



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE**

**Centro de Engenharia Elétrica e Informática**

**Departamento de Engenharia Elétrica**

---

**Relatório de Estágio Integrado Realizado na  
Universidade de Ottawa**

Campina Grande – Paraíba

Outubro de 2011

Aluna: Cynthia Bispo Magalhães Pessoa

Matrícula: 20411246

Estudo de um sistema de recuperação de energia por meio da técnica de  
alimentação sem fio para sensores biomédicos autônomos

Relatório de Estágio Integrado realizado na  
Universidade de Ottawa, apresentado à  
Coordenação de Estágio e Projeto de Engenharia  
Elétrica, do Curso de Graduação em Engenharia  
Elétrica, do Centro de Engenharia Elétrica e  
Informática, da Universidade Federal de Campina  
Grande, em cumprimento às exigências para a  
obtenção do grau de Bacharel em Engenharia  
Elétrica.

Orientador/Universidade: Professor Rômulo Maranhão do Valle

Orientador/Empresa: Professor Mustapha C. E. Yagoub

Campina Grande – Paraíba

Outubro de 2011

## Agradecimentos

À *École Supérieure D'Ingénieurs en Systèmes Industriels Avancés Rhône-Alpes* – ESISAR por me proporcionar a oportunidade de realizar o estágio integrado a Universidade de Ottawa.

Aos meus professores orientadores no exterior, no Canadá o senhor Mustapha C. E. Yagoub, e na França o senhor Tan Phu Vuong, por compreenderem as dificuldades que enfrentei durante a realização deste trabalho e pelo suporte dado no decorrer do semestre, de valiosa colaboração, ao qual sou muito grata.

Ao meu professor orientador da Universidade Federal de Campina Grande, Rômulo Maranhão do Valle, pelas enriquecedoras contribuições.

Ao Professor Talvanes Meneses Oliveira, coordenador do curso de Engenharia Elétrica, por todo o apoio dado no decorrer dos últimos anos e pela capacidade de dirigir a coordenação de Engenharia Elétrica de maneira correta, usando sempre o bom-senso para o desempenho de suas atribuições.

## **Resumo**

A fim de conceber um sistema médico portátil que pode se comunicar por ondas eletromagnéticas, um estudo sobre antenas que podem ser implantadas no corpo humano foi desenvolvido. Para isto, as etapas seguintes foram realizadas: determinação da banda de frequência para implantes médicos; escolha de modelos do corpo humano para ambientes de simulação eletromagnética; e dos tipos de antenas mais usados em aplicações médicas. A antena proposta deverá ser implantada no interior do corpo humano. Ela funciona dentro da banda de frequência MICS 402 – 405 MHz e seu volume é 10 mm x 10 mm x 19 mm. Para detectar o sinal de transmissão, independentemente da posição e orientação da fonte emissora, a antena deve ter um padrão de radiação similar a de uma omnidirecional. A potência máxima fornecida à antena foi determinada de tal maneira que a Taxa de Absorção Específica (SAR) satisfaça aos limites impostos pelos regulamentos e padrões em vigor.

### **Palavras-chave:**

MICS, Modelo de corpo humano simplificado, Miniaturização de antenas, Antenas implantáveis.

## **Abstract**

In order to conceive a portable medical system communicating by electromagnetic waves, a study of antennas that can be implanted in the human body was developed. For this, the following steps were done: determination of the frequency band for medical implants; choice of the human body models to electromagnetic simulation environments; and research of the types of antennas commonly used in medical applications. The proposed antenna should be implanted inside the human body. It operates within the frequency band MICS 402-405 MHz and has a volume of 10mm x 10mm x 19mm. To detect the transmission signal independently of the transmitter position and orientation, the antenna should have a similar radiation pattern when compared to an omnidirectional one. The maximum delivered power for the antenna was determined so that its SAR value satisfies the regulations and standards in use.

### **Keywords:**

MICS, Simplified human body model, Miniaturization of antennas, Implantable antennas.

# Lista de Figuras

Figura 1: Ilustração de um link entre a antena externa e a antena implantada de um sistema médico de comunicação sem fio.....	12
Figura 2: Antena atuando como um transdutor entre a linha de transmissão e o espaço livre.	13
Figura 3: Diferentes tipos de antenas. ....	14
Figura 4: Aproximação da onda plana na região do campo distante.....	15
Figura 5: Exemplo de um padrão de radiação de uma antena omnidirecional.....	16
Figura 6: Diferentes possibilidades para a alocação de antenas dentro do corpo humano. ....	17
Figura 7: Exemplo de diferentes antenas de baixo-perfil usadas em aplicações implantadas. ...	18
Figura 8: Diagrama esquemático que mostra a metodologia usada durante um projeto de antenas implantadas. ....	20
Figura 9: Modelo simplificado para a caracterização e projeto da antena localizada embaixo da pele humana. ....	21
Figura 10: Modelo do corpo humano simplificado para aplicações onde a antena será ingerida. ....	22
Figura 11: Aproximação linear usada no cálculo dos parâmetros a 402 MHz.....	22
Figura 12: PIFA espiral de baixo-perfil.....	23
Figura 13: Perda de retorno para a antena espiral simulada. ....	24
Figura 14: PIFA espiral com ajustes para obter a frequência de ressonância na banda MICS. ....	24
Figura 15: Perda de retorno para a antena modificada da Figura 14. ....	24
Figura 16: Diagrama da co-polarização e da polarização-cruzada, para aplicação embaixo da pele, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) e xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.....	25
Figura 17: Perda de retorno da antena com radiador espiral depois do ajuste para a segunda aplicação. ....	26
Figura 18: Diagrama da co-polarização e da polarização cruzada, para a segunda aplicação, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) e xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.....	26
Figura 19: Diagrama da co-polarização e da polarização-cruzada, da PIFA espiral para o espaço livre, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) and xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.....	27
Figura 20: PIFA serpenteada.....	28
Figura 21: Perda de retorno para a antena PIFA serpenteada. ....	28
Figura 22: PIFA serpenteada com modificações.....	29
Figura 23: Perda de retorno para a antena com radiador serpenteado depois dos ajustes.....	29

Figura 24: Co-polarização e polarização-cruzada nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) and xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente. ....	29
Figura 25: Perda de retorno para a PIFA serpenteada depois dos ajustes para a segunda aplicação. ....	30
Figura 26: Diagrama da co-polarização e da polarização cruzada, para aplicação onde a antena será engolida, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) and xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente. ....	30
Figura 27: Diagrama da co-polarização e da polarização cruzada, da PIFA serpenteada para o espaço livre, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) and xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente. ....	31
Figura 28: Antena de baixo-perfil com três camadas. ....	32
Figura 29: Perda de retorno para a PIFA com três camadas sem modificações. ....	32
Figura 30: PIFA de três camadas com uma diferente localização do pino curto. ....	33
Figura 31: Perda de retorno para a antena com três camadas depois do ajuste. ....	33
Figura 32: Diagrama da co-polarização e da polarização-cruzada, para a aplicação embaixo da pele, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) e xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente. ....	34
Figura 33: Perda de retorno para a PIFA com três camadas após o ajuste para a aplicação onde a antena deverá ser ingerida. ....	34
Figura 34: Diagrama da co-polarização e da polarização cruzada, para a aplicação engolida, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) e xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente. ....	35
Figura 35: Diagrama da co-polarização e da polarização cruzada, para a PIFA com três camadas localizada no espaço livre, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) e xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente. ....	35
Figura 36: Perda de retorno gerada pelo HFSS para a antena PIFA escolhida. ....	37
Figura 37: Padrão de radiação da antena gerado pelo programa HFSS. ....	38
Figura 38: Eficiência de radiação dada pelo HFSS. ....	38
Figura 39: SAR para a aplicação embaixo da pele a 402 MHz. ....	40
Figura 40: SAR para a segunda aplicação a 402 MHz. ....	40

## Lista de Tabelas

Tabela 1: Recapitulação das performances das antenas. ....	36
Tabela 2: Limites da SAR fornecidos pela <i>Health Canada</i> . ....	39
Tabela 2: Estimativa financeira do custo do projeto. ....	46

## Lista de Siglas

DNA – *DeoxyriboNucleic Acid*

ERC – *European Radiocommunication Committee*

FCC – *Federal Communications Commission*

FDTD – *Finite-Difference Time-Domain*

ISM – *Industrial, Scientific, and Medical band*

ITU – *International Telecommunication Union*

MICS – *Medical Implants Communications Services band*

PIFA – *Planar Inverted F Antenna*

RF – *Rádio Frequência*

SAR – *Specific Absorption Rate*

SITE – *School of Information Technology and Engineering*

# Sumário

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>8</b>
<b>2. ESCOLA DE TECNOLOGIA DA INFORMAÇÃO E ENGENHARIA</b> .....	<b>9</b>
<b>3. ESPECIFICAÇÕES</b> .....	<b>9</b>
<b>4. DETERMINAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE OPERAÇÃO DO SISTEMA</b> .....	<b>10</b>
4.1. FAIXA DE FREQUÊNCIAS 402-405 MHZ (MICS).....	11
<b>5. ESTRUTURA RADIANTE</b> .....	<b>12</b>
5.1. VISÃO GERAL DE ALGUNS CONCEITOS SOBRE ANTENAS .....	13
5.2. ANTENAS PARA APLICAÇÕES MÉDICAS .....	17
5.2.1. Projeto e Simulação .....	20
5.2.1.1. Modelo do corpo humano simplificado.....	21
5.2.1.2. PIFA espiral.....	23
5.2.1.3. PIFA serpenteada.....	27
5.2.1.4. PIFA com três camadas.....	31
5.2.2. Comparação entre as Antenas.....	36
5.3. ANTENA ESCOLHIDA .....	37
5.3.1. Avaliação da SAR .....	39
<b>6. CONCLUSÃO</b> .....	<b>41</b>
<b>7. BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>42</b>
<b>8. ANEXO</b> .....	<b>46</b>
8.1. ESTIMATIVA FINANCEIRA.....	46



## 1. INTRODUÇÃO

Nos dias atuais, muitos estudos têm sido realizados para desenvolver redes de sensores sem fio em hospitais e outros estabelecimentos da área de saúde com o intuito de recuperar informações sobre pacientes. Estas informações podem ser transmitidas para a equipe médica através da energia eletromagnética, graças a micro-sensores que podem ser engolidos ou implantados sob a pele dos pacientes em tratamento.

O componente principal de sistemas sem fios implantados é a antena. Diversos são os fatores a serem considerados ao se projetar uma antena que será implantada dentro do corpo humano, incluindo potência consumida, tamanho (miniaturização), frequência, eficiência de radiação e segurança (baixa absorção específica de potência).

Um dos objetivos deste projeto será encontrar uma antena omnidirecional que opere dentro do corpo humano. Uma restrição técnica importante é que a antena deve ser capaz de integrar um sensor com 1 cm x 1 cm x 2 cm de volume. Adicionalmente, a escolha de uma faixa de frequências adequada e compatível com os padrões canadenses para aplicações médicas também será feita.

No decorrer deste trabalho, tópicos como a determinação da faixa de frequências de operação e a escolha de dois modelos para representar o corpo humano em ambientes de simulação eletromagnética serão discutidos.

Com relação ao projeto da antena, tópicos como abordagem geral de antenas, antenas usadas em aplicações médicas e simulação das diferentes configurações de antenas também serão considerados.

## 2. ESCOLA DE TECNOLOGIA DA INFORMAÇÃO E ENGENHARIA

A Escola de Tecnologia da Informação e Engenharia (*School of Information Technology and Engineering - SITE*) foi fundada em 1997 pela fusão do Departamento de Ciências da Computação e do Departamento de Engenharia Elétrica e de Computador. SITE é o centro da Universidade de Ottawa vinculado a pesquisa e ensino em todas as áreas relacionadas à computação, computadores e comunicações.

Em seus quatro maiores programas de formação eles têm mais de 775 estudantes graduandos, muitos deles em cooperativas de educação. Mais de 400 estudantes graduados que trabalham de maneira avançada em Ciências da Computação e em Engenharia Elétrica e de Computador. SITE também oferece formação em informática para diversas outras Faculdades.

Pesquisas avançadas, realizadas em aproximadamente 15 áreas distintas, são financiadas por doações e contratos de milhões de dólares. A Escola, localizada em um dos maiores centros de alta tecnologia do Canadá, aproveita de excelentes relações com muitas empresas locais.

## 3. ESPECIFICAÇÕES

A vida curta tem sido um problema crítico para micro-sensores usados em redes sem fio. Este trabalho é parte de um projeto envolvendo o *design* de um sistema completo capaz de suprir esta necessidade. Tais sistemas são conhecidos como “*rectennas*” (*rectifying antenna*) ou unidades de bateria sem fio. *Rectenna* consiste em um circuito retificador conectado a uma antena. Dessa forma, o projeto do sistema completo é constituído de duas partes: um estudo do sistema radiante e um estudo do sistema de bateria. O presente trabalho irá focar a primeira parte, enquanto que a segunda foi planejada ser estudada paralelamente por outro aluno.

Em geral, dispositivos usados em aplicações médicas têm dimensões pequenas. Portanto, uma restrição técnica importante para este projeto é o tamanho da antena. A antena a ser estudada tem que possuir um diagrama de radiação omnidirecional e deve ser capaz de ser integrada em um sensor cujo tamanho é igual ao de uma cápsula com 10 mm x 10 mm x 20 mm de dimensões.

Neste projeto, as seguintes etapas serão vistas:

- Determinação da frequência de operação;
- Um estudo de estruturas radiantes para se obter as performances previstas;
- Escolha de uma modelo do corpo humano para ambientes de simulação eletromagnética;
- Caracterização e simulação das diferentes antenas no CST;
- Comparação dos desempenhos das antenas simuladas; e
- Escolha da antena.

#### **4. DETERMINAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE OPERAÇÃO DO SISTEMA**

O fenômeno da propagação das ondas eletromagnéticas no corpo humano acontece somente em determinadas bandas de frequência. Por isso é necessário que a fonte emissora transmita uma onda eletromagnética em uma frequência para a qual o corpo humano não seja visto apenas como um obstáculo espalhador, ou seja, frequência que favoreça a sua penetração.

Estudos correntes nesta área tem sido focados na implementação de dispositivos médicos operando em rádio frequências e/ou microondas. Na verdade, estas frequências são escolhidas porque elas são ondas que tem a característica de serem não ionizantes face a que por outro lado, as ondas de frequência muito alta (ultravioleta, raios-X e raios gama), que carregam muita energia, são chamadas ionizantes e podem alterar o DNA de células humanas causando patologias sérias.

Os principais requisitos a serem observados ao se escolher a frequência são:

- A potência de saída (emissão);
- A distorção devido a frequências próximas.

Baseado nestes princípios, a pesquisa acerca da frequência que deve ser usada neste trabalho foi realizada e um conjunto de frequências foi encontrado: 402-405 MHz (YO *et al.*, 2007); 868 MHz (CHANDRAN; CONWAY; SCANLON, 2008); 900 MHz (WOJCIK; TOPA; SZCZEPANSKI, 2005); 13,6 MHz; 1,0 GHz; 2,4 GHz e 5,8 GHz (IBRAHIM; ABRAHAM; RENNAKER, 2007).

Para aplicações externas ao corpo, onde dispositivos médicos são envolvidos como, por exemplo, em tratamento de hipertermia, controle da dor e ablação cardíaca (tratamento para correção de arritmias cardíacas), a União Internacional de Telecomunicações (*International Telecommunication Union - ITU*) permitiu o uso da banda Industrial, Científica e Médica (Industrial, Scientific and Medical band- ISM) que utiliza as frequências 433, 915, 2450 MHz tanto nos Estados Unidos como na Europa (FURSE, 2007).

Dispositivos médicos implantáveis que são usados dentro do corpo humano por um longo período utilizam a banda de frequências MICS (*Medical Implants Communications Services band*) que vai de 402 até 405 MHz. Logo, devido ao fato de que a antena será colocada dentro do corpo humano, a faixa de frequências escolhida para dar continuidade a este trabalho é a banda entre 402 e 405 MHz. As razões por trás dessa escolha serão explicitadas na seção seguinte.

#### 4.1. FAIXA DE FREQUÊNCIAS 402-405 MHz (MICS)

A faixa de frequências 402 – 405 MHz tem sido escolhida pela FCC (*Federal Communications Commission*), Indústria do Canadá e a ERC (*European Radiocommunication Committee*) para a banda de serviços de implantes médicos . Esta faixa de frequências permite uma comunicação rádio bidirecional e também que o paciente em questão esteja usando o marca-passo ou outros implantes eletrônicos.

As principais vantagens de usar esta faixa de frequências são:

- As frequências pertencentes à banda 402 - 405 MHz têm características de propagação favorecendo a transmissão de sinais rádio no corpo;
- O equipamento projetado para operar na faixa 402 – 405 MHz pode satisfazer plenamente os requisitos de dispositivos médicos como tamanho, potência, desempenho da antena implantada e projeto do receptor;
- O uso da banda 402 – 405 MHz é compatível com a alocação da frequência internacional; e
- O uso da banda 402 – 405 MHz não apresenta um significativo risco de interferência com outra operação via rádio nesta banda, uma vez que a potência transmitida é muito baixa (Potência Radiada Efetiva = 25 microwatts).

## 5. ESTRUTURA RADIANTE

Durante os últimos anos, várias aplicações médicas usando estruturas radiantes têm sido amplamente estudadas e relatadas. Exemplos dessas aplicações são listados abaixo (ITO; SAITO e TAKAHASHI, 2007):

- Tratamento (terapias térmicas):
  - Hipertermia eletromagnética; e
  - Terapia de coagulação com microondas.
- Diagnósticos:
  - Ressonância Magnética por Imagem (Magnetic Resonance Imaging – MRI)/fMRI (funcional MRI);
  - Tomografia Computadorizada; e
  - Radiometria.
- Transmissão de informação:
  - Telemedicina; e
  - Cápsula de endoscopia sem fio.

Conforme mostrado na Figura 1, as antenas são estruturas radiantes importantes para aplicações médicas sem fio. Portanto, algumas antenas que podem ser usadas para satisfazer as performances esperadas de sistemas de comunicação sem fio serão estudadas, e a antena que apresentar os melhores resultados será a escolhida para a aplicação deste projeto.

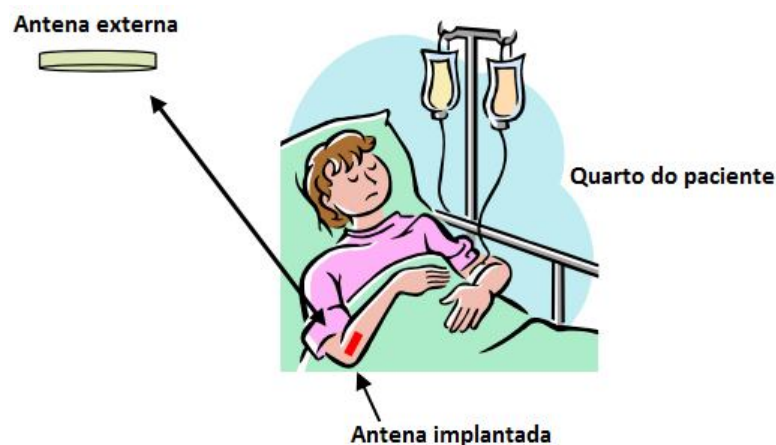


Figura 1: Ilustração de um link entre a antena externa e a antena implantada de um sistema médico de comunicação sem fio.

Fonte: ITO (*Microwave antennas for medical application*, 2007).

Antes de prosseguir com o estudo de antenas para aplicações médicas um resumo sobre conceitos de antenas será visto para que se possa entender melhor os resultados obtidos através dos programas de simulações eletromagnéticas.

## 5.1. VISÃO GERAL DE ALGUNS CONCEITOS SOBRE ANTENAS

Uma antena pode ser definida como um transdutor entre uma linha de transmissão e um meio de propagação de uma onda eletromagnética (normalmente o espaço livre) ou vice versa, como pode ser visto a seguir.

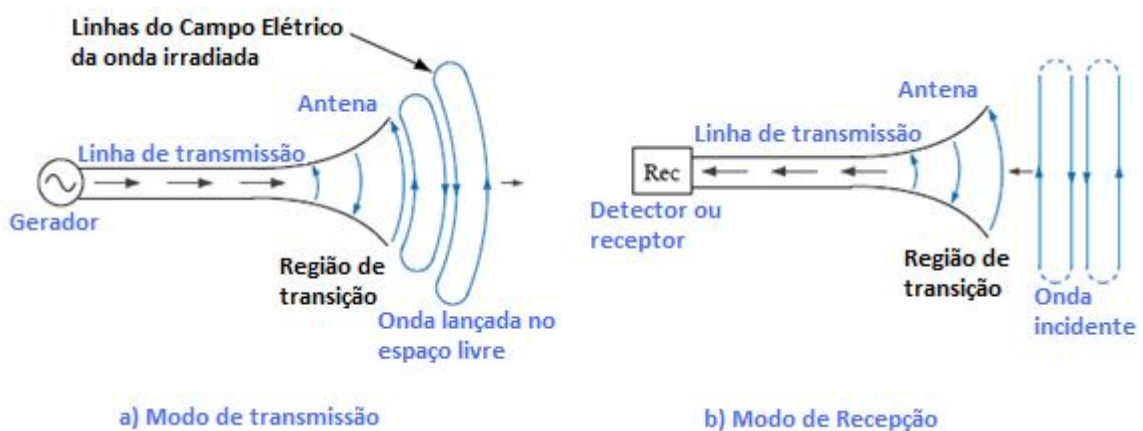


Figura 2: Antena atuando como um transdutor entre a linha de transmissão e o espaço livre.

Fonte: ULABY (*Fundamentals of Applied Electromagnetics*, 2007).

Qualquer condutor ou estrutura dielétrica pode servir como uma estrutura radiante, pois qualquer dispositivo conectado a uma fonte de energia, que produz campos eletromagnéticos em uma região externa, é considerado como uma estrutura radiante (SOARES e SILVA, 2003). Porém, uma antena é projetada para irradiar ou receber energia eletromagnética com propriedades direcionais e polarização adequada para determinada aplicação.

A maioria das antenas são dispositivos recíprocos, ou seja, elas exibem o mesmo padrão de radiação para a transmissão e recepção. Esta propriedade de reciprocidade é muito interessante porque permite a determinação do padrão de radiação de uma antena no modo de transmissão, mesmo que a antena tenha sido projetada para operar como um receptor.

Diferentes tamanhos e formas de antenas, como mostrado na Figura 3, são usadas para diversas aplicações como, por exemplo, telefones celulares, sistemas de comunicação via onda-rádio e sistemas de radares.

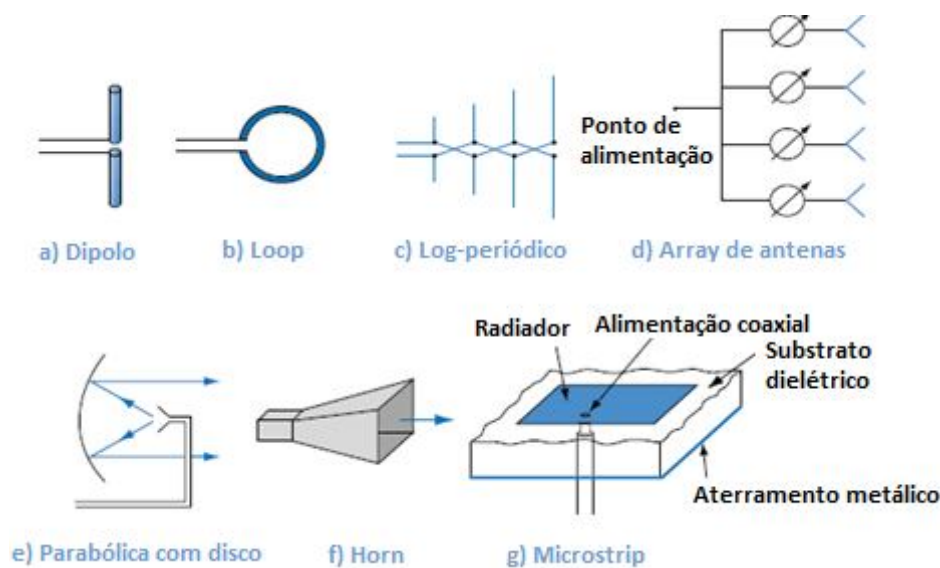


Figura 3: Diferentes tipos de antenas.

Para analisar adequadamente o desempenho das antenas, dois aspectos devem ser cuidadosamente estudados: sua impedância e suas propriedades de radiação. Ambos os aspectos são regidos pela forma, tamanho e material no qual a antena é fabricada.

Para minimizar os efeitos da reflexão na junção linha de transmissão/antena é importante saber a impedância da antena para que esta possa casar com a impedância da linha. A impedância da antena é o parâmetro mais importante a ser considerado para se obter uma máxima transferência de potência entre gerador e a antena, quando a antena é usada como transmissor. Quando a antena é usada como receptor, a impedância considerada é aquela envolvida na transferência de potência da antena para a carga.

As propriedades de radiação incluem seu padrão de radiação direcional e a polarização da onda irradiada pela antena quando a antena é usada no modo de transmissão.

De acordo com SOARES e SILVA (2003), a polarização da onda irradiada é determinada pela direção das linhas de força que compõem o campo elétrico. Se o campo elétrico é posicionado perpendicularmente a superfície da Terra, a onda está polarizada verticalmente ou perpendicularmente. No caso onde o campo elétrico é posicionado de forma paralela a superfície da Terra, a onda estará polarizada horizontalmente ou paralelamente. Se o campo gira como as ondas viajando pelo espaço, ambas as polarizações vertical e horizontal existem, então, a onda pode ter polarização circular ou elíptica.

Como a antena se trata de um dispositivo recíproco, o melhor resultado ocorre quando a antena é orientada na mesma direção que a componente do campo elétrico da onda. Então, uma antena vertical recebe ondas de polarização vertical, e uma antena horizontal recebe ondas de polarização horizontal. É possível analisar este fato observando a co-polarização. Por outro lado, se a antena transmissora e a antena receptora tiverem diferentes polarizações, o efeito pode ser analisado pela polarização-cruzada.

Antes de continuar a discussão sobre o padrão de radiação da antena, é interessante entender o aspecto do campo distante. Quando uma onda é irradiada por uma fonte pontual, sua superfície equifásica tem forma esférica. Entretanto, se a distância ( $R$ ) entre a antena de transmissão e a antena de recepção é suficientemente grande (tendo-se como referência o comprimento de onda do sinal) a onda irradiada pode ser considerada como uma onda plana e a antena receptora é dita estar na região do campo distante da fonte pontual de transmissão. Esta aproximação pode ser entendida de maneira mais clara analisando-se a Figura 4.

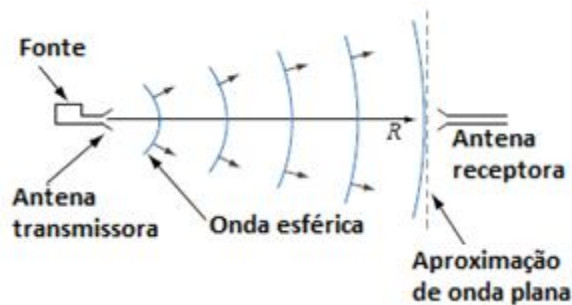


Figura 4: Aproximação da onda plana na região do campo distante.

Fonte: ULABY (*Fundamentals of Applied Electromagnetics*, 2007).

O diagrama de radiação de uma antena (Figura 5) descreve as propriedades direcionais de radiação na região de campo escolhida quando medido a uma distância fixa da antena. Normalmente, é um gráfico tridimensional que mostra a distribuição relativa do campo irradiado ou da densidade de potência como função da direção, no qual a direção é especificada pelo ângulo de zênite ( $\theta$ ) e pelo ângulo de azimute ( $\phi$ ).

Frequentemente é interessante caracterizar a variação de  $F(\theta, \phi)$  na forma de gráficos de duas dimensões em específicos planos no sistema de coordenadas esféricas, onde  $F(\theta, \phi)$  caracteriza o padrão direcional da energia irradiada pela antena. Os dois planos comumente especificados para este propósito são o plano  $\theta$  e o plano  $\phi$ . O plano  $\theta$  é o plano correspondente a um valor constante de  $\phi$ . O plano  $\phi$  é especificado por  $\theta = 90^\circ$ .



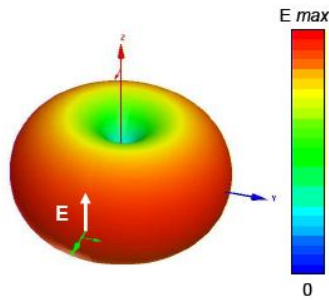


Figura 5: Exemplo de um padrão de radiação de uma antena omnidirecional.

Fonte: DELAVEAU (*Antennes intégrées pour systèmes de télécommunication*).

Assim como o diagrama de radiação da antena, a diretividade da antena, a eficiência irradiada e o ganho, também são características de radiação de uma antena. Além desses, outros conceitos como a frequência de ressonância e a largura de banda serão vistos.

A diretividade da antena ( $D$ ) define a sua capacidade de concentrar a energia radiada em uma determinada região, dando a medida do desempenho da antena na direção de máxima radiação com relação à antena isotrópica (antena ideal que emite a mesma potência média igualmente em todas as direções), apesar de ser possível o uso de uma outra antena que não a isotrópica como referência.

A eficiência de radiação é definida como a razão entre a potência radiada no espaço livre ( $P_{rad}$ ) e a potência total fornecida à antena ( $P_t$ ). A potência radiada é a parte da potência total fornecida para antena que foi radiada para o espaço livre.

O ganho da antena é expresso matematicamente como o produto entre a eficiência de radiação e a diretividade da antena.

A frequência de ressonância de uma antena é a frequência na qual todos os sinais fornecidos a antena são irradiados. Se a antena é alimentada com uma frequência diferente daquela na qual ela ressoa, a maior parte do sinal fornecido será perdido e não será irradiado. Uma antena ressonante irradiará efetivamente um sinal radio para frequências próximas a sua frequência projetada, normalmente somente 2% acima ou abaixo da frequência projetada, de acordo com U. S. MARINE CORPS, (2001). A ressonância pode ser atingida de dois modos: fisicamente (casando o tamanho da antena com a onda) ou eletronicamente (casando a onda com o tamanho da antena).

A banda passante ( $BW$ ) de uma antena é a faixa de frequências em que a antena deve operar adequadamente dentro de certos limites especificados. Estes limites são com relação a qualquer parâmetro que depende da frequência como casamento de impedância, ganho, e/ou as características de radiação (SOARES e SILVA, 2003).

## 5.2. ANTENAS PARA APLICAÇÕES MÉDICAS

O design de antenas para aplicações implantadas no corpo humano é extremamente desafiador. Para estabelecer um link sem fio efetivo e eficiente com dispositivos médicos implantados em tecidos biológicos (aplicações na qual as antenas têm que ser colocadas embaixo da pele) é essencial dar atenção durante o projeto das antenas aos seguintes aspectos:

- Características: tamanho pequeno e baixo custo efetivo; e
- Performances: eficiência de radiação, frequência ressonante, banda passante e baixa taxa de absorção específica.

Existem duas possibilidades diferentes para a alocação de antenas implantadas em tecidos biológicos. A primeira, é implantar a antena em contato direto com o tecido, já a segunda, é colocar a antena em contato indireto com o tecido biológico usando um invólucro de proteção que pode ser uma região preenchida por ar ou por um dielétrico (RAHMAT-SAMII e KIM, 2006). Essas duas maneiras estão mostradas na Figura 6.

A primeira possibilidade requer um pequeno espaço no interior do corpo humano comparado com a segunda, porém apresenta uma maior SAR. Por outro lado, a segunda tem a vantagem de propiciar o uso de vários métodos para melhorar o desempenho da transmissão através da caracterização elétrica do material ao redor da antena.

Uma vez sabendo que a principal especificação para a antena neste trabalho é o tamanho, que deve ser muito pequeno, a segunda alternativa foi descartada.

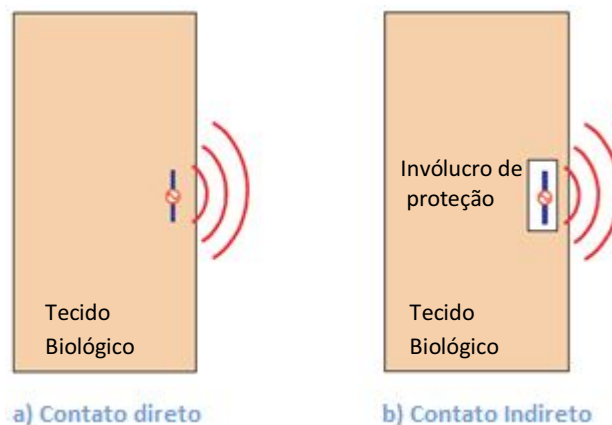


Figura 6: Diferentes possibilidades para a alocação de antenas dentro do corpo humano.

Fonte: RAHMAT-SAMII e KIM (*Implanted Antennas in Medical Wireless Communication*, 2006).

Os tipos de antenas mais usados em aplicações médicas são as antenas dipolo (*wire antennas*) e as antenas de baixo-perfil (*low-profile antennas*). As antenas dipolo, lineares ou curvilíneas, são as mais antigas, simples, baratas, e em muitos casos as mais versáteis para diferentes aplicações. Alguns exemplos de antenas dipolo para aplicações médicas são vistos em (KIM e RAHMAT-SAMII, 2004); (RAHMAT-SAMII e KIM, 2006) e (DURNEY e ISKANDER, 1988).

As antenas de baixo-perfil que aparecem frequentemente na literatura relacionadas com aplicações médicas são as: antena de microfita, encontrada em (IBRAHIM; ABRAHAM e RENNAKER, 2007); (KIM e RAHMAT-SAMII, 2004 [5]); (ITO, 2007); (RAHMAT-SAMII e KIM, 2006); (LIU; YEH e GHAVAMI, 2008) e (SOONTORNPIKIT; FURSE e CHUNG, 2004); e a antena planar em F Invertido (*Planar Inverted F Antenna - PIFA*) vista em (LEE *et al.*, 2007); (KIM e RAHMAT-SAMII, 2004 [10]); (RAHMAT-SAMII e KIM, 2006); (LEE *et al.*, 2008), e (LIU; YEH e GHAVAMI, 2008). Na Figura 7, alguns modelos de antenas de baixo-perfil são mostrados.

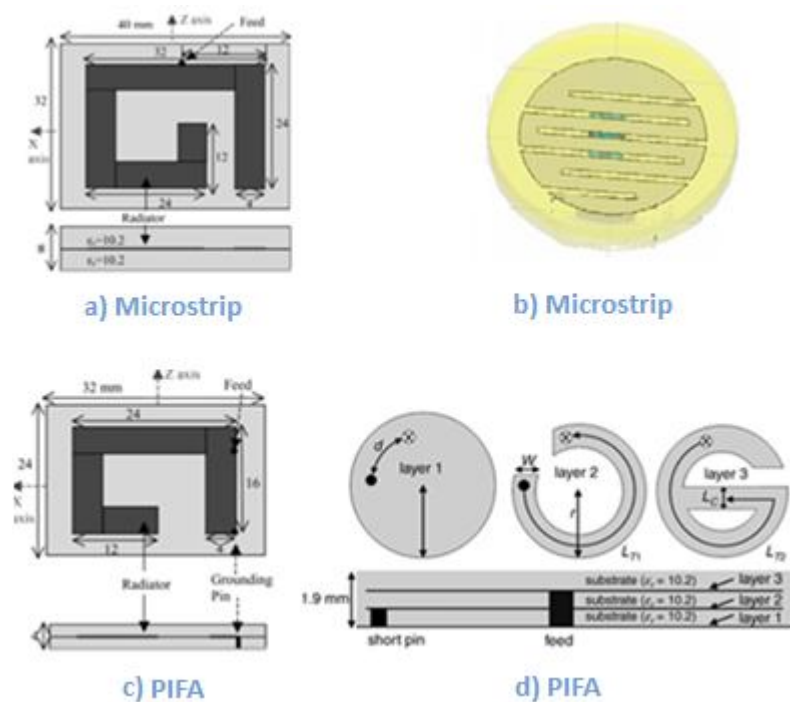


Figura 7: Exemplo de diferentes antenas de baixo-perfil usadas em aplicações implantadas.

A antena de microfita e a planar em F invertido são comumente usadas porque quando comparadas com as antenas tradicionais elas apresentam muitas vantagens:

- Domínio de frequência amplo (entre 100 MHz e 100 GHz);
- Baixo custo de fabricação e possível produção em massa;
- Baixo peso;

- Variedade de configuração;
- Polarização linear e circular; e
- Adaptação e sistemas de alimentação fabricados simultaneamente com as antenas;

No entanto, essas antenas apresentam limitações no desempenho que as antenas tradicionais não costumam apresentar:

- Largura de banda estreita normalmente associada com problemas geométricos e físicos;
- Baixo ganho; e
- Perdas de radiação por ondas de superfícies.

Progressos consideráveis têm sido feitos para melhorar os desempenhos desse tipo de antena. Sua largura de banda pode ser aumentada utilizando-se uma configuração de multicamadas e seu ganho pode ser melhorado criando-se uma rede de antenas.

A implantação de um superstrato com alta permissividade é capaz de proteger os tecidos vizinhos em torno da antena, isto é, a camada de superstrato age como um invólucro de proteção entre o radiador metálico e o tecido humano reduzindo a potência RF nos locais de perdas desse tecido. Além disso, o superstrato também auxilia a antena a ser bem casada a  $50\Omega$ , diminuindo o efeito da alta condutividade dos tecidos humanos.

No mais, radiadores do tipo espiral e do tipo serpente são aplicados para reduzir o tamanho total desse tipo de antena. Uma desvantagem de antenas para dispositivos médicos implantáveis é o fato de o processo de miniaturização trazer alguns efeitos que afetam as características elétricas e de irradiação de uma antena (DELAVEAU), como:

- Características elétricas: resistência de radiação baixa, largura de banda muito estreita, eficiência muito baixa e aumento das perdas nos condutores e dielétricos; e
- Características de irradiação: Baixa diretividade, perda da pureza de polarização, baixa eficiência e diminuição do ganho.

De acordo com CHANDRAN; CONWAY e SCANLON (2008), PIFAs têm um tamanho físico pequeno e sua eficiência de radiação é maior quando comparada a antenas de microfita. Então, neste trabalho, somente PIFAs serão simuladas.

### 5.2.1. Projeto e Simulação

A próxima seção analisará alguns formatos de antenas que podem ser usadas em aplicações médicas implantáveis, uma vez que suas frequências de ressonância estão entre 402 – 405 MHz.

O projeto e a simulação das antenas serão divididos em dois casos. O primeiro considerará uma antena para a aplicação médica em que esta deve se localizar embaixo da pele. E a outra situação irá considerar uma aplicação em que a antena deverá ser engolida. Para ambos os casos as mesmas antenas serão analisadas, porém o ambiente de simulação em torno da antena será diferente. Ao fim, uma comparação entre os desempenhos das antenas será feita.

Uma análise das antenas no espaço livre também será realizada para conhecer o comportamento das antenas testadas sem o ambiente do corpo humano.

A Figura 8 mostra um diagrama esquemático completo da metodologia de pesquisa utilizada no projeto de antenas implantadas no corpo humano para sistemas de comunicação sem fio.

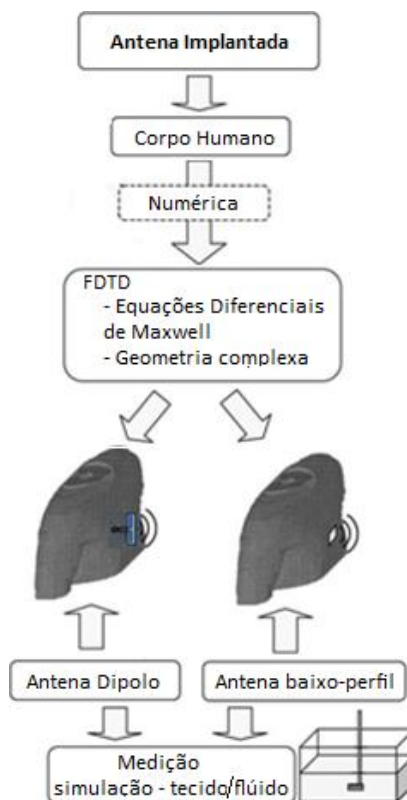


Figura 8: Diagrama esquemático que mostra a metodologia usada durante um projeto de antenas implantadas.

Métodos numéricos como, por exemplo, Função de Green e Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (*Finite-Difference Time-Domain* -FDTD), são implementados para caracterizar antenas dentro da cabeça ou do corpo humano. Estes métodos são utilizados também para projetar antenas implantadas que irão estabelecer links de comunicações médicas entre o dispositivo médico e o equipamento externo localizado no espaço livre.

É importante enfatizar que o último estágio do esquema que diz respeito à medição do tecido e a simulação do fluido não faz parte do escopo deste trabalho, entretanto, pode ser um ponto de partida para um projeto futuro.

O método numérico que será utilizado neste projeto é o Domínio do Tempo, que é usado pelo programa comercial CST MICROWAVE STUDIO®.

### 5.2.1.1. Modelo do corpo humano simplificado

Para considerar os efeitos elétricos dos tecidos humanos durante a caracterização e o projeto da antena, um modelo simplificado para cada aplicação foi adotado.

O corpo humano consiste de várias partes, que tem características dependentes da frequência e dos materiais com diferentes propriedades, assim como a permissividade relativa e a condutividade elétrica. Contudo, de acordo com (RAHMAT-SAMII e KIM, 2006), as características do modelo de multicamadas do corpo humano pode ser simplificado como uma única camada equivalente durante as simulações.

Para a aplicação onde a antena deve ser implantada especificamente embaixo da pele, o modelo simplificado do corpo (Figura 12), cujas dimensões, de acordo com (RAHMAT-SAMII e KIM, 2006), são 10 cm x 10 cm x 5 cm, é uniformemente preenchido com as características da pele: permissividade relativa 46,7, permeabilidade relativa 1 e a condutividade elétrica 0,69 S/m a 402 MHz.

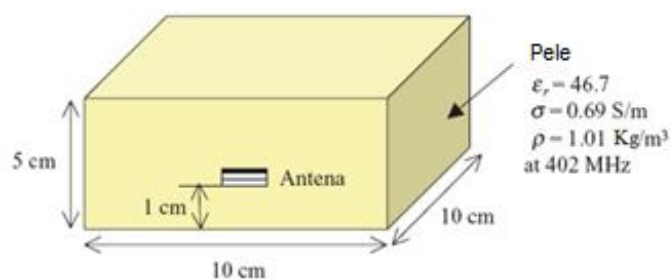


Figura 9: Modelo simplificado para a caracterização e projeto da antena localizada embaixo da pele humana.

Por assumir que a antena é implantada embaixo da pele, a profundidade de 1 cm da Figura 9 representa a distância entre a antena e o espaço livre. Com relação às outras dimensões, a antena é colocada no centro do modelo.

O outro modelo simplificado usado para o caso onde a antena deverá ser engolida é visto na Figura 10. Este modelo é chamado de Média dos parâmetros dielétricos dos tecidos do corpo, do inglês *“Average body tissue dielectric parameters”* (KWAK; CHANG e YOON, 2006) e representa os parâmetros de todo o corpo como um único tecido.

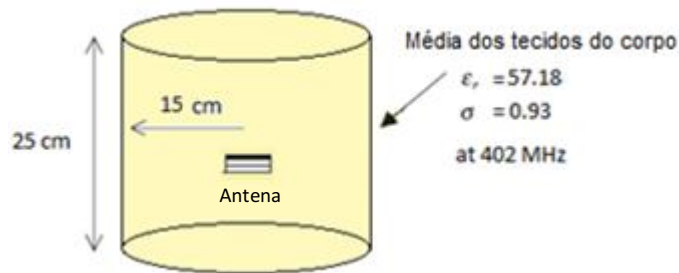


Figura 10: Modelo do corpo humano simplificado para aplicações onde a antena será ingerida.

Na literatura técnica, os parâmetros disponíveis para este modelo são: permissividade relativa 56,7, permeabilidade relativa 1 e condutividade 0,94  $S/m$  a 450 MHz; permissividade relativa 58,2, permeabilidade relativa 1 e condutividade 0,92  $S/m$  a 300 MHz de acordo com a FCC (2001). Porém, os valores de interesse devem estar dentro da faixa de frequências 402 - 405 MHz. Uma vez que a diferença entre os valores de 450 MHz e 300 MHz é pequena, uma aproximação linear (Figura 11) foi usada para encontrar os valores dos parâmetros.

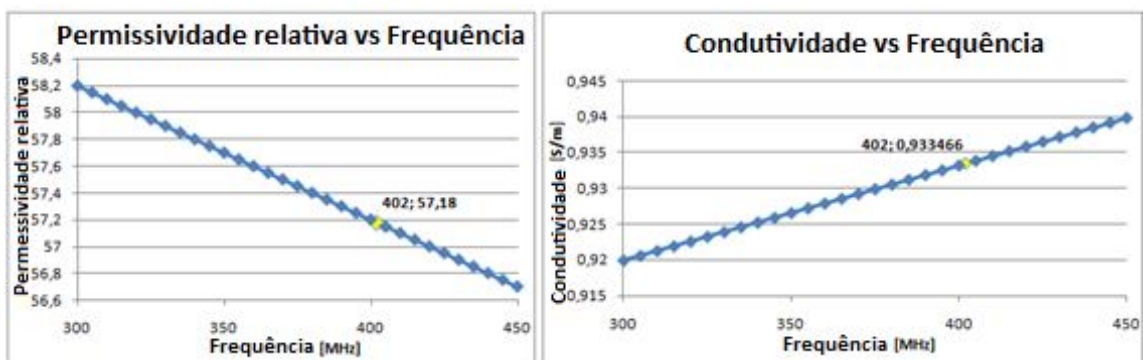


Figura 11: Aproximação linear usada no cálculo dos parâmetros a 402 MHz.

Assim, a partir das aproximações, os valores encontrados para a permissividade relativa e para a condutividade elétrica, a 402 MHz, são 57,18 e 0,93  $S/m$ , respectivamente.

O modelo simplificado do corpo humano é obrigatório durante o processo de caracterização e design de uma antena implantada porque sem ele, o desempenho da antena apresentará resultados indesejáveis principalmente na frequência de ressonância.

As dimensões das antenas que seguem foram ajustadas através da simulação, usando-se o método da tentativa e erro em busca do melhor resultado com ajuda do programa CST. Para todas as simulações que serão apresentadas, a potência entregue a antena é o valor padrão do programa que corresponde a 1 W.

### 5.2.1.2. PIFA espiral

A primeira antena que será analisada é uma PIFA espiral de baixo-perfil retirada de (RAHMAT-SAMII e KIM, 2006). Neste modelo o radiador tem forma de espiral e é composto por diversos retângulos com tamanhos diferentes. Ele está localizado entre as camadas dielétricas substrato e superstrato, cuja permissividade relativa é 10,2. As dimensões completas da antena são vistas na Figura 12.

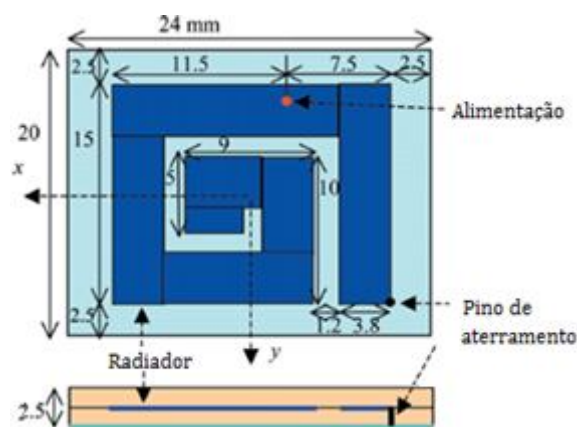


Figura 12: PIFA espiral de baixo-perfil.

Fonte: RAHMAT-SAMII e KIM (*Implanted Antennas in Medical Wireless Communication*, 2006).

Usando o modelo do corpo/pele simplificado, esta configuração apresenta a frequência ressonante em 384 MHz e a perda de retorno de aproximadamente -7 dB entre 402-405 MHz, como mostrado na Figura 13. Entretanto, a frequência ressonante pode ser melhorada mudando-se o comprimento do radiador, uma vez que o comprimento de onda é inversamente proporcional a frequência. Logo, reduzindo-se o tamanho do radiador a frequência irá aumentar. Neste caso, o ajuste foi feito nos retângulos mais internos do radiador metálico.



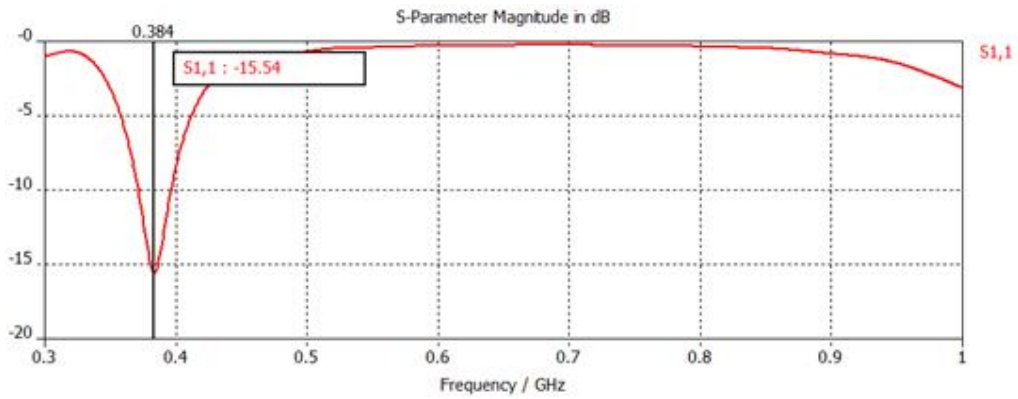


Figura 13: Perda de retorno para a antena espiral simulada.

Para alcançar a frequência de ressonância desejável, os dois retângulos mais internos foram removidos e o terceiro teve suas dimensões modificadas, como mostra a Figura 14. Agora, a nova perda de retorno está entre -23,79 e -24,83 dB na banda 402 – 405 MHz e a frequência de ressonância é 403,6 MHz (Figura 15).

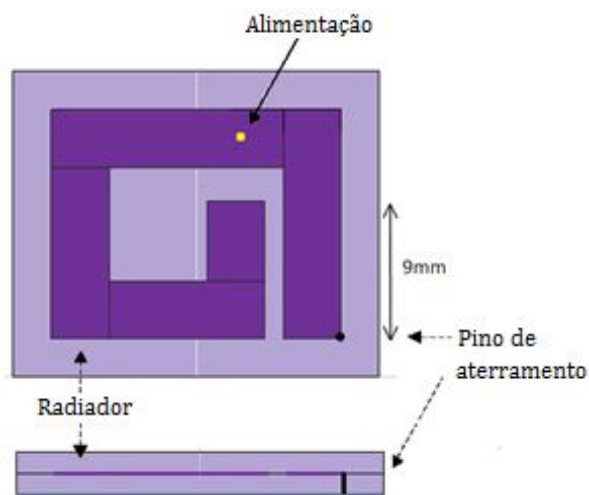


Figura 14: PIFA espiral com ajustes para obter a frequência de ressonância na banda MICS.

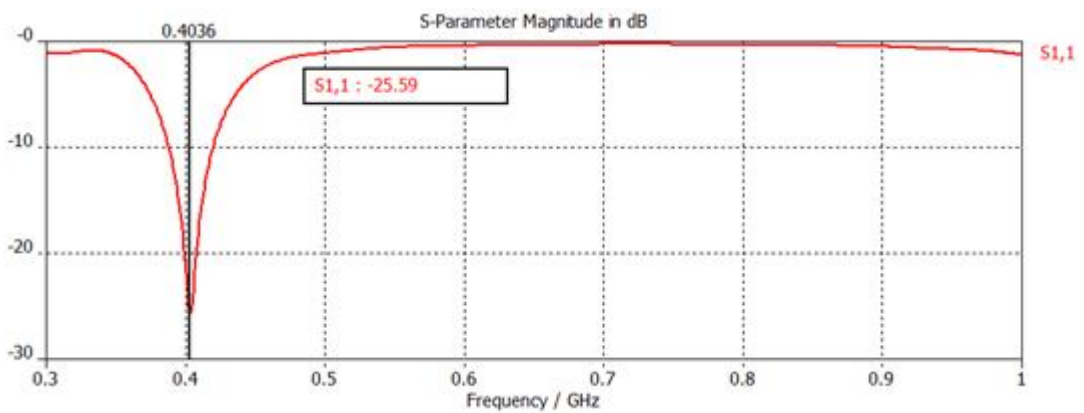


Figura 15: Perda de retorno para a antena modificada da Figura 14.

Analisando a co-polarização nos planos  $\theta$ ,  $xz$  e  $yz$ , é possível notar que a radiação é quase omnidirecional e a diferença entre a co-polarização e a polarização-cruzada é muito pequena, assemelhando-se a uma polarização elíptica. Os planos  $\theta$  são apresentados na Figura 16.

A diretividade apresentada por essa antena é 2,361 dBi, que significa que ela não é uma antena direcional. Isto pode ser justificado pelo fato de que a antena está próxima de ser omnidirecional.

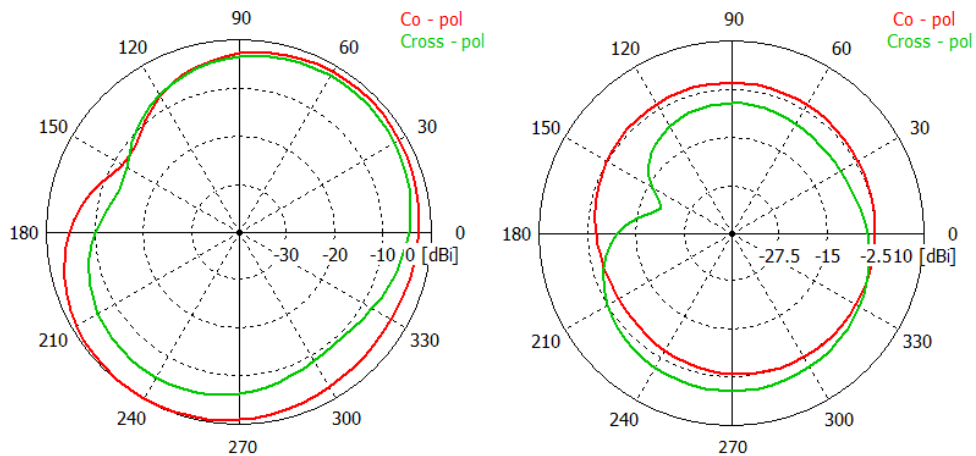


Figura 16: Diagrama da co-polarização e da polarização-cruzada, para aplicação embaixo da pele, nos planos  $yz$  ( $\Phi = 90^\circ$ ) e  $xz$  ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.

A eficiência de radiação é 0,024% pela razão de que a antena está submersa em um grande cubo dielétrico com alta permissividade (modelo o corpo humano), que retém a maior parte da energia e bloqueia a radiação.

Para o caso onde a antena foi considerada engolida, a antena ajustada obteve uma perda de retorno entre -19,36 e -16,67 dB em 402 – 405 MHz e a frequência ressonante é 400 MHz (Figura 17). A redução da frequência de ressonância, quando comparada à aplicação precedente, é explicada pelo fato de que a frequência é inversamente proporcional a permissividade. Então, uma vez que a permissividade relativa do segundo modelo do corpo é maior, a frequência de ressonância é menor.

A diretividade apresentada pela antena no segundo modelo é 2,001 dBi e a eficiência de radiação é 0,0162%. Obter um valor menor do que 0,024% pode ser explicado pelo fato de que o modelo para aplicações onde a antena deve ser engolida tem uma maior permissividade, quando comparado com aquele usado para aplicações embaixo da pele, retendo assim mais energia.

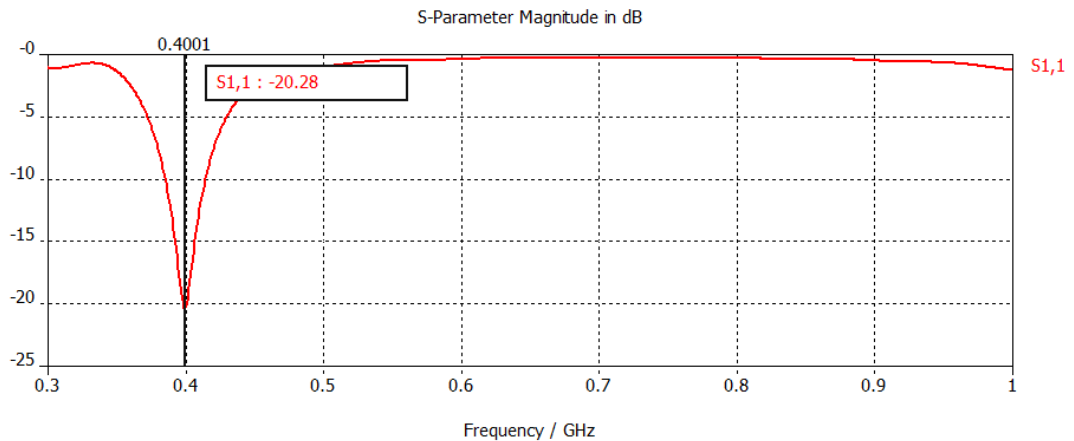


Figura 17: Perda de retorno da antena com radiador espiral depois do ajuste para a segunda aplicação.

Analisando a co-polarização nos planos  $\theta$ , é possível notar que a radiação é menos omnidirecional quando comparada a situação anterior.

A diferença entre a co-polarização e a polarização-cruzada, neste caso, é mais significativa, o que não é bom já que uma vez a antena sendo engolida, a posição que ela ficará dentro do corpo humano não será conhecida. Portanto, uma pequena diferença entre a co-polarização e a polarização-cruzada é melhor, pois a antena irá sempre trabalhar bem independentemente da polarização. Os planos  $\theta$  são mostrados na figura abaixo.

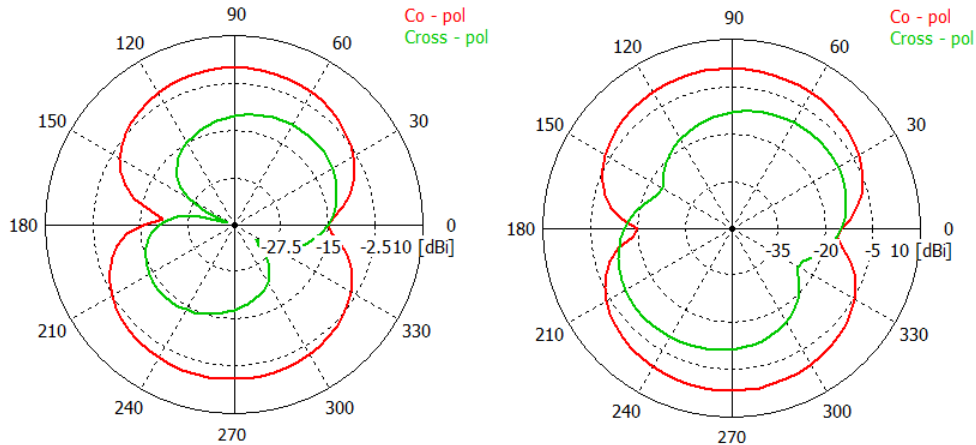


Figura 18: Diagrama da co-polarização e da polarização cruzada, para a segunda aplicação, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) e xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.

Em todos os casos, o ajuste que foi necessário para se alcançar a frequência de ressonância foi feito somente para a aplicação da antena embaixo da pele humana. O objetivo deste trabalho é obter uma antena que seja híbrida, ou seja, que funcione para ambos os casos, e não obter duas antenas otimizadas para cada situação.

No espaço livre, percebe-se que os diagramas da antena no plano  $\theta$  (Figura 19) são diferentes dos diagramas obtidos quando o modelo do corpo humano foi considerado. Isto ocorre porque a antena é muito pequena quando comparada ao modelo do corpo com alta permissividade relativa e dessa forma, a antena é vista como uma pequena fonte emissora e o corpo humano se torna a estrutura radiante.

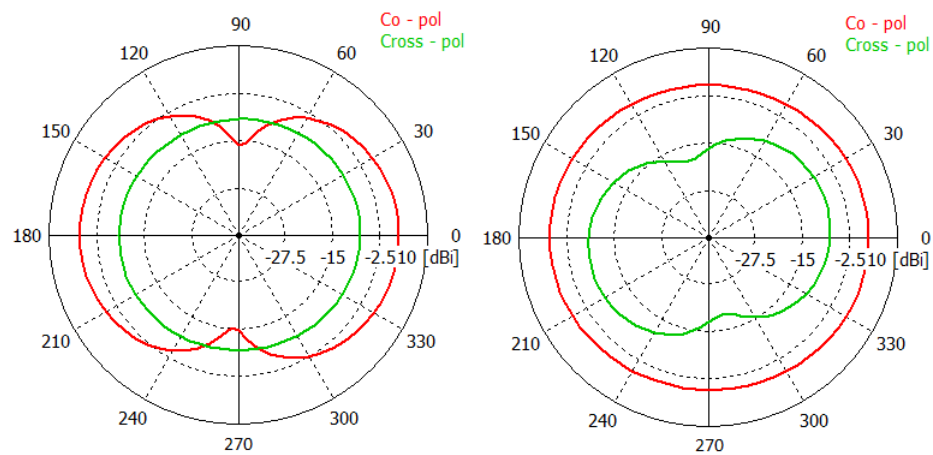


Figura 19: Diagrama da co-polarização e da polarização-cruzada, da PIFA espiral para o espaço livre, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) and xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.

A frequência de ressonância no espaço livre é aproximadamente 2,68 GHz. A diretividade da antena é 2,652 dBi e a eficiência de radiação é 19,57%. A baixa eficiência de radiação é explicada pelo fato de que esta antena foi adaptada para a aplicação embaixo da pele. Para obter uma melhor perda de retorno no espaço livre, uma rede de adaptação poderia ser feita.

### 5.2.1.3. PIFA serpenteada

A PIFA serpenteada, de (RAHMAT-SAMII e KIM, 2006), assim como o próprio nome diz, tem um tipo diferente de radiador quando comparada ao caso anterior. O radiador serpenteado foi construído com quatro retângulos metálicos que são eletricamente conectados uns aos outros através de três pequenos retângulos de conexão (Figura 20). A localização do radiador é entre o substrato e superstrato e suas camadas dielétricas também têm a permissividade relativa 10,2.

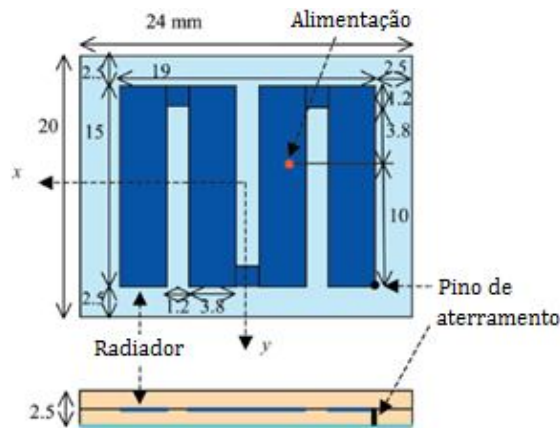


Figura 20: PIFA serpenteada.

Fonte: RAHMAT-SAMII e KIM (*Implanted Antennas in Medical Wireless Communication*, 2006).

Simulando esta estrutura radiante no modelo da pele, a frequência de ressonância encontrada foi 383 MHz e a perda de retorno foi entre -8 e -7 dB na banda 402 – 405 MHz (Figura 21).

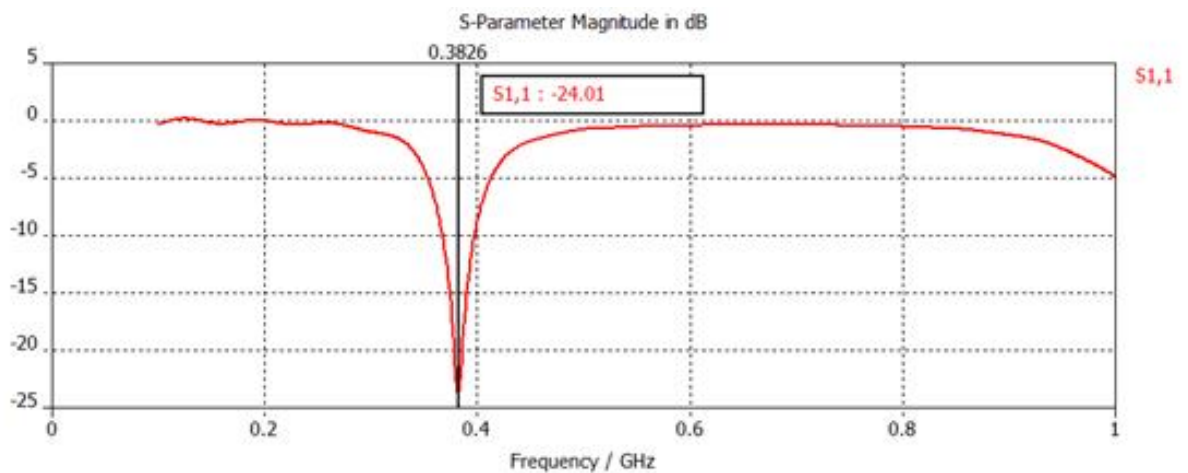


Figura 21: Perda de retorno para a antena PIFA serpenteada.

Nesse caso, ajustes necessários também foram realizados para melhorar a frequência de ressonância através da mudança do comprimento do radiador. Aqui, o ajuste foi feito reduzindo-se o tamanho dos três retângulos metálicos que conectam os quatro retângulos principais, como mostra a Figura 22.

Após os ajustes, a antena com radiador serpenteado ressona a 403 MHz, como visto na Figura 23, e sua nova perda de retorno está entre -19,11 e -18,72 na banda desejada.

A diretividade desta antena é 2,514 dBi e sua eficiência de radiação é 0,015%. Ambos os resultados são muito próximos daqueles obtidos para a antena da seção anterior, a PIFA espiral.

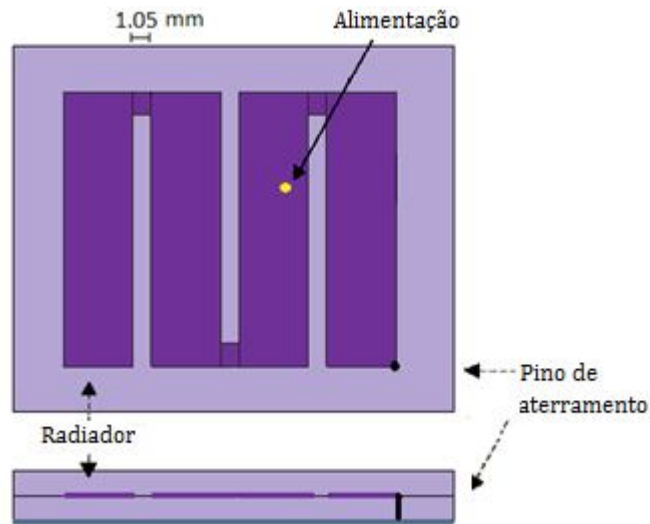


Figura 22: PIFA serpenteada com modificações.

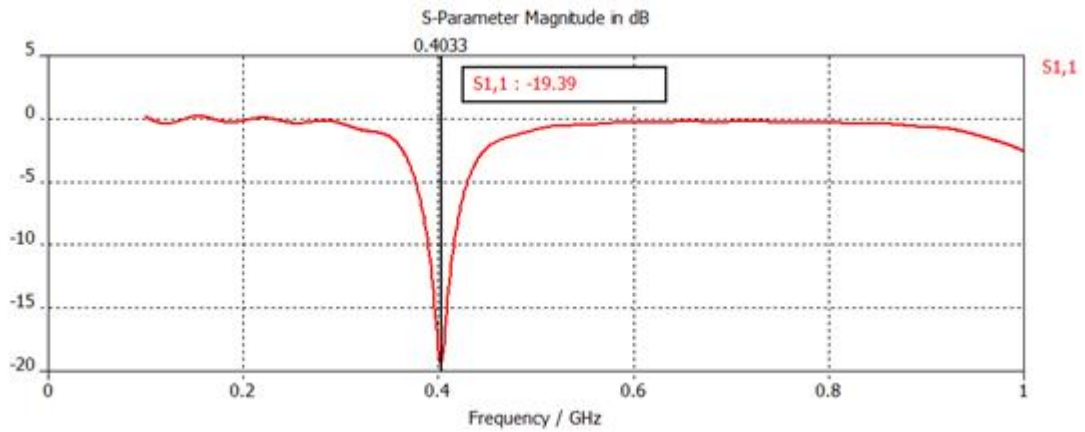


Figura 23: Perda de retorno para a antena com radiador serpenteado depois dos ajustes.

Similarmente, examinando a co-polarização e a polarização-cruzada nos planos  $\theta$ , nota-se que a radiação tem a tendência omnidirecional e a diferença entre elas é pequena. Desta forma, os diagramas também são parecidos com aqueles de uma polarização elíptica.

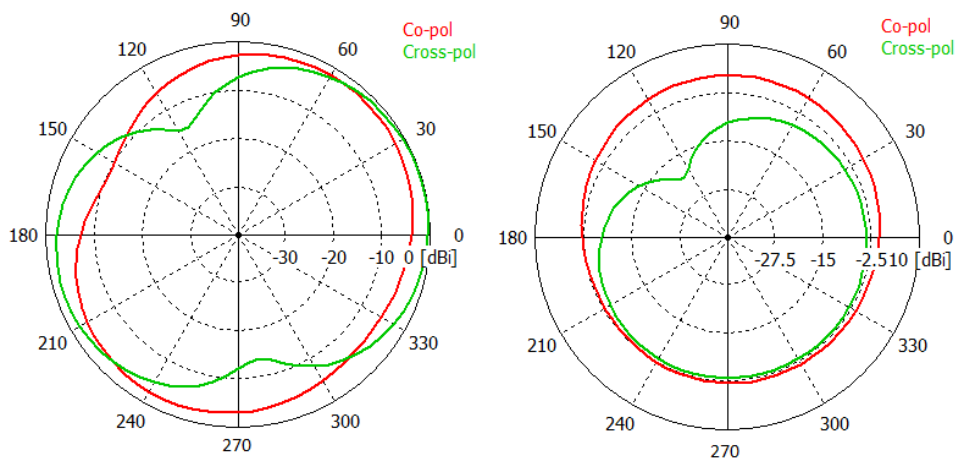


Figura 24: Co-polarização e polarização-cruzada nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) and xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.

Considerando a aplicação na qual a antena será ingerida, a PIFA serpenteada ajustada obteve uma perda de retorno entre -12,81 e -10,72 dB na faixa 402 – 405 MHz. A frequência de ressonância é 392 MHz (Figura 25).

A diretividade da antena é 1,981 dBi e a eficiência de radiação é 0,029%. Mais uma vez estes resultados foram obtidos graças à alta permissividade do modelo do corpo humano.

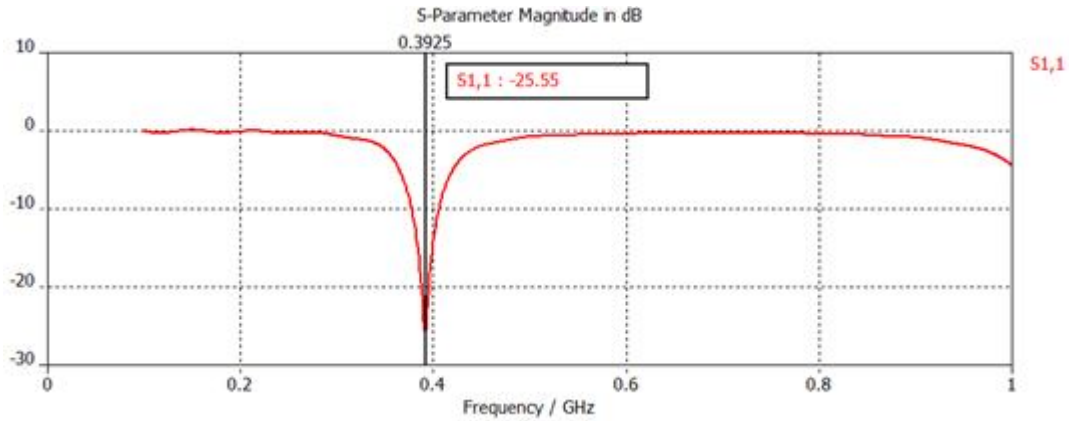


Figura 25: Perda de retorno para a PIFA serpenteada depois dos ajustes para a segunda aplicação.

Analisando a co-polarização nos planos xz e yz (Figura 26), é possível notar que a radiação é menos omnidirecional quando comparada a mesma antena colocada embaixo da pele. Para ambas os planos os resultados são muito parecidos com aqueles adquiridos com a PIFA espiral.

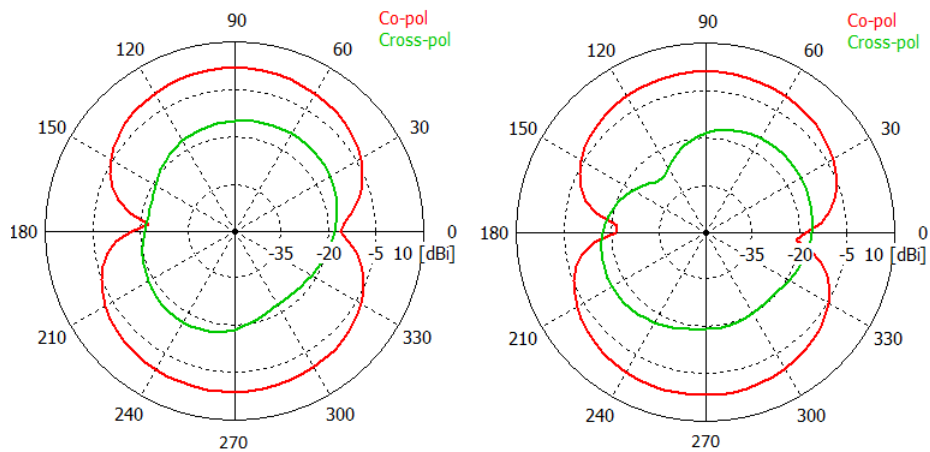


Figura 26: Diagrama da co-polarização e da polarização cruzada, para aplicação onde a antena será engolido, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) and xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.

Considerando agora que a antena será colocada no espaço livre, o diagrama dos planos  $\theta$  (Figura 27) são diferentes daqueles diagramas obtidos quando o corpo foi considerado, pela mesma razão já explicada para o caso da PIFA espiral.

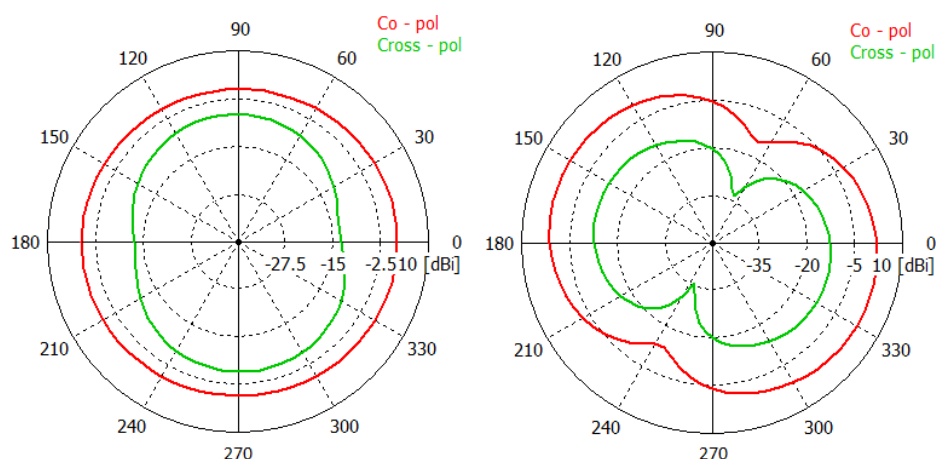


Figura 27: Diagrama da co-polarização e da polarização cruzada, da PIFA serpenteada para o espaço livre, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) and xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.

No espaço livre a frequência de ressonância é 2,34 GHz, a diretividade é 2,652 dBi e a eficiência de radiação é 14%. A explicação para estes resultados é similar aquela dada ao caso anterior.

#### 5.2.1.4. PIFA com três camadas

A antena PIFA com três camadas foi desenvolvida por LIU; YEH e GHAVAMI (2008) para ser usada em comunicação de biotelemetria na faixa de frequências 402 – 405 MHz. Biotelemetria significa, de acordo com a NEOTROPICAL, coleta de dados de comportamento ou fisiologia de animais através do uso de marcas eletrônica.

As dimensões propostas para esta antena são mostradas na Figura 28. As três camadas tem a mesma permissividade relativa que nos casos anteriores (10,2) e a mesma espessura de 0,635 mm, totalizando uma altura de 1,9 mm. Essa configuração possui duas estruturas radiantes com diferentes formas e tamanhos. A primeira está posicionada entre as camadas 1 e 2 e a segunda entre as camadas 2 e 3.

Os resultados da simulação da configuração original dessa antena são: frequência de ressonância 386 MHz e perda de retorno entre -10.39 e -9 dB na banda 402-405 MHz (Figura 29).



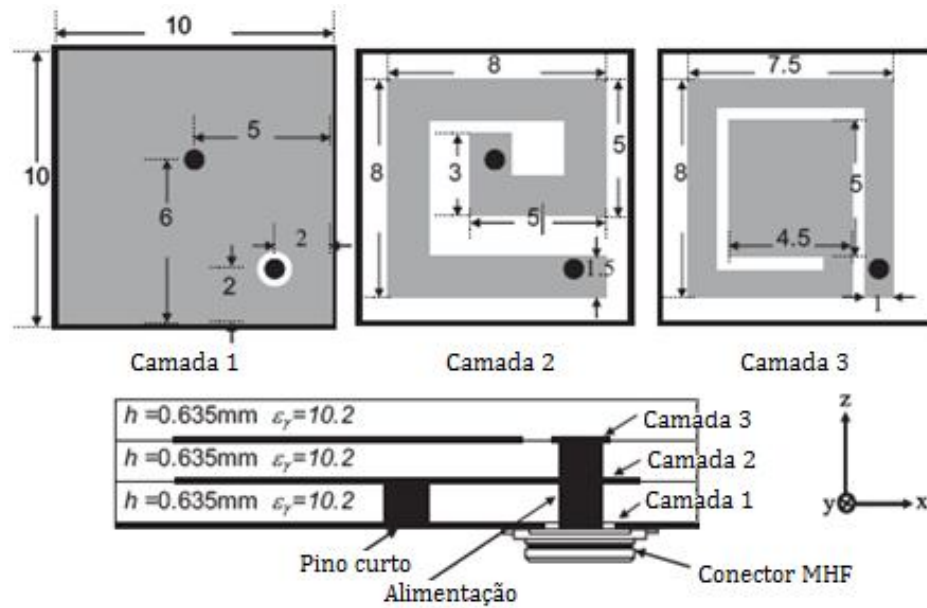


Figura 28: Antena de baixo-perfil com três camadas.

Fonte: LIU; YEH e GHAVAMI (*Miniaturized Implantable Broadband Antenna for Biotelemetry Communication*, 2008).

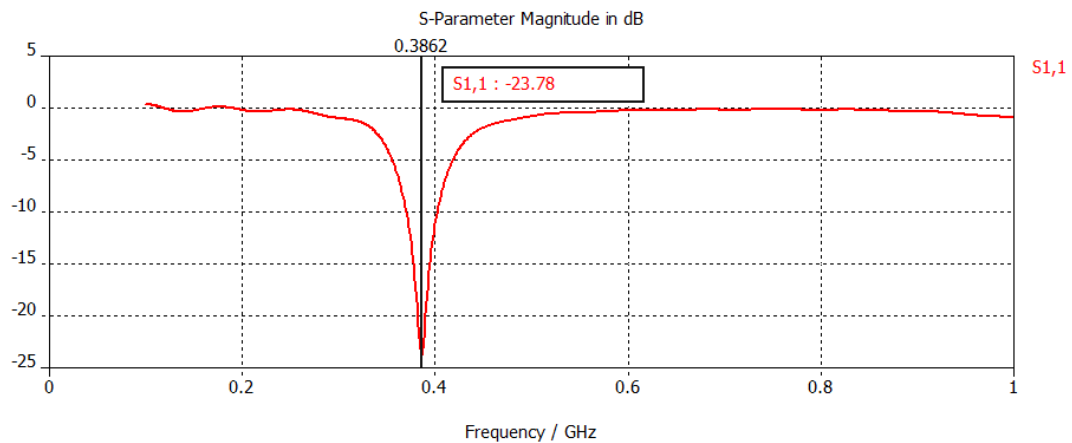


Figura 29: Perda de retorno para a PIFA com três camadas sem modificações.

Como essa antena é mais complexa do que as outras, foi decidido que o comprimento do radiador não seria alterado para que o desempenho fosse melhorado. A solução foi mudar a localização do pino curto para alcançar a frequência de ressonância desejada. A nova posição do pino curto é vista na Figura 30.

É possível notar através da Figura 31, que depois de diversas simulações uma boa frequência de ressonância (402,4 MHz) foi encontrada. Na faixa de frequências 402 – 405 MHz a perda de retorno está entre -16.55 e -15.69 dB.

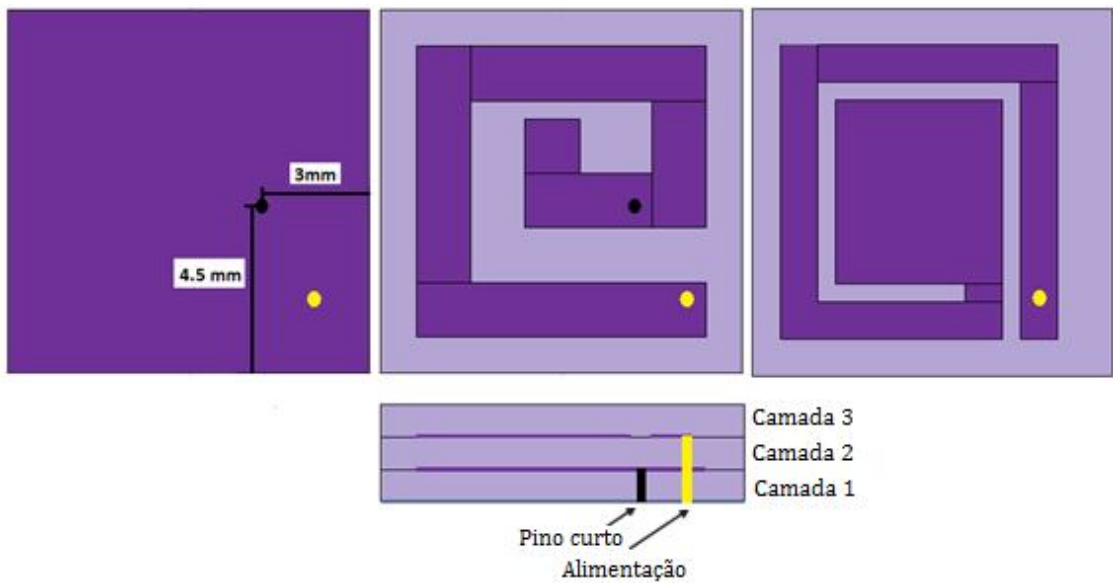


Figura 30: PIFA de três camadas com uma diferente localização do pino curto.

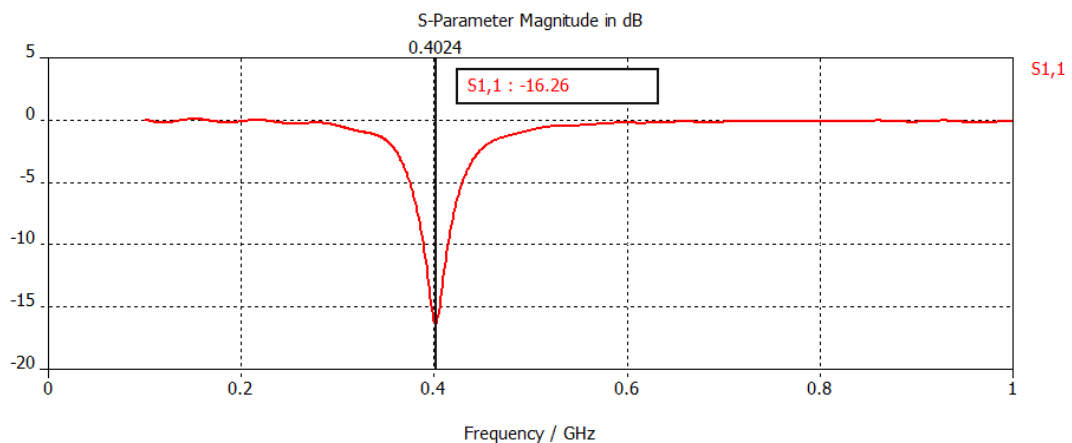


Figura 31: Perda de retorno para a antena com três camadas depois do ajuste.

A eficiência de radiação desta antena é 0,0032% e a diretividade é 2,231 dBi. A baixa eficiência de radiação pode ser explicada, mais uma vez, pela antena estar mergulhada em um grande corpo dielétrico com alta permissividade que retém a maior parte da energia. Além disso, esta antena tem um tamanho bastante pequeno e quanto menor, menor será a eficiência de radiação.

Analisando a Figura 32, é perceptível que essa antena é menos omnidirecional que as outras, mas ainda pode ser considerada com características omnidirecionais. Uma pequena diferença entre a co-polarização e a polarização-cruzada também foi observada.

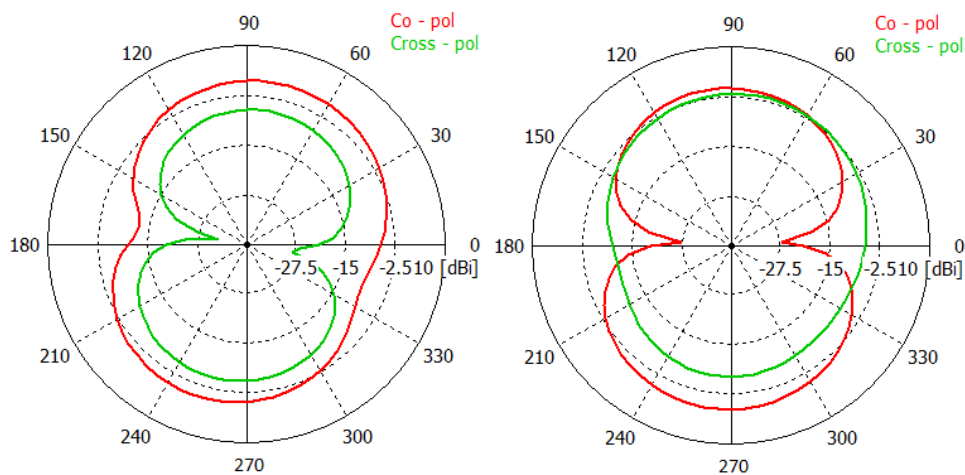


Figura 32: Diagrama da co-polarização e da polarização-cruzada, para a aplicação embaixo da pele, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) e xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.

Simulando esta antena junto com modelo “Average body tissue dielectric parameters” a antena apresenta uma redução esperada na frequência de ressonância, indo de 402,4 MHz para 394 MHz (Figura 33). A perda de retorno para a faixa de frequências desejada está entre -12.34 e -10.8 dB.

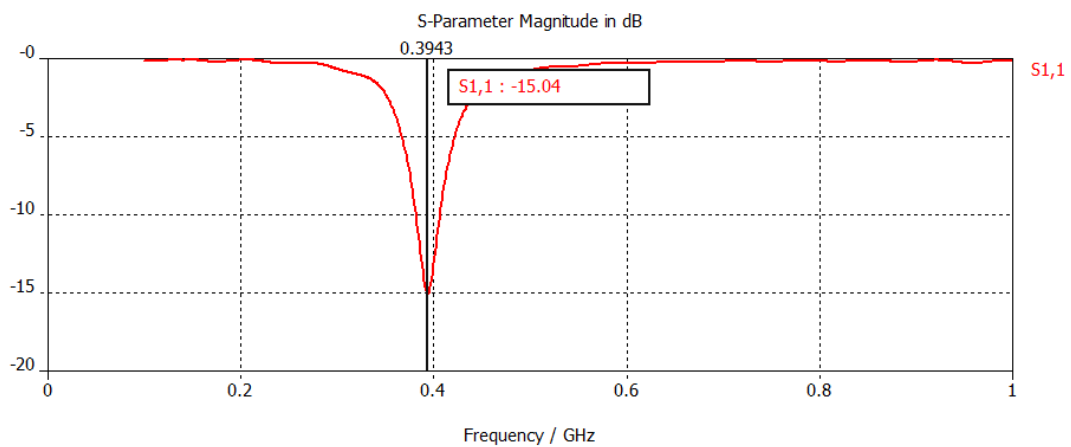


Figura 33: Perda de retorno para a PIFA com três camadas após o ajuste para a aplicação onde a antena deverá ser ingerida.

Assim como para as antenas anteriores é normal obter uma menor eficiência de radiação quando comparada a simulação para a aplicação embaixo da pele. O valor da eficiência de radiação, neste caso é 0,0005%.

Observando o diagrama da Figura 34, é possível perceber que a antena apresenta características omnidirecionais e sua diretividade é 1,629 dBi.

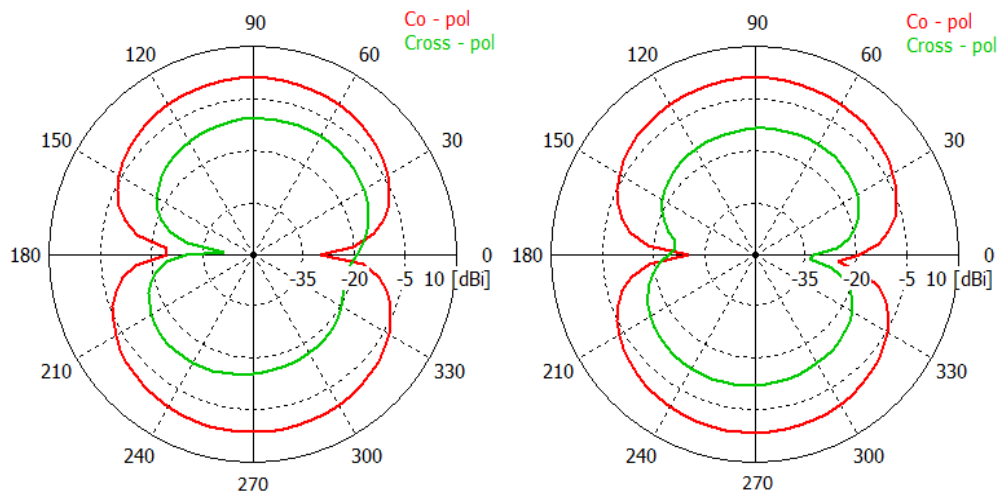


Figura 34: Diagrama da co-polarização e da polarização cruzada, para a aplicação engolida, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) e xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.

Analisando a co-polarização e a polarização-cruzada nos planos  $\theta$ , é visto que a diferença é pequena, o que faz com que a antena apresente características de polarização semelhantes à polarização elíptica.

Quando simulada no espaço livre, esta antena apresenta os diagramas dos planos  $\theta$  mostrados na Figura 35. A frequência de ressonância agora é 2,9 GHz, a diretividade é 2,058 dBi e a eficiência de radiação é 6,27%. Aqui, a eficiência de radiação é menor do que nos casos precedentes, pois o tamanho dessa antena é menor. Além disso, essa antena possui uma camada a mais, o que provoca perdas por ondas de superfície.

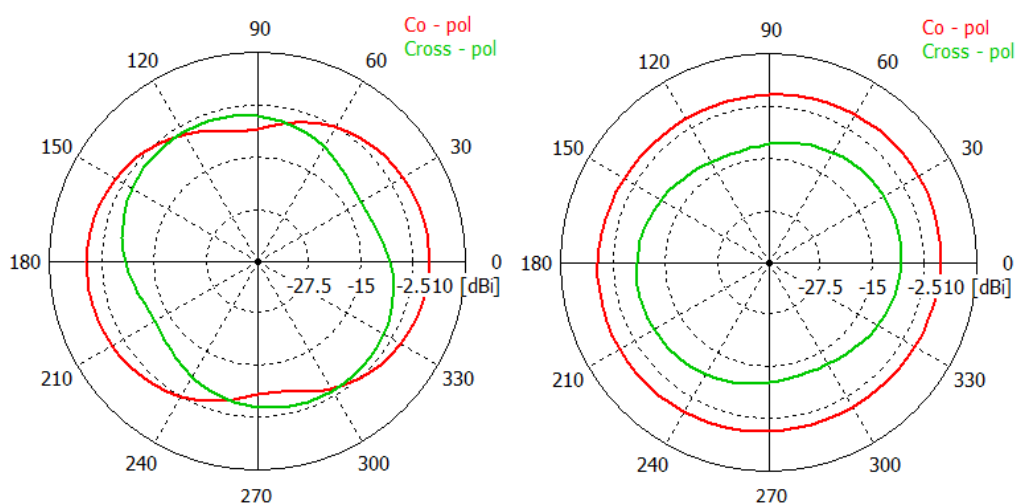


Figura 35: Diagrama da co-polarização e da polarização cruzada, para a PIFA com três camadas localizada no espaço livre, nos planos yz ( $\Phi = 90^\circ$ ) e xz ( $\Phi = 0^\circ$ ), respectivamente.

## 5.2.2. Comparação entre as Antenas

Fazendo a comparação entre as antenas simuladas nas seções precedentes, nota-se que as três antenas apresentam os resultados bastante semelhantes com relação à frequência de ressonância, a radiação omnidirecional, a diretividade e a perda de retorno. Os diagramas dos planos  $\theta$  para as antenas no espaço livre não são parecidos, o que é explicado pelo fato de cada antena possuir uma tecnologia de diferente.

No que diz respeito à eficiência, as duas primeiras antenas apresentadas têm o valor um pouco mais alto, isso porque elas possuem um tamanho maior comparado a antena PIFA de três camadas. Como mencionado, as antenas são muito pequenas quando comparadas ao tamanho do modelo corpo humano que possui alta permissividade relativa. Desta forma, a antena é vista como uma fonte pontual pequena e o corpo humano, como um todo, se torna a estrutura radiante o que faz com que a eficiência seja baixa.

A Tabela 8 é uma recapitulação sobre as performances das antenas.

**Tabela 1: Recapitulação das performances das antenas.**

Antena	Aplicação embaixo da pele	Aplicação “engolida”	Espaço livre
<b>PIFA espiral</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• 403.6 MHz;</li><li>• -23.49/-23.79 dB;</li><li>• 2.361 dBi;</li><li>• 0.024%.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• 400 MHz;</li><li>• -19.36/-16.67 dB;</li><li>• 2.001 dBi;</li><li>• 0.0162%.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• 2260 MHz;</li><li>• 2.742 dBi;</li><li>• 19.57%.</li></ul>
<b>PIFA serpenteada</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• 403 MHz;</li><li>• -19.11/-18.72 dB;</li><li>• 2.514 dBi;</li><li>• 0.015%.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• 392 MHz;</li><li>• -12.81/-10.72 dB;</li><li>• 1.981dBi;</li><li>• 0.0029%.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• 2340 MHz;</li><li>• 2.652 dBi;</li><li>• 14.21%</li></ul>
<b>PIFA três camadas</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• 402.4 MHz;</li><li>• -16.24/-15.6 dB;</li><li>• 2.231 dBi;</li><li>• 0.0032%.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• 394 MHz;</li><li>• -12.34/ -10.8 dB;</li><li>• 1.629 dBi;</li><li>• 0.0005%.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• 2900 MHz;</li><li>• 2.058 dBi;</li><li>• 6.27%</li></ul>

Uma vez que as antenas não foram adaptadas para o espaço livre, a perda de retorno não foi considerada dentre os resultados.

### 5.3. ANTENA ESCOLHIDA

De acordo com as especificações, a antena escolhida deve respeitar o volume proposto que é 10 mm x 10 mm x 20 mm, a frequência de operação (banda MICS, 402-405 MHz) e o padrão de radiação omnidirecional.

Como visto anteriormente, todas as antenas testadas tiveram performances similares, então a especificação que deve decidir é o tamanho da antena. Por esta razão, a antena mais adequada entre todas testadas é a PIFA com três camadas.

A fim de confirmar os resultados gerados pelo CST MICROWAVE STUDIO®, uma simulação da antena escolhida, para a aplicação embaixo da pele, foi feita utilizando-se o programa HFSS™ da ANSOFT. A Figura 36 mostra a frequência de ressonância encontrada (400 MHz) e a perda de retorno para a banda 402 – 405 MHz que é aproximadamente -20 dB.

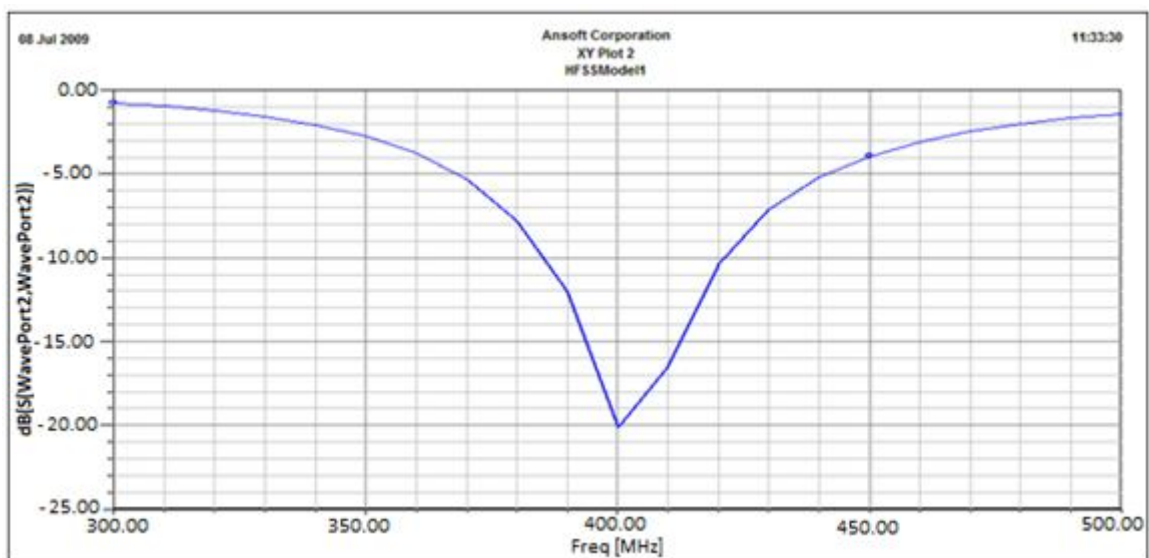


Figura 36: Perda de retorno gerada pelo HFSS para a antena PIFA escolhida.

O padrão de radiação 3D resultante dessa antena é mostrado na Figura 37. A eficiência de radiação na banda desejada é aproximadamente 0.0021%, como mostra a Figura 38.

A eficiência de radiação fornecida pelo HFSS para essa antena também foi baixa. Uma vez que ambos os simuladores (CST e HFSS) apresentaram resultados semelhantes, uma maneira de saber a coerência dos mesmos é comparando aqueles obtidos, com simulações desenvolvidas por outros trabalhos onde são utilizados modelos sofisticados para a representação do corpo humano.

Um exemplo de modelo mais sofisticado é o *FDTD 3D biological tissue* usado por KIM, e RAHMAT-SAMII (2004). De acordo com KIM, e RAHMAT-SAMII (2004), uma antena de microfita de duas camadas com volume 40 mm x 32 mm x 8 mm apresenta a eficiência de radiação igual a 0,16% enquanto que uma PIFA com duas camadas de 32 mmx 24 mm x 8 mm tem a eficiência de 0,25%. Portanto, a conclusão é que uma antena que tenha um volume menor e possui mais camadas vai apresentar uma menor eficiência de radiação e desta forma, os dados obtidos são coerentes com a literatura.

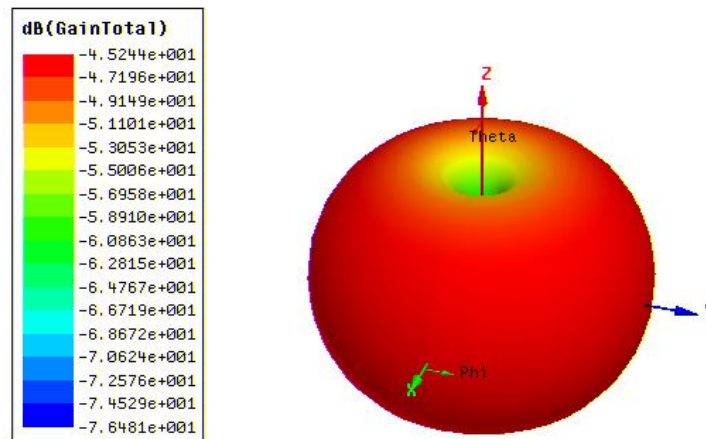


Figura 37: Padrão de radiação da antena gerado pelo programa HFSS.

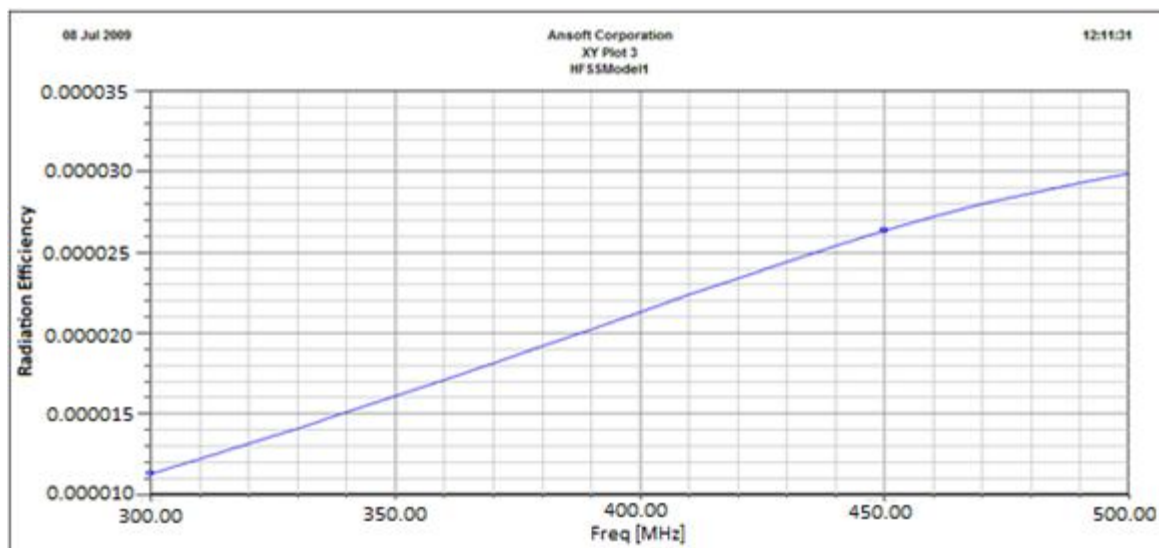


Figura 38: Eficiência de radiação dada pelo HFSS.

Como foi dito anteriormente, é notável que os resultados de ambos os programas são bastantes semelhantes. Porém, para saber qual o simulador apresenta a melhor resposta, a antena deve ser fabricada e, a partir dos resultados obtidos, a eficiência dos programas pode ser analisada.

### 5.3.1. Avaliação da SAR

A energia absorvida pode ser caracterizada por um parâmetro chamado Taxa de Absorção Específica (*Specific Absorption Rate - SAR*). Essa quantidade de energia absorvida depende não só da densidade de potência da radiação eletromagnética, mas também, das características dos tecidos humanos onde a radiação acontece. Alguns tecidos são mais “sensíveis” do que outros, ou seja, eles absorvem mais energia.

Em outras palavras, a SAR é definida como a relação entre a potência absorvida em rádio-frequência e a massa do tecido por unidade, e é medida em watts por quilograma (W/Kg).

$$SAR = \frac{|E|^2 \sigma}{2\rho} \quad (1)$$

Onde:

- $|E|^2$  é o campo elétrico rms (V/m);
- $\rho$  é a densidade de massa do tecido dado em Kg/m<sup>3</sup>; e
- $\sigma$  é a condutividade elétrica do tecido.

De acordo com a HEALTH CANADA (2009) que é a departamento Federal responsável pela saúde dos canadenses, em frequências entre 100 KHz e 10 GHz, o valores pré-estabelecidos para os limites do campo e para a densidade de potência não devem ser excedidos. A SAR deve ser determinada para casos onde a exposição acontece em distâncias de 0,2 m ou menos a partir da fonte emissora de radiação. Os limites da SAR permitido pela instituição *Health Canada* para pessoas não classificadas como trabalhadores expostos a RF e microondas (incluindo o público em geral) são mostrados na Tabela 2.

**Tabela 2: Limites da SAR fornecidos pela Health Canada.**

Condição	Limite da SAR (W/Kg)
A SAR média para a massa do corpo inteiro	0.08
A SAR local para a cabeça, pescoço e tronco, média para um grama (g) de tecido*	1.6
A SAR nos membros, com média de mais de 10g de tecido*	4

\*Definido como um volume de tecido na forma de um cubo.



Então, a partir dessa tabela, o limite a ser usado nesse trabalho é o segundo (a SAR local para a cabeça, pescoço e tronco) já que o interesse aqui é saber o comportamento da SAR em uma região limitada do corpo.

A avaliação da SAR foi feita pelo programa CST assumindo que a potência de 1 W foi fornecida a antena proposta. Para a aplicação da antena embaixo da pele, em média para 1 g de tecido a taxa de absorção específica de 43,287 W/Kg foi obtida. A distribuição da SAR em 3D é mostrada na Figura 39. A potência entregue a antena deve diminuir para que o valor da SAR satisfaça a limitação de  $\leq 1,6$  W/Kg. Usando um cálculo simples, a potência máxima que deve ser entregue a antena é 36,9 mW.

Considerando-se a eficiência de radiação de 0,0032%, encontrada nas seções anteriores, a potência radiada a partir da antena é 1,18  $\mu$ W.

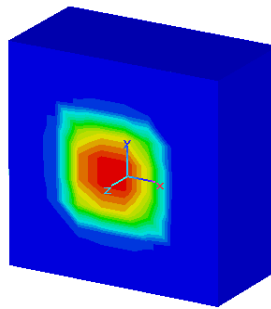


Figura 39: SAR para a aplicação embaixo da pele a 402 MHz.

Para a aplicação onde a antena deve ser engolida, assumindo que 1 W foi entregue a antena, em média para 1 g de tecido a taxa de absorção específica de 267,886 W/Kg foi obtida. A Figura 40 mostra o zoom da SAR na região ao redor da antena. Para respeitar a limitação da SAR, a potência máxima que deve ser entregue a antena é 6 mW.

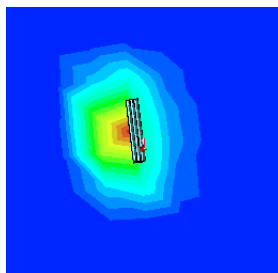


Figura 40: SAR para a segunda aplicação a 402 MHz.

Considerando-se a eficiência de radiação de 0,0005%, a potência radiada a partir da antena é 0,03  $\mu$ W.

É importante ressaltar que em ambos os casos, as potências radiadas terão seus valores menores do que a potência radiada efetiva máxima permitida (*effective radiated power* - ERP) que é 25  $\mu$ W.

## 6. CONCLUSÃO

No âmbito do desenvolvimento de dispositivos médicos portáteis que se comunicam através de ondas eletromagnéticas, um estudo sobre antenas que podem ser implantadas no corpo humano foi desenvolvido, introduzindo uma relevante noção sobre os modelos do corpo humano usados para ambientes de simulação eletromagnética e de como eles podem colaborar de forma eficiente para o design de antenas.

Como mencionado, o componente chave para sistemas de comunicação sem fio é a antena. O projeto de antenas para aplicações implantadas no corpo humano é extremamente desafiador, uma vez que o processo de miniaturização provoca diversos efeitos, tais como: baixa eficiência, aumento das perdas nos condutores e dielétricos e decrescimento do ganho.

A antena proposta opera dentro da faixa de frequências MICS 402 – 405 MHz e tem o volume de 10 mm x 10 mm x 19 mm. Para detectar o sinal de transmissão independentemente da posição e orientação do transmissor, a antena tem um padrão de radiação similar ao de antenas omnidirecionais com polarização elíptica. A máxima potência entregue à antena foi determinada para que seu valor satisfaça as limitações da SAR definidas pela *Health Canada*.

A fim de dar continuidade a este projeto, as seguintes etapas podem ser consideradas: melhoria da eficiência de radiação da antena, simulação da antena dentro de uma caixa metálica (que represente o dispositivo médico implantado), fabricação e medição da antena proposta.

## 7. BIBLIOGRAFIA

- [1] YO, Tzong *et al.* *Stacked Implantable rectenna for wireless powering the medical implants.* IEEE, 2007, 1-4244-0878-4/07/.
- [2] CHANDRAN, Anupam R; CONWAY, Gareth A; SCANLON, William G. *Compact Low-Profile Patch Antenna for Medical Body Area Networks at 868 MHz.* IEEE, 978-1-4244-2042-1/08/, 2008.
- [3] WOJCIK, Dariusz; TOPA, Tomasz; SZCZEPANSKI, Krzysztof. *Absorption of EM energy by human body in the vicinity of the GSM base station antenna.* *Journal Telecommunication and information technology*, 2005.
- [4] IBRAHIM, Tamer S; ABRAHAM, Doney; RENNAKER Robert L. *Electromagnetic power Absorption and Temperature Changes due to Brain Machine Interface Operation.* *Biomedical Engineering Society, Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 35, No. 5, pp. 825–834, Maio 2007.
- [5] KIM, Jaehoon; RAHMAT-SAMII, Yahya. *Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs, and Characterizations.* *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 52, No. 8, Agosto 2004.
- [6] AKRAM, Gasmelseed; JASMY, Yunus. *LabVIEW-Based Planar Multilayered Model for Estimation of the Absorbed Energy Inside Biological Tissues.* *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, Vol. 50, No. 2, Abril 2008.
- [7] HU, Da Zhang. *Electromagnetic Field in the Organism of Skin-Fat-Muscle.* IEEE, 0-7803-4308-5/98/, 1998.
- [8] European Radiocommunication Committee. *ERC Recommendation 70-03 relating to use of Short Range Devices (SRD).* Outubro de 2004.
- [9] LEE, C. – M *et al.* *Compact broadband stacked implanteble antenna for biotelemetry with medical devices.* *Electronics Letters*, Vol. 43, No. 12, 7 de Junho 2007.
- [10] KIM, Jaehoon; RAHMAT-SAMII, Yahya. *Low-profile Antennas for Implantable Medical Devices: Optimized Designs for Antennas human Interactions.* IEEE 1331, 0-7803-8302-8/04/, 2004.
- [11] ULABY, Fawwaz T. *Fundamentals of Applied Electromagnetics.* 5.ed. Upper Saddle River: Pearson Pretice Hall, 2007.

- [12] BARNES, Frank S; GREENEBAUM, Ben. *Bioengineering and Biophysical Aspects of Electromagnetic Fields*. 3. Ed. Boca Raton: Taylor & Francis Group, 2007.
- [13] Federal Communications Commission. *Tissue dielectric properties*. Washington, DC [Online].  
Available: <http://www.fcc.gov/oet/rfsafety/dielectric.html>.
- [14] GUPTA, R.C; SINGH, S.P. *Analysis of the SAR Distributions in Three-Layered Bio-Media in Direct Contact With a Water-Loaded Modified Box-Horn Applicator*. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 53, No. 9, Setembro 2005.
- [15] MASON, Patrick A et al. *Effects of Frequency, Permittivity, and Voxel Size on Predicted Specific Absorption Rate Values in Biological Tissue During Electromagnetic-Field Exposure*. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 48, No. 11, 2000.
- [16] PUC – Rio de Janeiro, Certificado Digital N° 0321557/CA.
- [17] HEALTH CANADA. *Limits of Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields in the Frequency Range from 3 kHz to 300 GHz*. Ottawa, 2009.
- [18] ITO, Koichi; SAITO Kazuyuki; TAKAHASHI, Masaharu. *Small Antennas for Medical Applications*. IEEE, 1-4244-1088-6/07/, 2007.
- [19] ITO, Koichi. *Microwave antennas for medical application*. Department of Medical System Engineering Chiba University, Japão, 2007.
- [20] GABRIEL, Camelia “Compilation of dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies”. Londres, 1996.  
<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm#atsftag>,  
<http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/Report.html>
- [21] RAHMAT-SAMII, Yahya; KIM, Jaehoon. *Implanted Antennas in Medical Wireless Communication*. 1. Ed. Morgan & Claypool Publishers, 2006.
- [22] LIU, Wen-Chung; YEH, Feng-Ming; GHAVAMI, Mohammad. *A miniaturized tunable microstrip broadband antenna for biotelemetry communication”, Microwave and Optical Letters*. Vol. 50, No. 9, Setembro 2008.

- [23] SOONTORNPIPIT, Pichitpong; FURSE Cynthia M; CHUNG, You Chung. *Design of implantable microstrip antenna for communication with medical application*. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 52, No. 8, Agosto 2004.
- [24] LEE, C.-M et al. *Dual resonant PI shape with double L-strips PIFA for implantable biotelemetry*. Electronics Letters, Vol. 44, No. 14, 3 de Julho 2008.
- [25] LIU, Wen-Chung; YEH, Feng-Ming; GHAVAMI, Mohammad. *Miniaturized Implantable Broadband Antenna for Biotelemetry Communication*. Microwave and Optical Letters. Vol. 50, No. 9, Setembro 2008.
- [26] INDUSTRY CANADA. *Active Medical Implants Operating in the 402-405 band. Spectrum Management and Telecommunication, Radio Standards Specification*. Novembro de 2005.
- [27] DURNEY, C. H; ISKANDER, M. F; *Antennas for medical applications*. Antenna Handbook, Y. T. Lo and S. W. Lee, Eds. New York: Van Nostrand, ch. 24, 1988.
- [28] KWAK S.I; CHANG K; YOON, Y.J. *Small spiral antenna for wideband capsule endoscope system*. Electronics Letters. Vol. 42, No. 23, 9 de Novembro 2006.
- [29] LEE, Sang Heun; CHANG, Kihun; YOON, Young Joong. *A dual spiral antenna for wideband capsule endoscope system”, Proceedings of Asia-Pacific Microwave Conference 2007, 1-4244-0749-4/07, 2007*.
- [30] FCC Office of Engineering & Technology.Evaluating. *Compliance with FCC Guidelines for Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, Additional Information for Evaluating Compliance of Mobile and Portable Devices with FCC Limits for Human Exposure to Radiofrequency Emissions, 2001*.
- [31] SOARES, Antonio José Martins; SILVA, Franklin da Costa. *Antenas e Propagação*. Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica, Agosto de 2003.
- [32] U. S. MARINE CORPS. *Antenna Handbook, MCRP 3-40.3C (Formerly MCRP 6-22D)*, 10 de Julho de 2001.
- [33] FRANZ, Luciano Valente. *Antenas, Cabos e Radio-Elance*.
- [34] DELAVEAU,Christophe. *Antennes intégrées pour systèmes de télécommunication*. CEA – LETI.

[35] FURSE, Cynthia M. *Antennas for medical applications. Antenna Engineering Handbook*. John L. Volakis, 4. Ed., Nova Iorque: McGrawHill, ch. 38, 2007.

[36] Neotropical consultoria Ambiental.

<http://www.neotropical.com.br/atuacao.biotelemetria.php>

## 8. ANEXO

### 8.1. ESTIMATIVA FINANCEIRA

Tabela 3: Estimativa financeira do custo do projeto.

#### Estimativa financeira

<b>Programa</b>	<b>Preço (Dólar canadense)</b>
Ansoft HFSS v.9	\$200,00
CST Microwave Studio 2006B	\$400,00
<b>Ambiente de trabalho</b>	
Sala + Móvelia + Papel + Computador + Eletricidade	\$1 800,00
<b>Total</b>	<b>\$2 400,00</b>