a 2,4835 GHz.

Figura 93. Permissividade elétrica e tangente de perdas em função da frequência para faixa ISM 2,4 GHz.



Fonte: Autoria própria.

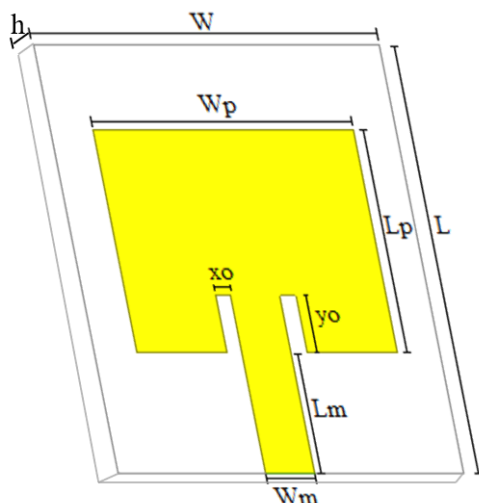
Para o intervalo de frequências de interesse, o maior valor de permissividade elétrica relativa medida foi de 1,6193 e o menor foi 1,5959, ou seja, um rol de 0,0224. Nesse intervalo, o desvio padrão dos valores de permissividade elétrica relativa medida foi de 0,00919, indicando uniformidade na faixa de frequências de interesse, com média de 1,613189. A uniformidade da permissividade elétrica relativa na faixa de frequências de interesse é uma importante característica a ser considerada para o projeto da antena, pois, de acordo com o Modelo da Linha de Transmissão, as dimensões projetadas para a antena dependem também da permissividade elétrica relativa do material.

Conforme citado no Tópico 3.1.2, os valores de permissividade elétrica e tangente de perdas serão informados ao *software* ANSYS® HFSS para que o material têxtil possa ser representado na simulação da antena que o terá como substrato dielétrico.

4.3 Comportamento simulado e experimental da antena tipo microfitas com substrato têxtil

O projeto da antena resultou nas dimensões indicadas na Figura 94 e Tabela 9, sendo realizada a simulação em *software* de acordo com as etapas especificadas no processo metodológico (Capítulo 3).

Figura 94. Parâmetros da antena projetada - Ver Tabela 9.



Fonte: Autoria própria.

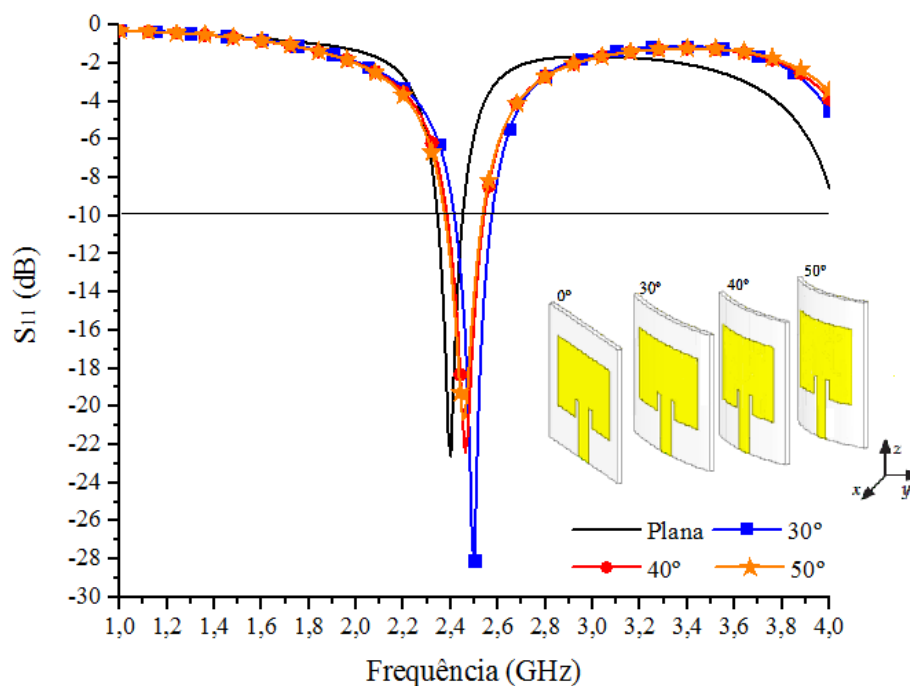
Tabela 9. Dimensões de projeto da antena com substrato têxtil.

Parâmetro	Dimensão (mm)
W	90
L	95
Wp	53,54
Lp	45,94
Wm	9,99
Lm	24,62
xo	3,24
yo	11,84
h	2,88

Fonte: Autoria própria.

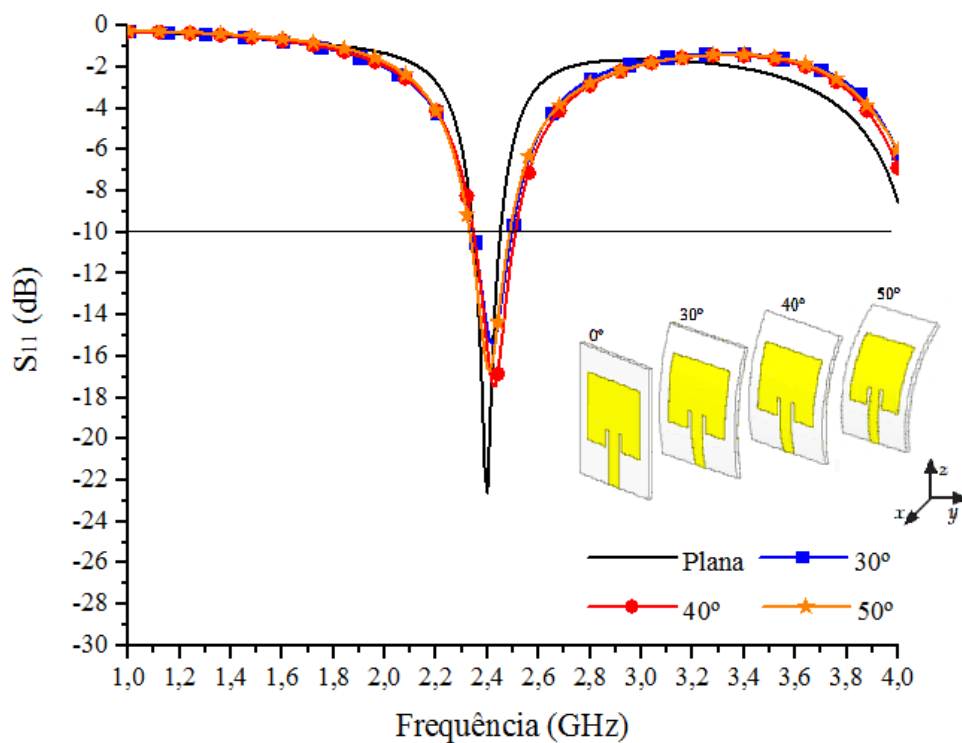
Na Figura 95 e Figura 96 são apresentados os resultados simulados referentes ao desempenho da antena com relação ao coeficiente de reflexão em função da frequência quando submetendo o dispositivo às curvaturas (ver Figura 76).

Figura 95. Influência das curvas horizontais.



Fonte: Autoria própria.

Figura 96. Influência das curvas verticais.



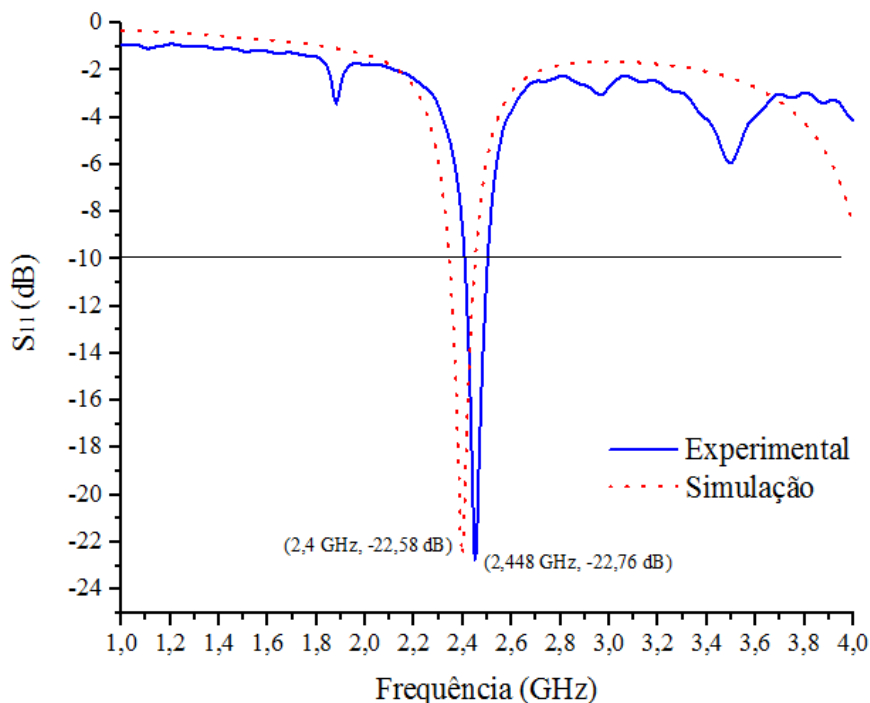
Fonte: Autoria própria.

Todos os dispositivos simulados obtiveram frequência de ressonância no intervalo de frequências de interesse (2,4 – 2,4835 GHz). Pode-se observar na Figura 95 e Figura 96 que as

curvaturas não provocam deslocamento significativo, do ponto de vista do intervalo de frequências de interesse, na frequência com menor coeficiente de reflexão. O valor de largura de banda entre os dispositivos simulados também não foi deslocado ao ponto de provocar frequência de ressonância apenas fora da faixa de interesse, em todos os casos simulados, mas, vale destacar que parte da largura de banda apresentada por cada dispositivo ocupa uma parte de intervalo de frequências que não está no intervalo de interesse (detalhado na Tabela 10). O fator mais influenciado pelas curvas foi o coeficiente de reflexão. Na Figura 95, com exceção da antena com curva horizontal em 30° (que apresentou coeficiente de reflexão menor que o da antena sem curva), os coeficientes de reflexão foram próximos do alcançado pela antena sem curva. Com relação aos dispositivos com curvas verticais, mostrados na Figura 96, o coeficiente de reflexão aumentou com relação ao da antena sem curva, indicando que o aproveitamento de potência foi afetado nessas situações.

Também para efeito de comparação, o coeficiente de reflexão medido experimentalmente foi adicionado ao gráfico para o coeficiente de reflexão simulado, apresentado na Figura 97.

Figura 97. Comparação entre os coeficientes de reflexão simulado e experimental.



Fonte: Autoria própria.

O dispositivo construído apresentou menor coeficiente de reflexão na frequência 2,448 GHz, com largura de banda de 88 MHz. Com relação a antena simulada sem curvas, que

apresentou largura de banda de 100 MHz, houve um decréscimo de 11,935% na largura de banda, considerando-se todo o intervalo de frequências com coeficientes de reflexão menores que -10 dB. Na Tabela 10 são resumidos os resultados apresentados nas Figura 95, Figura 96 e Figura 97.

Tabela 10. Desempenho dos dispositivos simulados e experimental.

Antena	Frequência* com menor S_{11} (GHz)	S_{11} (dB)	Largura de Banda (MHz)	
			Total	F.I**
Experimental	2,448	-22,7622	88	72
Plana	2,400	-22,5871	100	50
Curva 30° Horizontal	2,480	-27,2289	150	60
Curva 40° Horizontal	2,460	-22,4175	150	80
Curva 50° Horizontal	2,450	-20,6372	150	80
Curva 30° Vertical	2,420	-15,9041	140	80
Curva 40° Vertical	2,430	-17,4559	150	80
Curva 50° Vertical	2,410	-16,6905	140	80

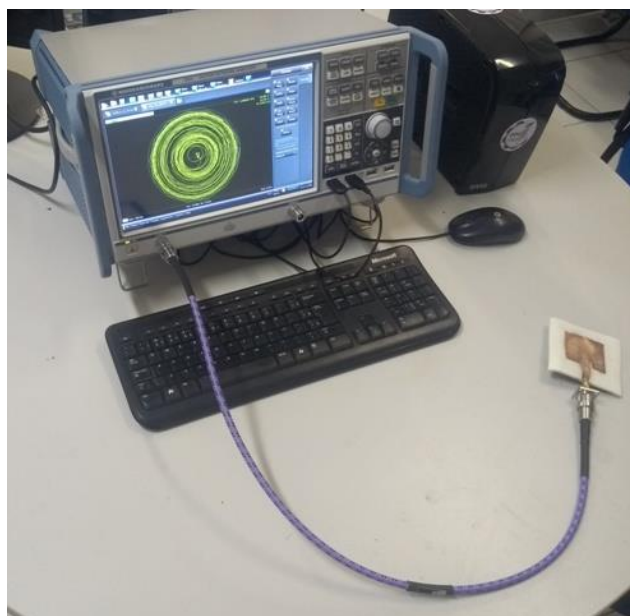
* Dentro do intervalo de interesse (2,4 – 2,4835 GHz).

**F. I – Largura de banda considerando-se as frequências dentro do intervalo de interesse (2,4 – 2,4835 GHz).

Fonte: Autoria própria.

Destaca-se na Tabela 10 que o intervalo de largura de banda mais interessante a se apresentar é aquele com frequências compatíveis ao intervalo a ser transmitido pelo dispositivo de comunicação *Wi-Fi* utilizado (Ver Figura 84), ou seja, a faixa de frequências ISM 2,4 GHz. A antena construída apresentou frequência de ressonância no intervalo de frequências desejado e largura de banda de 72 MHz dentro desse espaço. Também foi verificada a impedância da antena construída por meio do AVR Rohde & Schwarz modelo ZND, conforme apresentado na Figura 98.

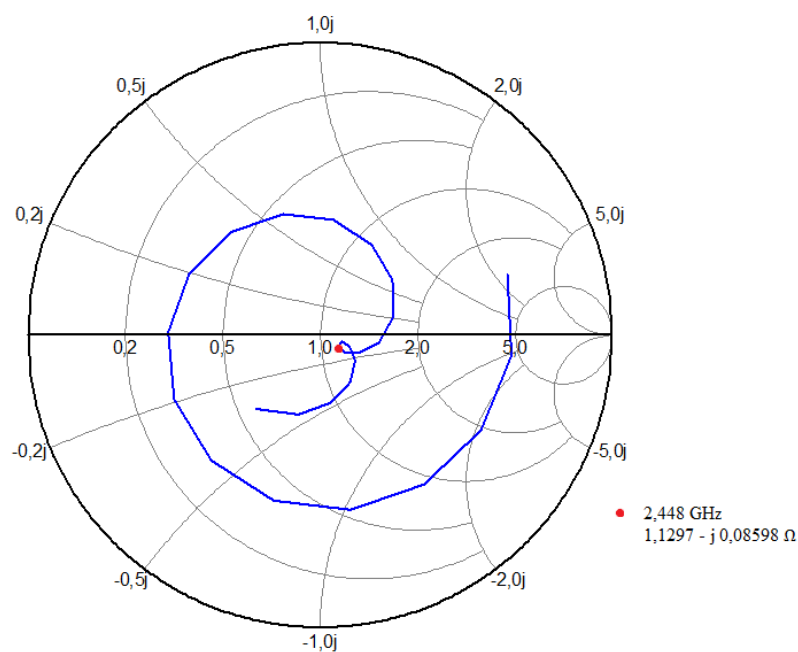
Figura 98. Medição experimental - Carta de Smith.



Fonte: Autoria própria.

Na medição experimental foi utilizado todo o intervalo de frequência do equipamento (100 kHz – 8,5 GHz). Para uma melhor compreensão do resultado obtido, os dados do equipamento foram extraídos e a Carta de Smith para o intervalo de frequências de 2,3 GHz a 2,5 GHz é apresentado na Figura 99.

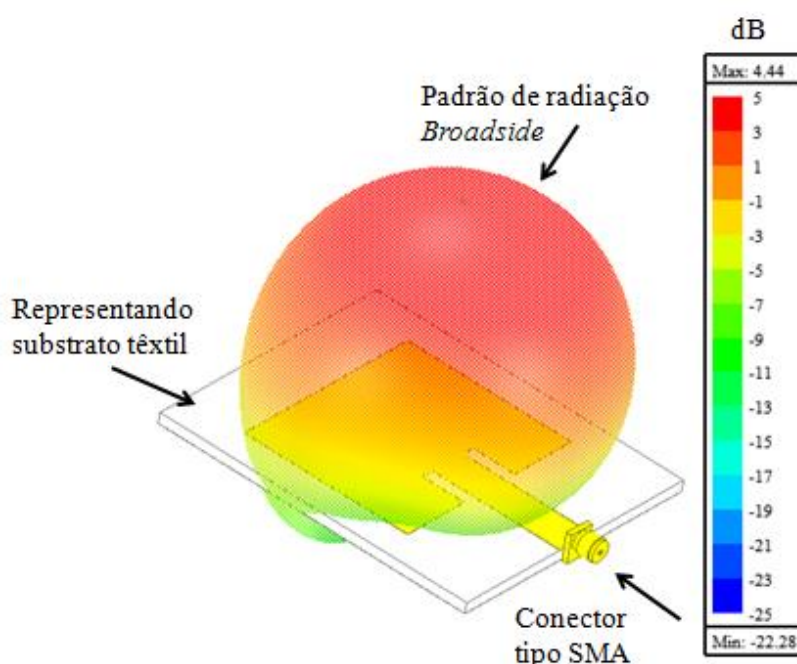
Figura 99. Carta de Smith para a antena construída.



Fonte: Autoria própria.

Para uma impedância normalizada de 50Ω , na frequência com menor coeficiente de reflexão, conforme apresentado na Tabela 10, a impedância resultando é de $1,1297 - j0,08598 \Omega$, ou $56,485 - j4,299 \Omega$. Conforme esperado, a parte real da impedância aproxima-se do valor real puro de 50Ω , com uma reatância que apresenta um valor, em módulo, de aproximadamente 7,62% da parte real. O resultado indica um casamento de impedância satisfatório para o conjunto conector, linha de alimentação e antena. Na Figura 100 apresenta-se o resultado simulado de verificação de ganho e padrão de radiação da antena projetada.

Figura 100. Padrão de radiação simulado para a antena projetada.



Fonte: Autoria própria.

O dispositivo simulado demonstrou padrão de radiação do tipo *broadside*, ou seja, perpendicular ao elemento irradiante *patch*, alcançando um ganho máximo simulado de 4,4 dB.

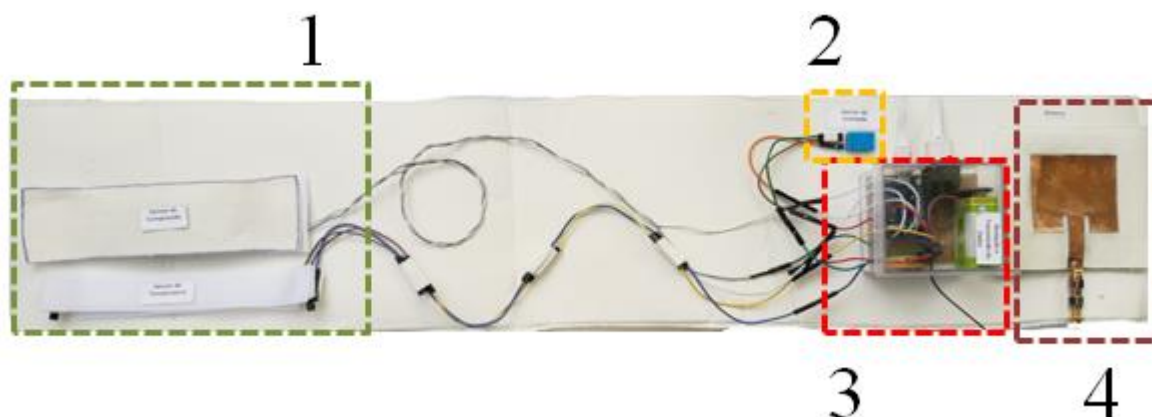
4.4 Dispositivo construído para monitoramento dos estágios iniciais da lesão por pressão

Nesse tópico será apresentado o dispositivo de monitoramento médico desenvolvido utilizando-se todos os componentes discutidos: material têxtil, sensores e elementos de comunicação.

4.4.1 Estrutura do dispositivo de monitoramento construído

Na Figura 101 é apresentado o cinto desenvolvido, podendo-se observar a disposição dos componentes.

Figura 101. Dispositivo de monitoramento desenvolvido.



Fonte: Autoria própria.

As numerações na Figura 101 foi utilizada para facilitar a indicação os componentes presentes no cinto:

4.4.1.1 Parte 1: Sensores para medição de temperatura e contagem do tempo em que a região sacral está pressionada

Nessa parte destacam-se o posicionamento do sensor de compressão, que foi coberto por uma parte composta pelo mesmo material da estrutura do cinto, com objetivo de proteção à estrutura do sensor. Também verifica-se o posicionamento dos dois sensores de temperatura, que informarão, na região que está sofrendo compressão, o comportamento da temperatura microambiental.

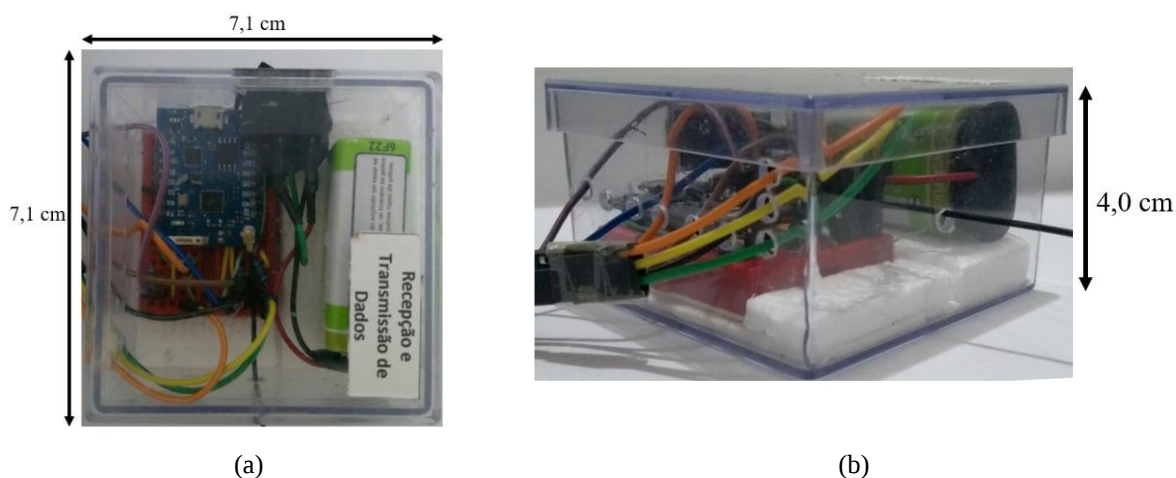
4.4.1.2 Parte 2: Sensor de umidade do ambiente

De acordo com a variação da umidade do ambiente onde o paciente está internado, a equipe responsável pelos cuidados de monitoramento pode perceber o comportamento na região monitorada do corpo do paciente com relação à umidade relativa do ar ambiental.

4.4.1.3 Parte 3: Dispositivo de recepção dos dados dos sensores e transmissão para o servidor local e dispositivos móveis autorizados

Nesta parte destaca-se a parte da estrutura que contém o dispositivo responsável pela coleta e transmissão dos dados monitorados aos dispositivos móveis autorizados a receberem os dados. Estão contidos nessa parte o *Wemos D1 mini PRO* e bateria de alimentação do sistema. Na Figura 102 são apresentadas as visões superior e lateral da estrutura.

Figura 102. Estrutura com *Wemos D1 mini PRO* e bateria (a) visão superior (b) visão lateral.



Fonte: Autoria própria.

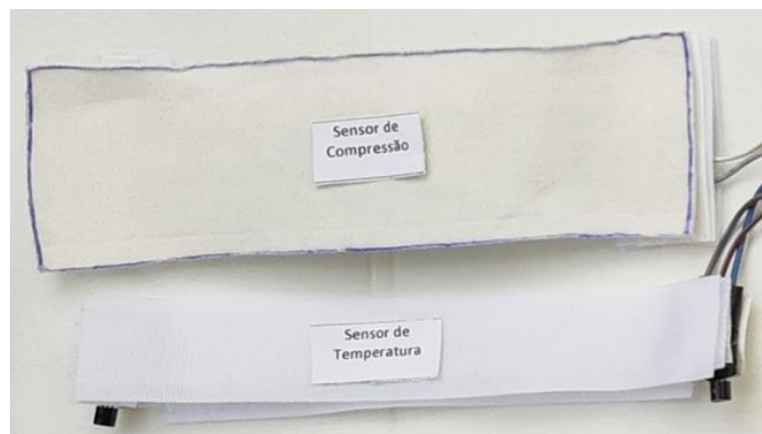
Da estrutura na Figura 102 são conectados os condutores que ligam aos sensores da estrutura e o condutor para conexão da antena externa.

4.4.1.3 Parte 4: Antena tipo microfita utilizada para a transmissão dos dados sensoriados

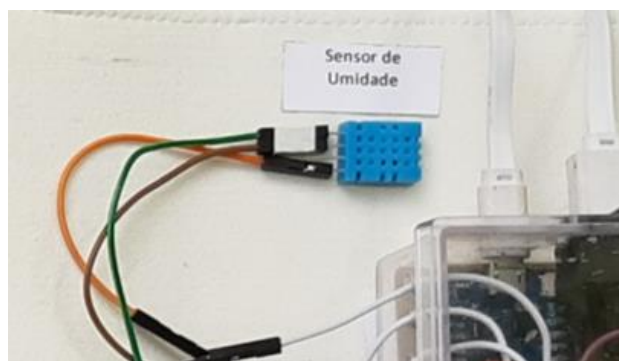
Nessa parte destaca-se a antena tipo microfita com substrato têxtil projetada e desenvolvida para a realização da transmissão dos dados monitorados pelos sensores e enviados ao dispositivo *Wemos D1 mini PRO*. Com base no comportamento com relação a solidez à lavagem do material têxtil, a antena será inserida no cinto mas de forma que possa ser destacada durante os momentos de higienização do cinto.

Na Figura 103 cada parte do dispositivo é destacada para uma melhor visualização. Destaca-se que as partes 1 à 4 são removíveis para facilitar a higienização da estrutura do dispositivo de monitoramento.

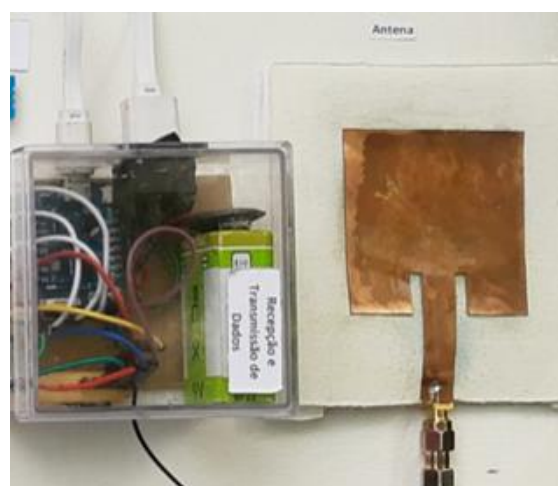
Figura 103. Visualização de cada parte do dispositivo de monitoramento (a) Sensor de pressão e sensores de temperatura (b) Sensor de Umidade (c) Recepção e transmissão de dados e Antena tipo microfita.



(a)



(b)

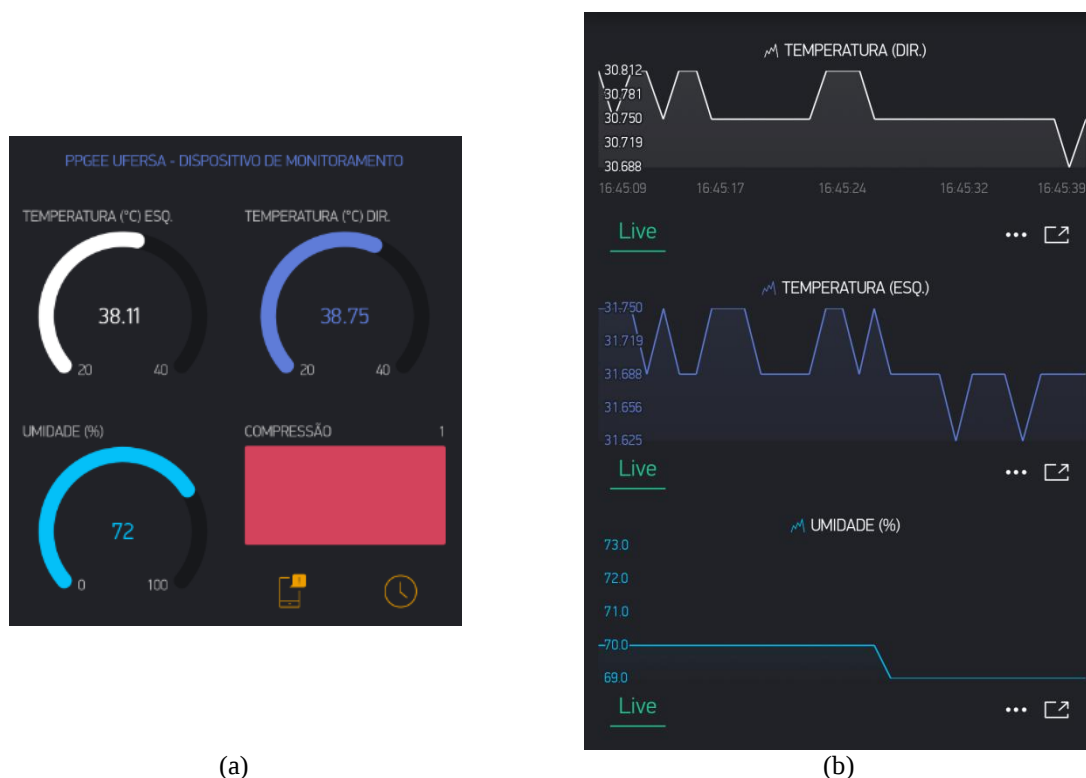


(c)

Fonte: Autoria própria.

Os dados sensorizados pelo dispositivo podem ser visualizados em um dispositivo móvel em que a equipe médica poderá estar portando. Na Figura 104 é apresentada a tela do dispositivo móvel em dois tipos de monitoramento possível, com relação a visualização gráfica dos dados.

Figura 104. Modos de acompanhamento e visualização no dispositivo móvel dos dados sensoriados.



(a)

(b)

Fonte: Autoria própria.

Na Figura 104 é possível observar como um membro da equipe médica poderá visualizar os dados monitorados do paciente, podendo-se notar a medição de temperatura no modo apresentado na Figura 104 (a) pode ser verificado num determinado instante um dado parâmetro. Já no modo de visualização da Figura 104 (b), há a possibilidade de se verificar durante um determinado período como se comportou um parâmetro. Por exemplo, caso seja necessária uma análise do histórico de temperatura na região do corpo do paciente no intervalo de 13h até 17h, pode-se consultar os dados da forma apresentada na Figura 104 (b), sendo possível, por meio do aplicativo, enviar os dados registrados em arquivo do tipo valores separados por vírgula (CSV – *Comma Separated Values*) para algum endereço de e-mail registrado. São apresentadas na Figura 105 e

Figura 106 ilustrações de um paciente, em posição de decúbito dorsal, utilizando o cinto de monitoramento dos estágios iniciais de Lesão por pressão na região sacral.

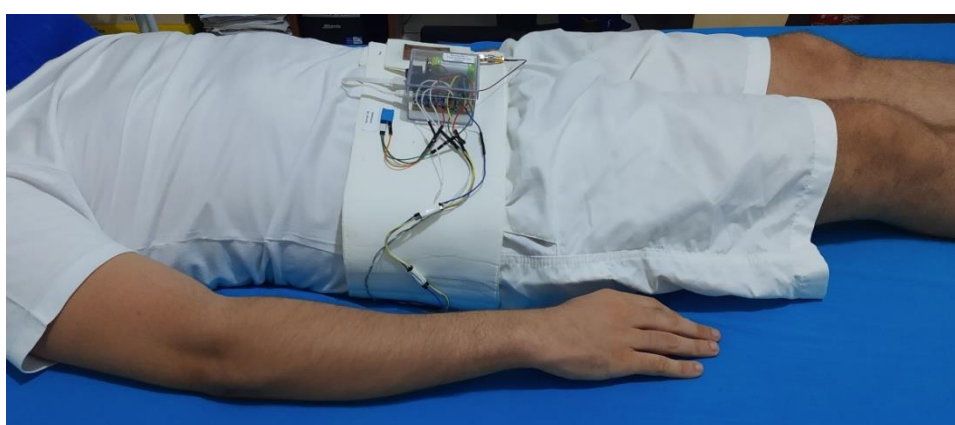
Figura 105. Ilustração de um paciente utilizando o cinto de monitoramento (a) Vista lateral esquerda (b) Vista superior (c) Vista lateral direita.



(a)



(b)



(c)

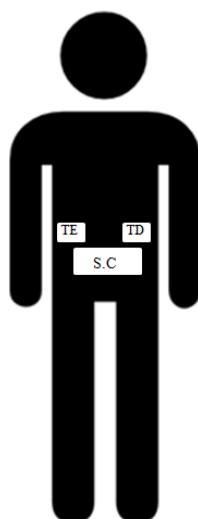
Fonte: Autoria própria.

A antena foi inserida de modo que os possíveis curvaturas que possam ocorrer em sua estrutura estejam mais de acordo com as curvaturas horizontais (ver Figura 76-b), pois, de acordo com os resultados apresentados nas Figura 95 e Figura 96, esse tipo de alteração na

estrutura plana provocou influência no fator coeficiente de reflexão e largura de banda mais satisfatória para a proposta, pois, apesar de todas as configurações apresentarem ressonância na faixa de interesse, os coeficientes de reflexão das configurações com curvas horizontais apresentaram menores coeficientes de reflexão, com relação aos resultados das antenas com curvas verticais, para a faixa de frequência de interesse, ou seja, melhor aproveitamento de potência. Na

Figura 106 é ilustrado o posicionamento dos sensores que estão na região entre o paciente e o colchão (ver Figura 103-a) ou seja, é uma representação da visão posterior do corpo do paciente.

Figura 106. Posicionamento dos sensores de temperatura e pressão no paciente – visão posterior.



Fonte: Autoria própria.

Na

Figura 106 os termos TE, TD e S.C indicam Temperatura do sensor no lado direito, Temperatura do sensor no lado esquerdo e Sensor de compressão, respectivamente.

4.5 Verificação prática do dispositivo de monitoramento

A realização da verificação de desempenho do dispositivo desenvolvido foi realizada em voluntário do sexo masculino, 25 anos de idade, sem sintomas ou presença de ferimentos ou doenças que possam afetar o funcionamento normal do corpo. O voluntário possui índice de massa corporal (IMC) igual a 28,12, estando portando, classificado na categoria sobrepeso, de acordo com dados do Ministério da Saúde (2020), baseado em dados da Organização Mundial da Saúde.

Foram realizadas duas medições em períodos de uma hora. A primeira foi realizada no período noturno (22 às 23h), com temperatura ambiente 25 °C e umidade relativa do ar próxima de 48%. A segunda medição foi realizada em período diurno (14:10 às 15:10h) em temperatura ambiente de 34 °C e umidade relativa do ar próxima de 51%. As medições em período diurno e noturno têm objetivo da verificação da influência do período do dia nas variáveis monitoradas.

Na Figura 107 é apresentado o protótipo final desenvolvido conectado ao paciente voluntário.

Figura 107. Utilização do protótipo final desenvolvido.



Fonte: Autoria própria.

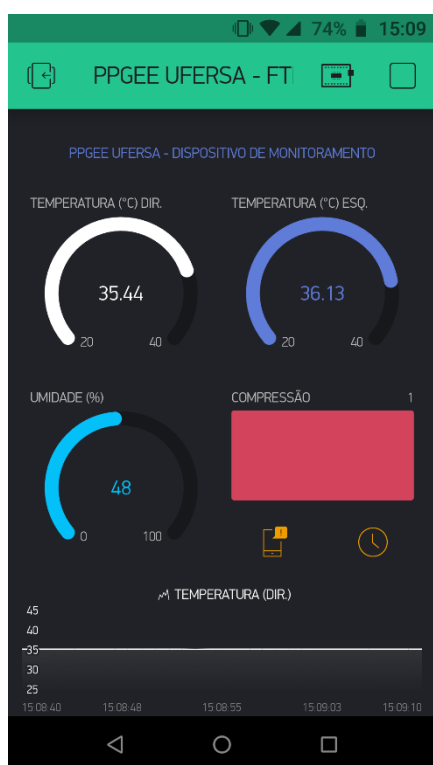
O modo para a colocação do dispositivo no paciente permite o ajuste do cinto para que seja facilitada a utilização do dispositivo de acordo com as variações de dimensões corporais de cada paciente que necessite da ferramenta.

Abaixo do voluntário, na Figura 107, estão os sensores de compressão e de temperatura. Todos os dados monitorados podem ser acompanhados remotamente por meio de dispositivos móveis autorizados. Na Figura 101 é mostrado um dispositivo móvel apresentando os dados monitorados, juntamente com a visão do voluntário utilizando o dispositivo. Para uma melhor visualização do que está sendo apresentado na tela do dispositivo é apresentado na Figura 101 (b) um registro de tela do dispositivo móvel.

Figura 108. Dispositivo móvel apresentando os dados monitorados (a) Visão do dispositivo móvel com dispositivo de monitoramento (b) Registro de tela do dispositivo móvel.



(a)

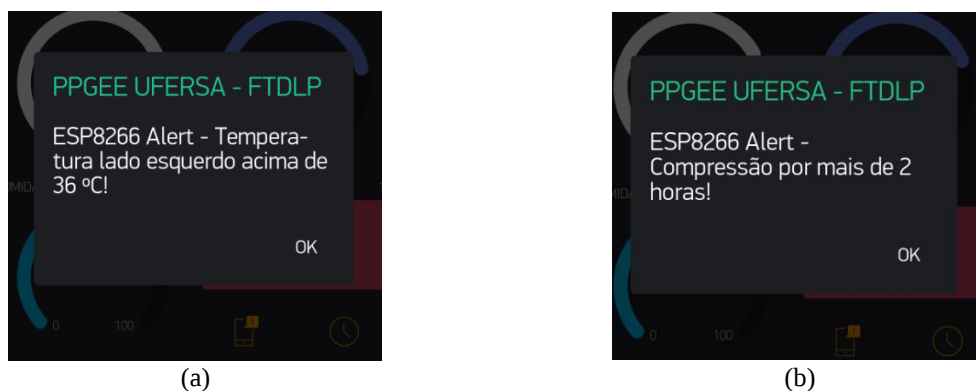


(b)

Fonte: Autoria própria.

A equipe médica responsável poderá indicar ao sistema de monitoramento os valores que necessitam alertas. É indicado a partir de qual temperatura na região do corpo que está sendo monitorada pretendem receber alertas e a partir de quanto tempo de compressão na região do corpo receberão alertas. Na Figura 102 são mostrados exemplos de mensagens de alertas recebidas no dispositivo móvel.

Figura 109. Alertas de monitoramento (a) Temperatura excedida (b) Tempo de compressão excedido.

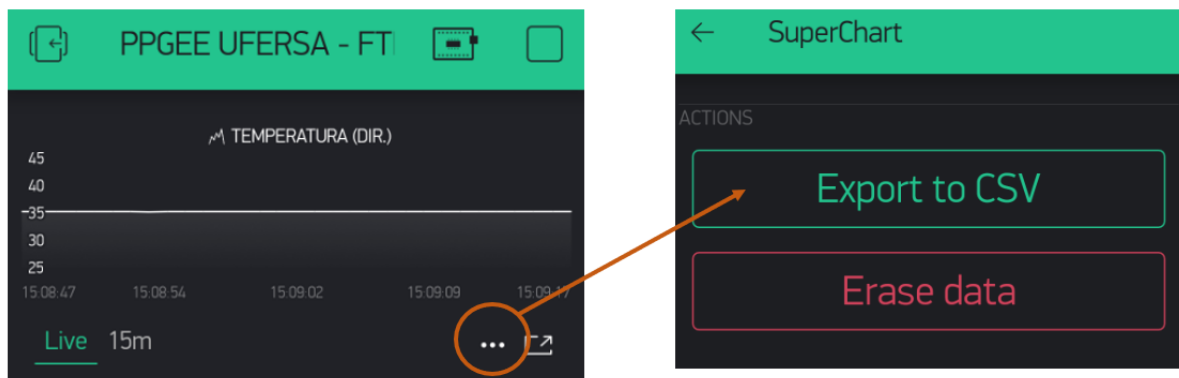


Fonte: Autoria própria.

Os valores limites para cada variável podem ser modificadas. As indicações de 36 °C e 2 horas foram as utilizadas para a verificação de funcionamento do dispositivo. O título da mensagem de alerta indica o nome que será adotado para o sistema, que também pode ser alterado. Nesse caso a sigla remete à “Ferramenta para Tomada de Decisões para Lesões por Pressão”, logo, PPGEE UFERSA FTDLP.

É possível exportar, a partir do aplicativo *Blynk IoT*, os dados monitorados em formato Valores Separados por Vírgula (CSV - *Comma Separated Values*) para uma conta de e-mail autorizada para acesso aos dados. Na Figura 110 é indicado como realizar o envio dos dados monitorados ao e-mail autorizado. O número de pontos exportados pela plataforma é de um ponto por minuto por dia durante um mês, totalizando até 1440 pontos por dia, que durante 30 dias, aproximadamente, de um mês, pode chegar a 43200 pontos medidos.

Figura 110. Exportar dados monitorados para conta de e-mail.



Fonte: Autoria própria.

Destaca-se que os arquivos exportados possuem a gravação de data e hora em formato *Unix Time Stamp*, que considera o número de segundos que passaram desde 01/01/1970. Para que seja possível visualizar os registros de data e hora em formato mais convencional é necessário realizar a conversão dos dados. Na Figura 111 apresenta-se o arquivo exportado e a formatação de dados.

Figura 111. Exemplo de visualização dos dados exportados pelo *Blynk IoT* para conta de e-mail.

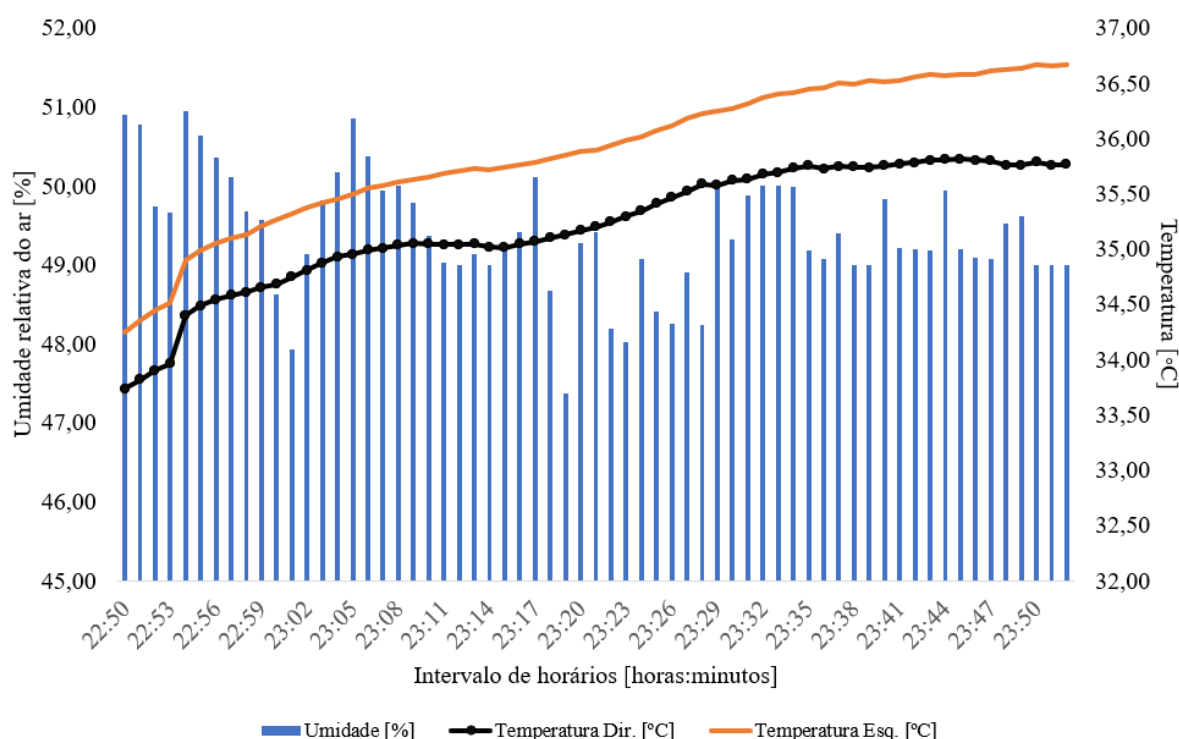
	A	B	C
1	Temperatura °C ▾	Unix Time Stamp ▾	dia-mês-ano-horário ▾
2	29.6	1591819500000	10/06/2020 17:05
3	29.88333333333336	1591819560000	10/06/2020 17:06
4	30.50333333333335	1591819620000	10/06/2020 17:07
5	29.970000000000034	1591819680000	10/06/2020 17:08
6	29.730000000000032	1591819740000	10/06/2020 17:09
7	29.68333333333334	1591819800000	10/06/2020 17:10
8	29.500000000000007	1591819860000	10/06/2020 17:11
9	29.400000000000003	1591819920000	10/06/2020 17:12
10	29.400000000000003	1591819980000	10/06/2020 17:13
11	29.400000000000003	1591820040000	10/06/2020 17:14
12	29.456666666666666	1591820100000	10/06/2020 17:15
13	29.420000000000003	1591820160000	10/06/2020 17:16
14	29.346666666666636	1591820220000	10/06/2020 17:17
15	29.299999999999997	1591820280000	10/06/2020 17:18
16	29.366666666666653	1591820340000	10/06/2020 17:19
17	29.353333333333364	1591820400000	10/06/2020 17:20
18	29.456666666666646	1591820460000	10/06/2020 17:21
19	29.616666666666666	1591820520000	10/06/2020 17:22
20	29.700000000000003	1591820580000	10/06/2020 17:23
21	29.599999999999977	1591820640000	10/06/2020 17:24
22	29.669999999999998	1591820700000	10/06/2020 17:25
23	29.483333333333352	1591820760000	10/06/2020 17:26
24	29.396666666666697	1591820820000	10/06/2020 17:27
25	29.400000000000003	1591820880000	10/06/2020 17:28
26	29.346666666666696	1591820940000	10/06/2020 17:29

Fonte: Autoria própria.

Na Figura 111, apenas as colunas A e B são enviadas pela plataforma *Blynk IoT*, mas, pode-se converter os dados da coluna B, que estão, por padrão da plataforma, em milissegundos passados desde 01/01/1970 para o formato apresentado na coluna C.

O acesso aos dados exportados pela plataforma pode ser utilizado para o estudo gráfico evolutivo-comportamental das variáveis monitoradas, como apresentado na Figura 112, indicando-se a relação entre as temperaturas lidas pelos dois sensores de temperatura, umidade relativa do ar no ambiente de internação do paciente e período de medição.

Figura 112. Relação entre temperaturas na região sacral do paciente e umidade relativa do ar no ambiente de internação em período de uma hora.

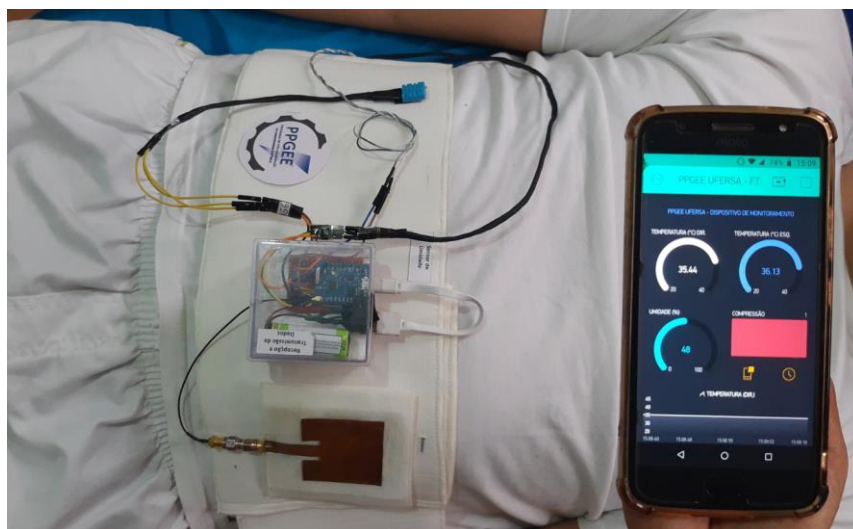


Fonte: Autoria própria.

Observa-se na Figura 112 que a temperatura na região sacral monitorada tem tendência crescente, apesar da variação na umidade relativa do ar. Esse tipo de análise permite a indicação da necessidade de atenção à região do corpo que está durante um longo intervalo de tempo sob compressão.

Na Figura 113 apresenta-se diferentes vistas da utilização do dispositivo de monitoramento pelo voluntário.

Figura 113. Utilização e funcionamento do dispositivo de monitoramento médico.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Autoria própria.

Todos os condutores conectados aos sensores são removíveis da estrutura contendo o sistema de comunicação, facilitando dessa forma a remoção e recolocação do cinto, a depender da necessidade.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento de um sistema não invasivo para monitoramento dos estágios iniciais da lesão por pressão (ou lesão de decúbito) em pacientes hospitalizados com limitação de movimentos foi o principal objetivo do trabalho, utilizando-se tecnologias e-têxteis, IoHT, WBAN e a versatilidade da tecnologia de antenas tipo microfita.

Para esse desenvolvimento, foram realizados ensaios mecânicos e elétricos em um material têxtil tipo malha para duas principais aplicações: desenvolvimento de um cinto para a instalação de sensores e utilização do próprio material têxtil como substrato dielétrico da antena tipo microfita utilizada. A estrutura interna do material têxtil demonstrou bastante influência no valor da permissividade elétrica relativa do material, em razão da alta porosidade e presença de ar no material. O material apresentou aplicabilidade como substrato de antena tipo microfita.

Após a etapa de caracterização mecânica e elétrica do material têxtil foram selecionados os sensores a serem instalados na estrutura, com base nas variáveis de interesse a serem monitoradas: temperatura corporal na região comprimida e tempo em que a região está comprimida. Os sensores foram selecionados com o objetivo principal de precisão e máximo conforto ao usuário do cinto de monitoramento.

Para a captação e transmissão dos dados sensorizados foi projetado e desenvolvido o sistema de comunicação que promoveu a interação entre os sensores do cinto e o dispositivo móvel para monitoramento remoto das condições do paciente. A estrutura de comunicação conta com o dispositivo *Wemos D1 mini PRO* para o gerenciamento dos dados monitorados, programado em ambiente *Arduino*TM IDE conectado à antena tipo microfita com substrato têxtil.

Por meio de simulação no *software* ANSYS HFSS[®] a antena projetada com base no Modelo da Linha de Transmissão foi analisada quanto ao seu comportamento em presença de curvaturas provenientes da alocação no dispositivo de monitoramento. Após a validação simulada, a antena foi construída e seu parâmetro de radiação coeficiente de reflexão foi comparado com o valor simulado, demonstrando ressonância e aplicabilidade na faixa de frequências de interesse, além disso, a obtenção experimental da Carta de Smith da antena reforça sua validade, indicando um casamento de impedância satisfatório. Devido a estrutura interna do material têxtil, o dispositivo de monitoramento desenvolvido não afetará a circulação de ar na região onde o cinto estará colocado no paciente.

O sistema de monitoramento médico foi construído, sendo composto resumidamente por três partes principais: servidor local, que é inicializado em um computador pessoal e possibilita a comunicação entre o dispositivo de gerenciamento de dados e o dispositivo móvel para acompanhamento dos dados monitorados.

O aplicativo utilizado para o acompanhamento dos dados permite uma visualização instantânea (em tempo real) dos dados observados (região do corpo em pressão, temperatura na região e umidade ambiente), assim como permite também a visualização do histórico evolutivo dessas variáveis, que pode ser exportado em formato .CVS para uma conta de e-mail autorizada.

Ao fim da pesquisa, foi possível desenvolver um protótipo com a proposta de auxiliar na diminuição da incidência das Lesões por pressão em pacientes hospitalizados com limitação de movimentos, mostrando-se um dispositivo importante para o desenvolvimento das tecnologias voltadas ao auxílio na tomada de decisões médicas.

A aplicação do dispositivo biomédico desenvolvido para auxílio no combate às lesões por pressão apresenta importância quando verifica-se os dados do mapeamento das pessoas com deficiência no Brasil, realizado pelo Ministério da Saúde (2019) e Censo 2010, pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), que indicam que a deficiência motora está presente em pelo menos 2,3% da população total brasileira, representando um número de pelo menos 4,5011 milhões de pessoas, considerando-se a população do país em 2010, ano do último censo realizado (esta dissertação foi finalizada em Julho de 2020). Desse número, 7,0% declarou dificuldades na realização de movimentos.

O mapeamento das pessoas com deficiência no Brasil, realizado em 2019, cita dados da Pesquisa Nacional de Saúde, realizada em 2013 e publicada em 2016 pelo IBGE, informando que 0,3% da população já nasceu com deficiência física e 1,0% possui deficiência física adquirida em decorrência de acidente ou doença. Do total declarado de pessoas com deficiência física, 46,8% apresentam grau intenso ou muito intenso de limitações ou ainda não conseguem realizar atividades habituais, de acordo com a Pesquisa Nacional de Saúde.

Dessa forma, percebe-se que é vasta a gama de situações de utilização do dispositivo biomédico desenvolvido, sendo, além de uma ferramenta para auxílio nas tomadas de decisões médicas, um dispositivo para proporção de uma melhor qualidade de vida aos que possuem alguma forma de limitações de movimento.

A pesquisa desenvolvida permite a seleção de alguns pontos para estudo e aplicação com objetivo de continuidade e melhora da proposta:

- Desenvolvimento de um sistema baseado em MQTT (*Message Queuing Telemetry Transport*) para a etapa de monitoramento dos dados sensorizados, possibilitando, dessa forma, a possibilidade de monitoramento mesmo que os dispositivos não estejam conectados à internet por meio da mesma rede *Wi-Fi*;
- Caracterização de outros materiais para utilização como substrato de outras configurações de antena tipo microfita, incluindo materiais têxteis já utilizados na área médica, por exemplo tecidos utilizados para a fabricação de roupas hospitalares, objetivando analisar seu desempenho no sistema proposto;
- Inclusão de sensores para monitoramento de outras variáveis, por exemplo ritmo de batimentos cardíacos, inclusão de botões de emergência, em que o paciente pode acionar para contactar alguém da equipe de enfermagem mesmo que as variáveis monitoradas não tenham alcançado valores para enviar alarmes aos dispositivos móveis;
- Utilização da ferramenta desenvolvida para analisar a temperatura em região do corpo sob compressão em diferentes posicionamentos do paciente, tipos de colchões e vestimentas;
- Aplicação de estudo clínico ou pré-clínico de utilização do dispositivo biomédico desenvolvido;
- Realização de estudo de SAR (*Specific Absorption Rate*) do sistema proposto, podendo-se inclusive aliar ao estudo de seleção de outras configurações de antenas tipo microfita para verificação da influência nesse parâmetro.

REFERÊNCIAS

ABINT (Brasil) (Org.). **Classificação, Identificação e Aplicações de Não-Tecidos**. São Paulo, 1999. Disponível em: <http://www.abint.org.br>. Acesso em: 12 jun. 2019.

ABINT (Brasil) (Org.). **Classificação, Identificação e Aplicações de Têxteis Técnicos**. São Paulo, 2005. Disponível em: <http://www.abint.org.br>. Acesso em: 12 jun. 2019.

Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). **Protocolo de Úlcera por Pressão**. 2019. Disponível em:

<https://www20.anvisa.gov.br/segurancadopaciente/index.php/publicacoes/item/ulcera-por-pressao>. Acesso em: 12 jun. 2019.

AL ABOUD, Ahmad. MANNA, Biargio. Wound Pressure Injury Management. In: National Center For Biotechnology Information. 2020.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532897/>. Acesso em: 23 Maio 2020.

ALENCAR, Marcelo Sampaio de; QUEIROZ, Wamberto José Lira de. **Ondas Eletromagnéticas e Teoria de Antenas**. São Paulo: Érica, 2010.

ALKMIM, Maria Beatriz. FIGUEIRA, Renato Minelli. MARCOLINO, Milena Soriano. CARDOSO, Clareci Silva. DE ABREU, Monica Pena. CUNHA, Lemuel Rodrigues. DA CUNHA, Daniel Ferreira. ANTUNES, Andre Pires. RESENDE, Adélson Geraldo de A. RESENDE, Elmiro Santos. RIBEIRO, Antonio Luiz Pinho. Improving patient access to specialized health care: the Telehealth Network of Minas Gerais, Brazil. **Bulletin Of The World Health Organization**, [s.l.], v. 90, n. 5, p.373-378, 1 maio 2012. WHO Press.

<http://dx.doi.org/10.2471/blt.11.099408>. Disponível em:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3341691/pdf/BLT.11.099408.pdf>. Acesso em: 28 ago. 2019.

American Society for Testing and Materials (ASTM) D2261: Standard Test Method for Tearing Strength of Fabrics by the Tongue (Single Rip) Procedure (Constant-Rate-of-Extension Tensile Testing Machine). West Conshohocken, 2017.

AMRANI, Golan; PEKO, Lea; HOFFER, Oshrit; OVADIA-BLECHMAN, Zehava; GEFEN, Amit. The microclimate under dressings applied to intact weight-bearing skin: infrared thermography studies. **Clinical Biomechanics**, [s.l.], v. 75, p. 104994 (1-7), Maio 2020. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.104994>. Disponível em:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003320301030>. Acesso em: 13 jun. 2020.

ANSYS®, *High Frequency Structure Simulator*, release 19.2, ANSYS, Inc.

ANTUNES, Luís Pedro do Couto. **Identificação de pessoas numa portaria virtual**. 2012. 74 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Mestrado em Engenharia de Electrónica e Telecomunicações, Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, Lisboa, 2012. Disponível em: <https://repositorio.ipl.pt>. Acesso em: 08 jun. 2019.

ARAÚJO, Thiago Moura de; ARAÚJO, Márcio Flávio Moura de; CAETANO, Joselany Áfio. **Comparação de escalas de avaliação de risco para úlcera por pressão em pacientes em estado crítico**. Acta Paulista de Enfermagem, [s.l.], v. 24, n. 5, p.695-700, 2011. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0103-21002011000500016>. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/appe/v24n5/16v24n5.pdf>. Acesso em: 12 jun. 2019.

ASAIR®, Sensor DHT11. Disponível em: <http://www.aosong.com/en/products-21.html>.

ASIF-UR-RAHMAN, Md.; AFSANA, Fariha; MAHMUD, Mufti; KAISER, M. Shamim; AHMED, Muhammad R.; KAIWARTYA, Omprakash; JAMES-TAYLOR, Anne. **Toward a Heterogeneous Mist, Fog, and Cloud-Based Framework for the Internet of Healthcare Things**. IEEE Internet Of Things Journal, [s.l.], v. 6, n. 3, p.4049-4062, jun. 2019. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/jiot.2018.2876088>. Disponível em: http://irep.ntu.ac.uk/id/eprint/34746/1/12291_Mahmud.pdf. Acesso em: 16 fev. 2020.

ASSIS, Adriana Helfenberger Coletto. **Avaliação das mudanças ocorridas em fibras de poliéster submetidas a tratamento alcalino e enzimático**. 2012. 116 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós-graduação em Engenharia e Ciências dos Materiais, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2012. Disponível em: <http://www.pipe.ufpr.br/portal/defesas/dissertacao/207.pdf>. Acesso em: 20 jun. 2019.

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). **NBR 10320: Determinação das alterações dimensionais de tecidos planos e malhas - Lavagem em máquina doméstica automática - Método de ensaio**. Rio de Janeiro, 1988.

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). **NBR 12546:2017 – Materiais Têxteis – Ligamentos Fundamentais de Tecidos Planos – Terminologia**. Rio de Janeiro, 2017.

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). **NBR 12744:1992 – Fibras têxteis: classificação.** Rio de Janeiro, 1992.

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). **NBR 13370:2017 – Não tecido: Terminologia.** Rio de Janeiro, 2017.

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). **NBR ISO 13934-2: Propriedades de tração de tecidos; Parte 2: Determinação da força máxima utilizando o método *grab test*.** Rio de Janeiro, 2016.

Associação Brasileira de Produtores de Fibras Artificiais e Sintéticas (ABRAFAS). **Fibras Manufaturadas.** São Paulo, 2016. Disponível em: <http://www.abrafas.org.br>. Acesso em: 15 jun. 2019.

AYELLO, Elizabeth A.; SIBBALD, R. Gary. From Decubitus and Pressure Ulcers to Pressure Injuries. **Advances In Skin & Wound Care**, [s.l.], v. 32, n. 3, p.101-101, mar. 2019. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health).

<http://dx.doi.org/10.1097/01.asw.0000553114.57290.be>. Disponível em:

<https://cdn.journals.lww.com/aswcjournal/FullText/2019/03000/>. Acesso em: 17 ago. 2019.

BALANIS, Constantine A. **Teoria de Antenas: Análise e síntese.** 3. ed. vol 1. LTC, Rio de Janeiro, 2009. 345 p.

BEHERA, B. K.; HARI, P. K.. **Woven Textile Structure:** Theory and Applications. Woodhead Publishing, 2010.

BERGMANN, Jeroen. ANASTASOVA-IVANOVA, Salzitsa. SPULBER, Irina. GULATI, Vivek. GEORGIU, Pantelis. MCGREGOR, Alison. An Attachable Clothing Sensor System for Measuring Knee Joint Angles. **IEEE Sensors Journal**, [s.l.], v. 13, n. 10, p.4090-4097, out. 2013. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

<http://dx.doi.org/10.1109/jsen.2013.2277697>. Disponível em:

<https://ieeexplore.ieee.org/document/6578074>. Acesso em: 13 ago. 2019.

BIHAN, Paul Le; SELLATHURAI, Mathini; GOUSSETIS, George; RE, Pascual D. Hilario; COMITE, Davide; KUZNETCOV, Maksim; PODILCHAK, Symon K.; TUCKER, Colum; MACCOLL, Kieran; ZHAKSYLYK, Yelzhas. Dual-Polarized Aperture-Coupled Patch Antennas With Application to Retrodirective and Monopulse Arrays. **IEEE Access**, [s.l.], v. 8, p. 7549-7557, 2020. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

<http://dx.doi.org/10.1109/access.2019.2961601>. Disponível em:

<https://ieeexplore.ieee.org/document/8938794>. Acesso em: 13 jun. 2020.

BIRD, Trevor S. Definition and Misuse of Return Loss [Report of the Transactions Editor-in-Chief]. **IEEE Antennas And Propagation Magazine**, [s.l.], v. 51, n. 2, p. 166-167, abr.

2009. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

<http://dx.doi.org/10.1109/map.2009.5162049>. Disponível em:

<https://ieeexplore.ieee.org/document/5162049>. Acesso em: 11 jun. 2020.

BLANES, Leila; DUARTE, Ivone da Silva; CALIL, José Augusto; FERREIRA, Lydia Masako. Avaliação clínica e epidemiológica das úlceras por pressão em pacientes internados no Hospital São Paulo. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 50, n. 2, p.182-187, abr. 2004. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1590/s0104-42302004000200036>. Disponível

em: <https://www.scielo.br/pdf/ramb/v50n2/20781.pdf>. Acesso em: 19 abr. 2019.

BORGHARDT, A.; PRADO, T.; ARAÚJO, T.; ROGENSKI, N.; BRINGUENTE, M.

Avaliação das escalas de risco para úlcera por pressão em pacientes críticos: uma coorte prospectiva. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, v. 23, n. 1, p. 28-35, 1 fev. 2015.

Disponível em: <http://www.revistas.usp.br/rlae/article/view/100033>. Acesso em: 12 jun. 2019.

CALIRI, Maria Helena Larcher. **Recomendações para Prevenção de Úlcera por Pressão**.

Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Disponível em:

http://www2.eerp.usp.br/site/grupos/feridasronicas/index.php?option=com_content&view=article&id=16&Itemid=24. Acesso em: 17 jun. 2019.

CAMACHO-PENALOSA, C.; BANOS-POLGLASE, J. D.. On the Definition of Return Loss [Measurements Corner]. **IEEE Antennas And Propagation Magazine**, [s.l.], v. 55, n. 2, p.

172-174, abr. 2013. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

<http://dx.doi.org/10.1109/map.2013.6529339>. Disponível em:

<https://ieeexplore.ieee.org/document/6529339>. Acesso em: 11 jun. 2020.

CASULA, Giovanni Andrea; MAXIA, Paolo; MONTISCI, Giorgio; VALENTE, Giuseppe;

MAZZARELLA, Giuseppe; PISANU, Tonino. A Multiband Proximity-Coupled-Fed Flexible Microstrip Antenna for Wireless Systems. **International Journal Of Antennas And**

Propagation, [s.l.], v. 2016, p. 1-7, 2016. Hindawi Limited.

<http://dx.doi.org/10.1155/2016/8536058>. Disponível em:

<https://www.hindawi.com/journals/ijap/2016/8536058/>. Acesso em: 13 jun. 2020.

CHAKRAVARTHY, S. Sibi; SARVESHWARAN, N.; SRIHARINI, S.; SHANMUGAPRIYA, M.. **Comparative study on different feeding techniques of rectangular patch antenna**. In: 2016 THIRTEENTH INTERNATIONAL CONFERENCE ON WIRELESS AND OPTICAL COMMUNICATIONS NETWORKS (WOCN), 2016, Hyderabad. IEEE, 2016. p. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7759032>. Acesso em: 13 jun. 2020.

CHEN, Dongxu; YANG, Wanchen; CHE, Wenquan; XUE, Quan; GU, Lizheng. Polarization-Reconfigurable and Frequency-Tunable Dipole Antenna Using Active AMC Structures. **IEEE Access**, [s.l.], v. 7, p. 77792-77803, 2019. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/access.2019.2919518>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8723473>. Acesso em: 16 mar. 2020.

CHRISTINA, G.; RAJESWARI, A.; LAVANYA, M.; KEERTHANA, J.; ILAMATHI, K.; MANORANJITHA, V. **Design and development of wearable antennas for tele-medicine applications**. 2016 International Conference On Communication And Signal Processing (iccsp), [s.l.], p.2033-2037, abr. 2016. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/iccsp.2016.7754532>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7754532>. Acesso em: 21 jun. 2019

COLEMAN, Susanne. GORECKI, Claudia. NELSON, Andrea. CLOSS, José. DEFLOOR, Tom. HALFENS, Ruud. FARRIN, Amanda. BROWN, Julia. SCHOONHOVEN, Lisette. NIXON, Jane. Patient risk factors for pressure ulcer development: Systematic review. **International Journal Of Nursing Studies**, [s.l.], v. 50, n. 7, p.974-1003, jul. 2013. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2012.11.019>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002074891200421X>. Acesso em: 17 ago. 2019.

DALLAS SEMICONDUCTOR®, Sensor *Dallas* DS18B20. Disponível em: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Temp/DS18B20.pdf>

DAMASCENO, Renata Fiúza; CALDEIRA, Antônio Prates. Fatores associados à não utilização da teleconsultoria por médicos da Estratégia Saúde da Família. **Ciência & Saúde Coletiva**, [s.l.], v. 24, n. 8, p.3089-3098, ago. 2019. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/1413-81232018248.28752017>. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/csc/v24n8/1413-8123-csc-24-08-3089.pdf>. Acesso em: 25 ago. 2019.

DARGIE, Waltenegus; POELLABAUER, Christian. **Fundamentals of wireless sensor networks: theory and practice**. Singapura: John Wiley & Sons Ltd, 2010.

DEFLOOR, Tom; GRYPDONCK, Maria F. H. Pressure Ulcers: validation of two risk assessment scales. **Journal of Clinical Nursing**, [s.l.], v. 14, p. 373-382), mar. 2005. Wiley Online Library. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2702.2004.01058.x>. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/j.1365-2702.2004.01058.x>. Acesso em: 29 jun. 2020.

EBI, Werku Etafa; HIRKO, Getahun Fetensa; MIJENA, Diriba Ayala. Nurses' knowledge to pressure ulcer prevention in public hospitals in Wollega: a cross-sectional study design. **BMC Nursing**, [s.l.], v. 18, n. 1, p.1-12, 20 maio 2019. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1186/s12912-019-0346-y>. Disponível em: <https://bmcnurs.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12912-019-0346-y>. Acesso em: 17 ago. 2019.

DHUPKARIYA, Seema.; SINGH, Vinod Kumar; SHUKLA, Arun. **A Review of textile materials for wearable antenna**. Journal Of Microwave Engineering & Technologies, v. 1, n. 3, p. 7–14, 2014.

EDSBERG, L. E., BLACK, J. M., GOLDBERG, M., MCNICHOL, L., MOORE, L., SIEGGREEN, M.. **Revised National Pressure Ulcer Advisory Panel Pressure Injury Staging System: Revised Pressure Injury Staging System**. J Wound Ostomy Continence Nurs, v. 43, n. 6, p. 585-597. 2016. doi:10.1097/won.0000000000000281 Disponível em: <https://npuap.org/page/PressureInjuryStages>. Acesso em: 19 ago. 2019

EL-BENDARY, Mohsen A.M. **Developing Security Tools of WSN and WBAN Networks Applications**: (Lecture Notes in Electrical Engineering). Springer, 2015. 212 p.

European Commission (EC). **Smart Wearables**: Reflection and Orientation Paper. Direção-Geral das Redes de Comunicação, Conteúdos e Tecnologia. Bruxelas, 2016. Disponível em: ec.europa.eu/newsroom/document.cfm?doc_id=40542. Acesso em 10 ago. 2019.

FAISAL, Abu Ilius. MAJUMDER, Sumit. MONDAL, Tapas. COWAN, David. NASEH, Sasan. DEEN, Jamal. Monitoring Methods of Human Body Joints: State-of-the-Art and Research Challenges. **Sensors**, [s.l.], v. 19, n. 11, p.2629-2667, 10 jun. 2019. MDPI AG.

<http://dx.doi.org/10.3390/s19112629>. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/11/2629/htm>. Acesso em: 09 ago. 2019.

FANG, Da-gang. **Antenna Theory and Microstrip Antennas**. EUA. CRC Press, 2009. 296 p.

FERNANDES, Elidiane Mirella Farias. **Aplicação de superfície seletiva de frequência para melhoria de desempenho de sistemas de antenas tipo banda dupla**. 2016. 116 f.

Dissertação (Mestrado) - Curso de Mestrado em Engenharia Elétrica e de Telecomunicações, Universidade Federal Fluminense, Niterói, 2016. Disponível em: <https://app.uff.br/riuff/bitstream/1/3931/1/Disserta%C3%A7%C3%A3o-Elidiane%20Fernandes-vBiblioteca.pdf>. Acesso em: 19 jun. 2019.

GASI, Fernando. **Avaliação da Eficácia de Materiais Têxteis na Atividade Física**. 2008. 87 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Faculdade de Engenharia Química,, Universidade Estadual de São Paulo, Campinas, 2008. Disponível em: http://repositorio.unicamp.br/bitstream/REPOSIP/266252/1/Gasi_Fernando_M.pdf. Acesso em: 07 ago. 2019.

GARG, Ramesh; BHARTIA, Prakash; BAHL, Inder; ITTIPIBOON, Apisak. **Microstrip Antenna Design Handbook**. Norwood: Artech House, Inc., 2001. 845 p.

GHAVAMI, M.; MICHAEL, L. B.; KOHNO, R. **Ultra Wideband Signals and Systems in Communication Engineering**. Chippenham: John Wiley & Sons Ltd., 2004.

Georgia Tech. **Georgia Tech Wearable Motherboard™**: The Intelligent Garment for the 21st Century. 2019. Disponível em: <http://www.gtwm.gatech.edu/gtwm.html>. Acesso em: 12 ago. 2019.

GOPALSAMY, C. PARK, S. RAJAMANICKAM, R. JAYARAMAN, S. The Wearable Motherboard™: The first generation of adaptive and responsive textile structures (ARTS) for medical applications. **Virtual Reality**, [s.l.], v. 4, n. 3, p.152-168, set. 1999. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/bf01418152>. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007%2FBF01418152>. Acesso em: 12 ago. 2019.

GRECO, Luca; PERCANNELLA, Gennaro; RITROVATO, Pierluigi; TORTORELLA, Francesco; VENTO, Mario. Trends in IoT based solutions for health care: moving ai to the edge. **Pattern Recognition Letters**, [s.l.], v. 135, p. 346-353, jul. 2020. Elsevier BV.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.patrec.2020.05.016>. Disponível em:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167865520301884?via%3Dihub>. Acesso em: 09 jun. 2020.

GUERBY, Paul; GUYARD-BOILEAU, Beatrice; PARANT, Olivier. Risk of pressure ulcers in maternity units. **American Journal Of Obstetrics And Gynecology**, [s.l.], v. 221, n. 1, p.78-78, jul. 2019. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajog.2019.03.023>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002937819305253?via%3Dihub>. Acesso em: 18 ago. 2019.

GUERRA, Juan Rafael Filgueira. **Projeto de antena de microfita flexível utilizando de tecido malha a base de fibras naturais e sintéticas**. 2016. 121 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós-graduação em Sistemas de Comunicação e Automação, 2016, Universidade Federal Rural do Semiárido, Mossoró, 2016.

GUPTA, Surbhi; SHARMA, Anand; DAS, Gourab; GANGWAR, Ravi Kumar; KHALILY, Mohsen. Wideband Circularly Polarized Dielectric Resonator Antenna Array With Polarization Diversity. **IEEE Access**, [s.l.], v. 7, p. 49069-49076, 2019. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/access.2019.2909581>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8682039>. Acesso em: 16 mar. 2020.

HAMMOOD, Dalal Abdulmohsin; RAHIM, Hasliza A.; ALKHAYYAD, Ahmed; AHMED, R. Badlishah; ABBASI, Qammer H. **Reliable emergency data transmission using transmission mode selection in wireless body area network**. Cogent Engineering, [s.l.], v. 5, n. 1, p.1-19, 24 dez. 2018. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/23311916.2018.1562859>. Disponível em: <https://www.cogentoa.com/article/10.1080/23311916.2018.1562859>. Acesso em: 17 jun. 2019.

HA, Sang-jun; JUNG, Chang Won. Reconfigurable Beam Steering Using a Microstrip Patch Antenna With a U-Slot for Wearable Fabric Applications. **IEEE Antennas And Wireless Propagation Letters**, [s.l.], v. 10, p. 1228-1231, 2011. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/lawp.2011.2174022>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6062639>. Acesso em: 13 jun. 2020.

HADJEM, Medina; SALEM, Osman; ABDESSELAM, Farid N.; MEHAOUA, Ahmed. **Early detection of Myocardial Infarction using WBAN**. 2013 Ieee 15th International

Conference On E-health Networking, Applications And Services (healthcom 2013), [s.l.], p.135-139, out. 2013. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/healthcom.2013.6720654>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6720654>. Acesso em: 08 jun. 2019.

HASAN, Intan Helina; HAMIDON, Mohd Nizar; ISMAIL, Alyani; ISMAIL, Ismayadi; MEKKI, Anwer Sabah; KUSAIMI, Muhammad Asnawi Mohd; AZHARI, Saman; OSMAN, Rosiah. YIG Thick Film as Substrate Overlay for Bandwidth Enhancement of Microstrip Patch Antenna. **IEEE Access**, [s.l.], v. 6, p. 32601-32611, 2018. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/access.2018.2842749>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8370636>. Acesso em: 16 mar. 2020.

HAQ, M. Aziz Ul; KHAN, M. Arif; ISLAM, Rafiqul. **A novel compact antenna design for secure eHealth wireless applications**. IEEE/ACIS International Conference On Software Engineering, Artificial Intelligence, Networking and Parallel/Distributed Computing (SNPD), 17. 2016, Shanghai. (Conferência) Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7515914>. Acesso em: 20 abr. 2019.

Health Resources & Services Administration (HRSA). **Telehealth Programs**. 2019. Disponível em: <https://www.hrsa.gov/rural-health/telehealth/index.html>. Acesso em: 22 ago. 2019.

HERINGER, Lisiane C.; ANGÉLICO, Bruno A.; ABRAÃO, Taufik; JESZENSKY, Paul Jean E. **Sistemas de Comunicação de Banda Ultralarga**. Revista Científica Periódica - Telecomunicações, São Paulo, v. 9, n. 1, p.8-20, nov. 2006. Disponível em: http://www.lcs.poli.usp.br/~pjj/uwb_cdma_tut_ver_final.pdf. Acesso em: 16 maio 2019.

HERTLEER, Carla; VAN LAERE, Annelien; ROGIER, Hendrik; VAN LANGENHOVE, Lieva. Influence of Relative Humidity on Textile Antenna Performance. **Textile Research Journal**, [s.l.], v. 80, n. 2, p.177-183, 18 set. 2010. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.1177/0040517509105696>. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0040517509105696>. Acesso em: 17 jun. 2019.

HUANG, Yi; BOYLE, Kevin. **Antennas: From Theory to Practice**. New Delhi: Wiley, 2008.

HOLANDA, Samanta Mesquita de. **Estudo e Desenvolvimento de Antenas de Microfita Utilizando Tecido de Malha a Base de Fibras Têxteis Compostas**. 2016. 147 f. Dissertação

(Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal Rural do Semi-Árido, Mossoró, 2016. Disponível em: <https://ppgee.ufersa.edu.br/dissertacoes/>. Acesso em: 16 mar. 2020.

HUGHES-RILEY, Theodore; DIAS, Tilak; CORK, Colin. A Historical Review of the Development of Electronic Textiles. **Fibers**, [s.l.], v. 6, n. 2, p.34-48, 31 maio 2018. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/fib6020034>. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2079-6439/6/2/34>. Acesso em: 12 ago. 2019.

IEEE. **IEEE 802 LAN/MAN Standards Committee**. Disponível em: <http://www.ieee802.org/>. Acesso em: 16 jun. 2019.

IEEE Std 802. **IEEE Standard for Local and Metropolitan Area Networks: Overview and Architecture - 2014**. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org>. Acesso em: 16 jun. 2019.

IEEE Std 802.15.4. **IEEE Standard for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs)**. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org>. Acesso em: 16 jun. 2019.

IEEE Std 802.15.6. **IEEE Standard for Local and metropolitan area networks Part 15.6: Wireless Body Area Networks**. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org>. Acesso em: 16. Jun. 2019.

Instituto Brasileiro De Geografia e Estatística (IBGE). **Pessoas com deficiência**. 2020. Disponível em: <https://educa.ibge.gov.br/jovens/conheca-o-brasil/populacao/20551-pessoas-com-deficiencia.html>. Acesso em: 31 jul. 2020.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). **Pesquisa Nacional de Saúde (2013)**. 2016. Disponível em: <https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv94522.pdf>. Acesso em: 31 jul. 2020.

ISLAM, S. M. Riazul; KWAK, Daehan; KABIR, Md Humaun; HOSSAIN, Mahmud; KWAK, Kyung-sup. The Internet of Things for Health Care: A Comprehensive Survey. **IEEE Access**, [s.l.], v. 3, p.678-708, 2015. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/access.2015.2437951>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7113786>. Acesso em: 21 mar. 2020.

JAMES, J R; HALL, P S. **Handbook of microstrip antennas**. 2. ed. Londres: Peter Peregrinus Ltd, 1989. 1296 p.

JANUSZKIEWICZ, Łukasz. **The Analysis of Influence of Textile Antenna Location on Its Performance**. In: EUROPEAN CONFERENCE ON ANTENNAS AND PROPAGATION (EUCAP), 9., 2015, Lisboa. IEEE, 2015. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7228925>. Acesso em: 13 jun. 2020.

JOHNS, P.b.; BEURLE, R.l.. Numerical solution of 2-dimensional scattering problems using a transmission-line matrix. **Proceedings Of The Institution Of Electrical Engineers**, [s.l.], v. 118, n. 9, p. 1203-1208, set. 1971. Institution of Engineering and Technology (IET). <http://dx.doi.org/10.1049/piee.1971.0217>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5251453>. Acesso em: 13 jun. 2020.

Keysight Technologies. **Basics of Measuring the Dielectric Properties of Materials**. 2019. Disponível em: <http://literature.cdn.keysight.com/litweb/pdf/5989-2589EN.pdf>. Acesso em: 04 jul. 2019.

KLÖCKNER, Luciano; CACHAFEIRO, Manolo Silveiro (Organizadores). **Por que o Pe. Roberto Landell de Moura foi inovador?** Porto Alegre: Edipucrs, 2012. 163 p. Disponível em: <https://editora.pucrs.br/Ebooks/Web/978-85-397-0226-8/pages/v2.pdf>. Acesso em: 16 Mar. 2020.

KOMOLAFE, Abiodun. TORAH, Russel. WEI, Yang. NUNES-MATOS, Helga. LI, Menglong. HARDY, Dorothy. DIAS, Tilak. TUDOR, Michael. BEEBY, Stephen. Integrating Flexible Filament Circuits for E-Textile Applications. **Advanced Materials Technologies**, [s.l.], v. 4, n. 7, p.1-15, 13 jun. 2019. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/admt.201900176>. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/admt.201900176>. Acesso em: 09 ago. 2019.

KUASNE, Angela. **Apostila de Fibras Têxteis**. 2º Módulo. Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina: Araranguá, 2008.

LAVERY, Lawrence A. HIGGINS, Kevin R. LANCTOT, Dan R. CONSTANTINIDES, George P. ZAMORANO, Ruben G. ARMSTRONG, David G. ATHANASIOU, Kyriacos A. AGRAWAL, C. Mauli. Home Monitoring of Foot Skin Temperatures to Prevent Ulceration. **Diabetes Care**, [s.l.], v. 27, p. 2642-2647, nov. 2004. American Diabetes Association.

<https://doi.org/10.2337/diacare.27.11.2642>. Disponível em:

<https://care.diabetesjournals.org/content/27/11/2642.long>. Acesso em: 01 jul. 2020.

LIMÃO, Ilmara Pinheiro. **Análise do assento e encosto de cadeira de rodas dobráveis, na perspectiva tribológica de materiais têxteis**. 2017. 94 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2017. Disponível em: <https://repositorio.ufrn.br/jspui/handle/123456789/23784>. Acesso em: 09 ago. 2019.

LIU, Zhaosong; LIU, Ying; GONG, Shuxi. Gain Enhanced Circularly Polarized Antenna With RCS Reduction Based on Metasurface. **IEEE Access**, [s.l.], v. 6, p. 46856-46862, 2018. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

<http://dx.doi.org/10.1109/access.2018.2865533>. Disponível em:

<https://ieeexplore.ieee.org/document/8447525>. Acesso em: 16 mar. 2020.

LO, Natalia. CHEN, Cheng Chih. LEE, Dem. YAO, Leo. LEE, Jeffrey. **Combining Textiles and Electronics: Market Trend and Laundering Testing Challenges of E-Textiles (IMPACT 2018)**. 2018 13th International Microsystems, Packaging, Assembly And Circuits Technology Conference (IMPACT). IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/impact.2018.8625741>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8625741>. Acesso em: 10 ago. 2019.

LONCAR-TURUKALO, Tatjana; ZDRAVEVSKI, Eftim; SILVA, José Machado da; CHOUVARDA, Ioanna; TRAJKOVIC, Vladimir. Literature on Wearable Technology for Connected Health: scoping review of research trends, advances, and barriers. **Journal Of Medical Internet Research**, [s.l.], v. 21, n. 9, p. e14017, 5 set. 2019. JMIR Publications Inc.. <http://dx.doi.org/10.2196/14017>. Disponível em: <https://www.jmir.org/2019/9/e14017/>. Acesso em: 09 jun. 2020.

MARCHI, M. BATTAGLIA, S. MARCHESE, S. INTAGLIATA, E. SPATARO, C. VECCHIO, R. Surgical reconstructive procedures for treatment of ischial, sacral and trochanteric pressure ulcers. *Giornale di Chirurgia - Journal Of Surgery*, [s.l.], p.112-116, 2015. CIC Edizioni Internazionali. <http://dx.doi.org/10.11138/gchir/2015.36.3.112>. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4511039/>. Acesso em: 19 ago. 2019.

MATIN, M A, SAYEED, A. I., A Design Rule for Inset-fed Rectangular Microstrip Patch Antenna. **WSEAS Transactions on Communications**, Vol 9, N. 1, p. 63-72, Jan. 2010.

Disponível em: <https://www.semanticscholar.org/paper/A-design-rule-for-inset-fed-rectangular-microstrip-Matin-Sayeed/25fc30e806c7dfbf0249054c10fe2d2c1bd42ca5>. Acesso em: 13 jun. 2020.

MATOS, Águeda Glória de. **Protocolos de Enfermagem: Prevenção e tratamento de úlceras por pressão**. 2010. HEMORIO. Disponível em: http://www.hemorio.rj.gov.br/html/pdf/protocolo_ulcera.pdf. Acesso em: 12 jun. 2019.

MATOZINHOS, F. P. VELASQUEZ-MELENDZ, G. TIENSOLI, S. D. MOREIRA, A. D. e GOMES, F. S. L. Factors associated with the incidence of pressure ulcer during hospital stay. **Rev Esc Enferm. USP**. 2017 ;51:e03223. DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/S1980-220X2016015803223>. Disponível em: https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0080-62342017000100421&lng=en&tlng=en. Acesso em: 01 jul. 2020.

MATTANA, Giorgio. **Realisation and Characterisation of Organic Electronic Devices for E-textiles applications**. 2011. 91 f. Tese (Doutorado) - Dept. Of Electrical And Electronic Engineering, University Of Cagliari, Cagliari, 2011. Disponível em: <https://pdfs.semanticscholar.org/bce4/73284cd5d7a97025e4486fdeec6b66a8c24e.pdf>. Acesso em: 10 ago. 2019.

Ministério da Saúde. **IMC em Adultos**. Disponível em: <http://www.saude.gov.br/component/content/article/804-imc/40509-imc-em-adultos>. Acesso em: 16 jun. 2020.

Ministério da Saúde. **Censo Demográfico de 2020 e o mapeamento das pessoas com deficiência no Brasil**. 2019. Disponível em: <https://www2.camara.leg.br/atividade-legislativa/comissoes/comissoes-permanentes/cpd/documentos/cinthia-ministerio-da-saude>. Acesso em: 31 jul. 2020.

MORETTI, Angelo. **Estudo do brim Santista visando aplicações em antenas têxteis**. 2011. 58 f. Tese (Doutorado) - Curso de Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Capinas, 2011. Disponível em: <http://repositorio.unicamp.br/handle/REPOSIP/259178>. Acesso em: 19 abr. 2019.

MOTEVASSELIAN, Alireza; WHITTOW, William G.. Miniaturization of a Circular Patch Microstrip Antenna Using an Arc Projection. **IEEE Antennas And Wireless Propagation Letters**, [s.l.], v. 16, p. 517-520, 2017. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/lawp.2016.2586749>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7513409>. Acesso em: 16 mar. 2020.

MOVASSAGHI, Samaneh; ABOLHASAN, Mehran; LIPMAN, Justin; SMITH, David; JAMALIPOUR, Abbas. **Wireless Body Area Networks: A Survey**. IEEE Communications Surveys & Tutorials, [s.l.], v. 16, n. 3, p.1658-1686, 2014. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/surv.2013.121313.00064>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6710228>. Acesso em: 17 jun. 2019.

MULLER, Andrei A.; SOTO, Pablo; DASCALU, Dan; NECULOIU, Dan; BORJA, Vicente E.. A 3-D Smith Chart Based on the Riemann Sphere for Active and Passive Microwave Circuits. **IEEE Microwave And Wireless Components Letters**, [s.l.], v. 21, n. 6, p. 286-288, jun. 2011. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/lmwc.2011.2132697>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5766788>. Acesso em: 11 jun. 2020.

MUNSON, R.. Conformal microstrip antennas and microstrip phased arrays. **IEEE Transactions On Antennas And Propagation**, [s.l.], v. 22, n. 1, p. 74-78, jan. 1974. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/tap.1974.1140723>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1140723>. Acesso em: 13 jun. 2020.

NASCIMENTO, D. C.; SCHILDBERG, R.; LACAVA, J. C. S.. **Design of Probe-Fed Circularly-Polarized Rectangular-Patch Thick Microstrip Antenna Revisited**. In: 2010 IEEE ANTENNAS AND PROPAGATION SOCIETY INTERNATIONAL SYMPOSIUM, 2010, Toronto. IEEE, 2010. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5562077>. Acesso em: 13 jun. 2020.

NAVARRO, Roberta Maria Salvador. **Análise de Ensaios de Lavagens em Tecidos de Poliéster com Diferentes Concentrações de Sabão de uso Doméstico**. 2007. 53 f. Tese (Doutorado) - Curso de Faculdade de Engenharia Química, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007. Disponível em: http://repositorio.unicamp.br/jspui/bitstream/REPOSIP/266764/1/Navarro_RobertaMariaSalvador_D.pdf. Acesso em: 20 jun. 2019.

NEVES, Thaís Boeira. **Estudo de um Projeto Têxtil em um Contexto de Design e Interação**. 2010. 207 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós-graduação em Design, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/>. Acesso em: 02 jun. 2019.

NPIAP. **Pressure Injury Incidence/Prevalence**. NPIAP Resources. https://cdn.ymaws.com/npiap.com/resource/resmgr/npiap_pru_awareness_fact_she.pdf. Acesso em: 09 jun. 2020.

OLIVEIRA, José Hitalo Palmito de. **Utilização de Blend de Carbonato Tricálcico (CaCO_3) e Dióxido de Silício (SiO_2) como Substrato de Antena de Microfita**. 2020. 104 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal Rural do Semi-Árido, Mossoró, 2020. Disponível em: <https://ppgee.ufersa.edu.br/dissertacoes/>. Acesso em: 16 mar. 2020.

PASQUALE, Giorgio de; RUGGERI, Valentina. Sensing strategies in wearable bio-mechanical systems for medicine and sport: a review. **Journal Of Micromechanics And Microengineering**, [s.l.], v. 29, n. 10, p.1-22, 7 ago. 2019. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/1361-6439/ab2f24>. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6439/ab2f24/meta>. Acesso em: 12 ago. 2019.

PAIVA, Lucila Corsino de. **Úlcera de pressão em pacientes internados em um hospital universitário em Natal/RN: condições predisponentes e fatores de risco**. 2008. 99 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós- Graduação em Enfermagem., Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2008. Disponível em: <https://repositorio.ufrn.br/jspui/bitstream/123456789/14657/1/LucilaCP.pdf>. Acesso em: 12 jun. 2019.

PEREIRA, Gislaíne de Souza. **Materiais e Processos Têxteis**. Instituto Federal de Educação em Ciência e Tecnologia de Santa Catarina: Araranguá, 2009.

PEREIRA, Thomas Tadeu de Oliveira. **Estudo e Desenvolvimento de Antena de Microfita Aplicada à Veículos Aéreos Não Tripulados Para Inspeção em Linhas de Transmissão**. 2018. 131 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal Rural do Semi-Árido, Mossoró, 2018. Disponível em: <https://ppgee.ufersa.edu.br/dissertacoes/>. Acesso em: 16 mar. 2020.

POTey, Pranita Manish; TUCKLEY, Kushal. **Design of Wearable Textile Antenna with Various Substrate and Investigation on Fabric Selection**. 8 3rd International Conference on Microwave and Photonics (ICMAP 2018), 3. 2018, Dhanbad. (Conferência) Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8354539>. Acesso em 12 maio 2019.

POZAR, David M. **Microwave Engineering**. 4 ed. Estados Unidos da América: John Wiley & Sons. p. 756. 2012.

RAHMAN, Nurul Huda Abd; YAMADA, Yoshihide; NORDIN, Muhammad Shakir Amin. **Analysis on the Effects of the Human Body on the Performance of Electro-Textile Antennas for Wearable Monitoring and Tracking Application**. Materials, [s.l.], v. 12, n. 10, p.1636-1653, 19 maio 2019. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/ma12101636>.

Disponível em:

https://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=2&SID=5CMbt9IUREvehTvGqJl&page=1&doc=2. Acesso em: 13 maio 2019.

RODRIGUES, Joel J. P. C.; SEGUNDO, Dante Borges de Rezende; JUNQUEIRA, Heres Arantes; SABINO, Murilo Henrique; PRINCE, Rafael Maciel; AL-MUHTADI, Jalal; ALBUQUERQUE, Victor Hugo C. de. Enabling Technologies for the Internet of Health Things. **IEEE Access**, [s.l.], v. 6, p.13129-13141, 2018. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/access.2017.2789329>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8246498>. Acesso em: 22 mar. 2020.

ROMANI, Marcelo. **A influência do controle da tensão do elastano durante o processo produtivo nas propriedades elásticas dos tecidos com elastano para fitness**. 2016. 123 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós- Graduação em Têxtil e Moda, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/100/100133/tde-27092016-104157/pt-br.php>. Acesso em: 22 jun. 2019.

ROMERO, Luiz Lauro; VIEIRA, Jayme Otacílio; MEDEIROS, Luíz Alberto; MARTINS, Renato Francisco. **Fibras artificiais e sintéticas**. Rio de Janeiro: BNDS, 1995.

ROP, K. V.; KONDITI, D.B.O. Performance Analysis of a Rectangular Microstrip Patch Antenna on Different Dielectric Substrates. **Innovative Systems Design And Engineering**, v. 3, n. 8, p. 7-14, 2012. Disponível em: <https://www.iiste.org/Journals/index.php/ISDE/article/view/2496>. Acesso em: 13 jun. 2020.

SABBAN, Albert. **Wideband RF technologies and antennas in microwave frequencies**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2016.

SALMAN, N.; RASOOL, I.; KEMP, A. H.. **Overview of the IEEE 802.15.4 standards family for Low Rate Wireless Personal Area Networks**. 2010 7th International Symposium On Wireless Communication Systems, [s.l.], p.701-705, set. 2010. IEEE.
<http://dx.doi.org/10.1109/iswcs.2010.5624516>. Disponível em:
<https://ieeexplore.ieee.org/document/5624516>. Acesso em: 19 jun. 2019.

SALONEN, Pekka; RAHMAT-SAMII, Yahya; SCHAFFRATH, Marijke; KIVIKOSKI, Markku. **Effect of textile materials on wearable antenna performance: a case study of GPS antennas**. IEEE Antennas And Propagation Society Symposium, 2004, [s.l.], p.459-462, 2004. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/aps.2004.1329673>. Disponível em:
<https://ieeexplore.ieee.org/document/1329673>. Acesso em: 20 abr. 2019.

SANCHES, Regina Aparecida. **Procedimento para o Desenvolvimento de Tecidos de Malha a partir de Planejamento de Experimentos**. 2006. 189 f. Tese (Doutorado) - Curso de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006. Disponível em: <http://repositorio.unicamp.br>. Acesso em: 15 jun. 2019.

SANKARALINGAM, S.; GUPTA, Bhaskar. **Determination of Dielectric Constant of Fabric Materials and Their Use as Substrates for Design and Development of Antennas for Wearable Applications**. IEEE Transactions On Instrumentation And Measurement, [s.l.], v. 59, n. 12, p.3122-3130, dez. 2010. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/tim.2010.2063090>. Disponível em:
<https://ieeexplore.ieee.org/document/5601775>. Acesso em: 14 jun. 2019.

SANTOS, Sergio Torres dos. **Redes de Sensores sem Fio em Monitoramento e Controle**. 2007. 71 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007. Disponível em: <http://pee.ufrj.br>. Acesso em: 06 jun. 2019.

SEBRAE. **Cadeia produtiva têxtil e de confecções: Cenários econômicos e estudos setoriais**. Caderno Setorial. Recife, 2008.

SILVA, Isaac Barros Tavares da. **Projeto e Análise de Antena de Microfita com Utilização de Metamaterial do tipo CSRR**. 2014. 115 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia

Elétrica, Universidade Federal Rural do Semi-Árido, Mossoró, 2014. Disponível em: <https://ppgee.ufersa.edu.br/dissertacoes/>. Acesso em: 16 mar. 2020.

SILVA, Ivanovitch Medeiros Dantas da. **Análise de Desempenho de Sistemas de Comunicação Sem-Fio para Monitoramento de Unidade de Produção de Poços Petrolíferos Terrestres**. 2008. 57 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e de Computação., Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2008. Disponível em: <http://nupeg.ufrn.br>. Acesso em: 06 jun. 2019.

SILVA, João Paulo Melo da. **Estudo Comparativo das Propriedades Mecânicas em Compósitos da Fibra Modal e Poliéster**. 2012. 66 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2012. Disponível em: <https://repositorio.ufrn.br>. Acesso em: 14 jun. 2019.

SOARES, Daniel Augusto dos Santos; VENDRAMIN, Fabiel Spani; PEREIRA, Lucas Montenegro Duarte; PROENÇA, Priscyla Kowalewski; MARQUES, Mauro Moreira. Análise da incidência de úlcera de pressão no Hospital Metropolitano de Urgência e Emergência em Ananindeua, PA. **Revista Brasileira de Cirurgia Plástica**, São Paulo, p.578-581, dez. 2011. Disponível em: <http://www.rbcpr.org.br>. Acesso em: 20 abr. 2019.

SONG, Lingzhi; ZHU, Tianyu; YUAN, Liang; ZHOU, Jiangjun; ZHANG, Yaqiong; WANG, Zhongkai; TANG, Chuanbing. **Ultra-strong long-chain polyamide elastomers with programmable supramolecular interactions and oriented crystalline microstructures**. Nature Communications, [s.l.], v. 10, n. 1, p.1-8, 21 mar. 2019. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1038/s41467-019-09218-6>. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/s41467-019-09218-6.pdf>. Acesso em: 20 jun. 2019.

STUTZMAN, Warren L.; THIELE, Gary A.. **Antenna theory and design**. 3. ed. Estados Unidos da América: John Wiley & Sons, 2013.

TERESHCHENKO, O. V.; BUESINK, F. J. K.; LEFERINK, F. B. J. **An overview of the techniques for measuring the dielectric properties of materials**. In: XXXth URSI General Assembly and Scientific Symposium, 30, 2011, Istanbul. General Assembly and Scientific Symposium. IEEE, 2011. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6050287>. Acesso em: 16 jun. 2019.

THULER, Suely Rodrigues; DANTAS, Sônia Regina Pérez Evangelista. **Úlceras por pressão: Prevenção e tratamento**. 2013. Coloplast. Disponível em: https://www.coloplast.com.br/global/brasil/wound/cpWSC_guia_pu_a5_d7.pdf. Acesso em: 12 jun. 2019.

TOP, Rabia; ÜNLÜ, Yasar; GÜLTEKIN, Seyfettin S.; UZER, Dilek. Microstrip Antenna Design with Circular Patch for Skin Cancer Detection. **Advanced Electromagnetics**, [s.l.], v. 8, n. 2, p.71-76, 17 mar. 2019. Advanced Electromagnetics. <http://dx.doi.org/10.7716/aem.v8i2.996>. Disponível em: <http://aemjournal.org/index.php/AEM/article/view/996/428>. Acesso em: 08 jun. 2019.

VALE, Rafael Alex Vieira do. **Desenvolvimento de Antenas de Microfita com Patch em Espiral de Arquimedes Retangular**. 2018. 105 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal Rural do Semi-Árido, Mossoró, 2018. Disponível em: <https://ppgee.ufersa.edu.br/dissertacoes/>. Acesso em: 16 mar. 2020.

VASCONCELOS, Fernando Barros de. **Influência dos parâmetros de regulação de máquina nas características físicas de malhas de poliamida-elastano**. 2012. 150 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós- Graduação em Têxtil e Moda, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/100/100133/tde-28012013-185927/pt-br.php>. Acesso em: 21 jun. 2019.

VERMA, Vijay Kumar; GUPTA, Pooja; JHA, Amit V.; BARBHUIYA, Pinakin Nath. **Recent trends in wireless sensors for medical applications**. 2017 International Conference On Communication And Signal Processing (iccsp), [s.l.], p.1588-1591, abr. 2017. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/iccsp.2017.8286656>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org>. Acesso em: 13 jun. 2019.

QIAN, Wenji. LAM, Teddy Tai-Ning. LAM, Henry Won Wai. LI, Chi-Kong. CHEUNG, Ying Ting. Telehealth Interventions for Improving Self-Management in Patients With Hemophilia: Scoping Review of Clinical Studies. **Journal Of Medical Internet Research**, [s.l.], v. 21, n. 7, p.12340-00998990, 10 jul. 2019. JMIR Publications Inc.. <http://dx.doi.org/10.2196/12340>. Disponível em: <https://www.jmir.org/2019/7/e12340/>. Acesso em: 23 ago. 2019.

WANG, Zhihua; YANG, Zhaochu; DONG, Tao. A Review of Wearable Technologies for Elderly Care that Can Accurately Track Indoor Position, Recognize Physical Activities and Monitor Vital Signs in Real Time. **Sensors**, [s.l.], v. 17, n. 2, p.341-385, 10 fev. 2017. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s17020341>. Disponível em:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5336038/>. Acesso em: 12 ago. 2019.

WATERHOUSE, Rod. **Microstrip Patch Antennas: A Designer's Guide**. Springer, 2010. 421 p.

WEN, Chao Lung. **Telemedicina e Telessaúde: Um panorama no Brasil**. Informática Pública, Belo Horizonte, p.7-15, dez. 2008. Disponível em:

http://www.ip.pbh.gov.br/ANO10_N2_sum.html#. Acesso em: 20 abr. 2019.

WENTWORTH, Stuart M.. **Eletromagnetismo Aplicado: abordagem antecipada das linhas de transmissão**. Porto Alegre: Bookman, 2008.

World health statistics 2018. **Monitoring health for the SDGs, sustainable development goals**. Geneva: World Health Organization; 2018. Licence: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.

Disponível em: <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/272596/9789241565585-eng.pdf?ua=1&ua=1>. Acesso em: 18 jun. 2019.

WU, Ronghui et al. Silk Composite Electronic Textile Sensor for High Space Precision 2D Combo Temperature–Pressure Sensing. **Small**, [s.l.], v. 15, n. 31, p.15-25, 22 maio 2019.

Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/sml.201901558>. Disponível em:

<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/sml.201901558>. Acesso em: 12 ago. 2019.

XU, Kai da; XU, Han; LIU, Yanhui; LI, Jianxing; LIU, Qing Huo. Microstrip Patch Antennas With Multiple Parasitic Patches and Shorting Vias for Bandwidth Enhancement. **IEEE Access**, [s.l.], v. 6, p. 11624-11633, 2018. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

<http://dx.doi.org/10.1109/access.2018.2794962>. Disponível em:

<https://ieeexplore.ieee.org/document/8263171>. Acesso em: 13 mar. 2020.

XU, Li-jie; JIN, Xiaoyu; HUA, Dengyu; LU, Wen-jun; DUAN, Zhu. Realization of Circular Polarization and Gain Enhancement for Implantable Antenna. **IEEE Access**, [s.l.], v. 8, p. 16857-16864, 2020. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

<http://dx.doi.org/10.1109/access.2019.2963744>. Disponível em:

<https://ieeexplore.ieee.org/document/8949527>. Acesso em: 16 mar. 2020.

YAO, Shanshan; SWETHA, Puchakayala; ZHU, Yong. Nanomaterial-Enabled Wearable Sensors for Healthcare. **Advanced Healthcare Materials**, [s.l.], v. 7, n. 1, p.1-27, 30 nov. 2017. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/adhm.201700889>. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/adhm.201700889>. Acesso em: 12 ago. 2019.

YI, Xun. BOUGUETTAYA, Athman. GEORGAKOPOULOS, Dimitrios. SONG, Andy. WILLEMSON, Jam. Privacy Protection for Wireless Medical Sensor Data. **IEEE Transactions On Dependable And Secure Computing**, [s.l.], v. 13, n. 3, p.369-380, 1 maio 2016. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/tdsc.2015.2406699>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7047722>. Acesso em: 23 ago. 2019.

YOON, Chi. KIM, Chang. KIM, Hoon. KIM, Kyu. Retrospective study of freestyle perforator-based peninsular flaps. **Medicine**, [s.l.], v. 97, n. 12, p.1-7, mar. 2018. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/md.00000000000010168>. Disponível em: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005792-201803230-00022>. Acesso em: 17 ago. 2019.

ZHANG, Yuan-ting. POON, Carmen. CHAN, Chung-hung. TSANG, Martin. WU, Kin-fai. A Health-Shirt using e-Textile Materials for the Continuous and Cuffless Monitoring of Arterial Blood Pressure. In: IEEE/EMBS INTERNATIONAL SUMMER SCHOOL ON MEDICAL DEVICES AND BIOSENSORS, 3., 2006, Cambridge. **Proceedings of the 3rd IEEE-EMBS**. Cambridge: IEEE, 2007. p. 86 - 89. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4201273>. Acesso em: 12 ago. 2019.

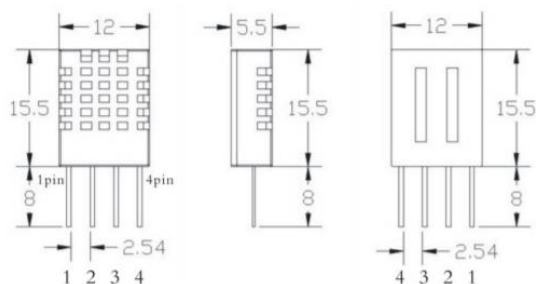
ZHAO, Aobo; ZHANG, Jun; TIAN, Gui Yun. Miniaturization of UHF RFID Tag Antenna Sensors for Corrosion Characterization. **IEEE Sensors Journal**, [s.l.], v. 17, n. 23, p.7908-7916, 1 dez. 2017. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/jsen.2017.2751587>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org>. Acesso em: 13 jun. 2019.

ZHAO, Bo; LIAN, Young; NIKNEJAD, Ali M.; HENG, Chun Huat. A Low-Power Compact IEEE 802.15.6 Compatible Human Body Communication Transceiver With Digital Sigma-Delta IIR Mask Shaping. **IEEE Journal Of Solid-state Circuits**, [s.l.], v. 54, n. 2, p.1-12, fev. 2019. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/jssc.2018.2873586>. Disponível em:

https://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=1&SID=5ETEsDC7XIBsm3cLlfu&page=1&doc=1. Acesso em: 19 jun. 2019.

ANEXO I – Informações técnicas do sensor DHT11 a partir da folha de dados do fabricante

4、Dimensions (unit: mm)



Aosong(Guangzhou) Electronics Co.,Ltd.

TEL: 020-36042809 / 36380552

www.aosong.com

- 1 -

AOSONG

Temp、Humidity & Dew point measurement experts

5、Product parameters

Relative humidity

Resolution: 16Bit

Repeatability: $\pm 1\%$ RH

Accuracy: At 25°C $\pm 5\%$ RH

Interchangeability: fully interchangeable

Response time: 1 / e (63%) of 25°C 6s

1m / s air 6s

Hysteresis: $< \pm 0.3\%$ RH

Long-term stability: $< \pm 0.5\%$ RH / yr in

Temperature

Resolution: 16Bit

Repeatability: $\pm 0.2^\circ\text{C}$

Range: At 25°C $\pm 2^\circ\text{C}$

Response time: 1 / e (63%) 10S

Electrical Characteristics

Power supply: DC 3.5 ~ 5.5V

Supply Current: measurement 0.3mA standby 60 μ A

Sampling period: more than 2 seconds

Pin Description

1, the VDD power supply 3.5 ~ 5.5V DC

2 DATA serial data, a single bus

3, NC, empty pin

4, GND ground, the negative power

ANEXO II – Informações técnicas do sensor *Dallas DS18B20* a partir da folha de dados do fabricante



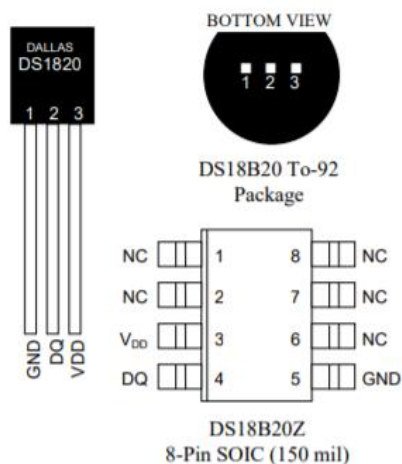
www.dalsemi.com

DS18B20 Programmable Resolution 1-Wire® Digital Thermometer

FEATURES

- Unique 1-Wire interface requires only one port pin for communication
- Multidrop capability simplifies distributed temperature sensing applications
- Requires no external components
- Can be powered from data line. Power supply range is 3.0V to 5.5V
- Zero standby power required
- Measures temperatures from -55°C to +125°C. Fahrenheit equivalent is -67°F to +257°F
- $\pm 0.5^\circ\text{C}$ accuracy from -10°C to +85°C
- Thermometer resolution is programmable from 9 to 12 bits
- Converts 12-bit temperature to digital word in 750 ms (max.)
- User-definable, nonvolatile temperature alarm settings
- Alarm search command identifies and addresses devices whose temperature is outside of programmed limits (temperature alarm condition)
- Applications include thermostatic controls, industrial systems, consumer products, thermometers, or any thermally sensitive system

PIN ASSIGNMENT



PIN DESCRIPTION

GND - Ground
DQ - Data In/Out
V_{DD} - Power Supply Voltage
NC - No Connect