



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

JÉSSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO

RELATÓRIO DE ESTÁGIO SUPERVISIONADO

Campina Grande
2018

JÉSSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO

RELATÓRIO DE ESTÁGIO SUPERVISIONADO

Relatório de Estágio Supervisionado submetido à Coordenação de Graduação em 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.

Local de Estágio: Laboratório de Radiometria (UFCG)

Orientador:

Prof. Dr. Alexandre Jean René Serres

Campina Grande

2018

JÉSSYCA IASMYN LUCENA ARAUJO

RELATÓRIO DE ESTÁGIO SUPERVISIONADO

Relatório de Estágio Supervisionado submetido à Coordenação de Graduação em 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.

Local de Estágio: Laboratório de Radiometria (UFCG)

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 pelo estágio concluído e 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, pela dedicação, por procurar me ajudar e me deixar tranquila em meio às lutas.

Agradeço ao professor Alexandre Jean René Serres que me ajudou nas tarefas desenvolvidas e possibilitou a realização do estágio no Laboratório de Radiometria, ensinando e auxiliando no desenvolvimento da etiqueta RFID.

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.

Agradeço a Camila Caroline Rodrigues de Albuquerque por ter me auxiliado na aprendizagem de ferramentas do *software* de simulação e ter mostrado apoio e disposição para me ajudar.

Agradeço a Simões pela ajuda e pela confecção da etiqueta.

Agradeço a Carolina Cavalcanti Pedrosa e Silva pelo conhecimento passado da utilização do *software* do leitor RFID, o que proporcionou a realização das medições.

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

Este relatório apresenta as atividades realizadas pela aluna Jéssyca Iasmyn Lucena Araujo durante o Estágio Supervisionado no Laboratório de Radiometria do Departamento de Engenharia Elétrica (DEE), da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), tendo como orientador o professor Alexandre Jean René Serres e supervisor o professor Edmar Candeia Gurjão. O estágio teve como finalidade o estudo e desenvolvimento de uma etiqueta RFID passiva no substrato FR4 para monitoramento da frequência respiratória, operando na frequência de 915 MHz. As simulações foram realizadas no *software Electronics Desktop* da ANSYS. Após a simulação, foram realizadas a confecção e medições da etiqueta, observando o desempenho desta na aplicação considerada.

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

ABSTRACT

This report presents the activities performed by the student Jéssyca Iasmyn Lucena Araujo during the Supervised Internship at the Radiometry Laboratory of the Department of Electrical Engineering (DEE), Federal University of Campina Grande (UFCG), having as advisor professor Alexandre Jean René Serres and supervisor professor Edmar Candeia Gurjão. The internship was designed to study and develop a passive RFID tag on the FR4 substrate for respiratory frequency monitoring, operating at the 915 MHz frequency. Simulations were performed on ANSYS's Electronics Desktop software. After the simulation, the making and measurements of the tag were performed, it was observed the performance of this in the application considered.

Keywords: Radio frequency. RFID. Passive tag. Vital sign. Respiration. Monitoring.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Laboratório de Radiometria (UFCG).	11
Figura 2 – Ilustração de um sistema RFID típico.	12
Figura 3 – Componentes básicos de uma etiqueta RFID.	13
Figura 4 – Monitoramento da frequência respiratória a partir das variações do RSSI.	17
Figura 5 – Modelo em 2D da etiqueta RFID passiva com suas dimensões.	19
Figura 6 – Modelo em 3D da etiqueta RFID passiva.	19
Figura 7 – Parâmetro S_{11} da antena.	20
Figura 8 – Impedância de entrada da antena.	21
Figura 9 – Dimensões variadas.	21
Figura 10 – Parâmetro S_{11} variando o comprimento da região condutora.	22
Figura 11 – Parâmetro S_{11} variando o comprimento da fenda.	22
Figura 12 – Diagrama de irradiação.	23
Figura 13 – Etiqueta RFID passiva confeccionada.	23
Figura 14 – Dimensões da etiqueta RFID passiva confeccionada. (a) Comprimento da etiqueta. (b) Largura da etiqueta. (c) Comprimento da fenda. (d) Largura da fenda. (e) Dimensão da etiqueta comparada ao dedo indicador.	24
Figura 15 – Configuração da primeira medição. (a) Para a distância de 30 cm. (b) Para as distâncias de 35 cm, 45,5 cm e 48 cm.	26
Figura 16 – Configuração da segunda medição.	27
Figura 17 – Frequência respiratória.	27

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
1.1 OBJETIVOS DO ESTÁGIO	9
1.2.1 Objetivo Geral	9
1.2.2 Objetivos Específicos	10
1.2 LOCAL DO ESTÁGIO	10
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	11
2.1 TECNOLOGIA RFID	11
2.2 SISTEMA RFID PASSIVO PARA MONITORAMENTO DE FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA.....	15
2.3 <i>SOFTWARE ELECTRONICS DESKTOP</i> DA ANSYS	17
3 DESENVOLVIMENTO DE ETIQUETA RFID PASSIVA PARA MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS.....	18
3.1 SIMULAÇÕES	19
3.2 CONFECÇÃO	23
3.3 MEDIÇÕES E RESULTADOS.....	24
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	28
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	29

1 INTRODUÇÃO

Este documento, apresentado na forma de relatório, descreve as principais atividades desenvolvidas pela estagiária Jéssyca Iasmyn Lucena Araujo durante o estágio supervisionado no Laboratório de Radiometria da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), tendo como orientador o professor Alexandre Jean René Serres e supervisor o professor Edmar Candeira Gurjão. O estágio foi realizado no período de 30 de outubro de 2017 a 23 de fevereiro de 2018, sendo possível contabilizar a carga horária de 210 horas e atendendo aos requisitos previstos na Resolução Nº 01/2012 do Colegiado do Curso de Graduação de Engenharia Elétrica em consonância com a Lei de Estágio (Lei Nº 11.788/2008).

Durante o período de estágio, realizou-se o desenvolvimento de uma etiqueta RFID passiva para monitoramento da frequência respiratória. Para isso, fez-se uso dos *software Ansoft Designer* e HFSS da ANSYS para realização das simulações da etiqueta e, após determinação dos parâmetros da etiqueta que proporcionasse sua operação na frequência de 915 MHz, esta foi confeccionada e foram executados testes de medição para avaliar o desempenho desta tecnologia na aplicação estabelecida.

O relatório está dividido em quatro capítulos. No capítulo 2, apresenta-se a fundamentação teórica necessária para o desenvolvimento do projeto. O capítulo 3 aborda as atividades realizadas pela estagiária para a construção da etiqueta, incluindo resultados de simulações e medições. Por fim, no capítulo 4, encontra-se as considerações finais com avaliação do estágio.

1.1 OBJETIVOS DO ESTÁGIO

1.2.1 Objetivo Geral

As atividades realizadas durante o estágio tiverem como finalidade o estudo e desenvolvimento de uma etiqueta RFID passiva em substrato FR4, que operasse na frequência de 915 MHz, para aplicação no monitoramento da frequência respiratória.

1.2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos seguem o plano de estágio, que são:

- Pesquisa bibliográfica;
- Aquisição de conhecimento dos *software Ansoft Designer* e HFSS da ANSYS com realização das primeiras simulações;
 - Escolha dos parâmetros da etiqueta RFID passiva;
 - Simulação da etiqueta com os parâmetros especificados;
 - Fabricação da etiqueta simulada;
 - Testes e validação do protótipo no monitoramento da frequência respiratória.

1.2 LOCAL DO ESTÁGIO

O estágio foi realizado no Laboratório de Radiometria (Figura 1), localizado no bloco CJ do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande. O laboratório contém seis computadores, os quais possuem até 64 Gb de RAM. Também possui licenças de *software* comerciais de simulações eletromagnéticas em 2D e 3D de estruturas em altas frequências, como o *Electronics Desktop* da ANSYS e o *Advanced Design System* da Agilent.

Nesse laboratório são desenvolvidos projetos de pesquisa de alunos de graduação, bem como realiza-se atividades da pós-graduação com as seguintes linhas de pesquisa:

- Coleta de energia eletromagnética;
- Dispositivos de radiofrequência;
- Metamateriais;
- Modelagem computacional de efeitos eletromagnéticos;
- RFID e sensoriamento.

Figura 1 – Laboratório de Radiometria (UFCG).



Fonte: Próprio autor.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo é dividido em três seções, as quais apresentam considerações sobre o funcionamento da tecnologia RFID (RFID – *Radio Frequency Identification*), sua aplicação no monitoramento da frequência respiratória, bem como sobre o *software Electronics Desktop* da ANSYS.

2.1 TECNOLOGIA RFID

A Identificação por Radiofrequência (RFID – *Radio Frequency Identification*) é uma tecnologia de comunicação sem fio que utiliza ondas de radiofrequência para transportar dados (1-3). A tecnologia RFID apresenta aplicações em diversas áreas, como (4):

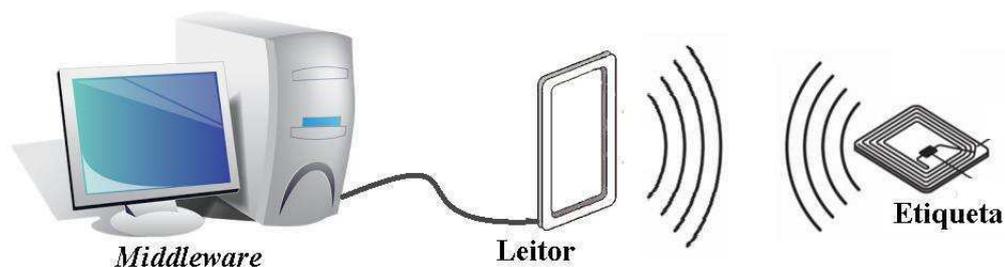
- Cadeia de suprimentos: automação de armazenagem e distribuição, sendo capaz, por exemplo, de mandar avisos de envio; rastreamento de bens, reduzindo as perdas desses; antifalsificação, em que bens originais podem ser identificados pela etiqueta RFID; gerenciamento de estoque, podendo-se ter informações em tempo real do estoque;

- Controle de acesso: é usado como uma chave eletrônica para controlar o acesso a determinados locais ou mesmo equipamentos;
- Pagamento de transporte: sendo utilizado para identificação de pessoa, veículo ou para registrar saldos pré-pagos, como na cobrança de taxas de serviço de trânsito;
- Passaportes: armazenamento das informações do passaporte em etiqueta RFID;
- Segurança automotiva: medida antirroubo;
- Automação de bibliotecas: inventários de livros de maneira mais prática, registros de entrada e saída de livros;
- Cuidados de saúde: rastreamento de equipamentos e pacientes, prevenção de erros de administração medicamentosa, compartilhamento de registros médicos de forma segura, monitoramento de sinais vitais. No caso das aplicações de monitoramento de sinais vitais, é preciso, além de detectar, monitorar e transmitir estes sinais, como o batimento cardíaco, pressão arterial, temperatura corporal, entre outros (5).

Esta diversidade de aplicações está associada ao fato dela oferecer muitas vantagens, entre elas baixo consumo de energia e baixo custo (6).

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 as informações que o leitor recebe (7-8). As etiquetas só podem ser lidas quando estão dentro da zona de interrogação do leitor (7). Na Figura 2, pode-se observar uma ilustração de um sistema RFID típico.

Figura 2 – Ilustração de um sistema RFID típico.

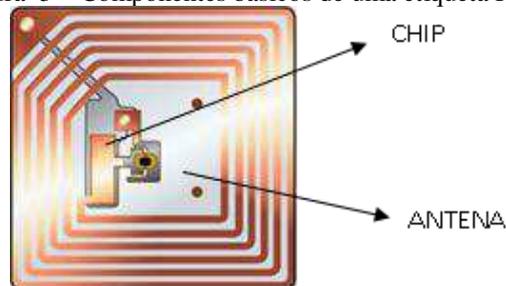


Fonte: Adaptado de (9).

O leitor é um equipamento eletrônico que emite e recebe sinais de rádio, constituindo um transmissor e receptor de radiofrequência. A sua função, como já citado, 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 (10-11).

Por meio da etiqueta RFID é que 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 (12-13). A antena é acoplada ao próprio material da etiqueta (etiquetas passivas) ou integrada ao circuito receptor (etiquetas ativas) (14). Normalmente, o *chip* contém uma memória que permite que dados possam ser gravados, lidos ou até mesmo escritos (12). Na Figura 3, pode-se observar os componentes básicos de uma etiqueta.

Figura 3 – Componentes básicos de uma etiqueta RFID.



Fonte: (15).

As etiquetas RFID com *chip* podem ser (2, 8, 16-17):

- **Passivas:** não possuem fonte de energia interna, obtendo 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. 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.

- **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.

- **Ativas:** que necessitam de uma bateria local. Esta bateria é usada para alimentar o circuito integrado e para transmitir o sinal de saída.

Por possuírem uma fonte de energia própria (bateria), as etiquetas ativas têm um maior alcance de leitura quando comparadas com as etiquetas passivas (7), uma vez que a bateria dá a estas etiquetas capacidade de receber e transmitir informação sem a necessidade de serem alimentadas pelo campo eletromagnético produzido pelo leitor (10, 18). As etiquetas ativas também apresentam maiores dimensões e maior custo quando comparadas às etiquetas passivas (7, 10, 19). A bateria presente nas etiquetas ativas lhes proporciona um tempo de vida útil limitado; ao contrário das etiquetas passivas, que possuem um tempo de vida útil quase ilimitado, são mais leves e mais baratas (10, 19). Outra diferença entre elas 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; já as etiquetas passivas, precisam ser interrogadas pelo leitor para, então, fazer a transmissão das informações (10).

O tratamento, filtragem e gestão do volume de dados que são obtidos das etiquetas pelo leitor é de responsabilidade do *middleware*, proporcionando uma utilização eficiente das informações (10).

Os sistemas de RFID possuem antenas tanto nas etiquetas quanto acopladas aos leitores e estas são responsáveis por emitir e receber os sinais de radiofrequência (10, 20). Um dos parâmetros importante das antenas é a perda de retorno (RL), a qual indica a qualidade do casamento de impedância, sendo dependente do valor do parâmetro S_{11} (coeficiente de reflexão de entrada) (21), conforme mostra a Equação (1) a seguir (21-22):

$$RL = -20\log|S_{11}|. \quad (1)$$

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 (21-22) e a RL é igual a 10 dB quando o módulo do coeficiente de reflexão é aproximadamente um terço (23).

As etiquetas RFID passivas são projetadas para funcionarem principalmente em uma das três faixas de frequência (24):

- Baixa frequência (LF – *Low Frequency*): 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.

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. A Europa utiliza a frequência de 868 MHz para estes sistemas; já os Estados Unidos utilizam 915 MHz (8, 19). A escolha da frequência de operação 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 (10, 25-26).

2.2 SISTEMA RFID PASSIVO PARA MONITORAMENTO DE FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA

O monitoramento contínuo de sinais vitais reduz a taxa de mortalidade de pacientes em situações de risco. Esse monitoramento contínuo permite que os profissionais do setor de saúde consigam intervir de maneira mais rápida ao ser detectada alguma anormalidade nos sinais do paciente, como irregularidades nos batimentos cardíacos, aumento (taquicardia) ou diminuição (bradicardia) da frequência cardíaca, cessação da respiração (apneia), entre outras (27). Condições como apneia e bradicardia exigem esse monitoramento, uma vez que são indicativos de problemas de saúde (27). As apneias podem levar a parada cardíaca se não for detectada em tempo hábil (28). O monitoramento contínuo da frequência cardíaca pode reduzir a mortalidade em neonatos que apresentam baixo peso ao nascer (29). No caso da bradicardia, esta pode ser a primeira ou única manifestação de problemas cardíacos ou mesmo de problemas que não sejam cardíacos (30).

Porém, os equipamentos utilizados na monitoração desses muitas vezes são pesados, adesivos ou precisam ficar amarrados 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 conectados a ele (27-28, 31). Tecnologias que tentam monitorar os sinais vitais sem contato físico já foram pesquisadas, utilizando, por exemplo, câmera de vídeo (32-33) ou tecnologia UWB (*Ultra-Wide Band*) (34); no entanto, elas necessitam de equipamentos caros e seus dados não são tão confiáveis quanto os métodos com contato ou observação direta (27).

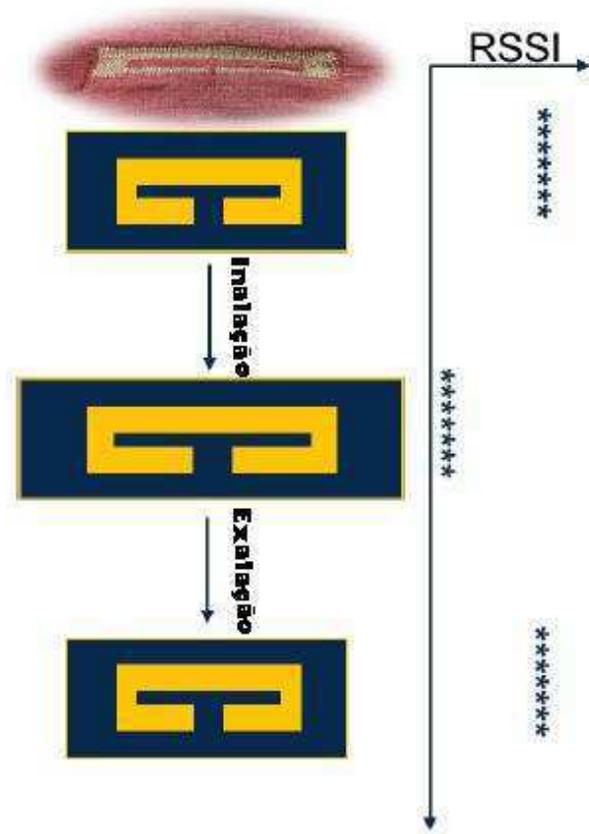
Desta maneira, é desejável uma tecnologia sem fio e eficaz no monitoramento de sinais vitais, sendo a tecnologia RFID passiva uma alternativa, a qual não necessita de bateria. Se o aparelho de monitoramento for compacto e de fácil acesso, pode-se empregar o monitoramento a partir da própria casa do paciente, reduzindo-se, assim, o tempo de

internação (27). Uma das aplicações do sistema RFID neste setor de saúde pode ser o 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 (35).

Considerando-se o sistema apresentado em (36), o qual utiliza um sensor RFID vestível, observa-se que, 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, ou seja, na potência do sinal que o leitor recebe. A antena flexível utilizada muda seu formato durante os movimentos respiratórios (27). Uma forma de conseguir esta antena é costurando fio condutor em uma peça vestível que apresenta certa elasticidade (28, 36). 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 (27-28). Na Figura 4 a seguir, temos o princípio de funcionamento, mostrando a variação do parâmetro RSSI em cada movimento respiratório (27). Outra forma de obter uma antena flexível seria utilizando placas de circuito impresso (PCB - *Printed Circuit Boards*) pequenas e flexíveis integradas em uma peça de roupa (28).

Figura 4 – Monitoramento da frequência respiratória a partir das variações do RSSI.



Fonte: (28).

2.3 SOFTWARE ELECTRONICS DESKTOP DA ANSYS

Alguns *software* comerciais, como o *Ansoft Designer* e HFSS da ANSYS, são bastante utilizados em simulações de etiquetas RFID. O *software Electronics Desktop* da ANSYS apresenta uma interface única que integra, além de outros, os *software* HFSS e *Ansoft Designer*, facilitando a utilização destes para simulações eletromagnéticas de circuitos e sistemas (37). Estes *software* permitem que engenheiros criem, otimizem e validem os circuitos e sistemas antes da construção física do protótipo, reduzindo, assim, os gastos com a confecção para realização do teste de funcionamento (38).

O HFSS integra simulação, visualização e modelagem de sólidos em 3D, empregando o Método dos Elementos Finitos (FEM) (39), o qual precisa da construção de uma malha fina para definir as coordenadas locais da superfície em análise. Para cada ponto desta malha é associado os parâmetros do material constituinte, como permissividade, permeabilidade,

condutividade e tangente de perdas, e a equação diferencial é substituída por equações de diferença. Quanto mais refinada é a malha, maior é a precisão dos resultados (40). Por meio deste *software*, é possível obter-se parâmetros como a frequência de ressonância, diagrama de irradiação, diretividade e impedância de entrada da antena (39).

O *Ansoft Designer* é um programa base em projetos de alta precisão, é uma ferramenta CAD (*Computer Aided Design* - Desenho Assistido por Computador) (41) para circuitos e simulação de micro-ondas (39). “Permite aos usuários modelar e simular dispositivos analógicos, de radiofrequência, e aplicações de sinais mistos” (39). É bem flexível e de fácil uso. Este *software* utiliza o método dos momentos, o qual transforma equações integrais complexas em um sistema de equações lineares e, para isso, é preciso encontrar funções de base e de teste adequadas ao problema, construindo a malha sobre a superfície modelada (38-39, 42).

A estrutura simulada no *Ansoft Designer* pode ser facilmente exportada para o HFSS, no qual se realiza a simulação do modelo 3D, considerando-se, portanto, a espessura das camadas determinadas no modelo 2D do *Ansoft Designer*, sendo possível a obtenção dos resultados com maior precisão.

3 DESENVOLVIMENTO DE ETIQUETA RFID PASSIVA PARA MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS

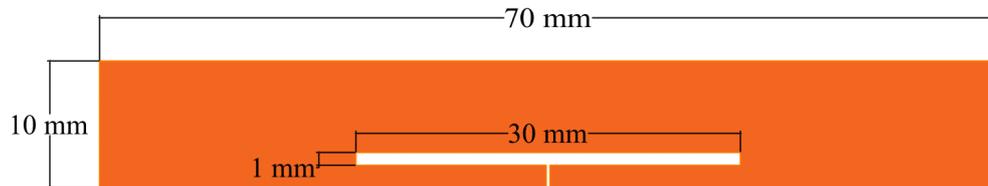
A frequência respiratória em geral é mensurada por meio da observação da movimentação torácica (expansão e retração), contando-se o número de inspirações realizadas em um minuto (43), ou por meio de monitores de sinais vitais.

A etiqueta RFID passiva desenvolvida para o monitoramento da frequência respiratória no estágio visou a obtenção deste parâmetro sem a necessidade da observação direta pelos profissionais de saúde ou de fios conectados ao paciente, proporcionando maior praticidade. Além disso, a etiqueta RFID passiva possui a vantagem de não possuir bateria, o que torna sua vida útil quase ilimitada, e é menor que uma etiqueta ativa (16). O princípio de funcionamento é semelhante ao apresentado na seção 2.2 no que se refere às variações do RSSI devido aos movimentos respiratórios; porém, como foi utilizado um substrato rígido esta variação não é obtida pela variação da antena, mas pelo movimento do abdômen abaixo da etiqueta. Por meio da alteração do RSSI é possível, então, calcular a frequência respiratória.

3.1 SIMULAÇÕES

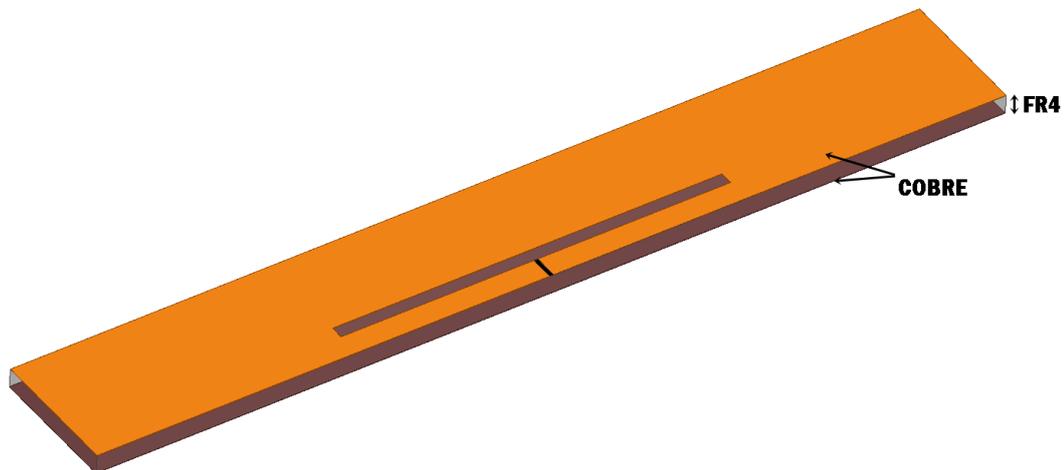
A etiqueta RFID passiva para o monitoramento da frequência respiratória simulada está apresentada nas Figuras 5 e 6 a seguir. A antena da estrutura é do tipo dipolo dobrado, pela sua simplicidade, para posterior confecção em tecido, e pela sua estrutura em *loop* permitir obter uma reatância positiva, o que é necessário para se obter o casamento de impedância entre a antena e o *chip* (36), 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 (36).

Figura 5 – Modelo em 2D da etiqueta RFID passiva com suas dimensões.



Fonte: Próprio autor.

Figura 6 – 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:

- Geometria: material condutor, cobre, com espessura de 0,035 mm;

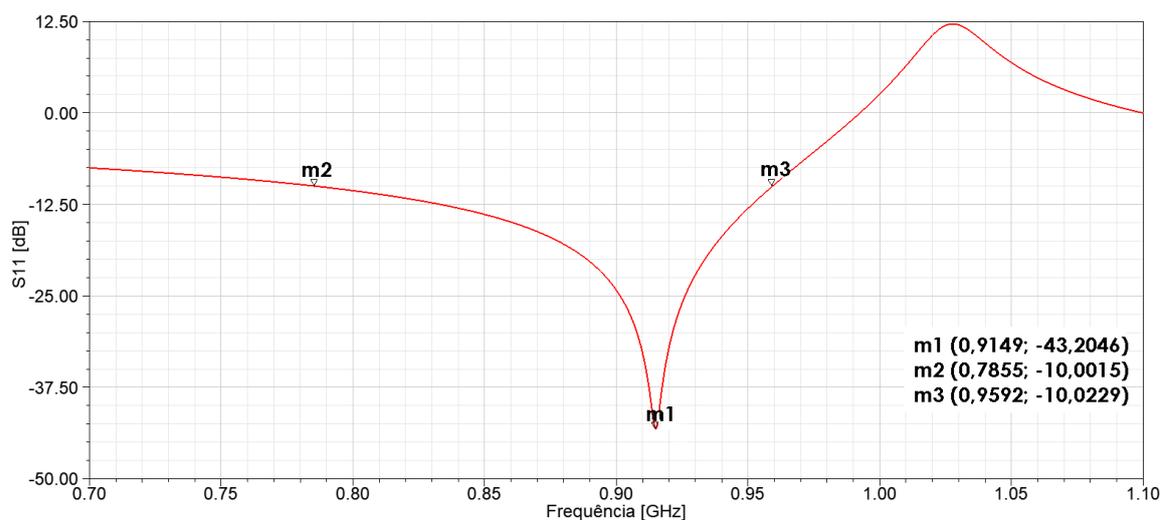
- Substrato: material dielétrico, FR4 ($\epsilon_r = 4,4$; $\tan \delta = 0,019$), com espessura de 1,524 mm;
- Camada refletora: material condutor, cobre, com espessura de 0,035 mm.

Considerou-se uma abertura de 0,3 mm de comprimento por 2 mm de largura onde seria conectado o *chip* SL3S4011_4021 da NXP (44), apesar das suas dimensões serem de 1,6 x 1,6 mm, mas só seria necessário conectar dois de seus pinos já que só seria 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 (45).

A frequência de ressonância obtida na simulação em 3D foi de 914,9 MHz, muito próxima da desejada, e a faixa de frequência correspondente ao $S_{11} \leq -10$ dB foi de 785,5 MHz a 959,2 MHz, cobrindo a faixa de frequência UHF (860 MHz – 930 MHz). A Figura 7 a seguir mostra estes resultados e observa-se que o S_{11} deu -43,2046 dB na frequência de ressonância.

Figura 7 – Parâmetro S_{11} da antena.

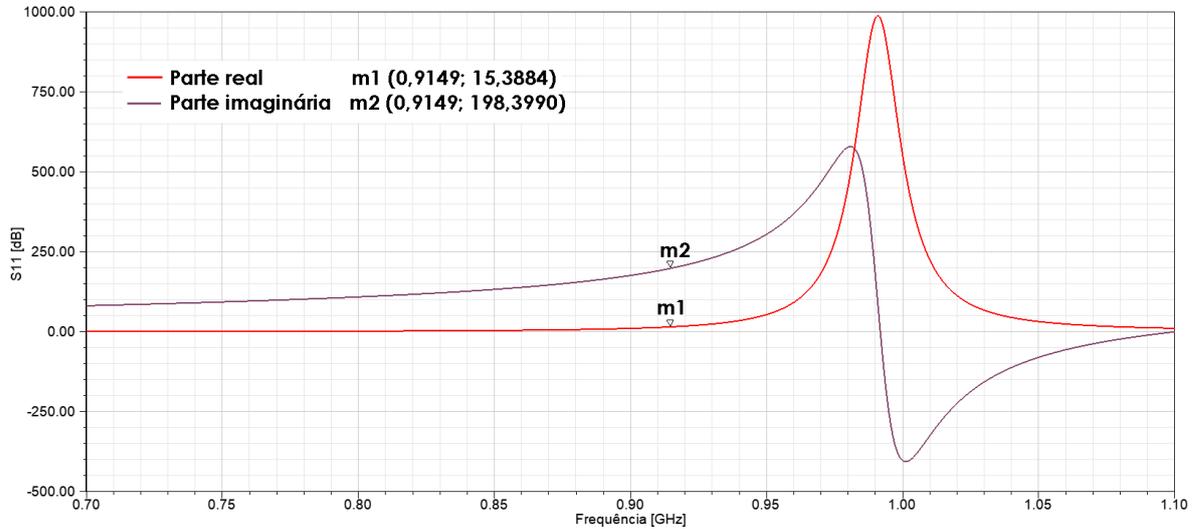


Fonte: Próprio autor.

Na Figura 8, 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. No entanto, de acordo com o que

foi abordado na seção 2.1, verifica-se que há um bom casamento de impedância na faixa em que o $S_{11} \leq -10$ dB.

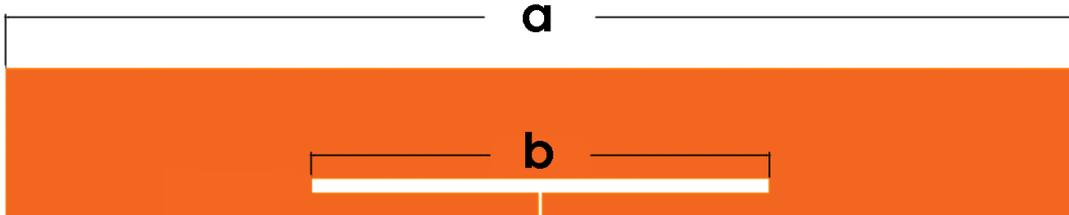
Figura 8 – Impedância de entrada da antena.



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 920,8 MHz aproximadamente. No geral, serão consideradas as mesmas dimensões da Figura 5 na análise a seguir, com exceção que uma delas irá variar, dimensões **a** e **b** indicadas na Figura 9. Pode-se observar nas Figuras 10 e 11 os resultados para a variação do comprimento **a** e do comprimento **b** da fenda, respectivamente, e em ambos se observou uma diminuição na frequência de ressonância ao aumentar a respectiva dimensão e um aumento dessa ao diminuir a dimensão.

Figura 9 – Dimensões variadas.



Fonte: Próprio autor.

Figura 10 – Parâmetro S_{11} variando o comprimento da região condutora.

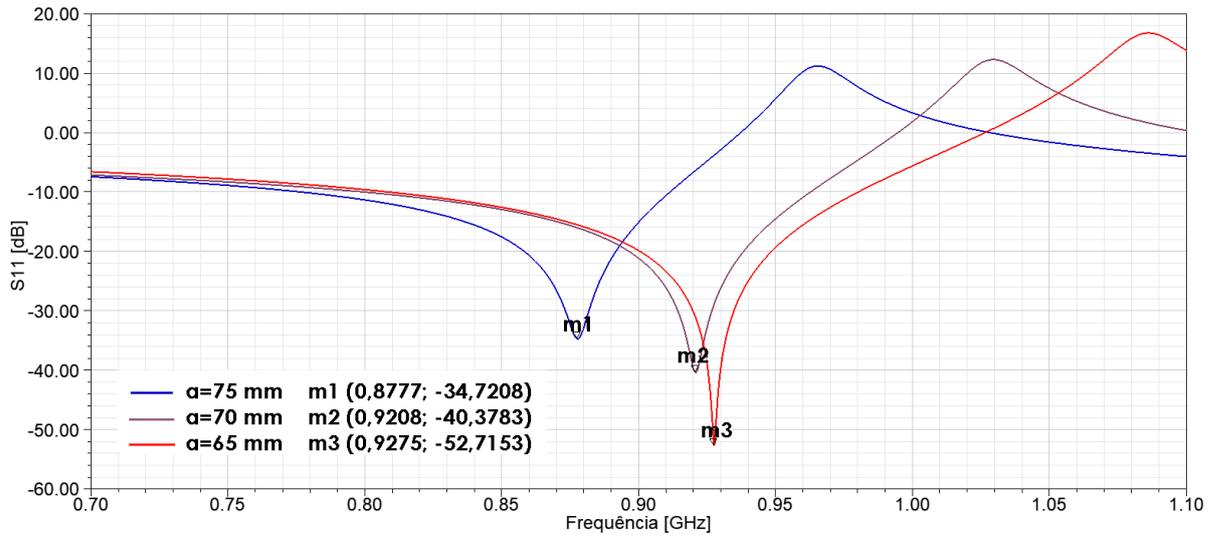
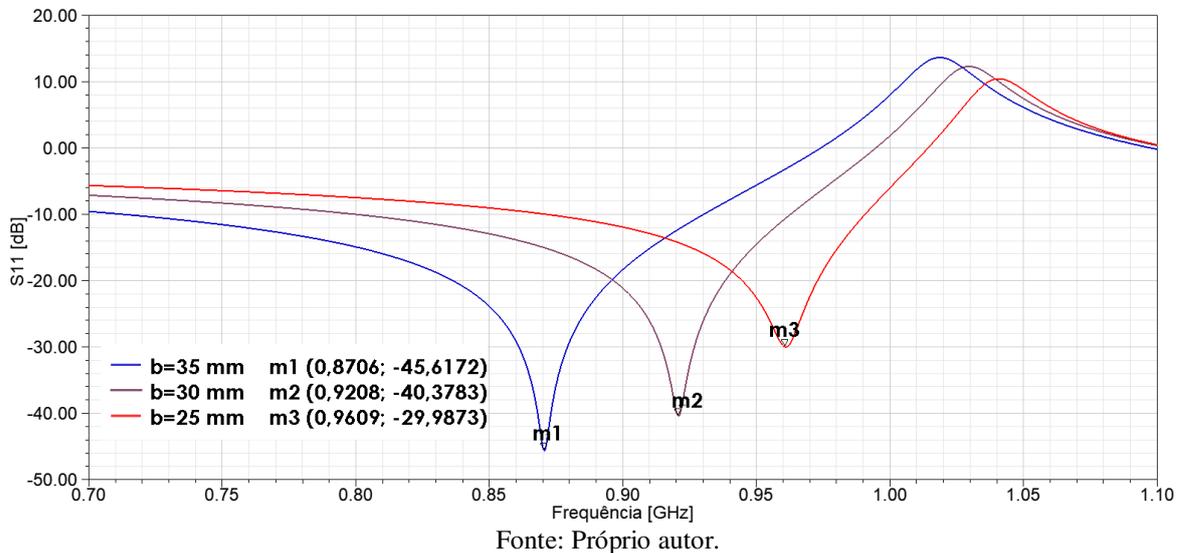
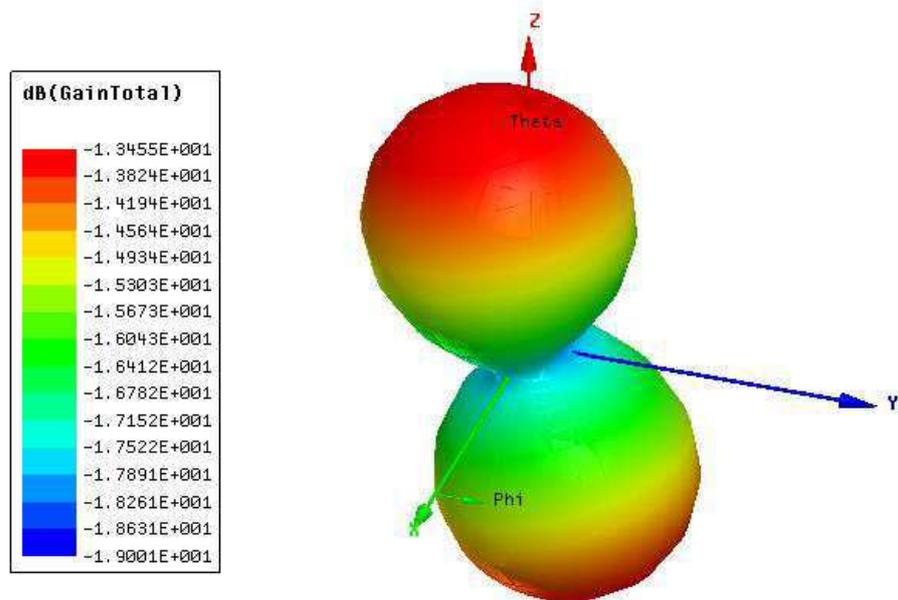


Figura 11 – Parâmetro S_{11} variando o comprimento da fenda.



O diagrama de irradiação da etiqueta RFID pode ser visualizado na Figura 12, no qual é possível observar a necessidade de aumento da espessura da camada refletora, a fim de se evitar a irradiação na parte posterior da antena; porém, este aumento não foi realizado, devido à indisponibilidade de um substrato FR4 com espessura maior. Apesar disso, pelo fato do sinal ser de baixa potência foi possível a realização dos testes.

Figura 12 – Diagrama de irradiação.



Fonte: Próprio autor.

3.2 CONFECÇÃO

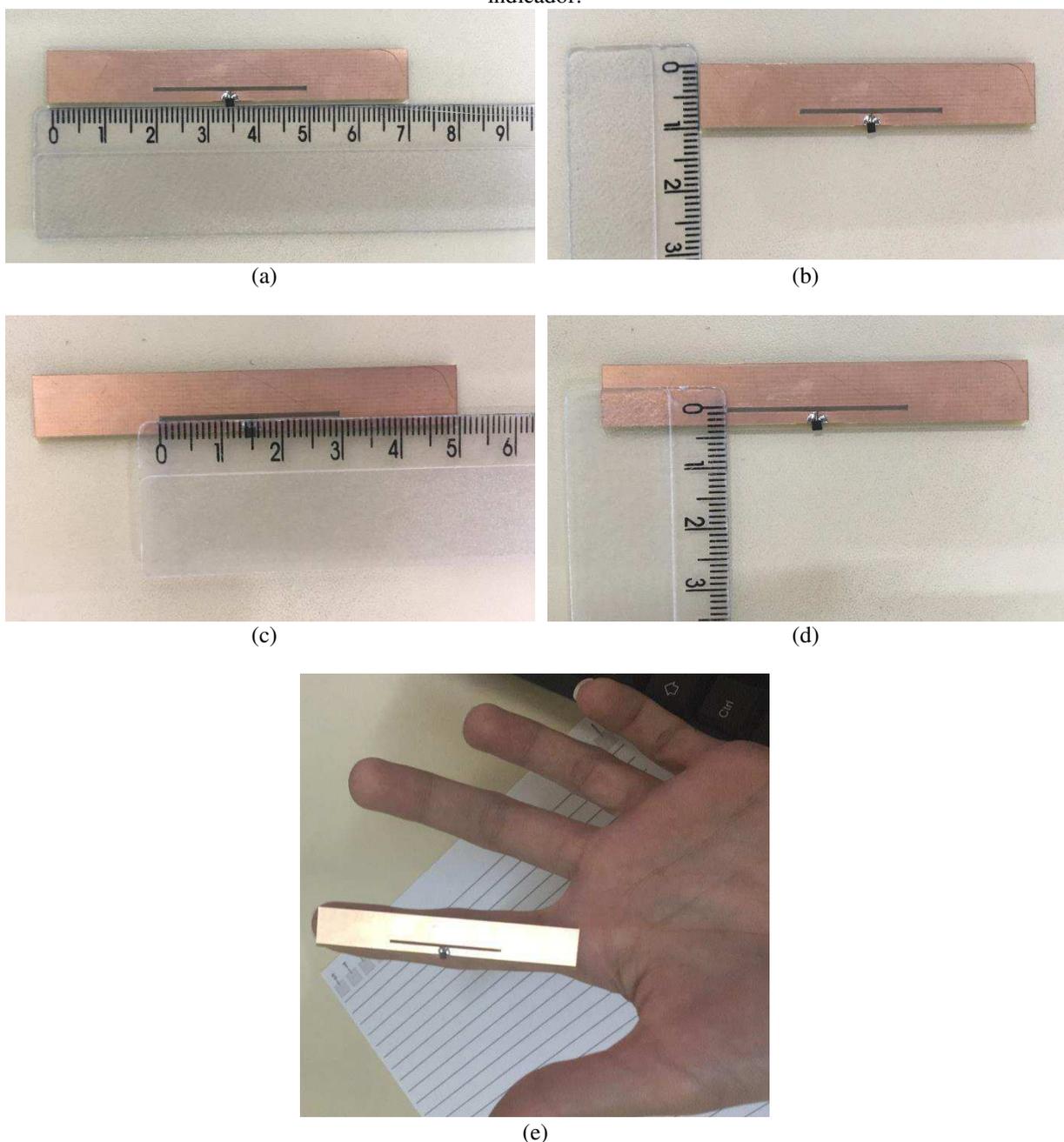
A etiqueta foi confeccionada na Unidade Acadêmica de Engenharia Elétrica da UFCG, utilizando uma fresadora para realizar a raspagem do metal em uma das faces metálicas, obtendo-se o formato desejado, e, posteriormente, realizou-se a soldagem do *chip*. A etiqueta está mostrada na Figura 13, e na Figura 14 pode-se verificar suas dimensões, condizentes com as dimensões simuladas. Como pode-se observar o tamanho da etiqueta é limitado pelo tamanho da antena.

Figura 13 – Etiqueta RFID passiva confeccionada.



Fonte: Próprio autor.

Figura 14 – Dimensões da etiqueta RFID passiva confeccionada. (a) Comprimento da etiqueta. (b) Largura da etiqueta. (c) Comprimento da fenda. (d) Largura da fenda. (e) Dimensão da etiqueta comparada ao dedo indicador.



Fonte: Próprio autor.

3.3 MEDIÇÕES E RESULTADOS

As medições foram realizadas no Laboratório de Metrologia (LabMet) da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG). A antena utilizada nestas medições conectada ao leitor apresenta ganho de 9 dBic (decibéis com relação à uma antena isotrópica de polarização

circular) e opera na faixa de frequência de 902 – 928 MHz, estando em conformidade com a frequência de ressonância de 915 MHz para a qual a etiqueta foi projetada.

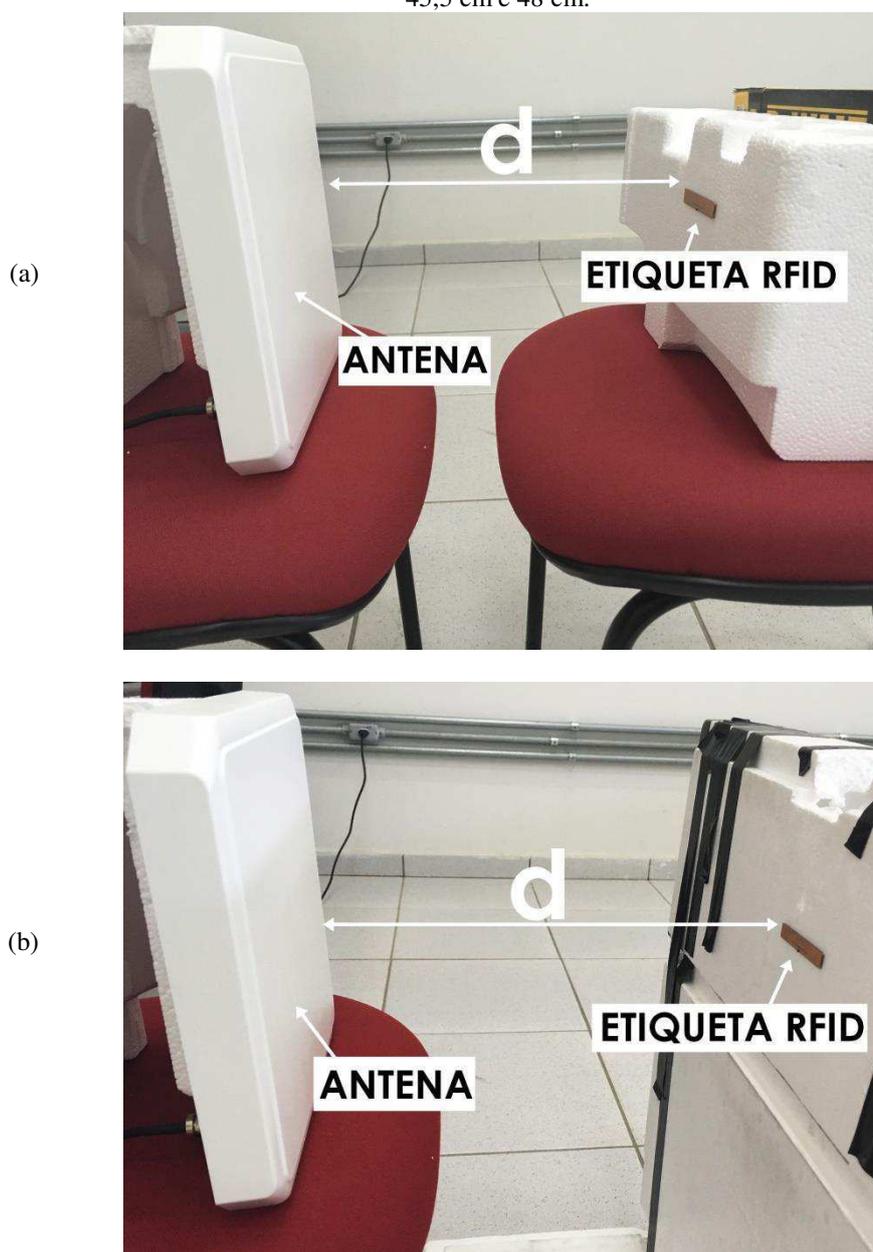
Na primeira configuração de medição, foi utilizada a montagem presente na Figura 15. Variou-se a distância d para detectar o valor médio do RSSI em cada distância e determinou-se a máxima distância entre a etiqueta e a antena acoplada ao leitor, na qual era possível obter a comunicação RFID entre eles, que foi de 48 cm. Os resultados desta medição estão presentes no Quadro 1 a seguir. O leitor foi configurado para realizar 20 tentativas de leitura da etiqueta, obtendo sucesso em todas elas, como pode-se observar pelo número de contagens mostrado no Quadro 1. Além disso, só foi possível realizar a escrita na etiqueta com uma distância $d = 30$ cm. A FCC (*Federal Communications Commission*) exige uma distância mínima de 20 cm entre a antena transmissora e o indivíduo (36, 46), o que foi respeitado. Como pode-se observar, o RSSI diminui à medida que a distância aumenta, o que é esperado, 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.

Quadro 1 – Resultados da primeira medição.

Distância (d) (cm)	LEITURA			ESCRITA
	RSSI Médio (dBm)	Contagem	Desvio Padrão (σ)	RSSI (dBm)
30	-59,245	20	0,47273	-58,5
35	-59,175	20	0,38843	-
45,5	-63,26	20	0,90796	-
48	-64,27	20	1,12299	-

Fonte: Próprio autor.

Figura 15 – Configuração da primeira medição. (a) Para a distância de 30 cm. (b) Para as distâncias de 35 cm, 45,5 cm e 48 cm.



Fonte: Próprio autor.

A segunda configuração de medição está apresentada na Figura 16, na qual o objetivo foi coletar os dados de variação do RSSI com os movimentos respiratórios a partir do leitor e com estes desenhar o gráfico da Figura 17, no qual pode-se observar a variação na frequência respiratória, obtendo-se valores de RSSI menores durante a inspiração. Com base neste gráfico, é possível observar cerca de 10 ciclos de respiração (inspiração mais expiração). 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

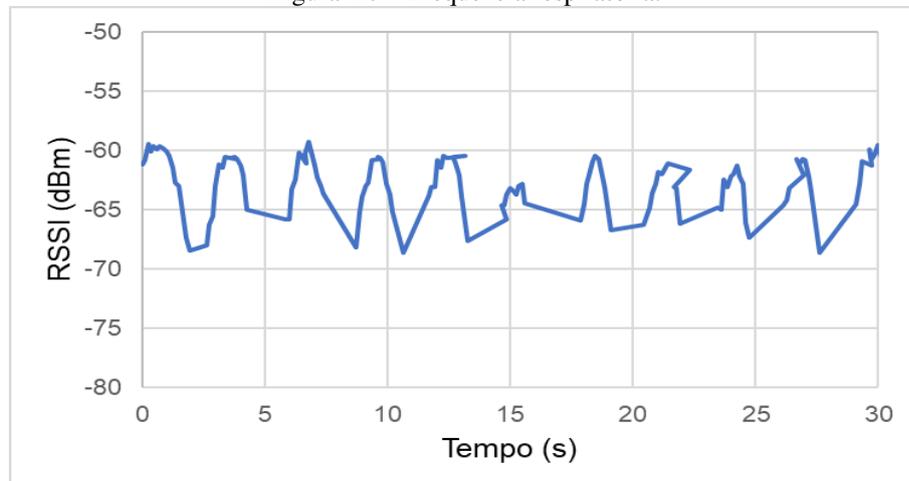
aproximadamente o dobro deste valor (20 irm), o que é condizente com o esperado, uma vez que a frequência respiratória de um adulto fica entre 12 e 20 irm. Durante esta medição, foram realizadas inspirações profundas e expirações lentas, com o intuito de se observar esta variação mesmo o sinal sendo de baixa potência e tendo associado a ele o ruído inerente do meio.

Figura 16 – Configuração da segunda medição.



Fonte: Próprio autor.

Figura 17 – Frequência respiratória.



Fonte: Próprio autor.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste relatório de Estágio Supervisionado, abordou-se algumas das atividades desenvolvidas no Laboratório de Radiometria da UFCG durante o período de estágio, no qual foi possível completar as 210 horas conforme estabelecido na matrícula da disciplina de Estágio Supervisionado.

O Estágio Supervisionado contribuiu para o aprimoramento de conhecimentos adquiridos durante o curso de graduação, em especial aos adquiridos na disciplina de Engenharia de Microondas, sendo de extrema relevância em minha formação acadêmica. Os conceitos apresentados na disciplina de Antenas e Propagação também foram fundamentais para o entendimento da tecnologia utilizada e parâmetros da etiqueta.

O estudo da tecnologia RFID, bem como sua aplicação no monitoramento da frequência respiratória, que é de extrema relevância na avaliação do estado de saúde de pacientes, permitiu a compreensão sobre o funcionamento da estrutura.

As simulações proporcionaram o conhecimento de algumas ferramentas disponíveis no *software Electronics Desktop*, bem como conhecimentos relacionados a própria estrutura trabalhada, possibilitando a análise das melhores dimensões a fim de se obter sua operação na frequência desejada, bem como de outros parâmetros, entre eles a impedância de entrada da antena.

As medições no laboratório permitiram o contato com os componentes da tecnologia RFID, sendo possível familiarizar-se com esta tecnologia ao observar seu funcionamento na prática.

Por fim, pode-se concluir que o objetivo do estágio foi alcançado, mostrando que a tecnologia de Identificação por Radiofrequência é uma alternativa no monitoramento da frequência respiratória, permitindo este monitoramento contínuo sem a necessidade de fios conectados ao indivíduo e a observação direta dos profissionais de saúde, o que é bastante atrativo, principalmente associado ao desenvolvimento da Internet das Coisas (IoT).

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) RODRÍGUEZ, L. et al. **Overview of RFID technology in Latin America**. In: 2012 VI ANDEAN REGION INTERNATIONAL CONFERENCE (ANDESCON), 2012, Cuenca. **Proceedings...** IEEE Xplore: IEEE, 2013. p. 109-112.
- (4) CHAWLA, V.; HA, D. S. An overview of passive RFID. **IEEE Communications Magazine**, v. 45, n. 9, p. 11-17, 2007.
- (5) 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.
- (6) 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...** IEEE Xplore: IEEE, 2017. p. 197-202.
- (7) PRERADOVIC, S.; KARMAKAR, N. C. Chipless RFID: bar code of the future. **IEEE Microwave Magazine**, IEEE, v. 11, n. 7, p. 87-97, 2010.
- (8) 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.
- (9) LOUREIRO, G. S. M.; SOUZA, I. Q.; LOPES, M. G. M. **A tecnologia RFID**. Disponível em: <https://www.gta.ufrj.br/grad/15_1/rfid/tecnologia.html>. Acesso em: 03 mar. 2018.
- (10) 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.
- (11) KHAN, M. Z. **Generic RFID application framework**. Thesis (Master of Technology) - Department of Computer Science & Engineering, Indian Institute of Technology, Kanpur, 2008.
- (12) 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.

(13) AFIXGRAF. **RFID: soluções para identificação automática de dados**. [S.l.], [201-]. Disponível em: <<http://www.afixgraf.com.br/rfid/>>. Acesso em: 19 fev. 2018.

(14) 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.

(15) ROISOFT. **Sistema de controle por rádio frequência RoiRFID**. Disponível em: <<http://www.roisoft.com.br/solucoes/roi-rfid>>. Acesso em: 03 mar. 2018.

(16) 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.

(17) 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.

(18) PRERADOVIC, S.; NEMAI, C. K. Modern RFID readers. **Microwave Journal**, [S.l.], 13 set. 2007.

(19) ROBERTS, C. M. Radio frequency identification (RFID). **Computers & Security**, New Zealand, v. 25, n. 1, p. 18-26, 2006.

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

(21) POWELL, J. **Antenna design for Ultra Wideband Radio**. Master of Science in Electrical Engineering - Department of Electrical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, 2004.

(22) 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.

(23) 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.

(24) GROUT, I.; SILVA, A. C. R. RFID enable sensor system design. In: 2017 INTERNATIONAL ELECTRICAL ENGINEERING CONGRESS (IEECON), 2017, Pattaya. **Proceedings...** IEEE Xplore: IEEE, 2017. p. 1-4.

(25) THORNTON, F. et al. **RFID security**. Rockland: Syngress, 2006.

- (26) ANGELES, R. RFID technologies: supply-chain applications and implementation issues. **Information Systems Management**, Boston, v. 22, n. 1, p. 51-65, 2005.
- (27) 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.
- (28) 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.
- (29) 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.
- (30) 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.
- (31) 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.
- (32) 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
- (33) AARTS, L. A. M., et al. Non-contact heart rate monitoring utilizing câmera 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.
- (34) 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.
- (35) TODA BIOLOGIA.COM. **Inspiração e expiração pulmonar**. Disponível em: <https://www.todabiologia.com/anatomia/inspiracao_expiracao.htm>. Acesso em: 02 mar. 2018.

- (36) 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.
- (37) ESSS. **ANSYS lança versão 16.0**. 2015. Disponível em: <<https://www.esss.co/blog/ansys-lanca-versao-16-0/>>. Acesso em: 03 mar. 2018.
- (38) GOUVEIA, H. M. **Relatório de Estágio Supervisionado**. Campina Grande: Universidade Federal de Campina Grande, 2016. Disponível em: <<https://sites.google.com/a/dee.ufcg.edu.br/cgee/estagios/relatorios>>. Acesso em: 03 mar. 2018.
- (39) ROCHA, J. P. M. et al. Caracterização e confecção de uma antena de microfita para recepção de TV digital e aplicação em notebooks através do Ansoft HFSS. **Revista Principia**, n. 21, 2012.
- (40) ROCHA, J. P. M. R. Análise numérica de antena de microfita para recepção de TV digital e aplicação em notebooks através do Ansoft HFSS. In: VII CONNEPI, 2012, Palmas. **Anais Eletrônicos...** [S.l.]: [s.n.], 2012. Disponível em: <<http://propi.ifto.edu.br/ocs/index.php/connepi/vii/paper/viewFile/2407/2525>>. Acesso: 03 mar. 2018.
- (41) SOUZA, G. **O que é CAD – Computer Aided Design**. 2017. Disponível em: <<https://www.aprenderweb.com.br/blog/cad/o-que-e-cad-computer-aided-design/>>. Acesso: 03 mar. 2018.
- (42) CASIMIRO, A.; LOPES, V.; EMÍDIO, F. **Métodos dos Momentos**. Tecno Visão, Portugal, 2002. Disponível em: <https://sapientia.ualg.pt/bitstream/10400.1/119/1/13_13.pdf>. Acesso em: 03 mar. 2018.
- (43) SILVA, V. P. **Sinais vitais**. 2013. Disponível em: <<http://aenfermagem.com.br/procedimentos/sinais-vitais/>>. Acesso em: 02 mar. 2018.
- (44) 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.
- (45) EM: TALK. **Tutorial HFSS 1**. Disponível em: <http://www.emtalk.com/tut_1.htm>. Acesso em: 04 mar. 2018.
- (46) 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.