

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

## **Dissertação de Mestrado**

### **Sistema RFID Flexível para Detecção do Movimento Humano**

Samuel Medeiros Araújo Morais

Campina Grande - PB

Março de 2020

Samuel Medeiros Araújo Morais

## **Sistema RFID Flexível para Detecção do Movimento Humano**

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

Área de Concentração: Processamento da Informação

Prof. Alexandre Jean René Serres, D.Sc.

(Orientador)

Prof. Helder Alves Pereira, Dr.

(Coorientador)

Campina Grande - PB

Março de 2020

M827s      Morais, Samuel Medeiros Araújo.  
              Sistema RFID flexível para detecção do movimento humano /  
Samuel Medeiros Araújo Morais. – Campina Grande, 2020.  
              74 f. : il. color.

              Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade  
Federal de Campina Grande, Centro de Engenharia Elétrica e  
Informática, 2020.

              "Orientação: Prof. Dr. Alexandre Jean René Serres, Prof. Dr. Helder  
Alves Pereira".

              Referências.

              1. Radiofrequência. 2. Detecção – Movimentos Humanos –  
Radiofrequência. 3. Metamaterial. 4. Processamento da Informação.  
I. Serres, Alexandre Jean René. II. Pereira, Helder Alves. III. Título.

CDU 621.396(043)

**SISTEMA RFID FLEXÍVEL PARA DETECÇÃO DO MOVIMENTO  
HUMANO**

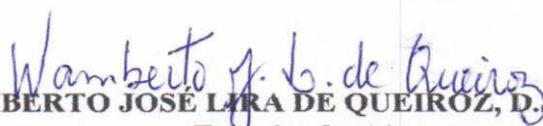
**SAMUEL MEDEIROS ARAÚJO MORAIS**

**DISSERTAÇÃO APROVADA EM 03/03/2020**

  
**ALEXANDRE JEAN RENÉ SERRES, D.Sc, UFCG**  
**Orientador(a)**

  
**HELDER ALVES PEREIRA, Dr., UFCG**  
**Orientador(a)**

  
**EDMAR CANDEIA GURJAO, D.Sc., UFCG**  
**Examinador(a)**

  
**WAMBERTO JOSÉ LIRA DE QUEIROZ, D.Sc, UFCG**  
**Examinador(a)**

  
**BRUNO BARBOSA ALBERT, D.Sc., UFCG**  
**Examinador(a)**

**CAMPINA GRANDE - PB**

*À Cândida Medeiros de Araújo (in memoriam),  
you are a legend in my own mind.*

# Agradecimentos

Primeiramente à Deus, pelo dom da vida e por tantas outras bênçãos que me foram concedidas ao longo dessa jornada.

Aos meus pais, Maria do Desterro e Oriel, meus melhores amigos e maiores heróis. Sou o que sou hoje porque vocês me fizeram assim, e cada parte de mim é um espelho do que vejo diariamente em vocês. Obrigado por serem sempre suporte na minha vida, por me apoiarem em todas as decisões e por nunca medirem esforços para estar ao meu lado.

Aos meus irmãos, Gabrielly e Fillipe, por serem meus amigos e companheiros em tantas aventuras e algumas (poucas) discussões. Uma das maiores alegrias da minha vida é poder ver vocês crescerem e se tornarem essas pessoas incríveis e de coração gigante. *The Middle* apenas sonha com um trio de irmãos desse.

Aos meus avós, Cândida Medeiros (*in memorian*), Moaci Dias, Maria de Lourdes Araújo e Adauto Morais (*in memorian*); às minhas tias, Mahra Débbora Medeiros e Maria do Carmo Morais (*in memorian*) e aos meus primos, Maria Ritha Medeiros e João Pedro Medeiros. Obrigado por estarem sempre ao meu lado, por todo o cuidado e carinho durante toda a minha vida e por serem a maior e melhor torcida que alguém poderia ter.

Certa vez alguém disse que o que quer que você faça nessa vida não será lendário caso seus amigos não estejam lá para ver. Por isso, quero aqui agradecer (em ordem alfabética) a algumas das pessoas que ao longo dessa caminhada estiveram sempre lá e me concederam o prazer de chamá-las amigo(a): Aleksandro Barros, Andréa Lima, Alison Cândido, Ana Lívia Medeiros, Bruno Longo, Camila Caroline, Carolina Pedrosa, Édylla Maria, Elias Gabriel, Jardel Azevedo, Jéssyca Iasmyn, Marianne Bianca, Marina Lua, Matheus Guerra, Monaliza Corrêa, Náthaly Bernardo, Pedro Sampaio, Samuel Barros, Sthéfani Gomes, Thalís Costa e Ulisses Gomes. Vocês são os melhores frutos desses dois anos e minha vida não seria a mesma sem os nossos rolês aleatórios.

Aos meus orientadores, Profs. Alexandre Serres e Helder Pereira, pelo acolhimento, orientação e inúmeros conhecimentos compartilhados ao longo do desenvolvimento desse trabalho (além das vinte mil cartas de recomendação).

Por fim, a todos que de alguma forma fizeram parte da minha vida em Vista Serrana, Patos e Campina Grande durante esses anos. Tive a sorte de conhecer muitas pessoas ao longo dessa jornada que me inspiraram a ser um Samuel melhor e não existem palavras suficientes na língua portuguesa para descrever o quanto sou grato por isso.

*“Não vou mentir...  
preferiria estar em Hogwarts.”  
(J. K. Rowling)*

# Resumo

Com a popularização do conceito da internet das coisas e os avanços na eletrônica de baixa potência, a tecnologia de identificação por radiofrequência tem ganhado bastante destaque no campo da pesquisa e desenvolvimento, com aplicações cotidianas indo desde o entretenimento até a medicina, por exemplo. A capacidade de sensoriamento dessa tecnologia permite destacá-la como uma das principais soluções na redução do custo e da complexidade em tais aplicações. Nesse trabalho é apresentado o desenvolvimento de uma etiqueta flexível, fabricada em um substrato de borracha de etileno-propileno-dieno e operando na frequência de 915 MHz, para detecção de movimentos humanos. A adição de estruturas metamateriais, conhecidas como ressoadores complementares de anéis divididos, ao plano refletor da etiqueta, permitiu melhorar o seu ganho e alcance de leitura teóricos em até 37% quando comparado com a etiqueta inicial sem metamaterial. As simulações foram realizadas no *software* ANSYS® *Electronics Desktop* e para fabricação utilizou-se uma fita de cobre adesivo como material condutor. Com as etiquetas colocadas sobre os membros do corpo, foram realizados testes de validação da aplicabilidade em identificar movimentos e, por meio da comparação da variação dos sinais de intensidade de potência recebida da etiqueta quando estática e em movimento, foi possível detectar a realização do movimento.

**Palavras-chave:** Identificação por radiofrequência. Detecção. Metamaterial. Movimentos humanos.

# Abstract

With the popularization of the internet of things concept and the advances in low-power electronics, the radiofrequency identification technology has gained notoriety in research and development, with everyday applications ranging from entertainment to medicine, for example. This technology's capacity of sensing highlights it as one of the main solutions in reducing cost and complexity in such applications. In this work, it is presented the development of a flexible tag, fabricated on an ethylene-propylene-diene monomer substrate and operating on the frequency of 915 MHz, for human body motion detection. The addition of metamaterial structures, known as complementary split ring resonators to the tag's reflective plane, enhanced its gain and reading range up to 37% when compared to the previous tag without metamaterial. The simulations were performed in the ANSYS® Electronics Desktop software and the fabrication used an adhesive copper tape as conductive material. With the tags placed on the human body limbs, validation tests of the applicability in identifying body movements were carried out and, by comparing the variation of the power intensity signals received from the tag when it is static and in motion, it was possible to detect the movement realization.

**Keywords:** Detection. Human body motion. Metamaterial. Radiofrequency identification.

# Lista de Figuras

Figura 2.1 – Arquitetura de um sistema de monitoramento WBAN. . . . .	19
Figura 2.2 – Estrutura básica de um sistema RFID. . . . .	20
Figura 2.3 – Estrutura e distribuição de energia em etiquetas RFID (a) passivas e (b) ativas. . . . .	21
Figura 2.4 – Junção de micro-ondas arbitrária de dois acessos. . . . .	23
Figura 2.5 – Diagrama de irradiação (a) 2D e (b) 3D de uma antena dipolo. . . . .	24
Figura 2.6 – Antenas fabricadas em substrato flexível. . . . .	26
Figura 2.7 – Modelo digital e protótipo finalizado de arranjo de antenas flexível fabricado com fio condutor. . . . .	27
Figura 2.8 – Antena fabricada em substrato de papel utilizando a técnica de impres- são direta. . . . .	28
Figura 2.9 – Antena fabricada em tecido utilizando a técnica de impressão por estêncil. . . . .	29
Figura 2.10 – Antena flexível fabricada em substrato de polimida. . . . .	29
Figura 2.11 – (a) Estrutura básica e (b) circuito equivalente de um ressonador de anéis divididos. . . . .	30
Figura 2.12 – (a) Estrutura básica e (b) circuito equivalente de um ressonador comple- mentar de anéis divididos. . . . .	31
Figura 2.13 – Sistema de vetores $\mathbf{E}$ , $\mathbf{H}$ e $\mathbf{k}$ para meios (a) comuns e (b) DNG. . . . .	33
Figura 2.14 – Refração negativa na interface entre um meio comum (1) e um meio DNG (2). . . . .	34
Figura 3.1 – Configuração de medição de Occhiuzzi, Cippitelli e Marrocco (2010). . . . .	36
Figura 3.2 – Comparação entre as respostas do sistema com acelerômetro e RFID. . . . .	37
Figura 4.1 – Antena RFID PAL90209H. . . . .	41
Figura 4.2 – Leitor RFID Intermec 1009FF01. . . . .	41
Figura 4.3 – Comparação entre a redução de ruído com filtro de média móvel de (a) 10 e (b) 50 pontos. . . . .	43
Figura 5.1 – Configuração do ambiente de caracterização pelo método da sonda coaxial aberta. . . . .	44
Figura 5.2 – Permissividade e tangente de perdas para a primeira medição. . . . .	44
Figura 5.3 – Permissividade e tangente de perdas para a segunda medição. . . . .	45
Figura 5.4 – Estrutura da etiqueta proposta. . . . .	46
Figura 5.5 – Vistas (a) isométrica e (b) lateral da etiqueta proposta. . . . .	47
Figura 5.6 – Coeficiente de reflexão simulado da etiqueta. . . . .	47
Figura 5.7 – Impedância de entrada simulada da etiqueta. . . . .	48
Figura 5.8 – Variação da impedância de entrada da etiqueta com o parâmetro $w_s$ . . . . .	48

Figura 5.9 – Distribuição dos campos (a) elétrico e (b) magnético na superfície da etiqueta proposta. . . . .	49
Figura 5.10–SAR ao longo da estrutura da etiqueta. . . . .	49
Figura 5.11–Protótipo fabricado da etiqueta. . . . .	50
Figura 5.12–Primeira configuração de medição (braço). . . . .	50
Figura 5.13–Curva do RSSI em função do tempo para a primeira medição. . . . .	51
Figura 5.14–Segunda configuração de medição (perna). . . . .	51
Figura 5.15–Curva do RSSI em função do tempo para a segunda medição. . . . .	52
Figura 5.16–FFTs dos sinais de RSSI obtidos na (a) primeira e (b) segunda configurações de medição. . . . .	52
Figura 5.17–Diagrama de irradiação 3D da etiqueta. . . . .	53
Figura 5.18–Plano refletor da etiqueta com o par de CSRRs. . . . .	54
Figura 5.19–Comparação entre os coeficientes de reflexão simulados da etiqueta antes e depois da inserção dos CSRRs. . . . .	54
Figura 5.20–Diagrama de irradiação 3D da etiqueta com CSRRs. . . . .	55
Figura 5.21–Diagramas de irradiação 2D (Plano E) da etiqueta com e sem CSRRs. . . . .	55
Figura 5.22–Alcance de leitura simulado da etiqueta antes e depois da inserção dos CSRRs. . . . .	56
Figura 5.23–SAR ao longo da estrutura da etiqueta com CSRRs. . . . .	56
Figura 5.24–Protótipo fabricado da etiqueta com anéis CSRR. . . . .	57
Figura 5.25–Movimento realizado com a etiqueta sobre o antebraço direito. . . . .	58
Figura 5.26–Curvas do RSSI em função do tempo para a etiqueta sobre o antebraço direito. . . . .	58
Figura 5.27–Movimento realizado com a etiqueta sobre o antebraço esquerdo. . . . .	59
Figura 5.28–Curvas do RSSI em função do tempo para a etiqueta sobre o antebraço esquerdo. . . . .	59
Figura 5.29–Movimento realizado com a etiqueta sobre a perna direita. . . . .	60
Figura 5.30–Curvas do RSSI em função do tempo para a etiqueta sobre a perna direita. . . . .	60
Figura 5.31–Movimento realizado com a etiqueta sobre a perna esquerda. . . . .	61
Figura 5.32–Curvas do RSSI em função do tempo para a etiqueta sobre a perna esquerda. . . . .	61
Figura 5.33–Movimento realizado com as etiquetas sobre os dois braços. . . . .	62
Figura 5.34–Curvas do RSSI em função do tempo para as etiquetas sobre os dois braços. . . . .	62
Figura 5.35–Movimento realizado com as etiquetas sobre as duas pernas. . . . .	63
Figura 5.36–Curvas do RSSI em função do tempo para as etiquetas sobre as duas pernas. . . . .	63

Figura 5.37–Movimento realizado com as etiquetas sobre o braço direito e a perna direita. . . . .	64
Figura 5.38–Curvas do RSSI em função do tempo para as etiquetas sobre o braço direito e a perna direita. . . . .	64
Figura 5.39–Movimento realizado com as etiquetas sobre o braço esquerdo e a perna direita. . . . .	65
Figura 5.40–Curvas do RSSI em função do tempo para as etiquetas sobre o braço esquerdo e a perna direita. . . . .	65
Figura 5.41–Vistas (a) isométrica e (b) lateral da etiqueta com CL. . . . .	66
Figura 5.42–Comparação entre os coeficientes de reflexão simulados das etiquetas sem CSRRs e com CSRRs e CL. . . . .	66
Figura 5.43–Diagrama de irradiação 3D da etiqueta com CSRRs e CL. . . . .	67
Figura 5.44–Diagrama de irradiação 2D (Plano E) das etiquetas sem CSRRs e com CSRRs e CL. . . . .	67
Figura 5.45–Curvas do alcance de leitura simulado das etiquetas sem CSRRs e com CSRRs e CL. . . . .	68

# Lista de Tabelas

Tabela 2.1 – Faixas de frequências RFID. . . . .	22
Tabela 2.2 – Limites de restrição para a SAR. . . . .	26
Tabela 3.1 – Alcance de leitura de etiquetas baseadas em estruturas de metamaterial. . . . .	38
Tabela 3.2 – Tabela sinótica da revisão bibliográfica. . . . .	39
Tabela 5.1 – Permissividade e tangente de perdas para os testes realizados. . . . .	45
Tabela 5.2 – Dimensões da estrutura proposta (em mm). . . . .	46
Tabela 5.3 – Comparativo entre as etiquetas simuladas com células CSRR. . . . .	53
Tabela 5.4 – Dimensões da estrutura proposta (em mm). . . . .	54

# Lista de Abreviaturas e Siglas

AL	Alcance de Leitura
CL	Conexão Lateral
CSRR	<i>Complementary Split Ring Resonator</i>
DNG	<i>Double-Negative</i>
EIRP	<i>Equivalent Isotropic Radiated Power</i>
ENG	$\epsilon$ - <i>Negative</i>
EPDM	<i>Ethylene-Propylene-Diene Monomer</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
HF	<i>High Frequency</i>
HFSS	<i>High Frequency Structure Simulator</i>
ICNIRP	<i>International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection</i>
IoT	<i>Internet of Things</i>
LF	<i>Low Frequency</i>
MNG	$\mu$ - <i>Negative</i>
MW	<i>Microwave</i>
RF	Radiofrequência
RFID	<i>Radiofrequency Identification</i>
RSSI	<i>Received Signal Strength Indicator</i>
SAR	<i>Specific Absorption Rate</i>
SRR	<i>Split Ring Resonator</i>
UHF	<i>Ultra-High Frequency</i>
WBAN	<i>Wireless Body-Area Network</i>

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>16</b>
<b>1.1</b>	<b>Motivação</b>	<b>16</b>
<b>1.2</b>	<b>Objetivos</b>	<b>17</b>
1.2.1	Objetivo Geral	17
1.2.2	Objetivos Específicos	17
<b>1.3</b>	<b>Organização do Trabalho</b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>19</b>
<b>2.1</b>	<b>Rede de Sensores Sem Fio para a Área Corporal</b>	<b>19</b>
<b>2.2</b>	<b>Identificação por Radiofrequência</b>	<b>20</b>
2.2.1	Etiqueta	21
2.2.2	Leitor	22
2.2.3	Controlador	22
2.2.4	Faixas de Frequência	22
<b>2.3</b>	<b>Principais Parâmetros de Desempenho</b>	<b>23</b>
2.3.1	Parâmetros de Espalhamento	23
2.3.2	Indicador da Força do Sinal Recebido	24
2.3.3	Diagrama de Irradiação	24
2.3.4	Ganho	25
2.3.5	Alcance de Leitura	25
2.3.6	Taxa de Absorção Específica	25
<b>2.4</b>	<b>Antenas Flexíveis</b>	<b>26</b>
2.4.1	Bordado com Fio Condutor	27
2.4.2	Impressão Direta	28
2.4.3	Impressão por Estêncil	28
2.4.4	Outras técnicas	29
<b>2.5</b>	<b>Estruturas Metamateriais</b>	<b>29</b>
2.5.1	Meios MNG	30
2.5.2	Meios ENG	30
2.5.3	Meios DNG	31
<b>3</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>35</b>
<b>3.1</b>	<b>Um Breve Histórico Acerca da Tecnologia RFID</b>	<b>35</b>
<b>3.2</b>	<b>RFID no Sensoriamento do Movimento Humano</b>	<b>36</b>
<b>3.3</b>	<b>Alcance de Leitura</b>	<b>38</b>
<b>3.4</b>	<b>Tabela sinótica</b>	<b>38</b>

<b>4</b>	<b>METODOLOGIA</b>	<b>40</b>
<b>4.1</b>	<b>Pré-projeto</b>	<b>40</b>
<b>4.2</b>	<b>Concepção da Etiqueta</b>	<b>40</b>
4.2.1	Ferramenta Computacional de Simulação Eletromagnética	40
<b>4.3</b>	<b>Aplicação e Análise de Resultados</b>	<b>41</b>
4.3.1	Filtro de Média Móvel	42
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>44</b>
<b>5.1</b>	<b>Caracterização do Substrato</b>	<b>44</b>
<b>5.2</b>	<b>Etiqueta Proposta</b>	<b>46</b>
5.2.1	Simulação da Estrutura	46
5.2.2	Fabricação e Testes de Validação	49
<b>5.3</b>	<b>Inserção do Metamaterial</b>	<b>52</b>
5.3.1	Simulação da Estrutura	52
5.3.2	Fabricação e Testes de Validação	57
<b>5.4</b>	<b>Etiqueta com Conexão Lateral</b>	<b>65</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>69</b>
<b>6.1</b>	<b>Sugestões de Trabalhos Futuros</b>	<b>69</b>
<b>6.2</b>	<b>Publicações</b>	<b>70</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>72</b>

# 1 Introdução

Milhões de pessoas têm sido acometidas por doenças crônicas ou fatais como Parkinson e câncer, por exemplo. Um dos problemas comuns a esses casos é que a maior parte das pessoas apresentam os sintomas e têm a doença diagnosticada quando é muito tarde para tratá-la com eficiência. Pesquisas mostram que a maioria das consequências ligadas a essas e outras doenças poderiam ser impedidas se detectadas em seus estágios iniciais. Com o advento da internet das coisas (do inglês, *Internet of Things* ou IoT), é esperado que os avanços tecnológicos na área de monitoramento de sinais vitais convirjam para sistemas capazes de capturar e processar esses sinais em tempo real e acelerar o diagnóstico dessas e outras doenças (MOVASSAGHI et al., 2014).

Nesse contexto, a detecção do movimento humano é um tópico de bastante aplicabilidade na área de interação homem-máquina e entretenimento, como por exemplo, automação de ambientes e jogos de realidade virtual. Mais importante ainda, essa atividade encontra diversas aplicações na medicina, no diagnóstico de problemas do sono, neurológicos e a reabilitação de pessoas com problemas motores (AMENDOLA; BIANCHI; MARROCCO, 2015). As aplicações de monitoramento sem fio do movimento humano são realizadas normalmente fazendo-se uso de dispositivos integrados a sensores como acelerômetros e giroscópios, que necessitam de uma fonte de energia para operação (OCCHIUZZI; CIPPITELLI; MARROCCO, 2010).

## 1.1 Motivação

A necessidade de utilização de componentes ativos diminui a viabilidade de tais sistemas para aplicações em roupas, por exemplo, que são constantemente lavadas e eventualmente descartadas. Além disso, o custo e a complexidade desse tipo de aplicação limitaram bastante a sua disseminação. Graças aos avanços na eletrônica de baixa potência, é possível integrar as habilidades de sensoriamento da tecnologia de identificação por radiofrequência (do inglês, *RadioFrequency IDentification* ou RFID) e usá-la como uma alternativa promissora para a redução da maioria desses problemas (OCCHIUZZI; CIPPITELLI; MARROCCO, 2010; OCCHIUZZI et al., 2014).

Os resultados dos estudos em antenas utilizando materiais flexíveis forneceram aos sistemas RFID as características necessárias para aplicações no corpo, como flexibilidade e não-intrusividade. Etiquetas RFID flexíveis como sensores para a área corporal foram apresentadas previamente na literatura, fazendo uso dos mais diversos materiais como substrato, desde papéis a borrachas (KIOURTI, 2018). No entanto, o material sob o qual a etiqueta é fixada, assim como o ambiente em que essa tecnologia será aplicada, tem grande

influência no desempenho do sistema. De fato, a proximidade com o corpo humano provoca mudanças na impedância da antena, frequência de ressonância e alcance de leitura, assim, a maioria das pesquisas nessa área tem se dedicado a superar esses efeitos (RASHEE et al., 2017; WEI et al., 2017).

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 Objetivo Geral

Desenvolver uma etiqueta RFID flexível para aplicação sobre o corpo humano, com o propósito de identificar a realização de movimentos.

### 1.2.2 Objetivos Específicos

- Investigar materiais e técnicas utilizados no desenvolvimento de etiquetas flexíveis para aplicações sobre o corpo humano;
- Aplicar estruturas metamateriais nas etiquetas RFID para melhorar o desempenho do sistema em termos de alcance de leitura;
- Simular e otimizar as etiquetas desenvolvidas;
- Fabricar as etiquetas e realizar testes de validação;
- Utilizar técnicas de processamento digital e análise dos sinais obtidos com os testes.

## 1.3 Organização do Trabalho

No Capítulo 2, é apresentada a fundamentação teórica acerca dos conteúdos que são abordados ao longo do texto, sendo eles as tecnologias de redes de sensores para a área corporal e identificação por radiofrequência, bem como os principais parâmetros utilizados na avaliação do desempenho de um sistema RFID, as etapas de concepção de uma antena flexível e os conceitos de metamateriais.

Uma revisão bibliográfica é realizada no Capítulo 3 com o objetivo de avaliar o desenvolvimento da tecnologia RFID e sua aplicação no sensoriamento do movimento humano, incluindo a contribuição desta pesquisa.

No Capítulo 4 é detalhada a metodologia utilizada para realização do projeto, obtenção e apresentação dos resultados.

No Capítulo 5, são apresentados, discutidos e avaliados os resultados da pesquisa, desde a escolha e caracterização dos materiais utilizados para confecção do sistema de identificação até os testes de validação e respectivos resultados obtidos.

Finalmente, no Capítulo 6, são apresentadas as conclusões do trabalho e sugestões de trabalhos futuros.

## 2 Fundamentação Teórica

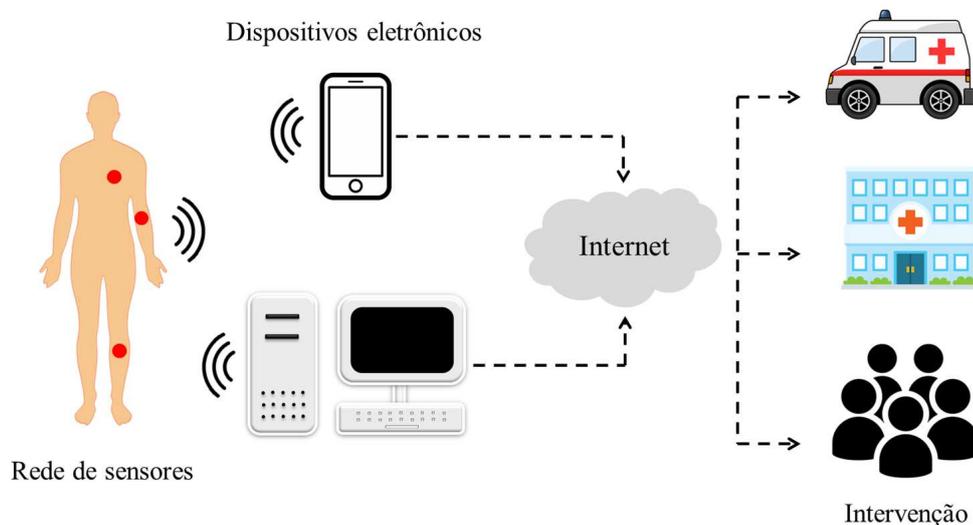
Neste capítulo é apresentada a fundamentação teórica acerca dos conteúdos abordados ao longo do trabalho, como forma de auxiliar o leitor no entendimento do tema proposto e das análises realizadas.

### 2.1 Rede de Sensores Sem Fio para a Área Corporal

No âmbito das redes de sensores, o progresso nas comunicações sem fio e nas tecnologias de semicondutores tem contribuído para dar suporte a diversas áreas, incluindo os sistemas de saúde (KHAN; YUCE, 2010). Uma rede de sensores sem fio para a área corporal (do inglês, *Wireless Body-Area Network* ou WBAN) diz respeito à aplicação desse conjunto integrado de sensores sobre, dentro ou em volta do corpo humano para o monitoramento de sinais vitais como pressão (SINGH; JAIN, 2016), temperatura, frequência cardíaca (RASYID; LEE; SUDARSONO, 2015) e também os movimentos (ARCHASANTISUK; AOYAGI, 2015).

A arquitetura básica de um sistema de monitoramento baseado em uma rede de sensores sem fio para a área corporal é apresentada na Figura 2.1. A informação adquirida pelos sensores é processada pelos dispositivos eletrônicos utilizados no dia a dia, como celulares e computadores; essas informações são enviadas para a rede e centralizadas em um servidor encarregado de distribuí-las novamente para a etapa de intervenção pelos profissionais e contatos responsáveis.

Figura 2.1 – Arquitetura de um sistema de monitoramento WBAN.



Fonte: Próprio autor.

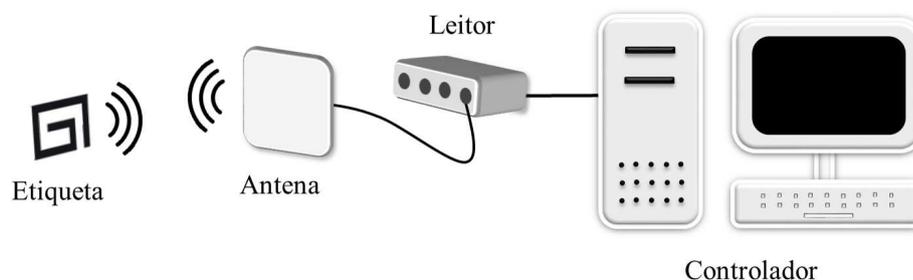
Um sistema WBAN oferece diversas vantagens em face aos sistemas de monitoramento eletrônicos atuais, entre elas a portabilidade e os custos do sistema (KHAN; YUCE, 2010).

## 2.2 Identificação por Radiofrequência

A identificação por radiofrequência surgiu há décadas como uma técnica sem fio, automática e de diversas aplicações possíveis. Essa tecnologia consiste na utilização da reflexão das ondas de rádio, um fenômeno conhecido como retroespalhamento, para a identificação de objetos ou pessoas.

Um sistema RFID é composto basicamente por três elementos principais: uma etiqueta, um leitor (ou interrogador) e um controlador, ilustrados na Figura 2.2. O leitor está constantemente emitindo um sinal de interrogação dentro da faixa de frequência de operação do sistema. No momento em que a pessoa ou o objeto que se deseja identificar entra na região de alcance do leitor, esse sinal reflete na etiqueta acoplada, modulado pela informação contida na mesma. Ao retornar para o leitor, o sinal refletido é repassado para o processador que fará a extração e tratamento desses dados (NIKITIN; RAO, 2006).

Figura 2.2 – Estrutura básica de um sistema RFID.



Fonte: Próprio autor.

O mesmo leitor pode se comunicar com mais de uma etiqueta simultaneamente, da mesma forma que um sistema RFID pode consistir de diversos leitores espalhados ao longo de um ambiente, todos conectados a um mesmo controlador. A comunicação simultânea permite a leitura de milhares de etiquetas por segundo, com uma eficiência acima de 98% (HUNT; PUGLIA; PUGLIA, 2006). Uma das principais vantagens do RFID quando comparado a outras técnicas de identificação, como o código de barras, é a dispensabilidade de visada direta entre a etiqueta e a antena do leitor. Associada à eficiência conseguida com a comunicação simultânea, essa tecnologia permite uma verdadeira revolução nos processos de identificação conhecidos atualmente.

### 2.2.1 Etiqueta

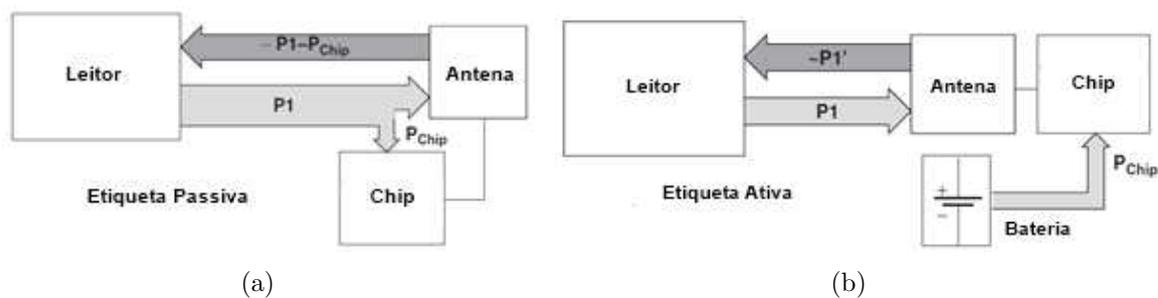
A etiqueta, muitas vezes chamada de *transponder*, é o elemento mais representativo de um sistema RFID, uma vez que é utilizada para marcar o item de identificação. Sua principal função é a de armazenar as informações e transmiti-las para o leitor. Na sua forma básica, uma etiqueta RFID é composta por uma antena e um circuito integrado, e pode ainda conter ou não uma bateria acoplada, permitindo classificá-la em etiqueta passiva ou ativa (HUNT; PUGLIA; PUGLIA, 2006).

Uma etiqueta é dita passiva quando não possui uma fonte de alimentação própria. Toda a energia necessária para operação (excitação do chip e transmissão da informação) é adquirida a partir do sinal de interrogação enviado pelo leitor. Sendo assim, a energia emitida pelo leitor é utilizada para transmitir em ambas as direções de comunicação (leitor-etiqueta e etiqueta-leitor), o que significa que uma etiqueta passiva fora da região de alcance do leitor não possui energia para enviar sinais (FINKENZELLER, 2010).

Etiquetas ativas, por sua vez, são aquelas que possuem uma fonte de alimentação acoplada à sua estrutura. Essa energia é utilizada para excitar o chip, de forma que o sinal enviado pelo leitor é modulado pela informação armazenada nesse e refletido de volta ao leitor. Devido ao acréscimo dessa parcela de energia ao sistema, o alcance efetivo dos sistemas RFID ativos normalmente são maiores, assim como seu custo de produção (FINKENZELLER, 2010).

A Figura 2.3 ilustra um comparativo entre a estrutura e a distribuição de energia nas etiquetas passivas e ativas. Na etiqueta passiva, uma quantidade da potência enviada pelo leitor ( $P_1$ ) é utilizada para excitar o chip ( $P_{chip}$ ); o restante da energia, aproximadamente  $P_1 - P_{chip}$ , é utilizado para enviar a informação contida no chip de volta para o leitor. Na etiqueta ativa, por sua vez, a energia para excitar o chip vem da bateria e, aproximadamente, toda a energia enviada pelo leitor é refletida de volta ao mesmo.

Figura 2.3 – Estrutura e distribuição de energia em etiquetas RFID (a) passivas e (b) ativas.



Fonte: Adaptado de Finkenzeller (2010).

As etiquetas podem ainda ser classificadas como semi-passivas, quando se comunicam da mesma forma que as etiquetas passivas, no entanto, possuem uma bateria para

alimentação de sensores externos e semi-ativas quando a fonte de alimentação acoplada atua apenas após a recepção do sinal de interrogação do leitor (RAMOS; LAZARO; GIRBAU, 2013).

## 2.2.2 Leitor

O leitor ou interrogador atua como uma ponte entre a etiqueta e o controlador e consiste basicamente em três partes: uma antena para transmissão e recepção dos sinais, um módulo RF responsável pela comunicação com a etiqueta RFID e um módulo de controle para a comunicação com o controlador. Suas funções principais incluem (HUNT; PUGLIA; PUGLIA, 2006):

- Ler os dados de uma etiqueta RFID;
- Escrever dados em uma etiqueta RFID;
- Transmitir informações do/para o controlador;
- Alimentar a etiqueta (no caso das etiquetas passivas).

## 2.2.3 Controlador

Os controladores são o centro de integração de um sistema RFID, sendo utilizados para interligar uma rede de múltiplos leitores RFID e centralizar o processamento da informação (HUNT; PUGLIA; PUGLIA, 2006). Normalmente, o controlador consiste em um computador ou microcontrolador.

## 2.2.4 Faixas de Frequência

Os sistemas RFID podem usar diferentes faixas de frequências para realizar a comunicação, dependendo da sua finalidade, que estão resumidas na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Faixas de frequências RFID.

Baixas frequências	<i>Low Frequency</i> (LF)	125 - 134 kHz
	<i>High Frequency</i> (HF)	13,56 MHz
Altas frequências	<i>Ultra-High Frequency</i> (UHF)	860 - 960 MHz
	<i>Microwave</i> (MW)	acima de 2,5 GHz

Fonte: Hunt, Puglia e Puglia (2006).

Os sistemas que operam nas baixas frequências utilizam campos próximos e acoplamento indutivo para realizar a comunicação e o alcance de leitura é pequeno. Já os que operam nas altas frequências utilizam acoplamento eletromagnético para sua comunicação e possuem um alcance de leitura maior. Dentre esses últimos, o sistema UHF é preferível,

uma vez que permite a utilização de etiquetas passivas (PETRARIU; POPA; CHIRAP, 2015). A frequência RFID UHF de operação no Brasil é a mesma frequência americana de 915 MHz, enquanto na Europa é de 870 MHz (FINKENZELLER, 2010).

A escolha da frequência de operação influi diretamente nas características do sistema, tais como: região de alcance, taxa de dados, tamanho e tipo da antena, preço, capacidade de interferência em outros sistemas via rádio, dentre outros (HUNT; PUGLIA; PUGLIA, 2006).

## 2.3 Principais Parâmetros de Desempenho

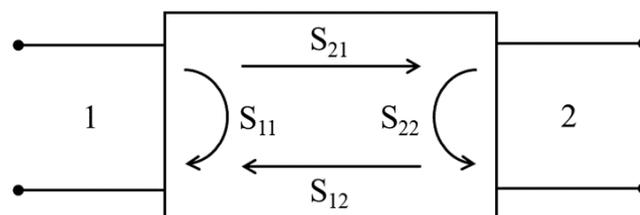
Nesta seção serão introduzidos os conceitos dos principais parâmetros utilizados na avaliação do desempenho de um sistema RFID.

### 2.3.1 Parâmetros de Espalhamento

Da mesma forma que em baixas frequências utiliza-se parâmetros de impedância e admitância, por exemplo, para relacionar tensões e correntes nas entradas e saídas dos circuitos, em altas frequências utiliza-se os parâmetros de espalhamento. Esses parâmetros, propostos inicialmente por Robert Henry Dycke, estabelecem relações entre potências e são divididos em duas categorias: coeficiente de reflexão e coeficiente de transmissão (RIBEIRO, 2008).

Na Figura 2.4, apresenta-se uma junção de micro-ondas arbitrária de dois acessos. Nesse caso,  $S_{11}$  e  $S_{22}$  representam, respectivamente, a parcela de potência dos sinais que alimentam as portas 1 e 2 que, por reflexão, retorna às mesmas e, por esse motivo, são chamados de coeficientes de reflexão. O parâmetro  $S_{21}$ , por sua vez, representa a parcela de potência que é transmitida da porta 1 para a porta 2 - bem como o  $S_{12}$  no sentido inverso - sendo, portanto, chamados de coeficientes de transmissão.

Figura 2.4 – Junção de micro-ondas arbitrária de dois acessos.



Fonte: Próprio autor.

No caso de uma antena, bem como de etiquetas RFID, o parâmetro de espalhamento referencial para o seu desempenho é o coeficiente de reflexão. O funcionamento ideal de qualquer sistema de comunicação se baseia no princípio de que toda a potência seja

irradiada e nada seja refletido de volta à antena, por isso, espera-se que o coeficiente de reflexão esteja o mais próximo possível de zero. Em decibéis, o caso ideal é  $S_{11} = -\infty$  dB (RIBEIRO, 2008).

### 2.3.2 Indicador da Força do Sinal Recebido

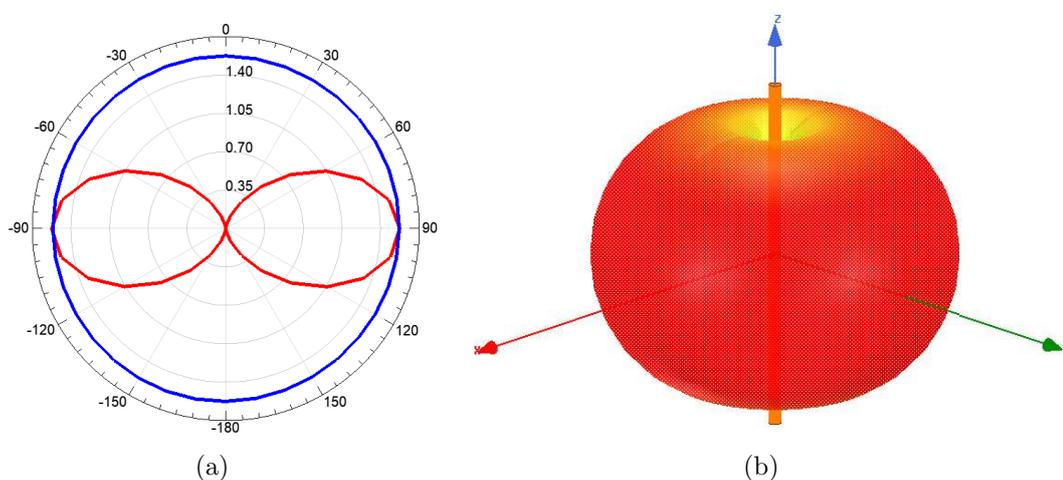
O indicador da força do sinal recebido (do inglês, *Received Signal Strength Indicator* ou RSSI) é um índice que quantifica a potência do sinal de retroespalhamento da etiqueta para o leitor. As causas para variações nesse parâmetro incluem (CHAPRE et al., 2013):

- **Equipamento:** Orientação, direção e tipo da antena;
- **Espacial:** Distância entre o transmissor e o receptor;
- **Temporal:** Tempo e período de medição;
- **Interferência:** Interferência RF de dispositivos próximos operando na mesma frequência;
- **Humano:** Presença ou não do usuário, orientação e mobilidade.

### 2.3.3 Diagrama de Irradiação

O diagrama de irradiação de uma antena é uma representação gráfica, em duas ou três dimensões, da distribuição espacial de potência irradiada pela antena, conforme ilustrado na Figura 2.5. Com esse diagrama é possível definir a direção de máxima irradiação da antena, bem como classificá-la quanto à sua diretividade, como isotrópica, direcional ou omnidirecional (BALANIS, 2005).

Figura 2.5 – Diagrama de irradiação (a) 2D e (b) 3D de uma antena dipolo.



Fonte: Próprio autor.

Uma antena isotrópica é uma antena ideal, sem perdas e cuja potência irradiada é igual em todas as direções. Uma antena direcional é aquela que possui a propriedade de irradiar potência mais efetivamente em uma direção específica do que em outras. Uma antena omnidirecional, por sua vez, possui um diagrama não-direcional em um plano e um diagrama direcional no outro, sendo, portanto, um tipo específico da antena direcional (BALANIS, 2005).

### 2.3.4 Ganho

Um dos principais parâmetros utilizados para descrever uma antena é o ganho absoluto em uma dada direção ( $G(\theta, \phi)$ ), definido como sendo a razão entre a intensidade de irradiação nessa direção e a intensidade que seria obtida caso a potência de entrada da antena fosse irradiada isotropicamente (BALANIS, 2005). Matematicamente,

$$G(\theta, \phi) = 4\pi \frac{U(\theta, \phi)}{P_{in}}, \quad (2.1)$$

em que  $U(\theta, \phi)$  representa a intensidade de irradiação na direção específica e  $P_{in}$  a potência de entrada da antena que, quando dividida por  $4\pi$ , define a potência que seria irradiada igualmente em todas as direções caso a antena fosse isotrópica (BALANIS, 2005).

### 2.3.5 Alcance de Leitura

O alcance de leitura ( $AL$ ) de uma etiqueta RFID é definido pela equação:

$$AL = \frac{\lambda}{4\pi} \sqrt{\frac{EIRP \cdot G \cdot \tau}{P_c}}, \quad (2.2)$$

em que  $\lambda$  representa o comprimento de onda,  $EIRP$  a potência equivalente isotropicamente irradiada (do inglês, *Equivalent Isotropic Radiated Power*), determinada por regulações locais (por exemplo, 3,3 W na Europa e 4 W nas Américas) e  $G$  o ganho da etiqueta. Além disso,  $\tau$  representa o coeficiente de transmissão, que pode ser calculado a partir do coeficiente de reflexão  $S_{11}$  como sendo  $\tau = 1 - |S_{11}|^2$  e  $P_c$  a potência mínima necessária para ativar o chip (PAREDES et al., 2018).

### 2.3.6 Taxa de Absorção Específica

A taxa de absorção específica (do inglês, *Specific Absorption Rate* ou SAR) é uma medida que determina a taxa, em W/kg, de absorção de energia eletromagnética pelos tecidos do corpo humano. Matematicamente, a SAR pode ser escrita como:

$$SAR = \frac{\sigma E_i^2}{\rho}, \quad (2.3)$$

em que  $E_i$  representa o campo elétrico induzido em V/m,  $\sigma$  a condutividade dos tecidos para os quais os cálculos são feitos e  $\rho$  a densidade desses em kg/m<sup>3</sup> (PATHAK; TRIPATHI, 2010).

Os limites de absorção de energia eletromagnética pelo corpo são definidos pela Comissão Internacional de Proteção à Radiação Não-Ionizante (*International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* - ICNIRP) de acordo com a faixa de frequência da radiação. Para a faixa entre 10 MHz e 10 GHz, que inclui a banda RFID UHF, esses limites estão resumidos na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 – Limites de restrição para a SAR.

Característica de exposição	Faixa de frequência	SAR médio (corpo todo)	SAR localizado (cabeça e tronco)	SAR localizado (membros)
Ocupacional	10 MHz - 10 GHz	0,4 W/kg	10 W/kg	20 W/kg
Público geral		0,08 W/kg	2 W/kg	4 W/kg

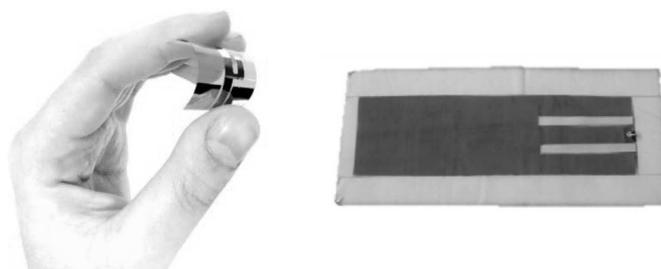
Fonte: Ahlbom et al. (1998).

## 2.4 Antenas Flexíveis

A difusão do conceito da internet das coisas incentiva a busca pela conectividade entre os diversos dispositivos eletrônicos presentes no dia a dia e, para alcançar esse objetivo, a portabilidade desses aparelhos é um dos principais pontos levado em consideração.

Com os avanços na microeletrônica de baixa potência e na engenharia de materiais, é possível produzir dispositivos eletrônicos flexíveis que se adequem às mais variadas superfícies, incluindo o corpo humano. As antenas flexíveis, ilustradas na Figura 2.6, estão ganhando grande popularidade devido à sua compactidade, flexibilidade e durabilidade (KHALEEL, 2014), o que expande significativamente a sua gama de aplicações possíveis.

Figura 2.6 – Antenas fabricadas em substrato flexível.



Fonte: Khaleel (2014).

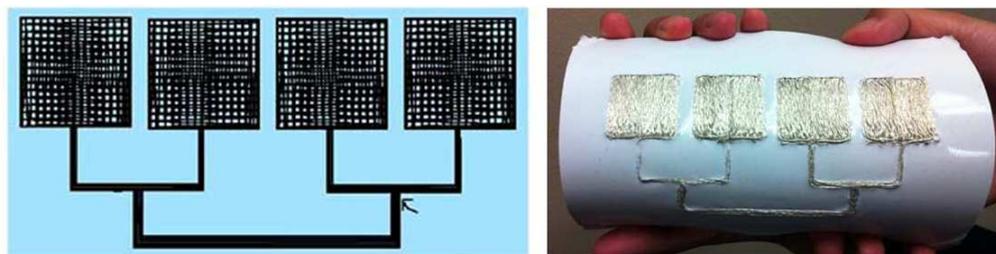
O desenvolvimento dessas antenas flexíveis envolve a utilização de materiais não comuns ao contexto de fabricação desses dispositivos, o que requer do fabricante uma maior dedicação durante a etapa de projeto. Primeiramente, é importante ser feito um estudo minucioso para a seleção dos materiais mais adequados à aplicação e ao ambiente onde o sistema será aplicado, de forma a evitar possíveis degradações que venham a afetar seu desempenho a curto prazo. Em seguida, os materiais selecionados devem ser caracterizados para se obter algumas de suas principais propriedades elétricas, como permissividade, tangente de perdas, condutividade e resistividade, por exemplo. Definidas essas características, é possível iniciar o processo de simulação e posterior fabricação dos dispositivos, para realização dos testes de aplicação e verificação dos parâmetros de desempenho definidos previamente (KHALEEL, 2014).

Existem diversas técnicas utilizadas na fabricação de antenas flexíveis para aplicações corporais como, por exemplo: bordado com fio condutor, impressão direta e impressão por estêncil (KIOURTI, 2018).

#### 2.4.1 Bordado com Fio Condutor

Fios condutores (comumente denominados no inglês de *E-threads*) apresentam excelente desempenho em radiofrequência, com enorme potencial para aplicações em sistemas para área corporal, como antenas vestíveis. O processo de fabricação de dispositivos baseados nessa técnica consiste em bordar, manual ou automaticamente, a estrutura irradiante em um substrato de tecido comum, utilizando fio ou tecido condutores (KOSKI et al., 2014). Na Figura 2.7, é apresentado um exemplo de arranjo de antenas flexível fabricado com esse material.

Figura 2.7 – Modelo digital e protótipo finalizado de arranjo de antenas flexível fabricado com fio condutor.



Fonte: Adaptado de Wang et al. (2012).

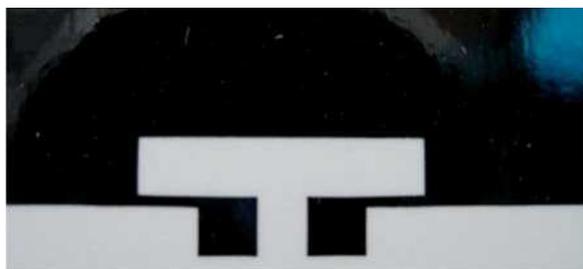
Dentre as características dos fios condutores que os destacam como uma das principais alternativas para aplicações vestíveis, pode-se citar excelente resistência mecânica, flexibilidade e baixas perdas nas frequências de RF (SHAO et al., 2015). No entanto, fatores como a corrosão e a umidade influenciam o desempenho a longo prazo desses dispositivos:

etiquetas RFID fabricadas no estudo feito por Toivonen et al. (2013) apresentaram uma redução em seu alcance de leitura de 1,2 m para 50 cm entre 7 e 23 lavagens consecutivas.

### 2.4.2 Impressão Direta

Partindo do mesmo princípio de utilizar fios condutores para reproduzir a geometria irradiante da antena sob o substrato flexível, também é possível utilizar uma impressora jato de tinta, abastecida com tinta de material condutor, para o mesmo objetivo. Essa técnica, aqui denominada de impressão direta, permite estender a gama de substratos para outros materiais flexíveis como papel, plástico e outros polímeros (KIOURTI, 2018). Um exemplo de antena fabricada a partir da impressão direta com tinta condutora é apresentada na Figura 2.8.

Figura 2.8 – Antena fabricada em substrato de papel utilizando a técnica de impressão direta.



Fonte: Adaptado de Sanchez-Romaguera et al. (2013).

Múltiplas camadas de tinta condutora podem ser aplicadas durante a fabricação da antena para aumento da condutividade do elemento irradiante e melhora no seu desempenho. Estudos como o de Sanchez-Romaguera et al. (2013) mostram que a deposição da tinta em partes específicas da antena podem aumentar seu alcance, reduzindo a quantidade de tinta utilizada e, conseqüentemente, os custos de fabricação.

### 2.4.3 Impressão por Estêncil

Essa técnica consiste na aplicação de tinta condutora sobre o substrato flexível utilizando um estêncil vazado no formato da geometria irradiante que deseja-se imprimir. Da mesma forma que na impressão direta, diversas camadas de tinta podem ser aplicadas para melhorar a condutividade do material.

Kellomaki et al. (2012) utilizaram a impressão por estêncil para a fabricação de uma etiqueta RFID em tecido de 100% algodão (Figura 2.9). Os testes de desempenho da etiqueta, após lavagem, apresentaram resultados promissores, sendo o circuito integrado da etiqueta protegido por material de revestimento à base de polímeros.

Figura 2.9 – Antena fabricada em tecido utilizando a técnica de impressão por estêncil.



Fonte: Adaptado de Kellomaki et al. (2012).

#### 2.4.4 Outras técnicas

Além das técnicas descritas nas Seções de 2.4.1 a 2.4.3, existem outras mais conhecidas que podem ser aplicadas na fabricação de antenas e etiquetas flexíveis. Uma delas consiste na utilização de fita adesiva condutora para as partes metálicas desses dispositivos, sendo possível cortar essa fita, com maquinário especializado, no formato das estruturas condutoras da antena ou realizar a corrosão com Percloroeto de Ferro ( $\text{FeCl}_3$ ); feito isso, a fita é colada diretamente sobre o substrato flexível.

Ademais, é possível também encontrar alguns materiais dielétricos flexíveis, como por exemplo a polimida, que já possuem uma camada condutora sobre uma ou duas de suas faces, facilitando o processo de fabricação. Na Figura 2.10, é ilustrada uma antena UWB flexível fabricada em um substrato de polimida.

Figura 2.10 – Antena flexível fabricada em substrato de polimida.



Fonte: Khaleel et al. (2012).

## 2.5 Estruturas Metamateriais

Metamateriais são estruturas sintéticas que possuem como característica marcante apresentarem permeabilidade negativa (MNG, do inglês,  $\mu$ -negative), permissividade negativa (ENG, do inglês,  $\varepsilon$ -negative) ou ambos (DNG, do inglês, *double-negative*). Re-

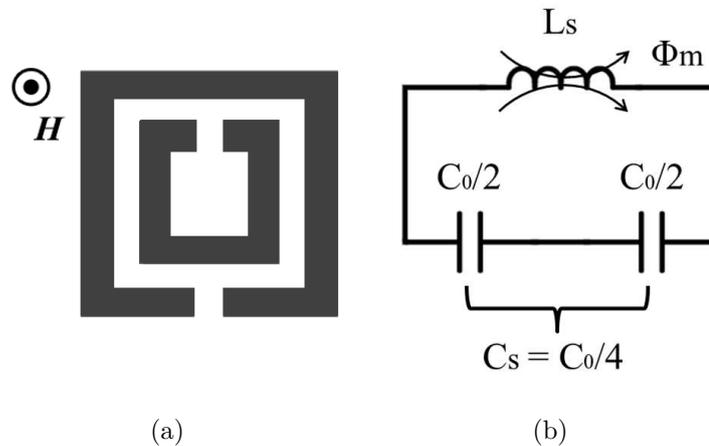
centemente, os metamateriais têm se tornado bastante populares na área de pesquisa em antenas planares devido à sua capacidade de melhorar o desempenho desses sistemas em termos de casamento de impedância e irradiação, permitindo uma miniaturização dessas estruturas e aumento de ganho e largura de faixa, por exemplo (PATEL; KOSTA, 2014; PANDEESWARI; RAGHAVAN, 2015).

### 2.5.1 Meios MNG

Materiais magnéticos artificiais foram objeto de interesse na pesquisa durante muitos anos devido a propriedades importantes como facilidade na integração com circuitos de RF e microondas e possibilidade de sintetização da permeabilidade magnética a certos níveis de magnetização e polarização na frequência de interesse (BAIT-SUWAILAM, 2019).

Um dos materiais magnéticos artificiais mais conhecidos e aplicados são os ressoadores de anéis divididos (do inglês, *Split Ring Resonators* ou SRR), cuja estrutura básica e circuito equivalente estão ilustrados na Figura 2.11. Os SRR consistem em linhas metálicas, geralmente em formatos quadrados ou circulares, impressos em um meio dielétrico e com fendas em lados opostos.

Figura 2.11 – (a) Estrutura básica e (b) circuito equivalente de um ressoador de anéis divididos.



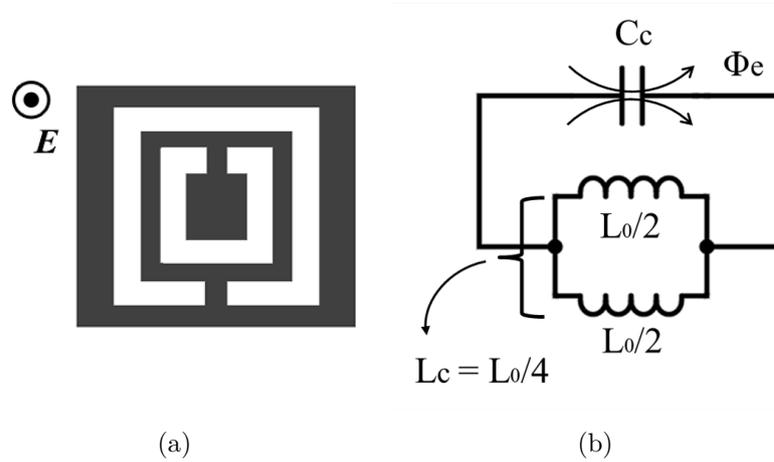
Fonte: Próprio autor.

### 2.5.2 Meios ENG

Materiais com a permissividade negativa podem ser conseguidos por estruturas semelhantes conhecidas como ressoadores complementares de anéis divididos (do inglês, *Complementary Split Ring Resonators* ou CSRR). O CSSR, como o próprio nome implica, é uma estrutura complementar ao SRR, e consiste em fendas nos mesmos formatos de anéis quadrados ou circulares feitas em um plano metálico. Na Figura 2.12 são apresentados a estrutura básica e o circuito equivalente de um ressoador complementar de anéis divididos,

na qual o plano metálico de onde as fendas foram retiradas é representado pela cor mais escura.

Figura 2.12 – (a) Estrutura básica e (b) circuito equivalente de um ressoador complementar de anéis divididos.



Fonte: Próprio autor.

### 2.5.3 Meios DNG

Veselago (1968) investigou teoricamente a propagação de ondas eletromagnéticas em meios onde a permissividade e permeabilidade eram simultaneamente negativas. Esses meios, conhecidos como DNG, podem ser atingidos por meio de estruturas compostas por padrões repetitivos de MNG, na forma de SRRs, e ENG, na forma de linhas metálicas planares. Diversas propriedades como ondas refratadas negativamente e lentes perfeitas, que não são possíveis com materiais comuns da natureza, podem ser conseguidas com esse tipo de meio (BAIT-SUWAILAM, 2019).

De forma a entender a influência desses materiais artificiais nos parâmetros de irradiação de antenas, define-se algumas propriedades de propagação das ondas eletromagnéticas. No espaço livre, a velocidade de onda ( $u$ ) é igual à velocidade da luz ( $c$ ), dada por:

$$u = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} = c, \quad (2.4)$$

no qual  $\mu_0$  e  $\epsilon_0$  são a permeabilidade e permissividade do espaço livre, respectivamente. Dessa forma, para a propagação um meio dielétrico qualquer, com permeabilidade e permissividade absolutas, respectivamente,  $\mu = \mu_0 \mu_r$  e  $\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r$ :

$$u = \frac{1}{\sqrt{\mu \epsilon}} = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} \frac{1}{\sqrt{\mu_r \epsilon_r}} = \frac{c}{\sqrt{\mu_r \epsilon_r}}, \quad (2.5)$$

em que  $\mu_r$  é a permeabilidade relativa e  $\varepsilon_r$  a permissividade relativa do meio (SADIKU, 2000). Pela Equação 2.5, percebe-se que a velocidade de onda em um meio dielétrico qualquer é sempre menor que a velocidade da luz.

O índice de refração do meio ( $\eta$ ) é dado pela razão entre a velocidade da luz e a velocidade de propagação da onda no meio, ou seja,

$$\eta = \frac{c}{u} = c\sqrt{\mu\varepsilon}. \quad (2.6)$$

A equação da onda plana, no domínio do tempo, é dada por:

$$\left( \nabla^2 - \frac{\partial^2}{\partial t^2} \mu\varepsilon \right) \Psi = 0. \quad (2.7)$$

Da Equação 2.6, tem-se que

$$\frac{\eta^2}{c^2} = \mu\varepsilon, \quad (2.8)$$

permitindo reescrever a Equação 2.7 como:

$$\left( \nabla^2 - \frac{\eta^2}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) \Psi = 0. \quad (2.9)$$

Como o quadrado do índice de refração do meio ( $\eta^2$ ) não é influenciado pela negatividade simultânea de  $\varepsilon$  e  $\mu$ , é de se esperar que as soluções da Equação 2.9 não sejam afetadas pela mudança de sinal desses parâmetros. No entanto, dada as equações diferenciais de primeira ordem de Maxwell:

$$\nabla \times \mathbf{E} = -j\omega\mu\mathbf{H} \quad (2.10)$$

e

$$\nabla \times \mathbf{H} = j\omega\varepsilon\mathbf{E}, \quad (2.11)$$

torna-se aparente que essas soluções são diferentes. De fato, para campos do tipo  $\mathbf{E} = \mathbf{E}_0 \exp(-j\mathbf{k} \cdot \mathbf{r} + j\omega t)$  e  $\mathbf{H} = \mathbf{H}_0 \exp(-j\mathbf{k} \cdot \mathbf{r} + j\omega t)$ , as Equações 2.10 e 2.11 são reduzidas a:

$$\mathbf{k} \times \mathbf{E} = \omega\mu\mathbf{H} \quad (2.12)$$

e

$$\mathbf{k} \times \mathbf{H} = -\omega\varepsilon\mathbf{E}. \quad (2.13)$$

Portanto, para  $\varepsilon > 0$  e  $\mu > 0$ , os vetores  $\mathbf{E}$ ,  $\mathbf{H}$  e  $\mathbf{k}$  formam um sistema ortogonal que obedece à regra da mão direita. No entanto, para  $\varepsilon < 0$  e  $\mu < 0$ , as Equações 2.12 e 2.13 podem ser reescritas como:

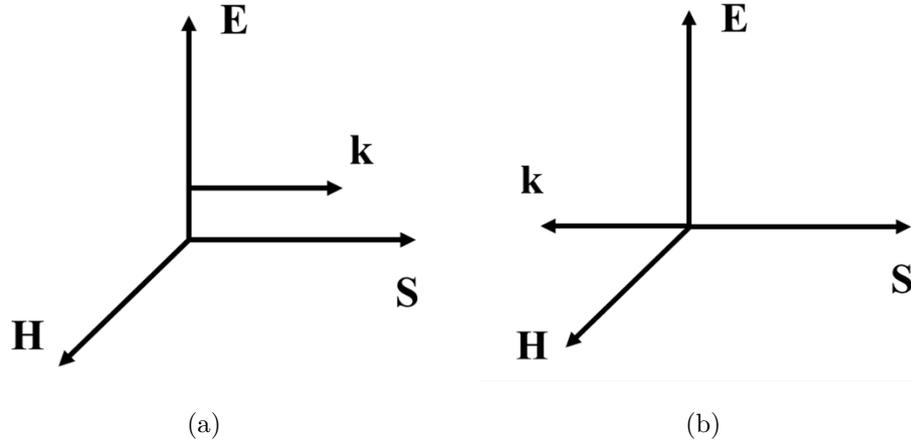
$$\mathbf{k} \times \mathbf{E} = -\omega|\mu|\mathbf{H} \quad (2.14)$$

e

$$\mathbf{k} \times \mathbf{H} = \omega|\varepsilon|\mathbf{E}, \quad (2.15)$$

ou seja, nesse caso os vetores  $\mathbf{E}$ ,  $\mathbf{H}$  e  $\mathbf{k}$  formam um sistema ortogonal para o qual vale a regra da mão esquerda, dando origem ao fenômeno conhecido como *backward propagation* (do inglês, propagação inversa) (MARQUÉS; MARTÍN; SOROLLA, 2008). O sistema de vetores  $\mathbf{E}$ ,  $\mathbf{H}$  e  $\mathbf{k}$  é ilustrado na Figura 2.13 para meios comuns e DNG.

Figura 2.13 – Sistema de vetores  $\mathbf{E}$ ,  $\mathbf{H}$  e  $\mathbf{k}$  para meios (a) comuns e (b) DNG.



Fonte: Próprio autor.

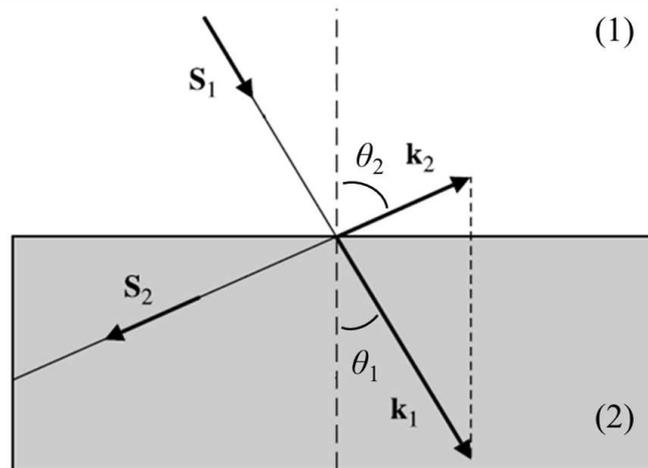
Dessa forma, considerando a refração de uma onda incidente na interface entre um meio comum ( $\varepsilon > 0$  e  $\mu > 0$ ) e um meio DNG, ilustrada na Figura 2.14,

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{-|\mathbf{k}_2|}{|\mathbf{k}_1|} \equiv \frac{\eta_2}{\eta_1} < 0, \quad (2.16)$$

conhecida como a lei de Snell, na qual,  $\eta_1$  e  $\eta_2$  representam os índices de refração dos meios comum e DNG, respectivamente. Assumindo que  $\eta_1 > 0$ , tem-se que  $\eta_2 < 0$ , consequentemente (MARQUÉS; MARTÍN; SOROLLA, 2008).

Da óptica geométrica, pode-se deduzir uma interessante característica dos materiais DNG de concentrar a energia vinda de uma fonte em uma determinada direção. Desse princípio surge o conceito de lentes perfeitas, capazes de amplificar a propagação em

Figura 2.14 – Refração negativa na interface entre um meio comum (1) e um meio DNG (2).



Fonte: Adaptado de Marqués, Martín e Sorolla (2008).

campos próximos e focar a propagação em campos distantes (MARQUÉS; MARTÍN; SOROLLA, 2008; AMARAL, 2017).

As estruturas metamateriais, por apresentarem as características de permissividade e permeabilidade negativa, atuam como uma lente perfeita, focando os campos em uma determinada direção e contribuindo assim para o melhoramento das características de irradiação das antenas como ganho e diretividade.

Neste capítulo foi apresentada a base teórica para os temas e conceitos utilizados ao longo do trabalho, de forma a facilitar o entendimento da pesquisa.

No próximo capítulo é apresentada a revisão bibliográfica, destacando os principais trabalhos desenvolvidos na área de sistemas RFID, identificação de movimentos humanos e aplicação de estruturas metamateriais para incremento do alcance de leitura desses sistemas.

## 3 Revisão Bibliográfica

Neste capítulo é apresentada a revisão bibliográfica dividida em três partes: inicialmente um histórico acerca do desenvolvimento da tecnologia de identificação por radiofrequência, seguida por uma apresentação dos estudos mais recentes de aplicação dessa tecnologia no sensoriamento dos movimentos do corpo humano e um resumo dos últimos estudos referentes ao aumento do alcance de leitura em etiquetas RFID passivas.

### 3.1 Um Breve Histórico Acerca da Tecnologia RFID

Na última metade do século XIX houve um enorme avanço no entendimento do comportamento das ondas eletromagnéticas graças aos estudos de Michael Faraday e James Clerk Maxwell, que apresentaram uma série de leis descrevendo sua natureza. Por volta de 1896, cientistas como Guglielmo Marconi e Ernst F. W. Alexanderson aplicaram essas leis às radiocomunicações e radares. Além deles, o físico alemão Heinrich Rudolf Hertz confirmou a teoria eletromagnética de Maxwell e é conhecido como o primeiro a transmitir e receber ondas de rádio. O conhecimento gerado nessa época forneceu o alicerce sob o qual muitas tecnologias foram desenvolvidas, entre elas a identificação por radiofrequência (LANDT, 2005; HUNT; PUGLIA; PUGLIA, 2006).

Em 1906, Alexanderson demonstrou a primeira geração e transmissão de sinais de rádio por onda contínua. Essa conquista marca o início das comunicações por rádio modernas, onde todos os aspectos das ondas de rádio são controlados (LANDT, 2005).

Durante a Segunda Guerra Mundial, o exército americano desenvolveu uma aeronave com uma forma inicial da tecnologia RFID chamada de *Identification, Friend or Foe* ou IFF (HUNT; PUGLIA; PUGLIA, 2006). Basicamente, as aeronaves eram associadas a um código específico contido em seus *transponders* (etiquetas), o que permitia identificá-las.

Cientistas e engenheiros continuaram seus estudos nessas áreas procurando cada vez mais usos civis. Em outubro de 1948, foi publicado o artigo “*Communications by Means of Reflected Power*” de Harry Stockman (STOCKMAN, 1948) que, em retrospectiva, é o mais próximo do nascimento da tecnologia RFID. Na década de 1950, muitos sistemas relacionados à RFID foram explorados pelos pesquisadores, gerando importantes publicações na área.

As décadas de 1960 e 1970 marcaram um crescente envolvimento dos laboratórios de pesquisa e mesmo de algumas empresas na busca por aplicações comerciais na área. Por volta de 1978, uma etiqueta passiva na faixa de micro-ondas foi desenvolvida (EPSTEIN; JORDAN, 1978).

Os anos de 1980 trouxeram as primeiras aplicações comerciais em larga escala desses sistemas, incluindo gestão de gado e sistemas de acesso pessoal. Em 1987, a primeira aplicação em pedágio foi realizada na Noruega e, em seguida, em Dallas no ano de 1989 (YANG; RIDA; TENTZERIS, 2009).

O preço das etiquetas ainda era a grande barreira que impedia a viabilidade de substituição do código de barras pelo RFID. No início dos anos 2000, tornou-se claro que o barateamento das etiquetas seria possível e um dia a substituição poderia acontecer, o que atraiu bastante atenção da indústria para essa tecnologia (HUNT; PUGLIA; PUGLIA, 2006). Percebe-se que, com a popularização do paradigma da IoT, a aplicabilidade do RFID na indústria e no dia a dia tende a crescer cada vez mais.

## 3.2 RFID no Sensoriamento do Movimento Humano

A ideia de utilizar as potencialidades da tecnologia RFID no sensoriamento e detecção dos movimentos do corpo humano foi proposta pela primeira vez na literatura por Marrocco (2007). Dois anos depois, Occhiuzzi e Marrocco (2009) demonstraram teoricamente a aplicação de uma etiqueta RFID em substrato de Teflon na detecção dos movimentos das pernas de pacientes com problemas de sono.

No ano seguinte, Occhiuzzi, Cippitelli e Marrocco (2010) comprovaram a equivalência entre as respostas obtidas por um sistema de identificação do movimento humano baseado no acelerômetro LIS302DL e a resposta obtida com uma etiqueta RFID proposta, no mesmo substrato de Teflon. A configuração de medição adotada é apresentada na Figura 3.1, em que tanto a etiqueta quanto o dispositivo com acelerômetro foram colocados no braço da pessoa sob teste que realizou movimentos de levantar e baixar o braço.

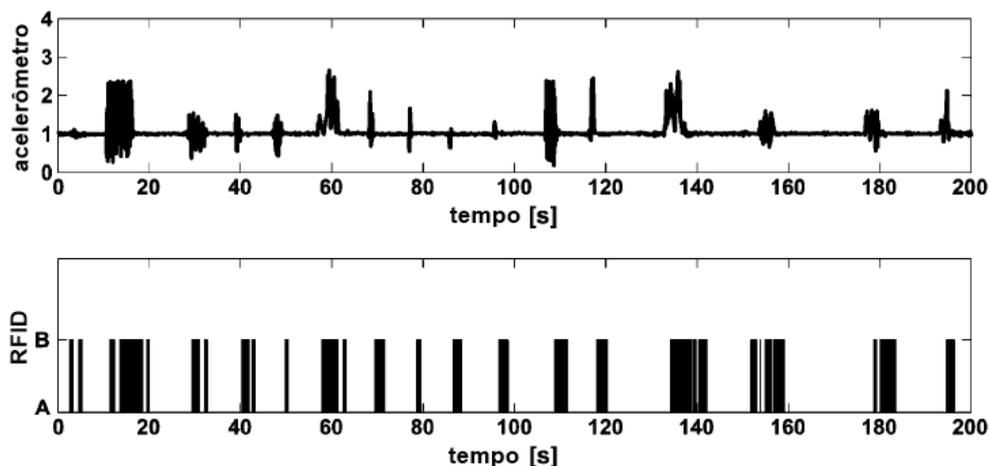
Figura 3.1 – Configuração de medição de Occhiuzzi, Cippitelli e Marrocco (2010).



Fonte: Adaptado de Occhiuzzi, Cippitelli e Marrocco (2010).

As respostas de ambos os sistemas foram analisadas e, conforme mostra a Figura 3.2, verificou-se uma correlação entre ambos os sensores em termos de número de movimentos realizados, tempo e duração.

Figura 3.2 – Comparação entre as respostas do sistema com acelerômetro e RFID.



Fonte: Adaptado de Occhiuzzi, Cippitelli e Marrocco (2010).

Orecchini et al. (2011) utilizaram um coletor de energia piezoelétrica acoplado a uma etiqueta RFID ativa na faixa HF (frequência de ressonância em 416 MHz), para coletar energia a partir do movimento humano e alimentar a etiqueta. Com a energia recuperada, foi possível alimentar a etiqueta por até 60 ms, o que cobria um ciclo completo de comunicação da mesma (cerca de 50 ms).

Um sistema RFID ativo, com acelerômetro acoplado, foi proposto por Barman et al. (2012) para utilização na reabilitação de pacientes que sofreram um acidente vascular cerebral (AVC).

Krigslund et al. (2013) utilizaram a tecnologia RFID UHF para detecção do movimento humano a partir da polarização. As etiquetas propostas eram linearmente polarizadas e a antena utilizada no leitor possuía dupla polarização. O sinal de resposta da etiqueta era separado em duas componentes, nos eixos  $x$  e  $y$ , permitindo estimar o ângulo de polarização e consequentemente a variação no mesmo devido à realização de um movimento do membro ao qual a etiqueta estava fixada.

A primeira aplicação implantável foi proposta por Lodato et al. (2014). A etiqueta, desenvolvida em substrato de PVC com 3mm de espessura, permitia a comunicação a até 35 cm de distância nos testes realizados em um protótipo cilíndrico do corpo humano desenvolvido com carne e ossos animais.

Amendola, Bianchi e Marrocco (2015) compilaram a análise do comportamento do sinal de RSSI no tempo de uma etiqueta RFID passiva, fixada ao braço ou à perna da pessoa sob teste, durante a realização de movimentos contínuos. Obteve-se com as

medições realizadas uma precisão entre 80% - 90% na identificação dos movimentos após o processamento pelo algoritmo de máquina de vetores de suporte (do inglês, *Support Vector Machine* ou SVM).

Sorli et al. (2015) utilizaram o acoplamento da etiqueta RFID proposta com um sensor magnetorresistivo capaz de identificar a realização de movimentos pela correlação destes com as variações no campo magnético terrestre. Wickramasinghe et al. (2017), por sua vez, integraram à etiqueta um acelerômetro passivo e aplicaram o sistema à identificação do ato de egressão de pessoas idosas da cama.

Com relação às pesquisas mais recentes na área, pode-se citar a de Hu, Qiu e Meng (2017), que propuseram uma abordagem para análise da atividade humana baseada em modelos ocultos de Markov e utilizaram os dados obtidos do RSSI de etiquetas RFID e do sinal de acelerômetros 3D para verificação, bem como a de Wahiba, Miloud e Mohammed (2018) que propuseram uma aplicação com RFID vestível na banda de aplicações industriais, científicas e médicas (do inglês, *Industrial, Scientific and Medical* ou ISM) a 2,45 GHz.

### 3.3 Alcance de Leitura

Alguns trabalhos publicados na literatura utilizaram estruturas metamateriais na geometria da etiqueta para aprimorar o alcance de leitura. A Tabela 3.1 apresenta um resumo dessas pesquisas destacando as dimensões, o material utilizado como substrato e o alcance obtido.

Tabela 3.1 – Alcance de leitura de etiquetas baseadas em estruturas de metamaterial.

Referência	Dimensão (mm <sup>2</sup> )	Substrato	Flexível	Alcance
Zhang e Long (2014)	26 x 14	PTFE+FR4	Não	6,5 m
Paredes et al. (2016)	35 x 40	Rogers 3010	Não	6,7 m
Zuffanelli et al. (2016a)	30 x 30	CuClad 250 LX	Sim	9,3 m
Zuffanelli et al. (2016b)	31 x 31	CuClad 250 LX	Sim	12 m
Zuffanelli et al. (2017)	45 x 45	Rogers 3010	Não	6,8 m
Paredes et al. (2018)	50 x 50	Rogers 4003	Não	15,5 m
Abdelkarim et al. (2018)	16 x 16	CuClad 250 LX	Sim	4 m

Fonte: Próprio autor.

### 3.4 Tabela sinótica

Na Tabela 3.2 é apresentado um resumo das contribuições das pesquisas citadas neste capítulo, bem como a contribuição deste trabalho.

Tabela 3.2 – Tabela sinótica da revisão bibliográfica.

Referência	Contribuição
Marrocco (2007)	Primeira proposta de utilização da tecnologia RFID para sensoriamento do movimento humano.
Occhiuzzi e Marrocco (2009)	Demonstração teórica da aplicação de uma etiqueta RFID na detecção de movimentos das pernas de pacientes com problemas de sono.
Occhiuzzi, Cippitelli e Marrocco (2010)	Demonstração da equivalência entre os sinais de resposta de um sistema baseado no acelerômetro LIS302DL e o obtido com uma etiqueta RFID na identificação do movimento humano.
Orecchini et al. (2011)	Aplicação da colheita de energia a partir do movimento humano para alimentação da etiqueta.
Barman et al. (2012)	Proposta de sistema RFID ativo acoplado a acelerômetro para reabilitação de pacientes que sofreram AVC.
Krigslund et al. (2013)	Detecção do movimento humano a partir da polarização das etiquetas RFID.
Lodato et al. (2014)	Primeira aplicação RFID implantável para sensoriamento do movimento humano.
Amendola, Bianchi e Marrocco (2015)	Aplicação do algoritmo SVM aos sinais de etiquetas RFID para identificação dos movimentos realizados.
Sorli et al. (2015)	Etiqueta RFID acoplada a sensor magnetorresistivo para detecção do movimento humano a partir da correlação com as variações no campo magnético terrestre.
Wickramasinghe et al. (2017)	Integração entre etiqueta e acelerômetro passivo para identificação do ato de egressão de pessoas idosas.
Hu, Qiu e Meng (2017)	Aplicação do algoritmo de modelos ocultos de Markov aos sinais de etiquetas RFID para identificação dos movimentos realizados.
Wahiba, Miloud e Mohamed (2018)	Aplicação RFID vestível para sensoriamento do movimento humano na banda ISM a 2,45 GHz.
Morais (2020)	Aplicação de técnicas metamateriais à estrutura de etiqueta RFID fabricada em substrato flexível de baixo custo para incremento do alcance de leitura do sistema.

Neste capítulo foram destacados os principais trabalhos desenvolvidos dentro dos temas de abrangência desta pesquisa e suas contribuições para área.

No próximo capítulo são apresentados os métodos utilizados ao longo do desenvolvimento deste trabalho, desde a etapa de pré-projeto até os testes de validação e processamento dos resultados.

## 4 Metodologia

Neste capítulo é apresentada a metodologia empregada na realização da pesquisa, desde os estágios iniciais de pré-projeto à concepção da etiqueta RFID aplicada ao sistema e os testes de validação executados.

### 4.1 Pré-projeto

Inicialmente, foi feita uma pesquisa bibliográfica acerca da aplicação da tecnologia RFID na detecção do movimento humano. Os principais materiais flexíveis utilizados como substrato para fabricação dessas etiquetas foram elencados e suas vantagens e desvantagens avaliadas, de modo a escolher o mais adequado para a aplicação em termos de desempenho e disponibilidade.

Após a seleção da borracha de EPDM como o substrato flexível, esse material foi caracterizado de forma a se obter as principais características elétricas necessárias para a realização das simulações: permissividade dielétrica e tangente de perdas.

### 4.2 Concepção da Etiqueta

Em posse das propriedades dielétricas do substrato, foram realizadas as simulações da etiqueta no *software* ANSYS® *Electronics Desktop*, utilizando as principais técnicas de casamento de impedância presentes na literatura para adequação à impedância de entrada do chip escolhido na frequência de operação RFID UHF de 915 MHz.

Posteriormente, foram aplicadas as técnicas de metamateriais ao plano refletor da etiqueta em busca de otimizar seu desempenho quanto ao ganho e alcance de leitura.

#### 4.2.1 Ferramenta Computacional de Simulação Eletromagnética

O ANSYS® *Electronics Desktop* é uma plataforma de simulação 2D e 3D para desenvolvimento de produtos eletrônicos de altas frequências como antenas, arranjos de antenas, componentes RF e micro-ondas, entre outros (ANSYS, 2015).

Na simulação bidimensional, o *Ansoft Designer* utiliza o método dos momentos para discretização. Já na ferramenta de simulação tridimensional - *High Frequency Structure Simulator* (HFSS) -, utilizada nesse projeto, os elementos finitos são aplicados como método de solução, o qual consiste na discretização da estrutura contínua em um número finito de partes (ou elementos) e considera que as características do domínio contínuo

podem ser estimadas a partir de propriedades similares dos elementos discretizados por nó (PRADHAN; CHAKRAVERTY, 2019).

### 4.3 Aplicação e Análise de Resultados

Com resultados de simulação dentro dos limites mínimos de operação eficiente em termos de coeficiente de reflexão, ganho e alcance de leitura, as etiquetas foram fabricadas para validação experimental. Para isso, foi utilizada uma antena Laird® PAL90209H (Figura 4.1) de polarização circular e ganho de 9 dBic na faixa de frequência RFID UHF acoplada ao leitor RFID Honeywell® Intermec 1009FF01 (Figura 4.2).

Figura 4.1 – Antena RFID PAL90209H.



Fonte: Laird®

Figura 4.2 – Leitor RFID Intermec 1009FF01.



Fonte: Honeywell®

Os testes de aplicabilidade foram desenvolvidos com base em procedimentos semelhantes encontrados na literatura (OCCHIUZZI; CIPPITELLI; MARROCCO, 2010). A primeira etapa consistiu em aplicar uma única etiqueta sobre o corpo, inicialmente sobre cada um dos braços e, posteriormente, sobre cada uma das pernas do participante, e solicitar do mesmo que, posicionado a uma distância fixa da antena do leitor, realizasse

movimentos periódicos e contínuos durante um intervalo máximo de 60 s, enquanto era feita a coleta dos dados de RSSI em função do tempo por meio do *software* do leitor utilizado. A detecção da realização do movimento foi feita a partir da variação periódica desse parâmetro com o tempo.

Na segunda etapa, foram aplicadas duas etiquetas sobre o corpo, primeiramente sobre os braços e depois sobre as pernas da pessoa sob teste e, novamente foi solicitada a realização de movimentos periódicos e contínuos, no entanto, com os dois membros simultaneamente, por um período máximo de 60 s. Por fim, as medições foram repetidas alternando-se as etiquetas entre um braço e uma perna da pessoa sob teste.

Para aplicação das etiquetas sobre o corpo foi utilizada uma fina camada de fita adesiva dupla face para aderência.

### 4.3.1 Filtro de Média Móvel

Para redução dos ruídos inerentes ao ambiente e equipamentos de medição, os sinais de RSSI obtidos dos testes foram filtrados por meio de um filtro digital de média móvel, implementado no *software* MATLAB.

Esse filtro implementa o cálculo da média aritmética de um determinado número de amostras do sinal de entrada para definir amostras do sinal de saída. Matematicamente, é descrito pela equação:

$$y[n] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x[n+i], \quad (4.1)$$

em que  $y[n]$  é o o sinal de saída,  $x[n]$  o sinal de entrada e  $N$  é o número de amostras na média. Alternativamente, o grupo de amostras do sinal de entrada, usado para cálculo da média, pode ser escolhido simetricamente em torno de  $n$ , sendo necessário, nesse caso, que  $N$  seja um número ímpar (SMITH, 1997).

O código desenvolvido para implementação desse filtro no MATLAB, considerando um sinal de entrada  $x$  qualquer, está descrito a seguir:

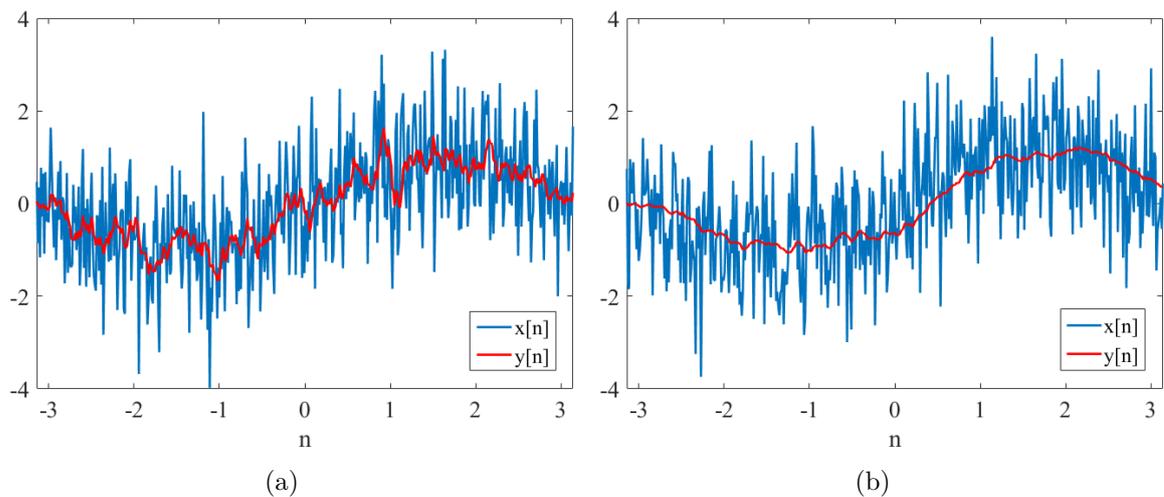
```

1 N = 5; %Numero de amostras na media
2 b = (1/N)*ones(1,N); %Calculo da media das N amostras
3 a = 1; %Fator de normalizacao dos coeficientes do filtro
4
5 y = filter(b,a,x); %Aplicacao do filtro ao sinal de entrada x

```

Na Figura 4.3 é apresentada uma comparação entre os resultados da aplicação do filtro da média móvel no MATLAB com 10 e com 50 pontos a um sinal senoidal afetado por um ruído branco.

Figura 4.3 – Comparação entre a redução de ruído com filtro de média móvel de (a) 10 e (b) 50 pontos.



Fonte: Próprio autor.

É possível perceber que, com o aumento do número de amostras do sinal de entrada consideradas, maior a redução de ruído no sinal de saída.

Neste capítulo foi apresentada a metodologia aplicada no desenvolvimento desta pesquisa, destacando o *software* de simulação utilizado, as etapas dos testes de validação e a técnica utilizada para processamento dos sinais coletados nos testes.

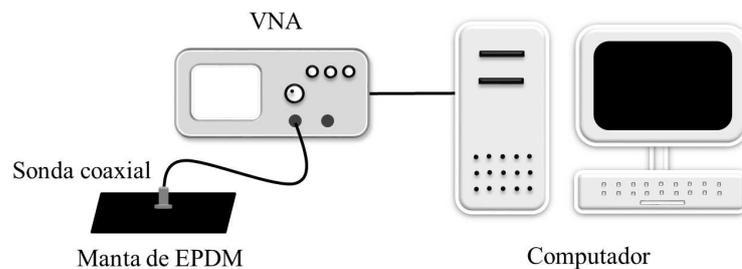
No próximo capítulo são apresentadas as estruturas das etiquetas RFID desenvolvidas e os resultados para seus principais parâmetros de desempenho. Além disso, são discutidos os testes utilizados para validar a aplicação dessas etiquetas na detecção do movimento humano e apresentados os resultados obtidos com esses testes.

## 5 Resultados

### 5.1 Caracterização do Substrato

A borracha de EPDM (monômero de etileno-propileno-dieno) é comumente utilizada em sistemas RFID para aplicações no corpo e suas vantagens incluem: resistência ao calor e à radiação ultravioleta e alta flexibilidade a baixas temperaturas (MAJEED; VIJAYA-KUMAR, 2013). Em parceria com o Instituto Federal da Paraíba (IFPB), realizou-se o processo de caracterização da borracha, pelo método da sonda coaxial aberta (MARSLAND; EVANS, 1987), cuja configuração está ilustrada na Figura 5.1.

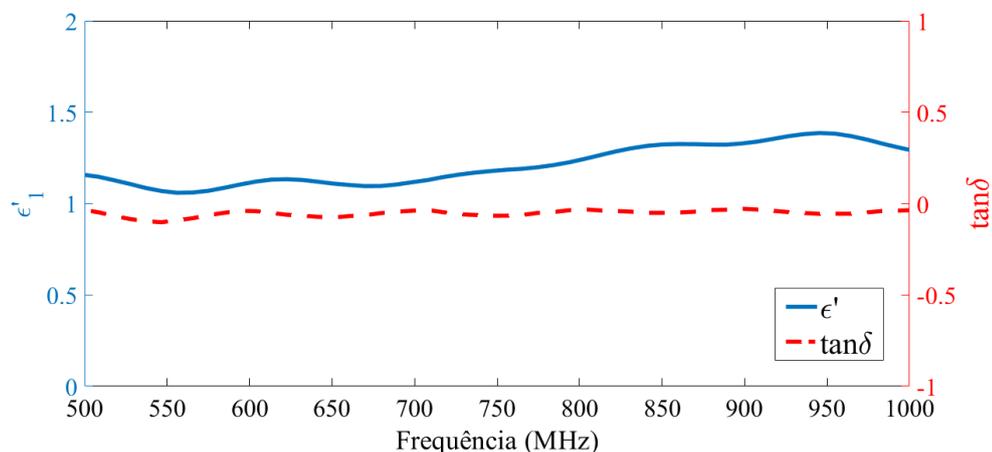
Figura 5.1 – Configuração do ambiente de caracterização pelo método da sonda coaxial aberta.



Fonte: Próprio autor.

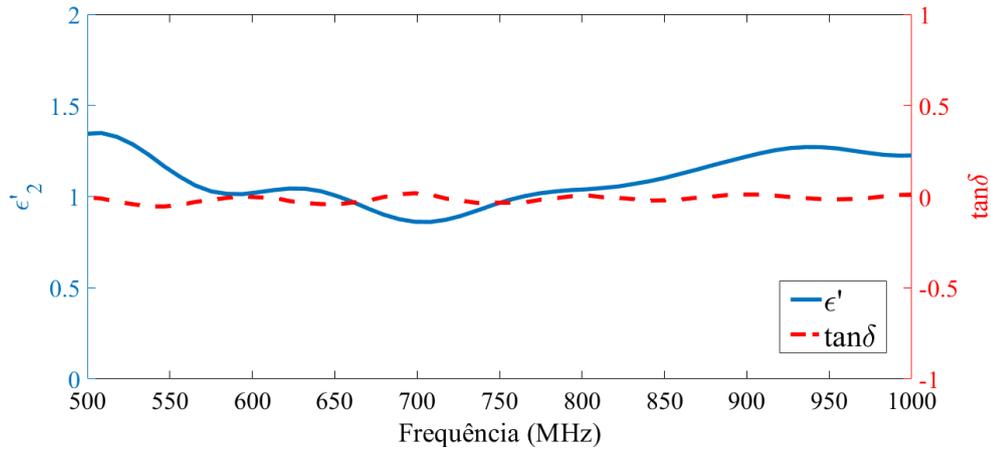
Duas medições foram executadas para aumentar a confiabilidade dos resultados e as curvas de permissividade ( $\epsilon'$ ) e tangente de perdas ( $\tan \delta$ ) obtidas estão apresentadas nas Figuras 5.2 e 5.3. Para obtenção desses parâmetros na frequência de 915 MHz, foi realizada uma interpolação linear a partir dos pontos de medição definidos na Tabela 5.1.

Figura 5.2 – Permissividade e tangente de perdas para a primeira medição.



Fonte: Próprio autor.

Figura 5.3 – Permissividade e tangente de perdas para a segunda medição.



Fonte: Próprio autor.

Tabela 5.1 – Permissividade e tangente de perdas para os testes realizados.

Frequência	$\epsilon'_1$	$\epsilon'_2$	$\tan \delta$
907,5 MHz	1,3387	1,2365	0,0112
917 MHz	1,3533	1,2542	0,0051

Para as duas medições realizadas, tem-se, respectivamente, que:

$$\frac{917 - 907,5}{1,3533 - 1,3387} = \frac{917 - 915}{1,3533 - \epsilon'_1} \quad (5.1)$$

$$\epsilon'_1 = 1,3502$$

$$\frac{917 - 907,5}{1,2542 - 1,2365} = \frac{917 - 915}{1,2542 - \epsilon'_2} \quad (5.2)$$

$$\epsilon'_2 = 1,2505$$

Calculando a média aritmética entre esses valores, a permissividade ( $\epsilon'$ ) é dada por:

$$\epsilon' = \frac{1,3502 + 1,2505}{2} = 1,30 \quad (5.3)$$

Já para a tangente de perdas ( $\tan \delta$ ), tem-se que:

$$\frac{917 - 907,5}{0,0051 - 0,0112} = \frac{917 - 915}{0,0051 - \tan \delta} \quad (5.4)$$

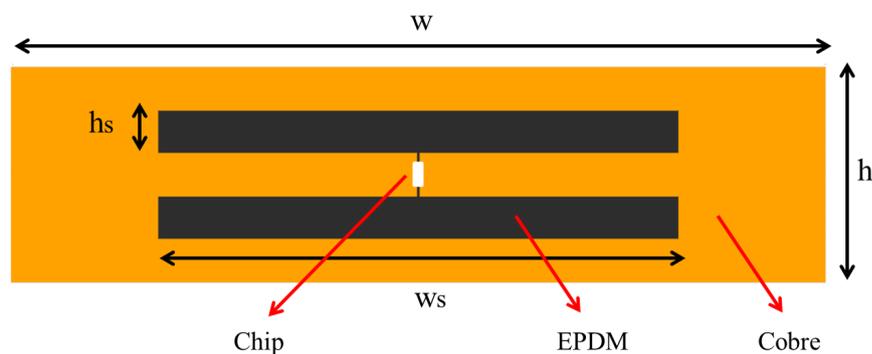
$$\tan \delta = 0,0064$$

## 5.2 Etiqueta Proposta

### 5.2.1 Simulação da Estrutura

Com as propriedades elétricas do substrato, o passo seguinte foi o processo de simulação da etiqueta no HFSS. Para estrutura proposta inicialmente, ilustrada na Figura 5.4, utilizou-se a técnica de casamento de impedâncias com uma fenda em forma de H invertido, como proposta por Phatarachaisakul et al. (2014), na qual impedância de entrada da etiqueta pode ser alterada a partir da variação das dimensões da fenda.

Figura 5.4 – Estrutura da etiqueta proposta.



Fonte: Próprio autor.

Os valores respectivos de cada um dos parâmetros que compõem a estrutura da etiqueta estão apresentados na Tabela 5.2. Esses parâmetros finais foram determinados após simulações realizadas sequencialmente, com parametrização das variáveis, de forma a sintonizar a etiqueta na frequência de operação desejada.

Tabela 5.2 – Dimensões da estrutura proposta (em mm).

w	h	$w_s$	$h_s$
75,00	20,00	48,00	4,00

Como material condutor, foi utilizada uma fita de cobre adesiva com espessura de 0,03 mm, normalmente utilizada como material de aterramento e blindagem de instrumentos musicais. Portanto, para realização das simulações, foram modeladas as seguintes camadas e seus respectivos parâmetros:

- **Elemento irradiante:** material condutor com espessura de 0,03 mm;
- **Substrato:** material dielétrico com  $\epsilon' = 1,30$ ;  $\tan \delta = 0,0064$  e espessura 3 mm;
- **Plano refletor:** material condutor com espessura de 0,03 mm;

As vistas isométrica e lateral da etiqueta são apresentadas na Figura 5.5.

Figura 5.5 – Vistas (a) isométrica e (b) lateral da etiqueta proposta.

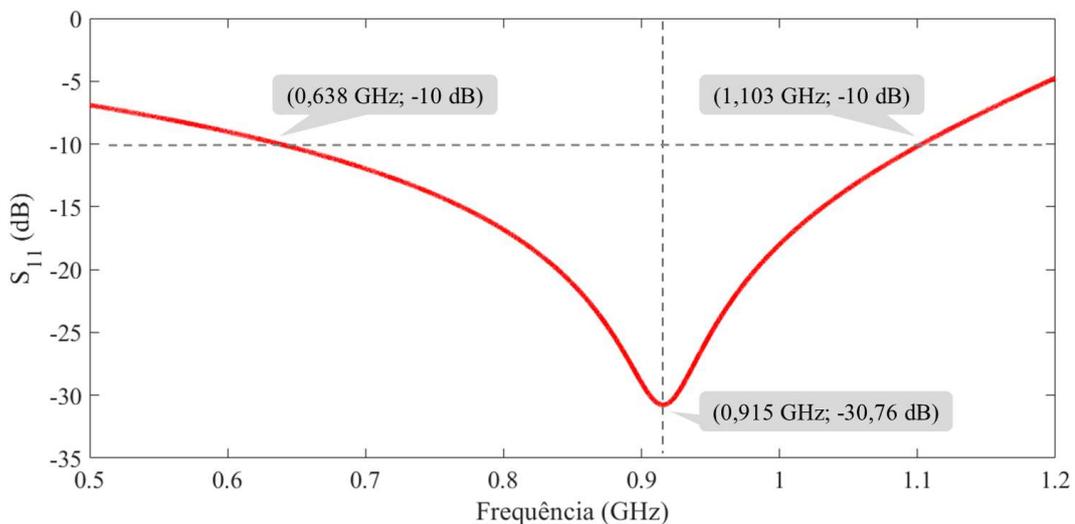


Fonte: Próprio autor.

O chip utilizado para confecção da etiqueta foi o SL3S4011/4021 da NXP®. Para a frequência RFID UHF de 915 MHz, esse chip apresenta uma impedância característica  $Z_{chip} = 12,7 - j199 \Omega$ . Dessa forma, para representá-lo na simulação, é colocada uma porta de mesma impedância no local onde esse será soldado.

A curva do coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) simulado da etiqueta é apresentada na Figura 5.6, do qual é possível verificar a frequência de ressonância de 915 MHz com  $S_{11} = -30,76$  dB. Ainda dessa curva, percebe-se que dentro da faixa que vai de 638 MHz a 1,103 GHz, o coeficiente de reflexão está abaixo da marca de  $-10$  dB, definindo assim uma largura de faixa de 465 MHz.

Figura 5.6 – Coeficiente de reflexão simulado da etiqueta.

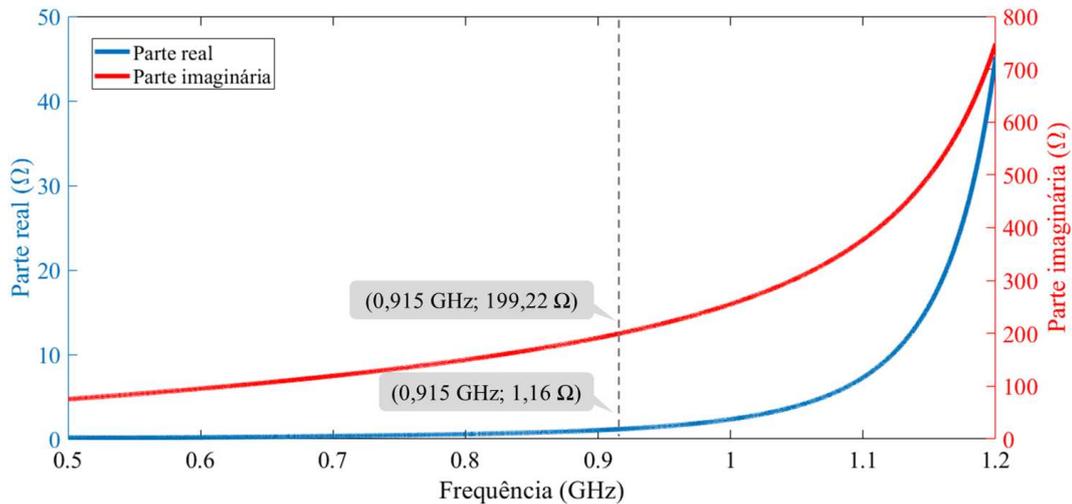


Fonte: Próprio autor.

Na Figura 5.7 estão representadas as curvas das partes real e imaginária da impedância de entrada da etiqueta. O ideal é que essa impedância seja o mais próxima possível do conjugado da impedância do chip utilizado ( $Z_{in} = Z_{chip}^* = 12,7 + j199 \Omega$ ) para garantir a máxima transferência de potência no sinal de retroespalhamento. Apesar de a

parte real ter ficado distante do valor esperado, a parte imaginária está bem casada, o que garante a sintonização da antena para a frequência de operação de interesse.

Figura 5.7 – Impedância de entrada simulada da etiqueta.

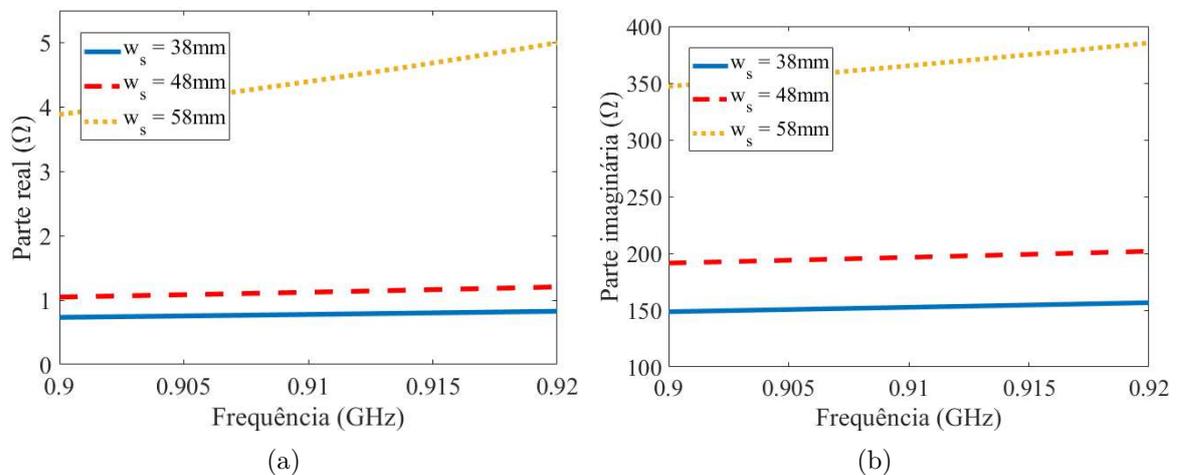


Fonte: Próprio autor.

Para demonstrar a utilidade da fenda inserida para realização do casamento de impedâncias, variou-se a dimensão  $w_s$  da mesma e, nas curvas apresentadas na Figura 5.8, pode-se perceber a influência dessa variação na impedância de entrada da etiqueta a frequência RFID UHF americana de 915 MHz: com o aumento dessa dimensão, aumenta-se também as partes real e imaginária da impedância da etiqueta.

Dessa forma, a partir da simples variação das dimensões da fenda, é possível aplicar a mesma estrutura para uma gama de chips RFID disponíveis no mercado, bem como para outras faixas de frequência de operação.

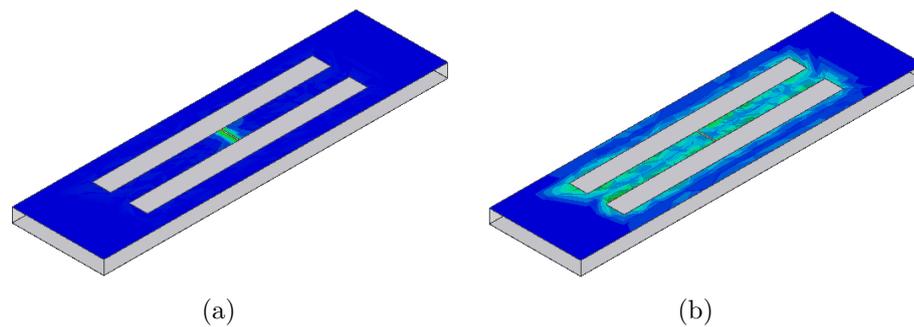
Figura 5.8 – Variação da impedância de entrada da etiqueta com o parâmetro  $w_s$ .



Fonte: Próprio autor.

Segundo Tucconi et al. (2016), como os tecidos humanos são materiais não magnéticos, o melhor desempenho, em termo de robustez no desacoplamento com o corpo humano, será apresentado por antenas nas quais a máxima densidade de energia elétrica se encontra na parte central da mesma e a máxima densidade de energia magnética próxima às bordas. A Figura 5.9 ilustra a distribuição dos campos elétrico e magnético na etiqueta proposta que atendem às características especificadas.

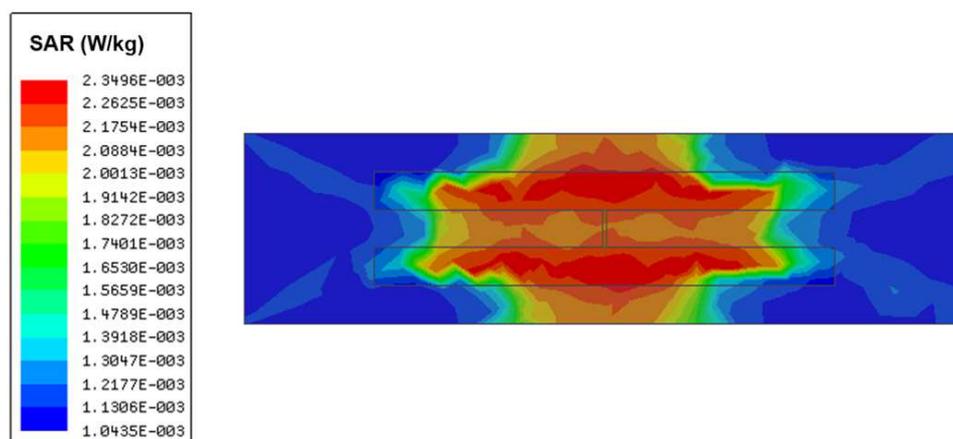
Figura 5.9 – Distribuição dos campos (a) elétrico e (b) magnético na superfície da etiqueta proposta.



Fonte: Próprio autor.

Quanto à absorção de energia eletromagnética pelo corpo humano, avaliou-se o comportamento da SAR ao longo da estrutura da etiqueta, ilustrado na Figura 5.10, obtendo-se um valor máximo de  $0,00235 \text{ W/kg}$ , o que atende aos limites definidos na Tabela 2.2 para aplicações localizadas em membros do corpo humano.

Figura 5.10 – SAR ao longo da estrutura da etiqueta.



Fonte: Próprio autor.

## 5.2.2 Fabricação e Testes de Validação

O processo de fabricação consistiu em utilizar uma Silhouette® Cameo – máquina aplicada na área de artesanato para corte de papéis e outros materiais –, na qual importou-

se o arquivo com a geometria obtida no *software* e realizou-se o corte da fita de cobre adesiva no mesmo formato, que posteriormente foi aplicada ao substrato de forma manual. Em seguida, o chip foi soldado no local indicado e a etiqueta é apresentada na Figura 5.11.

Figura 5.11 – Protótipo fabricado da etiqueta.



Fonte: Próprio autor.

Testes de validação foram realizados no Laboratório de Metrologia da Universidade Federal de Campina Grande (LABMET/UFCG) para verificar a capacidade da etiqueta de detectar movimentos humanos na frequência desejada. Para esse propósito, uma antena de polarização circular (Laird® PAL90209H) com ganho de 9 dBic na faixa de frequência UHF americana foi conectada ao leitor RFID (Honeywell® Intermec 1009FF01).

Os testes consistiram em colocar a etiqueta sobre o braço e, depois, a perna da pessoa sob teste (usando fita adesiva para adesão) e, para cada caso, foi realizado um movimento contínuo e periódico. Esses movimentos foram repetidos a cada 2 s, correspondendo a uma taxa de 0,5 Hz. A antena do leitor foi posicionada a uma distância fixa de 80 cm da etiqueta em ambos os casos. Na primeira configuração de medição, com a etiqueta colocada sobre o antebraço, o movimento indicado na Figura 5.12 foi executado.

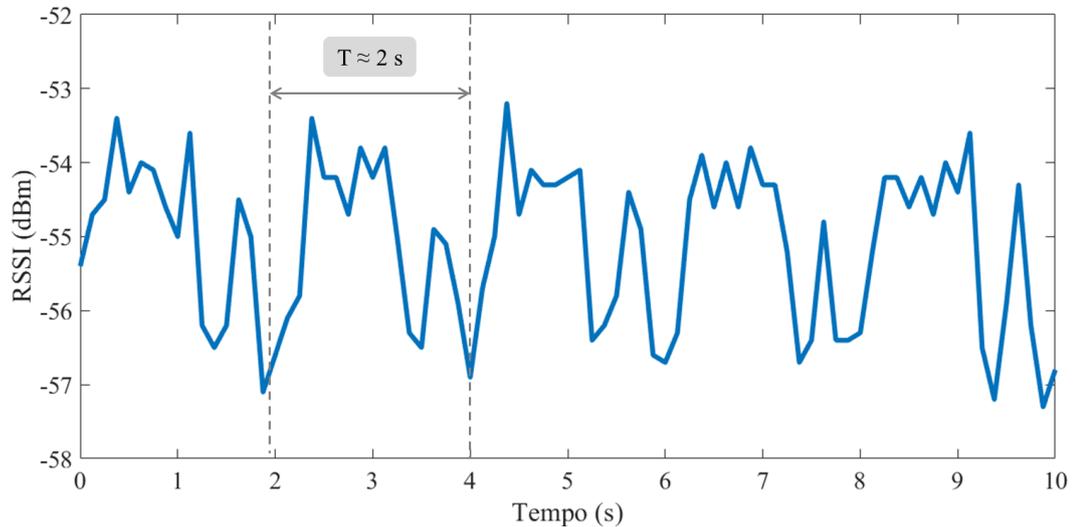
Figura 5.12 – Primeira configuração de medição (braço).



Fonte: Próprio autor.

A curva do RSSI em função do tempo obtida com esse primeiro teste é apresentada na Figura 5.13. É possível notar uma ciclo estacionariedade ( $T \approx 2$  s) desse parâmetro, dentro das faixas de  $-53$  dBm e  $-57$  dBm, como consequência do movimento realizado.

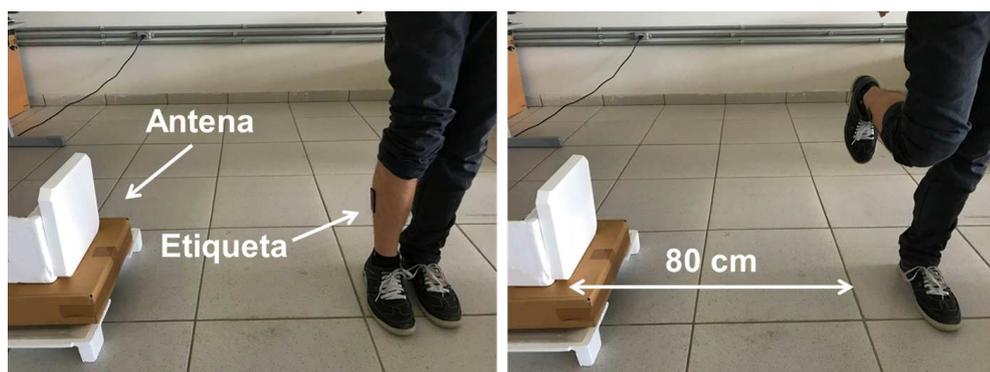
Figura 5.13 – Curva do RSSI em função do tempo para a primeira medição.



Fonte: Próprio autor.

Para a segunda configuração de medição, a etiqueta foi colocada sobre a perna e o movimento realizado está ilustrado na Figura 5.14. Novamente, é possível avaliar a variação periódica na curva do RSSI, apresentada na Figura 5.15, dentro do intervalo de  $-52$  dBm e  $-65$  dBm.

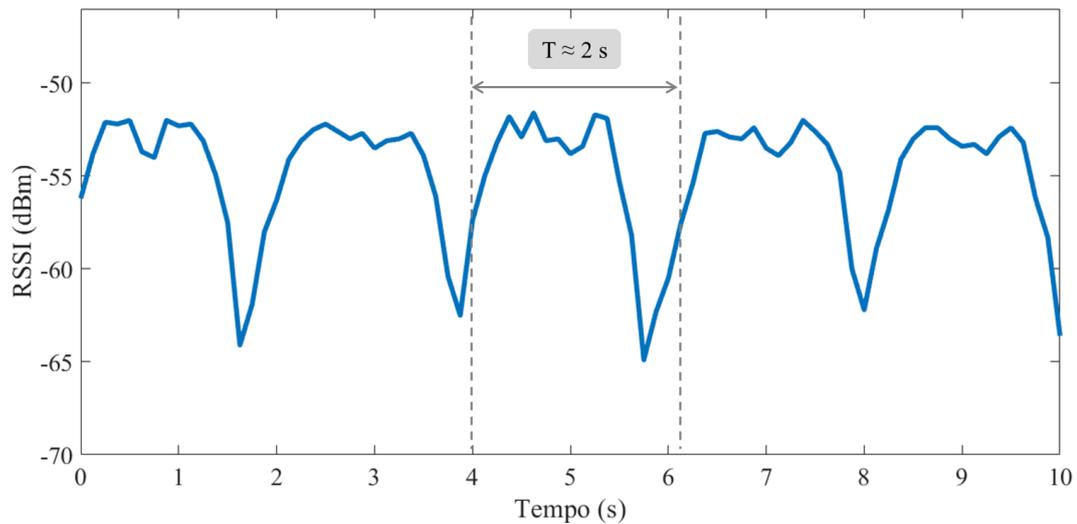
Figura 5.14 – Segunda configuração de medição (perna).



Fonte: Próprio autor.

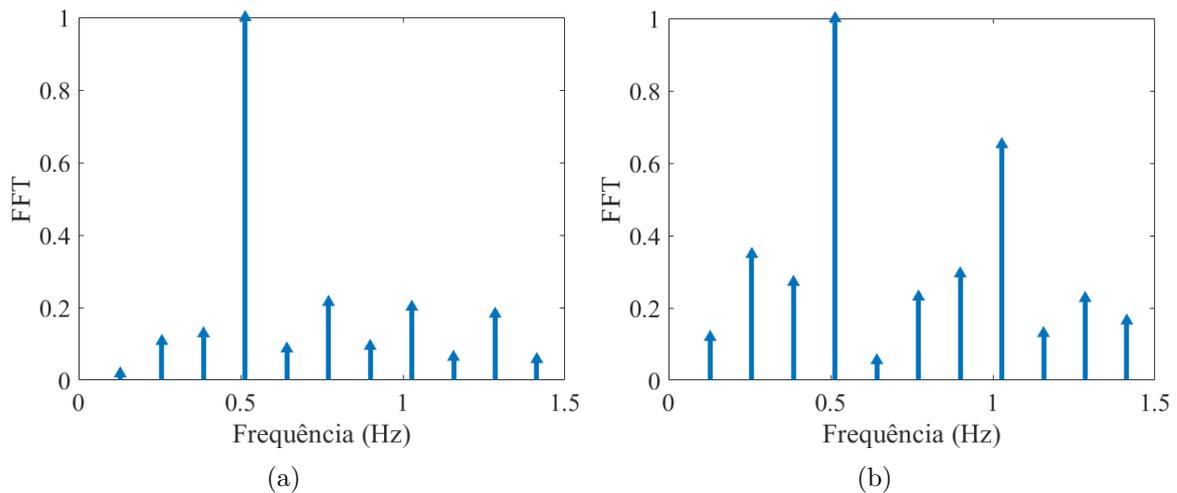
A transformada rápida de Fourier (do inglês, *Fast Fourier Transform* ou FFT) dos sinais apresentados nas Figuras 5.13 e 5.15 também foi obtida e seus resultados estão apresentados na Figura 5.16. É perceptível que, em ambos os casos, a componente de frequência dominante está em  $0,5$  Hz, correspondendo à taxa dos movimentos periódicos realizados.

Figura 5.15 – Curva do RSSI em função do tempo para a segunda medição.



Fonte: Próprio autor.

Figura 5.16 – FFTs dos sinais de RSSI obtidos na (a) primeira e (b) segunda configurações de medição.



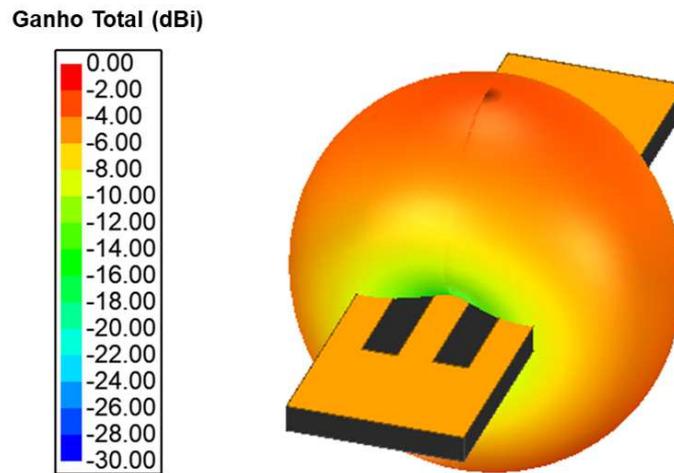
Fonte: Próprio autor.

## 5.3 Inserção do Metamaterial

### 5.3.1 Simulação da Estrutura

Para a etiqueta desenvolvida, o diagrama de irradiação 3D fornecido pelo *software* HFSS está ilustrado na Figura 5.17. O diagrama apresenta um comportamento omnidirecional, semelhante a uma antena dipolo, com ganho máximo de  $-3,35$  dBi na direção  $\theta = 180^\circ$ . Com esse valor de ganho máximo aplicado à Equação (2.2), foi calculado o alcance de leitura para a etiqueta obtendo-se uma distância de aproximadamente 8,91 m na frequência de 915 MHz.

Figura 5.17 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta.



Fonte: Próprio autor.

Células CSRRs, um dos componentes básicos dos metamateriais, foram adicionadas ao plano refletor da etiqueta, no intuito de melhorar o valor máximo do ganho e, conseqüentemente, o alcance do sistema. Foram feitas simulações com uma única célula centralizada e com duas células, alinhadas com as extremidades da fenda em H invertido do plano irradiante, para diferentes rotações dos anéis.

Os melhores resultados obtidos são comparados na Tabela 5.3, na qual é possível perceber que, com a inserção de uma única célula, o alcance de leitura da etiqueta já aumentou para 11,16 m, acréscimo de aproximadamente 25% em relação ao valor obtido com a etiqueta sem metamaterial.

Tabela 5.3 – Comparativo entre as etiquetas simuladas com células CSRR.

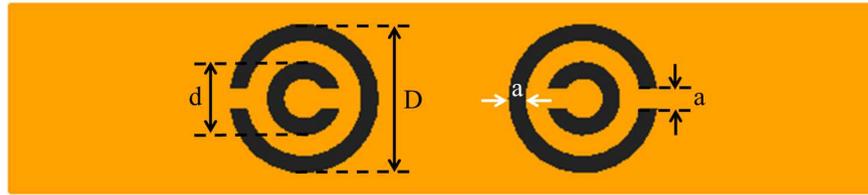
Modelo	Ilustração	$S_{11}$	Ganho	Alcance
1 CSRR		-30,02 dB	-1,39 dBi	11,16 m
2 CSRRs alinhados		-31,15 dB	-0,92 dBi	11,79 m
2 CSRRs rotacionados		-30,87 dB	-0,81 dBi	11,94 m

Entre essas etiquetas, a que apresentou os melhores resultados de ganho e alcance de leitura foi a que apresenta dois pares de CSRRs rotacionados de forma que as aberturas dos anéis exteriores estão em direções opostas.

O plano refletor da etiqueta após a inserção dessa estrutura está ilustrado na Figura 5.18 e, após otimização por meio das simulações, as novas dimensões necessárias

para atingir a frequência de ressonância em 915 MHz estão definidas na Tabela 5.4.

Figura 5.18 – Plano refletor da etiqueta com o par de CSRRs.



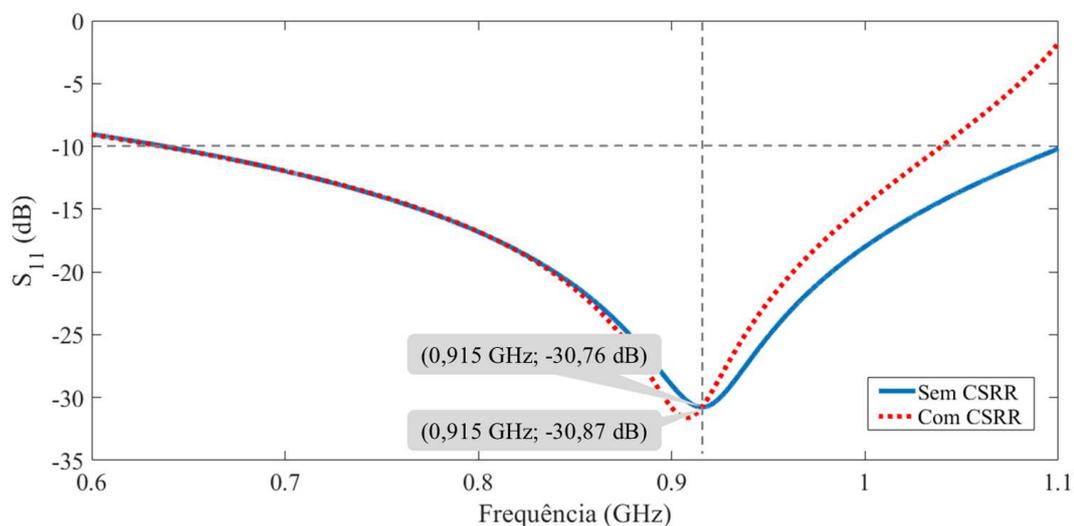
Fonte: Próprio autor.

Tabela 5.4 – Dimensões da estrutura proposta (em mm).

w	h	w <sub>s</sub>	h <sub>s</sub>	D	d	a
91,82	20,00	45,5	3,73	16,00	8,00	2,00

Na Figura 5.19, as curvas dos coeficiente de reflexão de ambas as etiquetas são comparadas. Em termos de desempenho, ambas as etiquetas alcançaram um valor similar para o  $S_{11}$  na frequência de ressonância ( $S_{11} = -30,76$  dB sem os ressoadores e  $S_{11} = -30,87$  dB após a sua introdução).

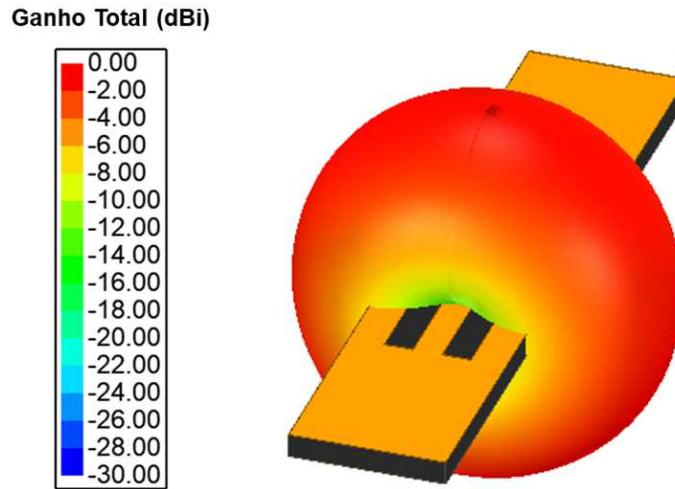
Figura 5.19 – Comparação entre os coeficientes de reflexão simulados da etiqueta antes e depois da inserção dos CSRRs.



Fonte: Próprio autor.

Com a aplicação dos ressoadores, o diagrama de irradiação da etiqueta continuou com a mesma distribuição omnidirecional, como pode ser visto na Figura 5.20. No entanto, foi possível obter um ganho máximo de  $-0,81$  dBi na direção  $\theta = 180^\circ$ , um aumento de  $2,54$  dBi quando comparado com a etiqueta anterior (Figura 5.17). Isso foi devido à melhoria na sua eficiência de irradiação de  $0,24$  para  $0,41$ , como fornecido pelo *software* de simulação.

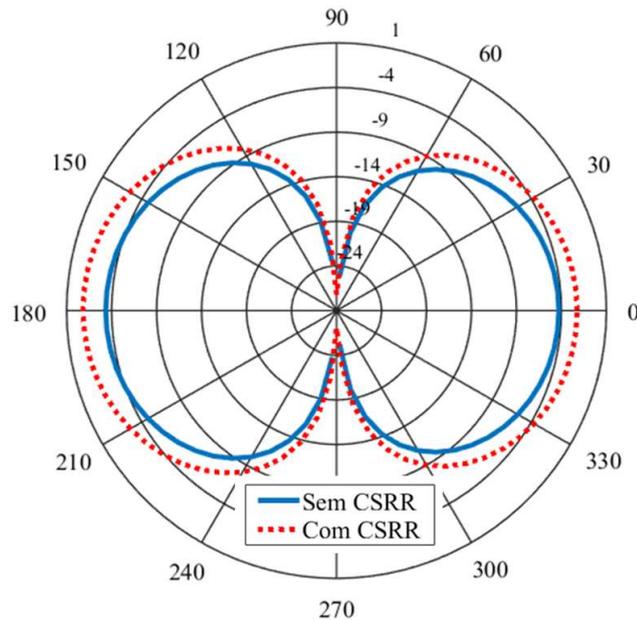
Figura 5.20 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta com CSRRs.



Fonte: Próprio autor.

Na Figura 5.21 é ilustrado o diagrama de irradiação 2D (plano E) de ambas as etiquetas, a partir do qual é possível avaliar, por comparação direta, o aumento do ganho na direção mencionada.

Figura 5.21 – Diagramas de irradiação 2D (Plano E) da etiqueta com e sem CSRRs.

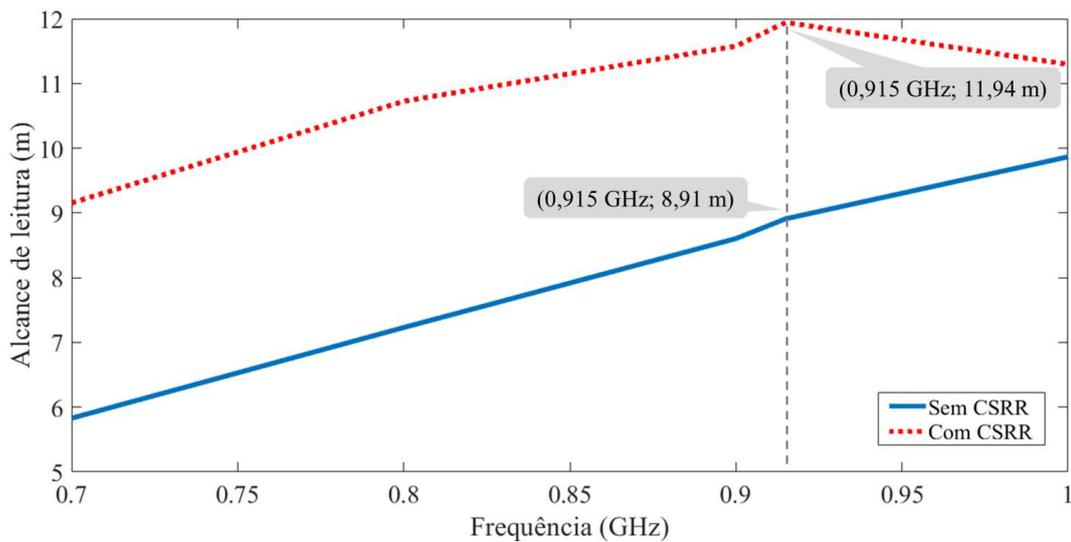


Fonte: Próprio autor.

A partir da Equação (2.2), as curvas de alcance de leitura das duas etiquetas são definidas e comparadas na Figura 5.22. É possível notar que, para toda faixa de frequência simulada entre 700 MHz e 1 GHz, a etiqueta com o par de CSRRs no plano refletor apresentou um alcance maior em comparação à etiqueta sem metamaterial. Na frequência de 915 MHz, a etiqueta com os ressoadores atingiu um alcance máximo simulado de 11,94

m contra 8,91 m da etiqueta sem ressoadores. Comparando com o atual estado da arte apresentado na Tabela 3.1, a etiqueta proposta, mesmo com um material de altas perdas como a borracha de EPDM, conseguiu atingir um alcance de leitura comparável a uma etiqueta produzida em um material mais caro, não-flexível e com menos perdas (PAREDES et al., 2018). Além disso, a etiqueta com CSRRs aqui apresentada é 26,5% menor em área.

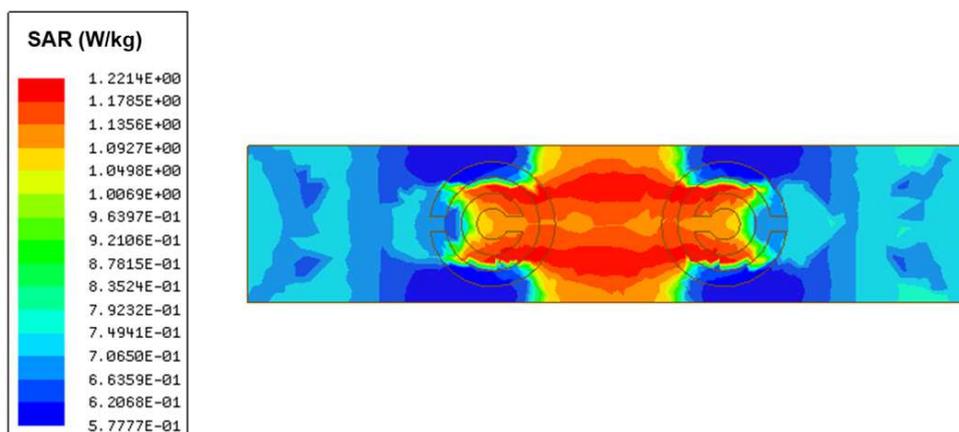
Figura 5.22 – Alcance de leitura simulado da etiqueta antes e depois da inserção dos CSRRs.



Fonte: Próprio autor.

Quanto à absorção de energia eletromagnética pelo corpo humano, avaliou-se também o comportamento da SAR ao longo da estrutura dessa etiqueta, como ilustrado na Figura 5.23, obtendo-se um valor máximo de 1,22 W/kg, o que, apesar de representar um aumento em relação à etiqueta sem metamaterial, ainda atende aos limites definidos na Tabela 2.2 para aplicações localizadas em membros do corpo humano.

Figura 5.23 – SAR ao longo da estrutura da etiqueta com CSRRs.



Fonte: Próprio autor.

### 5.3.2 Fabricação e Testes de Validação

Para a etiqueta com CSRR, a precisão da Silhouette® Cameo não foi suficiente para o corte dos anéis, sendo necessário portanto uma outra técnica para fabricação dessa estrutura.

Com o arquivo exportado do *software* de simulação, foi feito em gráfica profissional o corte a laser de um adesivo no formato dos planos irradiante e refletor da etiqueta. Com auxílio de uma transferência transparente, o adesivo foi colocado sobre a fita de cobre e mergulhada em uma solução de percloroato de ferro para corrosão das fendas. Após a corrosão, a fita foi colocada sobre o substrato de EPDM e o chip foi soldado na posição ilustrada na Figura 5.24.

Figura 5.24 – Protótipo fabricado da etiqueta com anéis CSRR.



Fonte: Próprio autor.

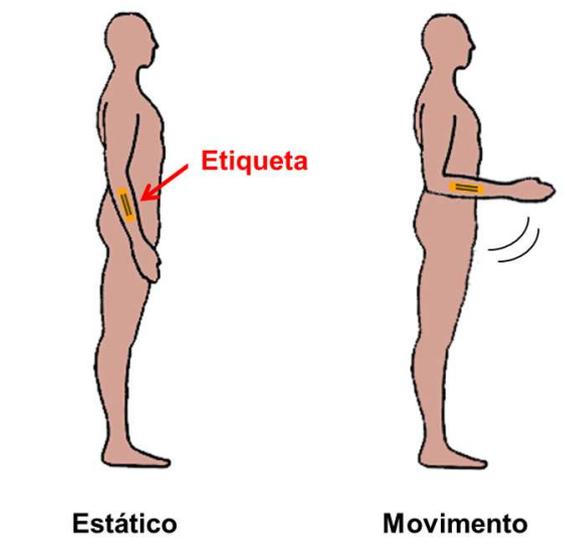
Uma configuração de medição, semelhante à utilizada na Seção 5.2.2, foi reproduzida para validação dessa nova etiqueta na identificação dos movimentos humanos.

Os testes foram realizados no LABMET/UFCG utilizando uma antena de polarização circular (Laird® PAL90209H) com ganho de 9 dBic na faixa de frequência UHF americana conectada ao leitor RFID (Honeywell® Intermec 1009FF01).

Dessa vez a etiqueta foi colocada sobre cada um dos braços e pernas da pessoa sob teste e, para cada caso, foi realizado um movimento contínuo e periódico. Esses movimentos foram repetidos a cada 2 s, correspondendo a uma taxa de 0,5 Hz. A antena do leitor foi posicionada à máxima distância na qual foi possível realizar a leitura da etiqueta em cada caso. O sinal de RSSI, obtido em cada uma dessas medições, foi filtrado utilizando-se o filtro de média móvel, discutido na Seção 4.3.1, para redução dos ruídos inerentes ao ambiente e equipamentos de medição.

Na primeira configuração, com a etiqueta colocada sobre o antebraço direito, o movimento indicado na Figura 5.25 foi executado.

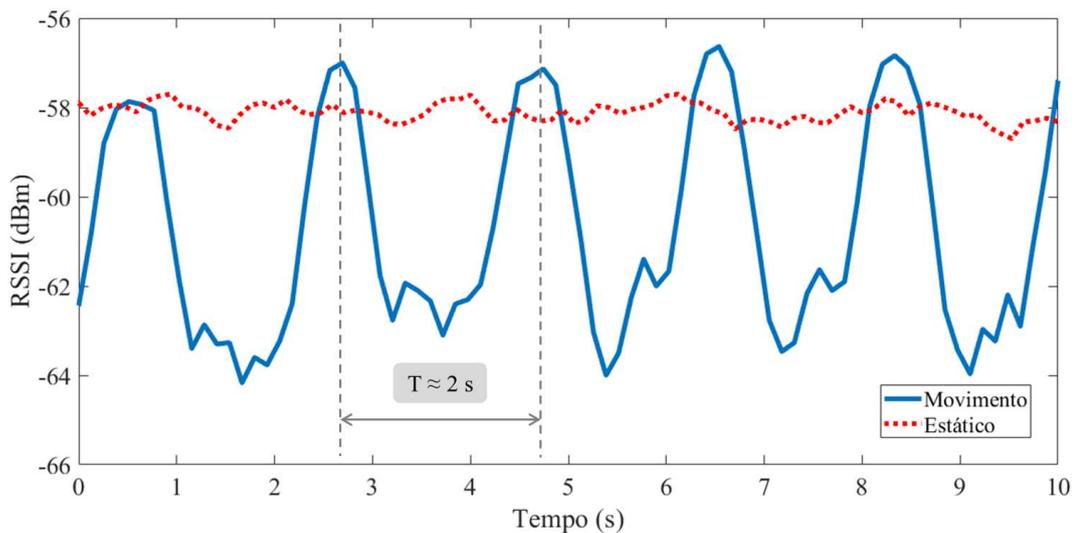
Figura 5.25 – Movimento realizado com a etiqueta sobre o antebraço direito.



Fonte: Próprio autor.

A medição da variação do RSSI com o tempo foi realizada a uma distância de aproximadamente 74 cm da antena do leitor, inicialmente com o braço estático e em seguida com o movimento sendo realizado. As duas curvas são apresentadas na Figura 5.26, pelas quais é possível verificar que enquanto o braço se mantém na posição estática, o valor do RSSI permanece praticamente constante em torno de  $-58$  dBm; no momento em que o movimento é realizado, esse parâmetro começa a variar com uma tendência periódica entre  $-57$  dBm e  $-64$  dBm, com um período  $T \approx 2$  s.

Figura 5.26 – Curvas do RSSI em função do tempo para a etiqueta sobre o antebraço direito.

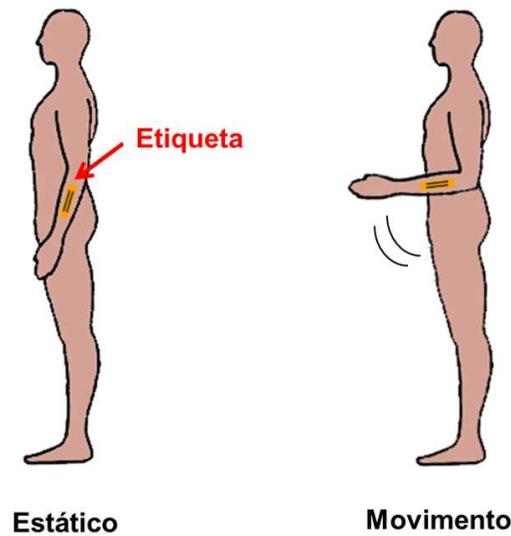


Fonte: Próprio autor.

Na configuração seguinte, com a etiqueta colocada sobre o antebraço esquerdo, o

movimento indicado na Figura 5.27 foi executado.

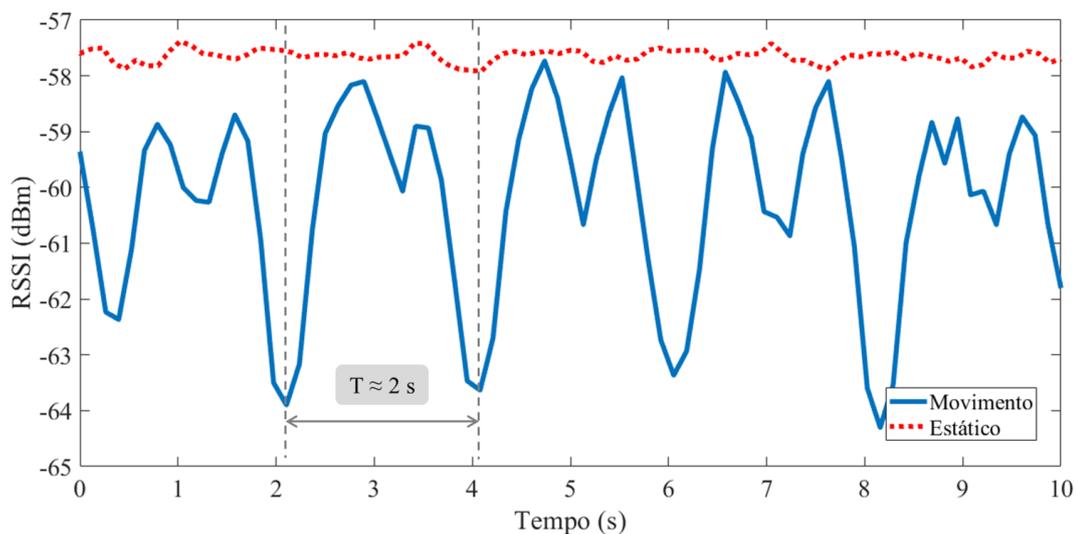
Figura 5.27 – Movimento realizado com a etiqueta sobre o antebraço esquerdo.



Fonte: Próprio autor.

Nesse caso, a medição foi realizada a uma distância de aproximadamente 70 cm da antena do leitor. As curvas da variação do RSSI com o tempo são apresentadas na Figura 5.28, pelas quais é possível verificar que, na posição estática, o valor do RSSI permanece praticamente constante em torno de  $-57,5$  dBm; durante o movimento, esse parâmetro começa a variar com uma tendência periódica entre  $-58$  dBm e  $-64$  dBm, com um período  $T \approx 2$  s e seguindo um padrão visivelmente diferente da curva obtida para a medição anterior (Figura 5.26).

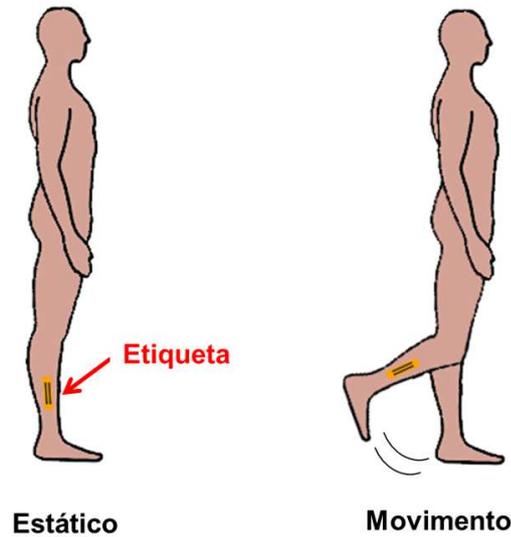
Figura 5.28 – Curvas do RSSI em função do tempo para a etiqueta sobre o antebraço esquerdo.



Fonte: Próprio autor.

Em seguida, o mesmo foi realizado com a etiqueta sobre a perna direita da pessoa sob teste e o movimento realizado está indicado na Figura 5.29.

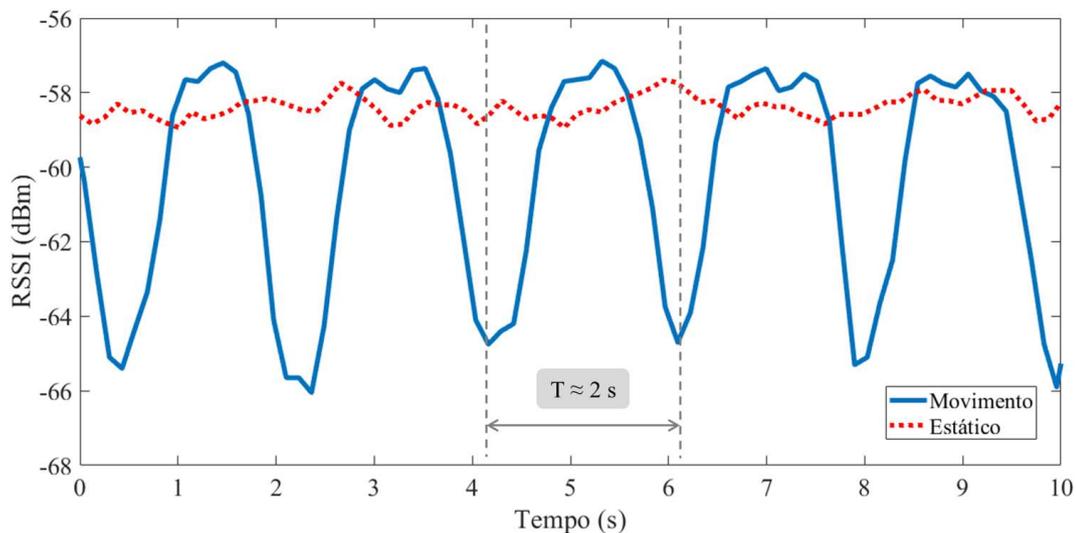
Figura 5.29 – Movimento realizado com a etiqueta sobre a perna direita.



Fonte: Próprio autor.

Dessa vez, foi possível realizar a medição a uma distância de aproximadamente 1 m da antena do leitor. As duas curvas são apresentadas na Figura 5.30, pelas quais é possível verificar que, enquanto a perna se mantém na posição estática, o valor do RSSI permanece praticamente constante em torno de  $-58$  dBm; no momento em que o movimento é realizado, esse parâmetro começa a variar com uma tendência periódica entre  $-57$  dBm e  $-66$  dBm, com um período  $T \approx 2$  s.

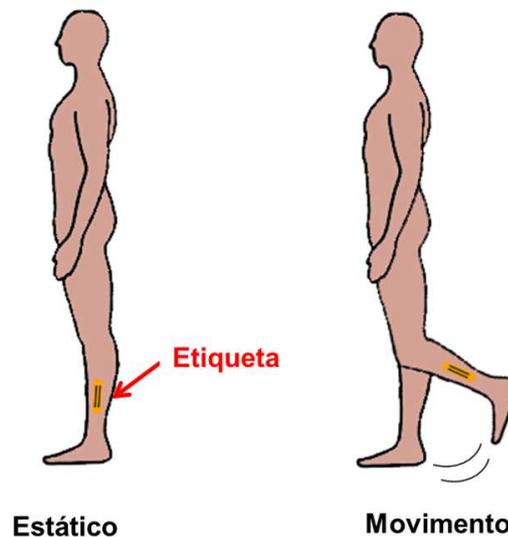
Figura 5.30 – Curvas do RSSI em função do tempo para a etiqueta sobre a perna direita.



Fonte: Próprio autor.

Finalmente, com a etiqueta na perna esquerda, o movimento indicado na Figura 5.31 foi executado.

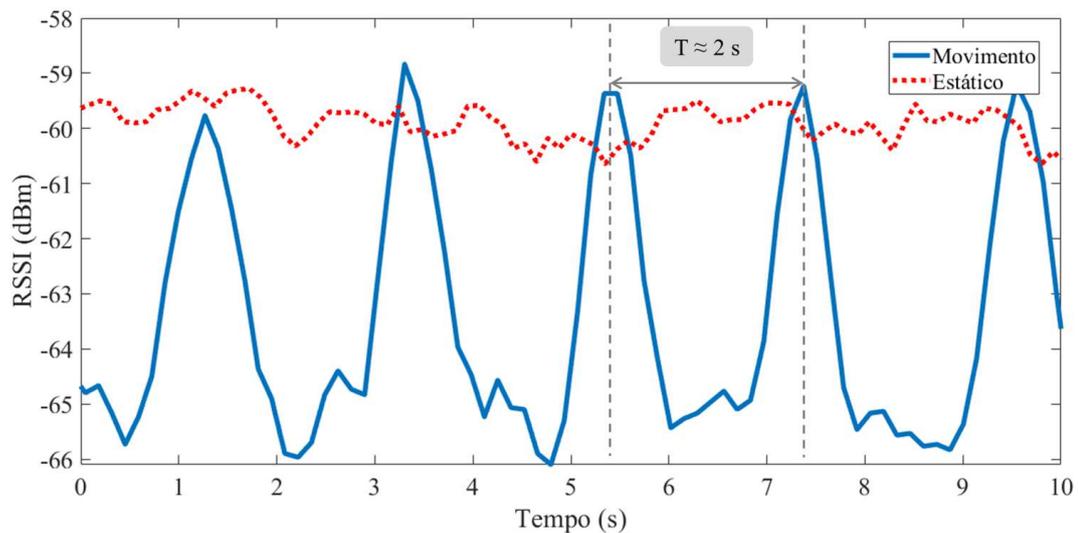
Figura 5.31 – Movimento realizado com a etiqueta sobre a perna esquerda.



Fonte: Próprio autor.

Essa medição foi realizada a uma distância de aproximadamente 1,06 m da antena do leitor e as curvas da variação do RSSI com o tempo são apresentadas na Figura 5.32. Pode-se verificar que, enquanto na posição estática, o valor do RSSI permanece praticamente constante em torno de  $-60$  dBm; já durante o movimento, esse parâmetro começa a variar com uma tendência periódica entre  $-59$  dBm e  $-66$  dBm, com um período  $T \approx 2$  s.

Figura 5.32 – Curvas do RSSI em função do tempo para a etiqueta sobre a perna esquerda.

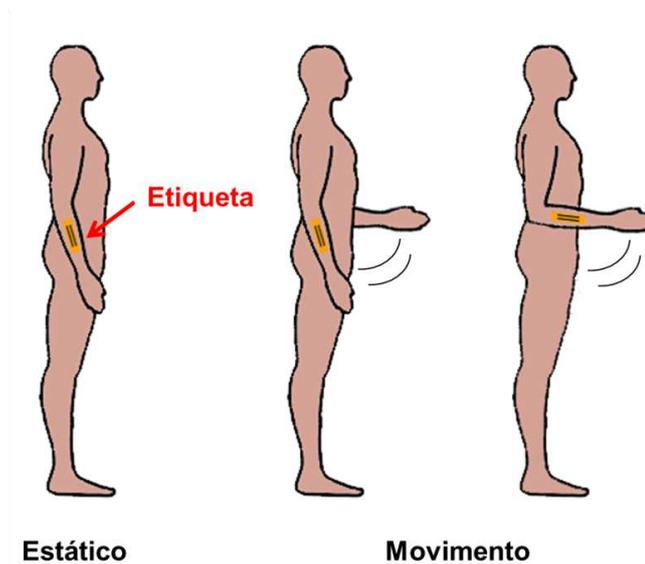


Fonte: Próprio autor.

Na etapa seguinte, avaliou-se a possibilidade de utilizar simultaneamente duas etiquetas sobre membros diferentes para identificação de movimentos conjuntos. Para cada etiqueta foi definido um código distinto, gravado na memória do chip acoplado, de forma a separar os sinais provenientes de cada uma delas. Em todas as medições feitas, a distância entre as etiquetas e as antenas conectadas ao leitor foi fixada em 60 cm.

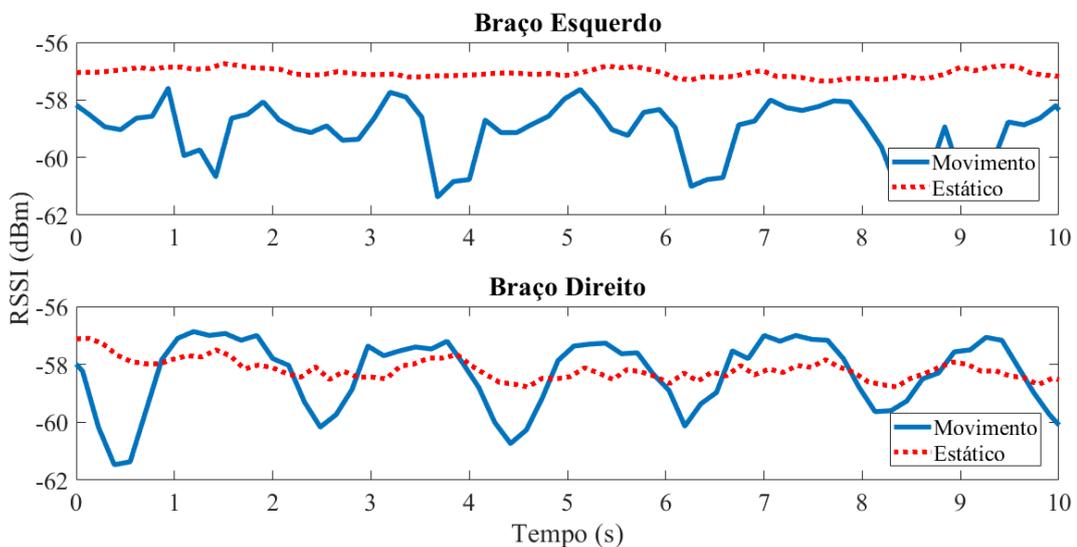
Para a primeira medição, com as etiquetas colocadas sobre os braços da pessoa sob teste, o movimento realizado está ilustrado na Figura 5.33 e a variação do RSSI com o tempo para cada etiqueta na Figura 5.34.

Figura 5.33 – Movimento realizado com as etiquetas sobre os dois braços.



Fonte: Próprio autor.

Figura 5.34 – Curvas do RSSI em função do tempo para as etiquetas sobre os dois braços.

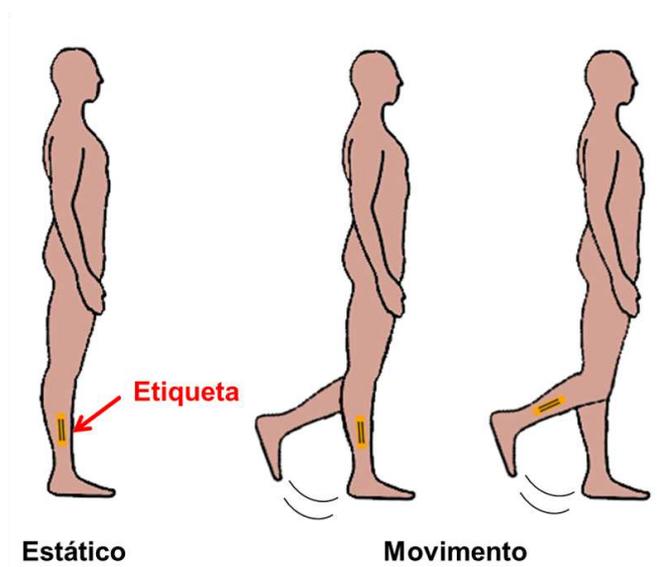


Fonte: Próprio autor.

Pode-se perceber que um padrão de variação semelhante aos das Figuras 5.26 e 5.28, referentes às medições do RSSI com uma etiqueta por vez, é obtido mesmo com a aplicação de múltiplas etiquetas e as interferências inerentes a esse tipo de medição.

Com as etiquetas sobre as pernas, o movimento indicado na Figura 5.35 foi realizado.

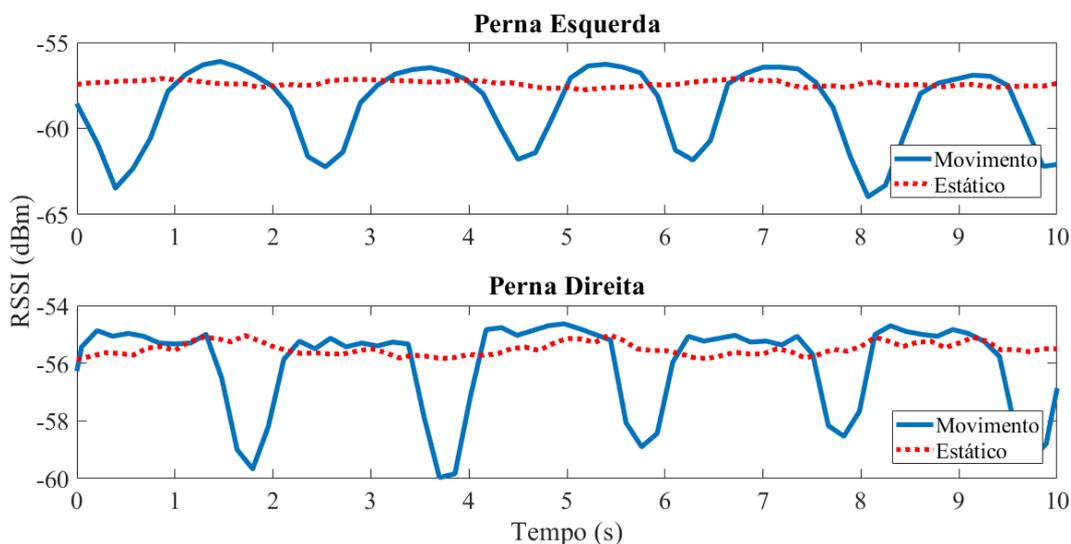
Figura 5.35 – Movimento realizado com as etiquetas sobre as duas pernas.



Fonte: Próprio autor.

As curvas de variação do RSSI com o tempo para cada uma das etiquetas são ilustradas na Figura 5.36, sendo novamente possível perceber a semelhança com as curvas obtidas nos testes de validação usando uma etiqueta (Figuras 5.30 e 5.32).

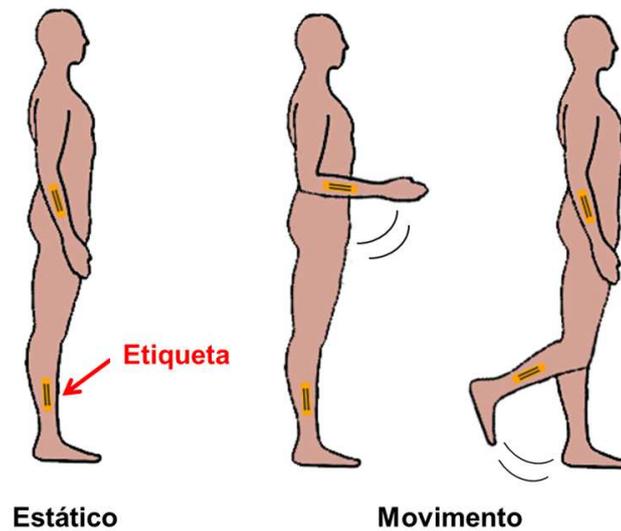
Figura 5.36 – Curvas do RSSI em função do tempo para as etiquetas sobre as duas pernas.



Fonte: Próprio autor.

Para finalizar as medições com duas etiquetas, essas foram posicionadas em um braço e uma perna. Inicialmente, com etiquetas sobre o braço direito e a perna direita, o movimento realizado está ilustrado na Figura 5.37.

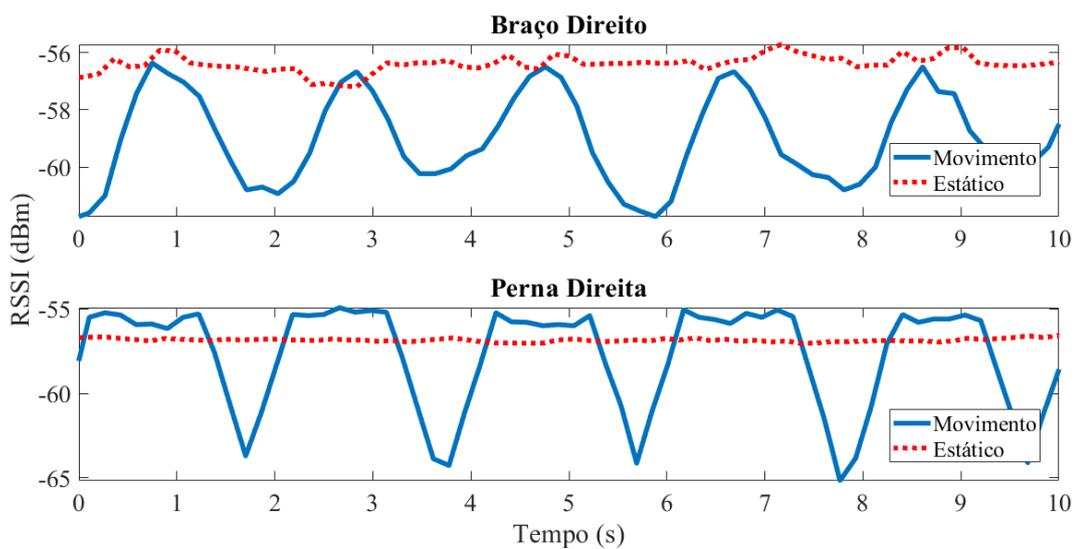
Figura 5.37 – Movimento realizado com as etiquetas sobre o braço direito e a perna direita.



Fonte: Próprio autor.

A variação do RSSI com o tempo para cada uma das etiquetas está ilustrada na Figura 5.38.

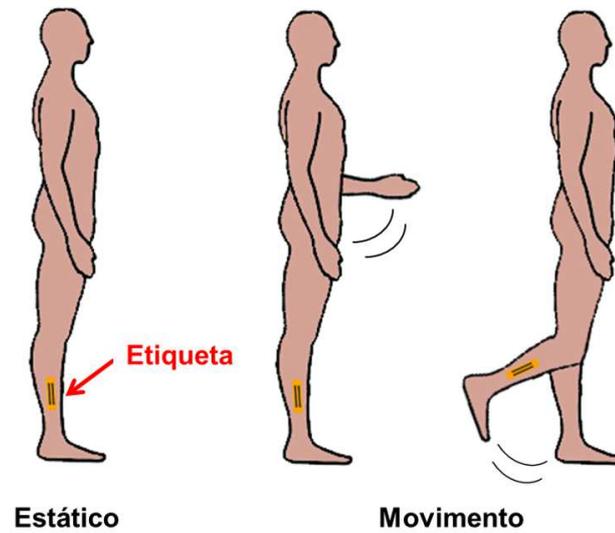
Figura 5.38 – Curvas do RSSI em função do tempo para as etiquetas sobre o braço direito e a perna direita.



Fonte: Próprio autor.

Na Figura 5.39 é ilustrado o movimento realizado com as etiquetas posicionadas sobre o braço esquerdo e a perna direita da pessoa sob teste.

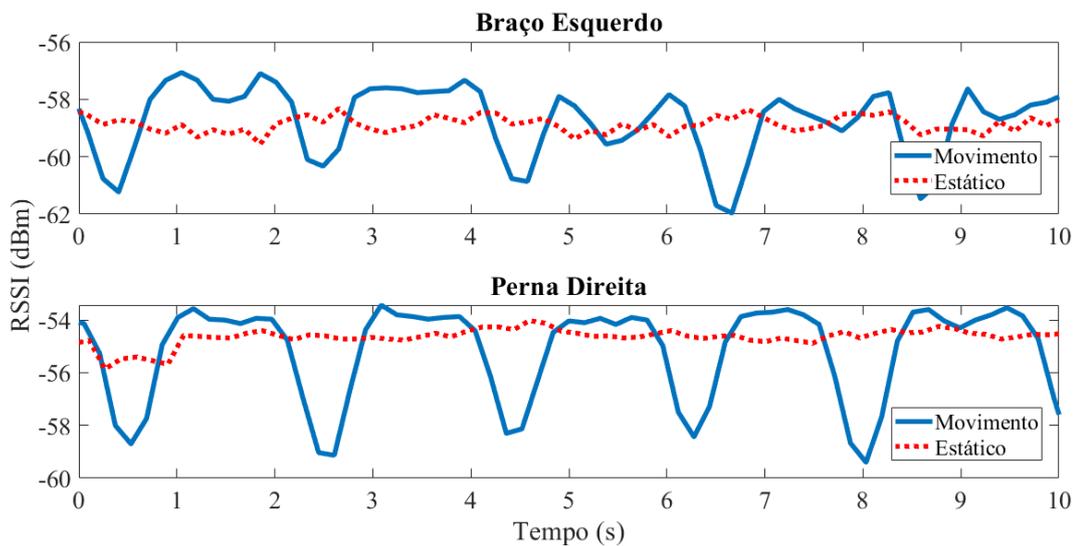
Figura 5.39 – Movimento realizado com as etiquetas sobre o braço esquerdo e a perna direita.



Fonte: Próprio autor.

Mais uma vez as curvas do RSSI em função do tempo para cada das etiquetas estão ilustradas na Figura 5.40.

Figura 5.40 – Curvas do RSSI em função do tempo para as etiquetas sobre o braço esquerdo e a perna direita.



Fonte: Próprio autor.

## 5.4 Etiqueta com Conexão Lateral

Uma outra etiqueta com dois pares de anéis CSRRs, semelhante à proposta na Seção 5.3.1, foi simulada adicionando-se uma conexão lateral (CL) entre o elemento irradiante e

o plano refletor como feito por Manzari, Pettinari e Marrocco (2012).

As vistas isométrica e lateral dessa etiqueta, com definição de suas camadas, são apresentadas na Figura 5.41.

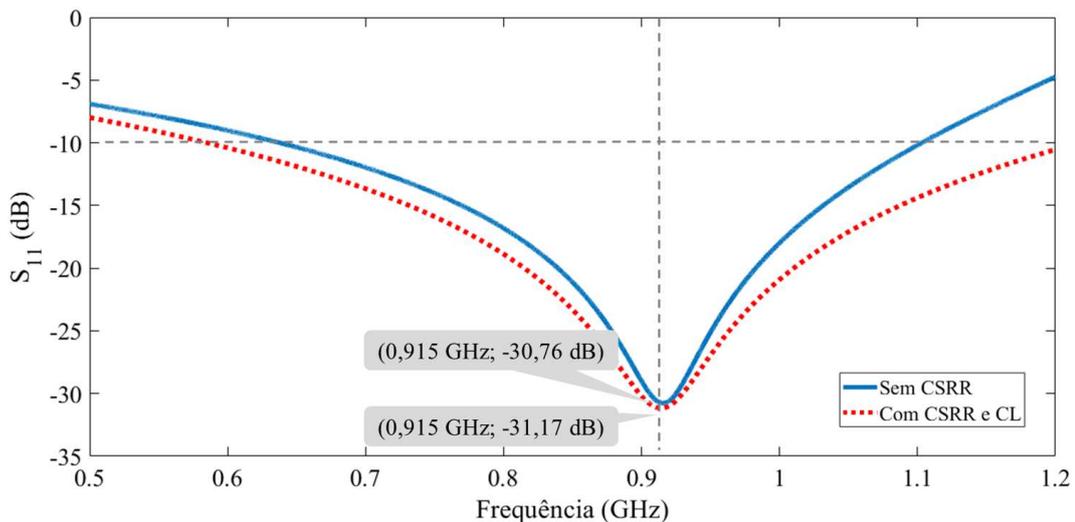
Figura 5.41 – Vistas (a) isométrica e (b) lateral da etiqueta com CL.



Fonte: Próprio autor.

Na Figura 5.42, é feita a comparação entre as curvas do coeficiente de reflexão da etiqueta sem estruturas metamaterial e a nova estrutura com CSRRs e CL. Ambas as etiquetas alcançaram um valor similar para o  $S_{11}$  na frequência de ressonância ( $S_{11} = -30,76$  dB sem os ressoadores e  $S_{11} = -30,87$  dB com ressoadores e conexão lateral).

Figura 5.42 – Comparação entre os coeficientes de reflexão simulados das etiquetas sem CSRRs e com CSRRs e CL.

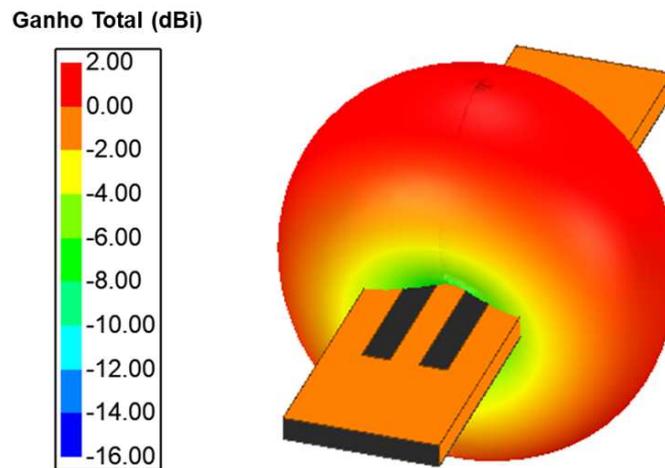


Fonte: Próprio autor.

Com essa nova estrutura, o diagrama de irradiação mantém a mesma distribuição omnidirecional, como pode ser visto na Figura 5.43. No entanto, dessa vez foi possível atingir um patamar positivo no ganho com um valor máximo de 0,67 dBi na direção

$\theta = 180^\circ$ , um aumento de 4,02 dBi quando comparado com a etiqueta sem CSRRs e um aumento de 1,48 dBi em comparação à etiqueta com CSRRs e sem CL.

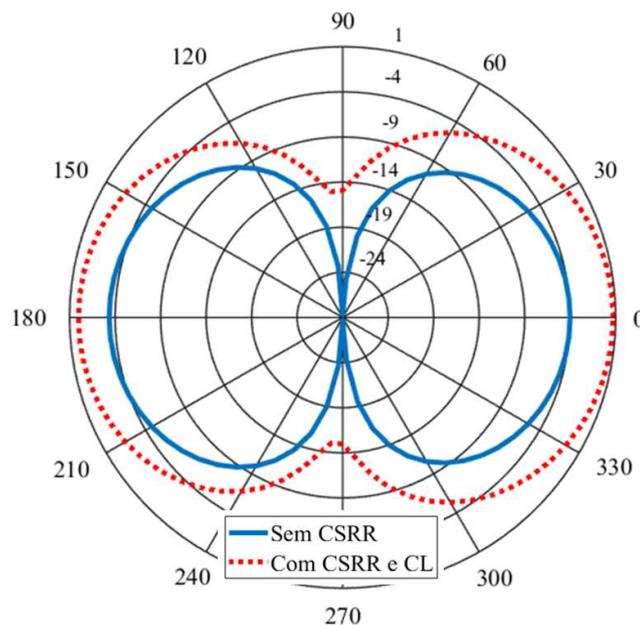
Figura 5.43 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta com CSRRs e CL.



Fonte: Próprio autor.

Na Figura 5.44 são comparados os diagramas de irradiação 2D (plano E) da etiqueta sem CSRRs e da etiqueta com CSRRs e CL, a partir do qual é possível avaliar, por comparação direta, o aumento do ganho na direção especificada.

Figura 5.44 – Diagrama de irradiação 2D (Plano E) das etiquetas sem CSRRs e com CSRRs e CL.

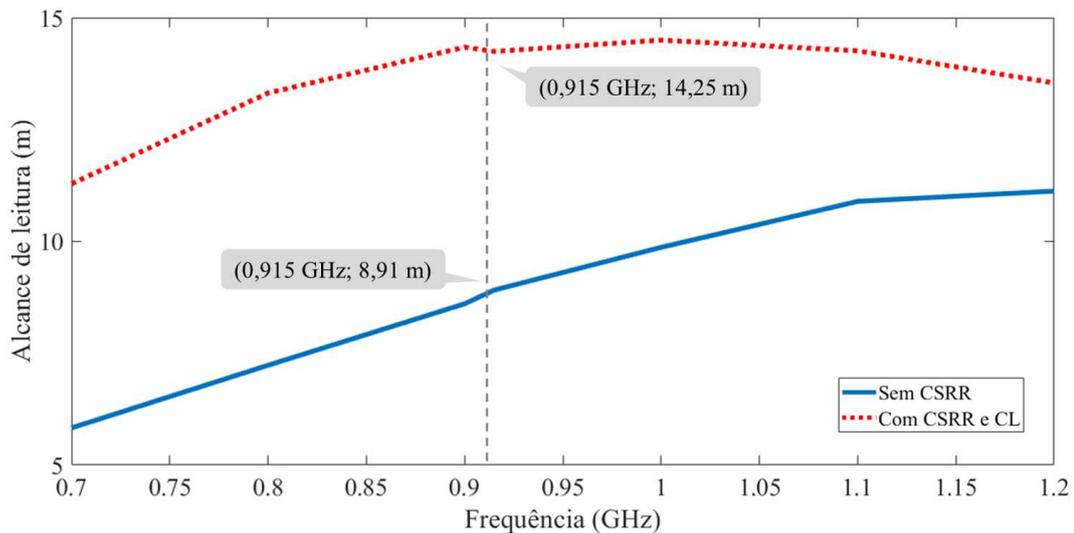


Fonte: Próprio autor.

As curvas de alcance de leitura das duas etiquetas são comparadas na Figura 5.45. Para toda faixa de frequência simulada entre 700 MHz e 1,2 GHz, a etiqueta com CSRRs

e CL apresentou um alcance maior em comparação à etiqueta sem CSRRs. Na frequência de 915 MHz, a etiqueta com os ressoadores e conexão lateral atingiu um alcance máximo simulado de 14,25 m contra 8,91 m da etiqueta sem ressoadores.

Figura 5.45 – Curvas do alcance de leitura simulado das etiquetas sem CSRRs e com CSRRs e CL.



Fonte: Próprio autor.

Apesar de ter apresentado o melhor resultado em termos de ganho e alcance de leitura teóricos, essa etiqueta não foi aplicada aos testes de identificação do movimento humano devido a dificuldades no processo de fabricação, uma vez que a aplicação manual da fita de cobre adesiva não aderiu o suficiente à lateral do substrato, causando o não funcionamento do protótipo.

## 6 Conclusões

Nesse trabalho foi discutida a aplicação da tecnologia de identificação por radio-frequência passiva no sensoriamento dos movimentos humanos na frequência UHF de 915 MHz. As etiquetas propostas foram fabricadas sobre um substrato flexível de EPDM e os primeiros testes de validação comprovaram seu funcionamento na detecção dos movimentos humanos por meio da análise da variação da potência recebida pelo leitor, quantificada com o parâmetro RSSI. Os sinais coletados nos testes mostraram claramente a influência do movimento na curva do RSSI, confirmado pela correspondência entre a taxa de realização dos movimentos e a componente de frequência com mais energia do sinal, obtida pela transformada rápida de Fourier.

Em seguida, a adição de ressoadores complementares de anéis divididos à estrutura da etiqueta tornou possível aumentar o ganho teórico de -3,35 dBi para -0,81 dBi; isso influenciou no aumento do alcance de leitura teórico da etiqueta de 8,91 m para 11,94 m. Essa nova etiqueta permitiu realizar os testes a até uma distância de 1 m da antena do leitor e, dessa vez, foram realizadas medições com a etiqueta estática e com a etiqueta em movimento, de forma a comprovar que a variação observada na curva do RSSI corresponde à realização do movimento. Ainda foram realizados testes com duas etiquetas sobre o corpo para detecção de movimentos simultâneos de dois membros distintos. A utilização de etiquetas RFID com chip permitiu separar os sinais provindos de cada etiqueta por meio de um código distinto definido para cada uma delas e, com esses testes, concluiu-se a possibilidade de utilização dessa tecnologia flexível e passiva sobre o corpo para detecção de movimento humanos, reduzindo assim muitos dos custos inerentes a aplicação de dispositivos ativos para esse propósito.

Uma terceira etiqueta, com CSRRs e uma conexão metálica lateral entre o elemento irradiante e o plano refletor, foi desenvolvida por meio do *software* de simulação, resultando em uma estrutura com ganho máximo em um patamar positivo de 0,67 dBi e alcance de leitura de 14,25 m. No entanto, devido à necessidade de inserir essa conexão manualmente durante a fabricação, os resultados de medição da etiqueta não foram satisfatórios, o que impossibilitou sua aplicação nos testes de validação realizados neste trabalho.

### 6.1 Sugestões de Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros para continuidade dessa linha de pesquisa, sugere-se:

- Investigação de substratos de menor espessura que aumentem a flexibilidade do sistema sem perda de desempenho;

- investigação de técnicas para a miniaturização da etiqueta;
- otimização do processo de fabricação da etiqueta de forma a minimizar as perdas inerentes a essa etapa;
- classificação dos movimentos a partir da análise da média e da variância dos sinais de RSSI obtidos;
- integração a outros sistemas de identificação de sinais vitais por meio da tecnologia RFID.

## 6.2 Publicações

Durante o período de realização dessa pesquisa, foram feitas diversas publicações em congressos nacionais e internacionais, dentre as quais pode-se citar:

- **Passive RFID Tag for Respiratory Frequency Monitoring**, apresentado no *International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers* (INSCIT 2018) em Porto Alegre, Brasil;
- **Low-cost circular-polarized patch antenna for RFID applications**, apresentado no *International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers* (INSCIT 2018) em Porto Alegre, Brasil;
- **Flexible UHF RFID Tag for Human Body Motion Detection**, apresentado no *Latin American Microwave Conference* (LAMC 2018) em Arequipa, Peru;
- **Aperture-Coupled Koch Fractal on-Chip Antennas for 60 GHz ISM Band**, apresentado no *Latin American Microwave Conference* (LAMC 2018) em Arequipa, Peru;
- **Design of a SIW Chebyshev Bandpass Filter with Inductive Coupling**, apresentado no *Latin American Microwave Conference* (LAMC 2018) em Arequipa, Peru;
- **Design of a Butler Matrix for Switched Beam Application**, apresentado no *Latin American Microwave Conference* (LAMC 2018) em Arequipa, Peru;
- **Compact Band-pass Filter with RSIW Cavity**, apresentado no *European Conference on Antennas and Propagation* (EuCAP 2019) em Cracóvia, Polônia;
- **Flexible RFID tag with circular CSRR for body-area applications**, que será apresentado no *International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers* (INSCIT 2019) em São Paulo, Brasil;

- **Flexible UHF RFID Tag Gain Enhancement using Metamaterial Structure**, que será apresentado no *International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers* (INSCIT 2019) em São Paulo, Brasil;
- **Optimized low-cost circularly polarized patch antenna for RFID applications**, apresentado no *International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers* (INSCIT 2019) em São Paulo, Brasil;
- **Non-invasive Microwave Sensor for Ethanol Content in Gasoline Applications**, apresentado no *International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers* (INSCIT 2019) em São Paulo, Brasil.

## Referências Bibliográficas

- ABDELKARIM, M. et al. A Compact Split-Ring Resonator using Spiral Technique for UHF RFID Tag. In: *2018 4th International Conference on Advanced Technologies for Signal and Image Processing (ATSIP)*. Sousse, Tunísia: IEEE, 2018. p. 1–4.
- AHLBOM, A. et al. Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz). *Health Physics*, Lippincott Williams and Wilkins, v. 74, n. 4, p. 494–521, 1998.
- AMARAL, C. *Lentes de Campo Próximo Baseadas em Metamaterial para Antenas RFID*. Rio de Janeiro, 2017.
- AMENDOLA, S.; BIANCHI, L.; MARROCCO, G. Movement Detection of Human Body Segments: Passive Radio-frequency Identification and Machine-Learning Technologies. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, v. 57, n. 3, p. 23–37, jun. 2015.
- ANSYS. *ANSYS HFSS*. 2015. Disponível em: <<https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>>. Acesso em: 22 jun. 2019.
- ARCHASANTISUK, S.; AOYAGI, T. The Human Movement Identification using the Radio Signal Strength in WBAN. In: *2015 9th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT)*. Kamakura, Japão: IEEE, 2015. p. 59–63.
- BAIT-SUWAILAM, M. *Electromagnetic Field Interaction with Metamaterials*. 1<sup>a</sup>. ed. Muscat, Oman: IntechOpen, 2019.
- BALANIS, C. A. *Antenna Theory: Analysis and Design*. 3<sup>a</sup>. ed. Hoboken, Estados Unidos: Wiley, 2005.
- BARMAN, J. et al. Sensor-Enabled RFID System for Monitoring Arm Activity: Reliability and Validity. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 20, n. 6, p. 771–777, nov. 2012.
- CHAPRE, Y. et al. Received Signal Strength Indicator and its Analysis in a Typical WLAN System. In: *38th Annual IEEE Conference on Local Computer Networks*. Sydney, Austrália: IEEE, 2013. p. 304–307.
- EPSTEIN, M.; JORDAN, B. W. *Identification System using Coded Passive Transponders*. Estados Unidos: Google Patents, 1978. US Patent 4,096,477.
- FINKENZELLER, K. *RFID Handbook: Fundamentals and Applications in Contactless Smart Cards, Radio Frequency Identification and Near-Field Communication*. 3<sup>a</sup>. ed. Sussex, Reino Unido: Wiley, 2010.
- HU, G.; QIU, X.; MENG, L. Human Activity Recognition based on Hidden Markov Models using Computational RFID. In: *2017 4th International Conference on Systems and Informatics (ICSAI)*. Hangzhou, China: IEEE, 2017. p. 813–818.

- HUNT, V. D.; PUGLIA, A.; PUGLIA, M. *RFID: A Guide to Radio Frequency Identification*. 1<sup>a</sup>. ed. Hoboken, Estados Unidos: Wiley, 2006.
- KELLOMAKI, T. et al. Towards Washable Wearable Antennas: A Comparison of Coating Materials for Screen-Printed Textile-Based UHF RFID Tags. *International Journal of Antennas and Propagation*, out. 2012.
- KHALEEL, H. *Innovation in Wearable and Flexible Antennas*. 1<sup>a</sup>. ed. Southampton, Reino Unido: Wit Press, 2014.
- KHALEEL, H. R. et al. A Compact Polyimide-Based UWB Antenna for Flexible Electronics. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, v. 11, p. 564–567, mai. 2012. ISSN 1548-5757.
- KHAN, J.; YUCE, M. Wireless Body Area Network (WBAN) for Medical Applications. In: *New Developments in Biomedical Engineering*. Londres, Reino Unido: InTech, 2010.
- KIOURTI, A. RFID Antennas for Body-Area Applications: From Wearables to Implants. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, v. 60, n. 5, p. 14–25, out. 2018.
- KOSKI, K. et al. Fundamental Characteristics of Electro-Textiles in Wearable UHF RFID Patch Antennas for Body-Centric Sensing Systems. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 62, n. 12, p. 6454–6462, dez. 2014. ISSN 1558-2221.
- KRIGSLUND, R. et al. A Novel Technology for Motion Capture using Passive UHF RFID Tags. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 60, n. 5, p. 1453–1457, mai. 2013.
- LANDT, J. The History of RFID. *IEEE Potentials*, v. 24, n. 4, p. 8–11, out. 2005.
- LODATO, R. et al. Feasibility of UHF-RFID Links Involving Loop-Tags Implanted into Human Limbs. In: *2014 44th European Microwave Conference*. Roma, Itália: IEEE, 2014. p. 267–270.
- MAJEED, A. S. S. M.; VIJAYAKUMAR, V. Mechanical, Thermal and Electrical Properties of EPDM/Silicone blend Nanocomposites. *International Journal of Engineering Research and Applications*, v. 3, p. 1177–1180, jan. 2013.
- MANZARI, S.; PETTINARI, S.; MARROCCO, G. Miniaturized and tunable wearable RFID tag for body-centric applications. In: *2012 IEEE International Conference on RFID-Technologies and Applications (RFID-TA)*. Nice, France: IEEE, 2012. p. 239–243.
- MARQUÉS, R.; MARTÍN, F.; SOROLLA, M. *Metamaterials with Negative Parameters*. 1<sup>a</sup>. ed. Nova Jersey, EUA: John Wiley Sons, 2008.
- MARROCCO, G. RFID Antennas for the UHF Remote Monitoring of Human Subjects. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 55, n. 6, p. 1862–1870, jun. 2007.
- MARSLAND, T. P.; EVANS, S. Dielectric Measurements with an Open-Ended Coaxial Probe. *IEE Proceedings H - Microwaves, Antennas and Propagation*, v. 134, n. 4, p. 341–349, ago. 1987.
- MOVASSAGHI, S. et al. Wireless Body Area Networks: A Survey. *IEEE Communications Surveys Tutorials*, v. 16, n. 3, p. 1658–1686, jan. 2014.

- NIKITIN, P. V.; RAO, K. V. S. Theory and measurement of backscattering from RFID tags. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, v. 48, n. 6, p. 212–218, dez. 2006. ISSN 1558-4143.
- OCCHIUZZI, C.; CIPPITELLI, S.; MARROCCO, G. Modeling, Design and Experimentation of Wearable RFID Sensor Tag. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 58, n. 8, p. 2490–2498, ago. 2010.
- OCCHIUZZI, C.; MARROCCO, G. RFID Detection of Human Body Movements. In: *2009 European Microwave Conference (EuMC)*. Roma, Itália: IEEE, 2009. p. 017–020.
- OCCHIUZZI, C. et al. Multi-Channel Processing of RFID Backscattering for Monitoring of Overnight Living. In: *2014 XXXIth URSI General Assembly and Scientific Symposium (URSI GASS)*. Pequim, China: IEEE, 2014. p. 1–4.
- ORECCHINI, G. et al. Wearable Battery-Free Active Paper Printed RFID Tag with Human-Energy Scavenger. In: *2011 IEEE MTT-S International Microwave Symposium*. Baltimore, Estados Unidos: IEEE, 2011. p. 1–4.
- PANDEESWARI, R.; RAGHAVAN, S. Microstrip Antenna with Complementary Split Ring Resonator Loaded Ground Plane for Gain Enhancement. *Microwave and Optical Technology Letters*, v. 57, n. 2, p. 292–296, 2015.
- PAREDES, F. et al. A Novel Design Strategy for Small On-Metal UHF-RFID Tags with Long Read Range based on Complementary Split-Ring Resonator (CSRR). In: *2018 48th European Microwave Conference (EuMC)*. Madri, Espanha: IEEE, 2018. p. 985–989.
- PAREDES, F. et al. 2-SR-based Electrically Small Antenna for RFID Applications. *Applied Physics A*, v. 122, n. 4, p. 324, mar. 2016.
- PATEL, S. K.; KOSTA, Y. Complementary Split Ring Resonator Metamaterial to Achieve Multifrequency Operation in Microstrip-based Radiating Structure Design. *Journal of Modern Optics*, Taylor Francis, v. 61, n. 3, p. 249–256, 2014.
- PATHAK, P.; TRIPATHI, H. Specific Absorption Rate Calculation and Rate of Temperature Change in Tissues due to Radio Antenna,. *International Transaction in Applied Sciences*, v. 2, p. 709, fev. 2010.
- PETRARIU, A.; POPA, V.; CHIRAP, A. Metal Mountable Microstrip Patch UHF RFID Tag Antenna. In: *2015 International Symposium on Signals, Circuits and Systems (ISSCS)*. Iași, Romênia: IEEE, 2015. p. 1–4.
- PHATARACHAISAKUL, T. et al. Tag Antenna using Printed Dipole with H-Slot for UHF RFID Applications. In: *2014 International Electrical Engineering Congress (iEECON)*. Chonburi, Tailândia: IEEE, 2014. p. 1–4.
- PRADHAN, K. K.; CHAKRAVERTY, S. Chapter Four - Finite Element Method. In: *Computational Structural Mechanics*. San Diego, Estados Unidos: Academic Press, 2019. p. 25 – 28. ISBN 978-0-12-815492-2.
- RAMOS, A.; LAZARO, A.; GIRBAU, D. Semi-Passive Time-Domain UWB RFID System. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, v. 61, n. 4, p. 1700–1708, abr. 2013.

- RASHEE, A. et al. Experimental Study of Human Body Effect on Temperature Sensor Integrated RFID Tag. In: *2017 IEEE International Conference on RFID Technology Application (RFID-TA)*. Varsóvia, Polônia: IEEE, 2017. p. 243–247.
- RASYID, M. U. H. A.; LEE, B.; SUDARSONO, A. Wireless Body Area Network for Monitoring Body Temperature, Heart Beat and Oxygen in Blood. In: *2015 International Seminar on Intelligent Technology and Its Applications (ISITIA)*. Surabaya, Indonésia: IEEE, 2015. p. 95–98.
- RIBEIRO, J. A. J. *Engenharia de Micro-ondas: Fundamentos e Aplicações*. 1<sup>a</sup>. ed. São Paulo: Érica, 2008.
- SADIKU, M. *Elements of electromagnetics*. 3<sup>a</sup>. ed. Nova Iorque, EUA: Oxford University Press, 2000.
- SANCHEZ-ROMAGUERA, V. et al. Towards inkjet-printed low cost passive UHF RFID skin mounted tattoo paper tags based on silver nanoparticle inks. *Journal of Materials Chemistry*, v. 1, p. 6395, ago. 2013.
- SHAO, S. et al. Broadband Textile-Based Passive UHF RFID Tag Antenna for Elastic Material. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, v. 14, p. 1385–1388, jun. 2015. ISSN 1548-5757.
- SINGH, M.; JAIN, N. Performance and Evaluation of Smartphone based Wireless Blood Pressure Monitoring System using Bluetooth. *IEEE Sensors Journal*, v. 16, n. 23, p. 8322–8328, dez. 2016.
- SMITH, S. W. *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. Califórnia, EUA: California Technical Publishing, 1997. ISBN 0966017633.
- SORLI, B. et al. UHF RFID Anisotropic Magnetoresistance Sensor for Human Motion Monitoring. In: *2015 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings*. Pisa, Itália: IEEE, 2015. p. 1165–1168.
- STOCKMAN, H. Communication by Means of Reflected Power. *Proceedings of the IRE*, v. 36, n. 10, p. 1196–1204, out. 1948.
- TOIVONEN, M. et al. Impact of Moisture and Washing on the Performance of Embroidered UHF RFID Tags. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, v. 12, p. 1590–1593, dez. 2013. ISSN 1548-5757.
- TUCCONI, F. et al. Robustness of Wearable UHF-Band Ungrounded Antennas to Human-Body Proximity. In: *2016 URSI International Symposium on Electromagnetic Theory (EMTS)*. Espoo, Finlândia: IEEE, 2016. p. 454–456.
- VESELAGO, V. G. The electrodynamics of substances with simultaneously negative values of  $\epsilon$  and  $\mu$ . *Phys. Usp.*, Physics-Usppekhi, v. 10, n. 4, p. 509–514, abr. 1968.
- WAHIBA, B.; MILOUD, B.; MOHAMMED, M. S. Design of a Wearable Monopole RFID Antenna Integrated in Smart Clothing for Tracking Human Movements. In: *2018 International Symposium on Advanced Electrical and Communication Technologies (ISAECT)*. Rabat, Marrocos: IEEE, 2018. p. 1–6.

- WANG, Z. et al. Embroidered Conductive Fibers on Polymer Composite for Conformal Antennas. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 60, n. 9, p. 4141–4147, set. 2012. ISSN 1558-2221.
- WEI, Z. et al. Comparison of Wearable Passive UHF RFID Tags Based on Electro-Textile Dipole and Patch Antennas in Body-worn Configurations. In: *2017 IEEE Radio and Wireless Symposium (RWS)*. Phoenix, Estados Unidos: IEEE, 2017. p. 204–206.
- WICKRAMASINGHE, A. et al. Sequence Learning with Passive RFID Sensors for Real-Time Bed-Egress Recognition in Older People. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, v. 21, n. 4, p. 917–929, jul. 2017.
- YANG, L.; RIDA, A.; TENTZERIS, M. *Design and Development of RFID and RFID-Enabled Sensors on Flexible Low Cost Substrates*. 1<sup>a</sup>. ed. São Rafael, Estados Unidos: Morgan & Claypool, 2009.
- ZHANG, J.; LONG, Y. A Novel Metal-Mountable Electrically Small Antenna for RFID Tag Applications With Practical Guidelines for the Antenna Design. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 62, n. 11, p. 5820–5829, nov. 2014.
- ZUFFANELLI, S. et al. Analysis of the Split Ring Resonator (SRR) Antenna Applied to Passive UHF-RFID Tag Design. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 64, n. 3, p. 856–864, mar. 2016.
- ZUFFANELLI, S. et al. Passive UHF-RFID Tag based on Electrically Small Square-Shaped Split Ring Resonator (SRR) Antenna. In: *2016 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APS-URSI)*. Fajardo, Puerto Rico: IEEE, 2016. p. 949–950.
- ZUFFANELLI, S. et al. On-Metal UHF-RFID Passive Tags based on Complementary Split-Ring Resonators. *IET Microwaves, Antennas Propagation*, v. 11, n. 7, p. 1040–1044, 2017.