



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

JÉSSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO

**ETIQUETA RFID PASSIVA PARA MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA
RESPIRATÓRIA**

Campina Grande

2018

JÉSSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO

**ETIQUETA RFID PASSIVA PARA MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA
RESPIRATÓRIA**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Unidade Acadêmica de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande, campus de Campina Grande, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Telecomunicações

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Jean René Serres

Campina Grande

2018

JÉSSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO

**ETIQUETA RFID PASSIVA PARA MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA
RESPIRATÓRIA**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Unidade Acadêmica de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande, campus de Campina Grande, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Telecomunicações

Aprovado em: / /

Professor Avaliador

Universidade Federal de Campina Grande

Avaliador

Professor Dr. Alexandre Jean René Serres

Universidade Federal de Campina Grande

Orientador

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

“¹²...Até aqui nos ajudou o Senhor.”

1 Samuel 7:12

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus acima de tudo pelo seu infinito amor, misericórdia e justiça, por ter me proporcionado chegar até aqui, por ter me abençoado a estar concluindo este curso, por nunca ter me desamparado, por ter me acalmado e ter trazido paz nos momentos de aflições, medo e ansiedade, e por nunca ter me deixado desistir. A Deus, meu Pai e Senhor, que sempre está comigo, toda honra e toda glória por este trabalho.

Agradeço aos meus pais, José Jardel Araujo Barbosa e Marta de Lucena Araujo, pelos esforços para me proporcionar uma boa educação para que eu conseguisse chegar aqui, pelo amor, dedicação, paciência, incentivo e ajuda nos momentos difíceis, por cada palavra de apoio quando precisei, por tê-los ao meu lado em meio as adversidades e se alegrarem junto comigo nas vitórias.

Agradeço ao meu noivo, Arthur Madson Almeida de Lucena, pelas palavras em dias difíceis, pela paciência, pelo cuidado, por procurar me ajudar e me deixar tranquila em meio às lutas.

Agradeço ao professor Alexandre Jean René Serres e a sua esposa Georgina Karla de Freitas Serres que me ajudaram a concluir este trabalho, mostrando soluções para as dificuldades enfrentadas, auxiliando, ensinando e me tranquilizando.

Agradeço ao meu amigo Samuel Medeiros Araújo Morais que, desde o primeiro período de curso, sempre esteve me ajudando, apoiando e ensinando quando foi preciso, e pelos desafios que enfrentamos durante o curso.

Agradeço a Camila Caroline Rodrigues de Albuquerque por ter me auxiliado na aprendizagem de ferramentas do *software* utilizado e ter mostrado apoio e disposição para me ajudar, e Maraiza Prescila dos Santos por também ter me ajudado ensinando a manipular os dados obtidos na caracterização e disponibilizando o material condutor necessário a realização da etiqueta.

Agradeço a Alison Candido da Silva pelo auxílio no corte do tecido da etiqueta e a Carolina Cavalcanti Pedrosa e Silva pelo conhecimento passado da utilização do *software* do leitor RFID, o que proporcionou a realização das medições.

Agradeço ao professor Joabson Nogueira de Carvalho que ajudou na caracterização dos materiais utilizados.

Agradeço a Simões pela ajuda e soldagem dos fios condutores no *chip*.

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

RESUMO

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 neste trabalho como uma solução. Neste trabalho, é mostrada uma etiqueta RFID passiva para monitoramento da frequência respiratória. A etiqueta dispensa a necessidade de fios conectados ao indivíduo e proporciona conforto devido à sua flexibilidade. Foram realizadas simulações e medições. Para realização das simulações, foi necessário a caracterização dos materiais dielétricos. Durante estas simulações, observou-se o coeficiente de reflexão (S_{11}), a frequência de ressonância e o casamento de impedância da etiqueta. O princípio de funcionamento da tecnologia nesta aplicação é baseado nas variações do Indicador da Intensidade do Sinal Recebido (RSSI) com os movimentos respiratórios. No resultado da medição com a etiqueta no indivíduo, durante a qual realizou-se inspirações forçadas e expirações lentas, notou-se estas variações do RSSI e, com base nos ciclos respiratórios detectados, foi possível estimar a frequência respiratória.

Palavras-chave: Radiofrequência. RFID. Etiqueta. Passiva. Sinal vital. Monitoramento. Respiração.

ABSTRACT

Continuous monitoring of vital signals provides relevant information about a patient health status, which is essential in situations of risk. There is a need for practical and efficient systems to obtain these parameters and the RFID technology is presented in this work as a solution. In this work, a passive RFID tag is shown for respiratory rate monitoring. The tag eliminates the need for wires connected to the subject and provides comfort due to its flexibility. Simulations and measurements were performed. To carry out the simulations, it was necessary to characterize the dielectric materials. During these simulations, the reflection coefficient (S_{11}), the resonance frequency and the impedance matching of the tag were observed. The principle of operation of the technology in this application is based on variations of the Received Signal Strength Indicator (RSSI) with the respiratory movements. In the result of the measurement with the tag in the subject, during which forced inhalations and slow expirations were made, these variations of the RSSI were noticed and, based on the respiratory cycles detected, it was possible to estimate the respiratory rate.

Keywords: Radio frequency. RFID. Tag. Passive. Vital signal. Monitoring. Respiration.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Onda eletromagnética.....	17
Figura 2 – Descrição física de uma onda.....	17
Figura 3 – Ilustração de um sistema RFID típico.....	19
Figura 4 – Componentes básicos de uma etiqueta RFID.....	20
Figura 5 – Alcance de leitura das etiquetas ativas e passivas.....	21
Figura 6 – Exemplos de etiquetas passivas e ativas.	22
Figura 7 – Exemplos de antenas de etiquetas RFID que operam em diferentes frequências. ...	23
Figura 8 – Monitor infantil RFID com sensores RFID separados para monitoramento da frequência cardíaca e da frequência respiratória.	27
Figura 9 – Monitoramento da frequência cardíaca a partir dos tempos de interrupção sucessivos da transmissão por radiofrequência.	28
Figura 10 – Monitoramento da frequência respiratória a partir das variações do RSSI.....	30
Figura 11 – Monitoramento de contrações uterinas com base nas interrupções de leitura da etiqueta RFID.	31
Figura 12 – Montagem utilizada para medição da parte real da permissividade relativa e tangente de perdas.	32
Figura 13 – Parte real da permissividade relativa e tangente de perdas da amostra da espuma de polietileno.	33
Figura 14 – Parte real da permissividade relativa e tangente de perdas da amostra do tecido de malha nas duas medições.....	33
Figura 15 – Modelo em 2D da etiqueta RFID passiva com suas dimensões.....	34
Figura 16 – Modelo em 3D da etiqueta RFID passiva.	34
Figura 17 – Parâmetro S_{11} da antena.	35
Figura 18 – Impedância de entrada da antena.	36
Figura 19 – Parâmetro S_{11} variando o comprimento da parte condutora.	37
Figura 20 – Parâmetro S_{11} variando o comprimento da fenda.	37
Figura 21 – Parâmetro S_{11} variando a largura da fenda.....	38
Figura 22 – Diagrama de irradiação.	38
Figura 23 – Testes de confecção da antena com linha de costura.	39
Figura 24 – Fio condutor.	39
Figura 25 – Tinta condutora (<i>Electric Paint da Bare Conductive</i>).	40
Figura 26 – Modelo 2D impresso em papel fotográfico adesivo.	40
Figura 27 – Realização da pintura da área condutora com pincel mais largo.	40
Figura 28 – Passos da confecção correta da antena. (a) Fixação do tecido na espuma de polietileno e colagem do adesivo. (b) e (c) Após pintura da região condutora com esponja e pincel mais fino, foi retirado o molde externo. (d) Retirada do molde da fenda com pinça. ...	41
Figura 29 – Passos da fixação do <i>chip</i> à antena. (a) <i>Chip</i> com finos fios condutores soldados à dois de seus terminais. (b) Corte do excesso de fio. (c) Estrutura resultante.	42
Figura 30 – Etiqueta RFID passiva para monitoramento da frequência respiratória.	42
Figura 31 – Configuração da primeira medição. (a) Etiqueta na horizontal. (b) Etiqueta na vertical.	44
Figura 32 – Configuração da segunda medição.....	45
Figura 33 – Frequência respiratória.....	45

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – As décadas da RFID.	16
Quadro 2 – Caracterização de materiais dielétricos.	33
Quadro 3 – Resultados da primeira medição.....	43

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 MOTIVAÇÃO	13
1.2 OBJETIVOS	13
1.2.1 Objetivo Geral	13
1.2.2 Objetivos Específicos.....	13
1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO	14
1.4 METODOLOGIA	14
2 RFID	14
2.1 BREVE HISTÓRICO DA TECNOLOGIA RFID	14
2.2 FUNCIONAMENTO DA TECNOLOGIA RFID	16
2.2.1 Ondas de Radiofrequência	16
2.2.2 Frequências de Operação	18
2.2.3 Componentes de um Sistema RFID	18
2.2.3.1 Leitor	19
2.2.3.2 Etiqueta.....	19
2.2.3.3 <i>Middleware</i>	22
2.2.4 Antena	22
2.2.4.1 Polarização.....	23
2.2.4.2 Diagrama de Irradiação	23
2.2.4.3 Diretividade	24
2.2.4.4 Ganho.....	24
2.2.4.5 Largura de Banda.....	25
2.2.4.6 Impedância de Entrada	25
2.2.4.7 Perda de retorno.....	25
3 SISTEMAS RFID PASSIVOS PARA MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS	26
3.1 MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA.....	28
3.2 MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA	29
3.3 MONITORAMENTO DA CONTRAÇÃO UTERINA.....	30
4 SIMULAÇÃO, CONFECÇÃO E MEDIÇÃO DA ETIQUETA RFID PASSIVA PARA MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA	31
4.1 CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS	31

4.2 SIMULAÇÕES	34
4.3 CONFECÇÃO	38
4.4 MEDIÇÕES E RESULTADOS.....	43
5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS	46
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47

1 INTRODUÇÃO

A Identificação por Radiofrequência (RFID – *Radio Frequency Identification*) é uma tecnologia de comunicação sem fio, na qual a informação é transportada por ondas de rádio (1, 2). A tecnologia RFID tem sido utilizada em diversas aplicações, como em sistemas de controle de acesso, identificação de objetos, rastreamento, gerenciamento de estoque, sistemas de pagamento (3-6). Também tem sido aplicada na área biomédica e estas aplicações precisam, além de detectar, monitorar e transmitir sinais vitais, como o batimento cardíaco, pressão arterial, temperatura corporal, entre outros (7). Esta diversidade de aplicações no uso da RFID está associada ao fato dela oferecer muitas vantagens, entre elas baixo consumo de energia e baixo custo (3).

Como citado anteriormente, uma aplicação da tecnologia RFID é para o monitoramento de sinais vitais, entre eles a frequência respiratória, que é a quantidade de ciclos respiratórios por minuto.

O sistema respiratório tem como principal função a troca de gases entre o corpo e o ambiente. É através dos pulmões que o dióxido de carbono, produzido pelas ações metabólicas de nossas células, é removido da corrente sanguínea e ao mesmo tempo o oxigênio, essencial para produção de energia e manutenção das funções celulares, é levado ao sangue (8).

A frequência respiratória, portanto, é um importante parâmetro fisiológico no monitoramento de pessoas em condições saudáveis ou críticas, fornecendo informações relevantes sobre o funcionamento do sistema respiratório ou sobre outras condições de saúde e sendo, desta forma, utilizada no diagnóstico e na avaliação de doenças (8-10). Seu monitoramento contínuo possibilita a detecção de anormalidades respiratórias, como apneia (cessação da respiração) e bradipneia (diminuição da frequência respiratória), de maneira mais rápida e, conseqüentemente, a intervenção dos profissionais de saúde, o que pode ser decisivo para indivíduos em situação de risco, como, por exemplo, pacientes em uma Unidade de Terapia Intensiva Neonatal.

Devido à importância do monitoramento de sinais vitais, existe uma grande necessidade de tecnologias práticas e eficazes para realização desta tarefa (11) e a tecnologia RFID passiva pode ser vista como uma opção por possibilitar o monitoramento de modo contínuo, sem a necessidade de o paciente estar conectado a algum monitor e sem a necessidade da observação direta pelos profissionais de saúde. Além disso, a etiqueta RFID passiva possui a vantagem de ser menor que uma etiqueta ativa e ter uma vida útil quase ilimitada (12).

1.1 MOTIVAÇÃO

O monitoramento contínuo dos sinais vitais reduz os riscos de morte por proporcionar um atendimento mais rápido pelos profissionais de saúde. A apneia do sono, cessação da respiração durante o sono, principalmente em bebês, é uma das causas da síndrome da morte súbita infantil (SMSI) (13-14). Mudanças na gravidade de doenças crônicas, como a doença pulmonar obstrutiva crônica, insuficiência cardíaca congestiva, artrite, asma, câncer, diabetes, podem ser detectadas por meio de um monitor que fornece a frequência respiratória (9).

Os equipamentos, no entanto, utilizados para monitoramento dos sinais vitais de um paciente, às vezes, são pesados, colados ou amarrados ao paciente, o que é agravado no caso de recém-nascidos pelo fato da área do corpo ser menor para implantação dos sensores, bem como pelo desconforto para o bebê (11-15). Apesar do estudo de tecnologias que não necessitam do contato direto com o paciente, estas necessitam de equipamentos caros e seus dados não são tão confiáveis quanto os métodos com contato (16). Logo, uma boa solução é o uso da tecnologia RFID com etiquetas passivas, por ser uma tecnologia de comunicação sem fio e não necessitar do uso de baterias.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Desenvolver uma etiqueta RFID passiva para monitoramento da frequência respiratória por meio de simulação, confecção e medição.

1.2.2 Objetivos Específicos

Analisar uma geometria para a etiqueta RFID passiva com especificação dos parâmetros, bem como especificar o material a ser utilizado para sua confecção.

Construir um protótipo para monitoramento da frequência respiratória utilizando a etiqueta RFID confeccionada.

Observar o princípio de funcionamento da etiqueta RFID nesta aplicação.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

Na seção 2 será apresentada uma breve história do uso da tecnologia RFID, definições básicas que são importantes para o entendimento da tecnologia, bem como uma descrição do seu princípio de funcionamento e principais componentes. As aplicações de etiquetas RFID para monitoramento de sinais vitais está presente na seção 3. Por fim, na seção 4 tem-se a explicação de como foram realizadas as simulações e medições da etiqueta RFID passiva para monitoramento dos sinais vitais, assim como os resultados obtidos nestas etapas.

1.4 METODOLOGIA

Inicialmente, realizou-se uma pesquisa bibliográfica com relação aos princípios de funcionamento da tecnologia de Identificação por Radiofrequência (RFID) e suas aplicações no monitoramento de sinais vitais, incluindo seu uso para monitoramento da frequência respiratória, bem como foi adquirido conhecimento dos *software Ansoft Designer* e HFSS da ANSYS para se realizar as simulações da etiqueta RFID passiva.

Em seguida, houve a escolha dos parâmetros da etiqueta e levantamento e aquisição de materiais necessários para o trabalho. Por fim, foi realizada a confecção da etiqueta e testes a fim de observar seu funcionamento na aplicação.

2 RFID

2.1 BREVE HISTÓRICO DA TECNOLOGIA RFID

O conceito de comunicação utilizando ondas de rádio é antigo e remete ao nascimento do radar, que foi no início do século XX (6). Durante a Segunda Guerra Mundial houve um grande desenvolvimento técnico dos radares. O radar funciona pelo envio de ondas de rádio, as quais conseguem detectar e localizar um objeto pela reflexão das ondas de rádio. Daí sua relação com a tecnologia RFID, que é uma combinação entre a tecnologia de radiodifusão e o radar (4).

Em 1948, foi publicado um trabalho inicial por Harry Stockman, "Comunicação por Meios de Poder Refletido", envolvendo a tecnologia RFID. Porém, somente na década de 1950 que houve uma exploração desta tecnologia. Nas décadas de 1960 e 1970, houve um grande interesse da comunidade na pesquisa de RFID. Em 1964, R. F. Harrington estudou a

teoria eletromagnética associada à Identificação por Radiofrequência. Ainda nesta década, iniciaram-se as atividades comerciais. No final da década de 1960, foram fundadas as empresas Sensormatic e Checkpoint, as quais desenvolveram equipamentos de vigilância eletrônica de artigos (EAS) para combater roubos de mercadorias. Nestes sistemas, a presença ou ausência de uma etiqueta podia ser detectada, proporcionando, assim, uma medida anti-furto (4).

Na década de 1970, foram realizados avanços em laboratórios e instituições acadêmicas. Desenvolvedores, inventores, empresas, laboratórios e instituições acadêmicas exploravam a tecnologia RFID. Esta década caracterizou-se pelo desenvolvimento da tecnologia. Um dos avanços alcançados foi a redução do tamanho das etiquetas. Entre as aplicações pretendidas, estavam o rastreamento de veículos e automação de fábricas (4).

Na década de 1980, houve a expansão da RFID com implementações completas para muitas aplicações, as quais variavam de acordo com o interesse de cada região. O computador pessoal permitiu a coleta e o gerenciamento dos dados do sistema de modo conveniente. As etiquetas eram construídas utilizando circuitos integrados fabricados com tecnologia CMOS (*Complementary Metal-Oxide Semiconductor*) (17) combinados com componentes discretos para etiquetas de micro-ondas. A memória EEPROM (*Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*) (18) passou a ser utilizada. Estas melhorias proporcionaram maiores reduções no tamanho das etiquetas e aumento da funcionalidade (4).

Já na década de 1990, existiu uma grande implementação da RFID na cobrança de pedágio com surgimento de normas padrões. Houve a construção de etiquetas RFID de micro-ondas apresentando um único circuito integrado. Outro avanço foi o uso múltiplo de etiquetas em diferentes segmentos, como para acesso ao estacionamento, coleta de tarifas e do pedágio eletrônico (4).

No século XXI, as etiquetas eram construídas utilizando pelo menos dois componentes: um circuito integrado e uma antena. O tamanho das etiquetas é, então, limitado à dimensão da antena. Houve elaboração de outros padrões para aplicação desta tecnologia. Como exemplo de outras aplicações que surgiram, têm-se o gerenciamento de cadeia de suprimentos e rastreamento de artigos. Os estudos da RFID continuam com o intuito de expandir sua aplicação em outras áreas, como no setor de saúde (4).

O Quadro 1 apresenta um resumo da evolução da tecnologia RFID ao longo destas décadas.

Quadro 1 – As décadas da RFID.

Década	Eventos
1940 – 1950	Uso e aprimoramento do radar na Segunda Guerra Mundial. RFID foi inventado em 1948.
1950 – 1960	Primeiras explorações da tecnologia RFID, experiências laboratoriais.
1960 – 1970	Desenvolvimento da teoria da RFID. Início de ensaios de campo de aplicações.
1970 – 1980	Explosão do desenvolvimento da RFID. Aceleração de testes com RFID. Implementações precoce da RFID.
1980 – 1990	Difusão de aplicações comerciais da RFID.
1990 – 2000	Surgimento de normas padrões. Ampla implementação da RFID, passando a estar presente no cotidiano das pessoas.
2000 –	Continuação da explosão da tecnologia RFID.

Fonte: Adaptado de (4).

2.2 FUNCIONAMENTO DA TECNOLOGIA RFID

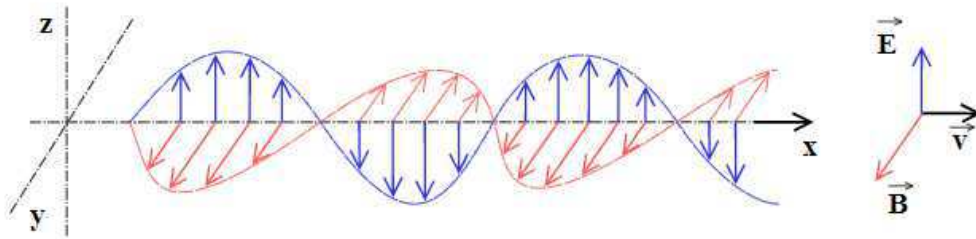
2.2.1 Ondas de Radiofrequência

O conceito de ondas e, principalmente, das ondas de radiofrequência, as quais são utilizadas no transporte das informações, é importante de ser definido antes do estudo da tecnologia de Identificação por Radiofrequência (19).

Uma onda é uma perturbação que se propaga em um meio transferindo energia de um ponto ao outro. No caso das ondas eletromagnéticas, elas são originadas por cargas elétricas oscilantes, como, por exemplo, os elétrons, e não necessitam de um meio material para se propagarem, propagando-se no vácuo ou em certos meios materiais (20).

A onda eletromagnética é formada pela combinação de um campo elétrico e um campo magnético variando no tempo e no espaço. Os vetores campo elétrico (\vec{E}) e magnético (\vec{B}) são perpendiculares entre si e ambos são perpendiculares a direção de propagação (\vec{v}) como podemos observar na Figura 1 a seguir (21).

Figura 1 – Onda eletromagnética.



Fonte: (21).

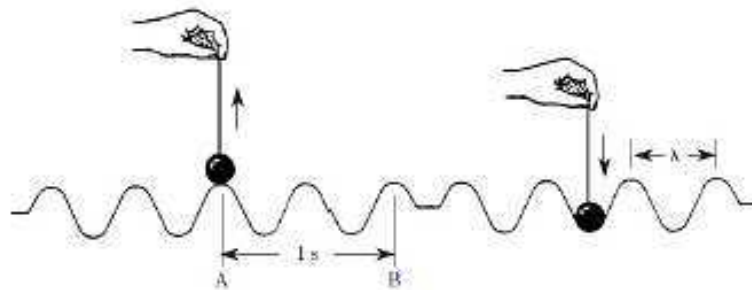
Um parâmetro fundamental para análise do comportamento das ondas eletromagnéticas é a frequência, que é o número de oscilações completas da onda em um segundo, dada em Hertz (Hz). A frequência é inversamente proporcional ao comprimento de onda, que é a distância entre dois picos ou dois vales sucessivos. A Equação (1) que relaciona a frequência e o comprimento de onda é dada por (19, 22-23):

$$f = \frac{v}{\lambda}, \quad (1)$$

onde f é a frequência em Hz, λ é o comprimento de onda em metros e v é a velocidade de propagação em m/s. Como a propagação das ondas de radiofrequência é similar à da luz, uma vez que ambas são ondas eletromagnéticas, a relação entre a frequência e o comprimento de onda de uma onda de rádio pode ser reescrita da seguinte maneira, já que a velocidade de propagação da luz é de aproximadamente $3 \cdot 10^8$ m/s (19, 22):

$$f = \frac{c}{\lambda} = \frac{3 \cdot 10^8}{\lambda}. \quad (2)$$

Figura 2 – Descrição física de uma onda.



Fonte: (19, 22).

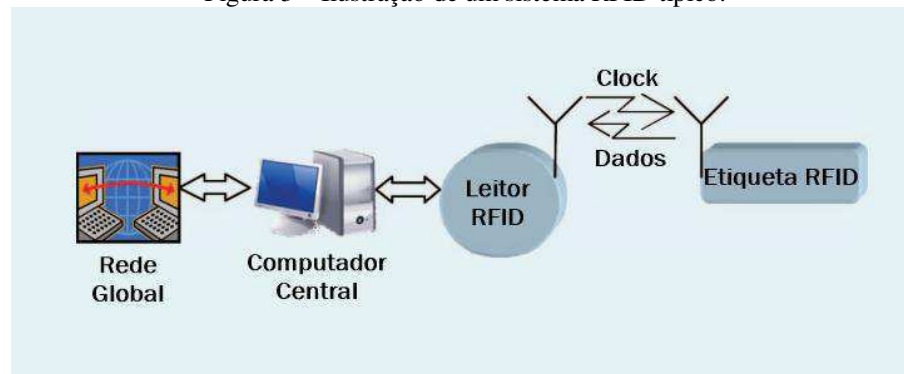
2.2.2 Frequências de Operação

A maioria dos sistemas RFID funcionam em uma das quatro faixas de frequência: baixa frequência (LF – *Low Frequency*) que é de 125 kHz – 134 kHz; alta frequência (HF - *High Frequency*) em 13,56 MHz; ultra alta frequência (UHF – *Ultra High Frequency*) de 860 MHz – 930 MHz; ou micro-ondas em 2,45 GHz ou 5,8 GHz (24-26). As principais frequências são de 13,56 MHz e 860 MHz – 930 MHz. As frequências UHF para funcionamento dos sistemas RFID variam conforme a região. Por exemplo, a Europa utiliza a frequência de 868 MHz para estes sistemas; já os Estados Unidos utilizam 915 MHz, o que leva a compreensão de que as etiquetas apresentam uma resposta pouco variável na banda de 860 MHz a 930 MHz (24, 27). A frequência de 13,56 MHz foi a instituída mundialmente para a RFID (24). A escolha da frequência de operação de um sistema RFID depende da aplicação e suas propriedades influenciam tanto o desempenho do sistema como as características dos componentes que o constituem, como o *design* e tamanho físico das antenas e o alcance de leitura entre a etiqueta e o leitor (25-26, 28). Neste trabalho, foi utilizada a frequência de 915 MHz.

2.2.3 Componentes de um Sistema RFID

Um sistema RFID típico consiste de três componentes principais: um leitor, que envia os sinais de interrogação para uma etiqueta RFID que deve ser identificada; uma etiqueta (*tag*) RFID, que deve responder ao sinal enviado pelo leitor e a partir do qual se pode obter os dados de interesse; e um *software*, chamado *middleware*, que mantém a interface e o protocolo para codificar e decodificar os dados da informação que o leitor recebe (24, 29). As etiquetas RFID só podem ser lidas quando estão dentro da zona de interrogação do leitor (29). A seguir será apresentado de forma mais detalhada a função e as características de cada um desses componentes. Na Figura 3, pode-se observar uma ilustração de um sistema RFID típico.

Figura 3 – Ilustração de um sistema RFID típico.



Fonte: Adaptado de (29).

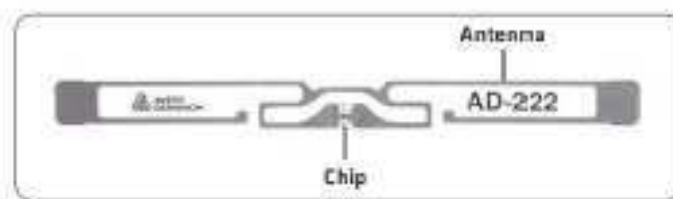
2.2.3.1 Leitor

É um equipamento eletrônico que emite e recebe sinais de rádio, constituindo um transmissor e receptor de RF (radiofrequência). Seu alcance de leitura é limitado (zona de interrogação), podendo variar de poucos centímetros a vários metros dependendo da frequência de operação e da sua potência (25). A sua função é identificar as etiquetas RFID dentro do seu alcance de leitura e, então, estabelecer a comunicação com estas, transmitindo e recebendo informações por meio da irradiação eletromagnética (25, 30).

2.2.3.2 Etiqueta

Por meio da etiqueta RFID, os dados são armazenados e transmitidos. Nos sistemas RFID clássicos, as etiquetas são constituídas por uma antena e um *chip*, o qual armazena as informações de identificação (31-32). A antena é acoplada ao próprio material da etiqueta (etiquetas passivas) ou integrada ao circuito receptor (etiquetas ativas) (19). Normalmente, o *chip* contém uma memória que permite que dados possam ser gravados, lidos ou até mesmo escritos (31). Na Figura 4, pode-se observar os componentes básicos de uma etiqueta. As etiquetas estão disponíveis em diferentes formatos, como cartões, crachás, adesivos, argolas, bioinspiradas, e em diversos materiais, como plástico, vidro, papel, tecido, epóxi, entre outros, podendo, portanto, serem rígidas ou flexíveis (31-32).

Figura 4 – Componentes básicos de uma etiqueta RFID.



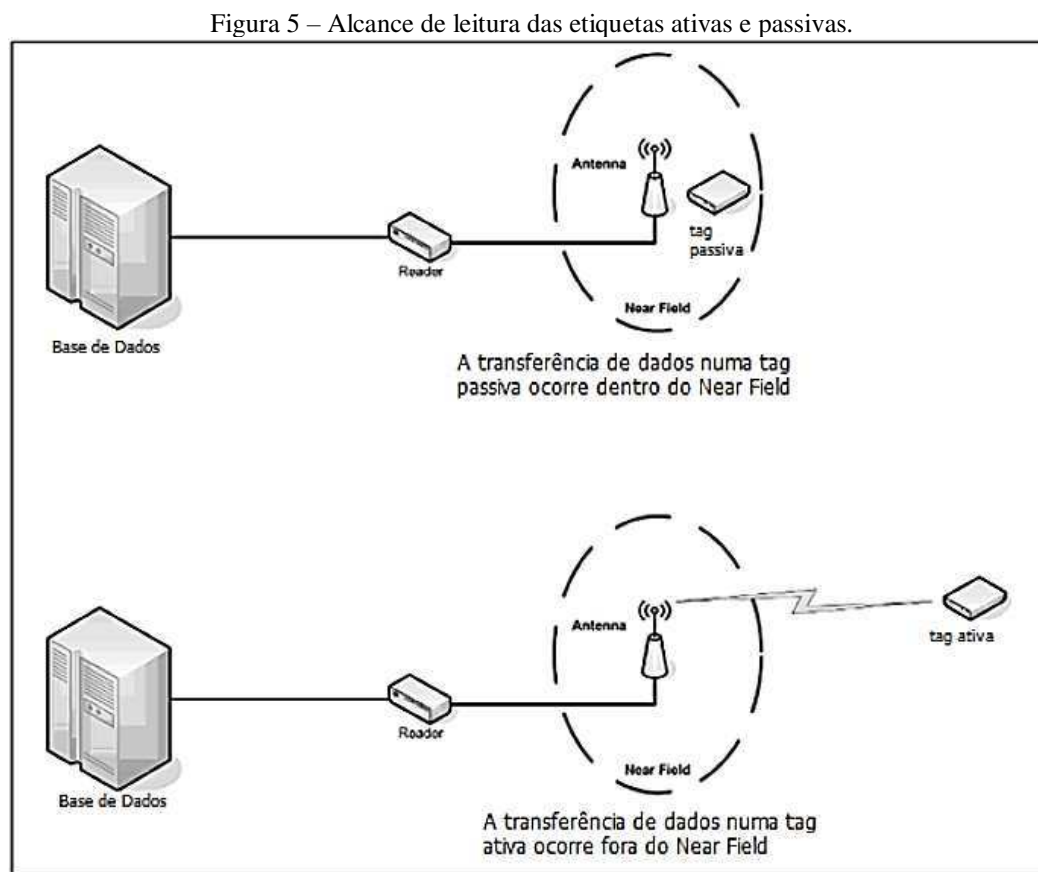
Fonte: (33).

Uma forma de distinção dos diferentes sistemas RFID é pelo modo de como é feito o fornecimento de energia para a etiqueta (25). Com base nesse critério, as etiquetas RFID com *chip* podem ser:

- **Passivas:** não possuem fonte de energia interna e obtém energia do sinal de radiofrequência que é transmitido pelo leitor RFID através da antena conectada a ele, a qual irradia energia por meio do campo eletromagnético (2, 12, 24, 34). A obtenção de energia a partir do campo eletromagnético do leitor é conseguida através de uma propriedade eletromagnética denominada Campo Próximo (*Near Field*), em que é utilizado o campo eletromagnético produzido pelo leitor para gerar uma corrente elétrica reduzida, mas com energia suficiente para que a etiqueta funcione o tempo necessário para emitir o sinal de resposta ao leitor (25-26). A etiqueta envia sua resposta pelo retroespalhamento (*backscattering*) da portadora do leitor, a qual é modulada por variação de carga no *chip*. Logo, a antena tem que ser projetada tanto para captação de energia da onda enviada, como para transmissão da onda (2, 12, 24, 34).
- **Semi-passivas:** são semelhantes às etiquetas passivas, com exceção que há adição de uma pequena bateria, a qual permite que o *chip* esteja constantemente excitado e remove a necessidade da antena coletar energia a partir do sinal que ela recebe (12, 24, 34). Ou seja, apenas a energia necessária para transmissão da informação é obtida por meio da propriedade eletromagnética de Campo Próximo (*Near Field*) (25).
- **Ativas:** que necessitam de uma bateria local. Esta bateria é usada para alimentar o circuito integrado e para transmitir o sinal de saída (12, 24, 34).

Por possuírem uma fonte de energia própria (bateria), as etiquetas ativas têm um maior alcance de leitura (até 100 m) (29) quando comparadas com as etiquetas passivas (até 10 m), uma vez que a bateria dá a estas etiquetas capacidade de receber e transmitir informação sem a necessidade de serem alimentadas pelo Campo Próximo produzido pelo leitor (25, 35). Na

Figura 5, observa-se um comparativo entre o alcance de leitura das etiquetas ativas e das etiquetas passivas.



As etiquetas ativas apresentam maiores dimensões e maior custo quando comparadas às etiquetas passivas (25, 27, 29). A bateria presente nas etiquetas ativas lhes proporciona um tempo de vida útil limitado; por outro lado, as etiquetas passivas possuem um tempo de vida útil indefinido, são mais leves e mais baratas. No entanto, a capacidade de armazenamento das etiquetas passivas é menor em comparação às ativas, sendo, desta forma, mais susceptíveis a interferências eletromagnéticas (25, 27).

Outra diferença entre as etiquetas ativas e passivas é que, ao se comunicar com o leitor, as etiquetas ativas são as primeiras a iniciarem a transmissão dos dados, por emitirem continuamente o sinal de radiofrequência, ao contrário das etiquetas passivas, as quais necessitam que sejam interrogadas pelo leitor para, então, fazer a transmissão dos seus dados. De modo semelhante as etiquetas passivas, as etiquetas semi-passivas primeiro precisam ser interrogadas pelo leitor para, posteriormente, emitirem seu sinal de resposta (25).

Na Figura 6, observa-se alguns exemplos de etiquetas passivas e ativas.

Figura 6 – Exemplos de etiquetas passivas e ativas.



Fonte: (36).

2.2.3.3 Middleware

O *middleware* é responsável pela integração entre o sistema de gestão de uma organização e o leitor do sistema RFID. Deve realizar um tratamento, filtragem e gestão do volume de informações obtidas das etiquetas pelo leitor de modo a proporcionar uma utilização eficiente dos dados (25).

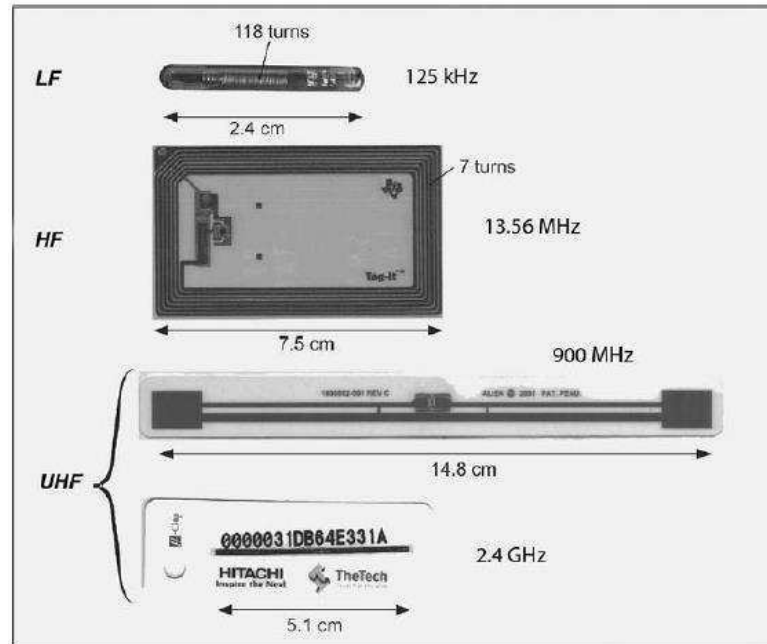
2.2.4 Antena

Os sistemas de RFID possuem antenas tanto nas etiquetas quanto acopladas aos leitores. As antenas são responsáveis por emitir e receber os sinais de RF (radiofrequência). A antena é a estrutura de transição entre o espaço livre e a linha de transmissão (normalmente um cabo coaxial), a qual transporta a energia eletromagnética do transmissor para a antena ou da antena para o receptor (25, 37).

O funcionamento de uma antena depende da banda de frequência para a qual foi projetada, pois, se o sinal de radiofrequência estiver fora da banda, este será rejeitado pela antena (25). No caso das antenas acopladas aos leitores, estas são projetadas com base em parâmetros da aplicação, como alcance de leitura pretendido, direção do feixe de radiofrequência que deverá ser emitido, forma que se deseja para antena, entre outros. Já no caso das etiquetas RFID, elas precisam ser projetadas de modo a assegurar o recebimento da alimentação necessária ao seu funcionamento (25, 38).

As antenas podem ser de diferentes tipos e formatos. Na Figura 7, temos alguns exemplos de antenas de etiquetas RFID que operam em diferentes frequências.

Figura 7 – Exemplos de antenas de etiquetas RFID que operam em diferentes frequências.



Fonte: (39).

A seguir serão explicados alguns dos parâmetros das antenas, como polarização, diagrama de irradiação, diretividade, ganho, largura de banda, impedância de entrada e perda de retorno.

2.2.4.1 Polarização

A polarização de uma antena é definida pela polarização da onda transmitida (40). A polarização da onda eletromagnética é definida pelo formato da figura geométrica que o vetor campo elétrico descreve em um plano normal à direção de propagação à medida que a onda se propaga no espaço. Se o formato da figura geométrica for um segmento de reta, tem-se a polarização linear; quando é uma circunferência, tem-se a polarização circular; e se for uma elipse, tem-se uma polarização elíptica (41-42).

2.2.4.2 Diagrama de Irradiação

O diagrama de irradiação de uma antena é a representação gráfica das suas propriedades de irradiação em função das coordenadas do espaço ao seu redor (42). Descreve a eficácia do

campo irradiado pela antena em várias direções com esta a uma distância fixa. Um diagrama de irradiação completo é um gráfico tridimensional do comportamento da irradiação em regiões distantes (40).

2.2.4.3 Diretividade

A diretividade é uma grandeza adimensional e é definida como a razão entre a intensidade de irradiação máxima em determinada direção e a intensidade de irradiação média em todo o espaço (40, 42-43). É a habilidade de uma antena concentrar a energia irradiada em uma determinada direção. Sendo assim, uma antena captura melhor os sinais em uma direção do que em outra (40). Antenas com o feixe principal do diagrama de irradiação estreito apresentam uma maior diretividade, enquanto que aquelas com um feixe mais largo tem uma menor diretividade (43).

2.2.4.4 Ganho

O ganho de uma antena depende da sua diretividade e eficiência, sendo dada por (40):

$$G = eD, \quad (3)$$

onde e é a eficiência da antena e D é sua diretividade.

O diagrama produzido pelo ganho é semelhante ao produzido pela diretividade, exceto pelo fator de eficiência e (42). A eficiência de irradiação é dada pela razão entre a potência total irradiada P_{rad} e a potência de entrada nos terminais da antena P_{in} (40, 42):

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

O ganho é medido em relação ao ganho de uma antena de referência, que, geralmente, é isotrópica ou um dipolo de meia-onda. A antena com ganho unitário em relação à isotrópica apresenta um ganho de 0 dBi; já a antena com ganho unitário em relação a um dipolo de meia-onda tem um ganho de 0 dBd. A relação entre o ganho dado em dBi e dBd está presente na Equação (5) a seguir (42):

$$G[\text{dBi}] = G[\text{dBd}] + 2,15. \quad (5)$$

2.2.4.5 Largura de Banda

A largura de banda é a faixa de frequência na qual a antena opera satisfazendo um padrão específico. Ou seja, faixa de frequência na qual determinados parâmetros, como impedância de entrada, ganho e largura de feixe, estão em uma faixa de valores considerados aceitáveis (40, 42).

2.2.4.6 Impedância de Entrada

A impedância de entrada de uma antena é a impedância vista nos terminais de entrada da antena e é dada pela seguinte Equação (6) (44-45):

$$Z_{in} = R_{in} + jX_{in}, \quad (6)$$

sendo Z_{in} a impedância de entrada, $R_{in} = R_L + R_r$ a resistência de entrada e X_{in} a reatância de entrada da antena. R_L é a resistência de perdas e a potência a ela associada é a potência irradiada pela antena; já R_r é a resistência de irradiação e a potência dissipada por esta é transformada em aquecimento na antena, devido às perdas condutivas ou dielétricas (44-45).

2.2.4.7 Perda de retorno

O coeficiente de onda estacionária de tensão (VSWR – *Voltage Stationary Wave Radio*) indica o grau de desvio entre a impedância da carga e a impedância característica da linha de transmissão. Quando se tem esse desvio entre impedâncias, a potência entregue pela linha não é totalmente absorvida e a parte rejeitada fica sendo refletida entre o elemento irradiador e o transmissor. Desta maneira, o meio que contém a onda incidente também apresenta a onda refletida, gerando uma onda estacionária. O VSWR mede a razão entre os valores máximos e mínimos da amplitude da onda estacionária, sendo definida pela seguinte equação (45-47):

$$\text{VSWR} = \frac{1+\Gamma}{1-\Gamma}, \quad (7)$$

na qual Γ é o coeficiente de reflexão.

A perda de retorno também indica a qualidade do casamento de impedância, sendo dependente do Γ ou do parâmetro S_{11} da matriz de espalhamento, que corresponde ao coeficiente de reflexão de um quadripolo na porta 1, quando não existe onda incidente na porta 2 (46, 48). As Equações (8) e (9) definem a perda de retorno (RL) que é dada em dB (46-47):

$$RL = -20\log|S_{11}| \quad \text{ou} \quad (8)$$

$$RL = -20\log|\Gamma|. \quad (9)$$

Na prática, considera-se um bom casamento de impedância quando os valores da RL são maiores que 10 dB (ou S_{11} menor que -10 dB). A banda passante da perda de retorno é a faixa de frequência na qual $RL \geq 10$ dB (46-47). RL é igual a 10 dB quando o módulo do coeficiente de reflexão é aproximadamente um terço (45). Também costuma-se adotar o valor de $VSWR \leq 2$ (45, 46).

3 SISTEMAS RFID PASSIVOS PARA MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS

A falta de monitoramento contínuo contribui para a mortalidade intra-hospitalar de modo inesperado (49). O monitoramento contínuo dos sinais vitais permite que os profissionais do setor de saúde consigam intervir de maneira mais rápida ao ser detectada alguma alteração nos sinais do paciente, como irregularidades nos batimentos cardíacos, aumento ou diminuição da frequência cardíaca, cessação da respiração, entre outras (16). Em (50) é mostrado que o monitoramento contínuo da frequência cardíaca pode reduzir a mortalidade em neonatos que apresentam baixo peso ao nascer. Condições como apneia, cessação da respiração, e bradicardia, diminuição da frequência cardíaca, exigem o monitoramento de pacientes, uma vez que são indicativos de problemas de saúde (16). No caso da bradicardia, esta pode ser a primeira ou única manifestação de problemas cardíacos ou mesmo de problemas que não sejam cardíacos (51). Com relação as apneias, estas “são causadas por obstruções transitórias da passagem do ar pela garganta de pelo menos 10 segundos de duração” (52), e pode levar a parada cardíaca se não for detectada em tempo hábil (11).

Como já foi citado, os equipamentos utilizados para monitorar os sinais vitais muitas vezes são pesados, ou precisam ficar amarrados ou colados ao paciente. No caso de recém-nascidos, além da área do corpo ser menor para fixação dos sensores, tem-se o risco de o bebê ficar enredado nos fios que são a ele conectados (11, 16, 53). As abordagens estudadas no intuito de obter monitores infantis vestíveis, como se pode observar em (54) e (55), são mais uma adaptação dos métodos convencionais, continuando os monitores incômodos e desconfortáveis (16). Tecnologias que tentam monitorar os sinais vitais sem contato físico também foram pesquisadas, utilizando, por exemplo, câmera de vídeo (56-57) ou tecnologia UWB (*Ultra-Wide Band*) (13); no entanto, elas necessitam de equipamentos caros e seus dados não são tão confiáveis quanto os métodos com contato (16).

Desta maneira, é desejável uma tecnologia sem fio e confortável no monitoramento de sinais vitais, sendo a tecnologia RFID uma excelente solução. As etiquetas RFID passivas enviam os dados por sinais de retroespalhamento ao serem interrogadas pelo leitor e não necessitam de bateria. Se o aparelho de monitoramento for compacto e de fácil acesso, pode-se empregar o monitoramento a partir de casa, reduzindo-se o tempo de internação (16).

Na Figura 8, temos o diagrama de um sistema RFID proposto para monitoramento da frequência cardíaca e da frequência respiratória. Consiste de um monitor infantil que emprega dois sensores separados para monitorar estes sinais.

Figura 8 – Monitor infantil RFID com sensores RFID separados para monitoramento da frequência cardíaca e da frequência respiratória.



Fonte: Adaptado de (16).

Existem alguns desafios para utilização de tecnologia RFID para monitorar sinais mecânicos ou elétricos (11), como: compreensão das interações entre os fios condutores e elásticos de uma peça de roupa, no caso de sensores vestíveis; diferenças de tamanhos dos

indivíduos; melhor posicionamento das etiquetas. Além disso, o ruído associado ao sinal elétrico de baixa potência sem fio faz com que haja a necessidade de processamento do sinal para saber o real estado do paciente (11).

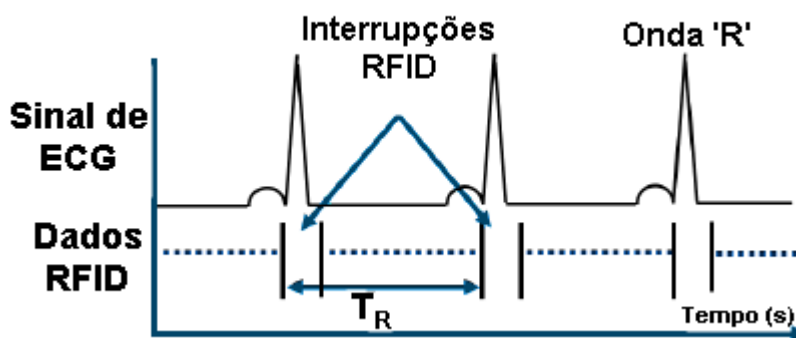
Uma outra aplicação importante da tecnologia RFID é para o monitoramento da contração uterina, a qual será explicada a seguir de forma mais detalhada como também suas aplicações para monitoramento das frequências cardíaca e respiratória.

3.1 MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Em um sistema RFID para o monitoramento da frequência cardíaca, as comunicações RFID são interrompidas quando um pico do ECG (eletrocardiograma) é detectado, sendo assim, pode-se relacionar esses momentos de interrupção para o cálculo da frequência (11). Quando o batimento cardíaco desaparece, a etiqueta RFID continua transmitindo normalmente. Os dados são enviados para a antena conectada ao leitor de RFID utilizando um esquema de conversão *on-off* (OOK). Com base na Figura 9, podemos observar o procedimento de cálculo da frequência cardíaca a partir dos tempos de interrupção sucessivos da transmissão por radiofrequência. A partir da equação a seguir temos a frequência cardíaca em batimentos por minuto (bpm), onde T_R é o tempo entre interrupções sucessivas da comunicação RFID em segundos (58).

$$\text{Frequência Cardíaca} = \frac{60}{T_R} \quad (10)$$

Figura 9 – Monitoramento da frequência cardíaca a partir dos tempos de interrupção sucessivos da transmissão por radiofrequência.



Fonte: (16).

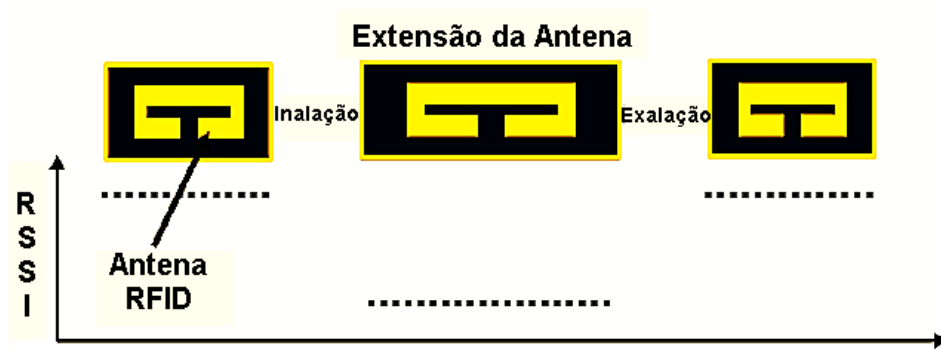
O sistema é descrito em (58) e possui muitas vantagens. Não há necessidade de armazenar dados localmente no sensor, eliminando a necessidade de dispositivos de memória e conversores analógicos e digitais. A transmissão de dados por meio da ativação e desativação da etiqueta quando um pico do ECG é detectado elimina a necessidade de energia local para realizar essa transmissão. Os componentes que precisam de energia são o amplificador do ECG e o circuito de detecção da frequência cardíaca, que podem colher energia sem fio a partir do leitor (16).

3.2 MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA

A respiração é constituída por dois movimentos respiratórios: inspiração e expiração. Na inspiração, ocorre a expansão da caixa torácica com aumento do volume do pulmão, diminuindo a pressão interna no tórax em relação ao ambiente, o que permite a entrada dos gases atmosféricos nos pulmões. Já na expiração, ocorre uma retração da caixa torácica pela diminuição do volume pulmonar, aumentando a pressão na caixa torácica e fazendo com que os gases saiam dos pulmões para o ambiente (59).

Quando a antena da etiqueta RFID muda de forma devido a inspiração ou expiração, há uma variação no Indicador da Intensidade do Sinal Recebido (RSSI – *Received Signal Strength Indicator*) pelo leitor devido à resposta da etiqueta. Desta forma, é desejável uma antena flexível que se possa mudar seu formato durante os movimentos respiratórios (16). Uma forma de conseguir esta antena é costurando fio condutor em uma peça vestível que apresenta certa elasticidade (11, 60). Quando o tecido que contém a antena é colocado sobre o abdômen ou sobre o tórax, ele se estica quando ocorre a inspiração, alterando o RSSI (11, 16). Na Figura 10 a seguir, temos o princípio de funcionamento, mostrando a variação do parâmetro RSSI em cada movimento respiratório (16). Outra forma de se obter uma antena flexível seria utilizando placas de circuito impresso (PCB - *Printed Circuit Boards*) pequenas e flexíveis integradas em uma peça de roupa (11).

Figura 10 – Monitoramento da frequência respiratória a partir das variações do RSSI.



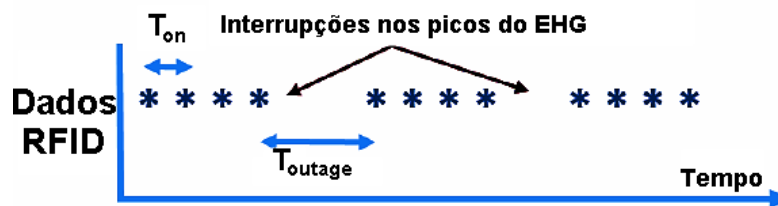
Fonte: (16).

3.3 MONITORAMENTO DA CONTRAÇÃO UTERINA

De modo semelhante ao monitoramento da respiração, o monitoramento da contração uterina pode se dar pela variação do RSSI, com exceção de que os valores de RSSI mudam repentinamente quando ocorre uma contração (11, 61). Considerando uma etiqueta vestível e a utilização de *chip* acoplado indutivamente, tanto no monitoramento da frequência respiratória quanto da contração uterina, a antena se alonga devido ao processo biológico monitorado que está debaixo da etiqueta RFID, o que leva à uma alteração da frequência de ressonância da antena e o *chip* acoplado indutivamente começa a desacoplar da estrutura da antena. Desta forma, há uma diminuição do Indicador da Intensidade do Sinal Recebido pelo leitor (RSSI) quando a antena se estende (11).

O monitoramento da contração uterina também pode ser realizado utilizando o sinal do EHG (eletrohisterograma) (11). De acordo com a Figura 11, a comunicação entre a etiqueta e o leitor RFID é interrompida quando são detectados os picos do sinal de EHG, ou seja, a etiqueta RFID é desativada quando é detectada uma contração uterina. Quando a contração desaparece, a etiqueta continua transmitindo normalmente. Desta maneira, é possível detectar a duração ou frequência da contração uterina pelos tempos de interrupção de leitura da etiqueta (11). Na Figura 11, temos dois parâmetros: T_{on} que é o tempo entre leituras contínuas da etiqueta e T_{outage} que é a duração de interrupção da comunicação RFID. A duração da interrupção deve ser menor que o tempo típico entre contrações e a duração da interrupção deve ser maior do que T_{on} , de modo que se possa identificar as contrações de maneira correta (61).

Figura 11 – Monitoramento de contrações uterinas com base nas interrupções de leitura da etiqueta RFID.



Fonte: (61).

4 SIMULAÇÃO, CONFECCÃO E MEDIÇÃO DA ETIQUETA RFID PASSIVA PARA MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA

A frequência respiratória em geral é mensurada por meio da observação da movimentação torácica (expansão e retração), contando-se o número de inspirações realizadas em um minuto (63). Mas, também pode ser mensurada por meio de monitores de sinais vitais. A frequência respiratória normal em adultos é de 12 a 20 irm (incursões respiratórias por minuto) (68).

A etiqueta RFID passiva para o monitoramento da frequência respiratória apresentada neste trabalho visa a obtenção deste parâmetro sem necessidade da observação direta ou de fios conectados ao paciente, proporcionando praticidade e conforto. O princípio de funcionamento é o mesmo apresentado na seção 3, em que os movimentos respiratórios levam à uma variação do RSSI e por meio da alteração deste parâmetro é possível calcular a frequência respiratória, que corresponde ao número de ciclos respiratórios (inspiração mais expiração) em um minuto.

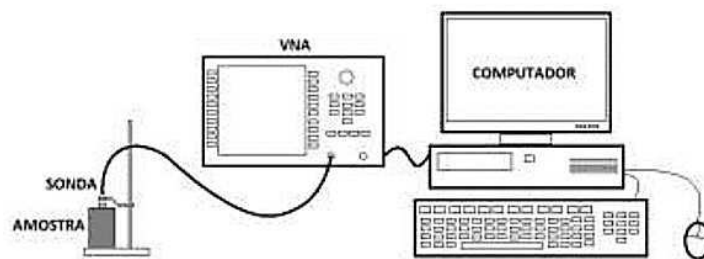
4.1 CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS

A seleção dos materiais dielétricos utilizados na confecção da etiqueta RFID passiva foi realizada com base na etiqueta apresentada em (60). No entanto, o tecido aplicado na confecção foi uma malha, a qual é bem flexível, macia e apresenta boa elasticidade para esta aplicação, e a espuma de polietileno continha uma espessura de apenas 11 mm, pelo fato de ser a espuma de polietileno de maior espessura encontrada no comércio local.

Estes materiais foram caracterizados no Instituto Federal da Paraíba (IFPB) para se obter os parâmetros necessários para realização das simulações. O método utilizado na caracterização da amostra dos materiais foi o método da sonda coaxial em aberto, que é uma técnica de transmissão/reflexão capaz de medir as propriedades dielétricas em um conjunto de

frequências. A prova de medição de parâmetros dielétricos utilizada foi a 85070E produzida pela *Keysight*, a qual determina a parte real da permissividade relativa (ϵ_r') e a tangente de perdas dielétricas ($\text{Tan } (\delta)$) de materiais líquidos e semissólidos. Porém, como os materiais usados são sólidos foi levada em consideração a recomendação do fabricante de utilizar amostras mais espessas e planas, então, para isso, dobrou-se as amostras, as quais foram colocadas diretamente em contato com a sonda, procurando-se evitar espaços preenchidos com ar. Um analisador vetorial de redes foi utilizado com o conjunto de medição, o qual deve responder a faixa de frequência desejada, e o *software*, que acompanha o conjunto de medição, realiza o cálculo dos parâmetros de saída (62). A Figura 12 a seguir mostra o *setup* de medição utilizado.

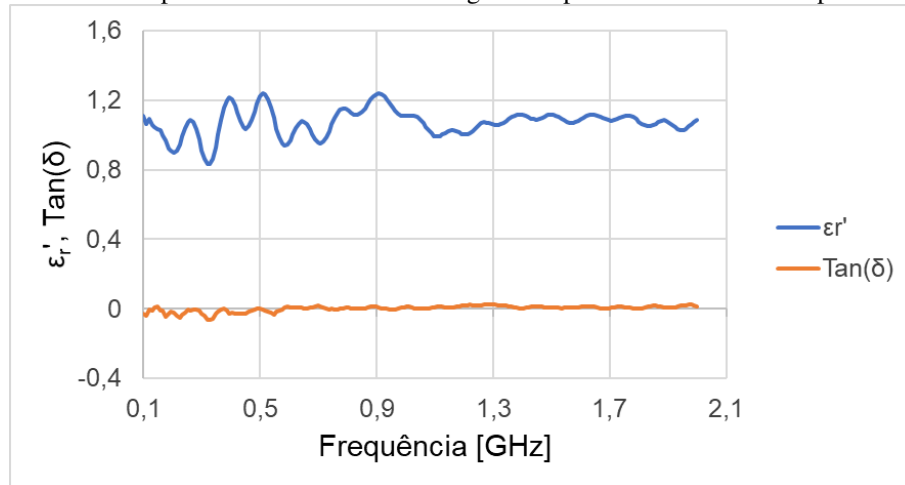
Figura 12 – Montagem utilizada para medição da parte real da permissividade relativa e tangente de perdas.



Fonte: (62).

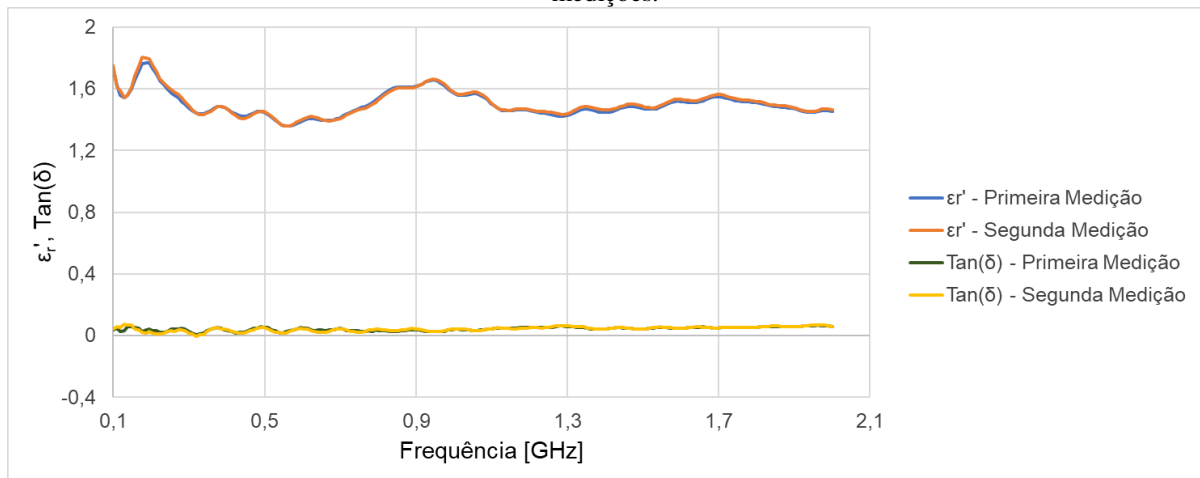
Para cada amostra foram realizadas duas medições considerando a faixa de frequência de 100 MHz à 2 GHz. Porém, para a amostra da espuma de polietileno considerou-se apenas o resultado de uma das medições, a qual apresentou valores coerentes com o esperado. Nas Figuras 13 e 14 a seguir, têm-se os gráficos da parte real da permissividade relativa e da tangente de perdas obtidos para cada amostra.

Figura 13 – Parte real da permissividade relativa e tangente de perdas da amostra da espuma de polietileno.



Fonte: Próprio autor.

Figura 14 – Parte real da permissividade relativa e tangente de perdas da amostra do tecido de malha nas duas medições.



Fonte: Próprio autor.

Determinou-se o valor desses parâmetros na frequência de 915 MHz utilizando-se interpolação linear. No caso da amostra do tecido de malha, precisou-se calcular a média dos valores obtidos nessa frequência considerando as duas medições. Em seguida, foi determinado o módulo da permissividade relativa. Os resultados para este último parâmetro e para a tangente de perdas estão apresentados no Quadro 2 a seguir.

Quadro 2 – Caracterização de materiais dielétricos.

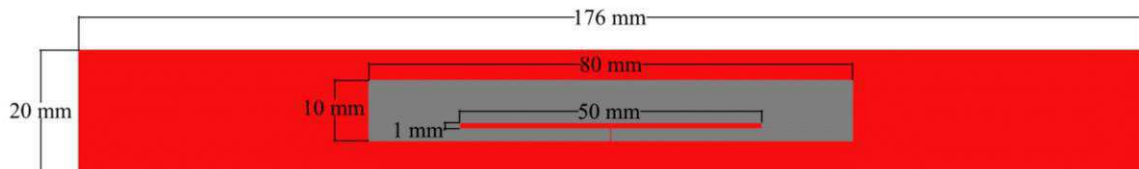
	ϵ_r	$\text{Tan}(\delta)$
Tecido de malha	1,6319	0,0338
Espuma de polietileno	1,2348	0,0053

Fonte: Próprio autor.

4.2 SIMULAÇÕES

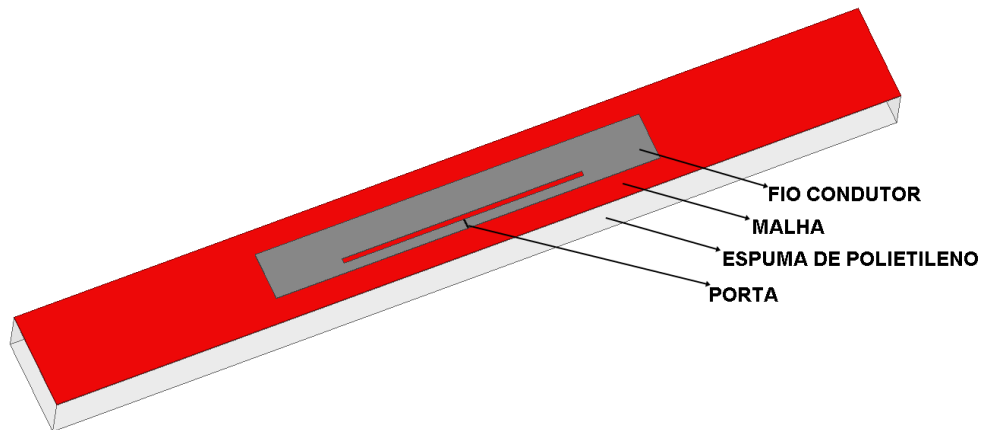
A etiqueta RFID passiva para o monitoramento da frequência respiratória simulada está apresentada nas Figuras 15 e 16 a seguir, em que a parte condutora é constituída por um fio condutor feito de fibra de aço inoxidável e as partes não condutoras são o tecido de malha, sobre o qual costurariamos o fio condutor, e a espuma de polietileno, localizada abaixo da malha. A antena da estrutura é do tipo dipolo dobrado, pela sua simplicidade para confecção em tecido e pela sua estrutura em *loop* permitir obter uma reatância positiva, o que é necessário para se obter o casamento de impedância entre a antena e o *chip* (60), uma vez que a impedância do *chip* em 915 MHz é de $12,7-j199 \Omega$. As dimensões da fenda são os principais parâmetros responsáveis pelo casamento de impedância (60).

Figura 15 – Modelo em 2D da etiqueta RFID passiva com suas dimensões.



Fonte: Próprio autor.

Figura 16 – Modelo em 3D da etiqueta RFID passiva.



Fonte: Próprio autor.

As simulações foram realizadas nos *software Ansoft Designer* e HFSS da ANSYS. No *software Ansoft Designer* foi simulado o modelo 2D da etiqueta e, posteriormente, o modelo foi exportado para o HFSS para realização das simulações em 3D, no qual foram consideradas as seguintes camadas da etiqueta:

- Fio condutor: seu material é aço inoxidável e a espessura é de 0,12 mm (64);
- Malha: material dielétrico caracterizado com espessura de 0,3 mm;

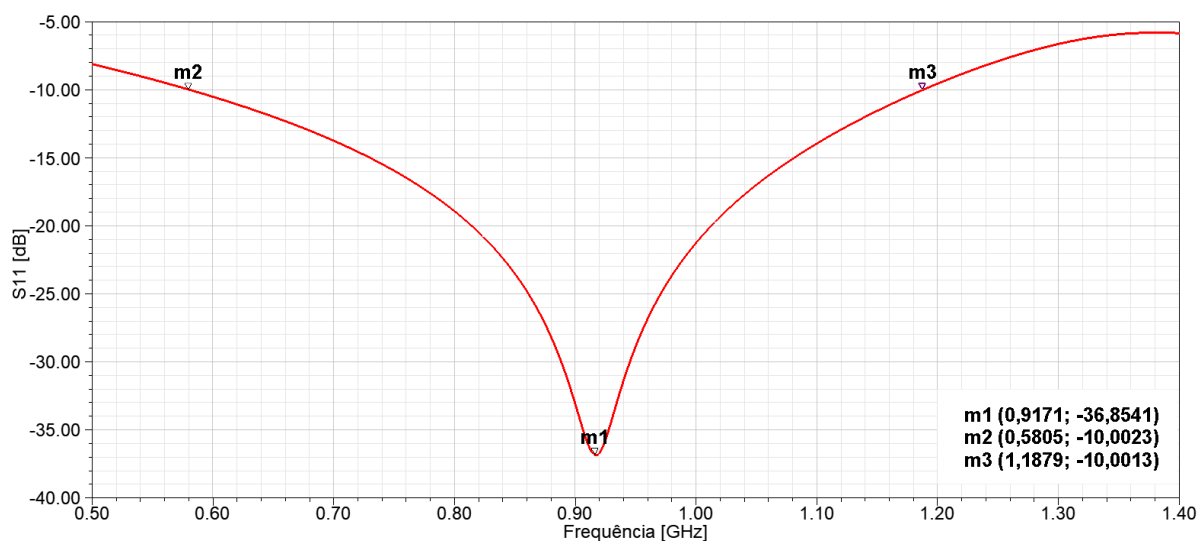
- Espuma de polietileno: material dielétrico caracterizado com espessura de 11 mm.

Considerou-se uma abertura de 0,3 mm de comprimento por 2 mm de largura onde seria conectado o *chip SL3S4011_4021* da *NXP* (65), apesar das suas dimensões serem de 1,6 x 1,6 mm, mas só seria necessário conectar dois de seus pinos, uma vez que só foi utilizada uma porta.

Após a importação da estrutura no HFSS, alterou-se as dimensões da caixa de ar, na qual está inserida a estrutura, para um quarto do comprimento de onda, 81,97 mm, uma vez que a frequência desejada é de 915 MHz. A caixa de ar modela o espaço aberto, de modo que a irradiação seja absorvida e não refletida de volta (66).

Na simulação em 3D, a frequência de ressonância foi de 917,1 MHz, próxima da desejada, e a faixa de frequência correspondente ao $S_{11} \leq -10$ dB foi de 580,5 MHz a 1,1879 GHz, ou seja, a etiqueta pode funcionar na faixa de frequência UHF (860 MHz – 930 MHz). A Figura 17 a seguir mostra estes resultados e observa-se que o S_{11} foi -36,8541 dB na frequência de ressonância.

Figura 17 – Parâmetro S_{11} da antena.

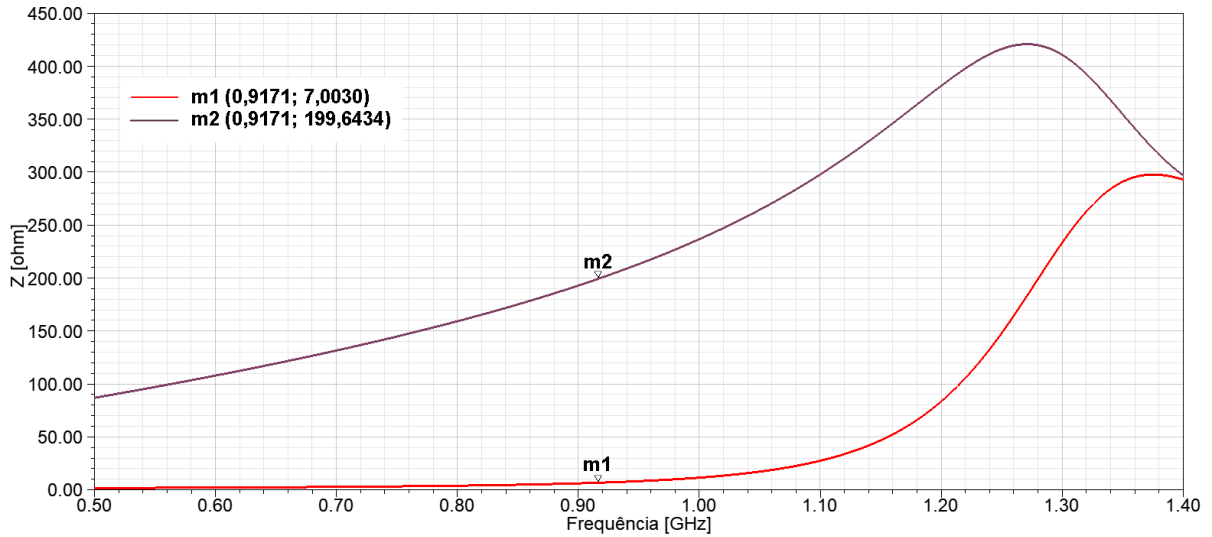


Fonte: Próprio autor.

Na Figura 18, observa-se que a reatância de entrada da antena tem valor muito próximo da reatância do *chip*, garantindo a frequência de ressonância bem próxima da desejada. Porém, comparando a resistência da antena e do *chip*, nota-se que seus valores não são muito próximos, o que leva à um aumento das perdas de retorno (S_{11}). No entanto, de acordo com o

que foi abordado na seção 2.2.4 de antenas, verifica-se que há um bom casamento de impedância, uma vez que o $S_{11} \leq -10$ dB.

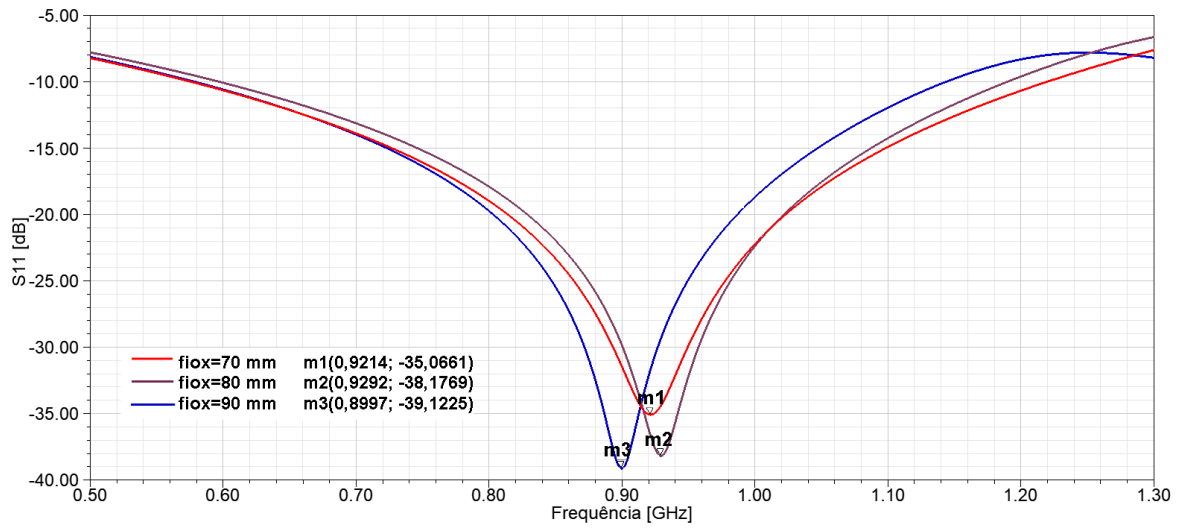
Figura 18 – Impedância de entrada da antena.



Fonte: Próprio autor.

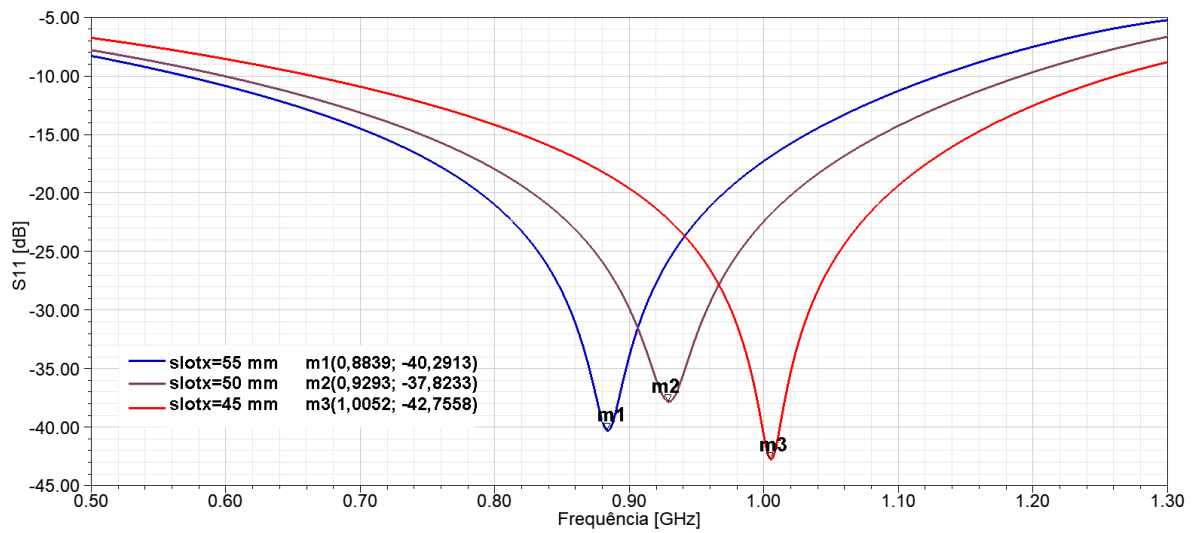
Esta simulação também foi realizada diretamente no HFSS, sem exportar do *software Ansoft Designer*, com o intuito de parametrizar a estrutura e analisar a frequência de ressonância ao se variar algumas dimensões da etiqueta. O valor de ressonância obtido, considerando as mesmas dimensões que foram utilizadas no modelo 3D exportado do *Ansoft Designer*, foi de 929,3 MHz aproximadamente. No geral, serão consideradas as mesmas dimensões da Figura 15 na análise a seguir, com exceção que uma delas irá variar. Foram analisados três casos como pode-se observar nas Figuras 19, 20 e 21: variando o comprimento da parte condutora (fiox), variando o comprimento da fenda (slotx) e variando a largura da fenda (sloty), respectivamente, e em todos eles observou-se uma diminuição na frequência de ressonância ao aumentar a respectiva dimensão e um aumento dessa ao diminuir a dimensão.

Figura 19 – Parâmetro S_{11} variando o comprimento da parte condutora.

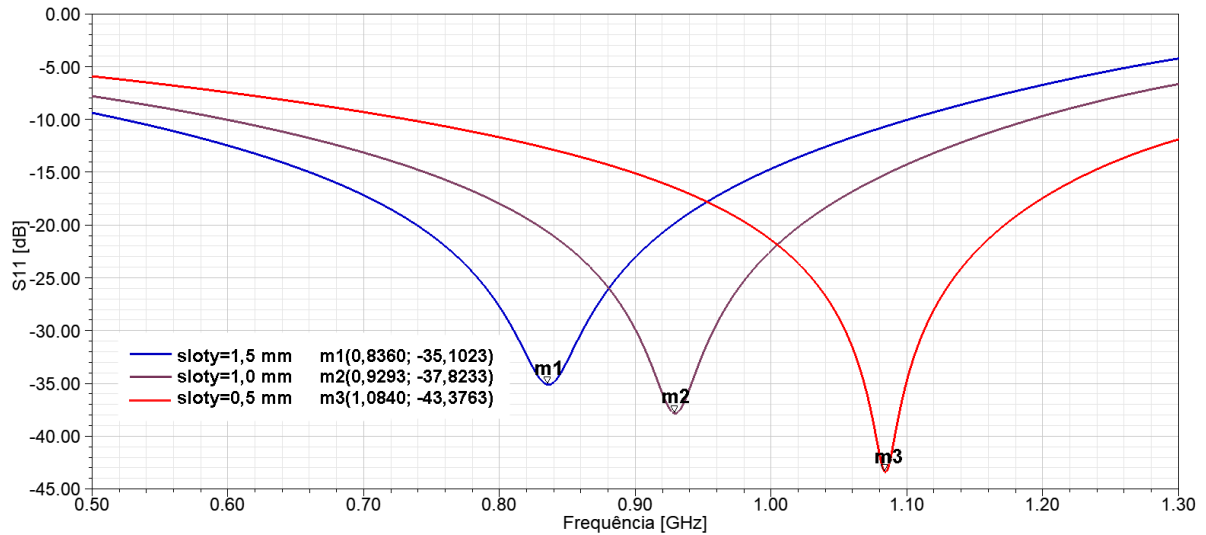


Fonte: Próprio autor.

Figura 20 – Parâmetro S_{11} variando o comprimento da fenda.

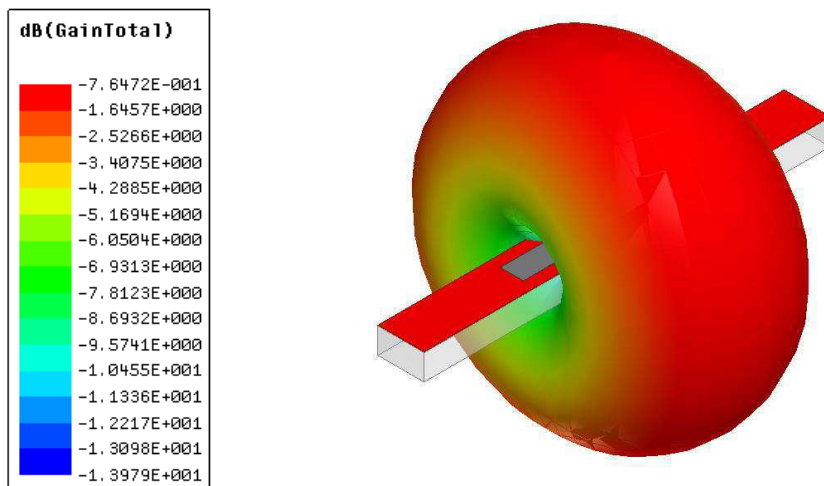


Fonte: Próprio autor.

Figura 21 – Parâmetro S_{11} variando a largura da fenda.

O diagrama de irradiação da etiqueta RFID pode ser visualizado na Figura 22. Observa-se que apresenta o mesmo padrão omnidirecional que de um dipolo clássico, ou seja, tem uma irradiação uniforme ao redor do plano normal à porta de alimentação e irradiação nula no eixo maior (60).

Figura 22 – Diagrama de irradiação.



4.3 CONFECÇÃO

Tentou-se realizar a confecção com o fio condutor, o qual é enrolado em uma bobina plástica, sendo ideal para uso em máquinas de costura. Antes da confecção com o fio condutor, foram realizados alguns testes com linha de costura normal, a fim de detectar o

melhor ajuste da máquina de costura para a aplicação e como realizar a costura de modo a percorrer toda a área que seria preenchida com o condutor sem a necessidade de cortar o fio para garantir a continuidade elétrica. Na Figura 23, é possível observar algumas tentativas que foram realizadas nesse intuito.

Figura 23 – Testes de confecção da antena com linha de costura.



Fonte: Próprio autor.

Porém, ao tentar realizar a costura com o fio condutor (Figura 24), obteve-se bastante dificuldade. Pelo fato do fio condutor ser mais grosso que a linha de costura normal, ele se partia na máquina ao tentar costurar, não sendo possível, desta maneira, realizar a confecção da antena com este fio.

Figura 24 – Fio condutor.



Fonte: (64).

Seguindo as mesmas dimensões presentes na simulação para a parte condutora, confeccionou-se a antena aplicando uma tinta condutora (*Electric Paint da Bare Conductive*), presente na Figura 25, na área que seria preenchida pelo fio condutor. Para isso, foram impressos em papel fotográfico adesivo imagens em tamanho real do modelo 2D da etiqueta (Figura 26), os quais serviram como moldes para realização da pintura. Após ser colado o

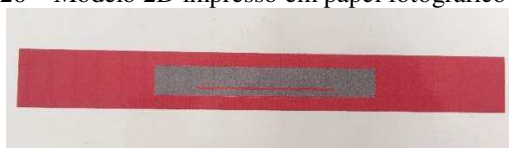
adesivo, a região condutora presente na imagem, bem como a região da porta de alimentação por ser muito pequena, era recortada por meio de um bisturi, a fim de se obter maior precisão no corte, em especial, pelo fato da fenda ter largura de apenas 1 mm, e, então, era removida para realização da pintura (Figura 27). Foram feitos dois testes utilizando para a pintura apenas o pincel observado na Figura 27; porém, parte da tinta vazava para a região da fenda. Então, foi realizado outro procedimento: apoiou-se o tecido um pouco esticado sobre a espuma de polietileno e aplicou-se a tinta com uma esponja, completando a pintura por meio de um pincel mais fino. Após a pintura secar um pouco, retirava-se o molde. A parte do molde correspondente à fenda foi retirada com uma pinça, devido à sua pequena largura. Na Figura 28, é possível observar alguns passos deste último procedimento.

Figura 25 – Tinta condutora (*Electric Paint* da *Bare Conductive*).



Fonte: Próprio autor.

Figura 26 – Modelo 2D impresso em papel fotográfico adesivo.



Fonte: Próprio autor.

Figura 27 – Realização da pintura da área condutora com pincel mais largo.



Fonte: Próprio autor.

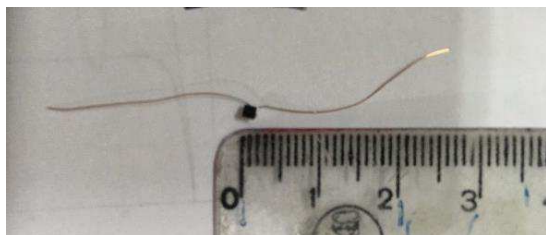
Figura 28 – Passos da confecção correta da antena. (a) Fixação do tecido na espuma de polietileno e colagem do adesivo. (b) e (c) Após pintura da região condutora com esponja e pincel mais fino, foi retirado o molde externo. (d) Retirada do molde da fenda com pinça.



Fonte: Próprio autor.

Não foi possível realizar a solda física do *chip* na antena, uma vez que a tinta condutora não permitia a fixação da solda e no tecido a solda só pegava superficialmente quando aderiria aos pequenos fios presentes na superfície do tecido. Era preciso a utilização de um *chip* que empregasse a tecnologia de acoplamento indutivo, o qual não necessita de solda física (60). Porém, pela ausência deste componente, foram soldados fios condutores bem finos nos pinos do *chip* disponível que seriam utilizados, os quais, posteriormente, foram fixados a antena por meio de pequenos pedaços de fita adesiva dupla face e o fio em excesso foi cortado, a fim de se reduzir as perdas. Na Figura 29, pode-se observar alguns passos para fixação do *chip* à antena.

Figura 29 – Passos da fixação do *chip* à antena. (a) *Chip* com finos fios condutores soldados à dois de seus terminais. (b) Corte do excesso de fio. (c) Estrutura resultante.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Próprio autor.

Uma observação é que a tinta condutora utilizada pode ser removida com água e sabão.

O tecido, contendo a antena e o *chip*, foi fixado a uma espuma de polietileno por meio de fita adesiva dupla face, colocada apenas nas extremidades da espuma (Figura 30).

Figura 30 – Etiqueta RFID passiva para monitoramento da frequência respiratória.



Fonte: Próprio autor.

4.4 MEDIÇÕES E RESULTADOS

As medições foram realizadas no Laboratório de Metrologia (LabMet) da UFCG. Inicialmente, não se conseguiu obter nenhuma comunicação entre a etiqueta e o leitor devido à um mau contato na etiqueta entre a antena e o *chip*. Porém, ao se pressionar um dos terminais do *chip* e o próprio *chip*, conseguiu-se a comunicação entre a etiqueta e o leitor, apesar da dificuldade de encontrar o ponto exato a ser pressionado e a intensidade desta pressão. Os testes foram realizados, portanto, pressionando-se um dos terminais do *chip* e o próprio *chip*, o que proporcionou uma melhor fixação dos terminais do *chip* à antena, fixação esta que não se estava conseguindo apenas com a fita adesiva dupla face.

Na primeira medição, foi utilizada a montagem presente na Figura 31. Com a etiqueta na horizontal, variou-se a distância d para detectar o valor do RSSI em cada distância e determinou-se a máxima distância entre a etiqueta e a antena acoplada ao leitor, na qual era possível a comunicação RFID entre eles, que foi de 47 cm. Com a etiqueta na posição vertical, também se detectou a máxima distância entre eles capaz de permitir a comunicação RFID (39 cm). A antena utilizada acoplada ao leitor apresenta um ganho de 8 dBic (decibéis em relação a uma antena isotrópica com polarização circular) e opera na faixa de frequência de 865-956 MHz. Os resultados desta medição estão presentes no Quadro 3 a seguir. Como pode-se observar no Quadro 3, foram realizadas apenas 20 tentativas de leitura da etiqueta pelo leitor, obtendo-se sucesso em todas elas; porém, apenas com a distância de 30 cm na posição horizontal foi possível escrever na etiqueta. A FCC exige uma distância mínima de 20 cm entre a antena transmissora e o corpo humano (60, 67).

Quadro 3 – Resultados da primeira medição.

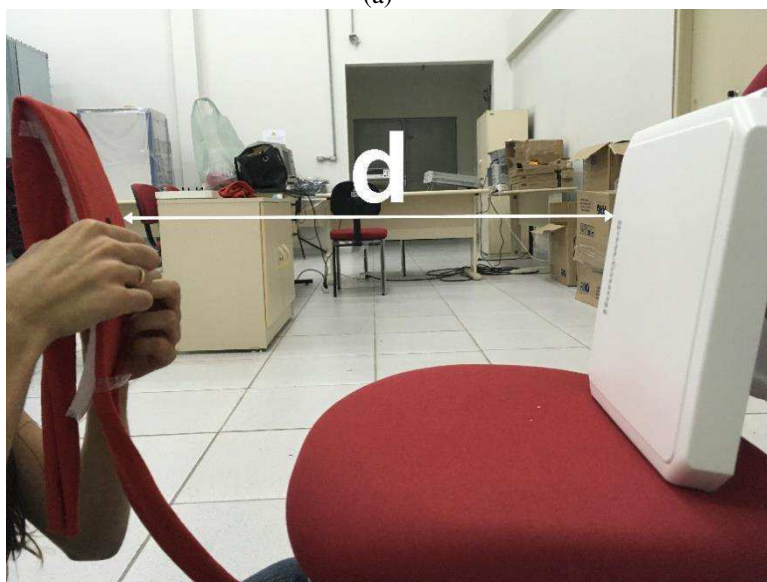
Distância (d) (cm)	Posição	Etiqueta lida			Etiqueta escrita
		RSSI Médio (dBm)	Contagem	Desvio Padrão (σ)	RSSI (dBm)
30	HORIZONTAL	-54,975	20	0,506828373	-54,1
38	HORIZONTAL	-57,76	20	0,776788259	-
42	HORIZONTAL	-56,03	20	0,762299154	-
47	HORIZONTAL	-60,22	20	0,289136646	-
39	VERTICAL	-58,335	20	0,680643078	-

Fonte: Próprio autor.

Figura 31 – Configuração da primeira medição. (a) Etiqueta na horizontal. (b) Etiqueta na vertical.



(a)



(b)

Fonte: Próprio autor.

Uma segunda configuração de medição está apresentada na Figura 32, na qual o objetivo foi coletar os dados de variação do RSSI com os movimentos respiratórios a partir do leitor e com estes plotar o gráfico da Figura 33, no qual podemos observar a frequência respiratória, obtendo-se valores de RSSI menores durante a inspiração. Com base neste gráfico, é possível observar cerca de 7 ciclos de respiração. Como o gráfico corresponde a um período de tempo de 30 segundos e a frequência respiratória é o número de ciclos por minuto, nota-se que a frequência respiratória seria de aproximadamente o dobro deste valor (14 irm), o que é condizente com o esperado, uma vez que a frequência respiratória de um adulto é entre 12 e 20 irm. Durante esta medição, foram realizadas inspirações profundas e expirações lentas,

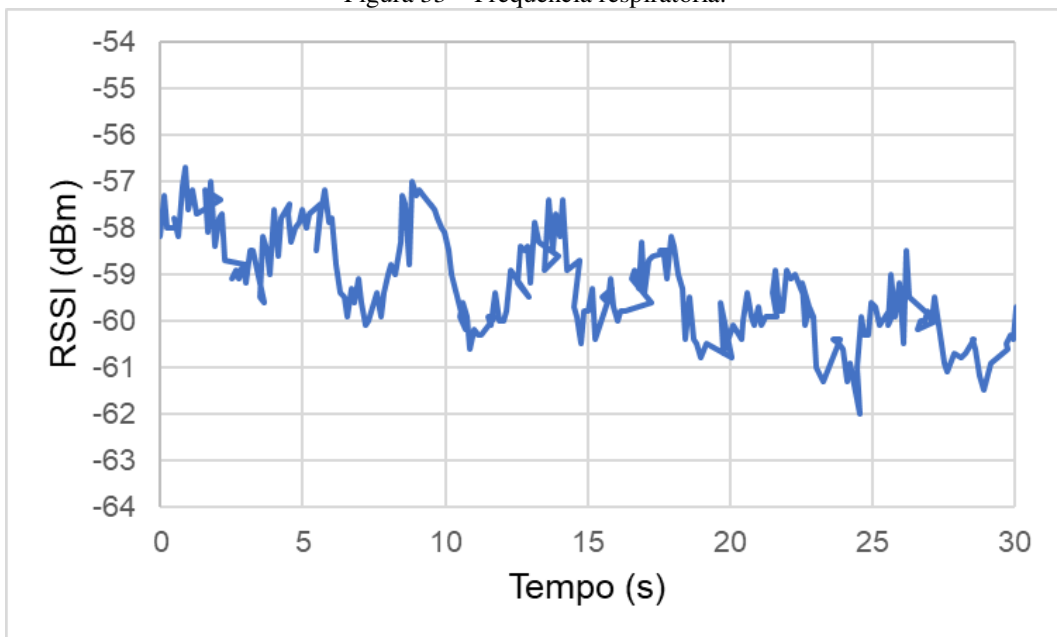
com o intuito de se observar esta variação mesmo o sinal sendo de baixa potência e tendo a ele adicionado um ruído.

Figura 32 – Configuração da segunda medição.



Fonte: Próprio autor.

Figura 33 – Frequência respiratória.



Fonte: Próprio autor.

5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho, foi observada a aplicação da tecnologia RFID para monitoração da frequência respiratória, que constitui um sinal vital importante e cujo monitoramento contínuo é essencial em certas condições de saúde. Notou-se ser uma tecnologia capaz de realizar este monitoramento de modo prático, confortável, sem a necessidade de fios conectados ao indivíduo ou a observação direta pelos profissionais do setor de saúde, bem como sem a necessidade do uso de baterias.

A tinta condutora mostrou ter boa condutividade elétrica, uma vez que, apesar das dimensões simuladas terem sido com base no uso do fio condutor e não ser possível realizar a soldagem física, foi capaz de realizar a comunicação RFID.

Para obtenção de resultados mais consistentes, seria de grande valia utilizar um *chip* que empregasse a tecnologia de acoplamento indutivo, tentar refazer a simulação considerando as propriedades dessa tinta condutora e considerando uma camada de impermeabilizante sobre a camada condutora, uma vez que esta tinta pode ser removida com água e sabão, de modo a obter as dimensões da estrutura de forma otimizada para o caso do uso da tinta condutora.

Foi possível o desenvolvimento de habilidades da aluna no âmbito de pesquisa por meio de consulta bibliográfica, a fim de se obter informações sobre as aplicações de RFID no monitoramento de sinais vitais. Com relação as simulações, observou-se ser de grande valia por facilitar a escolha da geometria da etiqueta com suas respectivas dimensões. As medições no laboratório puderam colocar a aluna em contato com os componentes da tecnologia RFID, familiarizando-se com esta tecnologia e podendo ver seu funcionamento na prática.

Após a realização da revisão bibliográfica, simulações e medições no laboratório, percebe-se que as aplicações desta tecnologia no setor de saúde são de grande interesse por permitir a obtenção dos sinais vitais de modo contínuo e permitir a comunicação sem fio, o que é bastante atrativo, principalmente associado ao desenvolvimento da Internet das Coisas (IoT).

Como trabalhos futuros, é possível citar: análise de outros materiais condutores que garantam a flexibilidade da etiqueta RFID passiva, utilização do *chip* com acoplamento indutivo, processamento do sinal obtido, no intuito de detectar o padrão normal de respiração e anormalidades, como apneia, dispneia e bradipneia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) AGEZO, S. et al. Battery-free RFID heart rate monitoring system. In: 2016 IEEE WIRELESS HEALTH (WH), 2016, Bethesda. **Proceedings...** IEEE Xplore: IEEE, 2016. p. 1-7.
- (2) FINKENZELLER, K. **RFID handbook: fundamentals and applications in contactless smart cards, Radio Frequency Identification and Near-Field Communication**. 3. ed. West Sussex: John Wiley & Sons, 2010. 480 p.
- (3) 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 (IoTDDI), 2017, Pittsburgh. **Proceedings...** IEEE Xplore: IEEE, 2017. p. 197-202.
- (4) LANDT, J. The history of RFID. **IEEE Potentials**, IEEE, v. 24, n. 4, p. 8-11, 2005. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/1549751/>>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (5) HUANG, C. **An Overview of RFID technology, application, and security/privacy threats and solutions**. [S.l.], 2009. Disponível em: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.175.9165&rep=rep1&type=pdf>>. Acesso em: 30 out. 2017.
- (6) CHAWLA, V.; HA, D. S. An overview of passive RFID. **IEEE Communications Magazine**, v. 45, n. 9, p. 11-17, 2007. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/4342873/>>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (7) 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...** IEEE Xplore: IEEE, 2008. p. 203-208. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/4425973/>>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (8) ABREU, C. M. V. **Monitorização da frequência respiratória com software modular para um sensor optoeletrônico de profundidade**. Projeto de Graduação (Graduação em Engenharia de Controle e Automação) - Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2015.
- (9) RAO, K. M.; SUDARSHAN, B. G. A review on different technical specifications of respiratory rate monitors. **International Journal of Research in Engineering and Technology**, [S.l.], v. 4, n. 4, p. 424-429, 2015. Disponível em: <<http://esatjournals.net/ijret/2015v04/i04/IJRET20150404075.pdf>>. Acesso em: 25 fev. 2018.
- (10) AL-KHALIDI, F. Q. et al. Respiration rate monitoring methods: a review. **Pediatric pulmonology**, v. 46, n. 6, p. 523–529, 2011.

- (11) 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...** IEEE Xplore: IEEE, 2016. p. 1-6.
- (12) MCVAY, J.; HOORFAR, A.; ENGHETA, N. Theory and experiments on Peano and Hilbert curve RFID tags. In: WIRELESS SENSING AND PROCESSING, 2006, Orlando. **Proceedings...** [S.l.]: [s.n.], 2006.
- (13) ZIGANSHIN, E. G.; NUMEROV, M. A.; VYGOLOV, S. A. UWB baby monitor. In: 2010 5th INTERNATIONAL CONFERENCE ON ULTRAWIDEBAND AND ULTRASHORT IMPULSE SIGNALS, 2010, Sevastopol. **Proceedings...** IEEE Xplore: IEEE, 2010. p. 159-161.
- (14) EQUIPE SABARÁ. **Síndrome da Morte Súbita Infantil**. Hospital Infantil Sabará, São Paulo, nov. 2016. Disponível em: <<http://www.hospitalinfantilsabara.org.br/sintomas-doencas-tratamentos/sindrome-da-morte-subita-infantil/>>. Acesso em: 24 fev. 2018.
- (15) YOO, J. et al. An attachable ECG sensor bandage with planar-fashionable circuit board. In: 2009 INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON WEARABLE COMPUTERS, 2009, Linz. **Proceedings...** IEEE Xplore: IEEE, 2009. p. 145-146.
- (16) 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...** IEEE Xplore: IEEE, 2017. p. 47-53. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7945586/>>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (17) GUIMARÃES, A. L. P. **Estruturas CMOS programáveis para aplicação em eletrônica evolucionária**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2006.
- (18) COMPUTER HOPE. **EEPROM**. Disponível em: <<https://www.computerhope.com/jargon/e/eprom.htm>>. 2017. Acesso em: 04 mar. 2018.
- (19) GODOY, P. V. C. **Tecnologia RFID: uma proposta de sistematização na gestão hospitalar**. 2011. 157 f. Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2011.
- (20) JUNIOR, F. R.; FERRARO, N. G.; SOARES, P. A. T. **Os fundamentos da física 2: termologia, óptica, ondas**. 9. ed. São Paulo: Editora Moderna, 2007. v. 2.
- (21) REVISTABW. Telecomunicações: ondas eletromagnéticas. **Revista Brasileira de Web**, set. 2015. Disponível em: <<http://www.revistabw.com.br/revistabw/telecomunicacoes-ondas-eletromagneticas/>>. Acesso em: 21 fev. 2018.
- (22) CARR, J. J. **Practical antenna handbook**. 4. ed. United States of America: McGraw-Hill, 2001.

- (23) PROPAGAÇÃO DE ONDAS ELETROMAGNÉTICAS. Disponível em: <<http://marte3.sid.inpe.br/col/sid.inpe.br/iris@1905/2005/08.04.03.25/doc/PDFs/09%20-%20CAP3.pdf>>. Acesso em: 20 fev. 2018.
- (24) 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.
- (25) MARQUES, J. M. C. **Análise dos fatores que influenciam a eficiência da tecnologia RFID aplicada a sistemas de produção**. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) - Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012.
- (26) THORNTON, F. et al. **RFID security**. Rockland: Syngress, 2006.
- (27) ROBERTS, C. M. Radio Frequency Identification (RFID). **Computers & Security**, New Zealand, v. 25, n. 1, p. 18-26, 2006.
- (28) ANGELES, R. RFID technologies: supply-chain applications and implementation issues. **Information Systems Management**, Boston, v. 22, n. 1, p. 51-65, 2005.
- (29) PRERADOVIC, S.; KARMAKAR, N. C. Chipless RFID: bar code of the future. **IEEE Microwave Magazine**, IEEE, v. 11, n. 7, p. 87-97, 2010.
- (30) KHAN, M. Z. **Generic RFID application framework**. Thesis (Master of Technology) - Department of Computer Science & Engineering, Indian Institute of Technology, Kanpur, 2008.
- (31) ALVES, R. A.; CHUPEL, R. C. M. **Utilização de RFID passiva com fusão sensorial para detecção de usuários em ambientes prediais**. 2015. 75 f. Trabalho de Graduação (Graduação em Engenharia de Controle e Automação) - Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, 2015.
- (32) AFIXGRAF. **RFID: soluções para identificação automática de dados**. [S.l.], [201-]. Disponível em: <<http://www.afixgraf.com.br/rfid/>>. Acesso em: 19 fev. 2018.
- (33) INTERMEC. **ABCs of RFID: understanding and using Radio Frequency Identification**. White Paper. [S.l.]: [s.n.], 2007.
- (34) WEN, S. et al. A wearable fabric-based RFID skin temperature monitoring patch. In: 2016 IEEE SENSORS, 2016, Orlando. **Proceedings...** IEEE Xplore: IEEE, 2017. p. 1-3.
- (35) PRERADOVIC, S.; NEMAI, C. K. Modern RFID readers. **Microwave Journal**, [S.l.], 13 set. 2007.
- (36) BETANCOURT, D. et al. Square-shape fully printed chipless RFID tag and its applications in evacuation procedures. In: 2015 9th EUROPEAN CONFERENCE ON ANTENNAS AND PROPAGATION (EUCAP), 2015, Lisboa. **Proceedings...** IEEE Xplore: IEEE, 2015. p. 1-5.

- (37) BALANIS, C. A. **Antenna theory: analysis and design**. 3. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2005.
- (38) PENTTILÄ, K. et al. Radio Frequency technology for automated manufacturing and logistics control. Part 2: RFID antenna utilisation in industrial applications. **Int. J. Adv. Manuf. Technol.**, 2006. 31: 116-124.
- (39) DOBKIN, D. M. **The RF in RFID: passive UHF RFID in practice**. [S.l.]: Newnes, 2007.
- (40) ABREU, A. S. **Desenvolvimento de monopolos quase-espaciais para aplicações em sistemas UWB**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Centro de Tecnologia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2009.
- (41) RIBEIRO, J. A. J. **Engenharia de microondas: fundamentos e aplicações**. 1. ed. São Paulo: Érica, 2008.
- (42) ALENCAR, M. S.; QUEIROZ, W. J. L. **Ondas eletromagnéticas e teoria de antenas**. 1. ed. São Paulo: Érica, 2010.
- (43) POZAR, D. M. **Microwave and RF wireless systems**. New York: John Wiley & Sons, 2001.
- (44) LAGES, A. V. S. **Antena MIMO Ultra Banda Larga para comunicações móveis**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Instituto de Tecnologia, Universidade Federal do Pará, Belém, 2015.
- (45) SOFFIATTI, A. **Estudo da atenuação da onda eletromagnética em meios aquosos utilizando técnicas de microondas**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Computação) - Centro de Tecnologia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2014.
- (46) POWELL, J. **Antenna design for Ultra Wideband Radio**. Master of Science in Electrical Engineering - Department of Electrical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, 2004.
- (47) SILVA, J. L. **Estudo do comportamento de antena de microfita com substrato metamaterial**. Dissertação (Mestrado em Sistemas de Comunicação e Automação) - Universidade Federal Rural do Semi-árido, Mossoró, 2015.
- (48) Trintinalia, L. C. **Medida de parâmetros de espalhamento**. 2014. Disponível em: <https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/1577269/mod_resource/content/1/Exp9.pdf>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (49) BROWN, H.; et al. Continuous monitoring in an inpatient Medical-Surgical Unit: a controlled clinical trial. **The American Journal of Medicine**, [S.l.], v. 127, n. 3, p. 226-232, 2014. Disponível em: <[http://www.amjmed.com/article/S0002-9343\(13\)01072-3/fulltext](http://www.amjmed.com/article/S0002-9343(13)01072-3/fulltext)>. Acesso em: 02 mar. 2018.

- (50) MOORMAN, J. R. et al. Mortality reduction by heart rate characteristic monitoring in very low birth weight neonates: a randomized trial. **The Journal of Pediatrics**, 2011. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3215822/>>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (51) MILLER, M. S. et al. Neonatal bradycardia. **Progress in pediatric cardiology**, v. 11, n. 1, p. 19-24, 2000. Disponível em: <[http://www.ppc-journal.com/article/S1058-9813\(00\)00032-1/fulltext](http://www.ppc-journal.com/article/S1058-9813(00)00032-1/fulltext)>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (52) DISTÚRBIOS DO SONO. **Apnéia do Sono**. Disponível em: <<http://www.disturbiosdosono.net/apneia-do-sono.shtml>>. Acesso em: 24 fev. 2018.
- (53) U.S. CONSUMER PRODUCT SAFETY COMMISSION. **Infants and toddlers can strangle in baby monitor cords**. Disponível em: <<https://www.cpsc.gov/s3fs-public/5066.pdf>>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (54) FONSECA, A. M. et al. A sudden infant death prevention system for babies. In: 2014 IEEE 16th INTERNATIONAL CONFERENCE ON E-HEALTH NETWORKING, APPLICATIONS AND SERVICES (HEALTHCOM), 2014, Natal. **Proceedings... IEEE Xplore: IEEE**, 2015. p. 525-530.
- (55) LINTI, C. et al. Sensory baby vest for the monitoring of infants. In: INTERNATIONAL WORKSHOP ON WEARABLE AND IMPLANTABLE BODY SENSOR NETWORKS (BSN'06), 2006, Cambridge. **Proceedings... IEEE Xplore: IEEE**, 2006. p. 1-3
- (56) ZHAO, F. et al. Remote measurements of heart and respiration rates for telemedicine. **PloS one**, v. 8, n. 10, 2013. Disponível em: <http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0071384>>. Acesso em: 02 mar. 2018
- (57) AARTS, L. A. M., et al. Non-contact heart rate monitoring utilizing câmara photoplethysmography in the neonatal intensive care unit - a pilot study. **Early human development**, v. 89, n.12, p. 943-948, 2013. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378378213002375?via%3Dihub>>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (58) 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... IEEE Xplore: IEEE**, 2015. p. 4403-4406.
- (59) TODA BIOLOGIA.COM. **Inspiração e expiração pulmonar**. Disponível em: <https://www.todabiologia.com/anatomia/inspiracao_expiracao.htm>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (60) 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, 2016. Disponível em: < <http://ieeexplore.ieee.org/document/7458913/> >. Acesso em: 02 mar. 2018.

- (61) VORA, S. A.; MONTGOMERY, O. C.; KURZWEG, T. P. Method for uterine contraction monitoring with passive RFID tags. In: 2017 IEEE EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL & HEALTH INFORMATICS (BHI), 2017, Orlando. **Proceedings...** IEEE Xplore: IEEE, 2017. p. 213-216.
- (62) CARVALHO, A. P.; CARVALHO, L. P.; CARVALHO, J. N. Caracterização Eletromagnética de Materiais da Construção Civil na Faixa de Microondas. In: MOMAG 2016, 2016, Porto Alegre. **Proceedings...** [S.l]: [s.n.], 2016.
- (63) PORTAL EDUCAÇÃO. **Frequência respiratória (FR)**. Disponível em: <<https://www.portaleducacao.com.br/conteudo/artigos/enfermagem/frequencia-respiratoria-fr/32335>>. Acesso em: 25 fev. 2018.
- (64) SPARKFUN ELECTRONICS. **Conductive Thread Bobbin - 12m (Smooth, Stainless Steel)**. Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/products/13814>>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (65) NXP. **SL3S4011_4021: UCODE I²C**. Disponível em: <https://www.nxp.com/products/identification-and-security/smart-label-and-tag-ics/ucode/ucode-ic:SL3S4011_4021>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (66) EM: TALK. **Tutorial HFSS 1**. Disponível em: <http://www.emtalk.com/tut_1.htm>. Acesso em: 04 mar. 2018.
- (67) FEDERAL COMMUNICATIONS COMMISSION. **FCC review of RF exposure policies**. Disponível em: <<https://www.fcc.gov/document/fcc-review-rf-exposure-policies>>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (68) ALBUQUERQUE, C. D. A.; LIMA, M. C. A. M.; CAMPOS, R. Reabilitação cardiopulmonar em pacientes com limitação ao fluxo aéreo expiratório. **Ágora: Revista de divulgação científica**, Mafra, v. 17, n. 2, p. 60-68, 2010.