



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

JÉSSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO

**SISTEMA RFID PARA MONITORAMENTO DAS FREQUÊNCIAS RESPIRATÓRIA  
E CARDÍACA**

Campina Grande – PB

Março – 2020

JÉSSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO

**SISTEMA RFID PARA MONITORAMENTO DAS FREQUÊNCIAS RESPIRATÓRIA  
E CARDÍACA**

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.

Orientador(es): Prof. Alexandre Jean René Serres, D. Sc.

Prof. Danilo Freire de Souza Santos, D. Sc.

Campina Grande – PB

Março – 2020

A663s

Araujo, Jéssyca Iasmyn Lucena.

Sistema RFID para monitoramento das frequências respiratória e cardíaca / Jéssyca Iasmyn Lucena Araujo. - Campina Grande, 2020.

116 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. Danilo Freire de Souza Santos \_.

Referências.

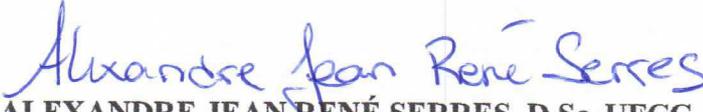
1. Radiofrequência. 2. Sistema RFID. 3. Etiqueta RFID Passiva - Metamaterial. 4. Monitoramento - Frequência Respiratória e Cardíaca. I. Serres, Alexandre Jean René. II. Santos, Danilo Freire de Souza. III. Título.

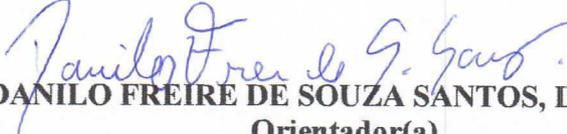
CDU 621.396(043)

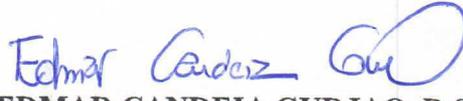
**SISTEMA RFID PARA MONITORAMENTO DAS FREQUÊNCIAS RESPIRATÓRIA E  
CARDÍACA**

**JÉSSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO**

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

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

  
**DANILO FREIRE DE SOUZA SANTOS, 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**

Dedico este trabalho ao Senhor nosso Deus, todo Poderoso, Majestoso, Grandioso, digno de toda honra, toda glória e todo louvor, pois sem Ele nada seria possível.

“<sup>36</sup>Porque dEle, e por meio dEle, e para Ele são todas as coisas. A Ele, pois, a glória eternamente. Amém!”

Romanos 11:36

“<sup>12</sup>...Até aqui nos ajudou o Senhor.”

1 Samuel 7:12

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus acima de tudo pelo seu infinito amor, misericórdia, justiça e fidelidade, por ter me abençoado com esta vitória, pela força, pelo ânimo, pelo encorajamento, pela inteligência e pela capacitação necessários, por não ter me permitido desistir e pelas portas abertas para que fosse possível chegar até aqui. Ao Senhor meu Deus, meu Pai, que nunca me deixou sozinha, seja toda honra e toda glória por este trabalho.

Agradeço aos meus pais, José Jardel Araujo Barbosa e Marta de Lucena Araujo, por todos os esforços para que eu chegasse aqui, para me proporcionar uma boa educação, pelo apoio, dedicação, incentivo, paciência e ajuda nos momentos difíceis, por cada palavra de encorajamento, por sempre se alegrarem junto comigo pelas vitórias em minha vida.

Agradeço ao meu noivo, Arthur Madson Almeida de Lucena, pelas palavras de ânimo, por buscar me acalmar nos momentos difíceis, pela paciência, pelo cuidado, pelas ajudas e pelas dicas.

Agradeço aos professores Alexandre Jean René Serres e Danilo Freire de Souza Santos por estarem sempre dispostos a me ajudar, orientar, mostrando soluções para as dificuldades enfrentadas, auxiliando, ensinando e proporcionando os materiais necessários.

Agradeço à Georgina Karla de Freitas Serres pelas ajudas, orientações e apoio.

Agradeço aos professores Bruno Barbosa Albert, Edmar Candeia Gurjão e Wamberto José Lira de Queiroz pelas sugestões e correções que fizeram aprimorar este trabalho e ampliar meus conhecimentos.

Agradeço ao meu amigo Samuel Medeiros Araújo Morais que, desde o primeiro período de curso, esteve me ajudando, apoiando, estando disposto a auxiliar no que fosse preciso para o desenvolvimento desse trabalho.

Agradeço à Simões pela ajuda e soldagem dos *chips* e dos fios condutores em alguns *chips*.

Agradeço a todos os professores que fizeram parte da minha vida e se dedicaram a transmitir os conhecimentos necessários à uma boa educação e aprendizado profissional, e aos funcionários da UFCG pela disposição em nos ajudar.

Agradeço ao CNPq pela concessão da bolsa de estudos na modalidade de mestrado.

Agradeço a todos que foram usados por Deus durante toda esta jornada para me ajudarem e me incentivarem.

## RESUMO

Neste trabalho, foi desenvolvido um sistema RFID para monitoramento da frequência respiratória e projetou-se um circuito para monitoramento da frequência cardíaca. Nas etiquetas RFID passivas, utilizou-se uma estrutura metamaterial para melhorar o seu desempenho, aumentando o seu valor máximo de ganho. O monitoramento da frequência respiratória foi baseado nas variações do Indicador da Intensidade do Sinal Recebido (*Received Signal Strength Indicator* – RSSI) pelo leitor devido aos movimentos respiratórios. Em algumas configurações de medição da respiração, o alcance máximo de leitura foi maior do que 1 m, que é a distância considerada nas configurações de medições descritas em alguns artigos científicos. Os dados de RSSI, obtidos por meio da leitura da etiqueta RFID, foram processados utilizando a wavelet de Daubechies de ordem 3 (db3) e considerando três níveis de decomposição do sinal. Sinais da respiração menos ruidosos foram obtidos nas medições com o participante sentado, em repouso, e considerando a etiqueta RFID com duas células CSRR nas posições 1 e 3 e a etiqueta RFID com oito células CSRR e a espuma de polietileno de 11 mm na posição 2 sobre o abdômen. As frequências respiratórias adquiridas a partir das variações do parâmetro RSSI, considerando o participante em repouso, foram validadas por meio de comparação com os resultados obtidos por meio de um monitor de sinais vitais. Para o monitoramento da frequência cardíaca, desenvolveu-se um circuito de detecção da frequência cardíaca constituído por um circuito de aquisição do sinal de ECG, que fornece o sinal de ECG amplificado e filtrado, e um temporizador, o qual é alimentado pelo sinal de saída desse circuito de aquisição do sinal de ECG e muda sua saída para nível alto após a detecção de um batimento cardíaco. Os sinais de saída desses circuitos foram visualizados em osciloscópio, verificando-se a detecção dos picos do sinal de ECG pelo temporizador. Além disso, a partir do sinal de saída do circuito de aquisição do sinal de ECG, foi possível obter o valor da frequência cardíaca considerando o intervalo de tempo entre duas ondas R sucessivas. No entanto, não foi possível realizar a comunicação entre o temporizador e o *chip* da etiqueta RFID, o que permitiria a obtenção dessa frequência a partir do intervalo de tempo entre interrupções sucessivas na transmissão RFID.

**Palavras-chave:** RFID. Radiofrequência. Etiqueta. Passiva. Metamaterial. Monitoramento. Sinais vitais. Frequência respiratória. Frequência cardíaca.

## ABSTRACT

In this work, an RFID system for monitoring respiratory rate was developed and a circuit for monitoring heart rate was designed. A metamaterial structure was used in the passive RFID tags to improve its performance by increasing its maximum gain value. The monitoring of the respiratory rate was based on the variations of the Received Signal Strength Indicator (RSSI) by the reader due to respiratory movements. In some breath measurement configurations, the maximum read range was greater than 1 m, which is the distance considered in the measurements setups described in some scientific papers. The RSSI data, obtained by reading the RFID tag, were processed using the Daubechies wavelet of order 3 (db3) and considering three levels of signal decomposition. Less noisy breathing signals were obtained in measurements with the participant seated, at rest, and considering the RFID tag with two CSRR cells in positions 1 and 3 and the RFID tag with eight CSRR cells and the 11 mm polyethylene foam in position 2 on the abdomen. The respiratory rates acquired from the variations of the RSSI parameter, considering the participant at rest, were validated by comparison with the results obtained using a vital signals monitor. For heart rate monitoring, a heart rate detection circuit was developed, consisting of an ECG acquisition circuit, which provides the amplified and filtered ECG signal, and a timer, which is fed by the output signal of this ECG signal acquisition circuit and changes its output to a high level after a heartbeat is detected. The output signals of these circuits were visualized on an oscilloscope, checking the detection of the ECG signal peaks by the timer. In addition, from the output signal of the ECG signal acquisition circuit, it was possible to obtain the heart rate value considering the time interval between two successive R waves. However, it was not possible to communicate between the timer and the RFID tag chip, which would allow obtaining that frequency from the time interval between successive RFID transmission interruptions.

**Keywords:** RFID. Radio frequency. Tag. Passive. Metamaterial. Monitoring. Vital signals. Respiratory rate. Heart rate.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Ondas, intervalos e segmentos de um eletrocardiograma (ECG). .....	22
Figura 2 – Movimento do diafragma durante a inspiração e a expiração.....	26
Figura 3 – Locais de palpação das artérias radial, carótida e braquial e da área mitral (apical). .....	27
Figura 4 – Lóbulos de irradiação e largura do feixe de uma antena padrão.....	28
Figura 5 – Diagrama de irradiação de uma antena dipolo clássica. ....	29
Figura 6 – Ilustração do coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) com indicação da largura de banda. ....	32
Figura 7 – Sistema RFID passivo para monitoramento de biosinais. ....	34
Figura 8 – Exemplos de etiquetas RFID.....	35
Figura 9 – Geometria de algumas células SRR e CSRR. ....	38
Figura 10 – Células SRR e CSRR e seus circuitos equivalentes.....	39
Figura 11 – Linhas dos campos elétrico e magnético nas células SRR e CSRR.....	40
Figura 12 – Células SRRs com suas dimensões. ....	41
Figura 13 – Sistema RFID desenvolvido por Agezo <i>et al.</i> (2016). ....	45
Figura 14 – Circuito de detecção da frequência cardíaca. ....	45
Figura 15 – Interrupções na transmissão RFID ao detectar os picos do sinal de ECG. ....	46
Figura 16 – Sistema RFID desenvolvido por Patron <i>et al.</i> (2016). ....	46
Figura 17 – Etiqueta RFID desenvolvida por Patron <i>et al.</i> (2016). ....	47
Figura 18 – Variações do RSSI com os movimentos respiratórios. ....	47
Figura 19 – Diagrama do sistema proposto por Vora <i>et al.</i> (2017). ....	47
Figura 20 – Sistema de monitoramento da frequência respiratória do trabalho de Caccami <i>et al.</i> (2017). ....	48
Figura 21 – Sistema de monitoramento das frequências cardíaca e respiratória do trabalho de Zhao <i>et al.</i> (2018). ....	49
Figura 22 – Sistema de monitoramento da frequência respiratória do trabalho de Occhiuzzi <i>et al.</i> (2018). ....	49
Figura 23 – Etiqueta RFID apresentada por Araujo <i>et al.</i> (2018). ....	56
Figura 24 – Variação do RSSI com os movimentos respiratórios apresentada por Araujo <i>et al.</i> (2018). ....	57
Figura 25 – Vista da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial com suas dimensões.....	57
Figura 26 – Vista da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial com suas respectivas camadas. .....	57

Figura 27 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial. ....	58
Figura 28 – Impedância de entrada da antena da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial. ....	59
Figura 29 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) ao variar a dimensão $L_2$ . ....	59
Figura 30 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial. ....	60
Figura 31 – Diagramas de irradiação 2D da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial (ângulos em graus). ....	60
Figura 32 – SAR média da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial. ....	61
Figura 33 – Etiqueta RFID com oito células CSRR. ....	62
Figura 34 – Antena proposta por Ahmed e Abdenacer (2018). ....	62
Figura 35 – Célula CSRR com suas dimensões. ....	63
Figura 36 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) da etiqueta RFID com oito células CSRR. ....	63
Figura 37 – Impedância de entrada da antena da etiqueta RFID com oito células CSRR. ....	64
Figura 38 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta RFID com oito células CSRR. ....	64
Figura 39 – Diagramas de irradiação 2D da etiqueta RFID com oito células CSRR (ângulos em graus). ....	65
Figura 40 – SAR média da etiqueta RFID com oito células CSRR. ....	65
Figura 41 – Etiqueta RFID com duas células CSRR. ....	66
Figura 42 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) da etiqueta RFID com duas células CSRR. ....	67
Figura 43 – Impedância de entrada da antena da etiqueta RFID com duas células CSRR. ....	67
Figura 44 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta RFID com duas células CSRR. ....	68
Figura 45 – Diagramas de irradiação 2D da etiqueta RFID com duas células CSRR (ângulos em graus). ....	68
Figura 46 – SAR média da etiqueta RFID com duas células CSRR. ....	69
Figura 47 – Etiquetas RFID confeccionadas para medição da frequência respiratória. ....	71
Figura 48 – Dimensões das etiquetas RFID confeccionadas para medição da frequência respiratória. ....	72
Figura 49 – Configuração dos testes iniciais sem o corpo humano. ....	73
Figura 50 – Posições da etiqueta RFID sobre o corpo humano. ....	74
Figura 51 – Monitor de sinais vitais LIFEtouch.10. ....	75
Figura 52 – Posicionamento dos eletrodos do monitor de sinais vitais. ....	75
Figura 53 – Configurações dos testes com a etiqueta RFID com duas células CSRR sobre o corpo humano. ....	76
Figura 54 – Configurações dos testes com a etiqueta RFID com oito células CSRR e a espuma de polietileno de 4 mm entre ela e o corpo humano. ....	77

Figura 55 – Configurações dos testes com a etiqueta RFID com oito células CSRR e a espuma de polietileno de 11 mm entre ela e o corpo humano. ....	77
Figura 56 – Exemplo de sinal obtido antes e após processamento. ....	80
Figura 57 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com duas células CSRR com o participante sentado. ....	81
Figura 58 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com duas células CSRR com o participante em pé. ....	81
Figura 59 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com oito células CSRR, considerando a espuma de polietileno de 4 mm e o participante sentado. ....	82
Figura 60 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com oito células CSRR, considerando a espuma de polietileno de 4 mm e o participante em pé. ....	82
Figura 61 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com oito células CSRR, considerando a espuma de polietileno de 11 mm e o participante sentado. ....	83
Figura 62 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com oito células CSRR, considerando a espuma de polietileno de 11 mm e o participante em pé. ....	83
Figura 63 – Comparação entre os sinais de respiração obtidos com as etiquetas RFID na posição 1 e o participante sentado. ....	84
Figura 64 – Comparação entre os sinais de respiração obtidos com as etiquetas RFID na posição 1 e o participante em pé. ....	85
Figura 65 – Comparação entre os sinais de respiração obtidos com as etiquetas RFID na posição 2 e o participante sentado. ....	85
Figura 66 – Comparação entre os sinais de respiração obtidos com as etiquetas RFID na posição 2 e o participante em pé. ....	86
Figura 67 – Comparação entre os sinais de respiração obtidos com as etiquetas RFID na posição de maior alcance de leitura. ....	87
Figura 68 – Sinais de respiração obtidos após a realização de exercícios físicos. ....	87
Figura 69 – Etiqueta RFID com oito células CSRR. ....	89
Figura 70 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) da etiqueta RFID com oito células CSRR. ....	90
Figura 71 – Impedância de entrada da antena da etiqueta RFID com oito células CSRR. ....	90
Figura 72 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta RFID com oito células CSRR. ....	91
Figura 73 – Diagramas de irradiação 2D da etiqueta RFID com oito células CSRR (ângulos em graus). ....	91
Figura 74 – SAR média da etiqueta RFID com oito células CSRR. ....	92

Figura 75 – Etiqueta RFID com duas células CSRR.....	92
Figura 76 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) da etiqueta RFID com duas células CSRR.....	93
Figura 77 – Impedância de entrada da antena da etiqueta RFID com duas células CSRR. ....	93
Figura 78 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta RFID com duas células CSRR. ....	94
Figura 79 – Diagramas de irradiação 2D da etiqueta RFID com duas células CSRR (ângulos em graus). ....	94
Figura 80 – SAR média da etiqueta RFID com duas células CSRR. ....	95
Figura 81 – Etiquetas RFID confeccionadas para medição da frequência cardíaca.....	97
Figura 82 – Dimensões das etiquetas RFID confeccionadas para medição da frequência cardíaca. ....	97
Figura 83 – Circuito de aquisição do sinal de ECG. ....	100
Figura 84 – Temporizador operando no modo monoestável. ....	100
Figura 85 – Configuração de medição com o circuito de detecção da frequência cardíaca..	101
Figura 86 – Sinais obtidos no circuito de detecção da frequência cardíaca. ....	102

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Limites aceitáveis dos sinais vitais para adultos.....	21
Tabela 2 – Resumo das contribuições dos trabalhos citados no Capítulo 3.....	50
Tabela 3 – Limites da Taxa de Absorção Específica ( <i>Specific Absorption Rate</i> - SAR) entre 10 MHz e 10 GHz.....	56
Tabela 4 – Dimensões da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial em (mm).....	58
Tabela 5 – Dimensões da etiqueta RFID com oito células CSRR em (mm).....	63
Tabela 6 – Dimensões da etiqueta RFID com duas células CSRR em (mm).....	66
Tabela 7 – Análise comparativa entre as etiquetas RFID simuladas.....	70
Tabela 8 – Comparação entre as etiquetas RFID com a estrutura metamaterial deste trabalho com algumas encontradas na literatura.....	71
Tabela 9 – Máximo alcance de leitura das etiquetas RFID por meio do leitor sem considerar o corpo humano.....	73
Tabela 10 – Máximo alcance de leitura das etiquetas RFID por meio do leitor considerando o corpo humano.....	78
Tabela 11 – Valores da frequência respiratória obtidos a partir das variações do RSSI e por meio do monitor de sinais vitais.....	88
Tabela 12 – Dimensões da etiqueta RFID com oito células CSRR em (mm).....	90
Tabela 13 – Dimensões da etiqueta RFID com duas células CSRR em (mm).....	92
Tabela 14 – Análise comparativa entre as etiquetas RFID simuladas.....	95
Tabela 15 – Comparação entre as etiquetas RFID com a estrutura metamaterial deste trabalho com algumas encontradas na literatura.....	96

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
BW	Largura de Banda (do inglês: <i>Bandwidth</i> )
CEP-HUAC	Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Alcides Carneiro
CMOS	<i>Complementary Metal Oxide Semiconductor</i>
CSI	Informação do Estado do Canal (do inglês: <i>Channel State Information</i> )
CSRR	<i>Complementary Split Ring Resonators</i>
DC	Corrente Contínua (do inglês: <i>Direct Current</i> )
DNG	Material Duplo Negativo (do inglês: <i>Double Negative Material</i> )
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
DPS	Material Duplo Positivo (do inglês: <i>Double Positive Material</i> )
ECG	Eletrocardiograma
ENG	Material Épsilon Negativo (do inglês: <i>Epsilon Negative Material</i> )
<i>et al.</i>	E outros (do latim: <i>et alii</i> )
FCC	Comissão Federal de Comunicações (do inglês: <i>Federal Communications Commission</i> )
HF	Alta Frequência (do inglês: <i>High Frequency</i> )
HFSS	<i>High Frequency Structure Simulator</i>
ICNIRP	Comissão Internacional de Proteção Contra Radiação Não Ionizante (do inglês: <i>International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection</i> )
IoT	Internet das Coisas (do inglês: <i>Internet of Things</i> )
LabMet	Laboratório de Metrologia
LF	Baixa Frequência (do inglês: <i>Low Frequency</i> )
LOS	Linha de Visada (do inglês: <i>Line-Of-Sight</i> )
MNG	Material Mu-negativo (do inglês: <i>Mu Negative Material</i> )
p.	Página
PA	Pressão Arterial
PCG	Fonocardiograma
PPG	Fotopletismografia (do inglês: <i>photoplethysmograph</i> )
Resp	Respiração
RF	Radiofrequência
RFID	Identificação por Radiofrequência (do inglês: <i>Radio Frequency Identification</i> )

RL	Perda de Retorno (do inglês: <i>Return Loss</i> )
RSS	Intensidade do Sinal Recebido (do inglês: <i>Received Signal Strength</i> )
RSSI	Indicador de Intensidade do Sinal Recebido (do inglês: <i>Received Signal Strength Indicator</i> )
SAOS	Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono
SAR	Taxa de Absorção Específica (do inglês: <i>Specific Absorption Rate</i> )
SMSI	Síndrome da Morte Súbita Infantil
SNC	Sistema Nervoso Central
SRR	<i>Split Ring Resonators</i>
UFCG	Universidade Federal de Campina Grande
UHF	Ultra Alta Frequência (do inglês: <i>Ultra High Frequency</i> )
USG	Ultrassonografia
UWB	Banda Ultra Larga (do inglês: <i>Ultra Wideband</i> )
VSWR	Razão de Onda Estacionária de Tensão (do inglês: <i>Voltage Standing Wave Ratio</i> )

## LISTA DE SÍMBOLOS

°C	Grau Celsius
°F	Grau Fahrenheit
bpm	Batimentos por minuto
rpm	Respirações por minuto
mmHg	Milímetros de mercúrio
<	Menor que
RR	Duas ondas R sucessivas
cm	Centrímetro
MHz	Megahertz
O <sub>2</sub>	Oxigênio
CO <sub>2</sub>	Dióxido de carbono
dB	Decibel
D	Diretividade
I	Intensidade de irradiação
I <sub>0</sub>	Intensidade de irradiação da antena isotrópica
P <sub>rad</sub>	Potência total irradiada
W	Watt
D <sub>max</sub>	Diretividade máxima
I <sub>max</sub>	Intensidade de irradiação máxima
e	Eficiência de irradiação
P <sub>e</sub>	Potência total entregue nos terminais de entrada da antena
G	Ganho
G <sub>max</sub>	Ganho máximo
%	Percentual
f <sub>c2</sub>	Maior frequência de operação
f <sub>c1</sub>	Menor frequência de operação
f <sub>0</sub>	Frequência central ou frequência de ressonância
Hz	Hertz
S <sub>11</sub>	Coefficiente de reflexão
GHz	Gigahertz
Z <sub>a</sub>	Impedância de entrada da antena
R <sub>a</sub>	Resistência da antena

$X_a$	Reatância da antena
$Z_0$	Impedância da linha de transmissão
$P_{in}$	Potência incidente na antena
$P_{ref}$	Potência refletida
$\log_{10}$	Logaritmo decimal
$\rho$	Coefficiente de reflexão na entrada da antena
$P_r$	Potência medida no receptor
$P_t$	Potência de saída do transmissor
$\lambda$	Comprimento de onda
$r$	Distância entre as antenas transmissora e receptora
$G_t$	Ganho da antena transmissora
$G_r$	Ganho da antena receptora
kHz	Quilohertz
>	Maior que
$\epsilon$	Permissividade elétrica
$\mu$	Permeabilidade magnética
$C_0$	Capacitância total entre os anéis
$r_0$	Raio médio do anel
$C_{puc}$	Capacitância por unidade de comprimento entre os anéis
$L_s$	Indutância
$C_s$	Capacitância equivalente
$c$	Largura do anel
$C_c$	Capacitância do disco
$L_0$	Indutância equivalente
$L_{puc}$	Indutância por unidade de comprimento dos guias de onda coplanares
$r_1$	Raio médio externo
$r_2$	Raio médio interno
$h$	Abertura da fenda
$f_1$	Frequência de ressonância do anel externo
$f_2$	Frequência de ressonância do anel interno
$\epsilon_{eff}$	Permissividade elétrica efetiva
$l_1$	Dimensão lateral do anel externo
$l_2$	Dimensão lateral do anel interno
$w$	Espessura do anel

m	Metro
ms	Milissegundo
$T_2$	Tempo de início da interrupção na transmissão RFID devido ao batimento cardíaco atual
$T_1$	Tempo de início da interrupção na transmissão RFID devido ao batimento cardíaco anterior
$Z_c$	Impedância do <i>chip</i>
$\Omega$	Ohm
kg	Quilograma
dBm	Decibel miliwatt
s	Segundo
mm	Milímetro
$\text{tg } \delta$	Tangente de perdas
$\epsilon_r$	Permissividade elétrica relativa
$L_1$	Comprimento da antena dipolo dobrado
$W_1$	Largura da antena dipolo dobrado
$L_2$	Comprimento da fenda da antena
$W_2$	Largura da fenda da antena
$L_3$	Comprimento da fonte de excitação
$W_3$	Largura da fonte de excitação
$\leq$	Menor ou igual a
dB <sub>i</sub>	Decibel em relação a uma antena isotrópica
A	Alcance máximo de leitura da etiqueta RFID
$P_1$	Potência transmitida pelo leitor
$G_1$	Ganho da antena do leitor
$G_e$	Ganho da antena da etiqueta RFID
$P_{\min}$	Potência mínima para ativar o <i>chip</i> da etiqueta RFID
$\tau$	Coefficiente de transmissão de potência
l	Dimensão lateral externa de uma célula CSRR
d	Distância entre os anéis
g	Comprimento das linhas de microfita
$d_1$	Distância entre a etiqueta RFID e a antena conectada ao leitor
dB <sub>ic</sub>	Decibel em relação a uma antena isotrópica de polarização circular
$\sigma$	Desvio padrão

dbX	Wavelet de Daubechies de ordem X
V	Volt
R <sub>G</sub>	Resistor externo
kΩ	Quilohm
BE	Braço esquerdo
BD	Braço direito
PD	Perna direita
R	Resistência
C	Capacitância
μF	Microfarad
mV	Milivolt
V <sub>oa</sub>	Tensão de saída do circuito de aquisição do sinal de ECG
t	Tempo da saída do temporizador em nível alto
R <sub>A</sub>	Resistência utilizada no temporizador
nF	Nanofarad
μs	Microsegundo
V <sub>cc</sub>	Tensão de alimentação

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>21</b>
<b>1.1</b>	<b>Motivação</b> .....	<b>23</b>
<b>1.2</b>	<b>Objetivos</b> .....	<b>24</b>
1.2.1	Objetivo geral .....	24
1.2.2	Objetivos específicos.....	24
<b>1.3</b>	<b>Estrutura do texto</b> .....	<b>25</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>26</b>
<b>2.1</b>	<b>Frequências respiratória e cardíaca</b> .....	<b>26</b>
<b>2.2</b>	<b>Parâmetros das antenas</b> .....	<b>27</b>
2.2.1	Diagrama de irradiação.....	28
2.2.2	Diretividade .....	29
2.2.3	Eficiência .....	30
2.2.4	Ganho.....	30
2.2.5	Largura de banda .....	31
2.2.6	Impedância de entrada .....	32
2.2.7	Perda de retorno.....	32
2.2.8	Equação de transmissão de Friis.....	33
<b>2.3</b>	<b>RFID</b> .....	<b>34</b>
2.3.1	Etiqueta.....	35
2.3.2	Leitor .....	36
2.3.3	<i>Software</i> de aplicação ( <i>Middleware</i> ).....	36
2.3.4	Frequências de operação.....	37
<b>2.4</b>	<b>Metamaterial</b> .....	<b>37</b>
<b>3</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>42</b>
<b>3.1</b>	<b>Sistemas de monitoramento das frequências respiratória e cardíaca</b> .....	<b>42</b>
<b>3.2</b>	<b>Sensores RFID para monitoramento das frequências respiratória e cardíaca</b> .....	<b>44</b>
<b>3.3</b>	<b>Tabela sinótica da revisão bibliográfica</b> .....	<b>50</b>
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	<b>52</b>
<b>5</b>	<b>ETIQUETA RFID PASSIVA PARA MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA</b> .....	<b>55</b>
<b>5.1</b>	<b>Simulações</b> .....	<b>55</b>
5.1.1	Etiqueta RFID sem estrutura metamaterial .....	56

5.1.2	Etiquetas RFID com estrutura metamaterial.....	62
5.1.3	Análise comparativa entre as etiquetas simuladas e algumas etiquetas encontradas na literatura.....	69
<b>5.2</b>	<b>Confeção e medições .....</b>	<b>71</b>
<b>6</b>	<b>CIRCUITO DE DETECÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA BASEADO NA TRANSMISSÃO RFID .....</b>	<b>89</b>
<b>6.1</b>	<b>Simulações das etiquetas RFID passivas .....</b>	<b>89</b>
6.1.1	Etiqueta RFID com oito células CSRR .....	89
6.1.2	Etiqueta RFID com duas células CSRR .....	92
6.1.3	Análise comparativa entre as etiquetas simuladas e algumas etiquetas encontradas na literatura.....	95
<b>6.2</b>	<b>Confeção do circuito de detecção da frequência cardíaca e medições .....</b>	<b>96</b>
<b>7</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>103</b>
<b>7.1</b>	<b>Trabalhos futuros .....</b>	<b>104</b>
<b>7.2</b>	<b>Publicações .....</b>	<b>105</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>107</b>
	<b>ANEXO A – Parecer Consubstanciado do CEP .....</b>	<b>116</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Os sinais vitais são indicadores do estado de saúde dos pacientes, fornecendo informações relevantes sobre as funções circulatória, respiratória, neural e endócrina do organismo. Entre eles, as medidas frequentemente obtidas pelos profissionais de saúde são: temperatura, pulso (frequência cardíaca), pressão arterial (PA) e frequência respiratória (CRETIKOS *et al.*, 2008; POTTER; PERRY, 2013).

As mudanças nos sinais vitais, fora dos limites aceitáveis, cujos valores para adultos estão apresentados na Tabela 1, indicam uma necessidade de intervenção dos profissionais da área de saúde. Os dados obtidos com o monitoramento desses sinais permitem identificar problemas de saúde, sendo possível intervir de modo mais rápido, no intuito de estabilizar o quadro clínico do paciente, e avaliar os resultados obtidos após a intervenção (POTTER; PERRY, 2013).

Tabela 1 – Limites aceitáveis dos sinais vitais para adultos.

Sinal vital	Limites aceitáveis
Temperatura	Média: 36-38 °C (96,8-100,4 °F)
Frequência cardíaca	60 a 100 batimentos por minuto (bpm)
Frequência respiratória	12 a 20 respirações por minuto (rpm)
Pressão arterial	Média: <120/80 mmHg

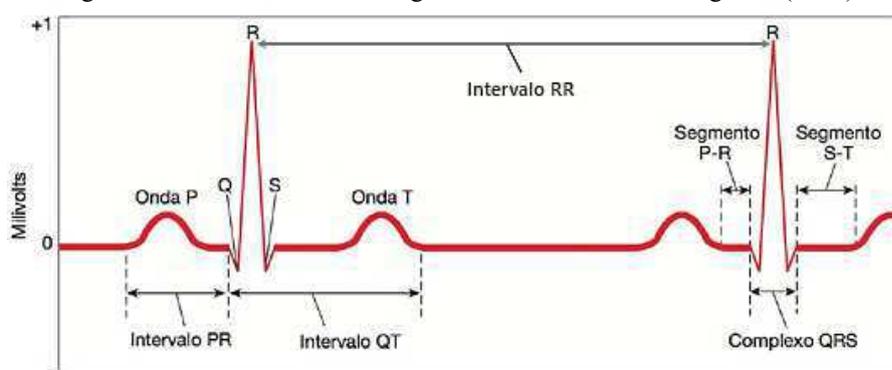
Fonte: Adaptado de Potter e Perry (2013, p. 459).

Entre os sinais vitais citados, a frequência respiratória é o menos registrado, apesar de consistir em um importante indicador de doenças graves, como prognóstico de parada cardíaca, patologia abdominal ou sepse (CRETIKOS *et al.*, 2008). O monitoramento da frequência respiratória é também importante na avaliação do sistema cardiovascular de bebês, uma vez que há uma variação nos parâmetros cardiorrespiratórios durante a alimentação de bebês cardiopatas (MIRANDA *et al.*, 2019). Variações no ritmo respiratório podem ser observadas em condições patológicas que envolvem o sistema nervoso central (SNC) ou em estados emocionais intensos, como ataques de pânico e transtornos de ansiedade. Além dos casos já citados, com o monitoramento da frequência respiratória pode-se detectar a síndrome da morte súbita infantil (SMSI) (ZHAO *et al.*, 2018), doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), síndrome da apneia obstrutiva do sono (SAOS), síndrome de Rett e crises de asma (CACCAMI *et al.*, 2017). Já com relação ao monitoramento da frequência cardíaca, observa-se a sua

relevância na detecção de doenças cardiovasculares e de condições pulmonares (POTTER; PERRY, 2013).

Existe também uma influência da respiração na frequência cardíaca, uma vez que a respiração modula o fluxo autonômico ao coração, contribuindo para alterações na frequência cardíaca (LACERDA *et al.*, 2014). A arritmia sinusal respiratória é um fenômeno que demonstra a sincronia entre essas frequências, uma vez que, durante esse fenômeno, ocorre uma redução nos intervalos RR (Figura 1) durante a inspiração e o prolongamento durante a expiração (YASUMA; HAYANO, 2004).

Figura 1 – Ondas, intervalos e segmentos de um eletrocardiograma (ECG).



Fonte: Adaptado de Silverthorn (2010, p. 492).

Dessa forma, é possível verificar a importância do monitoramento desses sinais vitais, a fim de proporcionar uma rápida intervenção pelos profissionais de saúde, em especial nos casos críticos, em que o atendimento de emergência é crucial. A utilização de tecnologias que proporcionem esse monitoramento de forma contínua é de grande interesse, principalmente associadas ao conforto para o paciente. Logo, a tecnologia de Identificação por Radiofrequência (*Radio Frequency Identification – RFID*) é uma alternativa às tecnologias já existentes, uma vez que permite esse monitoramento contínuo por meio de uma comunicação sem fio e a utilização de substratos flexíveis pode proporcionar conforto ao indivíduo.

Neste trabalho, é apresentado o sistema RFID passivo que foi desenvolvido para monitoramento da frequência respiratória, sendo possível determinar o valor dessa frequência a partir dos dados de variação do Indicador de Intensidade do Sinal Recebido (*Received Signal Strength Indicator – RSSI*). Também é apresentado o circuito desenvolvido para monitoramento da frequência cardíaca, que é constituído por um circuito de aquisição do sinal de ECG e um temporizador, uma vez que não foi possível realizar a comunicação da saída desse temporizador com o *chip* da etiqueta RFID, já que esta continuou transmitindo normalmente, sem interrupções, mesmo após a sua entrada de tensão DC ser alimentada pelo sinal de saída

do temporizador, não sendo possível a obtenção dessa frequência a partir do intervalo de tempo entre interrupções sucessivas na transmissão RFID.

## 1.1 Motivação

Muitos equipamentos utilizados no monitoramento da frequência cardíaca e da função respiratória são desconfortáveis, restringindo os movimentos do corpo. Alguns equipamentos são pesados, necessitam de dispositivos colados ao corpo, e podem ser até mesmo invasivos (MONGAN *et al.*, 2016; HOU; WANG; ZHENG, 2017). Esse fato é agravado no caso de crianças, que podem se entrelaçar na fiação e apresentam uma menor área corporal para colocação dos sensores (MONGAN *et al.*, 2016; U.S. CONSUMER PRODUCT SAFETY COMMISSION).

Alguns métodos para monitoramento das funções respiratórias avaliam a temperatura do ar exalado para detecção de patologias, uma vez que foi provado que o aumento na temperatura do ar que é exalado está relacionado à inflamação das vias aéreas e ao aumento da vascularização que é característico do câncer de pulmão (CACCAMI *et al.*, 2017; OCCHIUZZI *et al.*, 2018). Alguns desses métodos envolvem a utilização de máscaras ou cânulas, tecnologia de infravermelho sem contato que demanda infraestruturas e ferramentas computacionais caras, ou sistemas sem fio com o sensor localizado na região abaixo do nariz (OCCHIUZZI *et al.*, 2018). Também foi desenvolvido um sistema sem fio cujo monitoramento é baseado na umidade do ar exalado (CACCAMI *et al.*, 2017). Outras formas de monitoramento utilizam dispositivos com sensores, como uma cinta estreita sobre o tórax, e algumas tecnologias sem fio exigem rádios Doppler personalizados, que não se encontram prontamente disponíveis no mercado (CACCAMI *et al.*, 2017; HOU; WANG; ZHENG, 2017).

Entre os métodos para monitoramento das funções cardíacas, têm-se o eletrocardiograma (ECG) e a fotopletismografia (*photoplethysmograph* – PPG). No caso do ECG, é preciso a colocação de eletrodos em contato com a pele por meio de um gel condutor e a remoção de pelos dos locais de posicionamento desses eletrodos com antecedência. Já com relação à PPG, obtida, por exemplo, pelo oxímetro de pulso, é necessário que o sinal seja fortemente processado para recuperar dados perdidos, e pequenos movimentos do corpo em relação ao feixe do laser geram sérios desvios na medição (HUI; KAN, 2018).

Portanto, observa-se que alguns desses métodos podem gerar incômodo para o paciente, mesmo no método de monitoramento sem fio utilizando material flexível, como no sensoriamento da respiração apresentado por OCCHIUZZI *et al.* (2018), uma vez que a etiqueta

é colocada logo abaixo do nariz. Além disso, alguns são de elevado custo ou não são de fácil acesso.

Com o avanço na área da eletrônica epidérmica, que corresponde a dispositivos eletrônicos colados sobre a pele, dos dispositivos vestíveis e da Internet das Coisas (*Internet of Things* – IoT), observa-se também um avanço das pesquisas de desenvolvimento de dispositivos que utilizem este tipo de tecnologia para o monitoramento contínuo e em tempo real dos sinais vitais dos pacientes, os quais também permitem um monitoramento de modo não invasivo e proporcionam conforto ao indivíduo (CACCAMI *et al.*, 2017).

Neste contexto, um sistema RFID é uma opção para o monitoramento das frequências cardíaca e respiratória, uma vez que proporciona comunicação sem fio, de forma contínua e não invasiva, e a utilização de substratos flexíveis nas etiquetas RFID fornecem mais comodidade. Além disso, etiquetas RFID passivas não necessitam de bateria interna para seu funcionamento, o que contribui tanto para redução do peso quanto para redução de custos e aumento do seu tempo de vida útil.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo geral**

Desenvolver um sistema RFID passivo UHF para monitoramento das frequências respiratória e cardíaca, incluindo o circuito de aquisição do sinal de ECG.

### **1.2.2 Objetivos específicos**

Os seguintes itens destacam-se como objetivos específicos:

- Simular etiquetas RFID passivas com substrato de poli-imida que operem na banda de frequência UHF, especificamente na frequência de 915 MHz, analisando alguns parâmetros de antena, como coeficiente de reflexão, impedância de entrada e diagrama de irradiação;
- Confeccionar as etiquetas de acordo com as dimensões obtidas após a otimização das simulações;
- Realizar testes iniciais com as etiquetas confeccionadas para avaliar seu funcionamento;

- Construir o circuito de detecção da frequência cardíaca utilizando a etiqueta RFID confeccionada;
- Realizar testes com o protótipo sobre o corpo humano, e o processamento dos sinais obtidos pela leitura das etiquetas para obtenção das frequências respiratória e cardíaca;
- Validar o protótipo, comparando os resultados obtidos, após processamento dos sinais, com a medição por meio de um monitor de sinais vitais.

### **1.3 Estrutura do texto**

No Capítulo 2, é apresentada a fundamentação teórica com relação às frequências respiratória e cardíaca, alguns parâmetros avaliados no estudo de antenas, o funcionamento da tecnologia RFID com seus principais componentes e um referencial teórico sobre metamateriais. A revisão bibliográfica sobre sistemas de monitoramento das frequências respiratória e cardíaca, assim como de alguns sensores RFID já desenvolvidos para este monitoramento, está presente no Capítulo 3. Em seguida, no Capítulo 4, é descrita a metodologia utilizada para obtenção dos resultados. Nos capítulos 5 e 6, são apresentados os sistemas desenvolvidos para monitoramento das frequências respiratória e cardíaca, respectivamente, incluindo resultados de simulações e medições. Por fim, o Capítulo 7 apresenta as considerações finais e sugestões de trabalhos futuros, bem como os artigos que já foram publicados e que foram aceitos para publicação durante o mestrado.

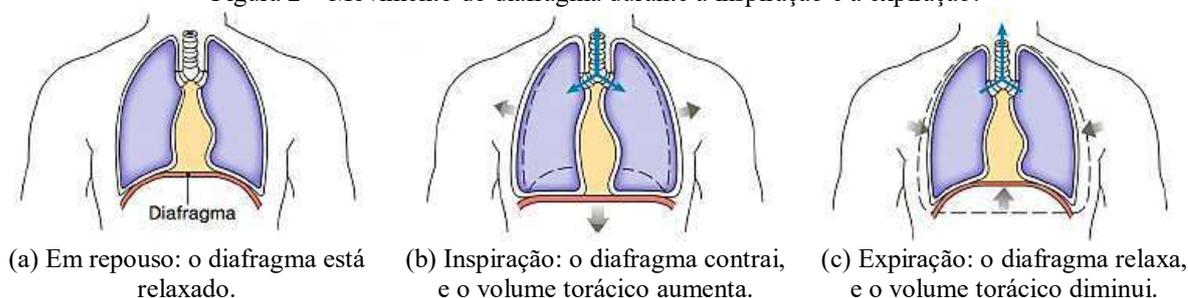
## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresenta a fundamentação teórica para auxiliar na compreensão do tema deste trabalho, das análises que foram realizadas e das configurações adotadas. Inclui informações sobre as frequências cardíaca e respiratória, como valores de normalidade e fatores que afetam essas frequências; apresentação de alguns dos parâmetros avaliados no estudo de antenas; explicação sobre o funcionamento da tecnologia RFID com apresentação de algumas características e funções dos componentes de um sistema RFID típico; e um referencial teórico sobre metamateriais, apresentando o comportamento eletromagnético e o circuito equivalente de células SRR e CSRR.

### 2.1 Frequências respiratória e cardíaca

A respiração é uma função vital do organismo, por meio da qual ocorre a obtenção de oxigênio ( $O_2$ ) e a remoção de dióxido de carbono ( $CO_2$ ) das células. Ou seja, durante a respiração são realizadas as trocas desses gases entre a atmosfera e o sangue e entre o sangue e as células. Dois movimentos constituem um ciclo respiratório: a inspiração (processo ativo) e a expiração (processo passivo), conforme apresentado na Figura 2. Durante a inspiração, ocorre a contração do diafragma e aumento do tamanho da cavidade torácica por meio do deslocamento dos órgãos da região abdominal, a fim de proporcionar a entrada de ar nos pulmões. Já na expiração, ocorre o relaxamento do diafragma e os órgãos da região abdominal voltam às suas posições originais, permitindo, assim, a saída de ar dos pulmões.

Figura 2 – Movimento do diafragma durante a inspiração e a expiração.



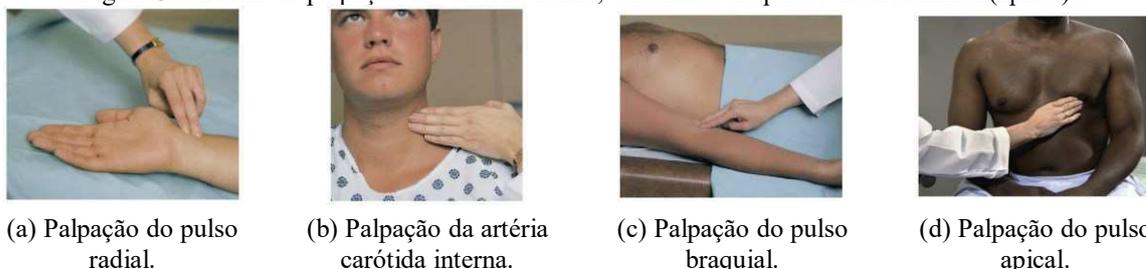
Fonte: Adaptado de Silverthorn (2010, p. 580).

A frequência respiratória dos adultos é de 12 a 20 respirações por minuto, como apresentado na Tabela 1. Alguns fatores que influenciam a respiração são exercício físico, dor aguda, ansiedade, tabagismo, medicações e lesões neurológicas. Entre os distúrbios no padrão

respiratório, têm-se a taquipneia, que corresponde a um aumento na frequência respiratória; a bradipneia, que é a diminuição na frequência respiratória; e a apneia, que é a ausência de respiração por vários segundos (POTTER; PERRY, 2013).

Em relação à frequência cardíaca, sua medição pode ser realizada por meio da palpação do pulso nas artérias periféricas, geralmente a artéria radial devido à facilidade de palpação, e, em casos de piora súbita, a carótida é recomendada (Figura 2). Em bebês, no entanto, o pulso braquial ou o pulso apical (Figura 2) são melhores para avaliação, pelo fato dos demais pulsos periféricos serem profundos e de difícil palpação. As variações aceitáveis da frequência cardíaca em adultos são entre 60 e 100 batimentos por minuto, conforme apresentado na Tabela 1.

Figura 3 – Locais de palpação das artérias radial, carótida e braquial e da área mitral (apical).



(a) Palpação do pulso radial.

(b) Palpação da artéria carótida interna.

(c) Palpação do pulso braquial.

(d) Palpação do pulso apical.

Fonte: Potter e Perry (2013).

A frequência cardíaca pode ser afetada pelas mudanças posturais (sentado, em pé e deitado), exercício físico, temperatura, emoções, remédios, hemorragia e condições pulmonares. Algumas anormalidades na frequência cardíaca, considerando indivíduos adultos, são a taquicardia, que consiste no aumento anormal da frequência (acima de 100 bpm); e a bradicardia, diminuição na frequência (abaixo de 60 bpm) (POTTER; PERRY, 2013).

## 2.2 Parâmetros das antenas

Uma antena é um dispositivo que pode irradiar e receber ondas de rádio, isto é, consiste de um dispositivo de transição entre o espaço livre e o guia de onda ou cabo coaxial (BALANIS, 2005; HARISH; SACHIDANANDA, 2007; HUANG; BOYLE, 2008).

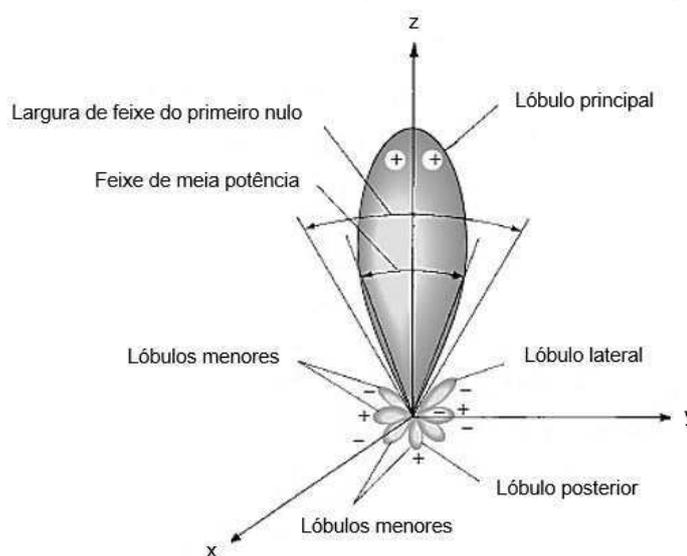
Com a expansão dos sistemas de comunicação sem fio, também tem sido aprimorado o projeto das antenas, as quais devem atender as demandas e requisitos exigidos pela aplicação. Os engenheiros cada vez mais têm associado a teoria com simulações e experimentos práticos, a fim de verificar o desempenho da antena na aplicação desejada (GODARA, 2002).

Nesta seção, são apresentados alguns parâmetros fundamentais das antenas, incluindo diagrama de irradiação, diretividade, eficiência, ganho, largura de banda, impedância de entrada, perda de retorno e a equação de transmissão de Friis.

### 2.2.1 Diagrama de irradiação

O diagrama de irradiação da antena é “uma representação gráfica das propriedades de irradiação da antena em função das coordenadas espaciais”, ou seja, representa a distribuição espacial da energia irradiada pela antena e pode ser bidimensional ou tridimensional (BALANIS, 2005, tradução nossa). É constituído por lóbulos, sendo um principal, que concentra a maior intensidade de irradiação, e outros menores que o principal, os quais, geralmente, devem ser minimizados por não estarem na direção de irradiação desejada (BALANIS, 2005). A Figura 4 ilustra um exemplo do diagrama de irradiação de uma antena padrão, identificando seus lóbulos e a largura do seu feixe principal. A largura de feixe de meia potência corresponde a faixa angular na qual a intensidade de irradiação reduz de -3 dB em relação ao seu valor máximo, ou seja, metade da potência considerando a direção de maior irradiação (BALANIS, 2005; CAVALCANTI *et al.*, 2018).

Figura 4 – Lóbulos de irradiação e largura do feixe de uma antena padrão.

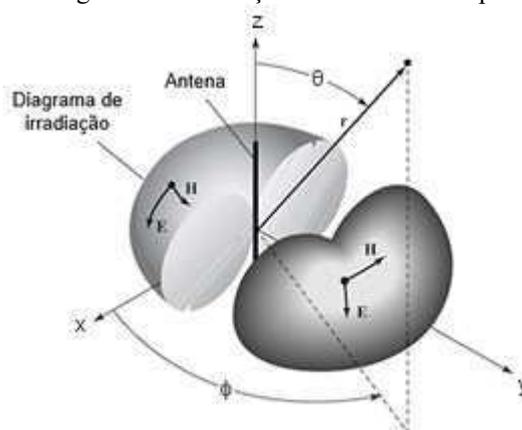


Fonte: Adaptado de Balanis (2005).

Uma antena pode ser isotrópica, direcional ou omnidirecional. Uma antena isotrópica é aquela que irradia com mesma intensidade em todas as direções, considerada, dessa forma, como ideal, não sendo possível obtê-la fisicamente. Porém, é, geralmente, utilizada como

referência para aquisição das características das antenas existentes. Uma antena direcional é aquela que concentra maior parte da sua energia irradiada ou é capaz de receber uma irradiação eletromagnética com mais eficácia em determinadas direções. Já uma antena omnidirecional, consiste em uma antena que não é direcional em um determinado plano, mas que é direcional nos planos ortogonais a este. Por exemplo, na Figura 5, observa-se, no diagrama de irradiação de uma antena dipolo clássica, que, no plano de azimute ( $\theta = \pi/2$ ), há um padrão não direcional, enquanto que, no plano de elevação ( $\phi = 0$ ), existe um padrão direcional, correspondendo, dessa forma, a uma antena omnidirecional (BALANIS, 2005).

Figura 5 – Diagrama de irradiação de uma antena dipolo clássica.



Fonte: Adaptado de Balanis (2005).

Existem dois planos que são geralmente utilizados na análise do padrão de irradiação das antenas: o plano E e o plano H. Ainda com base na Figura 5, pode-se observar, por exemplo, que os planos de elevação ( $\phi$  constante) correspondem aos planos E, os quais contêm o vetor campo elétrico  $\mathbf{e}$ , como todos apresentam a mesma intensidade de irradiação, não existe apenas um principal; já o plano de azimute ( $\theta = \pi/2$ ) é o plano H principal, uma vez que contém o vetor campo magnético e corresponde à direção de maior irradiação (BALANIS, 2005).

### 2.2.2 Diretividade

A diretividade é a medida da capacidade de uma antena de concentrar sua irradiação de energia em uma direção específica (lóbulo principal) (JOHNSON, 1993; CAVALCANTI *et al.*, 2018). No caso de uma antena não-isotrópica, a diretividade é dada pela razão entre a intensidade de irradiação em determinada direção pela intensidade de irradiação média da antena isotrópica, a qual é dada pela potência total irradiada dividida por  $4\pi$ , conforme a Equação 1 a seguir (BALANIS, 2005).

$$D = \frac{I}{I_0} = \frac{4\pi I}{P_{\text{rad}}}, \quad (1)$$

em que  $D$  é a diretividade;  $I$  é a intensidade de irradiação (W/unidade de ângulo sólido);  $I_0$  é a intensidade de irradiação da antena isotrópica (W/unidade de ângulo sólido); e  $P_{\text{rad}}$  é a potência total irradiada (W). Caso não seja especificada a direção, tem-se que a diretividade máxima é dada por (BALANIS, 2005)

$$D_{\text{max}} = \frac{I_{\text{max}}}{I_0} = \frac{4\pi I_{\text{max}}}{P_{\text{rad}}}, \quad (2)$$

sendo  $I_{\text{max}}$  a intensidade de irradiação máxima (W/unidade de ângulo sólido). Considerando, no entanto, uma antena isotrópica, observa-se pelas Equações 1 e 2 que a diretividade é igual a 1, já que  $I$ ,  $I_{\text{max}}$  e  $I_0$  são iguais (BALANIS, 2005).

A diretividade é geralmente dada em decibéis (dB) como (BALANIS, 2005)

$$D_{\text{dB}} = 10 \log_{10} D \text{ ou } D_{\text{dBmax}} = 10 \log_{10} D_{\text{max}}. \quad (3)$$

### 2.2.3 Eficiência

A eficiência de irradiação de uma antena ( $e$ ) é a razão entre a potência efetivamente irradiada ( $P_{\text{rad}}$ ) pela potência total entregue nos seus terminais de entrada ( $P_e$ ), consistindo em um valor entre 0 e 1 (KRAUS, 1988),

$$e = \frac{P_{\text{rad}}}{P_e}. \quad (4)$$

### 2.2.4 Ganho

O ganho de uma antena consiste no produto entre a eficiência ( $e$ ) e a diretividade ( $D$ ), conforme a Equação 5 (BALANIS, 2005),

$$G = eD = \frac{4\pi I}{P_e}, \quad (5)$$

e seu valor máximo é dado por

$$G_{\max} = eD_{\max} = \frac{4\pi I_{\max}}{P_e}. \quad (6)$$

Logo, o valor do ganho é menor que o valor da diretividade caso a eficiência não seja igual a 100% (KRAUS, 1988).

### 2.2.5 Largura de banda

A largura de banda (*Bandwidth* – BW) corresponde à faixa de frequência na qual a antena apresenta valores considerados aceitáveis para sua aplicação (BALANIS, 2005). Seu valor absoluto é dado por (FERNANDES, 2016)

$$BW = |f_{c2} - f_{c1}| \text{ (Hz)}, \quad (7)$$

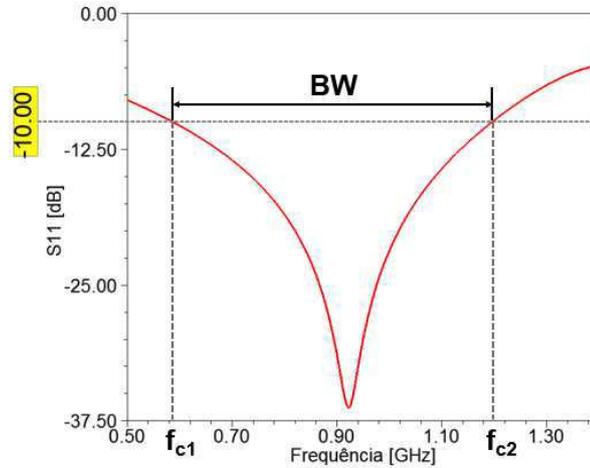
e pode ser apresentada em porcentagem,

$$BW(\%) = \left| \frac{f_{c2} - f_{c1}}{f_0} \right| \times 100\%, \quad (8)$$

em que  $f_{c2}$  é a maior frequência de operação,  $f_{c1}$  é o valor da menor frequência de operação, e  $f_0$  é a frequência central.

Nos gráficos do coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ), a largura de banda é determinada pela diferença entre as frequências máxima e mínima em que o  $S_{11}$  é igual a -10 dB, o que corresponde a uma reflexão de apenas 10% da potência que chega à antena (FERNANDES, 2016). A Figura 6 ilustra esta definição de largura de banda em um gráfico do coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) em função da frequência.

Figura 6 – Ilustração do coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) com indicação da largura de banda.



Fonte: Adaptado de Fernandes (2016).

### 2.2.6 Impedância de entrada

A impedância de entrada ( $Z_a$ ) de uma antena é a impedância medida nos seus terminais de entrada e pode ser obtida pela razão entre a tensão e a corrente nos seus terminais (BALANIS, 2005 apud FERNANDES, 2016):

$$Z_a = R_a + jX_a, \quad (9)$$

sendo  $R_a$  a resistência da antena e  $X_a$  a reatância da antena.

Para um bom casamento de impedância, é necessário que o valor da impedância da linha de transmissão ( $Z_0$ ) seja o mais próximo possível ou mesmo igual ao conjugado da impedância de entrada da antena ( $Z_a$ ), o que permite uma boa transferência de potência entre o transmissor e a antena ou entre a antena e o receptor (FERNANDES, 2016).

### 2.2.7 Perda de retorno

A perda de retorno (*Return Loss* – RL) é um dos principais parâmetros na análise do desempenho das antenas e consiste em uma medida que relaciona a potência incidente ( $P_{in}$ ) na antena à potência que é refletida ( $P_{ref}$ ) de volta à fonte devido ao descasamento de impedância (BIRD, 2009; SILVA, 2015). A perda de retorno é dada por

$$RL = 10 \log_{10} \left( \frac{P_{in}}{P_{ref}} \right) \text{ (dB)}. \quad (10)$$

Logo, quanto melhor for o casamento de impedância, maior é o valor da perda de retorno. A perda de retorno também pode ser expressa como (BIRD, 2009):

$$RL = -20 \log_{10} |\rho| \text{ (dB)}, \quad (11)$$

em que  $\rho$  é o coeficiente de reflexão complexo na entrada da antena, também denominado de parâmetro  $S_{11}$  na matriz de espalhamento quando se considera seu valor na porta 1 de entrada, estando a porta 2 de saída casada. Dessa maneira, a perda de retorno corresponde ao negativo da magnitude do coeficiente de reflexão em decibéis (dB).

Considerando o coeficiente ou razão de onda estacionária de tensão (*Voltage Standing Wave Ratio* – VSWR), que é “a razão entre os valores máximos e mínimos da amplitude da onda estacionária” (SILVA, 2015), a perda de retorno pode ser reescrita como (BIRD, 2009)

$$RL = 20 \log_{10} \left| \frac{VSWR+1}{VSWR-1} \right| \text{ (dB)}, \quad (12)$$

sendo o VSWR próximo de 1 dentro da largura de banda (FERNANDES, 2016).

Um bom casamento de impedância entre a antena e a linha de transmissão é observado na faixa de frequência em que o valor do  $S_{11}$  é menor ou igual a -10 dB (Figura 6).

#### 2.2.8 Equação de transmissão de Friis

A equação de transmissão de Friis é uma relação entre a potência recebida e a potência transmitida entre duas antenas que estão separadas por uma distância determinada, sendo geralmente utilizada na análise de sistemas de comunicação sem fio. É dada pela seguinte equação (BALANIS, 2005)

$$\frac{P_r}{P_t} = \left( \frac{\lambda}{4\pi r} \right)^2 G_t G_r, \quad (13)$$

em que  $P_r$  é a potência medida no receptor,  $P_t$  é a potência de saída do transmissor,  $\lambda$  é o comprimento de onda,  $r$  é a distância entre as antenas transmissora e receptora,  $G_t$  é o ganho da antena transmissora e  $G_r$  é o ganho da antena receptora.

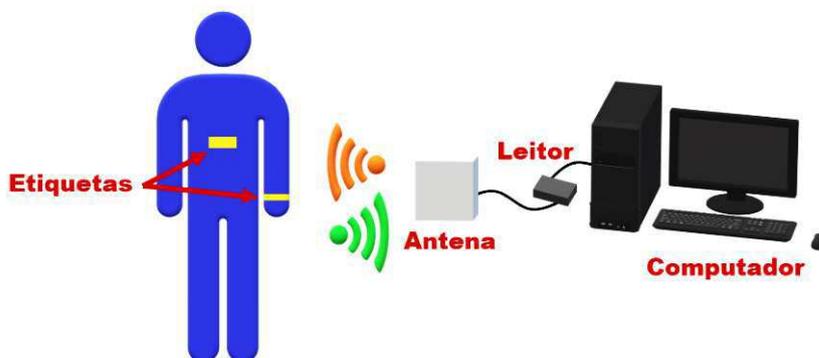
## 2.3 RFID

A tecnologia de Identificação por Radiofrequência (RFID) tem propiciado aplicações em diversas áreas, como em sistema de controle de acesso, gerenciamento de estoque, medida antifurto, rastreamento de pessoas ou objetos, monitoramento de sinais vitais, o que se deve, entre outros fatores, a sua facilidade de aplicação, baixo consumo de energia e por consistir em um método de comunicação sem fio (CHAWLA; HA, 2007; HAObIJAM; K.; PAILY, 2008; MONGAN *et al.*, 2017).

Um sistema RFID típico é constituído por um leitor RFID conectado a uma antena, uma etiqueta RFID e um *software (middleware)*, conforme apresentado na Figura 7 para uma aplicação de monitoramento de biossinais. Nas seções seguintes, serão apresentadas as características e funções de forma mais detalhada de cada um desses componentes.

Em um sistema RFID passivo, o leitor envia um sinal RF (radiofrequência), por meio da antena a ele conectada, para uma etiqueta RFID, a qual é constituída por uma antena e um *chip* de circuito integrado. O *chip* é, então, excitado pela energia obtida pela antena e a etiqueta responde por retroespalhamento do sinal RF que é modulado por variação de carga no *chip* (WEINSTEIN, 2005; SERRES, GURJÃO, SERRES, 2015). O leitor, por sua vez, recebe o sinal por meio da antena conectada a ele, decodifica-o e transmite-o para o *middleware*, que realiza o gerenciamento do leitor e dos dados obtidos da etiqueta (THORNTON *et al.*, 2006; MARQUES, 2012). Para que a etiqueta RFID seja lida, é necessário que ela esteja na zona de interrogação do leitor e sintonizada na mesma frequência dele.

Figura 7 – Sistema RFID passivo para monitoramento de biossinais.



Fonte: Próprio autor.

### 2.3.1 Etiqueta

As etiquetas RFID podem ser de várias formas, tamanhos e de diversos materiais, como plástico, papel, tecido e FR4, os quais podem ou não serem flexíveis. Quanto à fonte de energia, as etiquetas RFID podem ser ativas, passivas ou semi-passivas. As etiquetas ativas necessitam de uma fonte de energia, geralmente, uma bateria interna para alimentar o circuito do *chip* e transmitir os sinais ao leitor. As etiquetas passivas, no entanto, não requerem bateria ou manutenção, obtendo energia do sinal enviado pelo leitor, a qual induz uma corrente elétrica na antena da etiqueta capaz de excitar o *chip* (ANGELES, 2005; ZHI-YUAN; HE; JIE, 2010). Com relação às etiquetas semi-passivas, elas possuem uma fonte de energia própria, de modo semelhante às etiquetas ativas, porém, essa fonte de energia é utilizada apenas para alimentar os circuitos internos (*chip*), e a energia para transmissão é obtida do sinal enviado pelo leitor, como nas etiquetas passivas (MARQUES, 2012). A Figura 8 apresenta alguns exemplos de etiquetas ativas e passivas.

Figura 8 – Exemplos de etiquetas RFID.



Fonte: Marques (2012).

Devido à necessidade de utilização de bateria, as etiquetas ativas possuem um tempo de vida útil limitado pela energia armazenada, ao contrário das etiquetas passivas, que apresentam um tempo de vida útil indefinido. Quanto ao custo e ao tamanho, as etiquetas ativas são mais caras e maiores que as etiquetas passivas (ZHI-YUAN; HE; JIE, 2010). As etiquetas ativas também apresentam um maior alcance se comparadas às etiquetas passivas. Os leitores podem se comunicar com as etiquetas ativas em uma distância de 20 a 100 metros (WEINSTEIN, 2005). Já o alcance das etiquetas passivas, em geral, pode chegar até 10 metros (ZHANG *et al.*,

2017). As etiquetas passivas também necessitam de leitores mais potentes e apresentam menor capacidade de memória, da ordem de alguns kilobytes (HUNT; PUGLIA; PUGLIA, 2007).

Comparando essas etiquetas com as etiquetas semi-passivas, observa-se que as etiquetas semi-passivas possuem um alcance maior do que as passivas, porém, têm maiores dimensões e maior custo se comparadas a estas devido à presença da bateria; e apresentam um menor consumo de energia se comparadas às etiquetas ativas (PRERADOVIC; KARMAKAR, 2007; MARQUES, 2012).

Além das diferenças citadas, tem-se o fato de que, ao se comunicar com o leitor, as etiquetas ativas emitem de forma contínua o sinal de radiofrequência, sendo, dessa forma, as primeiras a iniciarem a transmissão da informação; porém, as etiquetas passivas precisam inicialmente serem interrogadas pelo leitor para transmissão dos dados, assim como as semi-passivas (MARQUES, 2012).

Com relação ao *chip* da etiqueta, ele pode ser apenas de leitura, apenas de escrita ou de leitura/escrita (SERRES, GURJÃO, SERRES, 2015).

### 2.3.2 Leitor

Os leitores RFID, também denominados de interrogadores, apresentam a função de detectar a presença das etiquetas RFID que estão dentro da sua zona de interrogação (alcance de leitura) e se comunicar com estas. Para realizar essa comunicação, o leitor é conectado a uma ou mais antenas, transmitindo e recebendo energia por irradiação eletromagnética (MARQUES, 2012). O alcance pode ser de poucos centímetros até vários metros, dependendo da frequência de operação e da sua potência. Uma atenção deve ser tomada no caso de sobreposição da zona de interrogação de dois leitores, uma vez que pode haver interferência nos sinais e impedimento na leitura das etiquetas (ANGELES, 2005; MARQUES, 2012).

### 2.3.3 *Software* de aplicação (*Middleware*)

O *middleware* é responsável por gerenciar o fluxo de dados entre os leitores e as etiquetas e transmite os dados extraídos das etiquetas para um sistema de banco de dados (*backend*). Além disso, ele executa uma filtragem básica e realiza o controle do leitor (THORNTON *et al.*, 2006).

### 2.3.4 Frequências de operação

Com relação à frequência de operação, a maioria dos sistemas RFID operam em uma das seguintes bandas de frequência: baixa frequência (*Low Frequency – LF*), que corresponde à faixa de 125–134 kHz; alta frequência (*High Frequency – HF*) em 13,56 MHz; ultra alta frequência (*Ultra High Frequency – UHF*) que é entre 860–930 MHz; ou micro-ondas em 2,45 GHz (TAJIMA, 2007). As principais frequências são de 13,56 MHz e 860–930 MHz (SERRES, GURJÃO, SERRES, 2015). No entanto, não existe uma faixa do espectro eletromagnético regulamentada de forma mundial para sistemas RFID, variando conforme as regiões. Por exemplo, na Europa, a frequência utilizada para sistemas RFID UHF é de 868 MHz e, nos Estados Unidos, é de 915 MHz (ROBERTS, 2006).

A frequência de operação do sistema RFID depende da sua aplicação e afeta tanto o desempenho do sistema como as características dos seus componentes, como a dimensão da antena, o alcance de leitura e o projeto físico (MARQUES, 2012).

## 2.4 Metamaterial

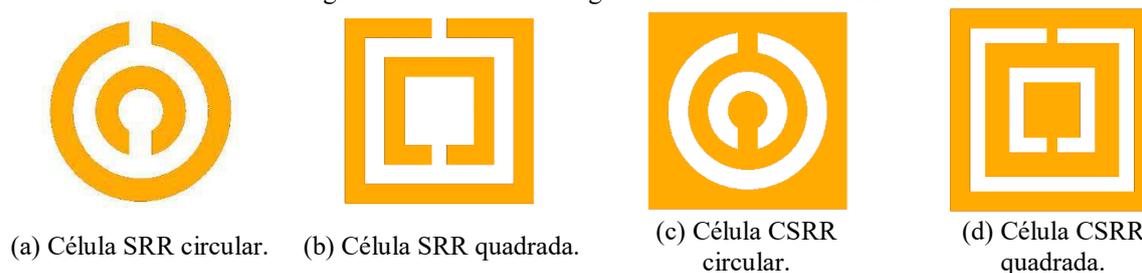
De acordo com os parâmetros de permissividade elétrica ( $\epsilon$ ) e permeabilidade magnética ( $\mu$ ), os materiais podem ser classificados em (SINGH; RAJNI; MARWAHA, 2015):

- Material duplo positivo (*Double Positive Material – DPS*) – apresenta  $\epsilon > 0$  e  $\mu > 0$ , sendo a ocorrência mais natural.
- Material épsilon negativo (*Epsilon Negative Material – ENG*) - apresenta  $\epsilon < 0$  e  $\mu > 0$ , característica exibida em muitos plasmas em certos regimes de frequência. Esse material reflete completamente toda a irradiação e apenas ondas evanescentes conseguem penetrá-lo (SILVA, 2015).
- Material mu-negativo (*Mu Negative Material – MNG*) - apresenta  $\epsilon > 0$  e  $\mu < 0$ , característica apresentada por alguns materiais girotrópicos em certos regimes de frequência. Esse material também não permite a propagação de ondas eletromagnéticas, refletindo-as (SILVA, 2015).
- Material duplo negativo (*Double Negative Material – DNG*) - apresenta  $\epsilon < 0$  e  $\mu < 0$ , os quais só podem ser produzidos artificialmente.

Os metamateriais compreendem materiais ENG, MNG e DNG, uma vez que são materiais artificiais que apresentam propriedades eletromagnéticas que não se encontram na

natureza, como permissividade negativa ( $\epsilon$ ), permeabilidade negativa ( $\mu$ ) e índice de refração negativo (SILVA, 2015; SU; HUANG; TONG, 2019). São, geralmente, constituídos por estruturas periódicas menores que o comprimento de onda almejado ou constituídos por uma matriz de ressoadores de anéis fendidos (*Split Ring Resonators – SRR*) circulares ou quadrados, ou seus complementares (*Complementary Split Ring Resonators – CSRR*) (SU; HUANG; TONG, 2019). Na Figura 9, pode-se observar a geometria dessas células SRR e CSRR.

Figura 9 – Geometria de algumas células SRR e CSRR.



Fonte: Próprio autor.

A célula SRR é composta por um par de anéis concêntricos, cada um com uma abertura no lado oposto ao do anel adjacente (SU; HUANG; TONG, 2019). Uma estrutura SRR, apesar de não conter materiais magnéticos, apresenta uma resposta magnética devido aos momentos de dipolo magnético artificial gerados pelos anéis ressoadores quando o campo magnético é perpendicular à superfície das células (CALOZ; ITOH, 2006), proporcionando, assim, a obtenção de uma permeabilidade negativa (ROMERO *et al.*, 2015).

O CSRR, que é a imagem negativa do SRR, apresenta um comportamento eletromagnético que é quase o dual do SRR. Ou seja, o CSRR pode ser considerado como um dipolo elétrico, podendo ser excitado por um campo elétrico axial (MARQUÉS; MARTÍN; SOROLLA, 2008). Enquanto que, com a estrutura SRR, é possível obter uma permeabilidade negativa ao interagir com o campo magnético, em uma estrutura CSRR equivalente, pode-se esperar uma permissividade negativa na sua frequência de ressonância ao interagir com o campo elétrico (MARQUÉS; MARTÍN; SOROLLA, 2008; SHARAWI *et al.*, 2013).

Quando se considera os efeitos da polarização cruzada, que corresponde a uma polarização elétrica ao se aplicar um campo magnético e vice-versa (MARQUÉS; MEDINA; RAFII-EL-IDRISSI, 2002), os SRRs podem ser excitados por um campo elétrico externo variante no tempo polarizado ao longo do eixo  $y$  (Figura 10), assim como o CSRR também pode ser excitado por um campo magnético externo polarizado ao longo do mesmo eixo (FALCONE *et al.*, 2004; BAENA *et al.*, 2005).

A Figura 10 mostra o circuito equivalente das células SRR e CSRR. No circuito equivalente da célula SRR,  $C_0$  corresponde à capacitância total entre os anéis, que é dada por

$$C_0 = 2\pi r_0 C_{\text{puc}}, \quad (14)$$

em que  $C_{\text{puc}}$  é a capacitância por unidade de comprimento entre os anéis. A frequência de ressonância desse circuito é obtida por meio da equação

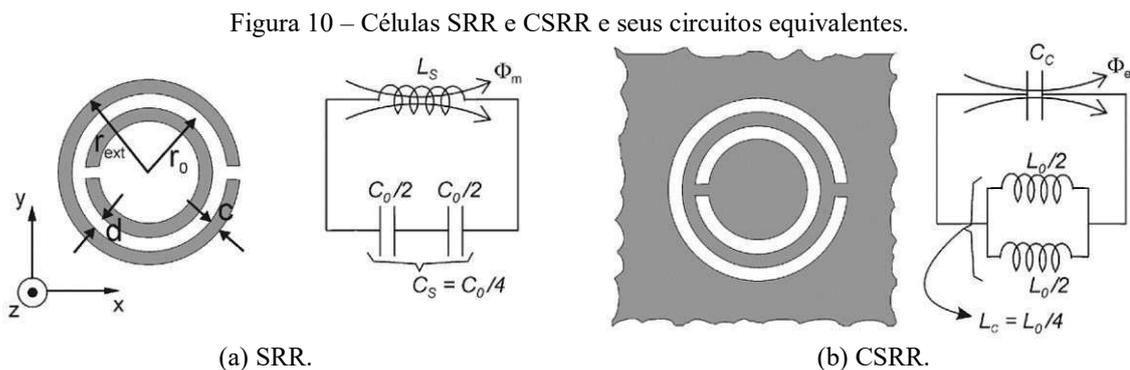
$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_s C_s}}, \quad (15)$$

sendo  $C_s$  a capacitância equivalente da associação em série das metades superior e inferior da célula SRR, ou seja,  $C_s = C_0/4$ ;  $L_s$  a indutância, que pode ser aproximada pela de um único anel de raio médio  $r_0$  e largura  $c$  (BAENA *et al.*, 2005).

No circuito equivalente da célula CSRR, pode-se observar que a indutância  $L_s$  do circuito da célula SRR é substituída pela capacitância  $C_c$  de um disco de raio  $r_0 - c/2$  rodeado por um plano de terra a uma distância  $c$  de sua borda, e a associação em série de dois capacitores do modelo da célula SRR foi substituída por uma associação em paralelo de dois indutores que conectam o disco interno ao terra. A indutância equivalente é  $L_0/2$ , sendo

$$L_0 = 2\pi r_0 L_{\text{puc}}, \quad (16)$$

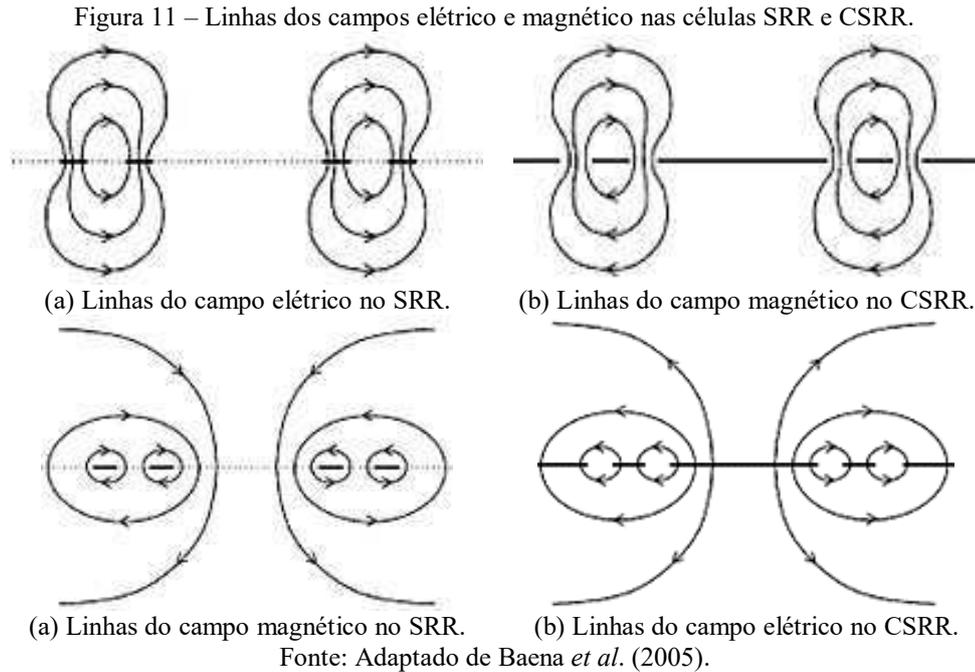
em que  $L_{\text{puc}}$  é a indutância por unidade de comprimento dos guias de onda coplanares que conectam o disco interno ao terra (BAENA *et al.*, 2005). Além disso, devido à dualidade entre essas estruturas, a frequência de ressonância da célula CSRR é a mesma que da estrutura SRR de mesma dimensão (SHARAWI *et al.*, 2013).



Fonte: Baena *et al.* (2005).

Esse comportamento perfeitamente dual entre as estruturas é esperado ao se desconsiderar a espessura e perdas do metal e do substrato dielétrico. Para considerar as perdas ôhmicas, basta incluir uma resistência em série nos modelos (BAENA *et al.*, 2005).

Na Figura 11, estão ilustradas as linhas do campo elétrico e de campo magnético nas células SRR e CSRR.



Para projetar uma célula SRR circular unitária, pode-se utilizar das Equações 17 e 18 para estimar sua frequência de ressonância (HASHEMI, 2011)

$$L_1 = 2\pi r_1 - h \text{ e } L_2 = 2\pi r_2 - h, \quad (17)$$

$$f_1 = \frac{c}{2L_1\sqrt{\epsilon_{\text{eff}}}} \text{ e } f_2 = \frac{c}{2L_2\sqrt{\epsilon_{\text{eff}}}}, \quad (18)$$

em que  $r_1$  e  $r_2$  são os raios médios externo e interno, respectivamente;  $h$  é a abertura da fenda; e  $f_1$  e  $f_2$  são as frequências de ressonância referentes aos anéis externo e interno, respectivamente. Estas dimensões podem ser observadas na Figura 12(a).

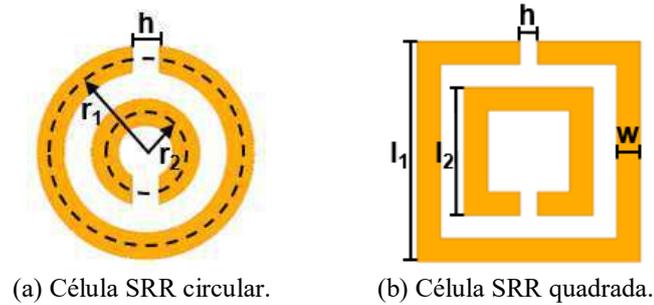
Com relação ao projeto da célula SRR quadrada, têm-se (HASHEMI, 2011)

$$L_1 = 4l_1 - h - 4w \text{ e } L_2 = 4l_2 - h - 4w, \quad (19)$$

$$f_1 = \frac{c}{2L_1\sqrt{\epsilon_{\text{eff}}}} \text{ e } f_2 = \frac{c}{2L_2\sqrt{\epsilon_{\text{eff}}}} \quad (20)$$

em que  $l_1$  e  $l_2$  correspondem as dimensões laterais dos anéis externo e interno, respectivamente; e  $w$  é a espessura de cada anel, conforme apresentado na Figura 12(b).

Figura 12 – Células SRRs com suas dimensões.



Fonte: Próprio autor.

As estruturas metamateriais vêm sendo amplamente utilizadas no projeto de antenas pelo fato de poderem proporcionar sua miniaturização, bem como a melhoria em alguns de seus parâmetros, como ganho, diretividade e largura de banda (RAJESHKUMAR; RAGHAVAN, 2014; SU; HUANG; TONG, 2018).

### 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesse capítulo, é apresentada uma revisão bibliográfica sobre sistemas para monitoramento das frequências respiratória e cardíaca, incluindo as desvantagens de alguns deles e apresentando alguns sistemas que utilizam dispositivo sem fio para realização desse monitoramento, porém focando nos trabalhos que utilizaram a tecnologia RFID para o monitoramento dessas frequências. Ao final, encontra-se uma tabela resumindo as principais contribuições de cada trabalho citado neste capítulo, bem como desta dissertação.

#### 3.1 Sistemas de monitoramento das frequências respiratória e cardíaca

Para o monitoramento dos sinais vitais, como a frequência cardíaca, seja em hospitais, clínicas, de forma remota, ou mesmo na prática de atividades físicas, são desejáveis monitores compactos, não invasivos, de baixo custo, ou mesmo portáteis (KALYAN; CHUGH; ANOOP, 2016).

No monitoramento da frequência cardíaca, os monitores utilizam diferentes métodos, como o eletrocardiograma (ECG), a fotopletismografia (PPG), fonocardiograma (PCG), pletismografia de impedância e a ultrassonografia (USG). Porém, o ECG é conhecido por uma melhor precisão na medição. Apesar disso, ele requer que múltiplos eletrodos sejam colocados em contato com o corpo humano por meio de um gel condutor. Os monitores baseados no PCG, que podem ser utilizados no monitoramento remoto, necessitam de um bom processamento de sinal. Com relação ao método da pletismografia de impedância, para a estimativa da bioimpedância é necessária uma fonte de corrente que excite os eletrodos e uma complexa demodulação a fim de obter a frequência cardíaca. Já com relação à PPG, pode ser considerada uma desvantagem o contato óptico direto com a pele, assim como também requer um forte processamento do sinal para recuperar dados perdidos, e pequenos movimentos do indivíduo em relação ao feixe do laser geram sérios desvios na medição (KALYAN; CHUGH; ANOOP, 2016; HUI; KAN, 2018).

Com relação aos sistemas de monitoramento da respiração, geralmente, são inconvenientes, uma vez que exigem a colocação de uma sonda nasal ou uma faixa torácica. Além disso, dispositivos como pulseiras não conseguem capturar a respiração e, no caso do monitoramento da frequência cardíaca, apresentam menor precisão (ADIB *et al.*, 2015).

Desta forma, novas tecnologias vêm sendo estudadas e desenvolvidas no intuito de obter o monitoramento desses sinais com dispositivos sem fio e de forma eficaz. Entre os sistemas

que utilizam dispositivos sem fio, estão os que utilizam radar. Sistemas de radar Doppler de micro-ondas vêm sendo utilizados no monitoramento dos movimentos fisiológicos desde o começo dos anos 1970, porém, o trabalho original utilizou componentes de guia de onda volumosos, pesados e caros. Com os avanços nas tecnologias sem fio e na microfabricação, houve um novo interesse por essa técnica (DROITCOUR; BORIC-LUBECKE; KOVACS, 2009). No trabalho de Ossberger *et al.* (2004), o monitoramento da respiração foi realizado por meio de um sistema de radar de pulso de banda ultra larga (*Ultra Wideband* – UWB), considerando uma distância de até 5 m. Já no trabalho de Droitcour, Boric-Lubecke e Kovacs (2009), foi desenvolvido um sistema de radar Doppler baseado em CMOS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor*) para monitoramento das frequências cardíaca e respiratória. Nesse trabalho, obteve-se valores confiáveis para a frequência cardíaca até uma distância de medição de 1 m e, para a frequência respiratória, até 1,5 m.

Esses sistemas que utilizam radar Doppler medem a alteração de frequência com a variação da distância, no entanto, não estão prontamente disponíveis e não apresentam um bom desempenho na presença de múltiplos usuários devido à interferência causada pelas ondas de rádio refletidas (HOU; WANG; ZHENG, 2017). Além disso, os sistemas que utilizam as técnicas de radar Doppler e radar UWB demandam *hardware* dedicado com uma grande largura de banda e um alto custo (WANG; YANG; MAO; 2017).

Existem sistemas que utilizam WiFi, como apresentado por Abdelnasser, Harras e Youssef (2015) e Liu *et al.* (2015). Abdelnasser, Harras e Youssef (2015) propuseram um sistema de monitoramento respiratório (UbiBreathe) baseado em dispositivo WiFi, no qual a variação na Intensidade do Sinal Recebido (*Received Signal Strength* – RSS) é avaliada, estando o dispositivo habilitado para WiFi colocado na região peitoral de uma pessoa. Utilizaram de vários módulos para extrair o sinal respiratório de forma confiável e obtiveram um erro menor que uma respiração por minuto. A distância na qual foi possível alcançar um bom desempenho com esse sistema foi de 8 m para um cenário com paredes e de 11 m para um cenário aberto. Já no trabalho de Liu *et al.* (2015), foram utilizados algoritmos para extrair informações do estado do canal (*Channel State Information* – CSI) de um dispositivo WiFi, mais especificamente a amplitude de diferentes subportadoras, para o monitoramento das frequências respiratória e cardíaca. A distância máxima utilizada em suas medições foi de 10 m. Estes sistemas que utilizam WiFi, no entanto, geralmente, possuem uma região de monitoramento limitada, uma vez que o usuário precisa estar na linha de visada (*Line-Of-Sight* – LOS) entre o transmissor e o receptor (ZHAO *et al.*, 2018).

No trabalho de Yang *et al.* (2016), foram utilizadas ondas milimétricas de 60 GHz para realizar o monitoramento das frequências respiratória e cardíaca, representando os pequenos movimentos do tórax por meio dos sinais de ondas milimétricas refletidos pelo corpo humano (RSS), porém necessita de um *hardware* personalizado e rotor mecânico para formar feixes em várias direções e escanear os arredores para reflexões (WANG; YANG; MAO; 2017). Nesse trabalho, o erro obtido foi menor do que 0,42 rpm na frequência respiratória para distâncias menores do que 8 m.

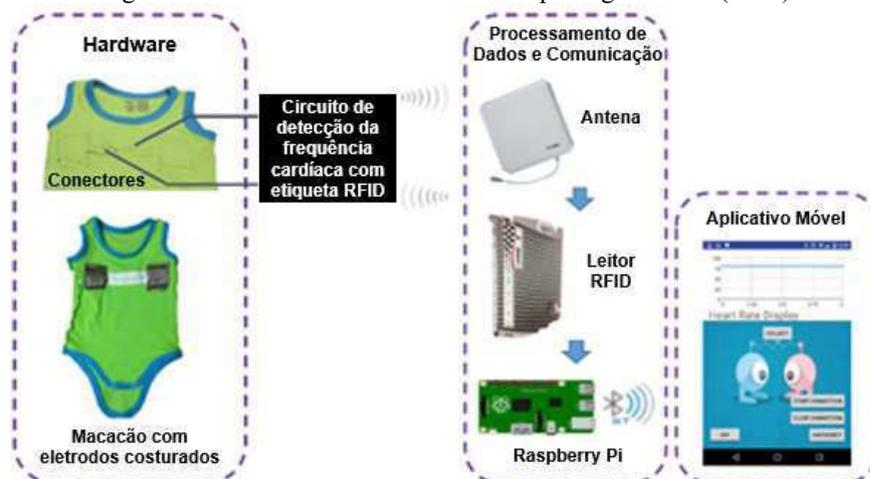
Também existem monitores sem fio de frequência cardíaca que utilizam Bluetooth, celulares ou protótipos de transmissores de radiofrequência, porém, que necessitam ser alimentados por bateria, o que é incômodo pela necessidade de substituí-las e poder levar a falhas no monitoramento caso a substituição não seja imediata (AGEZO *et al.*, 2016).

Pesquisas recentes têm focado no monitoramento das frequências cardíaca e respiratória baseado em RFID, uma vez que, além de permitir a comunicação sem fio, pode proporcionar comodidade ao indivíduo e ser realizado de modo não invasivo. Além disso, as etiquetas RFID passivas possuem a vantagem de não necessitarem de bateria. Na próxima seção, são apresentados alguns trabalhos que utilizam a tecnologia RFID para o monitoramento desses sinais e os desafios de implementação dessa tecnologia para este monitoramento.

### **3.2 Sensores RFID para monitoramento das frequências respiratória e cardíaca**

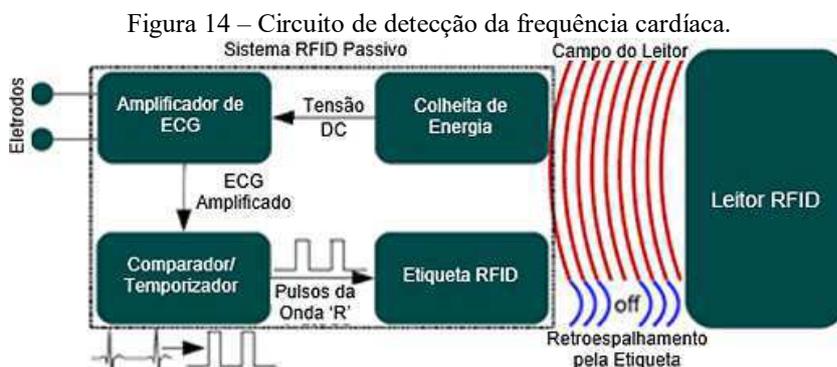
Agezo *et al.* (2016) desenvolveram uma plataforma vestível baseada em RFID para monitorar a frequência cardíaca de bebês. Para isso, utilizaram dois eletrodos de tecido condutor (TechnikTex P180 + B) com interconexões e integrados a um macacão de bebê, os quais foram conectados a um circuito detector da frequência cardíaca com tecnologia RFID passiva que utiliza um esquema de modulação por chaveamento *on-off* para transmitir os dados. Os dados da etiqueta RFID, obtidos com a antena conectada ao leitor, alimentam o processador Raspberry Pi, que fornece uma estimativa da frequência cardíaca. Também utilizaram comunicação com um aplicativo Android via Bluetooth para exibição da frequência cardíaca e um sistema de alarme integrado ao Raspberry Pi para alertar caso a frequência estivesse fora da faixa aceitável ou em caso de falha de comunicação entre a etiqueta, o leitor, o processador ou o dispositivo móvel. O sistema está apresentado na Figura 13 e a taxa de erro aceitável alcançada foi de 3 bpm.

Figura 13 – Sistema RFID desenvolvido por Agezo *et al.* (2016).



Fonte: Adaptado de Agezo *et al.* (2016).

O circuito de detecção da frequência cardíaca utilizado por Agezo *et al.* (2016) foi desenvolvido por Vora, Dandekar e Kurzweg (2015), o qual pode ser observado na Figura 14. Nele o sinal obtido por meio dos eletrodos do macacão é amplificado e, para alimentar o amplificador de ECG, foi empregado um dispositivo de colheita de energia. O sinal amplificado é alimentado no temporizador, o qual mantém sua saída em nível alto por 100 ms ao detectar um batimento cardíaco. Em seguida, a saída do temporizador é utilizada para alimentar a entrada de tensão DC do *chip* da etiqueta RFID, o que faz com que a comunicação RF da etiqueta seja suprimida quando sua entrada DC está em nível alto. Dessa forma, a etiqueta normalmente está transmitindo (mostrado como estrelas na Figura 15), porém é desligada quando um batimento cardíaco é detectado (espaços vazios na Figura 15).



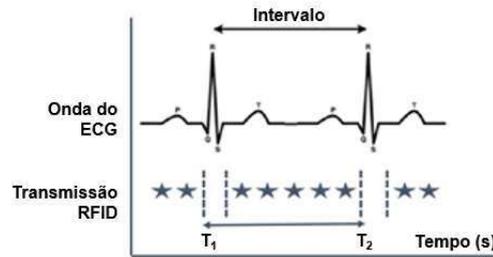
Fonte: Adaptado de Vora, Dandekar e Kurzweg (2015).

Esse circuito do trabalho de Vora, Dandekar e Kurzweg (2015) proporcionou medições da frequência cardíaca com precisão até uma distância de dez pés ( $\approx 3,05$  metros), apresentando um desvio padrão menor que 1 bpm sem uma fonte local de energia. A forma de cálculo da

frequência cardíaca é apresentada na Figura 15, sendo utilizado o intervalo de tempo entre o início de duas interrupções sucessivas na transmissão RFID, conforme a Equação 21.  $T_2$  é o tempo de início da interrupção na transmissão devido ao batimento cardíaco atual e  $T_1$  ao batimento anterior (AGEZO *et al.*, 2016).

$$\text{Frequência Cardíaca} = \frac{60}{T_2 - T_1} \quad (21)$$

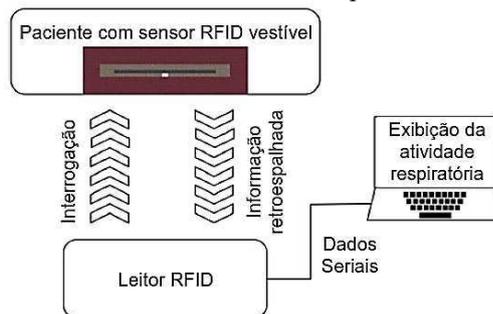
Figura 15 – Interrupções na transmissão RFID ao detectar os picos do sinal de ECG.



Fonte: Adaptado de Agezo *et al.* (2016).

No trabalho de Patron *et al.* (2016), foi apresentado o projeto de um sensor de deformação vestível sem fio, sem bateria e confortável, que poderia ser utilizado para monitorar sinais biomédicos, como contração, respiração ou movimentos de membros (Figura 16). Para isso, usaram uma etiqueta RFID têxtil (Figura 17), que consiste em uma antena dipolo dobrado tricostada com fio condutor e um *chip* indutivamente acoplado. O sensor foi aplicado para realizar o monitoramento da respiração infantil em um manequim médico programável com base nas variações do RSSI, obtido por meio da antena conectada ao leitor, com as deformações mecânicas, o que se deve ao descasamento de impedância entre a antena e o *chip* quando a antena é alongada. Foi utilizada uma técnica de aprendizado de máquina para pós-processamento dos dados de RSSI, observando uma boa classificação dos padrões respiratórios. A distância entre o manequim e o leitor foi de 1 m.

Figura 16 – Sistema RFID desenvolvido por Patron *et al.* (2016).



Fonte: Adaptado de Patron *et al.* (2016).

Figura 17 – Etiqueta RFID desenvolvida por Patron *et al.* (2016).



Fonte: Patron *et al.* (2016).

No trabalho de Vora *et al.* (2017), utilizou-se o mesmo princípio para obtenção da frequência cardíaca do trabalho de Vora, Dandekar e Kurzweg (2015), mas também realizaram o monitoramento da frequência respiratória por meio das variações do RSSI, conforme pode-se observar na Figura 18. De acordo com essa figura, nota-se a obtenção de menores valores de RSSI durante a inspiração. A Figura 19 mostra o diagrama do sistema proposto. Esse sistema obteve um bom desempenho até 1 m, ou seja, para distâncias maiores do que essa, o monitor não apresenta resolução suficiente para detectar as pequenas variações do RSSI devido aos movimentos respiratórios.

Figura 18 – Variações do RSSI com os movimentos respiratórios.



Fonte: Adaptado de Vora *et al.* (2017).

Figura 19 – Diagrama do sistema proposto por Vora *et al.* (2017).



Fonte: Adaptado de Vora *et al.* (2017).

Hou, Wang e Zheng (2017) também propuseram um sistema para monitoramento da respiração, utilizando sistemas RFID comerciais. Nesse sistema, as etiquetas RFID passivas foram colocadas nas roupas dos usuários e o monitoramento foi baseado na mudança do valor de fase dos dados de baixo nível coletados pelo leitor com os movimentos respiratórios. O erro

na detecção da frequência respiratória alcançado foi menor que 1 rpm em média. Além disso, a precisão foi maior do que 80% até 6 m.

No caso do trabalho de Caccami *et al.* (2017), o monitoramento foi realizado com base na mudança da resistência de um sensor de óxido de grafeno com a umidade do ar exalado, o qual foi conectado a uma etiqueta RFID passiva. Nesse trabalho, a etiqueta foi colocada na bochecha da voluntária e o sensor de óxido de grafeno abaixo do nariz (Figura 20). A distância máxima de leitura no modo passivo foi de 60 cm.

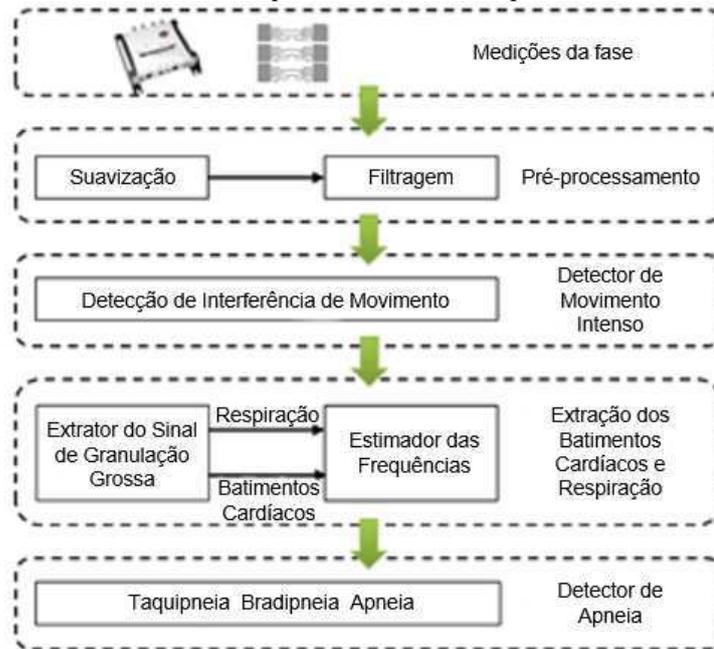
Figura 20 – Sistema de monitoramento da frequência respiratória do trabalho de Caccami *et al.* (2017).



Fonte: Adaptado de Caccami *et al.* (2017).

Já Zhao *et al.* (2018), projetaram o sistema da Figura 21 para monitoramento das frequências cardíaca e respiratória, também baseado na sincronia desses sinais com a variação do sinal RFID com o movimento torácico. Esse sistema utilizou as mudanças de fase dos sinais obtidos pela leitura de três etiquetas por meio do leitor RFID e uma sequência de técnicas de processamento de sinal para filtrar ruídos. Foram utilizados dispositivos RFID comerciais, e os resultados obtidos demonstraram alcançar uma alta precisão no monitoramento: no cenário livre de dispositivos, com múltiplos usuários e as etiquetas colocadas sobre uma mesa, a precisão foi menor que 0,13 rpm para a frequência respiratória e 1,6 bpm para a frequência cardíaca; já no cenário com as etiquetas colocadas no peitoral, o erro médio estimado foi de 0,05 rpm para a frequência respiratória e 0,75 bpm para a frequência cardíaca, considerando, nesse cenário, uma distância de 1 m entre o leitor e as etiquetas. Além disso, com esse sistema, foi possível detectar movimentos intensos, no intuito de evitar a interferência desses movimentos na medição, o que foi possível pelo fato deles ocasionarem uma brusca mudança de fase.

Figura 21 – Sistema de monitoramento das frequências cardíaca e respiratória do trabalho de Zhao *et al.* (2018).



Fonte: Adaptado de Zhao *et al.* (2018).

Em Occhiuzzi *et al.* (2018), para o monitoramento da frequência respiratória, foi utilizado um sensor RFID epidérmico de temperatura, sem bateria, colocado próximo ao nariz ou lábios, de modo moderadamente invasivo (Figura 22). Esse monitoramento foi realizado com base na variação da temperatura do ar exalado, o que está relacionado ao ritmo e profundidade da inspiração e expiração. Nesse trabalho, a distância máxima de leitura da etiqueta sobre o rosto foi de 1,3 m; porém, para detecção da respiração, utilizaram uma distância de 50 cm.

Figura 22 – Sistema de monitoramento da frequência respiratória do trabalho de Occhiuzzi *et al.* (2018).



Fonte: Occhiuzzi *et al.* (2018).

Entre os desafios ao monitoramento dos sinais vitais com RFID, tem-se a influência do corpo humano no desempenho da etiqueta, uma vez que sua proximidade com o corpo altera a impedância de entrada da antena e seu diagrama de irradiação (PATRON *et al.*, 2016). Além disso, no caso do monitoramento da frequência respiratória com base nas variações do RSSI, um desafio é o fato de que as variações obtidas com movimentos, como andando ou movimentando o corpo, são detectadas na mesma faixa que aquelas provenientes da deformação da antena de malha com os movimentos respiratórios. Logo, pode-se detectar erroneamente uma atividade respiratória em condições de apneia (ACHARYA *et al.*, 2019), sendo o processamento do sinal um importante fator a ser levado em consideração, no intuito de obter a classificação (respiração ou apneia) o mais precisa possível. Outros desafios no monitoramento dos sinais vitais são devido ao sinal ser de baixa potência e à interferência das ondas de rádio que são refletidas na presença de múltiplas etiquetas (HOU; WANG; ZHENG, 2017).

### 3.3 Tabela sinótica da revisão bibliográfica

Na Tabela 2, encontram-se as principais contribuições das pesquisas citadas no Capítulo 3, assim como a contribuição científica deste trabalho.

Tabela 2 – Resumo das contribuições dos trabalhos citados no Capítulo 3.

Ano	Pesquisadores	Contribuições
2004	Ossberger <i>et al.</i>	Monitoramento da respiração utilizando um sistema de radar de pulso UWB a uma distância de até 5 metros.
2009	Droitcour, Boric-Lubecke, Kovacs	Monitoramento das frequências respiratória e cardíaca por meio de um sistema de radar Doppler baseado em CMOS. Obtiveram valores confiáveis da frequência respiratória até 1,5 m e da frequência cardíaca até 1 m.
2015	Abdelnasser, Harras e Youssef	Monitoramento da frequência respiratória baseado na variação da RSS utilizando dispositivo WiFi. No cenário com paredes, alcançou-se um bom desempenho a uma distância de 8 m.
2015	Liu <i>et al.</i>	Monitoramento das frequências respiratória e cardíaca pela extração de informações do estado do canal (CSI) de um dispositivo WiFi. Utilizaram uma distância máxima de 10 m.
2015	Vora, Dandekar e Kurzweg	Desenvolvimento do circuito de detecção da frequência cardíaca que emprega um chaveamento <i>on-off</i> à comunicação RFID para transmissão dos dados ao leitor. Medições precisas foram obtidas até uma distância de 3,05 m.
2016	Yang <i>et al.</i>	Monitoramento das frequências respiratória e cardíaca pela utilização de ondas milimétricas de 60 GHz. Frequência respiratória com erro menor do que 0,42 rpm em distâncias menores que 8 m.
2016	Agezo <i>et al.</i>	Monitoramento da frequência cardíaca por meio de uma plataforma vestível (macacão de bebê), empregando o circuito de detecção da frequência cardíaca com tecnologia RFID.
2016	Patron <i>et al.</i>	Monitoramento da frequência respiratória com sensor vestível a partir das variações do RSSI com as deformações mecânicas. A distância entre o manequim médico e o leitor foi de 1 m.

Ano	Pesquisadores	Contribuições
2017	Vora <i>et al.</i>	Monitoramento da frequência respiratória por meio das variações do RSSI e da frequência cardíaca por meio do intervalo de tempo entre duas interrupções sucessivas na comunicação RFID. A distância na qual obteve-se um bom desempenho foi de 1 m.
2017	Hou, Wang e Zheng	Monitoramento da frequência respiratória com base na mudança de fase dos dados obtidos com o leitor RFID. Foi possível obter dados com precisão maior do que 80% até uma distância de 6 m.
2017	Caccami <i>et al.</i>	Monitoramento da frequência respiratória com base na mudança da resistência de um sensor de óxido de grafeno com a umidade do ar exalado, o qual foi conectado a uma etiqueta RFID. A distância máxima de leitura no modo passivo foi de 60 cm.
2018	Zhao <i>et al.</i>	Monitoramento das frequências respiratória e cardíaca baseado nas mudanças de fase dos sinais obtidos a partir da leitura de três etiquetas RFID por meio do leitor. Distância de 1 m entre as etiquetas e o leitor no cenário com as etiquetas sobre o peitoral.
2018	Occhiuzzi <i>et al.</i>	Monitoramento da frequência respiratória por meio de um sensor RFID epidérmico de temperatura colocado próximo ao nariz ou lábios. A distância máxima de leitura com a etiqueta sobre o rosto foi de 1,3 m, porém, para a detecção da respiração, utilizaram uma distância de 50 cm.
2020	Este trabalho	Monitoramento da frequência respiratória utilizando etiquetas RFID baseadas em metamaterial, com substrato de poli-imida. A distância máxima na qual foi possível observar ciclos respiratórios foi de 1,39 m.

Fonte: Próprio autor.

## 4 METODOLOGIA

Para alcançar os objetivos propostos, a metodologia empregada incluiu simulações computacionais para projetar e otimizar as etiquetas RFID que foram utilizadas, bem como a confecção destas e do circuito de detecção da frequência cardíaca, com posterior processamento dos sinais que foram possíveis obter a partir da leitura dessas etiquetas para determinação das frequências.

As simulações foram realizadas no *software* HFSS, que consiste em um programa de simulação eletromagnética 3D e que está integrado ao *software* ANSYS Electronics Desktop. Nele foi construída a geometria da antena com especificação das suas dimensões e materiais constituintes, incluindo a camada condutora e o substrato dielétrico. Também foi inserida uma caixa de ar que modela o espaço aberto, para que a irradiação seja absorvida e não refletida (EM: TALK, entre 2006 e 2009). A fonte de excitação utilizada nas simulações foi a *lumped port*, na qual é especificada a respectiva impedância do *chip* utilizado na fabricação.

Para confecção das etiquetas, foi utilizado o processo de corrosão da face cobreada por meio de solução de percloroeto de ferro. Inicialmente, o *layout* da etiqueta RFID obtido no HFSS foi exportado para o *software* CorelDraw para, então, ser produzido o adesivo desse *layout* em uma gráfica especializada. Esse adesivo foi colado sobre a face cobreada do laminado de poliimida, de forma a impedir que a solução de percloroeto de ferro corroesse o cobre situado sob o adesivo. A corrosão foi, então, realizada por meio da inserção da estrutura na solução de percloroeto de ferro e, após a corrosão, a estrutura foi lavada em água corrente e enxugada. Devido à dificuldade de colocação do adesivo sobre o laminado já estando nas dimensões obtidas na simulação, foi realizado um corte do substrato após a corrosão, de modo a deixar uma margem para evitar o corte da parte condutora. Em seguida, retirou-se uma parte do adesivo para conexão do *chip*.

Também foi realizada a montagem do protótipo do circuito de detecção da frequência cardíaca em *proto-board*, baseado no circuito da Figura 14 da Seção 3.2.

Com relação às medições, nos testes iniciais foi analisado o desempenho das etiquetas fabricadas, obtendo-se a distância máxima entre a antena do leitor e as etiquetas, na qual o leitor era capaz de detectá-las, ou seja, obtendo-se o alcance de leitura dessas etiquetas por meio do leitor.

Para realização das medições com o corpo humano, o projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Alcides Carneiro (CEP-HUAC) para avaliação, e, após a aprovação, que ocorreu no dia 3 de dezembro de 2019, conforme o parecer

consubstanciado do CEP presente no Anexo A, foi iniciada a coleta de dados. As medições foram realizadas no Laboratório de Radiometria e no Laboratório de Metrologia (LabMet) da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG) com a amostra incluindo apenas um voluntário da mesma instituição, o qual esteve disposto a participar da pesquisa. Os critérios de inclusão da amostra adotados foram: ser aluno do curso de graduação em Engenharia Elétrica ou do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFCG; com idade entre 18 e 40 anos; capaz de realizar exercício físico; e com disponibilidade de horário. Já os critérios de exclusão adotados, foram: sujeito que apresentasse doença cardíaca e/ou respiratória crônica; alguma condição aguda ou crônica que limitasse a sua capacidade de participação no estudo; e a idade menor que 18 anos e maior que 40 anos.

Os testes considerando o corpo humano foram elaborados com base em experimentos semelhantes encontrados durante a revisão bibliográfica. O monitoramento da frequência respiratória foi baseado nas variações do RSSI com os movimentos respiratórios. Dessa forma, os dados referentes à respiração foram obtidos por meio da antena conectada ao leitor RFID, que recebe os sinais de resposta enviados pelas etiquetas, decodifica-os e envia-os para um *middleware*, e a partir desses sinais pode-se obter o valor da frequência respiratória.

Com relação ao monitoramento da frequência cardíaca, o intuito era ser realizado com base no intervalo de tempo entre o início de duas interrupções sucessivas na transmissão RFID, conforme apresentado na Figura 15, em que, ao ser detectado um batimento cardíaco (pico do sinal de ECG), ocorre uma interrupção na transmissão por um intervalo de tempo, e, quando o batimento desaparece, a etiqueta RFID continua transmitindo normalmente. Porém, os dados referentes à detecção dos batimentos cardíacos, foram observados apenas no osciloscópio, uma vez que não foi possível obter uma comunicação do circuito com a etiqueta RFID, conforme almejado, a qual continuou transmitindo normalmente, sem interrupções, mesmo após a sua entrada de tensão DC ser alimentada pelo sinal de saída do temporizador.

Os testes para o monitoramento da frequência respiratória foram realizados com uma etiqueta sobre o abdômen do indivíduo. Com relação ao circuito de detecção da frequência cardíaca, apenas os eletrodos ficaram em contato direto com o corpo e o *proto-board* ficava sobre uma bancada próxima. Os eletrodos utilizados nesse monitoramento eram adesivos.

As medições da frequência respiratória foram realizadas por um tempo de 2 minutos cada. A etiqueta foi colada ao corpo por meio de uma fita dupla face fina que não causa danos a integridade física do participante. Em uma primeira etapa, foram realizados testes com o participante sem ter praticado atividade física algumas horas antes. Em uma segunda etapa, o participante realizou, primeiramente, alguns exercícios físicos, uma vez que isso proporciona

um aumento na frequência respiratória, a fim de se observar a mudança nos valores da frequência respiratória a partir dos dados de medição com o leitor RFID. Durante as medições, buscou-se respeitar as condições do participante, deixando-o à vontade para descansar quando preciso, e buscando limitar o número de repetições. Além disso, essas medições foram realizadas simultaneamente com o monitor de sinais vitais para validação posterior.

Os sinais recebidos pelo leitor a partir da leitura das etiquetas RFID passaram por um processamento para filtrar ruídos, utilizando a wavelet de Daubechies de ordem 3 (db3) e considerando três níveis de decomposição do sinal, o que permitiu o cálculo da frequência respiratória. Os resultados obtidos, após o processamento, foram, então, validados por meio de comparação com os resultados obtidos por meio do monitor multiparamétrico.

Em relação à frequência cardíaca, observou-se o sinal na saída do circuito de aquisição do sinal de ECG e do temporizador NE555, que são partes constituintes do circuito de detecção da frequência cardíaca, no osciloscópio, e, a partir desses sinais, foi possível obter o valor dessa frequência.

## 5 ETIQUETA RFID PASSIVA PARA MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA

Este capítulo apresenta o sistema utilizado para o monitoramento da frequência respiratória, incluindo as simulações das etiquetas RFID, a confecção delas, as medições de alcance máximo de leitura dessas etiquetas e do RSSI para obtenção dessa frequência, bem como os resultados alcançados após o processamento do sinal.

### 5.1 Simulações

Nesta seção, são apresentados os resultados das simulações das etiquetas RFID passivas para monitoramento da frequência respiratória, assim como uma análise comparativa. Nessas simulações, considerou-se a impedância  $Z_c = 12,7-j199 \Omega$  na fonte de excitação, correspondendo à impedância do *chip* SL3S4011 da NXP em 915 MHz, o qual foi utilizado na confecção (NXP, 2018).

Além disso, observou-se o valor médio da Taxa de Absorção Específica (*Specific Absorption Rate* – SAR), a fim de certificar que os limites da SAR especificados pela Comissão Internacional de Proteção Contra Radiação Não Ionizante (*International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* – ICNIRP) estavam sendo atendidos.

Os tecidos do corpo humano, quando expostos à irradiação eletromagnética, tendem a absorver energia das ondas de radiofrequência (RF) que são emitidas pelo leitor RFID, pelo fato de serem constituídos principalmente por água (ARUMUGAM; ENGELS, 2008), desta forma, é preciso respeitar esses limites da SAR. Os valores desses limites para a faixa de frequência entre 10 MHz e 10 GHz, na qual está inserida a frequência de operação desse trabalho (915 MHz), estão presentes na Tabela 3. A exposição ocupacional compreende os adultos geralmente expostos sob condições conhecidas e treinados para tomar as precauções necessárias. Enquanto que o público em geral engloba indivíduos de todas as idades, com diferentes estados de saúde e que, muitas vezes, não conhecem sua exposição ao campo eletromagnético; por isso, as restrições para o público são mais severas do que para a população exposta ocupacionalmente (INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION, 1998).

Tabela 3 – Limites da Taxa de Absorção Específica (*Specific Absorption Rate* - SAR) entre 10 MHz e 10 GHz.

Características de exposição	SAR localizada (cabeça e tronco) (W.kg <sup>-1</sup> )	SAR localizada (membros) (W.kg <sup>-1</sup> )
Exposição ocupacional	10	20
Exposição do público em geral	2	4

Fonte: International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (1998).

### 5.1.1 Etiqueta RFID sem estrutura metamaterial

A etiqueta RFID inicialmente simulada foi baseada em uma anteriormente desenvolvida, a qual não continha uma estrutura metamaterial e está apresentada na publicação de Araujo *et al.* (2018), realizada durante o mestrado. Nessa nova etiqueta, foram utilizados outros materiais no substrato dielétrico e na camada condutora, o que facilita a sua confecção e implementação, devido, entre outros fatores, aos recursos disponíveis e à dificuldade de conexão do *chip* nessa estrutura anterior. Para uma melhor conexão do *chip* na estrutura anterior, seria necessário um *chip* de acoplamento indutivo, já que não era possível sua soldagem na tinta condutiva que foi utilizada para confecção da antena sobre o tecido de malha (Figura 23).

Apesar dessas limitações, observou-se um bom desempenho no monitoramento da frequência respiratória com a etiqueta RFID apresentada em Araujo *et al.* (2018), uma vez que foi possível notar variação no RSSI com os movimentos respiratórios (inspirações forçadas e expirações lentas) (Figura 24). Por essa razão, continuou-se utilizando, como base, a mesma geometria, que é uma antena dipolo dobrado. Além disso, buscou-se melhorar o alcance de leitura com essa nova etiqueta, uma vez que a distância utilizada entre a etiqueta da Figura 23 e a antena do leitor foi de 40 cm.

Figura 23 – Etiqueta RFID apresentada por Araujo *et al.* (2018).

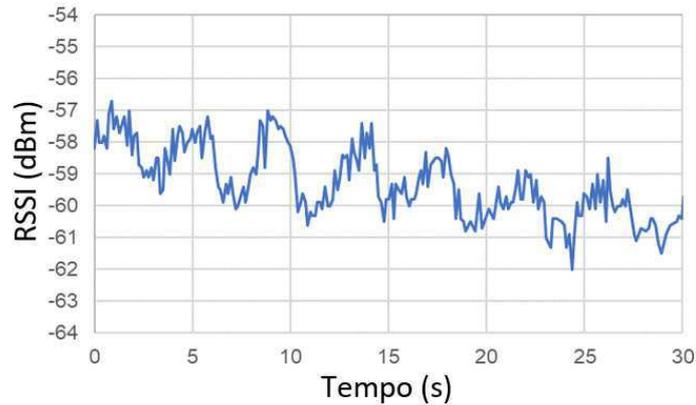


(a) Etiqueta RFID simulada e suas camadas.

(b) Etiqueta RFID confeccionada.

Fonte: Adaptado de Araujo *et al.* (2018).

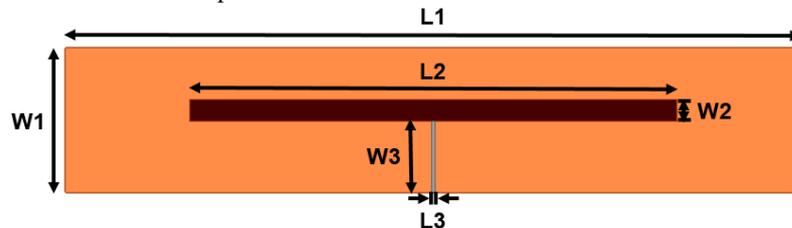
Figura 24 – Variação do RSSI com os movimentos respiratórios apresentada por Araujo *et al.* (2018).



Fonte: Adaptado de Araujo *et al.* (2018).

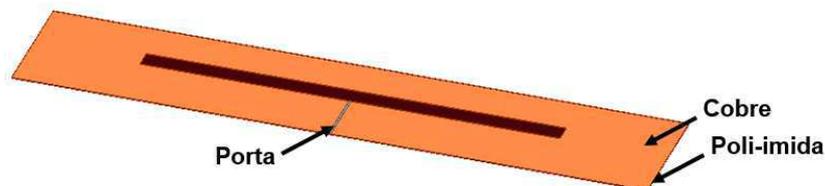
O substrato dielétrico utilizado foi, então, a poli-imida, que também consiste em um substrato flexível, sendo capaz de proporcionar conforto ao indivíduo e, por ser resistente a altas temperaturas, permite a soldagem do *chip*. A espessura da poli-imida é de 0,05 mm, a tangente de perdas ( $\text{tg } \delta$ ) é de 0,004 e a permissividade elétrica relativa ( $\epsilon_r$ ) é de 4. Uma das faces da poli-imida é constituída por uma fina camada de cobre de espessura de 0,035 mm, correspondendo à camada condutora. Os modelos 2D e 3D da etiqueta RFID projetada inicialmente estão presentes nas Figura 25 e 26, respectivamente.

Figura 25 – Vista da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial com suas dimensões.



Fonte: Próprio autor.

Figura 26 – Vista da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial com suas respectivas camadas.



Fonte: Próprio autor.

Foram realizadas análises paramétricas e otimizações, nas quais as dimensões indicadas na Figura 25 foram variadas, no intuito de obter um melhor casamento de impedância e,

consequentemente, uma frequência de ressonância mais próxima de 915 MHz, que é a frequência de operação do sistema. As dimensões obtidas são apresentadas na Tabela 4.

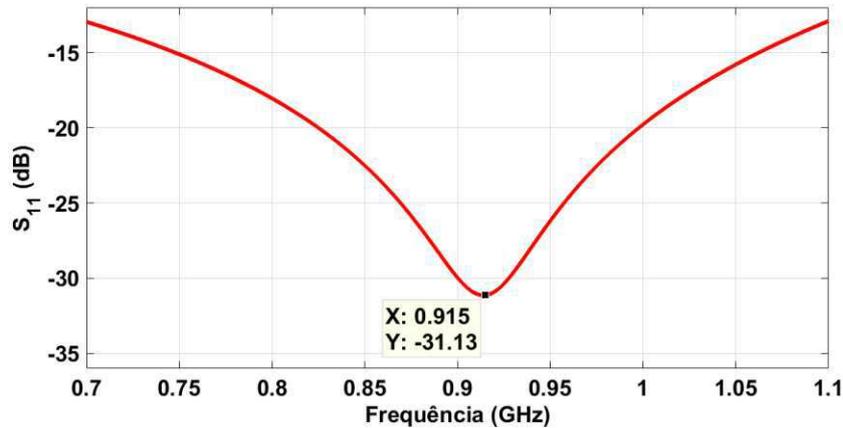
Tabela 4 – Dimensões da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial em (mm).

L1	L2	L3	W1	W2	W3
56	37	0,2	11	1,7	5,4

Fonte: Próprio autor.

Com essa estrutura, alcançou-se um coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) de -31,13 dB na frequência de 915 MHz, como pode ser observado na Figura 27. Com relação à largura de banda, que compreende a faixa de frequência em que o valor do  $S_{11} \leq -10$  dB, como foi visto na Seção 2.2.5, nota-se que ela inclui tanto a banda de frequência UHF americana (902-928 MHz), quanto a europeia (865,6-867,6 MHz) (RIAZ *et al.*, 2018), uma vez que o valor do  $S_{11}$  é menor do que -10 dB em toda a faixa de frequência entre 700 MHz e 1,10 GHz.

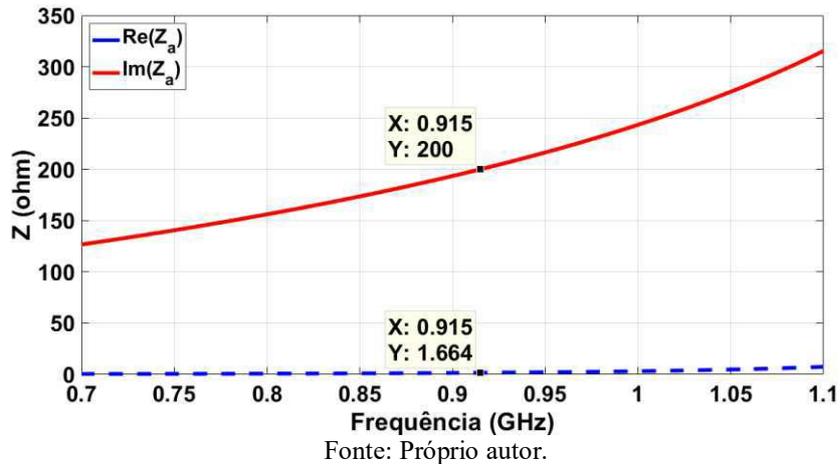
Figura 27 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial.



Fonte: Próprio autor.

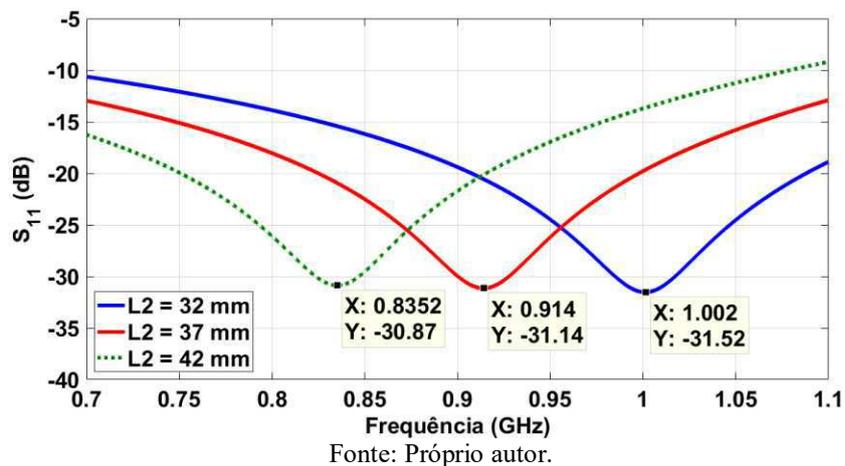
Na Figura 28, pode-se observar a impedância de entrada obtida na frequência de operação (915 MHz):  $Z_a = 1,66 + j200 \Omega$ . Nota-se que o valor da reatância é próximo ao valor da reatância do *chip*, porém, o valor da resistência não é próximo ao valor da resistência dele ( $Z_c = 12,7 - j199 \Omega$ ), razão pela qual não se obteve um menor valor do  $S_{11}$ . Apesar disso, observa-se que, na frequência de 915 MHz, há um bom casamento de impedância, já que o  $S_{11}$  é menor do que -30 dB (Figura 27).

Figura 28 – Impedância de entrada da antena da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial.



Para verificar a mudança no casamento de impedância ao variar as dimensões da etiqueta RFID, considerou-se como exemplo a variação da dimensão  $L_2$ , indicada na Figura 25. Essa dimensão foi variada entre 32 mm e 42 mm, considerando um passo de 5 mm. Na Figura 29, encontram-se os resultados do  $S_{11}$  obtidos. Pode-se observar que há um deslocamento na frequência de ressonância ao variar essa dimensão para um valor diferente de 37 mm, obtendo-se menores valores do  $S_{11}$  na frequência de 915 MHz, o que se deve ao descasamento de impedância entre a antena e o *chip*. Além disso, percebe-se que a frequência de ressonância aumenta com a diminuição de  $L_2$  e diminui com o aumento dessa dimensão.

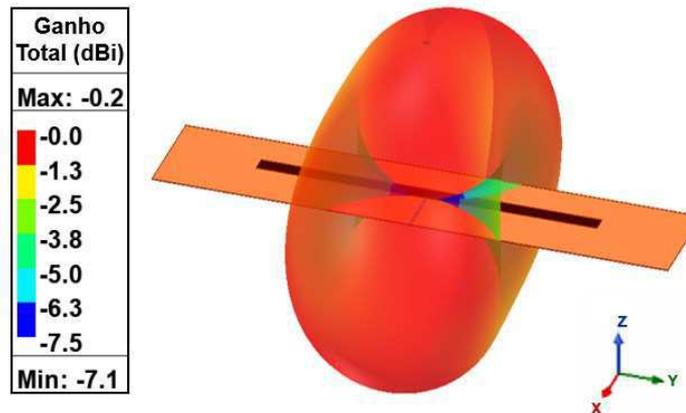
Figura 29 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) ao variar a dimensão  $L_2$ .



Os diagramas de irradiação 3D e 2D dessa etiqueta RFID podem ser vistos nas Figuras 30 e 31 a seguir. Observa-se um padrão omnidirecional na Figura 30, o que é típico em uma antena dipolo clássica. Na Figura 31, encontram-se os planos E e H, os quais correspondem aos planos  $\phi = 0^\circ$  e  $\theta = 90^\circ$ , respectivamente. Nos diagramas das duas figuras, pode-se observar que

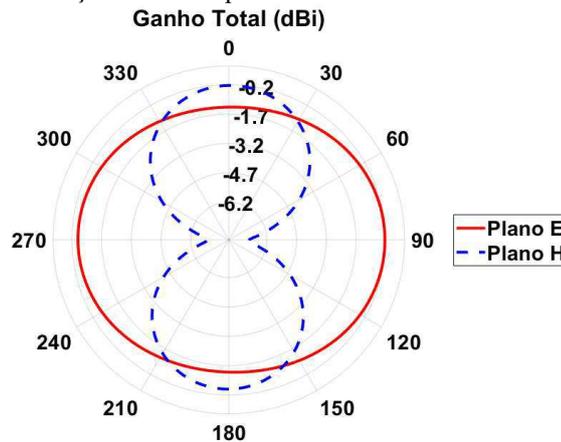
os valores de ganho foram negativos. Conforme os parâmetros da antena obtidos nos resultados de simulação, têm-se que o valor máximo do ganho é de  $-0,24$  dBi, o valor máximo da diretividade é de  $1,33$  dB e a eficiência de irradiação é de  $69,63\%$ .

Figura 30 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial.



Fonte: Próprio autor.

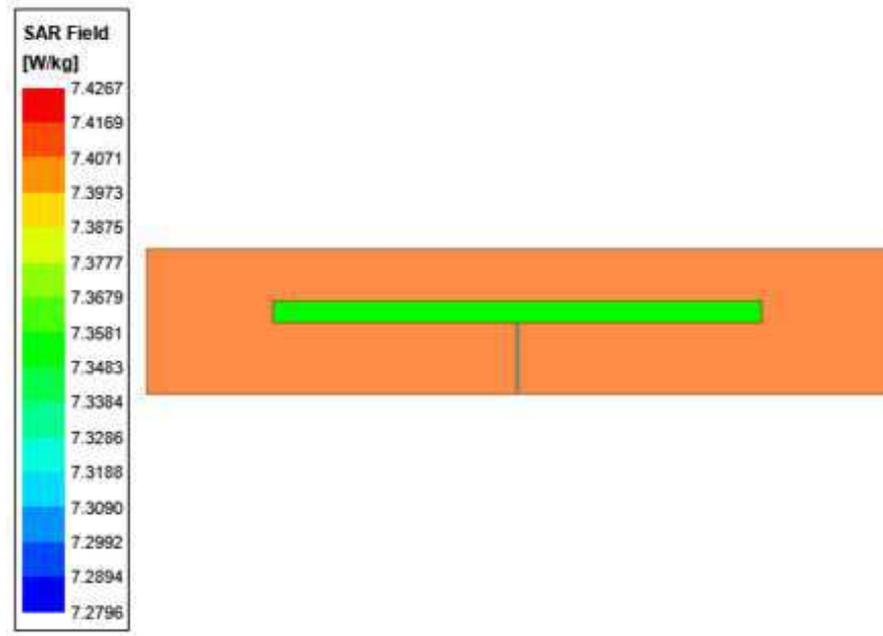
Figura 31 – Diagramas de irradiação 2D da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial (ângulos em graus).



Fonte: Próprio autor.

Com relação à SAR, foi obtido seu valor médio sobre o substrato, que está em contato direto ou mais próximo ao corpo humano, e pode ser verificado na Figura 32 que seu valor excede os limites estabelecidos pela ICNIRP ao considerar a exposição do público em geral, mas atende aos limites definidos para exposição ocupacional, tanto ao considerar o limite da SAR localizada para cabeça e tronco como para membros, conforme os valores apresentados na Tabela 3.

Figura 32 – SAR média da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial.



Fonte: Próprio autor.

O alcance máximo de leitura dessa etiqueta RFID ( $A$ ) foi calculado por meio da equação de transmissão de Friis (AZNABET *et al.*, 2017):

$$A = \frac{\lambda}{4\pi} \sqrt{\frac{P_1 G_1 G_e \tau}{P_{\min}}}, \quad (22)$$

em que  $\lambda$  é o comprimento de onda,  $P_1$  é a potência transmitida pelo leitor,  $G_1$  é o ganho da antena do leitor,  $G_e$  é o ganho da antena da etiqueta RFID,  $P_{\min}$  é a potência mínima para ativar o *chip* da etiqueta (-18 dBm para o *chip* SL3S4011 da NXP) e  $\tau$  é o coeficiente de transmissão de potência, que pode ser obtido a partir do coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) como apresentado na Equação 23 (PAREDES *et al.*, 2018).

$$\tau = 1 - |S_{11}|^2. \quad (23)$$

Considerando a banda de frequência americana, na qual o produto  $P_1 G_1$  é 4 W (AZNABET *et al.*, 2017), obteve-se um alcance máximo de 12,75 metros para a frequência de operação de 915 MHz.

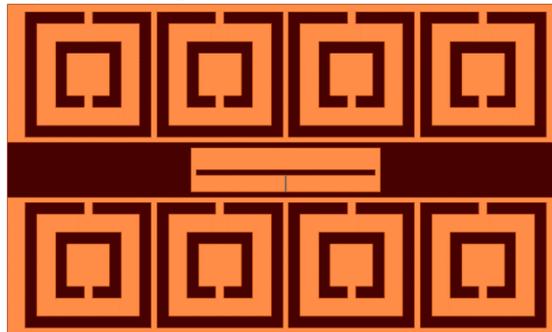
### 5.1.2 Etiquetas RFID com estrutura metamaterial

No intuito de melhorar o desempenho da etiqueta RFID anterior (Figura 26), principalmente o valor do seu ganho, foi inserida uma estrutura metamaterial. Inicialmente, realizou-se a simulação da etiqueta RFID considerando oito células CSRR e, posteriormente, a fim de reduzir as dimensões da etiqueta, foi realizada a simulação de uma estrutura com apenas duas células CSRR, as quais serão apresentadas a seguir.

#### 5.1.2.1 Etiqueta RFID com oito células CSRR

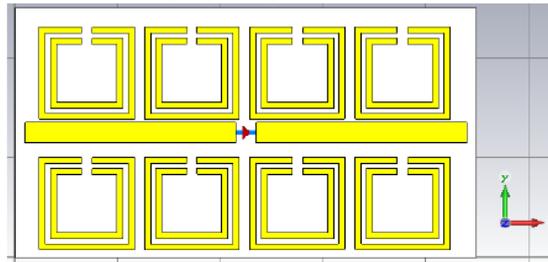
A estrutura metamaterial inserida nessa etiqueta RFID corresponde a quatro células CSRR na região superior e quatro células CSRR na região inferior ao dipolo dobrado, conforme apresentado na Figura 33. Essa estrutura foi baseada na geometria proposta por Ahmed e Abdenacer (2018) para uma antena (Figura 34), porém utilizou-se uma antena dipolo dobrado, ao invés de uma antena dipolo clássica, e células CSRR com fendas opostas ao invés de células SRR com fendas adjacentes. Na Figura 35, é possível observar a célula CSRR com suas dimensões.

Figura 33 – Etiqueta RFID com oito células CSRR.



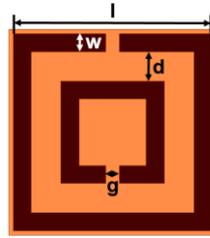
Fonte: Próprio autor.

Figura 34 – Antena proposta por Ahmed e Abdenacer (2018).



Fonte: Ahmed e Abdenacer (2018).

Figura 35 – Célula CSRR com suas dimensões.



Fonte: Próprio autor.

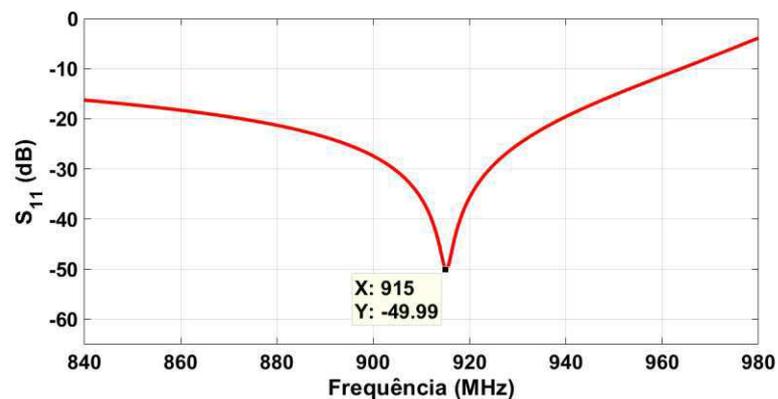
Devido à inserção dessa estrutura metamaterial, houve uma mudança na frequência de ressonância da etiqueta RFID, sendo necessário a realização de novos ajustes nas suas dimensões para obter uma frequência de ressonância próxima de 915 MHz. As novas dimensões da antena dipolo dobrado e as dimensões das células CSRR são apresentadas na Tabela 5. As células CSRR foram separadas entre si por uma distância de 1,1 mm e a distância entre a antena dipolo dobrado e a estrutura CSRR é de 1 mm. A dimensão total dessa etiqueta é de 63,9 x 107 mm<sup>2</sup>.

Tabela 5 – Dimensões da etiqueta RFID com oito células CSRR em (mm).

L1	L2	L3	W1	W2	W3	l	w	d	g
36,3	34,4	0,2	8,7	1,1	3,3	24,2	2,2	3,6	1,6

Fonte: Próprio autor.

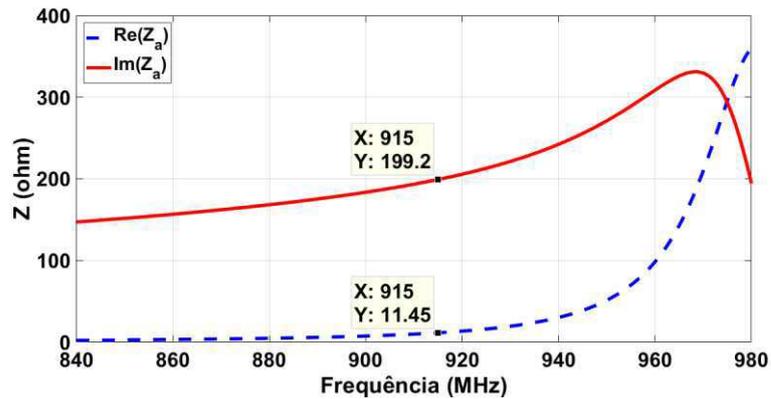
Com essa etiqueta, obteve-se um coeficiente de reflexão de -49,99 dB na frequência de 915 MHz (Figura 36). Além disso, assim como na etiqueta RFID sem estrutura metamaterial, sua largura de banda inclui as bandas de frequência UHF americana e europeia, uma vez que o valor do  $S_{11}$  é menor do que -10 dB entre 865,6 MHz e 928 MHz, cujos valores correspondem ao limite inferior da banda de frequência UHF europeia e ao limite superior da banda de frequência UHF americana, respectivamente.

Figura 36 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) da etiqueta RFID com oito células CSRR.

Fonte: Próprio autor.

A impedância de entrada da antena em 915 MHz, a qual pode ser visualizada na Figura 37, foi de  $Z_a = 11,45 + j199,2 \Omega$ . Desta forma, verifica-se que os valores da resistência e da reatância foram próximos dos valores da impedância do *chip* ( $Z_c = 12,7 - j199 \Omega$ ), o que proporciona um bom casamento de impedância, como pode ser observado pelo baixo valor do  $S_{11}$ .

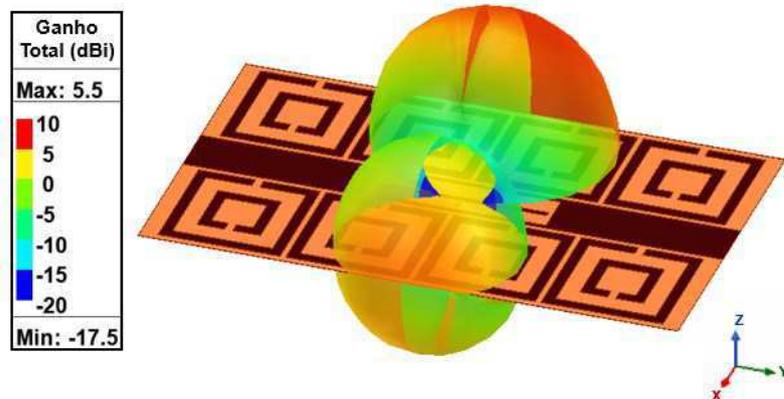
Figura 37 – Impedância de entrada da antena da etiqueta RFID com oito células CSRR.



Fonte: Próprio autor.

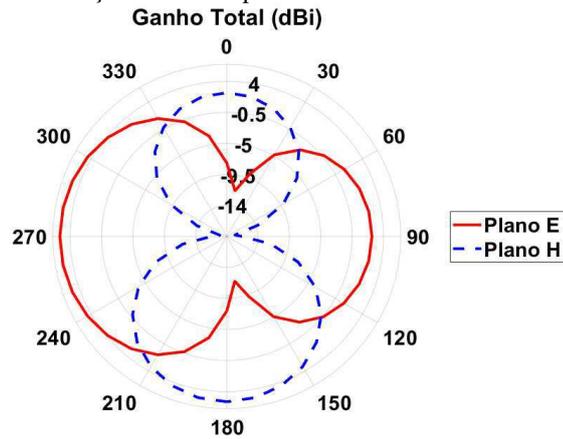
Nas Figuras 38 e 39, são mostrados os diagramas de irradiação da etiqueta. Neles é possível verificar que, com a inclusão da estrutura metamaterial, foi possível obter valores positivos de ganho. De acordo com os parâmetros da antena obtidos na simulação, o valor máximo do ganho é de 5,47 dBi, o valor máximo da diretividade é de 6,28 dB e a eficiência de irradiação é de 82,98%. Desta maneira, observa-se um aumento no valor da diretividade e da eficiência e, conseqüentemente, do ganho, conforme a Equação 6.

Figura 38 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta RFID com oito células CSRR.



Fonte: Próprio autor.

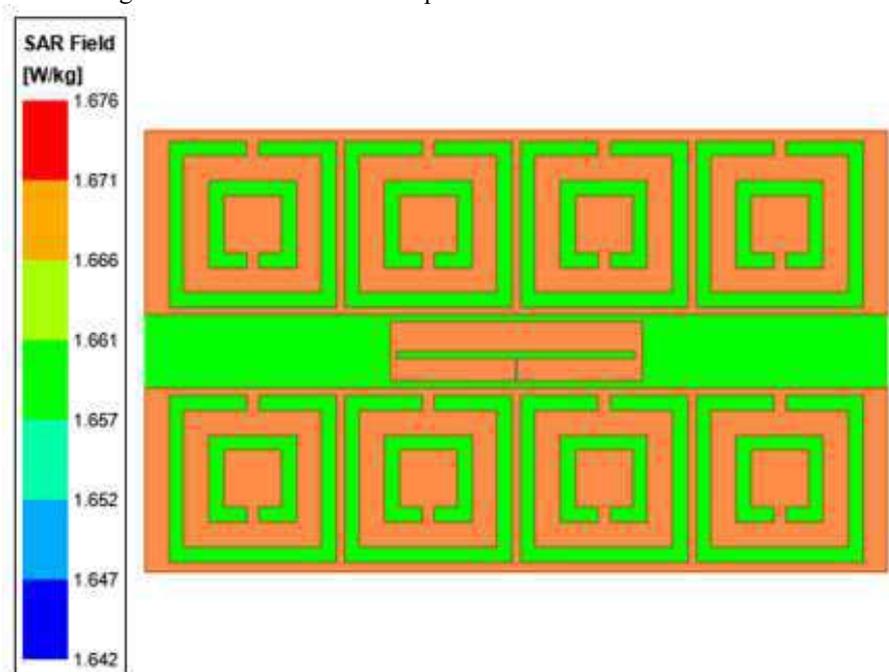
Figura 39 – Diagramas de irradiação 2D da etiqueta RFID com oito células CSRR (ângulos em graus).



Fonte: Próprio autor.

A SAR média sobre o substrato pode ser vista na Figura 40. Nota-se que o valor obtido não excede os limites estabelecidos pela ICNIRP para SAR localizada, considerando a exposição do público em geral e a exposição ocupacional, de acordo com os valores da Tabela 3.

Figura 40 – SAR média da etiqueta RFID com oito células CSRR.



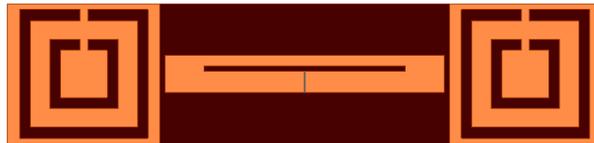
Fonte: Próprio autor.

O alcance máximo de leitura dessa etiqueta RFID obtido pela Equação 22 é de 24,60 metros para 915 MHz.

### 5.1.2.2 Etiqueta RFID com duas células CSRR

Como citado, no intuito de reduzir a dimensão total da etiqueta RFID com oito células CSRR, foi realizada a simulação da etiqueta RFID com duas células CSRR, conforme apresentada na Figura 41. Essa etiqueta é constituída por uma célula CSRR em duas laterais da antena dipolo dobrado, ao contrário das quatro células CSRR nas regiões superior e inferior da etiqueta com oito células CSRR. Além disso, alterou-se a posição das fendas das células CSRR, considerando-as adjacentes, ao invés de opostas.

Figura 41 – Etiqueta RFID com duas células CSRR.



Fonte: Próprio autor.

As dimensões da antena dipolo dobrado e das células CSRR estão presentes na Tabela 6. A distância entre a antena dipolo dobrado e a célula CSRR é de 1 mm e a dimensão total dessa etiqueta é de 27,1 x 115 mm<sup>2</sup>.

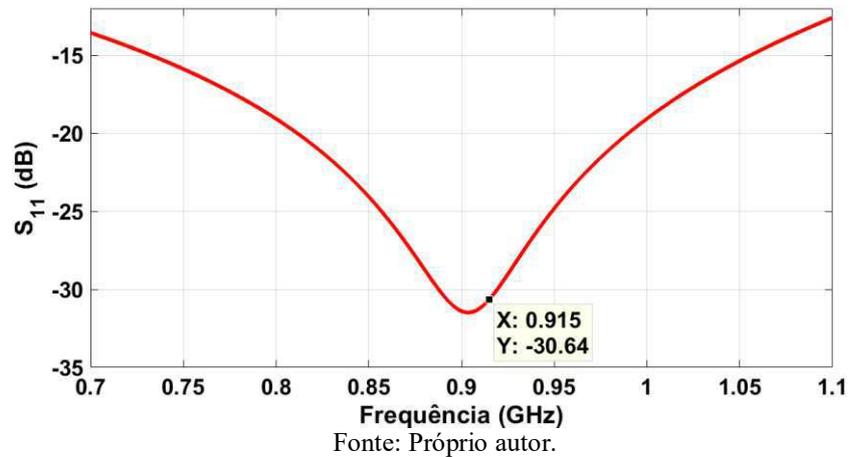
Tabela 6 – Dimensões da etiqueta RFID com duas células CSRR em (mm).

L1	L2	L3	W1	W2	W3	l	w	d	g
54	39	0,2	7,2	1,1	4,1	24,9	2,1	3,7	1,5

Fonte: Próprio autor.

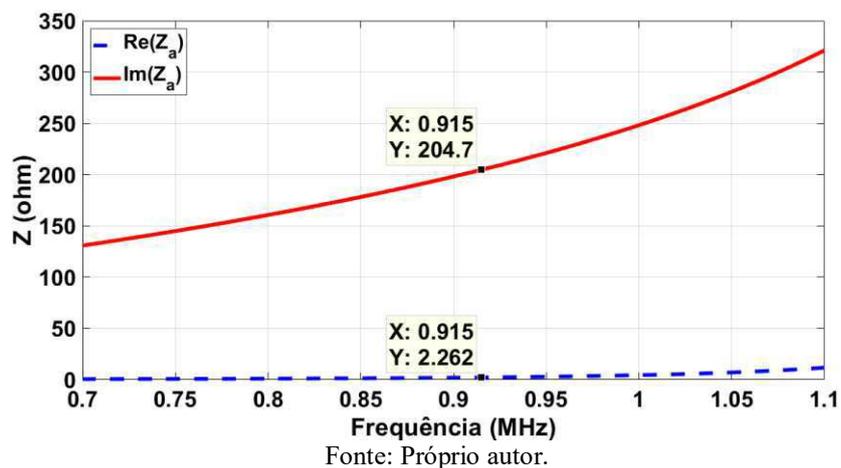
O  $S_{11}$  dessa etiqueta é de -30,64 dB na frequência de operação, como pode ser observado na Figura 42. A largura de banda também abrange as bandas de frequência UHF americana e europeia, assim como a largura de banda das etiquetas das simulações anteriores, já que se verifica que entre 700 MHz e 1,10 GHz o valor do  $S_{11}$  é menor do que -10 dB.

Figura 42 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) da etiqueta RFID com duas células CSRR.



Com relação à impedância de entrada da antena em 915 MHz, obteve-se  $Z_a = 2,26 + j204,7 \Omega$ , como pode ser visto na Figura 43. Desse modo, percebe-se que o valor da reatância de  $Z_a$  foi próximo ao da reatância do *chip*, mas o valor da resistência de  $Z_a$  não foi próximo ao valor da resistência dele ( $Z_c = 12,7 - j199 \Omega$ ), o que justifica o valor do coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) na frequência de ressonância não ter sido menor. No entanto, como o valor do  $S_{11}$  é menor do que -30 dB na frequência de operação, observa-se um bom casamento de impedância nessa frequência.

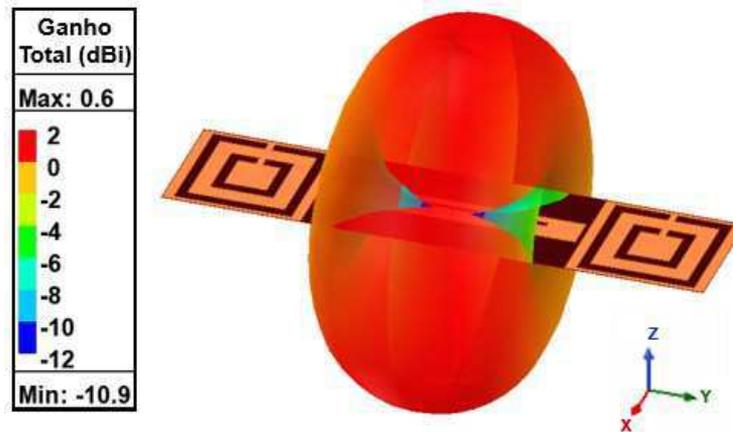
Figura 43 – Impedância de entrada da antena da etiqueta RFID com duas células CSRR.



Os diagramas de irradiação 3D e 2D da etiqueta estão presentes nas Figuras 44 e 45. Na Figura 44, nota-se um padrão omnidirecional, ao contrário do padrão diretivo obtido com a etiqueta RFID com oito células CSRR. Com essa etiqueta, foi possível alcançar valores positivos de ganho, assim como com a etiqueta com oito células CSRR. Conforme os parâmetros da antena, o valor máximo do ganho é de 0,63 dBi, o valor máximo da diretividade

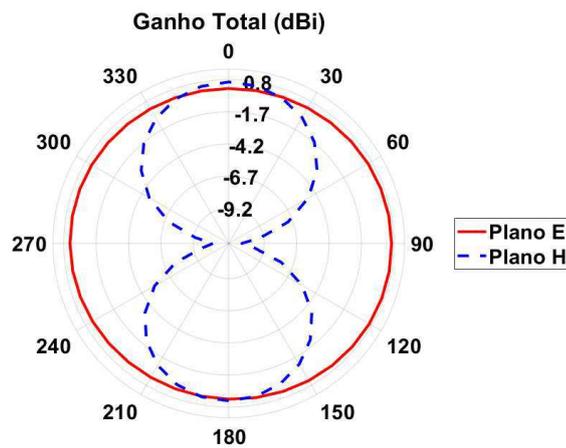
é de 2,21 dB e a eficiência de irradiação é de 69,48%, observando-se também um aumento no valor da diretividade e do ganho em comparação à etiqueta sem metamaterial.

Figura 44 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta RFID com duas células CSRR.



Fonte: Próprio autor.

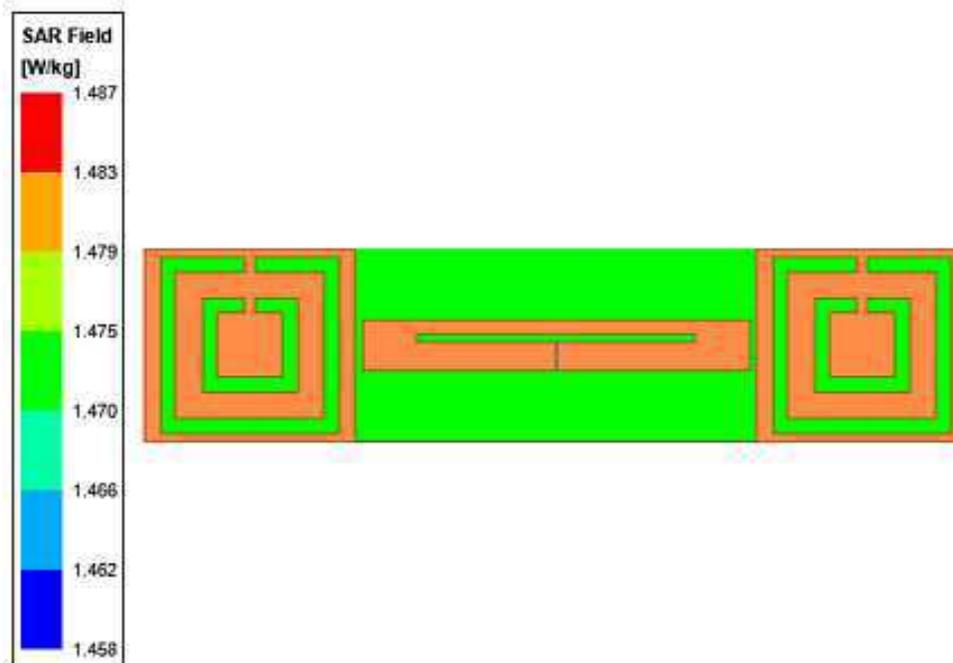
Figura 45 – Diagramas de irradiação 2D da etiqueta RFID com duas células CSRR (ângulos em graus).



Fonte: Próprio autor.

A SAR média sobre o substrato é apresentada na Figura 46, na qual verifica-se que o valor obtido não excede os limites estabelecidos pela ICNIRP para SAR localizada, conforme os dados da Tabela 3, assim como a SAR média obtida para a etiqueta RFID com oito células CSRR.

Figura 46 – SAR média da etiqueta RFID com duas células CSRR.



Fonte: Próprio autor.

O alcance máximo de leitura dessa etiqueta é de 14,09 metros na frequência de operação (915 MHz).

### 5.1.3 Análise comparativa entre as etiquetas simuladas e algumas etiquetas encontradas na literatura

Conforme os resultados obtidos, foi possível observar uma melhora em alguns parâmetros com as antenas baseadas em metamaterial, como diretividade e ganho. A diretividade de 1,33 dB da etiqueta RFID sem metamaterial aumentou para 6,28 dB com a etiqueta com oito células CSRR e para 2,21 dB com a etiqueta com duas células CSRR. O ganho máximo de -0,24 dBi da etiqueta sem metamaterial aumentou para 5,47 dBi com a etiqueta com oito células CSRR e para 0,63 dBi com a etiqueta com apenas duas células CSRR. Isso evidencia o benefício de aplicação dessas estruturas metamateriais para melhorar o desempenho das etiquetas.

Com relação ao alcance, observa-se que, com base nos dados de simulação, todas as etiquetas apresentaram um alcance máximo maior do que 10 metros.

A SAR média obtida com as etiquetas contendo metamateriais atendeu os limites da SAR localizada, tanto para a exposição do público em geral quanto para a exposição

ocupacional, conforme os valores da Tabela 3, ao contrário da etiqueta RFID sem estrutura metamaterial, cujo valor da SAR média excedeu o limite para exposição do público em geral.

Além disso, em todas as estruturas simuladas, a faixa de frequência na qual o  $S_{11} \leq -10$  dB, que corresponde a largura de banda, incluiu tanto a banda de frequência UHF americana quanto a europeia.

A Tabela 7 mostra uma comparação entre as etiquetas simuladas de forma resumida. É possível observar que, com a etiqueta RFID contendo oito células CSRR, obteve-se melhores resultados, porém ela apresenta maiores dimensões. Os menores valores dos parâmetros da etiqueta com duas células CSRR em comparação a etiqueta com oito células CSRR estão relacionados a diminuição da estrutura e, conseqüentemente, da camada condutora. Ainda com relação às dimensões da etiqueta RFID com duas células CSRR, apesar da dimensão no sentido do eixo y ter aumentado em comparação com a etiqueta com oito células CSRR, houve uma diminuição no tamanho da área total da estrutura.

Tabela 7 – Análise comparativa entre as etiquetas RFID simuladas.

	Etiqueta RFID sem estrutura metamaterial	Etiqueta RFID com oito células CSRR	Etiqueta RFID com duas células CSRR
Tamanho (mm <sup>2</sup> )	11x56	63,9x107	27,1x115
Coefficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) em 915 MHz (dB)	-31,13	-49,99	-30,64
Valor máximo da diretividade (dB)	1,33	6,28	2,21
Eficiência de irradiação (%)	69,63	82,98	69,48
Valor máximo do ganho (dBi)	-0,24	5,47	0,63
Alcance máximo de leitura (m)	12,75	24,60	14,09

Fonte: Próprio autor.

Realizou-se uma pesquisa de outras etiquetas RFID passivas baseadas em estrutura metamaterial, sendo possível obter a Tabela 8 que apresenta uma comparação com as etiquetas RFID com estrutura metamaterial aqui propostas. De acordo com os dados dessa tabela, observa-se que as etiquetas propostas apresentam maior alcance em comparação as outras etiquetas RFID indicadas. Além disso, a etiqueta com oito células CSRR foi a que apresentou melhor valor de coeficiente de reflexão e ganho.

Tabela 8 – Comparação entre as etiquetas RFID com a estrutura metamaterial deste trabalho com algumas encontradas na literatura.

Referência	Daud <i>et al.</i> (2015)	Aznabet <i>et al.</i> (2017)	Ennajih <i>et al.</i> (2017)	Zhang, Wang e Tong (2018)	Etiqueta RFID com oito células CSRR	Etiqueta RFID com duas células CSRR
Frequência de operação (MHz)	921	915	915	885	915	915
Substrato	FR-4	FR4	Papel de foto	Rogers RT/5870	Poli-imida	Poli-imida
Chip	MURATA - LXMS31ACNA-010	MURATA - LXMS31ACNA-010	Impinj Monza 1a	Alien H3	NXP SL3S4011	NXP SL3S4011
Coefficiente de reflexão (dB)	-14,14	≈ -30	-35	-18	-49,99	-30,64
Tamanho da etiqueta (mm <sup>2</sup> )	22x48	22x65	30x87	120x120	63,9x107	27,1x115
Ganho (dBi)	1,30	1,96	1,8	2,1	5,47	0,63
Alcance máximo de leitura (m)	4,82	4,36	6,2	-	24,60	14,09

Fonte: Próprio autor.

## 5.2 Confeção e medições

A confeção das etiquetas com estrutura metamaterial foi realizada utilizando o processo de corrosão da face cobreada do laminado de poli-imida, contendo o *layout* da etiqueta, por meio de solução de perclorato de ferro e, posteriormente, realizou-se o corte do substrato e a soldagem do *chip*, conforme apresentado na metodologia. As etiquetas confeccionadas estão apresentadas na Figura 47, nas quais não foram retirados os adesivos (cor branca) completamente a fim de minimizar a oxidação do cobre.

Figura 47 – Etiquetas RFID confeccionadas para medição da frequência respiratória.



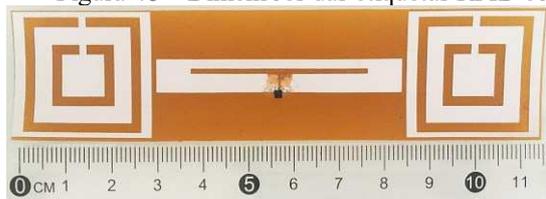
(a) Etiqueta RFID com duas células CSRR.

(b) Etiqueta RFID com oito células CSRR.

Fonte: Próprio autor.

Na Figura 48, é possível verificar a dimensão total dessas etiquetas, sendo de 115 x 28 mm<sup>2</sup> a da etiqueta com duas células CSRR e de 108 x 64 mm<sup>2</sup> da etiqueta com oito células CSRR. Desta maneira, nota-se uma pequena diferença em relação aos valores obtidos nas simulações, que foram de 115 x 27,1 mm<sup>2</sup> para a etiqueta com duas células CSRR e de 107 x 63,9 mm<sup>2</sup> para a etiqueta com oito células CSRR, o que se deve a margem de substrato deixada no processo de fabricação manual, a fim de evitar o corte da camada condutora.

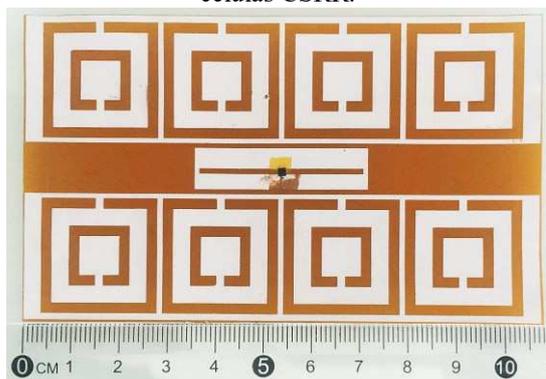
Figura 48 – Dimensões das etiquetas RFID confeccionadas para medição da frequência respiratória.



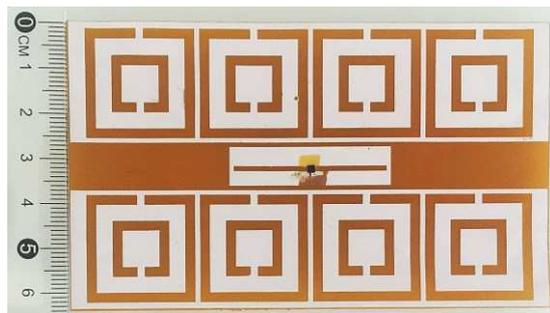
(a) Comprimento da etiqueta RFID com duas células CSRR.



(b) Largura da etiqueta RFID com duas células CSRR.



(c) Comprimento da etiqueta RFID com oito células CSRR.

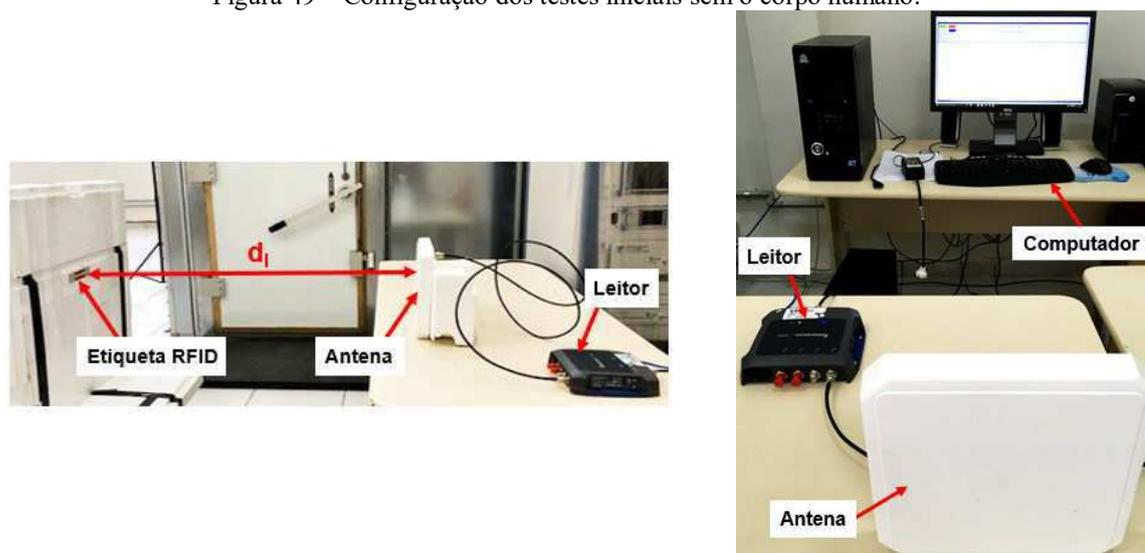


(d) Largura da etiqueta RFID com oito células CSRR.

Fonte: Próprio autor.

Testes iniciais com essas etiquetas confeccionadas foram realizados no intuito de verificar o seu funcionamento e obter o alcance máximo de leitura dessas etiquetas por meio do leitor RFID. Esse alcance máximo corresponde a distância na qual foi possível obter um percentual de 100% de sucesso nas tentativas de leitura. A configuração dessa medição está presente na Figura 49.

Figura 49 – Configuração dos testes iniciais sem o corpo humano.



Fonte: Próprio autor.

Para obtenção do máximo alcance de leitura, variou-se a distância  $d_1$  entre a etiqueta RFID e a antena conectada ao leitor de rede Intermec IF2. A antena conectada ao leitor, que foi utilizada em todas as medições, foi a antena Laird PAL90209H, cujo ganho é de 9 dBic (decibéis com relação a uma antena isotrópica de polarização circular) e opera na faixa de frequência de 902-928 MHz, estando em conformidade com a frequência de operação de 915 MHz para a qual as etiquetas foram projetadas.

Para a etiqueta RFID com duas células CSRR, realizou-se a medição com a etiqueta apenas na posição vertical, conforme indicado na Figura 49, uma vez que seu diagrama de irradiação obtido na simulação apresentou um padrão omnidirecional e, para medição sobre o corpo humano, a etiqueta seria colocada, preferencialmente, nessa posição. No entanto, para a etiqueta com 8 células CSRR, além da medição com a etiqueta na posição vertical, realizou-se a medição com a etiqueta na posição horizontal em relação à antena do leitor, a fim de verificar se nessa posição o alcance de leitura seria maior, de acordo com o diagrama de irradiação obtido na simulação, o qual apresentou um padrão diretivo na direção do eixo x, ao invés do eixo z. Os resultados dessas medições estão presentes na Tabela 9.

Tabela 9 – Máximo alcance de leitura das etiquetas RFID por meio do leitor sem considerar o corpo humano.

Etiqueta	Posição	Contagem	RSSI médio (dBm)	Desvio padrão ( $\sigma$ )	Alcance máximo de leitura (m)
Oito células CSRR	Horizontal	20	-60,785	1,57489	8,26
	Vertical	20	-62,485	0,71573	2,41
Duas células CSRR	Vertical	20	-65,825	0,67814	0,975

Fonte: Próprio autor.

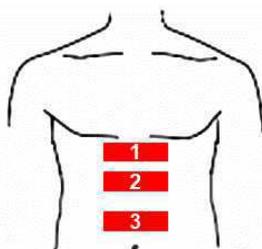
Em cada uma dessas medições, o leitor realizou 20 tentativas de leitura da etiqueta, obtendo-se sucesso em todas elas, como pode ser observado pela contagem presente na coluna 3 da Tabela 9.

De acordo com os dados da Tabela 9, pode-se verificar que foi possível obter um maior alcance de leitura com a etiqueta RFID com oito células CSRR na posição horizontal ( $A = 8,26$  m), o que era esperado de acordo com seu diagrama de irradiação simulado e o alcance máximo obtido a partir dos dados de simulação. Além disso, observa-se que o valor médio do RSSI obtido nessas medições variou entre -61 dBm e -66 dBm. Na coluna 5, tem-se o desvio padrão dos valores de RSSI obtidos nas leituras em relação ao seu valor médio.

Posteriormente, foram realizadas medições com essas etiquetas sobre o corpo humano, de modo similar a configuração ilustrada na Figura 7, porém com apenas uma etiqueta sobre o abdômen e com o participante estando em repouso. Nesses testes, a medição da etiqueta RFID com duas células CSRR foi realizada com ela diretamente sobre o corpo. Porém, com a etiqueta RFID com oito células CSRR, não foi possível a leitura com ela colocada diretamente sobre o corpo devido à influência do corpo humano no desempenho da etiqueta. Desta forma, para essa etiqueta com oito células CSRR, realizou-se sua medição colocando uma espuma de polietileno de 4 mm e, em seguida, de 11 mm entre a etiqueta e o corpo, diminuindo, assim, a influência do corpo na etiqueta. A espuma de polietileno foi aderida ao substrato da poli-imida e ao corpo humano por meio de uma fita dupla face fina, o que não causaria danos a pele.

Além disso, a posição da etiqueta sobre o abdômen foi variada entre as posições indicadas na Figura 50, a fim de observar em qual posição seria possível ler as etiquetas com um maior alcance. A posição 1 refere-se a borda superior da etiqueta colocada logo abaixo do esterno, a posição 2 com ela colocada quatro dedos abaixo do esterno e a posição 3 com sua borda inferior estando três dedos acima da cicatriz umbilical. Também se variou a posição do indivíduo, realizando medições com o participante sentado e em pé.

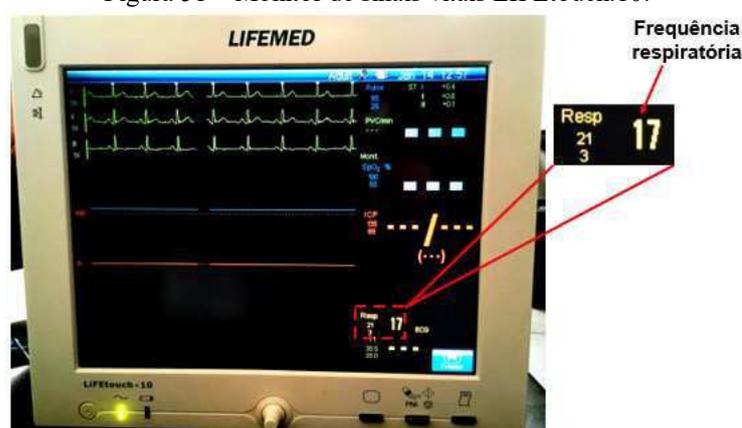
Figura 50 – Posições da etiqueta RFID sobre o corpo humano.



Fonte: Adaptado de Potter e Perry (2013).

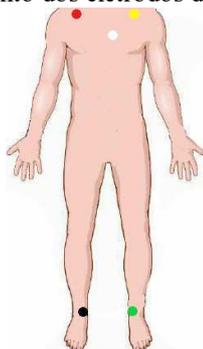
Nesses testes, as medições do RSSI e as medições com o monitor de sinais vitais LIFETouch.10 da Lifemed (Figura 51) foram realizadas de forma simultânea para posterior validação dos resultados obtidos para a frequência respiratória a partir das variações do RSSI. Esse monitor multiparamétrico mede a frequência respiratória a partir das alterações de impedância nos eletrodos do ECG com os movimentos torácicos. O cabo de ECG utilizado contém 5 vias e os eletrodos foram colados ao corpo nas posições indicadas na Figura 52, porém, para obtenção da frequência respiratória, é necessário a colocação de apenas dois desses eletrodos, sendo um no braço direito e um na perna esquerda (LIFETOUCH.10).

Figura 51 – Monitor de sinais vitais LIFETouch.10.



Fonte: Próprio autor.

Figura 52 – Posicionamento dos eletrodos do monitor de sinais vitais.



Fonte: Adaptado de Guyton e Hall (2017).

As configurações utilizadas nessas medições estão presentes nas Figuras 53, 54 e 55 para a etiqueta com duas células CSRR, com oito células CSRR e a espuma de polietileno de 4 mm e com oito células CSRR e a espuma de 11 mm, respectivamente. Nota-se que, para as medições com as etiquetas com oito células CSRR, considerou-se apenas as posições 1 e 2 sobre o corpo, uma vez que, pelo tamanho da etiqueta, as posições 2 e 3 eram similares. Além disso, mesmo variando a distância, não foi possível realizar a leitura da etiqueta com duas

células CSRR na posição 1 com o indivíduo em pé, o que também evidencia a influência do corpo humano no comportamento da etiqueta.

Todas as medições foram realizadas com a etiqueta na posição vertical, ou seja, a etiqueta estando na mesma direção da antena do leitor, pois, apesar da etiqueta RFID com oito células CSRR na posição horizontal ter apresentado um melhor alcance nos testes iniciais, durante as medições com o corpo humano, não foi possível a realização da leitura dessa etiqueta na posição horizontal, isto é, com o indivíduo deitado e a antena do leitor localizada na lateral do corpo, comprovando também a interferência do corpo sobre o seu diagrama de irradiação.

Figura 53 – Configurações dos testes com a etiqueta RFID com duas células CSRR sobre o corpo humano.



(a) Etiqueta na posição 1 e participante sentado.

(b) Etiqueta na posição 2 e participante sentado.



(c) Etiqueta na posição 3 e participante sentado.



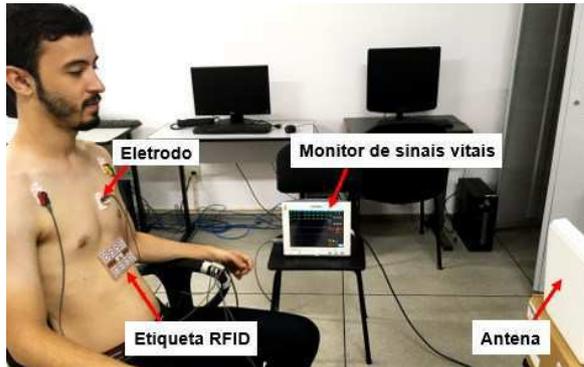
(d) Etiqueta na posição 2 e participante em pé.



(e) Etiqueta na posição 3 e participante em pé.

Fonte: Próprio autor.

Figura 54 – Configurações dos testes com a etiqueta RFID com oito células CSRR e a espuma de polietileno de 4 mm entre ela e o corpo humano.



(a) Etiqueta na posição 1 e participante sentado.



(b) Etiqueta na posição 2 e participante sentado.



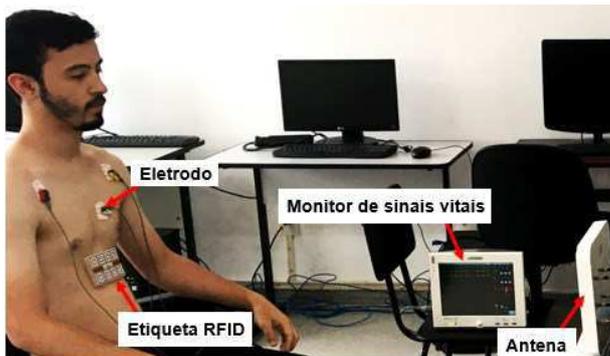
(c) Etiqueta na posição 1 e participante em pé.



(d) Etiqueta na posição 2 e participante em pé.

Fonte: Próprio autor.

Figura 55 – Configurações dos testes com a etiqueta RFID com oito células CSRR e a espuma de polietileno de 11 mm entre ela e o corpo humano.



(a) Etiqueta na posição 1 e participante sentado.



(b) Etiqueta na posição 2 e participante sentado.



(c) Etiqueta na posição 1 e participante em pé.



(d) Etiqueta na posição 2 e participante em pé.

Fonte: Próprio autor.

O alcance máximo estimado obtido com cada uma dessas configurações de medição está presente na Tabela 10. Nessa tabela, observa-se que as configurações nas quais foi possível obter um maior alcance foram com a etiqueta na posição 3 e o participante sentado para a etiqueta RFID com duas células CSRR, com a etiqueta na posição 2 e o participante em pé para a etiqueta com oito células CSRR e considerando a espuma de polietileno de 4 mm e com a etiqueta na posição 1 e o participante em pé para a etiqueta com oito células CSRR e considerando a espuma de 11 mm.

Tabela 10 – Máximo alcance de leitura das etiquetas RFID por meio do leitor considerando o corpo humano.

Etiqueta RFID	Contagem	Posição da etiqueta	Posição do participante	RSSI médio (dBm)	Desvio padrão ( $\sigma$ )	Alcance máximo de leitura (m)
Duas células CSRR	11	1	Sentado	-65,473	0,64257	0,70
	20	2	Sentado	-61,925	0,74557	0,655
	19	3	Sentado	-63,642	0,92697	1,04
	20	2	Em pé	-60,465	0,82053	0,685
	18	3	Em pé	-61,528	1,07435	0,685
Oito células CSRR e espuma de polietileno de 4 mm	20	1	Sentado	-67,095	0,84822	1,04
	20	2	Sentado	-61,71	0,6789	1,39
	20	1	Em pé	-64,395	0,96668	1,00
	20	2	Em pé	-62,955	0,76907	1,48
Oito células CSRR e espuma de polietileno de 11 mm	15	1	Sentado	-64,653	1,78657	1,09
	20	2	Sentado	-61,605	1,74771	0,865
	20	1	Em pé	-60,6	0,72042	1,23
	17	2	Em pé	-65,194	1,10585	1,05

Fonte: Próprio autor.

Ainda de acordo com a Tabela 10, observa-se que em algumas configurações de medição foi possível obter um alcance maior do que 1 m, que foi a distância considerada em alguns trabalhos citados na revisão bibliográfica. Além disso, apesar do menor alcance em quase todas as medições com a etiqueta com duas células CSRR, vale levar em consideração que ela estava em contato direto com o corpo e apresenta menor dimensão se comparada a etiqueta com oito células CSRR. Também se percebe que todas as distâncias foram maiores do que 20 cm, respeitando, assim, a exigência da Comissão Federal de Comunicações (*Federal Communications Commission* – FCC) de uma distância mínima de 20 cm entre a antena transmissora e o corpo humano (FEDERAL COMMUNICATIONS COMMISSION, 2013).

Os baixos valores do RSSI obtidos, assim como nas medições sem considerar o corpo humano, se devem a distância de leitura, uma vez que a potência do sinal recebido pelo leitor reduz com o aumento da distância entre a antena conectada a ele e a etiqueta e, nesse caso, obteve-se o máximo alcance, o qual foi utilizado nas medições da frequência respiratória.

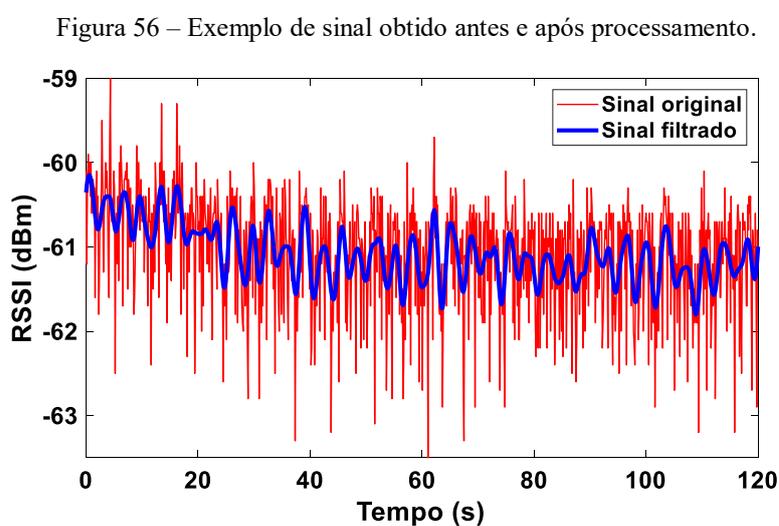
Para o cálculo do RSSI médio, o leitor também realizou 20 tentativas de leitura em cada medição, e pode-se observar pela Tabela 10 que ele não obteve sucesso em todas as tentativas, porém o percentual de sucesso foi igual ou superior a 55%. Nessa tabela, também está apresentado o desvio padrão referente aos valores de RSSI em cada medição.

A diferença entre os alcances máximos de leitura obtidos nas medições e os valores obtidos por meio dos dados de simulação, os quais podem ser verificados na Tabela 7, podem ser devido a falhas no processo de fabricação manual, como a confecção do adesivo que não apresentava um corte tão preciso, o que altera as dimensões e, conseqüentemente, a frequência de ressonância como visto na Figura 29 da Seção 5.1.1, o fato de não ter sido realizado o corte do substrato com precisão, além do percloro de ferro que pode ter penetrado nas bordas do adesivo durante o processo de corrosão. Outros fatores que podem interferir são a qualidade e precisão dos equipamentos de medição e as interferências eletromagnéticas presentes no ambiente de medição.

Os sinais obtidos com essas medições foram bastante ruidosos, o que é agravado pelo fato do sinal ser de baixa potência, não sendo possível identificar as variações do RSSI com os movimentos respiratórios sem o sinal ter sido previamente processado. Para atenuação do ruído, foi utilizada uma *toolbox* do *software* MATLAB dedicada à Transformada Wavelet, a qual é bastante usada no processamento de sinais biomédicos e inclui entre suas aplicações a atenuação do ruído. Nessa ferramenta, é preciso escolher a wavelet mãe que será utilizada, assim como o nível de decomposição do sinal. Entre as wavelets mãe mais populares no processamento de sinais, encontram-se as wavelets de Daubechies (dbX), em que o índice X

indica a ordem das suas funções (NAJARIAN; SPLINTER, 2012). Dessa forma, ao variar a ordem da wavelet de Daubechies e o nível de decomposição do sinal, notou-se ser possível visualizar a variação dos dados de RSSI com os movimentos respiratórios ao utilizar a db3, considerando 3 níveis de decomposição.

Como exemplo, pode-se observar, na Figura 56, o sinal obtido na medição com a etiqueta RFID com duas células CSRR colocada na posição 1 (Figura 50) e com o indivíduo sentado. Na figura, verifica-se que, após a atenuação do ruído, é possível identificar a variação no RSSI devido aos movimentos respiratórios.



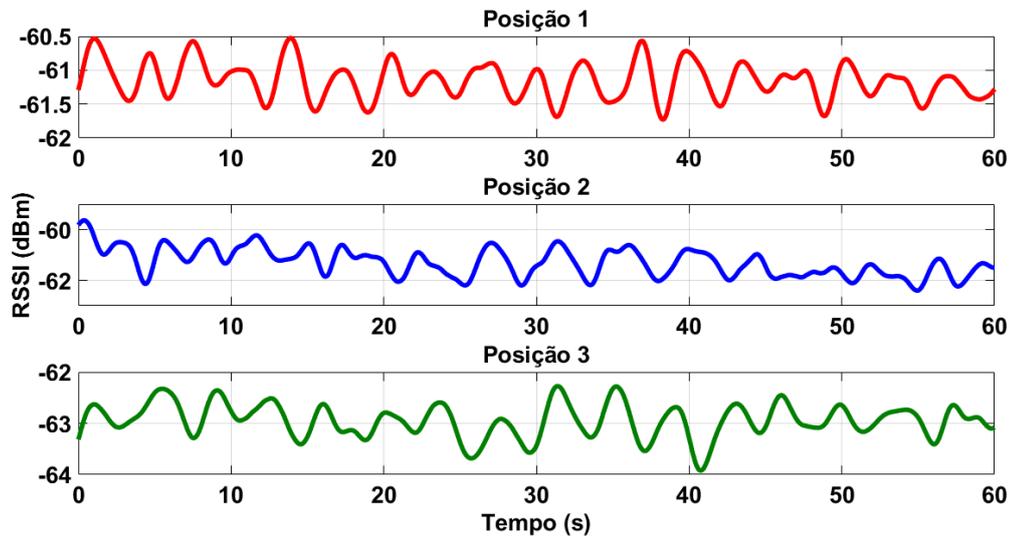
Apesar da frequência respiratória corresponder ao número de ciclos respiratórios em 1 minuto, as medições foram realizadas durante um período de 2 minutos, a fim de obter os dados do intervalo de tempo que fosse possível alcançar melhores resultados. A seguir são apresentados os resultados obtidos após o processamento dos dados de RSSI considerando o intervalo de 1 minuto.

Nas Figuras 57 e 58, estão apresentados os sinais de respiração obtidos a partir das variações do RSSI por meio da leitura da etiqueta RFID com duas células CSRR considerando o participante sentado e em pé, respectivamente. Em cada uma dessas figuras, estão os sinais correspondentes a cada posição da etiqueta sobre o abdômen conforme está indicada na Figura 50.

De acordo com a Figura 57, para a etiqueta RFID na posição 1, foi possível obter uma variação do RSSI entre -60,5 dBm e -61,7 dBm e o número de ciclos respiratórios foi de 18, ou seja, a frequência respiratória foi de 18 rpm, o que corresponde ao número de picos observados no sinal. Para a etiqueta RFID na posição 2, obteve-se uma variação do RSSI entre -59 dBm e

-62 dBm e a frequência respiratória correspondente é de 17 rpm. Já para a etiqueta na posição 3, tem-se uma variação do RSSI entre -62,3 dBm e -63,9 dBm e obteve-se uma frequência respiratória de 16 rpm.

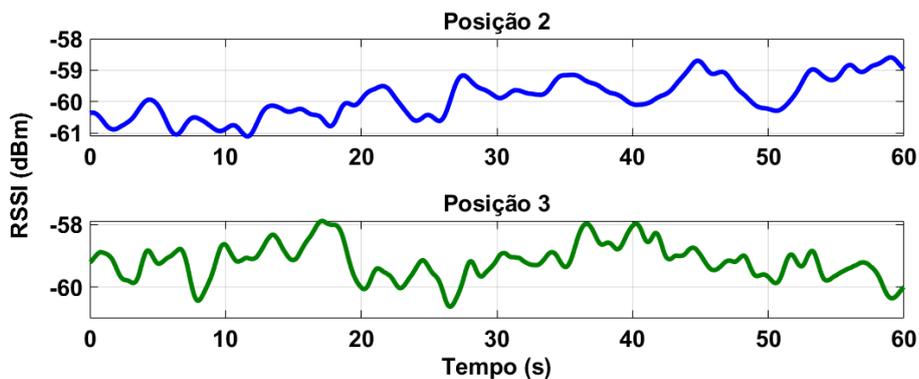
Figura 57 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com duas células CSRR com o participante sentado.



Fonte: Próprio autor.

Como citado, não foi possível a medição da etiqueta RFID com duas células CSRR na posição 1 com o participante em pé; por isso, na Figura 58, encontram-se os resultados para a etiqueta nas posições 2 e 3. Considerando os sinais apresentados nessa Figura 58, nota-se que, mesmo após o processamento dos dados, não se obteve bons resultados, uma vez que, apesar das variações mostradas, não se consegue identificar os ciclos respiratórios em quase toda a totalidade do intervalo de tempo considerado.

Figura 58 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com duas células CSRR com o participante em pé.

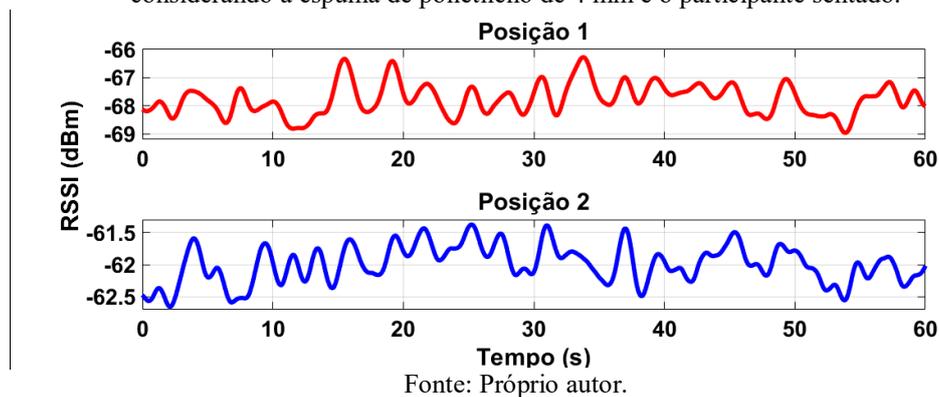


Fonte: Próprio autor.

Desta forma, a partir dos resultados apresentados para essa etiqueta, a qual estava em contato direto com o corpo, nota-se que foi possível obter melhores resultados nas medições com o indivíduo sentado e considerando a etiqueta nas posições 1 e 3, uma vez que foi possível uma melhor identificação dos ciclos respiratórios nos sinais obtidos nessas configurações.

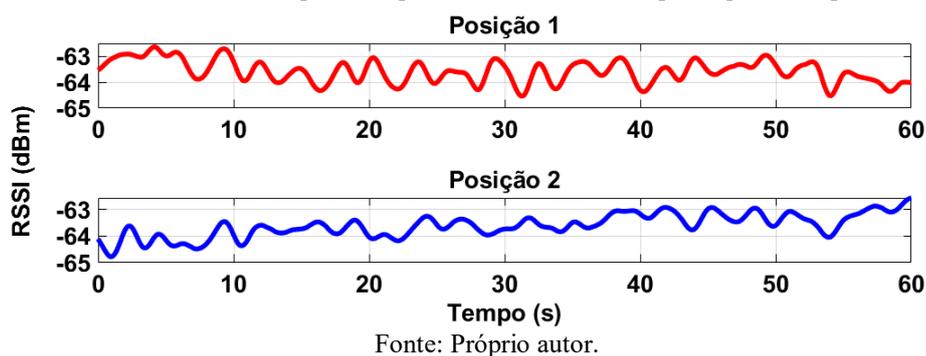
Na Figura 59, são mostrados os sinais de respiração referentes às medições com a etiqueta RFID com oito células CSRR, considerando a espuma de polietileno de 4 mm e o participante sentado. O RSSI variou entre -66,3 dBm e -69 dBm nas medições com a etiqueta colocada na posição 1, já com a etiqueta na posição 2, ele variou entre -61,4 dBm e -62,7 dBm. Com relação à frequência respiratória, obteve-se um valor de 18 rpm para a etiqueta na posição 1 e de aproximadamente 17 rpm para ela na posição 2.

Figura 59 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com oito células CSRR, considerando a espuma de polietileno de 4 mm e o participante sentado.



Os sinais de respiração obtidos com essa estrutura ao considerar o indivíduo em pé, estão presentes na Figura 60, na qual pode-se observar que, para a configuração com a etiqueta na posição 2, não foi possível identificar os ciclos respiratórios de forma clara em quase todo o intervalo de tempo. Porém, para a etiqueta na posição 1, percebe-se a presença de cerca de 17 ciclos respiratórios e o RSSI variando entre -62,6 dBm e -64,5 dBm.

Figura 60 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com oito células CSRR, considerando a espuma de polietileno de 4 mm e o participante em pé.

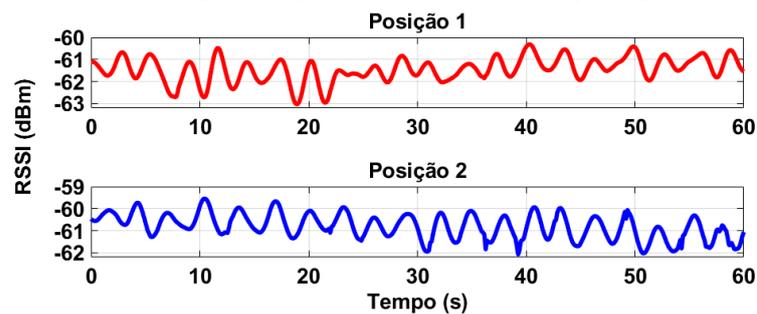


Verifica-se, então, que, para as medições com a etiqueta RFID com oito células CSRR, considerando a espuma de polietileno de 4 mm entre a etiqueta e o corpo, foi possível alcançar melhores resultados nas medições com o participante sentado e na medição com o participante em pé e a etiqueta na posição 1.

Com relação às medições com a etiqueta de oito células CSRR considerando a espuma de polietileno de 11 mm, observa-se os resultados nas Figuras 61 e 62 a seguir para o participante estando sentado e em pé, respectivamente.

Na Figura 61, é possível verificar que, para a etiqueta na posição 1, obteve-se uma frequência respiratória de 20 rpm, assim como para a etiqueta na posição 2. Os valores do RSSI variaram entre -60,3 dBm e -63 dBm para a etiqueta na posição 1 e entre -59,5 dBm e -62 dBm para a etiqueta na posição 2.

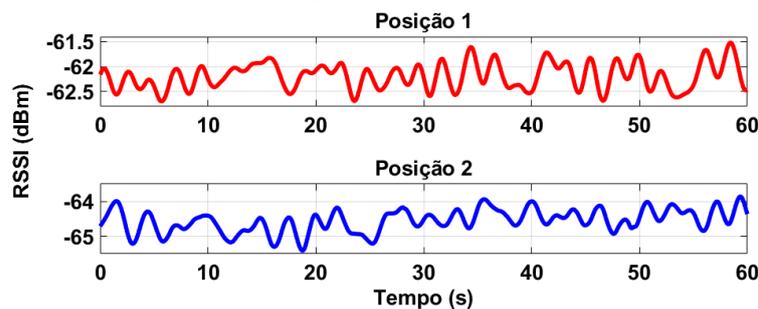
Figura 61 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com oito células CSRR, considerando a espuma de polietileno de 11 mm e o participante sentado.



Fonte: Próprio autor.

Conforme os dados da Figura 62, nota-se que a frequência respiratória é de aproximadamente 20 rpm para a etiqueta na posição 1 e de 19 rpm para ela na posição 2. Além disso, na medição com a etiqueta na posição 1 sobre o abdômen, obteve-se uma variação do RSSI entre -58,3 dBm e -62,7 dBm, e com ela na posição 2, essa variação foi entre -64 dBm e -65,4 dBm.

Figura 62 – Sinais de respiração obtidos a partir da leitura da etiqueta RFID com oito células CSRR, considerando a espuma de polietileno de 11 mm e o participante em pé.



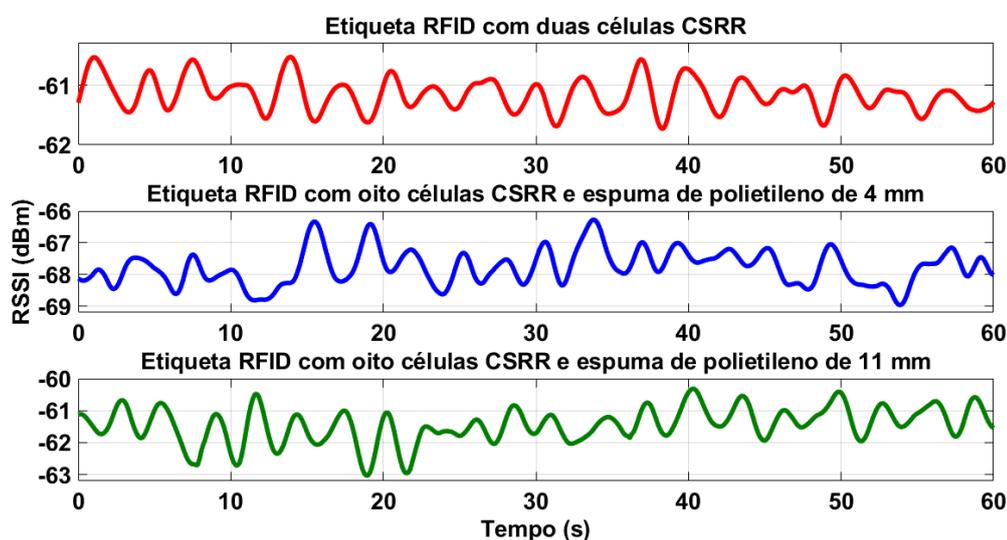
Fonte: Próprio autor.

Logo, nessas medições, o melhor resultado foi obtido com a etiqueta na posição 2 e o participante estando sentado. No entanto, nas outras medições também é possível verificar variações do RSSI com os movimentos respiratórios de forma clara, com exceção de apenas alguns intervalos de tempo.

A seguir são apresentadas algumas comparações entre as etiquetas RFID utilizadas nas medições para cada posição do participante, considerando as etiquetas na mesma posição sobre o abdômen.

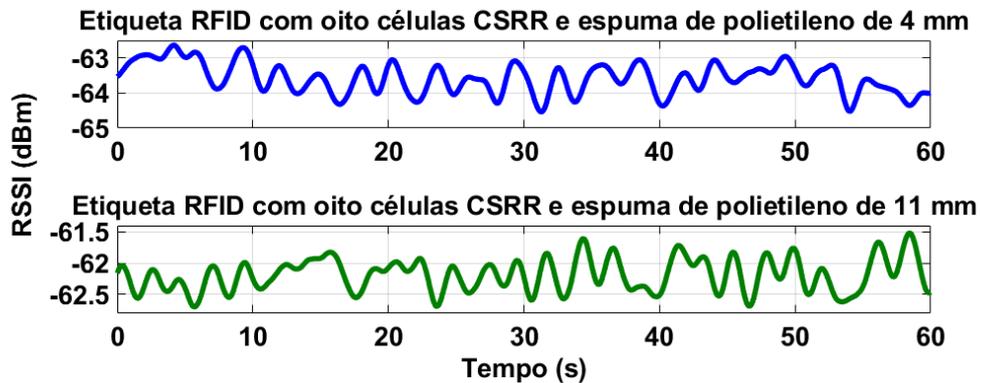
Nas Figuras 63 e 64, têm-se os resultados obtidos com as estruturas estando na posição 1 do abdômen com o indivíduo sentado e em pé, respectivamente. Nota-se que, para as medições com o indivíduo sentado, obteve-se um sinal de melhor qualidade, ou seja, um sinal menos ruidoso, nas medições realizadas com a etiqueta RFID contendo duas células CSRR e com a etiqueta com oito células CSRR e a espuma de polietileno de 11 mm. Já nas medições com o indivíduo em pé, observa-se maiores distorções em alguns intervalos de tempo no resultado obtido para a etiqueta RFID com oito células CSRR contendo a espuma de polietileno de 11 mm entre ela e o corpo.

Figura 63 – Comparação entre os sinais de respiração obtidos com as etiquetas RFID na posição 1 e o participante sentado.



Fonte: Próprio autor.

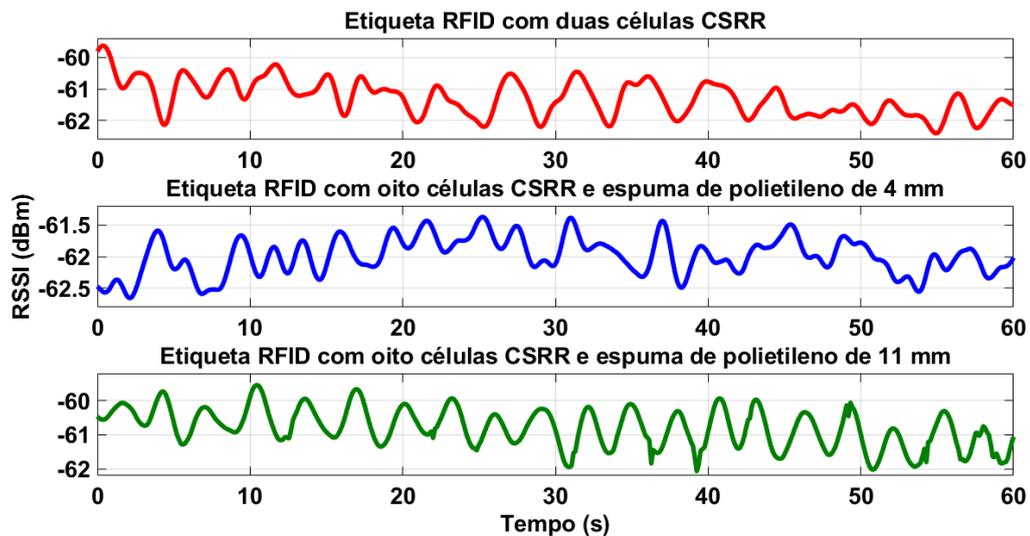
Figura 64 – Comparação entre os sinais de respiração obtidos com as etiquetas RFID na posição 1 e o participante em pé.



Fonte: Próprio autor.

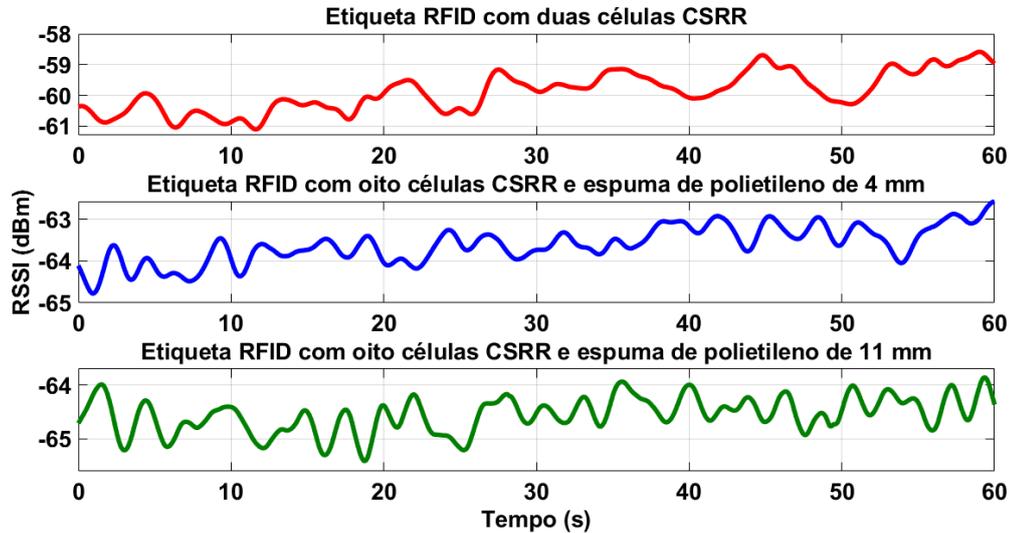
As Figuras 65 e 66 apresentam uma comparação com as etiquetas RFID estando na posição 2 para o participante na posição sentada e em pé, respectivamente. Conforme a Figura 65, é possível verificar que o sinal obtido com a etiqueta RFID com oito células CSRR e a espuma de 11 mm foi o menos ruidoso, podendo-se identificar com facilidade os ciclos respiratórios. Já na Figura 66, correspondente ao indivíduo na posição em pé, nota-se que o resultado da medição com a etiqueta RFID com duas células CSRR foi o que apresentou mais ruído, não sendo possível identificar os ciclos respiratórios.

Figura 65 – Comparação entre os sinais de respiração obtidos com as etiquetas RFID na posição 2 e o participante sentado.



Fonte: Próprio autor.

Figura 66 – Comparação entre os sinais de respiração obtidos com as etiquetas RFID na posição 2 e o participante em pé.

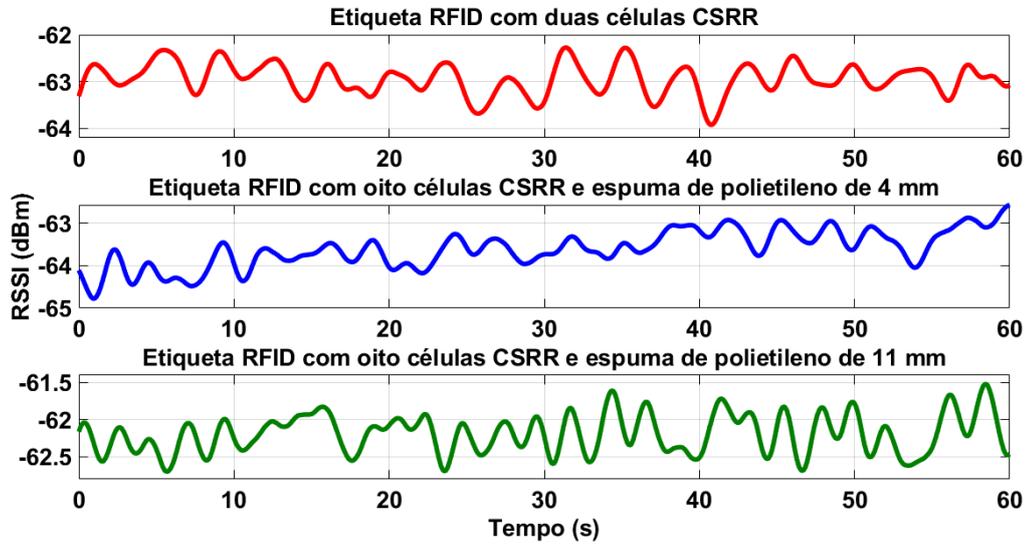


Fonte: Próprio autor.

Por meio dos sinais de respiração presentes nas figuras acima, nota-se que melhores resultados foram alcançados nas medições em que o participante estava na posição sentada, com a etiqueta RFID com duas células CSRR nas posições 1 e 3 e com a etiqueta RFID com oito células CSRR e a espuma de 11 mm na posição 2.

Na Figura 67, é mostrada uma comparação entre os sinais obtidos com as configurações em que se obteve um maior alcance para cada estrutura, ou seja, com a etiqueta RFID com duas células CSRR na posição 3 e o participante sentado ( $A = 1,04$  m), com a estrutura da etiqueta RFID com oito células CSRR e a espuma de 4 mm na posição 2 e o participante em pé ( $A = 1,48$  m) e com a etiqueta com oito células CSRR e a espuma de 11 mm na posição 1 e o participante também em pé ( $A = 1,23$  m). De acordo com os resultados dessa figura, percebe-se que com a etiqueta RFID contendo apenas duas células CSRR é que se obteve um sinal menos ruidoso, o que, apesar do menor alcance de leitura, era desejável pelo fato de apresentar menores dimensões e estar em contato direto com o corpo.

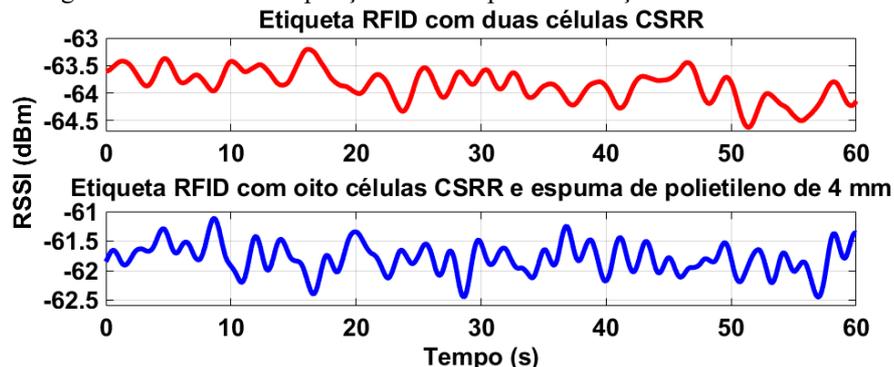
Figura 67 – Comparação entre os sinais de respiração obtidos com as etiquetas RFID na posição de maior alcance de leitura.



Fonte: Próprio autor.

Também foram realizadas duas medições após o participante ter praticado alguns exercícios físicos no intuito de observar o aumento da frequência respiratória a partir das variações do RSSI, uma vez que existe um aumento na frequência respiratória com os exercícios físicos. Na Figura 68, são apresentados os resultados dessas medições, as quais foram realizadas com o participante sentado. Uma dessas medições foi realizada com a etiqueta RFID com duas células CSRR na posição 3 a uma distância de 1,04 m e a outra com a etiqueta RFID com oito células CSRR e a espuma de 4 mm na posição 2 a uma distância de 0,715 m. Na medição com a etiqueta com duas células CSRR, obteve-se uma variação do RSSI entre - 63,2 dBm e - 64,6 dBm, e o número de ciclos respiratórios identificados foi de 18. Já na medição com a etiqueta com oito células CSRR e a espuma de 4 mm, o RSSI variou entre - 61,1 dBm e - 62,4 dBm e pode-se identificar cerca de 26 ciclos respiratórios. Porém, em ambos os sinais, observa-se distorções, mesmo tendo sido realizado o processamento dos dados.

Figura 68 – Sinais de respiração obtidos após a realização de exercícios físicos.



Fonte: Próprio autor.

Para validação das frequências respiratórias obtidas a partir das variações do RSSI, realizou-se a medição simultaneamente com um monitor de sinais vitais, como citado. Na Tabela 11, são mostrados os valores obtidos a partir das variações do RSSI e a faixa de frequência na qual a frequência respiratória obtida por meio do monitor de sinais variou durante a medição. Verifica-se que, para os valores obtidos com o participante em repouso, a frequência obtida a partir dos dados de RSSI estão dentro da faixa de variação da frequência obtida por meio do monitor multiparamétrico, validando assim os resultados dessas medições. Porém, ao considerar as frequências obtidas após a realização de exercícios físicos, nota-se uma diferença considerável em relação aos resultados obtidos com o monitor de sinais vitais, o que pode estar relacionado ao ruído associado ao sinal de medição com as etiquetas, a movimentos do participante durante a medição devido ao cansaço, a baixa aderência ao corpo das estruturas com a fita dupla face devido à transpiração do participante, entre outros fatores. Além disso, vale ressaltar que os valores da frequência respiratória obtidos com o monitor multiparamétrico podem ser inexatos devido ao mau posicionamento dos eletrodos e má qualidade desses (LIFETOUCH.10).

Tabela 11 – Valores da frequência respiratória obtidos a partir das variações do RSSI e por meio do monitor de sinais vitais.

	Etiqueta	Posição da etiqueta	Posição do participante	Frequência respiratória medida a partir das alterações no RSSI (rpm)	Faixa de variação da frequência respiratória com o monitor de sinais vitais (rpm)
Antes da realização de exercícios físicos	<b>Duas células CSRR</b>	1	Sentado	18	17-21
		2	Sentado	17	13-20
		3	Sentado	16	14-19
		2	Em pé	-	11-19
		3	Em pé	-	15-20
	<b>Oito células CSRR e espuma de polietileno de 4 mm</b>	1	Sentado	18	13-18
		2	Sentado	17	14-21
		1	Em pé	17	12-20
2		Em pé	-	17-22	
Após realização de exercícios físicos	<b>Oito células CSRR e espuma de polietileno de 11 mm</b>	1	Sentado	20	15-22
		2	Sentado	20	16-22
	<b>Duas células CSRR</b>	1	Em pé	20	20-22
		2	Em pé	19	17-21
		3	Sentado	18	38-49
<b>Oito células CSRR e espuma de polietileno de 4 mm</b>	2	Sentado	26	30-45	

Fonte: Próprio autor.

## 6 CIRCUITO DE DETECÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA BASEADO NA TRANSMISSÃO RFID

Neste capítulo é apresentado o circuito desenvolvido para detecção da frequência cardíaca, o qual incluiu o circuito de aquisição do sinal de ECG e um temporizador. Também são apresentadas as simulações das etiquetas RFID passivas que foram utilizadas nesse monitoramento e a confecção delas.

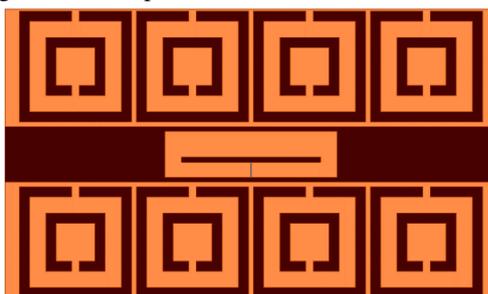
### 6.1 Simulações das etiquetas RFID passivas

Para monitoramento da frequência cardíaca, foram realizadas novas simulações considerando as geometrias das etiquetas RFID passivas com estrutura metamaterial apresentadas no Capítulo 5 para monitoramento da frequência respiratória, porém alterando-se a impedância da porta para  $Z_c = 18,69 - j171,91 \Omega$ , que corresponde a impedância do *chip* Monza X-2K Dura da Impinj (IMPINJ SUPPORT, 2016). Essa alteração se deve a necessidade de um *chip* com entrada de tensão DC que suprimisse a comunicação RF da etiqueta quando essa entrada estivesse em nível alto (VORA; DANDEKAR; KURZWEG, 2015). Os resultados dessas simulações estão presentes nas seções seguintes.

#### 6.1.1 Etiqueta RFID com oito células CSRR

A geometria dessa etiqueta pode ser verificada na Figura 69 e suas dimensões, conforme as variáveis indicadas nas Figuras 25 e 35, estão apresentadas na Tabela 12, estando as células CSRR também separadas entre si por uma distância de 1,1 mm, e a distância entre a antena dipolo dobrado e a estrutura CSRR sendo de 1 mm. A dimensão total dessa etiqueta é de 63 x 106 mm<sup>2</sup>.

Figura 69 – Etiqueta RFID com oito células CSRR.



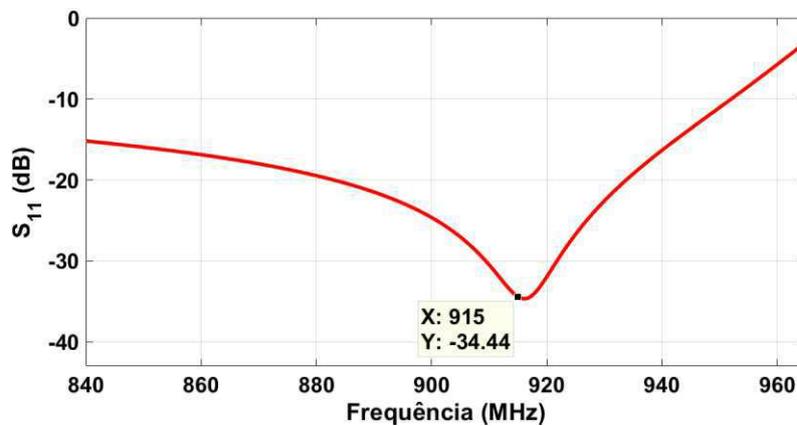
Fonte: Próprio autor.

Tabela 12 – Dimensões da etiqueta RFID com oito células CSRR em (mm).

L1	L2	L3	W1	W2	W3	l	w	d	g
37	30	0,2	10	1,1	3,3	24,1	2,2	3,5	1,6

Fonte: Próprio autor.

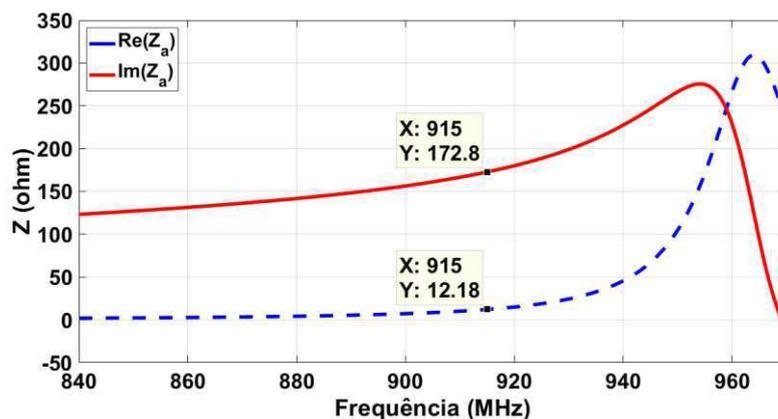
O coeficiente de reflexão obtido com essa etiqueta foi de -34,44 dB na frequência de 915 MHz (Figura 70). Sua largura de banda inclui as bandas de frequência UHF americana (902-928 MHz) e europeia (865,6-867,6 MHz) (RIAZ *et al.*, 2018), uma vez que o valor do  $S_{11}$  é menor do que -10 dB entre 865,6 MHz e 928 MHz.

Figura 70 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) da etiqueta RFID com oito células CSRR.

Fonte: Próprio autor.

A impedância de entrada da antena em 915 MHz, apresentada na Figura 71, foi de  $Z_a = 12,18 + j172,8 \Omega$ . Desta forma, percebe-se uma proximidade do valor da reatância em relação à reatância do *chip*, porém o valor da resistência não está próximo ao valor da resistência dele ( $Z_c = 18,69 - j171,91 \Omega$ ). Apesar disso, nota-se um bom casamento de impedância na frequência de operação, uma vez que o  $S_{11}$  foi menor do que -30 dB, como pode ser verificado na Figura 70.

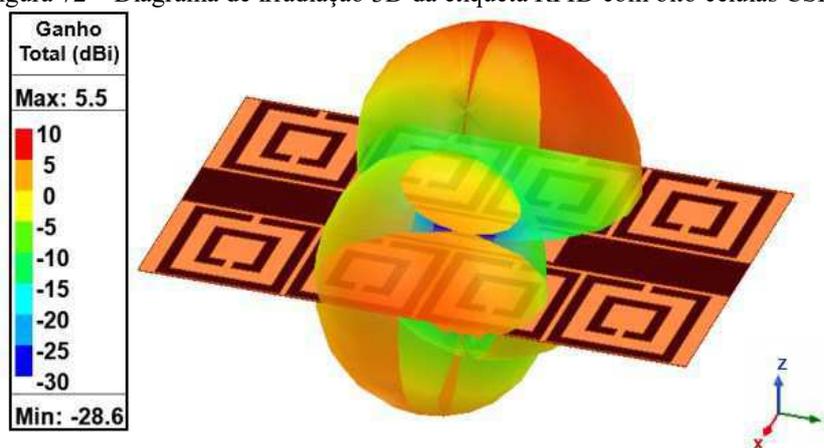
Figura 71 – Impedância de entrada da antena da etiqueta RFID com oito células CSRR.



Fonte: Próprio autor.

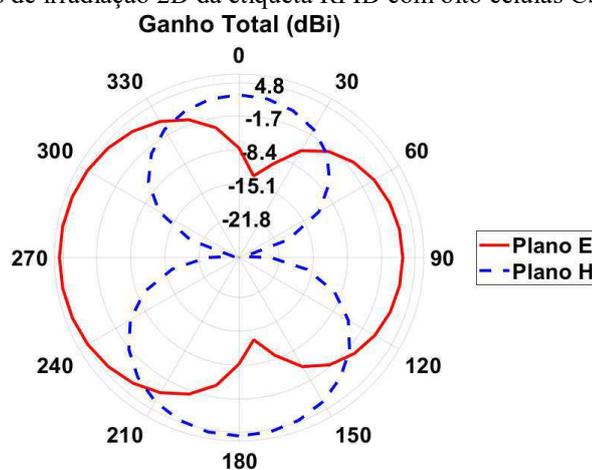
Nas Figuras 72 e 73, são mostrados os diagramas de irradiação da etiqueta. Neles é possível verificar valores positivos de ganho. Pelos parâmetros da antena obtidos na simulação, o valor máximo do ganho para essa estrutura é de 5,54 dBi, o valor máximo da diretividade é de 6,38 dB e a eficiência de irradiação é de 82,39%.

Figura 72 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta RFID com oito células CSRR.



Fonte: Próprio autor.

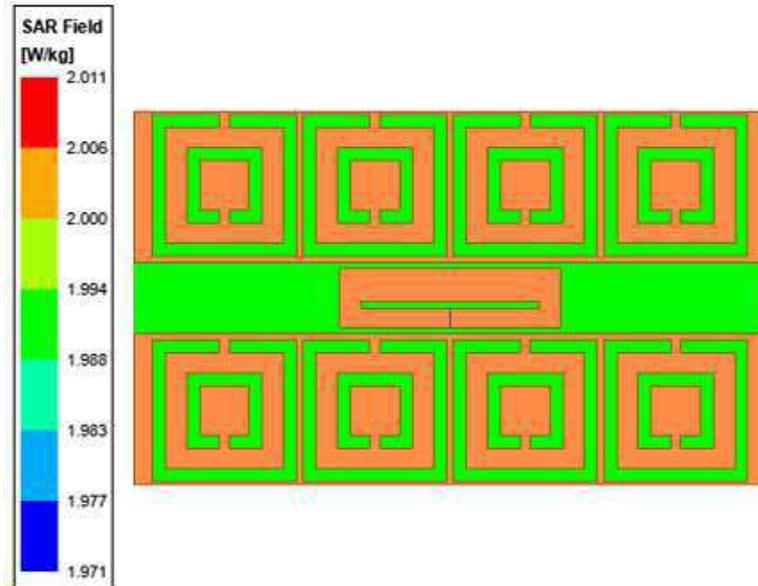
Figura 73 – Diagramas de irradiação 2D da etiqueta RFID com oito células CSRR (ângulos em graus).



Fonte: Próprio autor.

A SAR média sobre o substrato pode ser observada na Figura 74, na qual verifica-se que o valor obtido não excede os limites estabelecidos pela ICNIRP para SAR localizada, uma vez que seu valor está entre  $1,988 \text{ W.kg}^{-1}$  e  $1,994 \text{ W.kg}^{-1}$  e o menor limite é de  $2 \text{ W.kg}^{-1}$ .

Figura 74 – SAR média da etiqueta RFID com oito células CSRR.



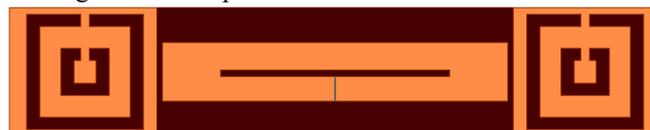
Fonte: Próprio autor.

Também se calculou o alcance máximo de leitura dessa etiqueta RFID por meio da Equação 22, porém agora com  $P_{\min} = -24$  dBm, que é o valor para o *chip* Monza X-2K Dura com entrada DC (IMPINJ SUPPORT, 2016). Dessa forma, obteve-se um alcance máximo de leitura de 49,49 metros para 915 MHz.

### 6.1.2 Etiqueta RFID com duas células CSRR

A geometria da etiqueta RFID com duas células CSRR simulada está presente na Figura 75 a seguir e suas dimensões, cujas variáveis estão indicadas nas Figuras 25 e 35, podem ser observadas na Tabela 13. A distância entre a antena dipolo dobrado e a célula CSRR lateral é de 1 mm e a dimensão total dessa etiqueta é de 22 x 111,6 mm<sup>2</sup>, ou seja, é menor do que a etiqueta RFID com duas células CSRR obtida com o *chip* da NXP.

Figura 75 – Etiqueta RFID com duas células CSRR.



Fonte: Próprio autor.

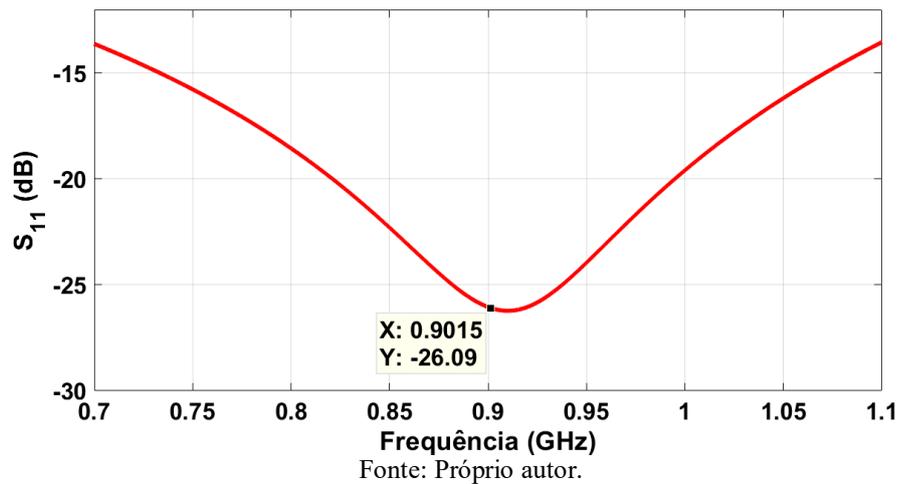
Tabela 13 – Dimensões da etiqueta RFID com duas células CSRR em (mm).

L1	L2	L3	W1	W2	W3	l	w	d	g
59	39,3	0,2	10	1,1	4,2	20	2,2	3,7	1,5

Fonte: Próprio autor.

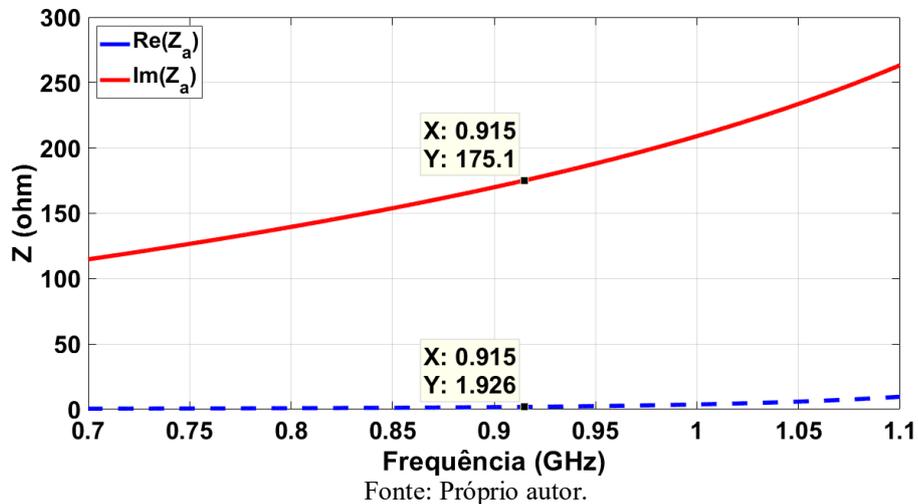
Com essa etiqueta, obteve-se um coeficiente de reflexão de -26,09 dB na frequência de operação, como pode ser observado na Figura 76. Sua largura de banda também abrange as bandas de frequência UHF americana e europeia, assim como a largura de banda da etiqueta com oito células CSRR, uma vez que se verifica um  $S_{11}$  menor do que -10 dB entre 700 MHz e 1,10 GHz.

Figura 76 – Coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) da etiqueta RFID com duas células CSRR.



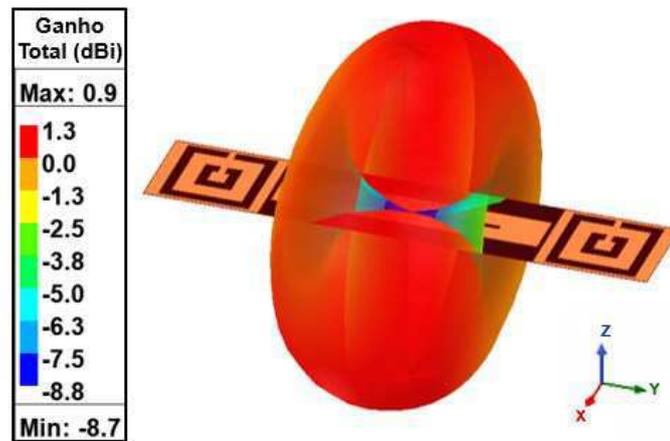
Com relação à impedância de entrada da antena na frequência de operação, o valor obtido foi de  $Z_a = 1,93 + j175,1 \Omega$  (Figura 77). Percebe-se, então, que o valor da resistência de  $Z_a$  não é próximo ao valor da resistência do *chip* ( $Z_c = 18,69 - j171,91 \Omega$ ), motivo pelo qual não se alcançou um melhor casamento de impedância e, conseqüentemente, um menor valor do coeficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) na frequência de ressonância.

Figura 77 – Impedância de entrada da antena da etiqueta RFID com duas células CSRR.



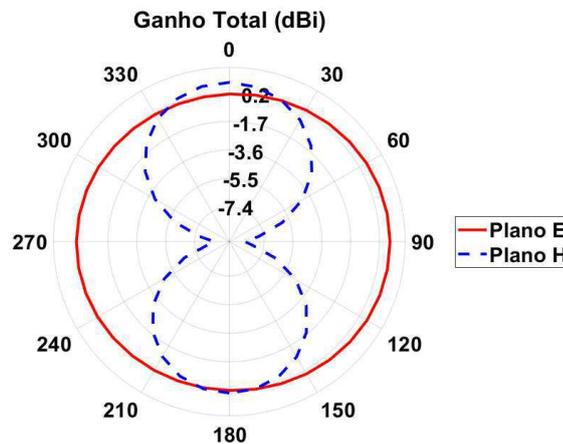
Os diagramas de irradiação 3D e 2D dessa etiqueta estão presentes nas Figuras 78 e 79. Na Figura 78, observa-se o seu padrão omnidirecional, ao contrário do padrão diretivo obtido com a etiqueta com oito células CSRR. Com essa etiqueta, também foi possível alcançar valores positivos de ganho. De acordo com os parâmetros obtidos na simulação, o valor máximo do ganho para essa etiqueta é de 0,88 dBi, o valor máximo da diretividade é de 2,22 dB e a eficiência de irradiação é de 73,45%.

Figura 78 – Diagrama de irradiação 3D da etiqueta RFID com duas células CSRR.



Fonte: Próprio autor.

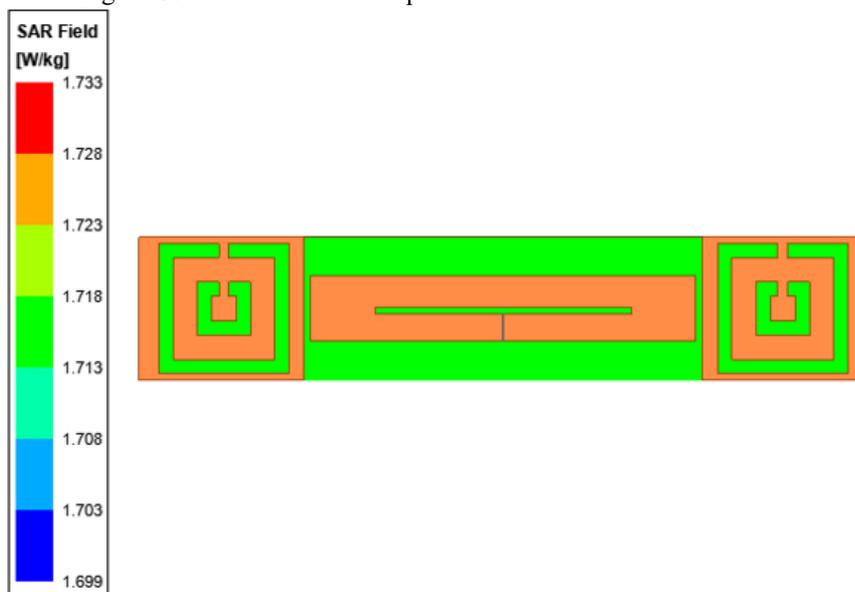
Figura 79 – Diagramas de irradiação 2D da etiqueta RFID com duas células CSRR (ângulos em graus).



Fonte: Próprio autor.

A SAR média sobre o substrato está apresentada na Figura 80, na qual verifica-se que o valor obtido não excede os limites estabelecidos pela ICNIRP para SAR localizada (Tabela 3), assim como a SAR média obtida para a etiqueta RFID com oito células CSRR.

Figura 80 – SAR média da etiqueta RFID com duas células CSRR.



Fonte: Próprio autor.

O máximo alcance de leitura dessa etiqueta é de 28,94 metros.

### 6.1.3 Análise comparativa entre as etiquetas simuladas e algumas etiquetas encontradas na literatura

Na Tabela 14, é mostrada uma comparação entre as etiquetas simuladas de forma resumida. É possível observar que, com a etiqueta contendo oito células CSRR, obteve-se melhores resultados. No entanto, como no caso das etiquetas para frequência respiratória, os menores valores dos parâmetros da etiqueta com duas células CSRR em comparação a etiqueta com oito células CSRR se deve à sua menor dimensão total e, conseqüentemente, da camada condutora.

Tabela 14 – Análise comparativa entre as etiquetas RFID simuladas.

	Etiqueta RFID com oito células CSRR	Etiqueta RFID com duas células CSRR
Tamanho (mm <sup>2</sup> )	63x106	22x111,6
Coefficiente de reflexão ( $S_{11}$ ) em 915 MHz (dB)	-34,44	-26,09
Valor máximo da diretividade (dB)	6,38	2,22
Eficiência de irradiação (%)	82,39	73,45
Valor máximo do ganho (dBi)	5,54	0,88
Alcance máximo de leitura (m)	49,49	28,94

Fonte: Próprio autor.

Além disso, em todas as estruturas simuladas, a largura de banda também incluiu tanto a banda de frequência UHF americana quanto a europeia, e a SAR média obtida com essas etiquetas atendeu os limites da SAR localizada.

A Tabela 15 contém a comparação apresentada na Tabela 8 incluindo as características dessas novas etiquetas RFID simuladas com o *chip* Monza X-2K Dura. De acordo com os dados dessa tabela, observa-se que as etiquetas propostas apresentam maior alcance em comparação as outras etiquetas RFID indicadas. Além disso, o maior alcance obtido, ao se considerar o *chip* Monza X-2K Dura, se deve ao fato da sensibilidade de leitura desse *chip* ser de -24 dBm considerando a entrada DC, enquanto que a sensibilidade de leitura do *chip* SL3S4011 é de -18 dBm. Com relação ao ganho, nota-se que os maiores valores foram obtidos com as etiquetas RFID com oito células CSRR.

Tabela 15 – Comparação entre as etiquetas RFID com a estrutura metamaterial deste trabalho com algumas encontradas na literatura.

Referência	Daud <i>et al.</i> (2015)	Aznabet <i>et al.</i> (2017)	Ennajih <i>et al.</i> (2017)	Zhang, Wang e Tong (2018)	Etiqueta RFID com oito células CSRR	Etiqueta RFID com duas células CSRR	Etiqueta RFID com oito células CSRR	Etiqueta RFID com duas células CSRR
Frequência de operação (MHz)	921	915	915	885	915	915	915	915
Substrato	FR-4	FR4	Papel de foto	Rogers RT/5870	Poli-imida	Poli-imida	Poli-imida	Poli-imida
<i>Chip</i>	MURATA - LXMS31ACNA-010	MURATA - LXMS31ACNA-010	Impinj Monza 1a	Alien H3	NXP SL3S4011	NXP SL3S4011	Impinj Monza X-2K Dura	Impinj Monza X-2K Dura
Coefficiente de reflexão (dB)	-14,14	≈ -30	-35	-18	-49,99	-30,64	-34,44	-26,09
Tamanho da etiqueta (mm <sup>2</sup> )	22x48	22x65	30x87	120x120	63,9x107	27,1x115	63x106	22x111,6
Ganho	1,30 dBi	1,96 dBi	1,8 dBi	2,1 dBi	5,47 dBi	0,63 dBi	5,54 dBi	0,88 dBi
Alcance máximo de leitura (m)	4,82	4,36	6,2	-	24,60	14,09	49,49	28,94

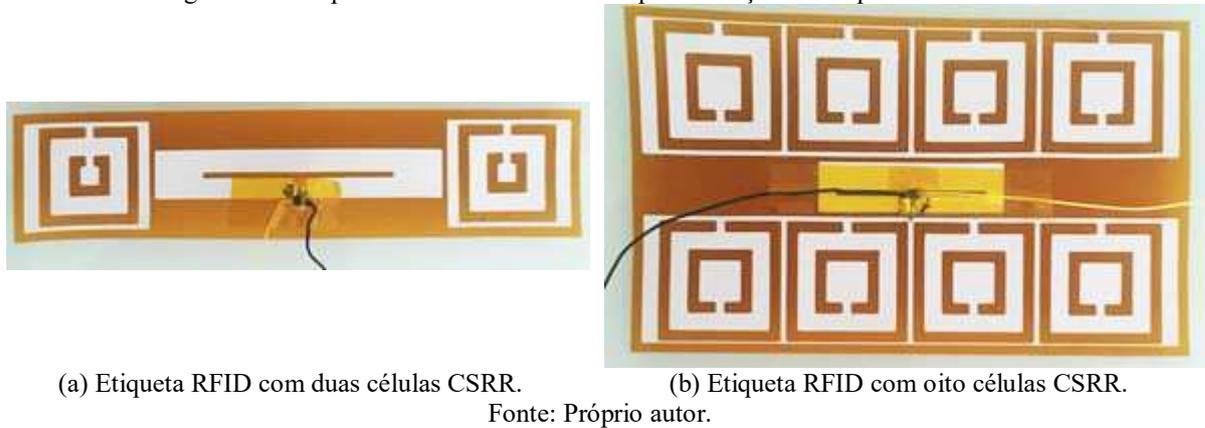
Fonte: Próprio autor.

## 6.2 Confeção do circuito de detecção da frequência cardíaca e medições

A confecção das etiquetas para monitoramento da frequência cardíaca foi realizada de modo similar a das etiquetas para monitoramento da frequência respiratória, utilizando o processo de corrosão da face cobreada por meio da solução de perclorato de ferro e, posteriormente, realizando o corte do substrato e a soldagem do *chip*. No entanto, nesse *chip* também foram soldados dois fios que seriam necessários para conexão com o temporizador:

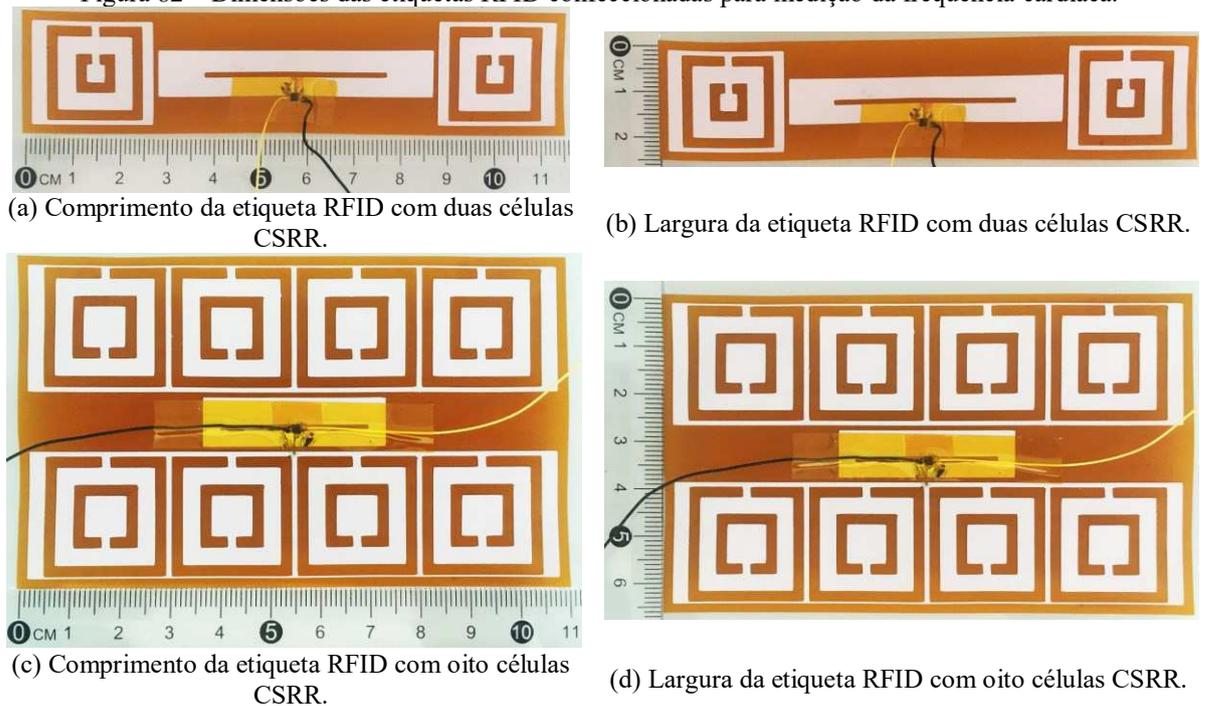
um fio foi soldado ao pino de entrada de tensão DC (fio de cor amarela) e o outro ao GND (fio de cor preta). As etiquetas confeccionadas estão apresentadas na Figura 81.

Figura 81 – Etiquetas RFID confeccionadas para medição da frequência cardíaca.



Na Figura 82, pode-se verificar a dimensão total dessas etiquetas, sendo de 115 x 25 mm<sup>2</sup> a da etiqueta com duas células CSRR e de 110 x 67 mm<sup>2</sup> da etiqueta com oito células CSRR. A diferença observada nessas dimensões em relação aos valores obtidos nas simulações, que foram de 111,6 x 22 mm<sup>2</sup> para a etiqueta com duas células CSRR e de 106 x 63 mm<sup>2</sup> para a etiqueta com oito células CSRR, se deve a margem de substrato que foi deixada no processo de fabricação manual.

Figura 82 – Dimensões das etiquetas RFID confeccionadas para medição da frequência cardíaca.



Nas medições dessas etiquetas RFID, não foi possível obter resposta com a etiqueta RFID contendo oito células CSRR, o que pode ser devido à má conexão do *chip* ou a uma mudança na frequência de ressonância pela presença dos fios.

Para o monitoramento da frequência cardíaca, buscou-se montar um circuito semelhante ao proposto por Vora, Dandekar e Kurzweg (2015), o qual está apresentado na Figura 14, porém sem considerar o dispositivo de colheita de energia devido à falta de disponibilidade de um dispositivo capaz de fornecer uma tensão de  $\pm 5$  V para alimentação dos amplificadores utilizados.

Para aquisição do sinal de ECG, foi realizada a montagem do circuito da Figura 83 em um *proto-board*. Nessa figura, observam-se quatro divisões, correspondendo a:

- **1:** amplificador de ECG baseado no circuito de amplificação de ECG apresentado na folha de dados do amplificador de instrumentação INA118 (TEXAS INSTRUMENTS, 2019). No circuito desenvolvido, no entanto, pela falta de disponibilidade desse amplificador de instrumentação, foi utilizado o INA101, conforme indicado na figura. O ganho (G) desse amplificador é configurado por meio de um resistor externo ( $R_G$ ), seguindo a seguinte equação (TEXAS INSTRUMENTS, 1981):

$$G = 1 + \frac{40k\Omega}{R_G}. \quad (24)$$

Por essa razão, para obter um ganho de 10, conforme sugerido no circuito da folha de dados do INA118, foram utilizados dois resistores em série de 2,2 k $\Omega$  conectados aos pinos de configuração do ganho do amplificador INA101. Observa-se que a entrada positiva desse amplificador foi conectada ao braço esquerdo (BE) e a entrada negativa ao braço direito (BD) por meio de eletrodos, o que corresponde à derivação I do ECG.

Além disso, nota-se a presença do circuito da perna direita, que é bastante utilizado na aquisição de sinais de ECG. Nesse circuito, foram utilizados amplificadores operacionais TL082 e sua função é minimizar os efeitos do ruído de modo comum presente nas entradas do amplificador de instrumentação. Com esse circuito, a tensão de modo comum é invertida, amplificada e é realimentada no corpo por meio do eletrodo conectado à perna direita (PD) (RATHKE, 2008).

- **2:** filtro passa-altas. O sinal de saída do amplificador de instrumentação passa por esse filtro para eliminar frequências abaixo de 0,48 Hz, valor esse considerado adequado para a faixa de frequência utilizada no monitoramento de sinais de ECG, cujo limite inferior corresponde a uma frequência de 0,5 Hz (RATHKE, 2008). A frequência de corte desse filtro é dada pela Equação 25.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}, \quad (25)$$

em que R é a resistência do circuito e C é a capacitância.

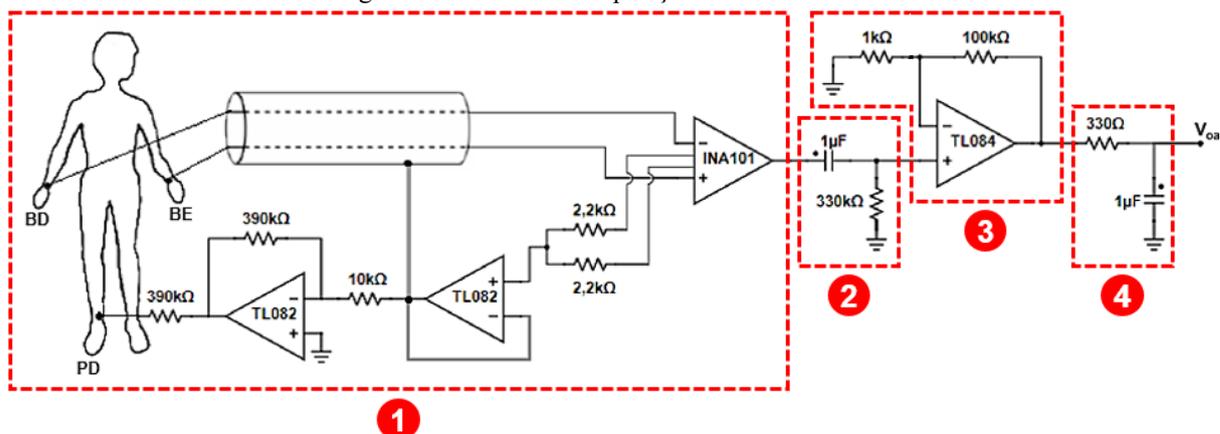
- **3:** amplificador não inversor. Após o filtro passa-altas, foi inserido um amplificador operacional (TL084) para obtenção de um ganho de aproximadamente 100, o que corresponderia a um ganho total de aproximadamente 1000 na saída do circuito, o que é desejado pelo fato da amplitude de pico de um sinal de ECG ser de aproximadamente 1 mV, como indicado na Figura 1. O ganho obtido com esse amplificador é dado por:

$$G = 1 + \frac{100k\Omega}{1k\Omega} = 101. \quad (26)$$

Esse ganho total de aproximadamente 1000 não foi inserido em um único estágio do circuito para evitar a saturação do amplificador de instrumentação. Por isso, inicialmente, obteve-se um ganho de 10, em seguida, atenuou-se os níveis de *offset* com o filtro passa-altas e, posteriormente, adicionou-se o ganho de 101.

- **4:** filtro passa-baixas. O sinal de saída do segundo amplificador passou por esse filtro de frequência de corte de 482,29 Hz, calculada também a partir da Equação 26, no intuito reduzir os sinais de alta frequência, ou seja, os ruídos. Para o monitoramento da frequência cardíaca, essa frequência de corte deveria ser de 50 Hz (RATHKE, 2008). No entanto, o principal objetivo era detectar o pico do sinal de ECG, o que foi possível mesmo apresentando ruídos, os quais seriam minimizados por um filtro com menor frequência de corte.

Figura 83 – Circuito de aquisição do sinal de ECG.



Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2019).

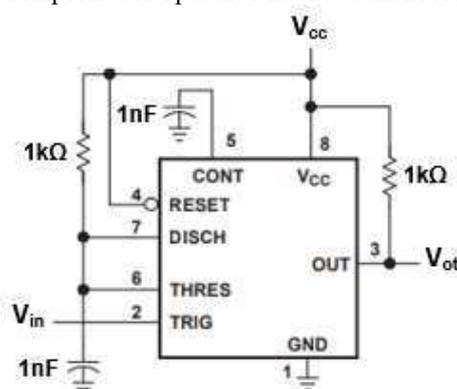
O sinal de saída do circuito de aquisição do sinal de ECG ( $V_{oa}$ ) foi alimentado no temporizador NE555, o qual foi configurado para operar no modo monoestável. De modo que, ao detectar um pulso negativo sua saída ficasse em nível alto por um determinado período (TEXAS INSTRUMENTS, 2014):

$$t = 1,1R_A C. \quad (27)$$

Desta maneira, para que ele detectasse o pico do sinal de ECG (onda R), foram invertidas as entradas positiva e negativa do amplificador de instrumentação, no intuito de obter o sinal de ECG invertido.

Esse temporizador foi alimentado por uma fonte de tensão de 5 V e a montagem do circuito para operação no modo monoestável está apresentada na Figura 84, sendo  $R_A$  o resistor de  $1k\ \Omega$  conectado aos pinos de numeração 6 e 7 e ao de alimentação  $V_{cc}$  e a capacitância  $C$  de  $1\ nF$ , o que corresponderia a um tempo de  $1\ \mu s$ .

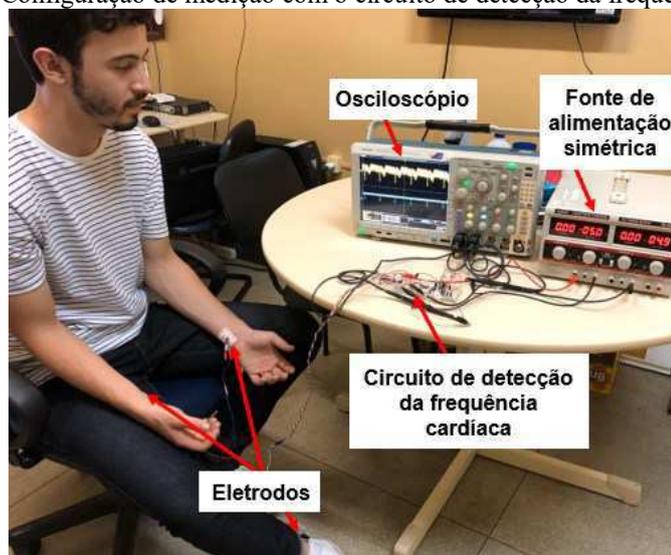
Figura 84 – Temporizador operando no modo monoestável.



Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2014).

Após a montagem desses circuitos no *protoboard*, foram realizadas medições para observação do sinal na saída do circuito de aquisição do sinal de ECG e na saída do temporizador. A montagem dessa medição está mostrada na Figura 85.

Figura 85 – Configuração de medição com o circuito de detecção da frequência cardíaca.



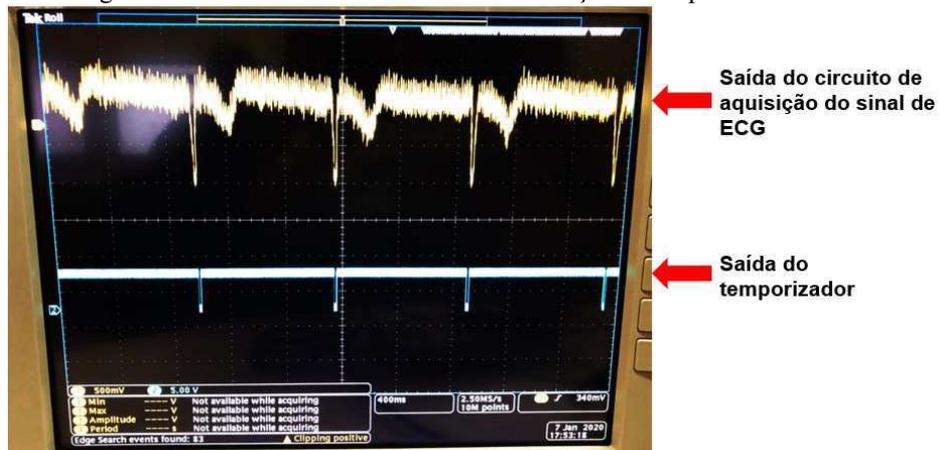
Fonte: Próprio autor.

Os sinais visualizados no osciloscópio com essa medição podem ser observados na Figura 86, na qual nota-se que, apesar dos ruídos, com o sinal de saída do circuito de aquisição do sinal de ECG é possível detectar o pico desse sinal (onda R), como pode-se comparar com o sinal de ECG apresentado na Figura 1, porém aqui estando invertido. Como o tempo/divisão do osciloscópio está em 400 ms e o intervalo de tempo entre dois picos sucessivos é de 960 ms, a frequência cardíaca obtida a partir dos dados visualizados nessa medição é de 62 bpm, aplicando-se a Equação 21.

Além disso, verifica-se que foi possível detectar os pulsos negativos com o temporizador, apesar da baixa duração do pulso para a qual foi configurado ( $1 \mu\text{s}$ ), o que pode ter levado ao erro de sua saída se manter em nível alto por um período maior do que esse, uma vez que a duração mínima desse pulso deveria ser de  $10 \mu\text{s}$  devido ao tempo de armazenamento do comparador (TEXAS INSTRUMENTS, 2014).

A comunicação entre a etiqueta RFID e o temporizador, cuja saída alimentaria a entrada de tensão DC do *chip* da etiqueta, permitindo que esta interrompesse sua comunicação RF quando sua entrada DC estivesse em nível alto, não foi possível de ser estabelecida, uma vez que, ao inserir a etiqueta no circuito, esta continuou funcionando normalmente, sem interromper sua comunicação.

Figura 86 – Sinais obtidos no circuito de detecção da frequência cardíaca.



Fonte: Próprio autor.

## 7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esta dissertação teve por objetivo apresentar a viabilidade de aplicação da tecnologia RFID no monitoramento das frequências respiratória e cardíaca. O monitoramento contínuo desses sinais é essencial em certas condições de saúde, permitindo uma rápida intervenção pelos profissionais da área. Mostrou-se a relevância da aplicação de sistemas sem fio no monitoramento das frequências respiratória e cardíaca, uma vez que proporciona um maior conforto ao indivíduo, podendo a tecnologia RFID ser uma alternativa aos sistemas já existentes por ser capaz de realizar este monitoramento de forma contínua, prática, com comodidade por meio da utilização de substratos flexíveis, como a poli-imida, e sem a necessidade do uso de baterias no caso de utilização de etiquetas RFID passivas.

Neste trabalho, foi desenvolvido um sistema RFID passivo para monitoramento da frequência respiratória e buscou-se projetar um sistema para monitoramento da frequência cardíaca também baseado em RFID.

Nas simulações das etiquetas passivas, foi possível observar que a aplicação de uma estrutura metamaterial permite melhorar alguns parâmetros da antena, como aumentar o valor do ganho, o que proporciona um aumento no alcance de leitura, evidenciando, assim, a vantagem de utilização dessas estruturas em etiquetas RFID. Além disso, observou-se que todas as etiquetas RFID simuladas, considerando a estrutura metamaterial, obedeceram aos limites estabelecidos pela ICNIRP, assegurando a sua utilização sobre o corpo humano.

Para o monitoramento da frequência respiratória, realizaram-se medições com duas etiquetas RFID confeccionadas, porém com apenas uma delas sobre o corpo em cada medição. Variou-se as posições dessas etiquetas sobre o abdômen e a posição do participante entre sentado e em pé. Verificou-se a possibilidade de monitoramento da frequência respiratória por meio da variação dos dados de RSSI obtidos a partir da leitura das etiquetas pelo leitor RFID. No entanto, para obtenção dos valores da frequência respiratória foi necessário o processamento dos sinais obtidos, a fim de atenuar os ruídos associados ao sinal que é de baixa potência. Observou-se que melhores resultados foram alcançados nas medições com o participante na posição sentada, com a etiqueta RFID com duas células CSRR estando nas posições 1 e 3 sobre o abdômen e com a etiqueta RFID com oito células CSRR e a espuma de polietileno de 11 mm na posição 2. Além disso, notou-se que, apesar do menor alcance máximo de leitura obtido com a etiqueta RFID com duas células CSRR, foi possível a medição com ela colada diretamente no corpo, sem a necessidade da espuma de polietileno.

Os dados da frequência respiratória obtidos por meio da variação do RSSI com o participante em repouso foram validados por meio de comparação com os resultados obtidos por meio de um monitor de sinais vitais. No entanto, com as medições após a realização de exercícios físicos pelo participante, não foi possível essa validação, o que pode ser devido, entre outros fatores, a um processamento inadequado do sinal obtido pelo leitor RFID e a baixa aderência ao corpo das estruturas com a fita dupla face devido à transpiração do participante.

Com relação ao alcance máximo de leitura obtido com as etiquetas RFID para o monitoramento da frequência respiratória, notou-se que foi possível obter um alcance maior do que 1 m em algumas configurações, distância essa utilizada nas medições apresentadas em alguns artigos da revisão bibliográfica. Além disso, todos os alcances foram maiores do que 40 cm, evidenciando um aumento em comparação ao obtido com a etiqueta confeccionada sobre o tecido de malha, a qual foi desenvolvida anteriormente (ARAUJO *et al.*, 2018).

No que se refere ao monitoramento da frequência cardíaca, foi possível observar o sinal de ECG no osciloscópio por meio de um circuito de aquisição desse sinal, no qual o sinal de ECG obtido por meio de eletrodos colados ao corpo é amplificado e filtrado. Além disso, verificou-se a detecção dos picos desse sinal (onda R) por meio de um temporizador, cujo sinal de saída deveria alimentar a entrada de tensão DC do *chip* da etiqueta RFID utilizada para esse monitoramento. No entanto, a comunicação entre a etiqueta RFID e o temporizador não foi possível de ser realizada. Dessa forma, o valor da frequência cardíaca foi obtido a partir do intervalo entre dois picos sucessivos do sinal de ECG visualizado no osciloscópio.

## 7.1 Trabalhos futuros

Como trabalhos a serem desenvolvidos, propõe-se:

- Nas simulações, aplicar técnicas que visem melhorar o desempenho das etiquetas RFID em proximidade com o corpo humano;
- Realizar simulações das etiquetas RFID considerando sua curvatura, uma vez que ela deve seguir a curvatura do corpo;
- Estudar outros tipos de filtros que possam ser aplicados no processamento dos sinais de RSSI obtidos e identificar qual proporciona um sinal menos ruidoso;
- Aplicar algoritmos de classificação do estado respiratório;
- Melhorar a saída do circuito de aquisição do sinal de ECG, ou seja, reduzir a frequência de corte do filtro passa-baixas;

- Aumentar a largura do pulso de saída do temporizador, devido ao tempo de armazenamento do comparador;
- Realizar a comunicação do circuito de detecção da frequência cardíaca com a etiqueta RFID;
- Realizar as medições com mais de um participante.

## 7.2 Publicações

Durante este período no mestrado, foram publicados ou aceitos os seguintes artigos científicos em eventos internacionais.

### Publicados:

ALBUQUERQUE, C. C. R. de *et al.* Low-cost circular-polarized patch antenna for RFID applications. *In: 2018 3rd International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT), 2018, Bento Gonçalves. Proceedings [...].* Bento Gonçalves: IEEE, 2018. p. 1-4. DOI: 10.1109/INSCIT.2018.8546709.

ALBUQUERQUE, C. C. R. de *et al.* Optimized low-cost circularly polarized patch antenna for RFID applications. *In: 2019 4th International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT), 2019, São Paulo. Proceedings [...].* São Paulo: IEEE, 2019. p. 1-4. DOI: 10.1109/INSCIT.2019.8868497.

ARAUJO, J. I. L. *et al.* Passive RFID Tag for Respiratory Frequency Monitoring. *In: 2018 3rd International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT), 2018, Bento Gonçalves. Proceedings [...].* Bento Gonçalves: IEEE, 2019. p. 1-5. DOI: 10.1109/INSCIT.2018.8546721.

ARAUJO, J. I. L. *et al.* Flexible UHF RFID Tag Gain Enhancement using Metamaterial Structure. *In: 2019 4th International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT), 2019, São Paulo. Proceedings [...].* São Paulo: IEEE, 2019. p. 1-4. DOI: 10.1109/INSCIT.2019.8868821.

MORAIS, S. M. A. *et al.* Flexible UHF RFID Tag for Human Body Motion Detection. *In: 2018 IEEE MTT-S Latin America Microwave Conference (LAMC 2018), 2018, Arequipa. Proceedings [...].* Arequipa: IEEE, 2018. p. 1-3. DOI: 10.1109/LAMC.2018.8699033.

MORAIS, S. M. A. *et al.* Flexible RFID tag with circular CSRR for body-area applications. *In: 2019 4th International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT), 2019, São Paulo. Proceedings [...].* São Paulo: IEEE, 2019. p. 1-4. DOI: 10.1109/INSCIT.2019.8868320.

SILVA, C. C. P. e *et al.* Non-invasive Microwave Sensor for Ethanol Content in Gasoline Applications. *In: 2019 4th International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and*

Transducers (INSCIT), 2019, São Paulo. **Proceedings** [...]. São Paulo: IEEE, 2019. p. 1-6. DOI: 10.1109/INSCIT.2019.8868877.

**Aceitos:**

SERRES, G. K. F. Eco-Friendly Metamaterial Antenna for 2.4 GHz WLAN Applications. *In*: 14th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2020), 2020, Copenhagen. **Proceedings** [...]. Copenhagen. p. 1-5.

## REFERÊNCIAS

ABDELNASSER, H.; HARRAS, K. A.; YOUSSEF, M. UbiBreathe: a ubiquitous non-invasive WiFi-based breathing estimator. *In: 16th ACM International Symposium Mobile Ad Hoc Networking and Computing, 2015, Hangzhou. Proceedings [...].* Hangzhou: ACM, 2015. p. 277-286. DOI: 10.1145/2746285.2755969. Disponível em: <https://arxiv.org/pdf/1505.02388.pdf>. Acesso em: 21 jun. 2019.

ACHARYA, S. *et al.* Ensemble Learning Approach via Kalman Filtering for a Passive Wearable Respiratory Monitor. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, v. 23, n. 3, p. 1022-1031, maio 2019. DOI: 10.1109/JBHI.2018.2857924. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8416727&isnumber=8705605>. Acesso em: 9 jun. 2019.

ADIB, F. *et al.* Smart Homes that Monitor Breathing and Heart Rate. *In: 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems, 2015, Seoul. Proceedings [...].* Seoul: ACM, 2015. p. 837-846. DOI: 10.1145/2702123.2702200. Disponível em: <http://witrack.csail.mit.edu/vitalradio/content/vitalradio-paper.pdf>. Acesso em: 22 jun. 2019.

AGEZO, S. *et al.* Battery-free RFID heart rate monitoring system. *In: 2016 IEEE Wireless Health (WH), 2016, Bethesda. Proceedings [...].* Bethesda: IEEE, 2016. DOI: 10.1109/WH.2016.7764568. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7764568&isnumber=7764547>. Acesso em: 23 jun. 2019.

AHMED, E. Y.; ABDENACER, E. Miniaturization of a printed dipole antenna using metamaterials for RFID UHF technology. *In: 2018 International Conference on Advanced Communication Technologies and Networking (CommNet), 2018, Marrakech. Proceedings [...].* Marrakech: IEEE, 2018. p. 1-5. DOI: 10.1109/COMMNET.2018.8360260. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8360260&isnumber=8360243>. Acesso em: 25 jun. 2019.

ANGELES, R. RFID technologies: supply-chain applications and implementation issues. **Information Systems Management**, v. 22, n. 1, p. 51-65, 2005. DOI: <https://doi.org/10.1201/1078/44912.22.1.20051201/85739.7>. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1201/1078/44912.22.1.20051201/85739.7?needAccess=true>. Acesso em: 25 jun. 2019.

ARAUJO, J. I. L. *et al.* Passive RFID Tag for Respiratory Frequency Monitoring. *In: 2018 3rd International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT), 2018, Bento Gonçalves. Proceedings [...].* Bento Gonçalves: IEEE, 2018. p. 1-5. DOI: 10.1109/INSCIT.2018.8546721. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8546721&isnumber=8546691>. Acesso em: 9 jun. 2019.

ARUMUGAM, D. D.; ENGELS, D. W. Impacts of RF Radiation on the Human Body in a Passive RFID Environment. *In: 2008 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, 2008, San Diego. Proceedings [...].* San Diego: IEEE, 2008. p. 1-4. DOI: 10.1109/APS.2008.4619663. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4619663&isnumber=4618896>. Acesso em: 20 ago. 2019.

AZNABET, I. *et al.* Meander-line UHF RFID tag antenna loaded with Split Ring Resonator. *In: 2016 5th International Conference on Multimedia Computing and Systems (ICMCS), 2016, Marrakech. Proceedings [...].* Marrakech: IEEE, 2017. p. 757-759. DOI: 10.1109/ICMCS.2016.7905576. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7905576&isnumber=7905513>. Acesso em: 25 jun. 2019.

BAENA, J. D. *et al.* Equivalent-circuit models for split-ring resonators and complementary split-ring resonators coupled to planar transmission lines. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, v. 53, n. 4, p. 1451-1461., abr. 2005. DOI: 10.1109/TMTT.2005.845211. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1420785&isnumber=30700>. Acesso em: 20 jun. 2019.

BALANIS, C. A. **Antenna theory: analysis and design**. 3. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2005.

BIRD, T. S. Definition and misuse of return loss. **IEEE Antennas & Propagation Magazine**, v. 51, n. 2, p. 166-167, abr. 2009. DOI: 10.1109/MAP.2009.5162049. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5162049>. Acesso em: 15 jun. 2019.

CACCAMI, M. C. *et al.* An epidermal graphene oxide-based RFID sensor for the wireless analysis of human breath. *In: 2017 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON RFID TECHNOLOGY & APPLICATION (RFID-TA), 2017, Warsaw. Proceedings [...].* Warsaw: IEEE, 2017. p. 191-195. DOI: 10.1109/RFID-TA.2017.8098641. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8098641&isnumber=8098637>. Acesso em: 3 jun. 2019.

CALOZ, C.; ITOH, T. **Electromagnetic metamaterials: transmission line theory and microwave applications**. Hoboken: John Wiley & Sons, 2006.

CAVALCANTI, F. R. P. *et al.* **Comunicação móvel celular**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2018.

CHAWLA, V.; HA, D. S. AN OVERVIEW OF PASSIVE RFID. **IEEE Communications Magazine**, v. 45, n. 9, p. 11-17, set. 2007. DOI: 10.1109/MCOM.2007.4342873. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4342873&isnumber=4342838>. Acesso em: 24 jun. 2019.

CRETIKOS, M. A. *et al.* Respiratory rate: the neglected vital sign. **The Medical Journal of Australia**, v. 188, n. 11, p. 657-659, 2 jun. 2008. DOI: 10.5694/j.1326-5377.2008.tb01825.x. Disponível em: <https://www.mja.com.au/journal/2008/188/11/respiratory-rate-neglected-vital-sign>. Acesso em: 3 jun. 2019.

DAUD, N. H. *et al.* Integration of split ring resonators (SRRs) to UHF RFID tag antenna for size reduction. *In: 2014 4th International Conference on Engineering Technology and Technopreneuship (ICE2T), 2014, Kuala Lumpur. Proceedings [...].* Kuala Lumpur: IEEE, 2015. p. 204-208. DOI: 10.1109/ICE2T.2014.7006247. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7006247&isnumber=7006204>. Acesso em: 25 jun. 2019.

DROITCOUR, A. D.; BORIC-LUBECKE, O.; KOVACS, G. T. A. Signal-to-Noise Ratio in Doppler Radar System for Heart and Respiratory Rate Measurements. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, v. 57, n. 10, p. 2498-2507, out. 2009. DOI: 10.1109/

TMTT.2009.2029668. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5238512&isnumber=5280560>. Acesso em: 21 jun. 2019.

EM: TALK. **Tutorial HFSS 1**. Disponível em: [http://www.emtalk.com/tut\\_1.htm](http://www.emtalk.com/tut_1.htm). [entre 2006 e 2009]. Acesso em: 25 jun. 2019.

ENNAJIH, A. *et al.* A novel design of passive UHF RFID tag antenna mounted on paper. *In: 2017 International Conference on Wireless Technologies, Embedded and Intelligent Systems (WITS), 2017, Fez. Proceedings [...]. Fez: IEEE, 2017. p. 1-6. DOI: 10.1109/WITS.2017.7934631. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7934631&isnumber=7934591>. Acesso em: 25 jun. 2019.*

FALCONE, F. *et al.* Babinet Principle Applied to the Design of Metasurfaces and Metamaterials. **Physical Review Letters**, v. 93, n. 19, p. 197401-1-197401-4, 2004. DOI: 10.1103/PhysRevLett.93.197401. Disponível em: <https://journals.aps.org/prl/pdf/10.1103/PhysRevLett.93.197401>. Acesso em: 20 jun. 2019.

FEDERAL COMMUNICATIONS COMMISSION. **FCC review of RF exposure policies**. 2013. Disponível em: <https://www.fcc.gov/document/fcc-review-rf-exposure-policies>. Acesso em: 02 jan. 2020.

FERNANDES, E. M. F. **Aplicação de superfície seletiva em frequência para melhoria de desempenho de sistemas de antenas tipo banda dupla**. 2016. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Telecomunicações) – Universidade Federal Fluminense, Niterói, 2016.

GODARA, L. C. **Handbook of Antennas in Wireless Communications**. Boca Raton: CRC Press LLC, 2002.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2017.

HAOBIJAM, G.; K., M.; PAILY, R. RFID Circuit Design with Optimized CMOS Inductor for Monitoring Biomedical Signals. *In: 15th International Conference on Advanced Computing and Communications (ADCOM 2007), 2007, Guwahati. Proceedings [...]. Guwahati: IEEE, 2008. p. 203-208. DOI: 10.1109/ADCOM.2007.28. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4425973&isnumber=4425923>. Acesso em: 24 jun. 2019.*

HARISH, A. R.; SACHIDANANDA, M. **Antennas and Wave Propagation**. Oxford University Press, 2007.

HASHEMI, S. **Microwave devices and techniques for ultra-wideband (UWB) communication systems**. 2011. Tese (Doutorado em Ciência da Computação e Engenharia Eletrônica) – University of Essex, Colchester, 2011.

HOU, Y.; WANG, Y.; ZHENG, Y. TagBreathe: Monitor Breathing with Commodity RFID Systems. *In: 2017 IEEE 37th International Conference on Distributed Computing Systems (ICDCS), 2017, Atlanta. Proceedings [...]. Atlanta: IEEE, 2017. p. 404-413. DOI: 10.1109/ICDCS.2017.76. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7979986&isnumber=7979941>. Acesso em: 9 jun. 2019.*

HUANG, Y.; BOYLE, K. **Antennas: from theory to practice**. Chichester: John Wiley & Sons Ltd, 2008.

HUI, X.; KAN, E. C. Accurate Extraction of Heartbeat Intervals with Near-Field Coherent Sensing. *In: 2018 IEEE International Conference on Communications (ICC)*, 2018, Kansas City. **Proceedings** [...]. Kansas City: IEEE, 2018. p. 1-6. DOI: 10.1109/ICC.2018.8423000. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8423000&isnumber=8422068>. Acesso em: 9 jun. 2019.

HUNT, V. D.; PUGLIA, A.; PUGLIA, M. **RFID: a guide to radio frequency identification**. Hoboken: John Wiley & Sons, 2007.

IMPINJ SUPPORT. **Impinj: Monza X-2K**. 2016. Disponível em: <https://support.impinj.com/hc/en-us/articles/202756848-Monza-X-2K-Dura-Product-Brief-Datasheet>. Acesso em: 02 fev. 2020.

INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). **Health Physics**, v. 74, n. 4, p. 494-522, abr. 1998. Disponível em: <http://www.icnirp.org/cms/upload/publications/ICNIRPemfgdl.pdf>. Acesso em: 5 dez. 2019.

JOHNSON, R. C. **Antenna Engineering Handbook**. 3. ed. New York: McGraw-Hill, 1993.

KALYAN, K.; CHUGH, V. K.; ANOOP, C. S. Non-invasive heart rate monitoring system using giant magneto resistance sensor. *In: 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2016, Orlando. **Proceedings** [...]. Orlando: IEEE, 2016. p. 4873-4876. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7591819. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7591819&isnumber=7590615>. Acesso em: 21 jun. 2019.

KRAUS, J. D. **Antenna: for all applications**. 2. ed. New Delhi: Tata McGraw-Hill, 1988.

LACERDA, F. A. *et al.* Variabilidade da frequência cardíaca durante a utilização de espirômetros de incentivo. **Revista Brasileira de Cardiologia**, v. 27, n. 3, p. 158-164, 2014. Disponível em: <http://www.onlineijcs.org/english/sumario/27/pdf/v27n3a02.pdf>. Acesso em: 28 jan. 2020.

LIFETOUCH.10. **Manual do usuário**. 4. rev. [Pelotas]: Lifemed.

LIU, J. *et al.* Tracking Vital Signs During Sleep Leveraging Off-the-shelf WiFi. *In: 16th ACM International Symposium on Mobile Ad Hoc Networking and Computing*, 2015, Hangzhou. **Proceedings** [...]. Hangzhou: ACM, 2015. p. 267-276. DOI: 10.1145/2746285.2746303. Disponível em: <http://www.winlab.rutgers.edu/~jianliu/publications/liu2015tracking.pdf>. Acesso em: 21 jun. 2019.

MARQUES, J. M. C. **Análise dos fatores que influenciam a eficiência da tecnologia RFID aplicada a sistemas de produção**. 2012. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) - Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/75902/000884115.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 24 jun. 2019.

MARQUÉS, R.; MARTÍN, F.; SOROLLA, M. **Metamaterials with negative parameters: theory, design, and microwave applications**. John Wiley & Sons, Inc.: Hoboken, 2008.

MARQUÉS, R.; MEDINA, F.; RAFII-EL-IDRISSI, R. Role of bianisotropy in negative permeability and left-handed metamaterials. **Physical Review B**, v. 65, n. 14, p. 144440-1-144440-6, 2002. DOI: 10.1103/PhysRevB.65.144440. Disponível em: <https://journals.aps.org/prb/pdf/10.1103/PhysRevB.65.144440>. Acesso em: 21 jun. 2019.

MIRANDA, V. S. G. de *et al.* Parâmetros cardiorrespiratórios em bebês cardiopatas: variações durante a alimentação. **CoDAS**, São Paulo, v. 31, n. 2, e20180153, 7 mar. 2019. DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/2317-1782/20182018153>. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S231717822019000200301&lang=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S231717822019000200301&lang=pt). Acesso em: 3 jun. 2019.

MONGAN, W. *et al.* A multi-disciplinary framework for continuous biomedical monitoring using low-power passive RFID-based wireless wearable sensors. *In*: 2016 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON SMART COMPUTING (SMARTCOMP), 2016, St. Louis. **Proceedings** [...]. St. Louis: IEEE, 2016. p. 1-6. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7501674&isnumber=7501656>. Acesso em: 9 jun. 2019.

MONGAN, W. M. *et al.* On the Use of Radio Frequency Identification for Continuous Biomedical Monitoring. *In*: 2017 IEEE/ACM Second International Conference on Internet-of-Things Design and Implementation (IoTDI), 2017, Pittsburgh. **Proceedings** [...]. Pittsburgh: IEEE, 2017. p. 197-202. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7946876&isnumber=7946848>. Acesso em: 24 jun. 2019.

NAJARIAN, K.; SPLINTER, R. **Biomedical signal and image processing**. 2. ed. Boca Raton: CRC Press, 2012.

NXP. **SL3S4011\_4021**: UCODE I<sup>2</sup>C. 2018. Disponível em: <[https://www.nxp.com/products/identification-and-security/smart-label-and-tag-ics/ucode/ucode-ic:SL3S4011\\_4021](https://www.nxp.com/products/identification-and-security/smart-label-and-tag-ics/ucode/ucode-ic:SL3S4011_4021)>. Acesso em: 25 jun. 2019.

OCCHIUZZI, C. *et al.* Breath-monitoring by means of Epidermal Temperature RFID Sensors. *In*: 2018 3rd International Conference on Smart and Sustainable Technologies (SpliTech), 2018, Split. **Proceedings** [...]. Split: IEEE, 2018. p. 1-4. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8448385&isnumber=8448303>. Acesso em: 7 jun. 2019.

OSSBERGER, G. *et al.* Non-invasive respiratory movement detection and monitoring of hidden humans using ultra wideband pulse radar. *In*: 2004 International Workshop on Ultra Wideband Systems Joint with Conference on Ultra Wideband Systems and Technologies. Joint UWBST & IWUWBS 2004 (IEEE Cat. No.04EX812), 2004, Kyoto. **Proceedings** [...]. Kyoto: IEEE, 2004. p. 395-399. DOI: 10.1109/UWBST.2004.1321003. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1321003&isnumber=29256>. Acesso em: 03 fev. 2020.

PAREDES, F. *et al.* 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), 2018, Madrid. **Proceedings** [...]. Madrid: IEEE, 2018. p. 985-

989. DOI: 10.23919/EuMC.2018.8541810. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8541810&isnumber=8541358>. Acesso em: 25 jun. 2019.

PATRON, D. *et al.* A wearable RFID sensor and effects of human body proximity. *In: 2014 IEEE Benjamin Franklin Symposium on Microwave and Antenna Sub-systems for Radar, Telecommunications, and Biomedical Applications (BenMAS), 2014, Philadelphia. Proceedings [...]*. Philadelphia: IEEE, 2016. p. 1-3. DOI: 10.1109/BenMAS.2014.7529464. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7529464&isnumber=7529441>. Acesso em: 25 jun. 2019.

PATRON, D. *et al.* On the use of knitted antennas and inductively coupled RFID tags for wearable applications. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 10, n. 6, p. 1047-1057, dez. 2016. DOI: 10.1109/TBCAS.2016.2518871. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7458913&isnumber=7802655>. Acesso em: 24 jun. 2019.

PRERADOVIC, S.; KARMAKAR, N. C. RFID transponders - a review. *In: 2006 International Conference on Electrical and Computer Engineering, 2006, Dhaka. Proceedings [...]*. Dhaka: IEEE, 2007. p. 96-99. DOI: 10.1109/ICECE.2006.355299. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4178417&isnumber=4139314>. Acesso em: 24 jun. 2019.

POTTER, P. A.; PERRY, A. G. **Fundamentos de Enfermagem**. 8. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

RAJESHKUMAR, V.; RAGHAVAN, S. A compact CSRR loaded dual band microstrip patch antenna for wireless applications. *In: 2013 IEEE International Conference on Computational Intelligence and Computing Research, 2013, Enathi. Proceedings [...]*. Enathi: IEEE, 2014. p. 1-4. DOI: 10.1109/ICCIC.2013.6724179. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6724179>. Acesso em: 20 jun. 2019.

RATHKE, J. E. **Sistema de processamento de sinais biomédicos: módulos didáticos de aquisição de ECG, EMG, EOG e conversão analógico-digital de biosinais**. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2008.

RIAZ, M. *et al.* A novel design of UHF RFID passive tag antenna targeting smart cards limited area. *In: 2018 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE), 2018, Las Vegas. Proceedings [...]*. Las Vegas: IEEE, 2018. p. 1-4. DOI: 10.1109/ICCE.2018.8326224. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8326224&isnumber=8326045>. Acesso em: 25 jun. 2019.

ROBERTS, C. M. Radio frequency identification (RFID). **Computers & Security**, v. 25, n. 1, p. 18-26, fev. 2006. DOI: 10.1016/j.cose.2005.12.003. Disponível em: <https://www.science-direct.com/science/article/pii/S016740480500204X?via%3Dihub>. Acesso em: 25 jun. 2019.

ROMERO, R. A. *et al.* A low-cost passive wireless capacitive sensing tag based on split-ring resonator. *In: 2015 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings, 2015, Pisa. Proceedings [...]*. Pisa: IEEE, 2015. p. 434-439.

DOI: 10.1109/I2MTC.2015.7151307. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7151307>. Acesso em: 17 jun. 2019.

SERRES, A. J. R.; GURJÃO, E. C.; SERRES, G. K. F. RFID sem chip, o código de barras do futuro?. **Revista de Tecnologia da Informação e Comunicação**, v. 5, n. 2, p. 19-24, out. 2015. Disponível em: <http://rtic.com.br/index.php/rtic/article/view/66>. Acesso em: 25 jun. 2019.

SHARAWI, M. S. *et al.* A CSRR Loaded MIMO Antenna System for ISM Band Operation. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, v. 61, n. 8, p. 4265-4274, ago. 2013. DOI: 10.1109/TAP.2013.2263214. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6516533>. Acesso em: 20 jun. 2019.

SILVA, J. L. da. **Estudo do comportamento de antena de microfita com substrato metamaterial**. 2015. Dissertação (Mestrado em Sistemas de Comunicação e Automação) – Universidade Federal Rural do Semi-Árido, Mossoró, 2015.

SILVERTHORN, D. U. **Fisiologia humana: uma abordagem integrada**. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010.

SINGH, G.; RAJNI; MARWAHA, A. A Review of Metamaterials and its Applications. **International Journal of Engineering Trends and Technology (IJETT)**, v. 19, n. 6, p. 305-310, jan. 2015. DOI: 10.14445/22315381/IJETT-V19P254. Disponível em: <https://www.ijettjournal.org/archive/ijett-v19p254>. Acesso em: 3 fev. 2020.

SU; J. C.; HUANG, X. J.; TONG, M. S. A Metamaterial-Inspired Structure for UHF RFID Tag Antenna. *In*: 2018 Progress in Electromagnetics Research Symposium (PIERS-Toyama), 2018, Toyama. **Proceedings [...]**. Toyama: IEEE, 2019. p. 1395-1398. DOI: 10.23919/PIERS.2018.8598172. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8598172>. Acesso em: 17 jun. 2019.

TAJIMA, M. Strategic value of RFID in supply chain management. **Journal of Purchasing and Supply Management**, v. 13, n. 4, p. 261-273, dez. 2007. DOI: 10.1016/j.pursup.2007.11.001. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1478409207001239?via%3Dihub>. Acesso em: 25 jun. 2019.

TEXAS INSTRUMENTS. **High accuracy instrumentation amplifier**. c1981. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/ds/sbos133/sbos133.pdf>. Acesso em: 02 fev. 2020.

TEXAS INSTRUMENTS. **INA118 precision, low-power instrumentation amplifier**. 2019. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf>. Acesso em: 02 fev. 2020.

TEXAS INSTRUMENTS. **xx555 precision timers**. 2014. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ne555.pdf>. Acesso em: 02 fev. 2020.

THORNTON, F. *et al.* **RFID security**. Canada: Syngress, 2006.

U.S. CONSUMER PRODUCT SAFETY COMMISSION. Safe and Sound Zone Infants and Toddlers Can Strangle in Baby Monitor Cords. Publication 5066 072012. Disponível em: <https://www.cpsc.gov/s3fs-public/5066.pdf>. Acesso em: 10 jun. 2019.

VORA, S. A. *et al.* On implementing an unconventional infant vital signs monitor with passive RFID tags. *In: 2017 IEEE International Conference on RFID (RFID), 2017, Phoenix. Proceedings* [...]. Phoenix: IEEE, 2017. p. 47-53. DOI: 10.1109/RFID.2017.7945586. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7945586&isnumber=7945574>. Acesso em: 24 jun. 2019.

VORA, S.; DANDEKAR, K.; KURZWEG, T. Passive RFID tag based heart rate monitoring from an ECG signal. *In: 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015, Milan. Proceedings* [...]. Milan: IEEE, 2015. DOI: 10.1109/EMBC.2015.7319371. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7319371&isnumber=7318236>. Acesso em: 24 jun. 2019.

VORA, S.; KURZWEG, T. Modified logistic regression algorithm for accurate determination of heart beats from noisy passive RFID tag data. *In: 2016 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI), 2016, Las Vegas. Proceedings* [...]. Las Vegas: IEEE, 2016. p. 29-32. DOI: 10.1109/BHI.2016.7455827. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7455827&isnumber=7455808>. Acesso em: 9 jun. 2019.

WEINSTEIN, R. RFID: a technical overview and its application to the enterprise. **IT Professional**, v. 7, n. 3, p. 27-33, 2005. DOI: 10.1109/MITP.2005.69. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1490473&isnumber=32043>. Acesso em: 24 jun. 2019.

YASUMA, F.; HAYANO, J. Respiratory Sinus Arrhythmia: Why Does the Heartbeat Synchronize With Respiratory Rhythm?. **CHEST**, v. 125, n. 2, p. 683-690, 2004. DOI: 10.1378/chest.125.2.683. Disponível em: [https://journal.chestnet.org/article/S0012-3692\(15\)31878-X/pdf](https://journal.chestnet.org/article/S0012-3692(15)31878-X/pdf). Acesso em: 28 jan. 2020.

YANG, Z. *et al.* Monitoring Vital Signs Using Millimeter Wave. *In: 17th ACM International Symposium on Mobile Ad Hoc Networking and Computing, 2016, Paderborn. Proceedings* [...]. Paderborn: ACM, 2016. p. 211-220. DOI: 10.1145/2942358.2942381. Disponível em: <http://www.phpathak.com/files/mmvital-mobihoc.pdf>. Acesso em: 21 jun. 2019.

ZHANG, J. *et al.* A Review of Passive RFID Tag Antenna-Based Sensors and Systems for Structural Health Monitoring Applications. **Sensors** 2017, v. 17, n. 2, p. 1-33, jan. 2017. DOI: 10.3390/s17020265. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/17/2/265>. Acesso em: 27 jun. 2019.

ZHANG, Y. J.; WANG, D.; TONG, M. S. Metamaterial UHF RFID tag with enhanced gain. *In: 2017 Progress in Electromagnetics Research Symposium - Fall (PIERS - FALL), 2017, Singapore. Proceedings* [...]. Singapore: IEEE, 2018, p. 1845-1848. DOI: 10.1109/PIERS-FALL.2017.8293437. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8293437&isnumber=8293079>. Acesso em: 25 jun. 2019.

ZHAO, R. *et al.* CRH: a contactless respiration and heartbeat monitoring system with COTS RFID tags. *In: 2018 15th Annual IEEE International Conference on Sensing, Communication, and Networking (SECON), 2018, Hong Kong. Proceedings* [...]. Hong Kong: IEEE, 2018. p. 1-9. DOI: 10.1109/SAHCN.2018.8397132. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8397132&isnumber=8397083>. Acesso em: 3 jun. 2019.

ZHI-YUAN, Z.; HE, R.; JIE, T. A method for optimizing the position of passive UHF RFID tags. *In*: 2010 IEEE International Conference on RFID-Technology and Applications, 2010, Guangzhou. **Proceedings** [...]. Guangzhou: IEEE, 2010. p. 92-95. DOI: 10.1109/RFID-TA.2010.5529867. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5529867&isnumber=5529839>. Acesso em: 24 jun. 2019.

**ANEXO A – Parecer Consubstanciado do CEP**

UFCG - HOSPITAL  
UNIVERSITÁRIO ALCIDES  
CARNEIRO DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DE CAMPINA  
GRANDE / HUAC - UFCG



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Sistema RFID para monitoramento das frequências cardíaca e respiratória

**Pesquisador:** JESSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 21811419.3.0000.5182

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 3.742.182

**Apresentação do Projeto:**

De acordo com a pesquisadora:

O monitoramento contínuo dos sinais vitais fornece informações relevantes sobre o estado de saúde de um paciente, o que é essencial em situações de risco. Há necessidade de sistemas práticos e eficazes para obtenção desses parâmetros e a tecnologia RFID é apresentada como uma solução. Uma etiqueta RFID passiva proporciona uma comunicação sem fio e pode proporcionar conforto com a utilização de um substrato flexível. Dessa forma, será desenvolvido um sistema RFID para monitoramento das frequências cardíaca e respiratória. O princípio de funcionamento da tecnologia nesta aplicação é baseado nas variações do Indicador da Intensidade do Sinal Recebido (Received Signal Strength Indicator – RSSI) com os movimentos respiratórios e na interrupção da transmissão RFID com o batimento cardíaco. Para cada um dos participantes, será preenchido um formulário pelo pesquisador para coleta de dados. Existirão duas etapas de testes: uma sem a realização prévia de exercício físico e uma após a realização do exercício físico. Em cada uma das etapas, será realizada a medição com os protótipos individuais para monitoramento das frequências cardíaca e respiratória e, posteriormente, com o protótipo completo para medição simultânea dos sinais referentes a essas frequências. Por fim, os sinais obtidos pela leitura das etiquetas serão processados para obtenção dos valores das frequências cardíaca e respiratória.

**Endereço:** Rua: Dr. Carlos Chagas, s/ n

**Bairro:** São José

**CEP:** 58.107-670

**UF:** PB

**Município:** CAMPINA GRANDE

**Telefone:** (83)2101-5545

**Fax:** (83)2101-5523

**E-mail:** cep@huac.ufcg.edu.br

UFCG - HOSPITAL  
UNIVERSITÁRIO ALCIDES  
CARNEIRO DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DE CAMPINA  
GRANDE / HUAC - UFCG



Continuação do Parecer: 3.742.182

**Objetivo da Pesquisa:**

Segundo a pesquisadora:

Objetivo Geral:

Desenvolver um sistema RFID UHF para monitoramento das frequências cardíaca e respiratória, realizando simulações computacionais, confecções e medições das etiquetas, bem como o processamento dos sinais obtidos com a leitura dessas etiquetas colocadas sobre o corpo humano.

Objetivos específicos:

- Simular e confeccionar etiquetas RFID passivas com substrato de poliamida que operem na frequência de 915 MHz.
- Realizar testes iniciais com as etiquetas confeccionadas para avaliar seu funcionamento.
- Construir o circuito de detecção da frequência cardíaca utilizando a etiqueta RFID confeccionada.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Riscos:

- Constrangimento e desconforto no uso do protótipo para monitoramento das frequências cardíaca e respiratória, o que será controlado pela limitação no tempo de uso, sendo cada medição realizada por um período máximo de 2 minutos, com um intervalo de 5 minutos entre medições sucessivas. Além disso, no caso do circuito de detecção da frequência cardíaca, se buscará a posição de colocação no corpo que proporcione um melhor conforto;
- Fadiga mental e física do participante durante o desenvolvimento das atividades, as quais irão exigir atenção e esforço físico, além da presença dos elementos sobre o corpo, que pode gerar algum estresse para o participante. Dessa forma, se buscará respeitar as condições do participante, deixando-o à vontade para descansar quando preciso, e buscando limitar o número de repetições das medições.

Benefícios:

Os benefícios para os sujeitos da pesquisa são indiretos por meio da evolução da tecnologia utilizada para monitoramento das frequências cardíaca e respiratória, que poderá ser aplicada, por exemplo, em hospitais, clínicas, para monitoramento de forma remota, ou mesmo na prática de atividades físicas.

**Endereço:** Rua: Dr. Carlos Chagas, s/ n

**Bairro:** São José

**CEP:** 58.107-670

**UF:** PB

**Município:** CAMPINA GRANDE

**Telefone:** (83)2101-5545

**Fax:** (83)2101-5523

**E-mail:** cep@huac.ufcg.edu.br

UFCG - HOSPITAL  
UNIVERSITÁRIO ALCIDES  
CARNEIRO DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DE CAMPINA  
GRANDE / HUAC - UFCG



Continuação do Parecer: 3.742.182

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa denota relevância científica e social por propor obter os valores das frequências cardíaca e respiratória a partir dos dados do Indicador de Intensidade do Sinal Recebido (Received Signal Strength Indicator - RSSI) obtidos com a leitura das etiquetas RFID passivas, de forma confiável em comparação aos valores obtidos por meio da contagem direta e por meio de um dispositivo comercial.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Foram anexados ao sistema:

1. Projeto completo
2. Folha de rosto
3. TCLE
4. Termo de compromisso do pesquisador
5. Instrumento de coleta de dados
6. cronograma
7. Orçamento
8. Termo de Anuência institucional

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não existem pendências éticas para o início da pesquisa

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1427869.pdf	13/11/2019 15:26:48		Aceito
Outros	Formulario.pdf	13/11/2019 15:25:33	JESSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Completo.pdf	13/11/2019 15:23:08	JESSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de	TCLE.pdf	10/09/2019 16:40:29	JESSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO	Aceito

**Endereço:** Rua: Dr. Carlos Chagas, s/ n

**Bairro:** São José

**CEP:** 58.107-670

**UF:** PB

**Município:** CAMPINA GRANDE

**Telefone:** (83)2101-5545

**Fax:** (83)2101-5523

**E-mail:** cep@huac.ufcg.edu.br

UFCG - HOSPITAL  
UNIVERSITÁRIO ALCIDES  
CARNEIRO DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DE CAMPINA  
GRANDE / HUAC - UFCG



Continuação do Parecer: 3.742.182

Ausência	TCLE.pdf	10/09/2019 16:40:29	JESSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO	Aceito
Orçamento	Orcamento.pdf	10/09/2019 16:39:32	JESSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Termo_de_Compromisso_dos_Pesquisadores.pdf	10/09/2019 16:38:33	JESSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Termo_de_Anuencia_Institucional.pdf	10/09/2019 16:36:42	JESSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO	Aceito
Cronograma	Cronograma.pdf	10/09/2019 16:34:26	JESSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto.pdf	10/09/2019 15:37:40	JESSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

CAMPINA GRANDE, 03 de Dezembro de 2019

---

**Assinado por:**  
**Andréia Oliveira Barros Sousa**  
**(Coordenador(a))**

**Endereço:** Rua: Dr. Carlos Chagas, s/ n

**Bairro:** São José

**CEP:** 58.107-670

**UF:** PB

**Município:** CAMPINA GRANDE

**Telefone:** (83)2101-5545

**Fax:** (83)2101-5523

**E-mail:** cep@huac.ufcg.edu.br