

Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA
Engenharia Eletrônica

UTILIZAÇÃO DE ANTENA DE MICROFITA NA DETECÇÃO DA PERDA DE MASSA ÓSSEA

Autor: Aline Dias dos Santos
Orientador: Prof. Dr. Gerardo Antonio Idrobo Pizo

Brasília, DF
2023



Aline Dias dos Santos

UTILIZAÇÃO DE ANTENA DE MICROFITA NA DETECÇÃO DA PERDA DE MASSA ÓSSEA

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Prof. Dr. Gerardo Antonio Idrobo Pizo

Brasília, DF

2023

Aline Dias dos Santos

UTILIZAÇÃO DE ANTENA DE MICROFITA NA DETECÇÃO DA PERDA
DE MASSA ÓSSEA/ Aline Dias dos Santos. – Brasília, DF, 2023-
64 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Gerardo Antonio Idrobo Pizo

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2023.

1. Antena de Microfita. 2. Massa Óssea. I. Prof. Dr. Gerardo Antonio Idrobo
Pizo. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. UTILIZAÇÃO
DE ANTENA DE MICROFITA NA DETECÇÃO DA PERDA DE MASSA
ÓSSEA

CDU

Aline Dias dos Santos

UTILIZAÇÃO DE ANTENA DE MICROFITA NA DETECÇÃO DA PERDA DE MASSA ÓSSEA

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Trabalho aprovado. Brasília, DF, :

**Prof. Dr. Gerardo Antonio Idrobo
Pizo**
Orientador

**Prof. Dr. Jones Yudi Mori Alves Da
Silva**
Convidado 1

**Prof. Dr. Wellington Avelino do
Amaral**
Convidado 2

Brasília, DF
2023

Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, a Deus por ter me dado suporte emocional em todos os momentos difíceis e forças para continuar batalhando dia após dia.

Quero agradecer aos meus pais, apesar da distância, por todo o incentivo, apoio, compreensão e ajuda durante esses anos.

Agradeço aos meus amigos e companheiros de curso, em especial, ao Emanuel Kwabena Mensah Johnson, por todo o ensinamento, apoio durante os semestres e pela amizade e entusiasmo que se fortaleceu a cada dificuldade passada.

Agradeço ao meu orientador, Professor Gerardo, o qual tenho grande admiração e respeito, por ter me guiado por este projeto e por todo o suporte, dedicação e paciência durante o processo de desenvolvimento do presente trabalho.

Por fim, agradeço à Universidade de Brasília por todo o aprendizado nesses anos de curso.

Resumo

Este trabalho propõe o uso de antenas de microfita de baixo custo para a detecção da perda de massa óssea a fim de auxiliar no diagnóstico da osteoporose. Foi usado um método baseado na teoria das ondas eletromagnéticas refletidas e transmitidas. Dessa forma, foi avaliado o comportamento dessas ondas e o nível de atenuação provocada no tecido ósseo teórico. Todo trabalho é alicerçado em simulações no software Ansys HFSS. Se baseando no fato de que qualquer material pode ser caracterizado basicamente em termos de coeficientes como permissividade elétrica e perda tangencial, foi feita a simulação da antena transmissora e receptora interagindo com material com características semelhantes ao do osso real. Para isto, foi criado um ambiente de testes virtual no HFSS com duas antenas de microfita na frequência de ressonância de 2.3GHz.

Palavras-chave: Antenas de microfita. Densidade óssea. Ondas eletromagnéticas. Osteoporose.

Abstract

This work proposes the use of low cost microstrip antennas for the detection of loss of bone mass in order to aid in the diagnosis of osteoporosis. was used a method based on the theory of reflected and transmitted electromagnetic waves. Of that In this way, the behavior of these waves and the level of attenuation provoked in the theoretical bone tissue. All work is based on simulations in the Ansys HFSS software. if based on the fact that any material can be characterized basically in terms of coefficients such as electrical permittivity and tangential loss, a simulation of the transmitting and receiving antenna interacting with material with similar characteristics to that of real bone. For this, a virtual test environment was created in HFSS with two microstrip antennas in the 2.3GHz resonant frequency.

Key-words: Microstrip antennas. Bone density. Electromagnetic waves. Osteoporosis.

Lista de ilustrações

| | |
|---|----|
| Figura 1 – Organização interna de ossos típicos | 16 |
| Figura 2 – Parte real da permissividade elétrica de osso cortical de fêmur bovino. Cada divisão no eixo x corresponde a um intervalo de frequência de 295 MHz | 18 |
| Figura 3 – Algumas medidas (representadas por símbolos, no gráfico) da permissi- vidade relativa de osso em mamíferos em função da frequência, confron- tados com a curva obtida no trabalho de (POLLI, 2008) (linha cheia) na faixa de frequência entre 50MHz e 3GHz. | 18 |
| Figura 4 – Curvas do fator de perdas do osso, medido em amostras radiais na faixa de frequência entre 50 MHz e 3 GHz. | 19 |
| Figura 5 – Estrutura do Osso: (A) Substância esponjosa normal. (B) substância esponjosa na osteoporose | 20 |
| Figura 6 – Componentes de uma antena de microfita (BALANIS, 2015) | 23 |
| Figura 7 – Exemplos de formas geométricas para o patch (BALANIS, 2015) | 24 |
| Figura 8 – Vista Lateral da Antena de microfita (BALANIS, 2015) | 24 |
| Figura 9 – Vista Lateral da Antena de microfita (BALANIS, 2015) | 25 |
| Figura 10 – Vista Lateral da Antena de microfita (BALANIS, 2015) | 26 |
| Figura 11 – Antena patch microfita com inset feed (BALANIS, 2015) | 27 |
| Figura 12 – Ganho de Antena | 29 |
| Figura 13 – Representação do quadripólo | 30 |
| Figura 14 – Lóbulos frente e Costa | 31 |
| Figura 15 – Software comercial Ansoft HFSS | 31 |
| Figura 16 – Ferramentas HFSS | 32 |
| Figura 17 – Perda de retorno medida e simulada para o arranjo de antenas fractais (ANDRADE; MENDONÇA,) | 33 |
| Figura 18 – Perda de retorno medida e simulada para o filtro (OLIVEIRA et al.,) . | 33 |
| Figura 19 – Calculadora online do RF wireless world (WORLD, 2023) | 37 |
| Figura 20 – Antena criada no HFSS | 38 |
| Figura 21 – Gráfico 3D do Ganho: visão traseira | 39 |
| Figura 22 – Gráfico 3D do Ganho: visão lateral | 39 |

| | |
|--|----|
| Figura 23 – Gráfico 3D do Ganho: visão frontal | 39 |
| Figura 24 – Gráfico 2D do Ganho | 40 |
| Figura 25 – Antena com radiação | 40 |
| Figura 26 – Parâmetro S11 da antena | 41 |
| Figura 27 – Projeto usando variação do raio do cilindro | 42 |
| Figura 28 – Resultados dos parâmetros S21 variando o raio do cilindro | 42 |
| Figura 29 – Visão superior do sistema | 43 |
| Figura 30 – Visão Frontal do sistema | 43 |
| Figura 31 – Parâmetros S21: Resultado da variação do raio das esferas sem zoom | 44 |
| Figura 32 – Parâmetros S21: Resultado da variação do raio das esferas com zoom | 44 |
| Figura 33 – Projeto usando variação da distância entre antenas | 45 |
| Figura 34 – Parâmetros S21: Resultado variando a distância entre antenas | 45 |
| Figura 35 – Parâmetros S11: Resultado variando a distância entre antenas | 46 |
| Figura 36 – Arranjo de antenas usado no experimento (CRUZ, 2014) | 47 |
| Figura 37 – Antenas confeccionadas em laboratório. (CRUZ, 2014) | 47 |
| Figura 38 – Amostras de osso bovino utilizados. (CRUZ, 2014) | 48 |
| Figura 39 – Massa de ossos originais e alteradas (CRUZ, 2014) | 48 |
| Figura 40 – Atenuação média dos ossos (CRUZ, 2014) | 49 |
| Figura 41 – Mão virtual presente na biblioteca do HFSS | 51 |
| Figura 42 – Mão virtual presente na biblioteca do HFSS | 51 |

Lista de abreviaturas e siglas

| | |
|---------|---|
| ABNT | Associação Brasileira de Normas |
| DEXA | Dual Energy X-ray Absorptiometry |
| DMO | Densitometria Mineral Óssea |
| EM | Estruturas Eletromagnéticas |
| FE | Elemento Finito |
| RF | Rádio Frequência |
| HR-pQCT | High-resolution peripheral quantitative computed tomography |
| IoT | Internet of Things |
| QUS | Ultrassonografia Quantitativa |
| TCC | Trabalho de Conclusão de Curso |
| TQC | Tomografia Quantitativa Computadorizada |
| VSWR | Voltage Standing Wave Ratio |
| WEB | World wide Web |
| Wifi | Wireless Fidelity |

Lista de símbolos

| | |
|--------------|---|
| ϵ_r | Constante Dielétrica do substrato |
| c | Velocidade da luz no espaço livre |
| f_r | Frequência de Ressonância |
| W | Largura da antena de antena de microfita |
| h | Espessura do substrato |
| L_{ref} | Coefficiente de reflexão a uma distância medida a partir da carga |
| ΔL | Ajuste no tamanho físico da antena para efetividade elétrica |
| ϵ_0 | Contante dielétrica no espaço livre |
| μ_0 | Permeabilidade no espaço livre |
| A | Ampére |
| °C | Graus Celsius |
| mA | Miliampere |
| MB | Megabyte |
| ms | Milissegundo |
| MHz | Megahertz |
| Ω | Ohm |
| s | Segundos |
| us | Microssegundo |
| V | Volts |
| λ | Comprimento de onda |

Sumário

| | | |
|------------|--|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 13 |
| 1.1 | Definição do problema | 14 |
| 1.2 | Objetivo Geral | 14 |
| 1.3 | Objetivos Específicos | 14 |
| 1.4 | Estrutura do Trabalho | 15 |
| 2 | REFERENCIAL TEÓRICO | 16 |
| 2.1 | Tecido Ósseo Humano | 16 |
| 2.2 | Permissividade do osso | 17 |
| 2.3 | Osteoporose | 19 |
| 2.4 | Diagnóstico da Osteoporose | 20 |
| 2.4.1 | Dual Energy X-ray Absorptiometry (DEXA) | 20 |
| 2.4.2 | Tomografia Quantitativa Computadorizada (TQC) | 21 |
| 2.4.3 | Ultrassonografia Quantitativa (QUS) | 21 |
| 2.5 | Antenas de Microfita | 22 |
| 2.5.1 | Definição | 22 |
| 2.5.2 | Modelos de Patch | 23 |
| 2.5.3 | Tipos de Substratos | 24 |
| 2.5.4 | Métodos de Alimentação | 25 |
| 2.5.4.1 | Alimentação por linha | 25 |
| 2.5.4.2 | Alimentação por cabo coaxial | 25 |
| 2.5.5 | Modelagem da Antena | 26 |
| 2.6 | Características relevantes para análise do desempenho de uma antena | 27 |
| 2.6.1 | Diretividade | 27 |
| 2.6.2 | Ganho | 28 |
| 2.6.3 | Perda de Retorno | 29 |
| 2.6.4 | Relação Frente - Costas | 30 |
| 2.7 | Software Ansoft HFSS | 31 |
| 3 | METODOLOGIA | 34 |
| 3.1 | Bloco I - Referência Bibliográfica | 34 |
| 3.2 | Bloco II - Definição das medidas da antena | 34 |
| 3.3 | Bloco III - Simulação da antena no HFSS | 34 |
| 3.4 | Bloco IV - Testes | 35 |
| 3.5 | Bloco V - Análise e Discussão dos Resultados | 35 |

| | | |
|------------|---|-----------|
| 4 | DESENVOLVIMENTO | 36 |
| 4.1 | Projeto de uma antena de microfita | 36 |
| 4.1.1 | Cálculo dos parâmetros | 36 |
| 4.1.2 | Construção e Simulação da Antena Isolada | 37 |
| 4.1.3 | Simulação de duas antenas e um obstáculo | 41 |
| 4.1.3.1 | Simulação Variando o raio do cilindro | 41 |
| 4.1.3.2 | Simulação Variando o raio das esferas | 43 |
| 4.1.3.3 | Simulação Variando a distância entre as antenas | 44 |
| 5 | TRABALHOS CORRELATOS | 47 |
| 6 | CONCLUSÃO | 50 |
| 7 | TRABALHOS FUTUROS | 51 |
| | REFERÊNCIAS | 52 |
| | APÊNDICES | 54 |
| | APÊNDICE A – APRESENTAÇÃO DO TCC | 55 |
| | ANEXOS | 62 |
| | ANEXO A – RESUMO DA CONSTRUÇÃO DO SISTEMA VIRTUAL NO HFSS: | 63 |

1 Introdução

A osteoporose afeta 200 milhões de pessoas no mundo, 10 milhões só no Brasil. Segundo dados de um novo estudo, no mundo, o custo anual de hospitalização por fraturas causadas pela doença é de 19,8 bilhões de reais. Este valor é maior que o custo de infarto (16,7 bilhões de reais), derrames (11,7 bilhões de reais) e câncer de mama (1,9 bilhões de reais) ([RADOMINSKI et al., 2017](#)).

No Brasil, a osteoporose custa 1,2 bilhão de reais anualmente. Mais da metade (61%) deste montante, o equivalente a 733,5 milhões de reais, está associado à perda de produtividade. As despesas com hospitalização representam 234 milhões de reais e os custos cirúrgicos, 162,6 milhões de reais ([AZIZIYEH et al., 2019](#)).

A osteoporose é um importante problema de saúde atualmente, e a incidência de fraturas e seus custos associados estão aumentando rapidamente à medida que nossa população envelhece. A National Osteoporosis Foundation (NOF) estimou que mais de 40 milhões terão baixa massa óssea ([DAWSON-HUGHES; COMMITTEE, 2008](#)). Nesse sentido, o diagnóstico e o tratamento precoce da doença são fundamentais para aplicação de medidas preventivas e assim evitar a ocorrência de fraturas osteoporóticas. Uma pesquisa realizada pela IOF (Internacional Osteoporosis Foundation) em vários países revelou que: o não conhecimento dos riscos por mulheres pós-menopausa, a dificuldade do diagnóstico e de tratamento resultam no agravamento do quadro que essa doença tem provocado, dificultando sua detecção precoce e assim o tratamento ([RADOMINSKI et al., 2017](#)).

Conforme adoção da Organização Mundial de Saúde, o diagnóstico da osteoporose baseia-se na determinação dos valores da Densidade Mineral Óssea (DMO), que consiste na medição da quantidade de mineral existente numa determinada área do osso. Pessoas com risco de desenvolver osteoporose devem realizar a medição da DMO ([RINALDI et al., 2021](#)). Dentre as técnicas disponíveis para determinação da DMO temos: tomografia quantitativa computadorizada (TQC); ultrassonografia quantitativa (USQ) e absorciometria de raios-x de dupla energia (DEXA), esta última é uma das mais frequentemente utilizadas devido à sua ampla disponibilidade, precisão e exatidão ([ROCHA, 2011](#)). No entanto, as ondas emitidas pela radiação X, são altamente energéticas e de alta frequência, com alto poder de penetração na matéria e é nocivo à saúde devido a alterações celulares no organismo.

1.1 Definição do problema

O diagnóstico e o tratamento precoce da osteoporose são, portanto, fundamentais, tendo em vista a implantação de medidas preventivas à ocorrência de fraturas osteoporóticas. Uma pesquisa realizada pela IOF (International Osteoporosis Foundation) em 11 países revelou que: o não conhecimento dos riscos por mulheres pós-menopausa, a dificuldade no diagnóstico e de tratamento resultam no agravamento do quadro de calamidade silenciosa que essa doença tem provocado, dificultando sua detecção precoce e posterior tratamento (FOUNDATION, 2023). O conhecimento das propriedades dielétricas do osso tem se mostrado importante na medicina ortopédica para aplicações em diagnóstico e tratamento da osteoporose, de fraturas, controle da osteonecrose e, também, na área de cerâmicas industriais (porcelana de osso). Diante de tal contexto, esta monografia tem como principal objetivo apresentar uma opção na forma de medição da densidade óssea através da atenuação de ondas eletromagnéticas de baixa frequência. Para isso, utilizar-se-á o software Ansys HFSS (*software High Frequency Structure Simulator*) para as simulações e análise das ondas eletromagnéticas. A frequência de ressonância usada no projeto será de 2,3GHz, em razão da grande quantidade de trabalhos experimentais com frequências próximas, trazendo a possibilidade, posteriormente, de uma análise comparativa.

1.2 Objetivo Geral

O objetivo geral desta monografia é avaliar a atenuação de ondas eletromagnéticas especificamente na frequência de 2,3 GHz em materiais com permissividade semelhante a um osso humano. Para isso foi usado como ferramenta o software Ansys HFSS. Com a ferramenta foi realizado a simulação que analisou três parâmetros: distância entre as antenas, aumento do raio do cilindro (obstáculo) e quantidade de perfurações no cilindro, material com permissividade elétrica semelhante ao osso humano.

1.3 Objetivos Específicos

- Coletar referencial teórico;
- Determinar as dimensões da antena de microfitas;
- Projetar uma antena com frequência de 2,3GHz no HFSS;
- Simular as antenas com obstáculo entre elas;
- Coletar os dados mudando diferentes parâmetros do sistema;
- Analisar e interpretar os dados coletados;

1.4 Estrutura do Trabalho

Este documento é dividido em seis capítulos onde no primeiro capítulo é constituído por uma contextualização, uma justificativa para o desenvolvimento do trabalho e a definição dos objetivos gerais e específicos do projeto.

O segundo capítulo aborda a fundamentação teórica do trabalho utilizando o referencial teórico com uma revisão bibliográfica.

O terceiro capítulo desenvolve a metodologia e a topologia utilizadas no trabalho. Além disso, descreve-se o processo e as técnicas utilizadas para chegar aos resultados dos objetivos propostos.

O quarto capítulo consiste no desenvolvimento da simulação no HFSS e cálculos da antena proposta. Além disso, apresenta os resultados obtidos com o desenvolvimento do trabalho.

O quinto capítulo faz uma análise comparativa com Trabalhos correlatos.

O sexto capítulo refere-se à conclusão do projeto.

Por fim, o sétimo capítulo relaciona-se às propostas e atualizações para trabalhos futuros.

2 Referencial Teórico

Para se obter uma boa base dos conceitos teóricos e dos métodos que podem ser utilizados na construção deste projeto, faz-se necessário um levantamento teórico sólido sobre os conceitos, componentes e métodos utilizados. Parte fundamental para identificar divergências passíveis de mudanças.

2.1 Tecido Ósseo Humano

O tecido ósseo, ou osso, é um dos tecidos conectivos de sustentação; ele contém células especializadas e uma matriz extracelular composta de fibras proteicas e substância fundamental. A matriz do tecido ósseo é sólida e resistente devido à deposição de sais de cálcio ao redor das fibras de proteína. O tecido ósseo geralmente é separado dos tecidos contíguos por um perióstio (membrana) de consistência fibrosa, Figura 1. Quando o osso circunda outro tecido, sua superfície interna é revestida por um endóstio de característica celular (MARTINI; TIMMONS; TALLITSCH, 2009).

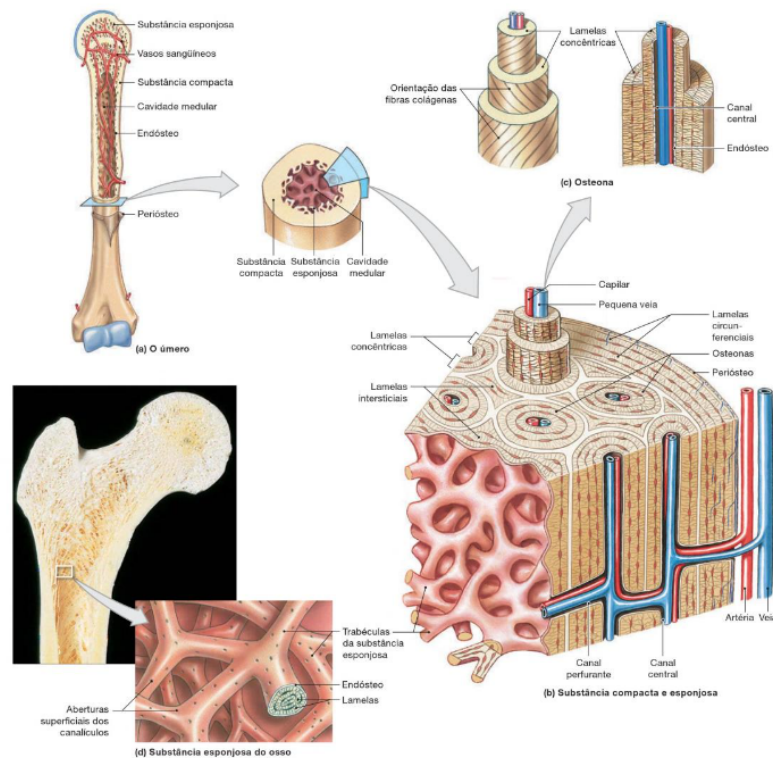


Figura 1 – Organização interna de ossos típicos (MARTINI; TIMMONS; TALLITSCH, 2009)

O fosfato de cálcio, $Ca_3(PO_4)_2$, é responsável por aproximadamente dois terços

do peso do osso. O fosfato de cálcio interage com o hidróxido de cálcio $[CA(OH)_2]$ para formar cristais de hidroxiapatita $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$. Conforme se formam, esses cristais incorporam outros sais de cálcio, como o carbonato de cálcio, e íons, como sódio, magnésio e flúor. Estes componentes conferem ao osso a capacidade de suportar compressão. Os osteócitos e outros tipos de células respondem por 2% da massa de um osso típico, um terço do peso do osso corresponde a fibras colágenas que conferem resistência à tração (MARTINI; TIMMONS; TALLITSCH, 2009).

O osso contém uma população de diferentes células, incluindo células osteoprogenitoras, osteoblastos, osteócitos e osteoclastos. As células ósseas maduras são identificadas como osteócitos. Estas mantêm e monitoram o conteúdo de proteínas e minerais da matriz circundante. Os minerais da matriz são constantemente reciclados. Cada osteócito comanda tanto a liberação do cálcio do osso para o sangue quanto a deposição dos sais de cálcio na matriz circundante. Os osteócitos ocupam pequenas câmaras, denominadas lacunas, limitadas por duas camadas de matriz óssea calcificada. Essas camadas de matriz são conhecidas como lamelas. Canais denominados canalículos irradiam-se através da matriz de uma lacuna a outra e em direção às superfícies livres e a vasos sanguíneos adjacentes. Os canalículos, que contêm finos processos citoplasmáticos e substância fundamental, interligam os osteócitos situados em lacunas adjacentes. Junções oclusivas ligam esses processos e oferecem uma via para difusão de nutrientes e produtos residuais de um osteócito para outro através de junções comunicantes (MARTINI; TIMMONS; TALLITSCH, 2009).

2.2 Permissividade do osso

De Polli, Migliano e Sartori, em 2008, apresentaram um trabalho sobre a caracterização da permissividade (ϵ) em osso cortical, desidratado de fêmur bovino, na faixa de frequência de 50 MHz a 3 GHz. Nesse trabalho, apresentou-se uma metodologia de avaliação das permissividades complexas de osso cortical de fêmur bovino desidratado, utilizando-se o método de impedância em uma linha de transmissão. Esta se constitui de um condutor coaxial, do tipo N, de uma porta, e um terminal aberto, que é conectado a um analisador de impedância. Observou-se que a permissividade decai rapidamente com a frequência e apresenta valores entre 8,5(F/m) e 11(F/m), na faixa de frequência entre 50 MHz e 3 GHz, tendendo a um valor constante e igual a 8(F/m) em torno dos 3 GHz (POLLI, 2008). Os resultados apontados nas pesquisas encontram-se na figura 2.

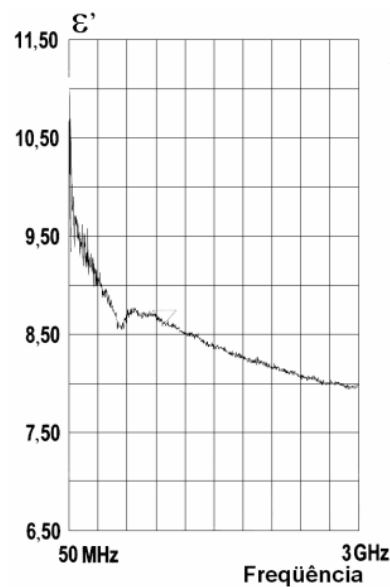


Figura 2 – Parte real da permissividade elétrica de osso cortical de fêmur bovino. Cada divisão no eixo x corresponde a um intervalo de frequência de 295 MHz (POLLI, 2008)

É possível concluir que, na faixa de frequência entre 345MHz e 3GHz estes resultados apresentam permissividade relativa entre 8 e 9. Alguns resultados das propriedades dielétricas são comparados com os valores experimentais disponíveis na literatura referentes a outros animais, incluindo o osso humano (POLLI, 2008), conforme Figura 3.

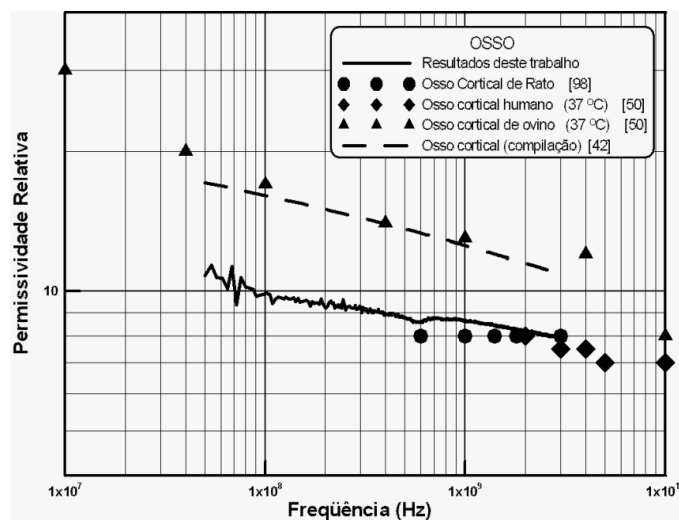


Figura 3 – Algumas medidas (representadas por símbolos, no gráfico) da permissividade relativa de osso em mamíferos em função da frequência, confrontados com a curva obtida no trabalho de (POLLI, 2008) (linha cheia) na faixa de frequência entre 50MHz e 3GHz.

(POLLI, 2008)

Na Figura 3 podemos verificar a semelhança dos dados de ossos bovinos com ossos humanos. Dessa forma, o osso bovino pode ser usado como referência para análise do projeto considerando osso humano. Uma das justificativas para essa substituição é a ausência de dados referente a anatomia humana é devido a dificuldades operacionais e questões éticas que impediram o uso de material humano nos laboratórios de ensaio e a diversidade de trabalhos semelhantes usando o osso bovino. Ainda nesse trabalho, outro parâmetro analisado, foi a tangente de perdas, Figura 4.

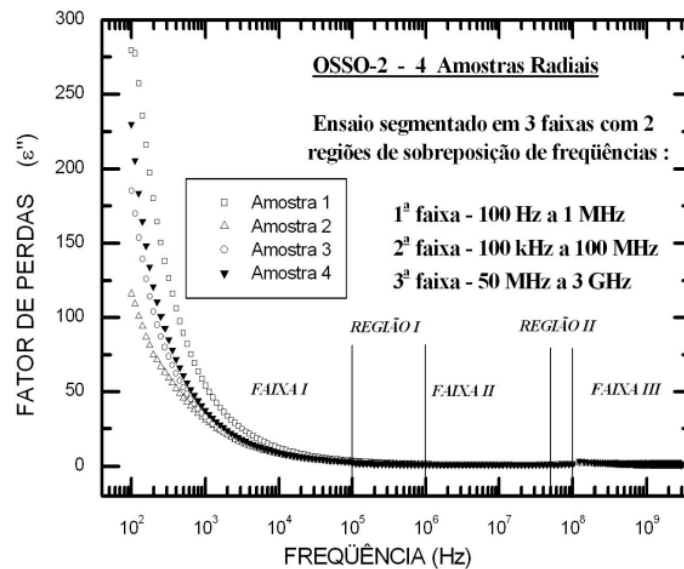


Figura 4 – Curvas do fator de perdas do osso, medido em amostras radiais na faixa de frequência entre 50 MHz e 3 GHz.

(POLLI, 2008)

No gráfico acima é possível observar que a tangente de perdas da amostra radial de osso tende a zero próximo da frequência de 3 GHz. Para esse trabalho será considerado uma tangente de perdas de 0,005.

2.3 Osteoporose

A osteoporose é uma doença que se caracteriza por uma baixa massa óssea e deterioração na microarquitetura do tecido ósseo, figura 5, levando a um aumento do risco de fraturas. “Osteoporose” significa literalmente “ossos porosos”. Os ossos se tornam mais fracos, aumentando o risco de fraturas, especialmente no quadril, nas vértebras da coluna vertebral e no punho. Ocorre quando a massa óssea diminui mais rapidamente do que a capacidade do corpo de substituí-la, gerando a perda substancial da força do osso. Ela afeta todos os ossos do corpo e não apresenta sinais ou sintomas até que uma fratura aconteça (HENDERSON; GOLTZMAN, 2000).

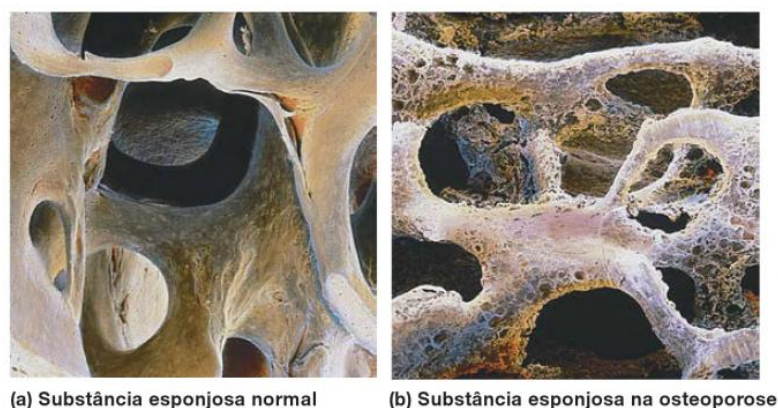


Figura 5 – Estrutura do Osso: (A) Substância esponjosa normal. (B) substância esponjosa na osteoporose

(MARTINI; TIMMONS; TALLITSCH, 2009)

2.4 Diagnóstico da Osteoporose

Para obter um diagnóstico precoce da doença, pessoas que entram nos fatores de risco devem fazer um check-up para avaliar a saúde dos ossos. Entram nos fatores de risco, pessoas com históricos da doença na família, fraturas espontâneas, mulheres acima dos 40 anos ou no período da menopausa, fumantes e consumidores frequentes de álcool. Os exames também são indicados para mulheres acima dos 65 anos e homens a partir dos 70 anos. Dessa forma, existem diversos tipos de exames que avaliam a saúde dos ossos e ajudam a diagnosticar precocemente a osteoporose. Porém, teste de DMO (Densitometria Mineral Óssea) é o único exame que pode diagnosticar a osteoporose antes da ocorrência de um osso quebrado. Dentre as técnicas disponíveis para determinação da DMO, tem-se a *Dual Energy X-ray Absorptiometry* (DEXA), a Tomografia Quantitativa Computadorizada (TQC) e a Ultrassonografia Quantitativa (QUS). As duas primeiras recorrem a feixes de raios X com diferentes níveis de energia e a terceira utiliza a velocidade e atenuação do som para medidas de DMO. Na primeira descrição, tem-se a presença de radiação ionizante que pode alterar ou destruir células do corpo humano (KING, 1998). Já a segunda, embora não exista a presença de radiação, há variabilidade entre os aparelhos utilizados, tendo-se assim variações nas medidas obtidas, sem a aplicação de critérios de diagnósticos clássicos empregados pela densitometria (PACIFICI et al., 1990).

2.4.1 Dual Energy X-ray Absorptiometry (DEXA)

A densitometria óssea por dupla emissão de raio x realiza exames de imagem de precisão, que permitem avaliar minuciosamente os índices de massa óssea, muscular, gordura e água do corpo inteiro. Originalmente, desenvolvido para medir a densidade mineral óssea, DEXA tornou-se reconhecido por sua capacidade de precisão para medir a

composição corporal total.

A densitometria óssea por DEXA faz análises transversas de todo o corpo, em intervalos de 1 cm, da cabeça aos pés, fornecendo informações preciosas que podem ter múltiplas utilizações, seja para o diagnóstico de doenças, seja para avaliação da performance de atletas, ou para a prescrição de dietas alimentares e indicação de tratamentos para redução de peso. (LÚCIA, 2019)

Desvantagem: Alto custo, exposição a radiação ionizante. A radiação pode danificar a molécula de DNA, com isso, podendo levar a aberrações cromossômicas, como por exemplo o câncer.

2.4.2 Tomografia Quantitativa Computadorizada (TQC)

A tomografia computadorizada quantitativa é uma tecnologia disponível comercialmente há menos de 10 anos, que permite a feitura de exames *in vitro* para a avaliação de parâmetros ósseos. A HR-pQCT avalia a forma, o número, o volume, a densidade, a conectividade e a separação das trabéculas; a densidade e a espessura do osso cortical e o volume e a densidade total, em alta definição, o que permite a construção digital da microarquitetura óssea adicionalmente. A aplicação de cálculos matemáticos aos dados capturados, método denominado elemento finito (FE), permite a estimativa das propriedades físicas do tecido e simula cargas suportadas de forma não invasiva. Desse modo, a HR-pQCT adquire simultaneamente dados antes fornecidos separadamente pela densitometria óssea, pela ressonância magnética e pela histomorfometria e agrega estimativas biomecânicas antes só possíveis em tecidos extraídos. (SCIENCEDIRECT, 2015)

Desvantagens: não portabilidade, alto custo, alta exposição radioativa, requer destreza técnica para análise da imagem e exame conveniente. (NUTRITOTAL, 2019)

2.4.3 Ultrassonografia Quantitativa (QUS)

A ultrassonografia quantitativa (exame que utiliza ondas sonoras para gerar imagens do corpo humano) se apresenta como um preditor modesto na detecção da osteoporose. Estudos demonstram que ela poderia estimar o risco de fraturas tão bem quanto a absorciometria radiológica de dupla energia a depender da idade, do sexo e da raça, mas independentemente da densidade mineral óssea apresentada. Entretanto, nem todos os aparelhos usados no mercado têm evidências satisfatórias para estimar o risco de fraturas, sejam elas vertebrais, coxofemorais ou em geral. Uma queda dos parâmetros da ultrassonografia quantitativa ocorre durante o envelhecimento, sendo este o principal fator envolvido, sobretudo nas mulheres (MAÑAS et al., 2012).

O T-Score é a “nota” da densidade óssea do paciente comparada a adultos jovens do mesmo sexo e etnia. Atualmente, não existe consenso sobre qual seria o limite

ideal do T-score da ultrassonografia quantitativa para diagnosticar a osteoporose, em virtude, principalmente, da existência de numerosos aparelhos existentes no mercado com diferenças dignas de notas (MAÑAS et al., 2012).

Dessa forma, a densitometria por absorciometria radiológica de dupla energia continua sendo o método padrão-ouro para o diagnóstico de osteoporose, e os protocolos de tratamento atuais se baseiam nesse exame, visto que ele reflete a densidade mineral óssea, ao contrário de uma estimativa da ultrassonografia quantitativa. Assim, esta não confirma e não exclui osteoporose prévia diagnosticada por absorciometria radiológica de dupla energia, não podendo ser usada para acompanhamento da doença (MAÑAS et al., 2012).

Desvantagens: Falta de consenso sobre qual seria o limite ideal do T-score da QUS, a ausência de pontos de corte para diagnósticos, escassez de protocolos clínicos e concordância em sua utilização e utilização limitada em situações com edema excessivo.(NUTRITOTAL, 2019)

2.5 Antenas de Microfita

2.5.1 Definição

As antenas são, de modo geral, estruturas intermediárias entre o espaço livre e as linhas de transmissão. Contudo, além de receberem e transmitirem energia, as antenas em sistemas avançados podem ser utilizadas para potencializar ou acentuar a energia de radiação em determinadas direções e suprimi-las em outras. (BALANIS, 2015)

Em sistemas de comunicação sem fio, a antena é um dos elementos mais cruciais, uma vez que um projeto adequado desses dispositivos é capaz de promover um bom desempenho para o sistema. Em virtude disso, as antenas devem dispor de diferentes modelos para que sejam capazes de satisfazer as exigências dos mais variados projetos, entre elas estão as do tipo microfita.

Em suma, as antenas de microfita, também denominadas de antenas de microlinha, em seu modelo mais simples, são compostas de um elemento metálico irradiante nomeado de patch, impresso sobre uma camada de material dielétrico, sobre um plano de terra localizado na face inferior do substrato da antena (BALANIS, 2015), conforme mostrado na figura 6.

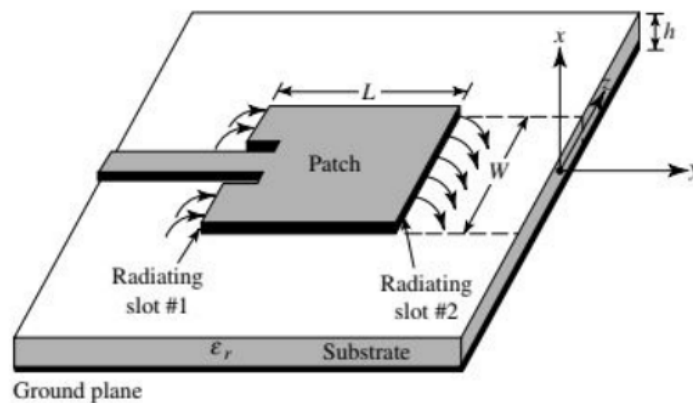


Figura 6 – Componentes de uma antena de microfita (BALANIS, 2015)

Idealizada por (DESCHAMPS, 1953), as antenas de microfita tornaram-se populares devido à facilidade de construção e ao baixo custo de fabricação, utilizando técnicas modernas de circuito impresso. Amplamente empregadas em aplicações comerciais e governamentais, uma antena patch em microfita consiste basicamente de duas placas condutoras, paralelas, separadas por um substrato dielétrico, sendo uma das placas o elemento irradiante (patch) e a outra o plano de terra. Diferentes materiais podem ser utilizados como substrato na construção, os mais adequados para bons resultados de desempenho são espessos e têm constante dielétrica de valor baixo, pois estes possuem maior eficiência, maior largura de banda e campos mais desprendidos, permitindo uma boa radiação no espaço. As plaquetas podem ter diversas configurações, sendo as mais empregadas: as circulares e retangulares. Isto pelo fato de serem facilmente fabricadas e possuírem características de radiação atraentes (BALANIS, 2015).

2.5.2 Modelos de Patch

O patch é o principal elemento das antenas de microfita, ele é capaz de apresentar inúmeras formas, conforme exemplificado na figura 7. Outrossim, o formato desse componente metálico modifica diretamente a distribuição de corrente, que, por decorrência, altera a organização dos campos na superfície da antena. Ademais, embora seja possível a utilização de diversos formatos para a construção do patch, recomenda-se que inicie o projeto desses dispositivos a partir dos valores geométricos do elemento irradiador, uma vez que as propriedades de radiação se mantêm semelhantes. (BALANIS, 2015)

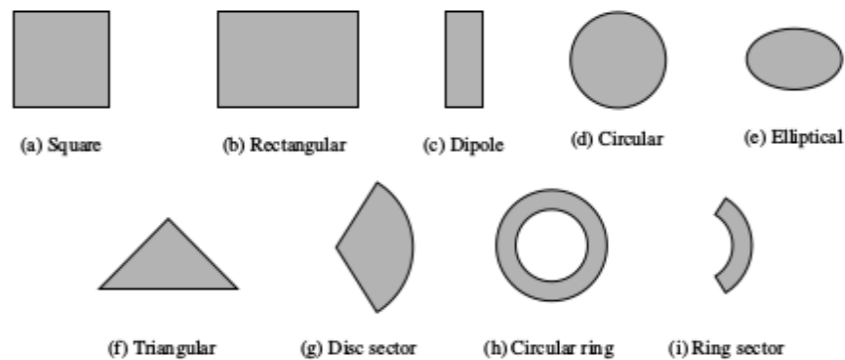


Figura 7 – Exemplos de formas geométricas para o patch
(BALANIS, 2015)

Plaquetas quadradas, retangulares, dipolos (fitas) e circulares são as mais comuns, devido à facilidade de análise e fabricação. Dipolos de microfita são atraentes por possuírem uma largura de banda inerentemente grande e ocuparem menos espaço, o que os torna adequados para a formação de conjuntos. Polarizações lineares e circulares podem ser obtidas com um único elemento ou com conjuntos de antenas de microfita. Conjuntos de elementos de microfita, com alimentação simples ou múltipla, podem também ser usados para introduzir capacidade de varredura e alcançar diretividades mais elevadas. (BALANIS, 2015)

2.5.3 Tipos de Substratos

A fita (plaqueta) e o plano de terra são separados por uma camada dielétrica (referida como o substrato), como mostrado na Figura 8.

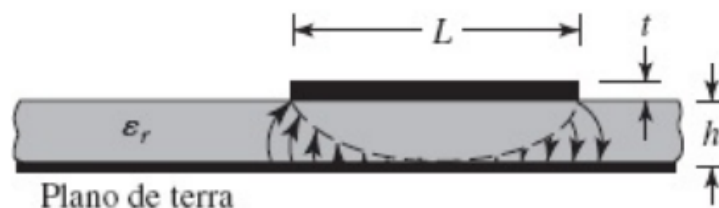


Figura 8 – Vista Lateral da Antena de microfita
(BALANIS, 2015)

Diferentes materiais podem ser usados como substrato no projeto de antenas de microfita. Em geral, a constante dielétrica desses materiais tem valores de $2.2 \leq \epsilon_r \leq 12$. Os substratos mais adequados para antenas de bom desempenho são espessos e têm constante dielétrica de valor baixo, pois permitem maior eficiência, maior largura de banda e campos mais desprendidos, facilitando a radiação no espaço. Mas essas propriedades

têm o custo de elementos de maiores dimensões. Substratos delgados com altos valores de constante dielétrica são desejáveis para circuitos de microondas, que exigem campos mais confinados, para minimizar radiação e acoplamentos indesejáveis, e elementos de pequenas dimensões; entretanto, devido às maiores perdas esses substratos são menos eficientes e resultam em larguras de banda relativamente menores. Como antenas de microfita são geralmente integradas com outros circuitos de microondas, um equilíbrio deve ser encontrado entre bom desempenho da antena e bom projeto do circuito.

2.5.4 Métodos de Alimentação

Diversas configurações podem ser usadas para alimentar antenas de microfita. As duas mais populares são linha de microfita e sonda coaxial.

2.5.4.1 Alimentação por linha

A linha de alimentação de microfita também consiste em uma fita condutora que, em geral, tem largura muito menor que a da plaqueta (Figura 9). A linha de alimentação de microfita é de fácil fabricação, de casamento simples — controlando o ponto de inserção — e de modelagem bastante simples. No entanto, à medida que a espessura do substrato aumenta, ondas de superfície e radiação espúria gerada pela alimentação aumentam, o que, na prática, limita a largura de banda (tipicamente, 2-5%) (BALANIS, 2015).

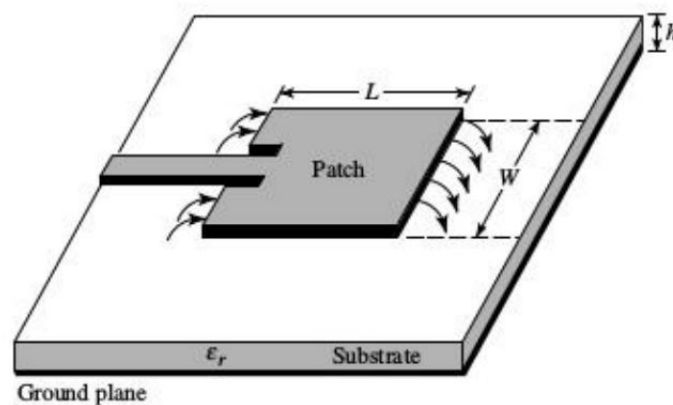


Figura 9 – Vista Lateral da Antena de microfita (BALANIS, 2015)

2.5.4.2 Alimentação por cabo coaxial

Alimentadores de linha coaxial (Figura 10), onde o condutor interno do coaxial é conectado à plaqueta radiante e o condutor externo ao plano de terra, também são largamente utilizados. O alimentador coaxial é de fácil construção e casamento, apresen-

tando baixa radiação espúria. Contudo, tem pequena largura de banda e é mais difícil de modelar, especialmente no caso de substratos espessos (BALANIS, 2015).

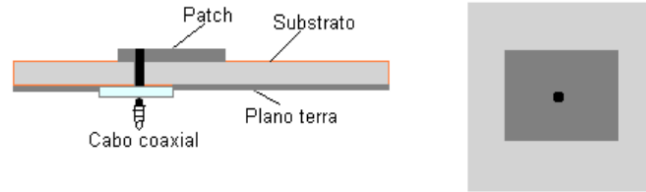


Figura 10 – Vista Lateral da Antena de microfita (BALANIS, 2015)

2.5.5 Modelagem da Antena

O sistema de modelagem para a antena de microfita retangular se dá por intermédio de equações matemáticas e métodos simulatórios que permitam variar determinados parâmetros da antena até um resultado satisfatório de dimensões. Existe uma série de equações para a devida modelagem da antena de microfita retangular. As escolhas das equações a serem aplicadas dependerá de critérios de proporções entre os parâmetros geométricos, como, L , W , h da antena (Figura 11), tendo em vista que os cálculos possuem simplificações em suas operações algébricas. A seguir, estão descritas as equações utilizadas para calcular os devidos parâmetros da antena, tendo como base os critérios pré-estabelecidos. Para os cálculos das dimensões W e L foram utilizadas as equações de 2.1 a 2.4.

$$W = \frac{1}{2f_r \sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} = \frac{c}{2f_r} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} \quad (2.1)$$

$$\epsilon_{reff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[1 + 12 \frac{h}{W} \right]^{-1/2} \quad (2.2)$$

$$\frac{\Delta L}{h} = 0.412 \frac{(\epsilon_{reff} + 0.3) \left(\frac{W}{h} + 0.264 \right)}{(\epsilon_{reff} - 0.258) \left(\frac{W}{h} + 0.8 \right)} \quad (2.3)$$

$$L = \frac{1}{2f_r \sqrt{\epsilon_{reff}} \sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} - 2\Delta L \quad (2.4)$$

onde:

- c é a velocidade da luz no espaço livre.

- f_r é a frequência de ressonância.
- ϵ_r é a permissividade do material do substrato.
- W é a largura da antena de microfita.
- h é a espessura do substrato.
- L_{ref} é o coeficiente de reflexão a uma distância medida a partir da carga.
- ΔL é o ajuste no tamanho físico da antena para efetividade elétrica.
- ϵ_0 é a constante dielétrica no espaço livre.
- μ_0 é permeabilidade no espaço livre.

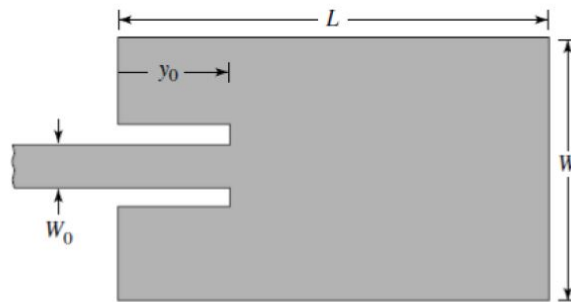


Figura 11 – Antena patch microfita com inset feed
(BALANIS, 2015)

2.6 Características relevantes para análise do desempenho de uma antena

A fim de observar a performance e o desempenho da antena é fundamental conhecer alguns parâmetros, como diretividade, ganho, perda de retorno e Relação Frente-Costas.

2.6.1 Diretividade

Diretividade de uma antena pode ser definida como a habilidade em concentrar a potência radiada em uma dada direção ou absorver a potência incidente a partir daquela direção. Quantitativamente, a diretividade (D) de uma antena na direção de máxima radiação pode ser definida como a razão entre a intensidade de radiação máxima (U_{max}) e a intensidade de radiação média (U_{media}). (BALANIS, 2015)

$$D = \frac{U_{max}}{U_{media}} \quad (2.5)$$

E por definição a intensidade de radiação média (U_{media}) é encontrada a partir da razão entre a potência total radiada pela antena (P_{rad}) e o ângulo sólido da esfera contendo a antena.

$$P_{rad} = \frac{U_{media}}{4\pi} \quad (2.6)$$

Portanto, a diretividade de uma antena é representada pela equação 2.7:

$$D = \frac{4 * \pi * U_{max}}{P_{rad}} \quad (2.7)$$

Sendo a diretividade um número adimensional e a intensidade de radiação definida por [Watts / Unidade de ângulo sólido].

2.6.2 Ganho

Outra característica de mensuração utilizada para analisar a performance de antenas é o ganho. Todavia, apesar de o ganho está diretamente relacionado à diretividade da antena, é uma medida que considera mais a eficiência do dispositivo do que sua diretividade. (BALANIS, 2015)

Portanto, a intensidade de radiação correspondente à potência irradiada isotropicamente é igual à potência aceita (entrada) pela antena dividido por 4. Em forma de equação, o ganho (G) pode ser definido como,

$$G = \frac{4 * \pi * U(\theta, \phi)}{P_{in}} (Adimensional) \quad (2.8)$$

A diretividade é uma parte essencial de um ganho de antena. Para um ganho real da antena, os ganhos e perdas devem ser compensados. Para cada antena, a potência irradiada de uma antena é proporcional à potência de transmissão injetada, que pode ser medida com bastante facilidade na linha de alimentação da antena. Entretanto, uma parte dessa potência de transmissão é perdida dentro da antena em suas resistências ôhmicas. Essas perdas são definidas como a eficiência de uma antena. Se houvesse uma antena ideal sem essas perdas, o ganho da antena seria igual à sua diretividade.

O ganho da antena é menor do que a diretividade pelo fator de eficiência (η):

$$G = \eta.D \quad (2.9)$$

Para o conceito de antena é mais usual o uso do dBi, que significa "decibel em relação ao isotrópico". Semelhante a dB, dBi é uma razão. Os fabricantes de antenas usam

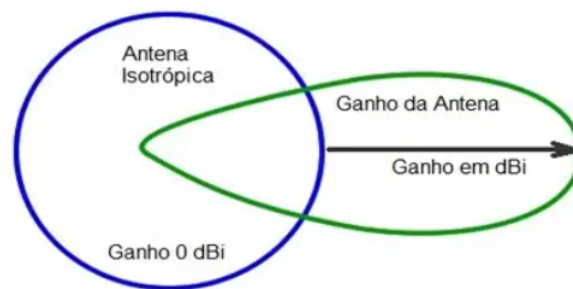


Figura 12 – Ganho de Antena

o dBi para medir o desempenho da antena. O "i" significa isotrópico, que se refere a um padrão de antena isotrópica. Esse padrão é aquele que irradia energia uniformemente em todas as direções. A antena isotrópica não é uma antena real, mas um modelo no qual o ganho é medido. Esta é uma antena hipotética com uma potência nominal de zero dB ou nenhum ganho por si só. É uma representação do padrão de ondas de rádio refletido na fonte pontual. As antenas podem ter uma classificação medida em dBi. Essa é a quantidade de energia que uma antena pode enviar ou receber de uma direção específica. Na figura 12 é possível observar que no final do círculo azul (antena isotrópica) há um ganho de zero dB. Qualquer ganho fora deste círculo é o ganho da antena ou "ganho dBi".

2.6.3 Perda de Retorno

A Perda de Retorno (*Return Loss - RL*) é uma razão logarítmica, em Decibéis (dB), que relaciona a potência refletida (P_r) com a potência entregue (P_i) à antena pela linha de transmissão, sendo um dos principais parâmetros a ser avaliado na etapa do projeto. Ademais, esta razão pode ser calculada por meio do coeficiente de reflexão de potência (R), o qual indica a proporção da potência incidente que é refletida devido o descasamento de impedância.

$$RL(dB) = -20\text{Log}(|R|) = -20\text{Log}\left(\frac{P_r}{P_i}\right) \quad (2.10)$$

Uma maneira de se obter esse parâmetro é através da matriz de espalhamento (equação 2.11), sendo a representação mais adequada para medições diretas de ondas incidentes, refletidas e transmitidas. Essa técnica é eficaz para avaliação de sistemas de micro-ondas, pois facilita as medições e funciona em circuitos de altas frequências, proporcionando uma descrição completa da rede e relacionando as ondas de tensão nas portas (ANDERSON; SMITH; GRUSZYNSKI, 1967).

As antenas são circuitos de microondas e podem ser caracterizadas como redes de duas portas, sendo uma delas a entrada da antena, e outra porta de radiação. Na Figura 13 é ilustrado esse modelo de duas portas em um quadripolo, onde as ondas

de tensões normalizadas incidentes e refletidas são representadas por a_1 e a_2 , b_1 e b_2 , respectivamente.

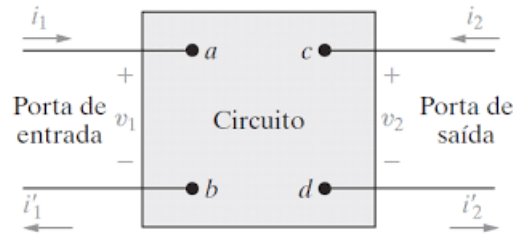


Figura 13 – Representação do quadripólo

A partir das relações de quadripolo é possível obter o seguinte sistema linear:

$$\begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

Onde os termos S_{ij} , são denominados de parâmetros de espalhamento do quadripolo (ANDERSON; SMITH; GRUSZYNSKI, 1967). Segue a distribuição dos parâmetros de espalhamento no quadripolo:

- S_{11} = é o coeficiente de reflexão ou perda de retorno na porta de entrada (porta 1) com a porta de saída (porta 2) terminada por uma carga casada.
- S_{12} = é o ganho de transmissão direto (ou perda por inserção) com a porta de saída (porta 2) terminada por uma carga casada.
- S_{21} = é o coeficiente de reflexão ou perda de retorno na saída (porta 2) com entrada (porta 1) terminada por uma carga casada.
- S_{22} = é o ganho de transmissão reverso (ou perda por inserção) com a porta de entrada (porta 1) terminada por uma carga casada.

2.6.4 Relação Frente - Costas

Relação frente-costa (RFC) é a relação de ganho entre o lóbulo principal onde se tem a maior concentração de energia eletromagnética, e o lóbulo de costas (oposto ao lóbulo principal). Na Figura 14 estes lóbulos são representados graficamente de maneira que se possa ter o correto entendimento.

Idealmente, uma antena não deveria irradiar nada no sentido contrário ao sentido do máximo. Portanto, quanto maior for o valor de FBR tanto melhor será a antena. Uma baixa relação frente-costas pode prejudicar a ligação rádio devido a interferências prejudiciais que seriam captadas pelos lóbulos traseiros da antena.

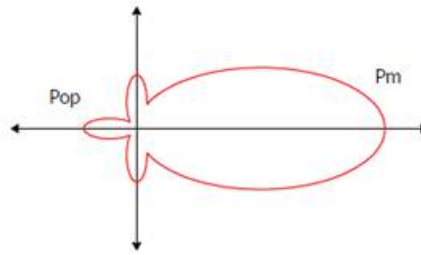


Figura 14 – Lóbulos frente e Costa

2.7 Software Ansoft HFSS

Ansys HFSS (simulador de estrutura de alta frequência), Figura 15, é um solucionador comercial de métodos de elementos finitos para estruturas eletromagnéticas (EM) da Ansys que oferece várias tecnologias de resolução de última geração. Cada solver (solucionador) no ANSYS HFSS é um processador de solução automatizado para o qual o usuário dita a geometria, as propriedades do material e a faixa necessária de frequências de solução (SIMULATOR, 2005).



Figura 15 – Software comercial Ansoft HFSS

Os engenheiros usam o Ansys HFSS principalmente para projetar e simular eletrônicos de alta velocidade e alta frequência em sistemas de radar, sistemas de comunicação, satélites, ADAS, microchips, placas de circuito impresso, produtos IoT e outros dispositivos digitais e dispositivos de RF. O solver também foi usado para simular o comportamento eletromagnético de objetos como automóveis e aeronaves, Figura 16. O ANSYS HFSS permite que os projetistas de sistemas e circuitos simulem problemas de EM, como perdas devido à atenuação, acoplamento, radiação e reflexão.

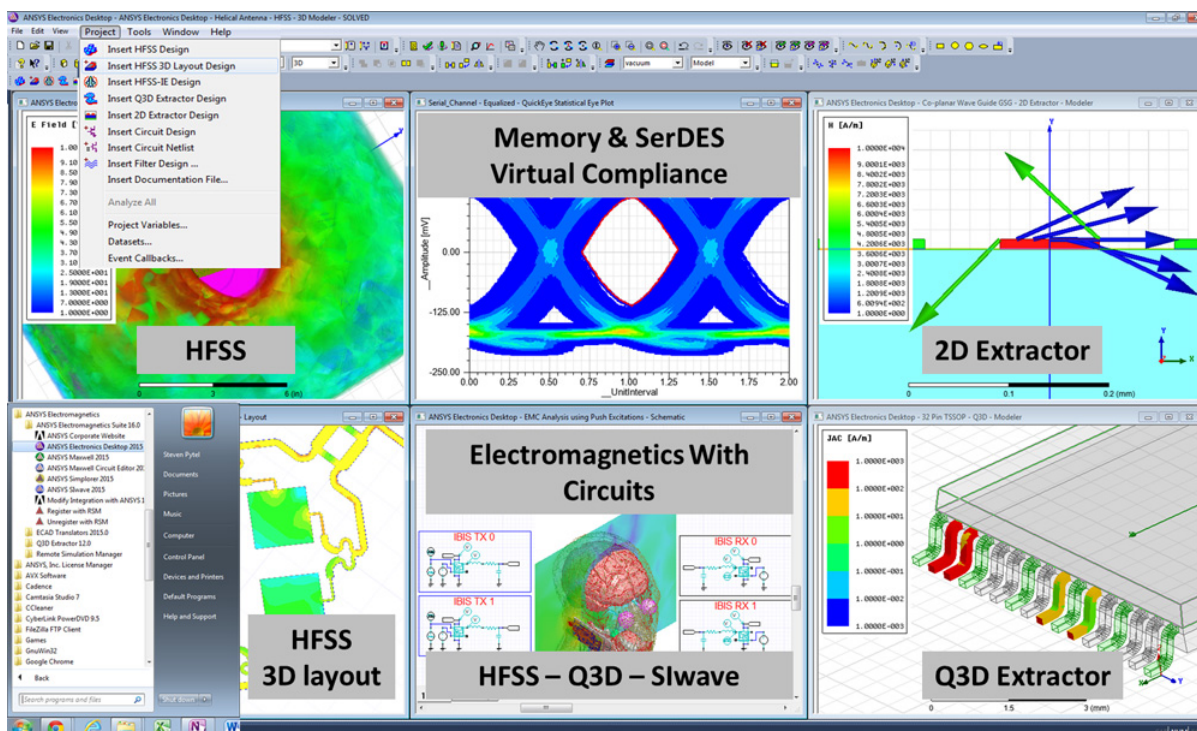


Figura 16 – Ferramentas HFSS

Os benefícios de simular o comportamento de alta frequência de um circuito com alta precisão em um computador reduzem o esforço final de teste e verificação do sistema, além de mitigar a necessidade de construir vários protótipos caros, economizando tempo e dinheiro no desenvolvimento do produto.

O HFSS captura e simula objetos em 3D, contabilizando a composição dos materiais e as formas/geometrias de cada objeto. O HFSS é uma das várias ferramentas comerciais usadas para o projeto de antenas e o projeto de elementos complexos de circuitos eletrônicos de radiofrequência, incluindo filtros, linhas de transmissão e embalagens (SIMULATOR, 2005). Podemos comprovar a eficiência do software através de trabalhos anteriores (Figura 17 e Figura 18):

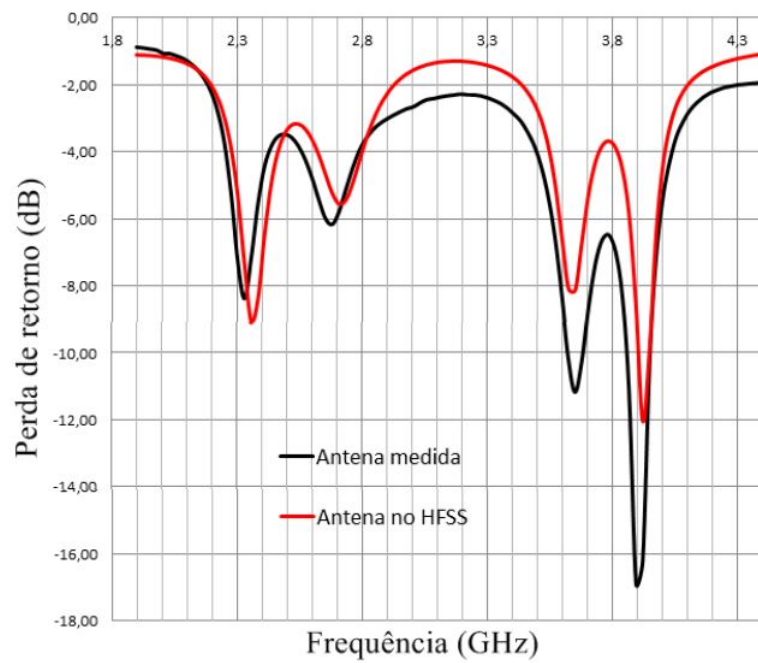


Figura 17 – Perda de retorno medida e simulada para o arranjo de antenas fractais (ANDRADE; MENDONÇA,)

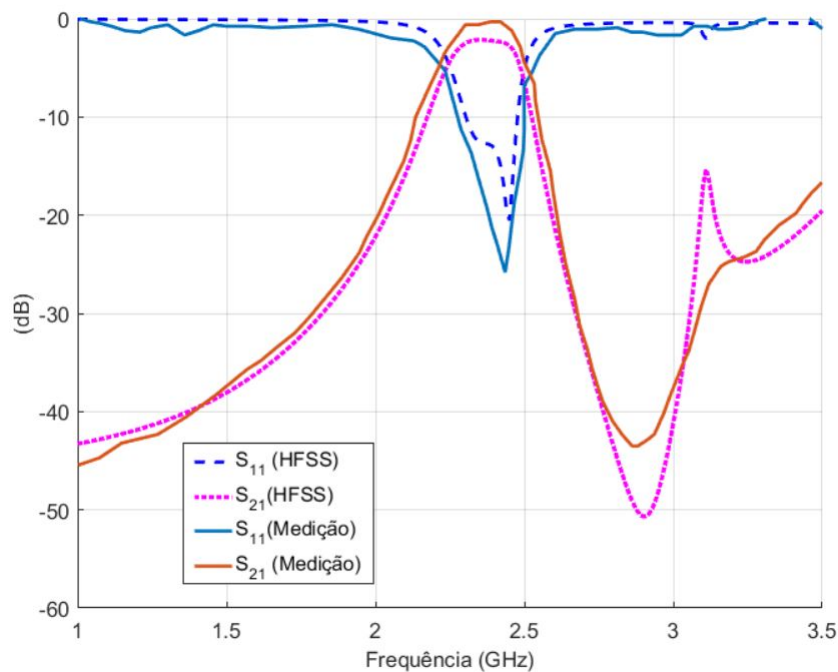


Figura 18 – Perda de retorno medida e simulada para o filtro (OLIVEIRA et al.,)

Observando a Figura 17 e Figura 18 é possível observar que os resultados obtidos no software HFSS, em trabalhos anteriores, são muito próximos da realidade. Comprovando, assim, a competência do programa.

3 Metodologia

Este capítulo apresenta a metodologia definida na construção do modelo, mostrando as etapas do trabalho. Para isso, fazem parte desse trabalho: modelação da antena, construção de uma antena virtual no HFSS, simulação do funcionamento da antena, construção do ambiente virtual usando duas antenas com um obstáculo cujo material tem constante dielétrica semelhante a um osso, por fim, análise e interpretação dos dados.

A metodologia utilizada neste projeto é dividida em cinco blocos descritos nos subtópicos a seguir.

3.1 Bloco I - Referência Bibliográfica

O primeiro bloco apresenta as definições relevantes ao tema após analisado o problema geral. Por meio de uma revisão bibliográfica, são abordados os principais conceitos envolvendo tecido ósseo, antenas e o software de simulação HFSS. As definições dos conceitos utilizados serão necessárias para o entendimento do tema e dos subsistemas que o compõem, tornando esta etapa uma das mais importantes de todo o trabalho.

3.2 Bloco II - Definição das medidas da antena

Os dados de interesse para a construção da antena são analisados e definidos a partir deste bloco. Para isso, foi considerado as fórmulas matemáticas retiradas do levantamento bibliográfico realizado no Bloco I. Com uma frequência definida, podemos gerar as dimensões da antena e a partir dos valores encontrados foi feito o desenho da antena no software de simulação. Inicialmente para construção das antenas, definiu-se a frequência de 2,3 GHz, por ser uma frequência já trabalhada em projetos semelhantes e, assim, sendo possível uma análise comparativa.

3.3 Bloco III - Simulação da antena no HFSS

A obtenção dos resultados simulados se dará através da ferramenta computacional ANSYS HFSS®, baseado no método dos elementos finitos. A ferramenta foi utilizada para definir as medidas da antena com os ajustes necessários antes dos testes virtuais. Após a simulação da antena foi possível analisar os parâmetros de perda de retorno, diretividade, ganho e largura de banda da antena. Com isso, foi verificado que a antena cumpre os requisitos básicos de funcionamento e desempenho.

3.4 Bloco IV - Testes

Após a criação da antena na frequência de ressonância de 2,3 GHz, foi possível realizar a simulação do funcionamento da antena transmissora e da receptora, posicionadas em paralelo entre elas, interagindo com o material de coeficiente dielétrico próximo de um osso bovino. A onda eletromagnética emitida pela antena emissora foi recepcionada pela antena receptora e o osso virtual foi usado como um obstáculo entre a emissão e a recepção do sinal. Nessa simulação foi possível observar o comportamento das ondas eletromagnéticas conforme eram feitas as alterações no osso virtual, a fim de quantificar os diferentes níveis de atenuação. Além dessas alterações, foi parametrizada a distância entre as antenas visando observar qual a melhor distância a transmissão do sinal será melhor aproveitada.

3.5 Bloco V - Análise e Discussão dos Resultados

Por último, no quinto bloco, é executada a análise e discussão dos resultados obtidos. Desse modo, este bloco finaliza o trabalho proposto, realizando uma análise dos resultados obtidos e dos resultados esperados e, por conseguinte, discussão da coleta e tratamento dos resultados.

4 Desenvolvimento

O desenvolvimento do projeto está fundamentado na metodologia apresentada anteriormente. Posto isso, serão apresentados todos os cálculos e o passo a passo da criação e simulação das antenas. Sabendo que qualquer material biológico pode ser representado em termos de características como permissividade e perda tangencial. A reprodução do osso virtual foi feita através da construção do cilindro de permissividade relativa igual a 8 e tangente de perdas igual a 0,005. Também será observado o comportamento do sinal interagindo com o osso virtual.

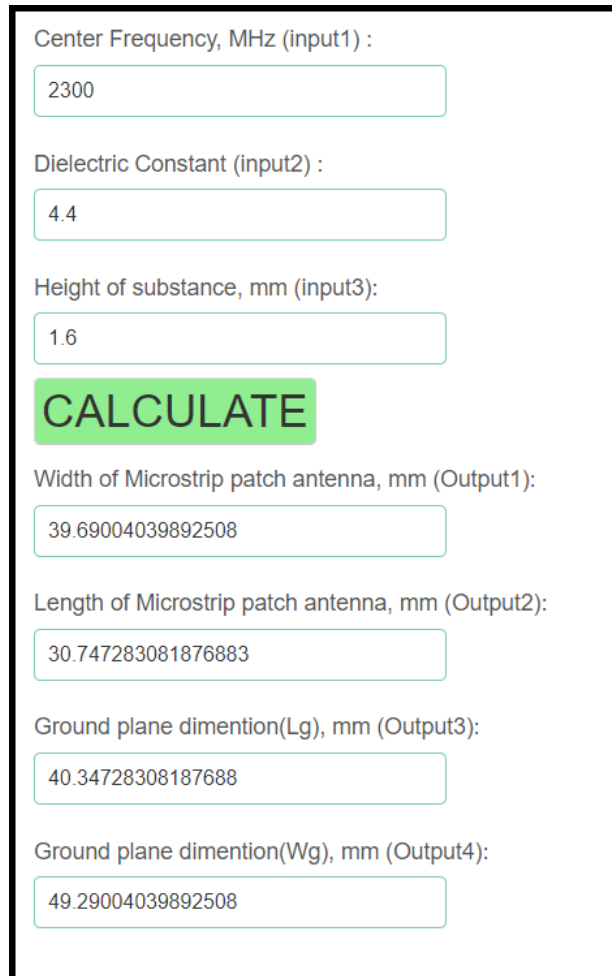
4.1 Projeto de uma antena de microfita

O projeto da construção de uma antena é de extrema importância, pois apenas dessa maneira podemos prever e controlar seu comportamento. Tal projeto se divide em 3 partes: cálculo dos parâmetros, construção no HFSS e simulações.

4.1.1 Cálculo dos parâmetros

O primeiro passo a ser tomado ao decidir construir uma antena é calcular suas medidas, como o comprimento (L) e a largura (W). Vale salientar que alguns parâmetros devem ser decididos previamente como h , ϵ_r , f e R_{in} , sendo h a altura do substrato, ϵ_r a permissividade do material do substrato, f a frequência em que a antena irá operar e R_{in} a resistência da alimentação. Todos os cálculos desenvolvidos a seguir foram feitos com base no livro Balanis. Neste projeto foi usado $h=1,6$ mm, $\epsilon_r=4,4$ (Fibra de vidro FR4), $f=2,3$ GHz e $R_{in}=50\Omega$.

Para facilitar os cálculos das dimensões da antena foi usado uma calculadora online para antenas no site: RF wireless world ([WORLD, 2023](#)).



Center Frequency, MHz (input1) :

Dielectric Constant (input2) :

Height of substance, mm (input3):

CALCULATE

Width of Microstrip patch antenna, mm (Output1):

Length of Microstrip patch antenna, mm (Output2):

Ground plane dimention(Lg), mm (Output3):

Ground plane dimention(Wg), mm (Output4):

Figura 19 – Calculadora online do RF wireless world ([WORLD, 2023](#))

4.1.2 Construção e Simulação da Antena Isolada

Com as medidas aproximadas é possível desenhar a antena no HFSS, porém com os ajustes necessários, as medidas são alteradas até chegar o resultado desejado. Na figura 20 pode-se observar a antena construída. Sendo os valores finais de W e L iguais a 33.03628872mm e 29.57454093mm, respectivamente. O resumo da construção de todo o sistema no HFSS encontra-se no Anexo A.

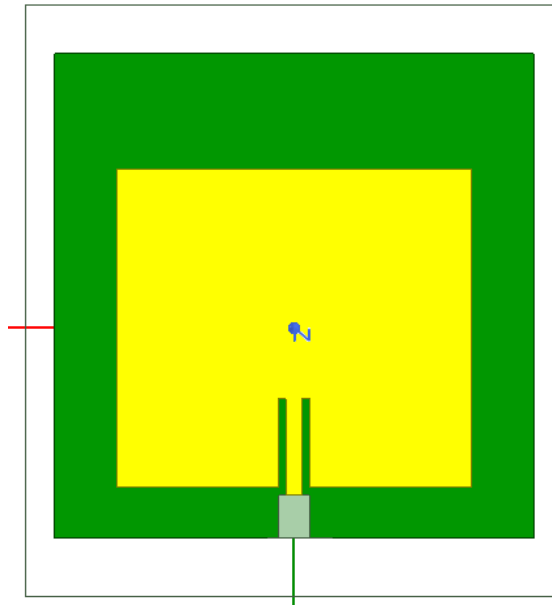


Figura 20 – Antena criada no HFSS

A parte de simulação da antena é indispensável, pois só assim podemos comprovar os valores anteriormente encontrados pelos cálculos. Além da verificação, serve para analisar a influência de cada parâmetro sobre a resposta da antena. Na página seguinte estão os resultados obtidos na simulação.

O diagrama de radiação é uma das principais ferramentas de análise de funcionamento de uma antena, porque muitas das alterações efetuadas em uma estrutura radiante interferem no seu diagrama de radiação. Características como formato do lóbulo principal, diretividade, ganho e razão frente-costas podem ser analisadas a partir do diagrama de radiação. A posição em que uma antena é fixada interfere no seu desempenho de transmissão e recepção, porque a distribuição da potência radiada por uma antena se dá, na maioria das vezes, de forma desigual no espaço.

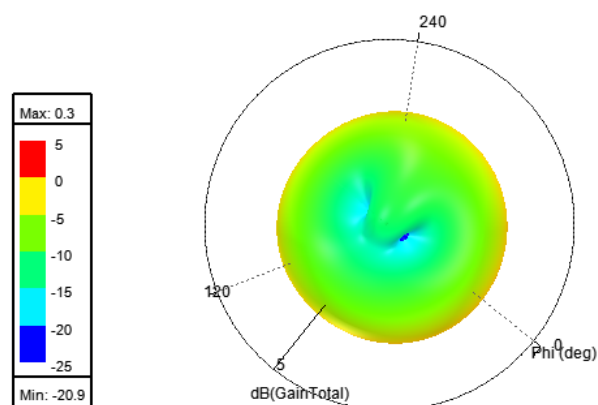


Figura 21 – Gráfico 3D do Ganho: visão traseira

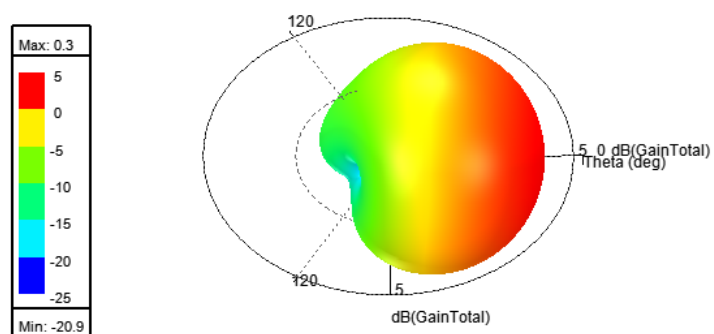


Figura 22 – Gráfico 3D do Ganho: visão lateral

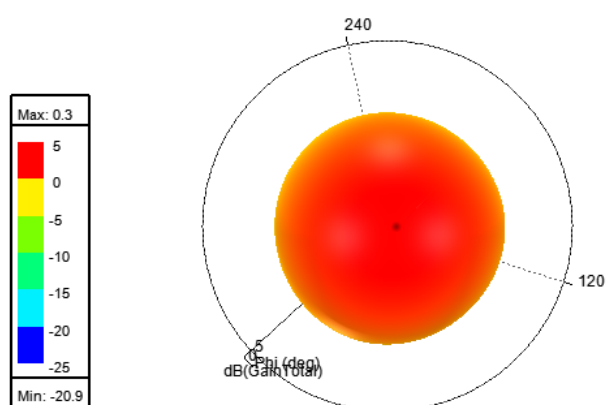


Figura 23 – Gráfico 3D do Ganho: visão frontal

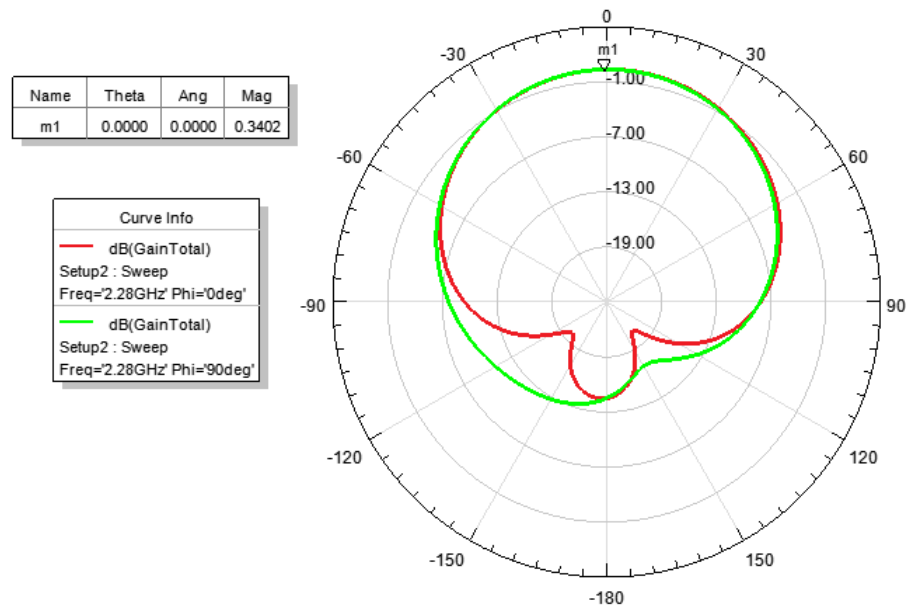


Figura 24 – Gráfico 2D do Ganho

É interessante conhecer o diagrama de radiação da antena, pois existem direções de máximos e mínimos de radiação, e isso pode ser utilizado a favor de uma boa recepção ou transmissão. A partir dos diagramas de radiação mostrados na Figura 22 e na Figura 24, pode-se concluir que existe um padrão de radiação característico para as antenas em microfitas. Nota-se uma baixa diretividade e uma grande relação frente-costas. Esse formato característico é derivado da estrutura básica da antena: um radiador sobreposto a um plano de terra.

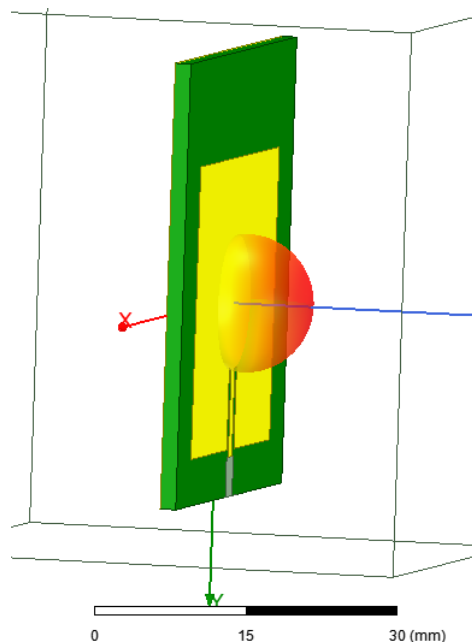


Figura 25 – Antena com radiação

Outro aspecto a ser analisado é o parâmetro S11 da antena (Figura 26) que mostra a frequência de operação da antena em aproximadamente 2,3GHz. Com uma largura de banda estreita que vai de 2,25GHz a 2,31GHz.

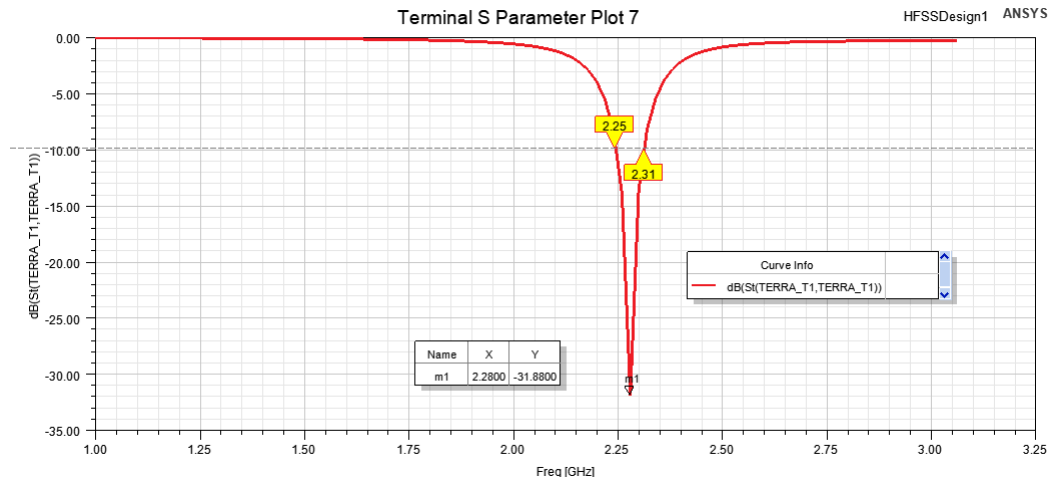


Figura 26 – Parâmetro S11 da antena

4.1.3 Simulação de duas antenas e um obstáculo

As simulações seguintes foram realizadas variando 3 parâmetros no projeto: Primeiro parâmetro a ser variado foi o raio do cilindro (obstáculo entre as antenas), o segundo parâmetro foi o raio das esferas contidas no cilindro, e o último parâmetro a ser variado foi a distância entre as antenas.

4.1.3.1 Simulação Variando o raio do cilindro

Para essa parte da simulação, as antenas foram colocadas numa distância fixa de 80 mm entre elas, ou seja, cada antena com uma distância de 40 mm do eixo central (Figura 27).

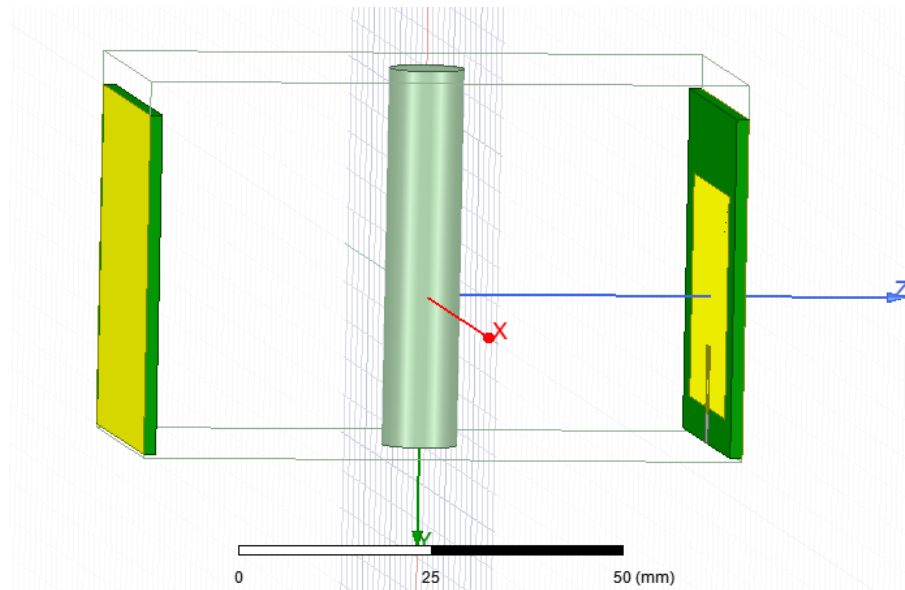


Figura 27 – Projeto usando variação do raio do cilindro

A Figura 28 exibe a variação do nível de atenuação do sinal conforme é alterado o raio do cilindro maciço, sem esferas de ar. Com isso, é possível comprovar que as ondas eletromagnéticas emitidas na faixa de 2,3 GHz podem caracterizar o tamanho do objeto.

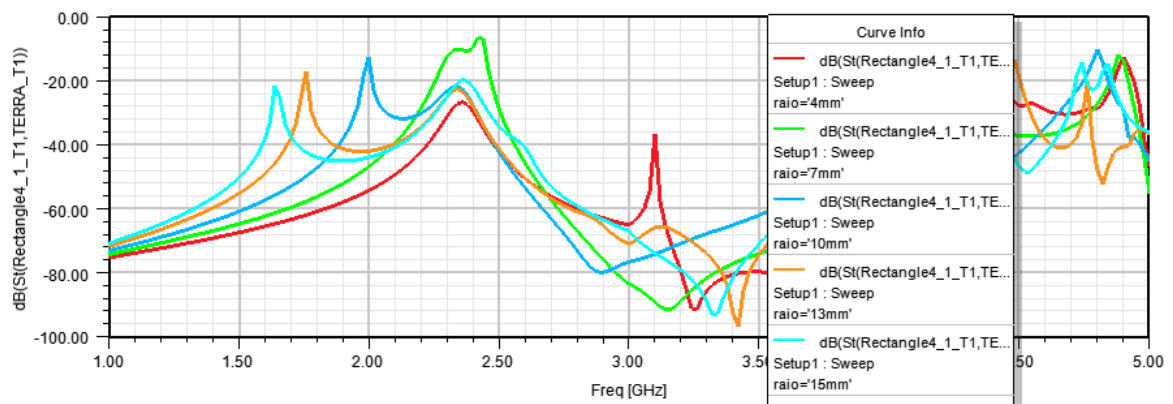


Figura 28 – Resultados dos parâmetros S21 variando o raio do cilindro

4.1.3.2 Simulação Variando o raio das esferas

Para simular um osso poroso foram inseridas 30 esferas de ar dentro do cilindro representante do osso. Com a parametrização do raio das esferas de 0,5mm a 4,5mm com intervalos de 1mm foi realizada a simulação. Sendo o cilindro com raio fixo de 20mm e as antenas distanciadas de 80mm uma da outra.

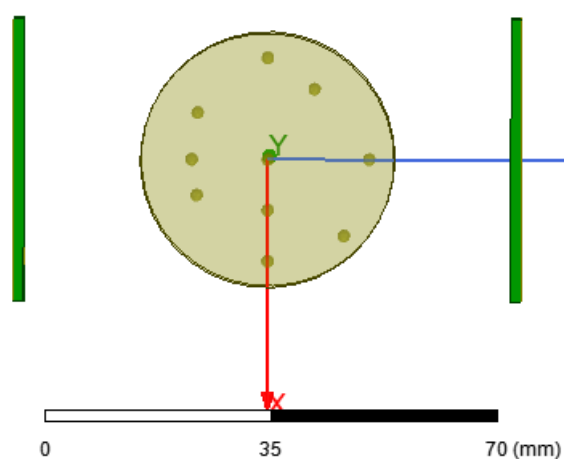


Figura 29 – Visão superior do sistema

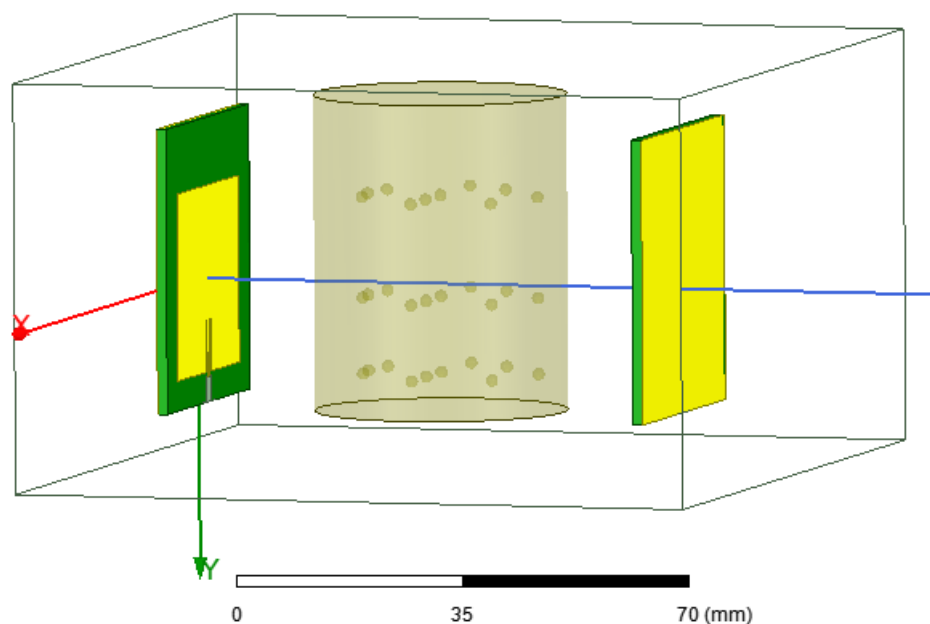


Figura 30 – Visão Frontal do sistema

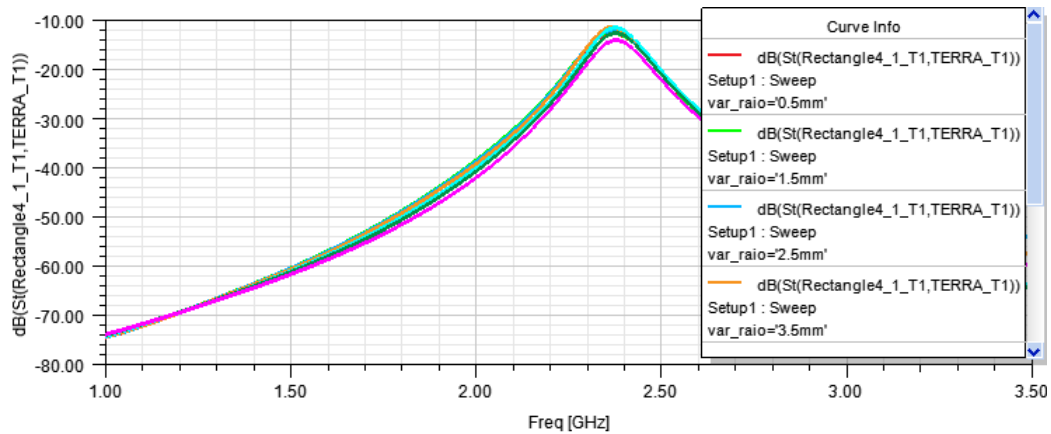


Figura 31 – Parâmetros S21: Resultado da variação do raio das esferas sem zoom

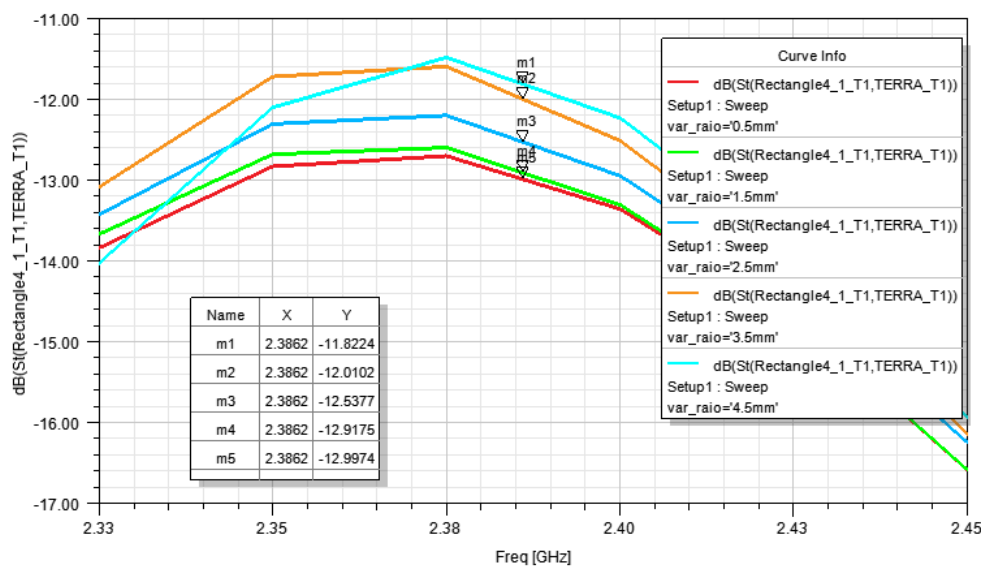


Figura 32 – Parâmetros S21: Resultado da variação do raio das esferas com zoom

A Figura 32 exibe a variação do nível de atenuação do sinal conforme é alterado o raio das esferas. A cada 1mm acrescentado no raio das esferas foi observado em média uma atenuação de 0,294 dB. O aumento do tamanho das esferas representa o aumento do nível de osteoporose no osso. Com isso, é possível comprovar que as ondas eletromagnéticas emitidas na faixa de 2,3 GHz podem caracterizar o nível de porosidade óssea.

4.1.3.3 Simulação Variando a distância entre as antenas

Para essa parte da simulação o raio das esferas ficaram fixas em 2 mm com cilindro de raio de 20 mm. Variando somente a distância entre as antenas (Figura 29).

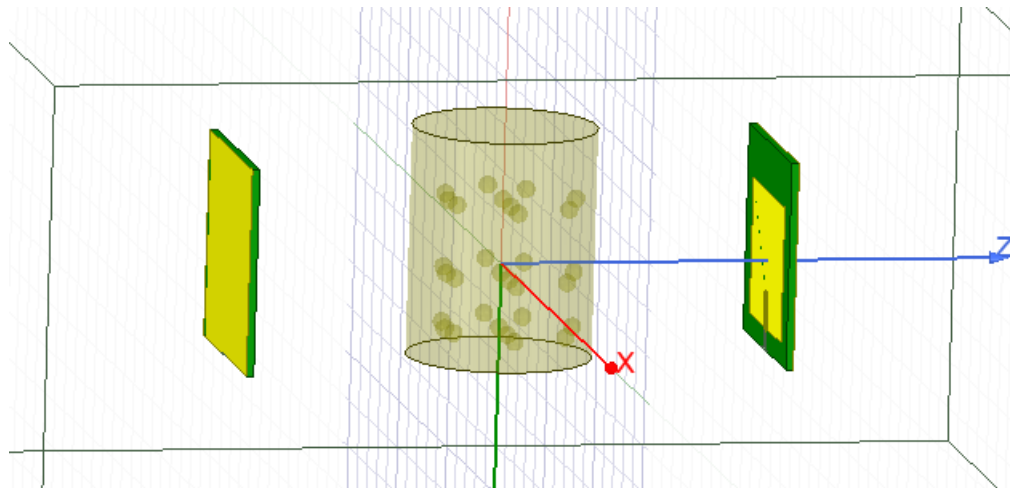


Figura 33 – Projeto usando variação da distância entre antenas

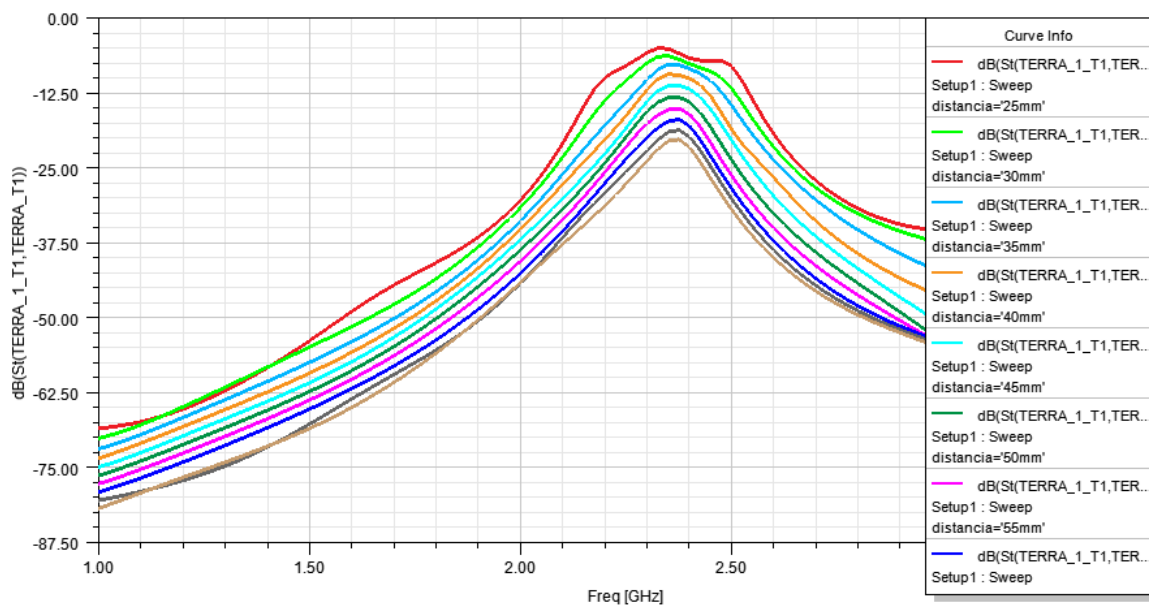


Figura 34 – Parâmetros S21: Resultado variando a distância entre antenas

A Figura 34 exibe a variação do nível de atenuação do sinal conforme é alterado a distância entre as antenas. É possível observar que conforme a distância entre as antenas aumenta, o sinal é atenuado em média 2 dB a cada 5 mm de distância. Com isso, é possível verificar que para a análise da osteoporose, as antenas precisam ter um distanciamento fixo para não alterar os resultados finais.

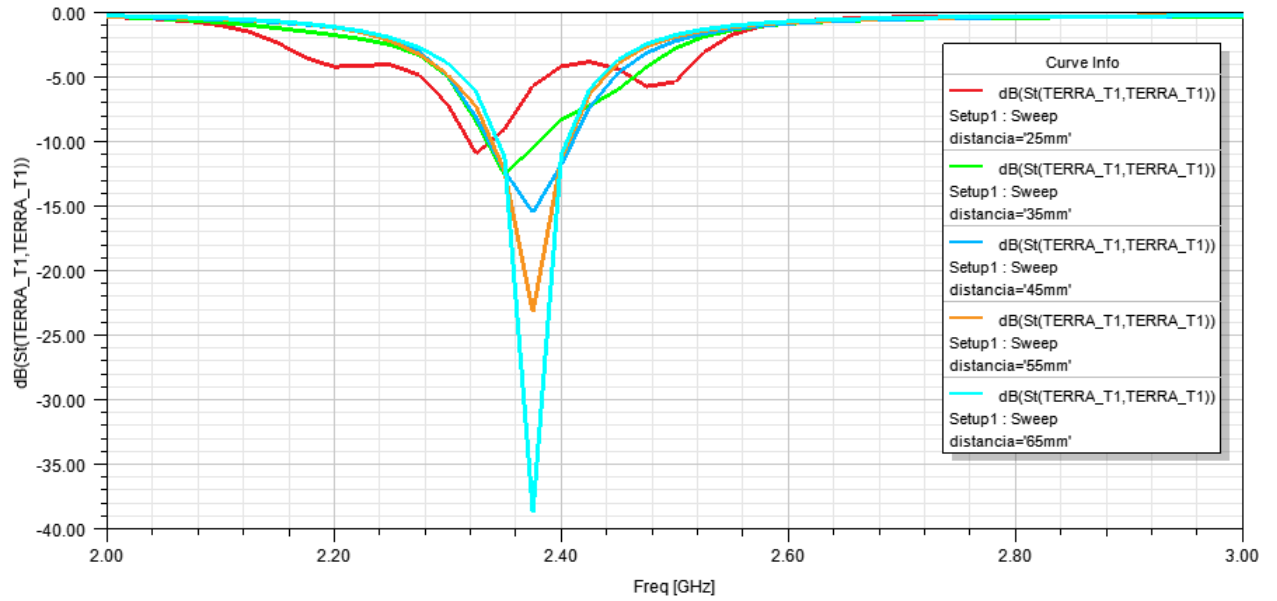


Figura 35 – Parâmetros S11: Resultado variando a distância entre antenas

Outro parâmetro analisado nesta simulação, foi o S11. Note que as diferentes distâncias interferem na perda de retorno da antena transmissora, isso ocorre devido à reflexão das ondas que modifica a impedância da antena e assim seu desempenho. Mostrando assim que a distância entre as antenas vai determinar no desempenho das mesmas. Nessa simulação as antenas com distância de 130 mm mostraram melhor desempenho.

5 Trabalhos Correlatos

É possível ainda fazer uma relação de comparação com trabalhos correlatos que fizeram a mesma análise deste trabalho, porém de forma experimental. Nas figuras abaixo é possível observar os resultados dos testes realizados pelo (CRUZ, 2014) em sua Dissertação.

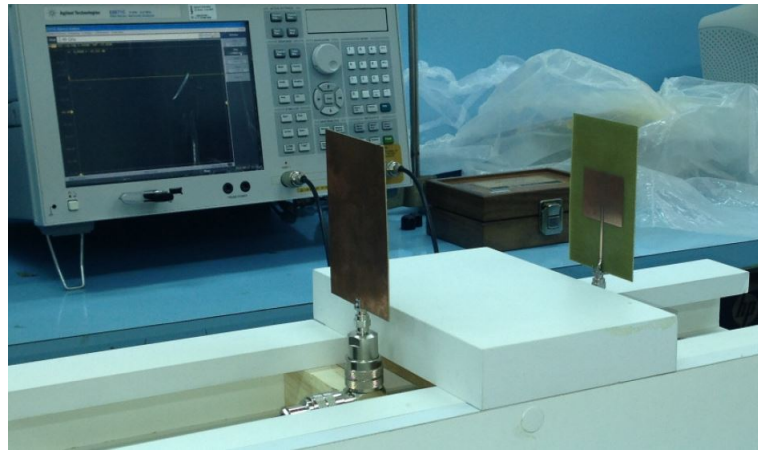


Figura 36 – Arranjo de antenas usado no experimento (CRUZ, 2014)

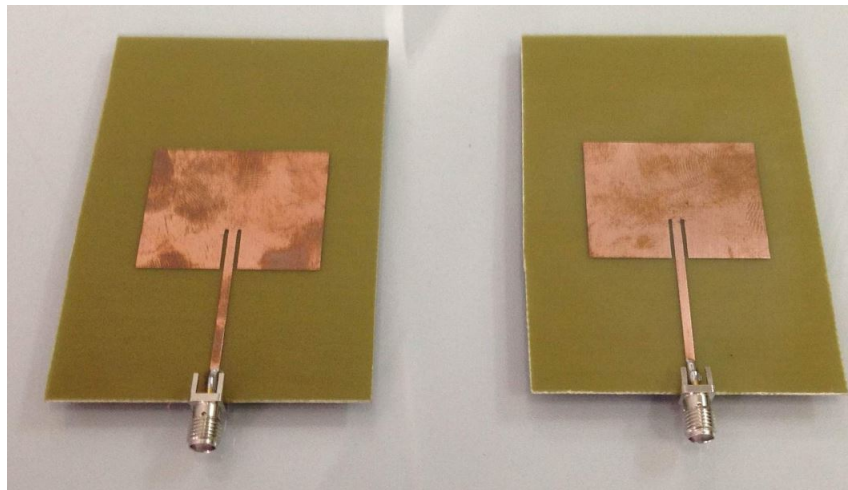


Figura 37 – Antenas confeccionadas em laboratório. (CRUZ, 2014)

Os testes foram realizados com fêmures bovinos. Estes foram identificados com três grupos de A1, A2, A3; B1, B2, B3; C1, C2 e C3 para indivíduos distintos (Figura 38).

Os ossos foram classificados por massa original e massa alterada (Figura 39). Após a pesagem, eles foram submetidos à radiação de microondas na frequência de 2,49 GHz e foram verificados os seus respectivos níveis de atenuação.

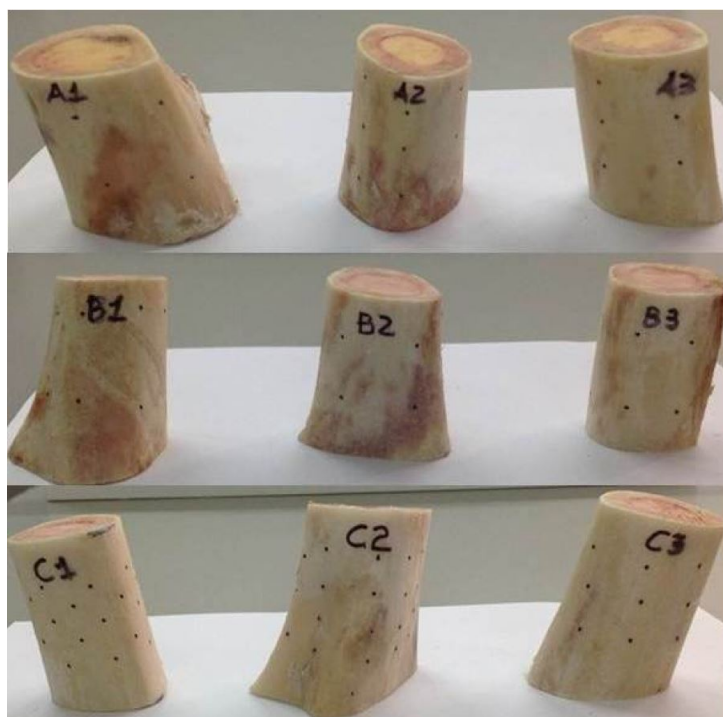


Figura 38 – Amostras de osso bovino utilizados. (CRUZ, 2014)

| OSSO | ORIGINAL (g) | ALTERADO (g) |
|------|-----------------|-----------------|
| A1 | 204,2 | 198,6 |
| A2 | 142,9 | 137,2 |
| A3 | 145,3 | 141,0 |
| B1 | 148,3 | 144,2 |
| B2 | 139,3 | 133,1 |
| B3 | 120,6 | 117,1 |
| C1 | 123,0 | 120,2 |
| C2 | 145,7 | 143,4 |
| C3 | 132,6 | 123,4 |

Figura 39 – Massa de ossos originais e alteradas (CRUZ, 2014)

Realizada a descaracterização das amostras de osso, através de perfurações usando furadeira e brocas de diferentes diâmetros, procedeu-se com a pesagem e submissão à radiação na mesma frequência das amostras originais. Para cada amostra submetida à radiação, foram realizadas 200 leituras de sinais, totalizando 1800 sinais, sendo metade para massa óssea original e metade para massa óssea alterada (CRUZ, 2014). Os resultados obtidos estão registrados na Figura 40. Nota-se que as amostras originais apresentaram atenuação maior que as amostras alteradas com o processo de perfuração.

| OSSO | ORIGINAL (dB) | ALTERADO (dB) | VARIAÇÃO (dB) |
|------|------------------|------------------|------------------|
| A1 | -38,8783 | -38,6707 | 0,2076 |
| A2 | -39,7907 | -39,5220 | 0,2687 |
| A3 | -40,3946 | -40,3184 | 0,0762 |
| B1 | -43,7795 | -42,8605 | 0,9190 |
| B2 | -40,5919 | -39,9600 | 0,6319 |
| B3 | -38,9521 | -38,8154 | 0,1367 |
| C1 | -39,9055 | -39,8818 | 0,0237 |
| C2 | -41,5019 | -40,8901 | 0,6118 |
| C3 | -40,4362 | -38,9570 | 1,4792 |

Figura 40 – Atenuação média dos ossos (CRUZ, 2014)

Por meio da análise do trabalho do (CRUZ, 2014) é possível verificar a concordância dos resultados com este trabalho e constatar que frequências menores que 3GHz podem caracterizar a densidade óssea. Contudo, vale a pena ressaltar que na simulação foi considerado um cilindro perfeito e homogêneo e no experimento do (CRUZ, 2014) foram utilizados ossos com formatos diferentes e material heterogêneo. Porém mesmo assim os resultados da simulação são satisfatórios, pois é feita uma relação/razão entre obstáculo original e alterado em ambos os casos, desconsiderando o formato do objeto. Com isso, foi feita a análise apenas nas alterações (diferenças) entre o alterado e não-alterado, mostrando, assim, que essas alterações podem ser percebidas por frequências baixas.

6 Conclusão

O objetivo deste trabalho consistiu em avaliar a atenuação das ondas eletromagnéticas em ossos virtuais que tinham a finalidade de imitar a anatomia humana, para isso, foi usado, como auxílio, a ferramenta de simulação HFSS. Neste trabalho foi reunido o referencial teórico necessário para a construção, avaliação e otimização do modelo. Ainda, foi estabelecido a metodologia para o desenvolvimento do projeto com base em trabalhos anteriores relevantes sobre antenas de microfita.

Por fim, conclui-se que as antenas de microfita ressonantes na frequência de 2,3 GHz são capazes de detectar a diferença de densidade do material, através do nível de atenuação no tecido ósseo para, posteriormente, caracterizar como densidade óssea baixa ou alta.

7 Trabalhos Futuros

Aproveitando-se da ferramenta HFSS, há possíveis projetos com uso de bibliotecas prontas que simulam partes do corpo humano. Nas Figuras abaixo é possível observar uma dessas ferramentas:

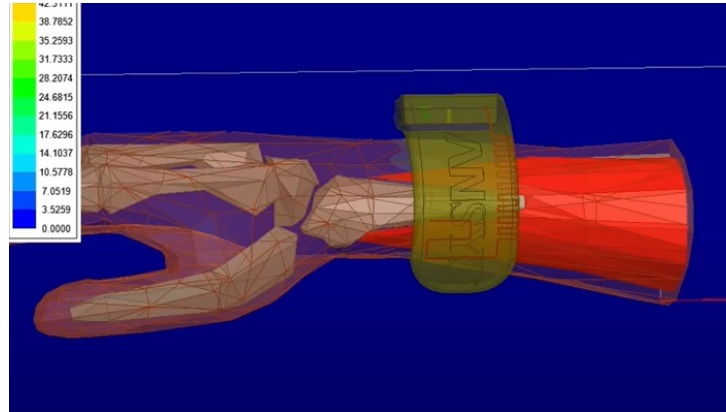


Figura 41 – Mão virtual presente na biblioteca do HFSS

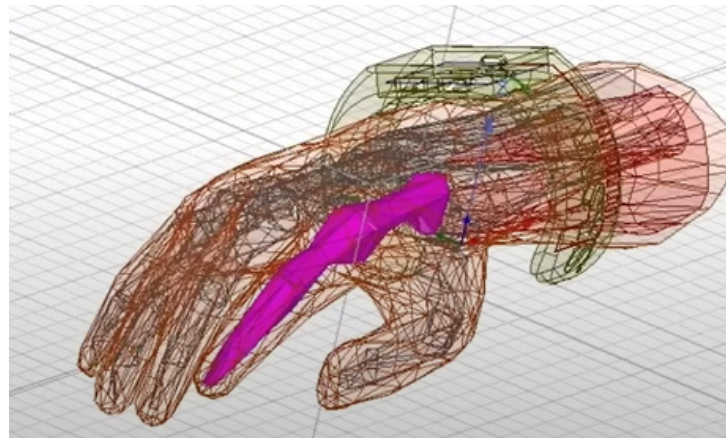


Figura 42 – Mão virtual presente na biblioteca do HFSS

Referências

- ANDERSON, R. W.; SMITH, L.; GRUSZYNSKI, J. S-parameter techniques for faster, more accurate network design. *Hewlett-Packard Journal*, v. 18, n. 6, p. 13–24, 1967. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 30.
- ANDRADE, B. O. de; MENDONÇA, L. M. de. Um novo arranjo de antenas patch de microfita fractal multibanda para comunicação sem fio. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 33.
- AZIZIYEH, R. et al. The burden of osteoporosis in four latin american countries: Brazil, mexico, colombia, and argentina. *Journal of medical economics*, Taylor & Francis, v. 22, n. 7, p. 638–644, 2019. Citado na página 13.
- BALANIS, C. A. *Antenna theory: analysis and design*. [S.l.]: John wiley & sons, 2015. Citado 8 vezes nas páginas 7, 22, 23, 24, 25, 26, 27 e 28.
- CRUZ, A. S. *Medição da densidade óssea através de ondas eletromagnéticas e classificação por MVS*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2014. Citado 4 vezes nas páginas 8, 47, 48 e 49.
- DAWSON-HUGHES, B.; COMMITTEE, N. O. F. G. A revised clinician’s guide to the prevention and treatment of osteoporosis. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, Oxford University Press, v. 93, n. 7, p. 2463–2465, 2008. Citado na página 13.
- DESCHAMPS, G. A. Microstrip microwave antennas. In: *Proceedings of the Third Symposium on the USAF Antenna Research and Development Program, Oct.* [S.l.: s.n.], 1953. p. 18–22. Citado na página 23.
- FOUNDATION, I. O. Epidemiology. In: . [S.l.: s.n.], 2023. Disponível em: <<https://www.osteoporosis.foundation/health-professionals/about-osteoporosis/epidemiology>>. Citado na página 14.
- HENDERSON, J. E.; GOLTZMAN, D. *The osteoporosis primer*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2000. Citado na página 19.
- KING, R. W. The interaction of power-line electromagnetic fields with the human body. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, IEEE, v. 17, n. 6, p. 67–78, 1998. Citado na página 20.
- LÚCIA, R. de H. S. Vantagens da densitometria Óssea por dupla emissão de raio x/dexa. In: . [S.l.: s.n.], 2019. [Http://www.santalucia.com.br/noticias/crb-vantagens-da-densitometria-ossea-por-dupla-emissao-de-raio-x-dexa](http://www.santalucia.com.br/noticias/crb-vantagens-da-densitometria-ossea-por-dupla-emissao-de-raio-x-dexa). Citado na página 21.
- MAÑAS, N. C. P. et al. Utilização da ultrassonografia quantitativa de calcâneo e sua correlação com fatores de risco na osteoporose em campanha de rastreamento populacional na cidade de curitiba, paraná. *Brasília méd*, v. 49, n. 1, p. 2–10, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.

- MARTINI, F. H.; TIMMONS, M. J.; TALLITSCH, R. B. *Anatomia Humana-: Coleção Martini*. [S.l.]: Artmed Editora, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 16, 17 e 20.
- NUTRITOTAL. Vantagens e desvantagens dos atuais métodos de avaliação da composição corporal. In: . [S.l.: s.n.], 2019. Disponível em: <<https://nutritotal.com.br/pro/vantagens-e-desvantagens-dos-atuais-metodos-de-avaliacao-da-composicao-corporal/#~:text=Desvantagens>>. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- OLIVEIRA, W. M. M. de et al. Análise de filtro passa banda hairpin impresso em substrato têxtil composto por fibras acrílicas. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 33.
- PACIFICI, R. et al. Dual energy radiography versus quantitative computer tomography for the diagnosis of osteoporosis. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, Oxford University Press, v. 70, n. 3, p. 705–710, 1990. Citado na página 20.
- POLLI, Y. C. D. *Caracterização da anisotropia na permissividade de osso cortical utilizando o método da impedância*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2008. Citado 4 vezes nas páginas 7, 17, 18 e 19.
- RADOMINSKI, S. C. et al. Diretrizes brasileiras para o diagnóstico e tratamento da osteoporose em mulheres na pós-menopausa. *Revista Brasileira de Reumatologia*, SciELO Brasil, v. 57, p. s452–s466, 2017. Citado na página 13.
- RINALDI, C. et al. The early detection of osteoporosis in a cohort of healthcare workers: Is there room for a screening program? *International journal of environmental research and public health*, MDPI, v. 18, n. 3, p. 1368, 2021. Citado na página 13.
- ROCHA, D. F. *Risco de fractura no tecido ósseo em pacientes do género feminino da zona litoral Norte de Portugal*. Tese (Doutorado) — Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Tecnologia e Gestão, 2011. Citado na página 13.
- SCIENCEDIRECT. Tomografia computadorizada quantitativa periférica de alta resolução para avaliação de parâmetros morfológicos e funcionais ósseos. In: . [S.l.: s.n.], 2015. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0482500414002411>. Citado na página 21.
- SIMULATOR, H. F. S. *HFSS*. 2005. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.
- WORLD, R. W. Microstrip patch antenna calculator. In: . [S.l.: s.n.], 2023. Disponível em: <<https://www.rfwireless-world.com/calculators/Patch-Antenna-Calculator.html>>. Citado 3 vezes nas páginas 7, 36 e 37.

Apêndices

APÊNDICE A – Apresentação do TCC

Universidade de Brasília Faculdade UnB Gama

UTILIZAÇÃO DE ANTENA DE MICROFITA NA DETECÇÃO DA PERDA DE MASSA ÓSSEA

TCC 2

Aluna: Aline Dias dos Santos
Orientador: Prof. Dr. Gerardo Antonio Idrobo Pizo

Universidade de Brasília Faculdade UnB Gama

Sumário

- Introdução
- Problematização
- Objetivo
- Conceitos fundamentais
- Metodologia
- Trabalhos correlatos
- Considerações finais
- Trabalhos futuros

Universidade de Brasília Faculdade UnB Gama

INTRODUÇÃO

200.000.000

A osteoporose afeta 200 milhões de pessoas no mundo!

Universidade de Brasília Faculdade UnB Gama



OSTEOPOROSIS

As despesas com hospitalização representam 234 milhões de reais e os custos cirúrgicos, 162,6 milhões de reais.

(AZIZIYEH et al., 2019).

Universidade de Brasília Faculdade UnB Gama

Osteoporose

A osteoporose é uma doença que se caracteriza por uma baixa massa óssea e deterioração da microarquitetura do tecido ósseo, levando a um aumento do risco de fraturas.



Figura 1 – Estrutura do Osso com osteoporose (MARTINI, TRIMONIS, TALLITSCH, 2008).

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama

Problematização

- Falta de investimentos em saúde.
- Não apresenta sinais ou sintomas até que uma fratura aconteça.
- Exames caros
- Exames nocivo à saúde

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama

Diagnóstico

| | |
|--|---|
| <p>Dual Energy X-ray Absorptiometry (DEXA) Folhas de raios X Radiação ionizante Melhor precisão</p> | <p>Tomografia Quantitativa Computadorizada (TQC) Radiação ionizante Alto custo</p> |
| | |
| <p>Velocidade e atenuação do som para medidas de DMO Não eficiente</p> <p>Ultrassonografia Quantitativa (QUS)</p> | <p>Apenas complementares Exames de sangue e outros.</p> |

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama

Objetivos

- O objetivo geral é avaliar a atenuação de ondas eletromagnéticas, especificamente na frequência de 2,3 GHz, em materiais com permissividade semelhante à de um osso humano.

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama

Conceitos Fundamentais

Antenas de microfita

- Facilidade de construção
- Baixo custo de fabricação

Fluxo de linha

Figura 2 – Componentes de uma antena de microfita (BALANIS, 2015).

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama

Antenas de microfita

- Modelos de Patch

Quadrado

Retangular

Dipolo

Circular

Elipse

Triangular

Seção de Disco

Anel circular

Seção de Anel

Figura 3 – Componentes de uma antena de microfita (BALANIS, 2015).

Universidade de Brasília Faculdade UnB Gama

Tipos de Substratos

- A constante dielétrica desses materiais tem valores de 2,2 ≤ εr ≤ 12.
- O FR-4 é o substrato mais usado (εr=4,4).

Plano de terra

Figura 4 – Vista Lateral da Antena de microfitas (BALANIS, 2015)

Universidade de Brasília Faculdade UnB Gama

Antenas de microfitas

- Métodos de Alimentação
 - Alimentação por linha
 - Alimentação por cabo coaxial

Figura 5 – Alimentação por linha de microfitas à esquerda e alimentação por cabo coaxial à direita (BALANIS, 2015)

Universidade de Brasília Faculdade UnB Gama

Modelagem da Antena

- Através de fórmulas
- Cálculos com software

$$W = \frac{1}{2f_c \sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} = \frac{c}{2f_c} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}}$$

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[1 + 12 \frac{h}{W} \right]^{-1/2}$$

$$\frac{\Delta L}{h} = 0.412 \frac{(\epsilon_{eff} + 0.3) \left(\frac{W}{h} + 0.264 \right)}{(\epsilon_{eff} - 0.258) \left(\frac{W}{h} + 0.8 \right)}$$

$$L = \frac{1}{2f_c \sqrt{\epsilon_{eff}} \sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} - 2\Delta L$$

Universidade de Brasília Faculdade UnB Gama

Permissividade do osso

- Resultados das propriedades dielétricas comparados com os valores experimentais disponíveis na literatura referentes a outros animais.

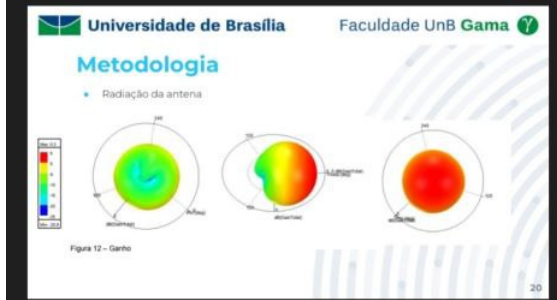
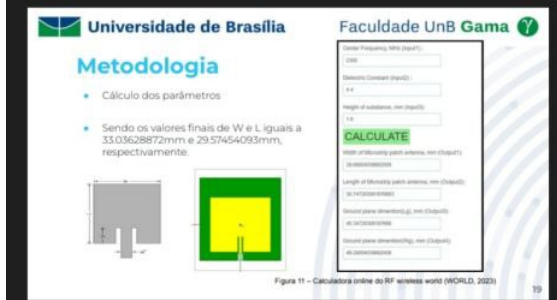
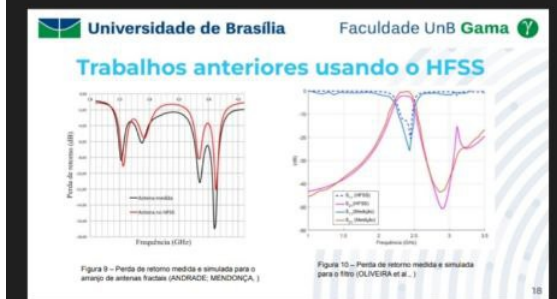
Figura 7 – Algumas medidas representadas por símbolos, no gráfico da permissividade relativa de osso em mamíferos em função da frequência, confrontadas com a curva obtida no trabalho de (POLLI, 2008) (linha cheia) na faixa de frequência entre 500MHz e 3GHz

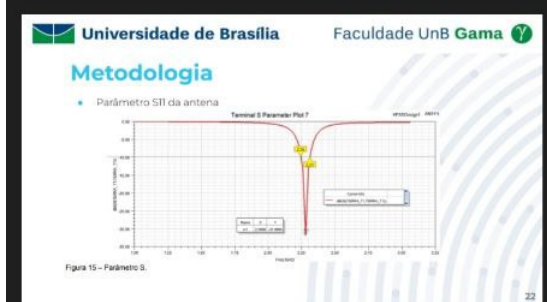
Universidade de Brasília Faculdade UnB Gama

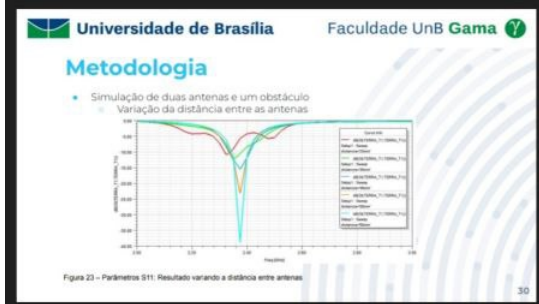
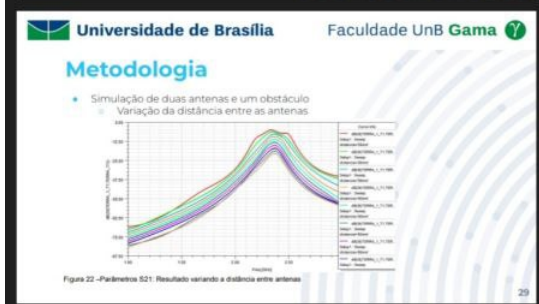
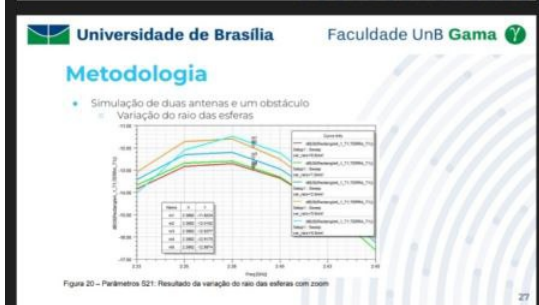
Permissividade do osso

- Próximo de 3 GHz, o valor da permissividade tende a 8.

Figura 8 – Parte real da permissividade elétrica de osso cortical de bovino. Cada divisão no eixo x corresponde a um intervalo de frequência de 200 MHz (POLLI, 2008)







Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama

Trabalhos correlatos



Figura 24 – Arranjo de antenas usado no experimento (CRUZ, 2014).



Figura 25 – Arranjo de antenas usado no experimento (CRUZ, 2014).

31

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama

Trabalhos correlatos



Figura 26 – Amostras de ossos bovinos utilizados. (CRUZ, 2014)

| OSSO | ORIGINAL (g) | ALTERADO (g) |
|------|--------------|--------------|
| A1 | 204,2 | 198,6 |
| A2 | 142,9 | 137,2 |
| A3 | 145,3 | 141,0 |
| B1 | 148,3 | 144,2 |
| B2 | 139,3 | 133,1 |
| B3 | 120,6 | 117,1 |
| C1 | 123,0 | 120,2 |
| C2 | 145,7 | 143,4 |
| C3 | 132,6 | 123,4 |

Figura 27 – Massa de ossos originais e alterados

32

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama

Trabalhos correlatos

| OSSO | ORIGINAL (dB) | ALTERADO (dB) | VARIAÇÃO (dB) |
|------|---------------|---------------|---------------|
| A1 | -38,8783 | -38,6707 | 0,2076 |
| A2 | -39,7907 | -39,5220 | 0,2687 |
| A3 | -40,3946 | -40,3184 | 0,0762 |
| B1 | -43,7785 | -42,8685 | 0,9100 |
| B2 | -40,5919 | -39,9600 | 0,6319 |
| B3 | -38,9521 | -38,8154 | 0,1367 |
| C1 | -39,9055 | -39,8818 | 0,0237 |
| C2 | -41,5019 | -40,8901 | 0,6118 |
| C3 | -40,4362 | -38,9570 | 1,4792 |

Figura 28 – Atenuação média nos ossos (CRUZ, 2014)

33

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama

Considerações finais.

Através da análise do trabalho do (CRUZ, 2014) é possível verificar a concordância dos resultados com este trabalho e constatar que as simulações apresentaram respostas satisfatórias.

Por fim, conclui-se que as antenas de microfita ressonantes na frequência de 2,3 GHz são capazes de detectar a diferença de densidade do material, através do nível de atenuação no tecido ósseo para, posteriormente, caracterizar como densidade óssea baixa ou alta.

34

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama

Trabalhos Futuros




Figura 29 – Mão virtual presente na biblioteca do HFS5.

35

Anexos

ANEXO A – Resumo da construção do sistema virtual no HFSS:

- Desenhado o plano terra com a ferramenta “Draw rectagle”.
- Desenhado o substrato com a ferramenta “Draw box”.
 - O tamanho do substrato foi o mesmo do plano terra.
 - Escolhido o material: FR-4.
- Desenhado o patch (antena) com a ferramenta “Draw rectagle”.
 - As medidas foram $W=33.03628872\text{mm}$ e $L= 2957454093\text{mm}$.
- Feito o casamento de impedâncias da antenna para alimentação de 50Ohms.
- Na alimentação da antenna adicionado uma porta com a ferramenta “Lumped Port”.
- Com a antenna montada foi desenhada uma região com vácuo que cobrisse toda a antenna. E essa região foi excitada com a ferramenta “Perfect E”.
- Também foi excitado o plano terra e o patch com a ferramenta “Perfect E”.
- Para fazer a análise foi inserida um “Setup” em “Analysis” com o período de frequência de 1GHz até 5GHz.
- Feita a simulação e a antenna estava funcionando conforme o esperado, então foi retirado a região de vácuo e feita a duplicação da antenna com a ferramenta “Mirror Duplicate”.
- Com duas antenas no sistema, foi possível colocar um obstáculo entre elas.
- Para o desenho do obstáculo foi usado a seguinte ferramenta: Draw cylinder.
- Para as esferas internas foi usado a ferramenta: Draw sphere.
- As esferas foram multiplicadas com a ferramenta: Duplicate along line.
- Com o sistema montado foi desenhado uma região com vácuo que cobrisse todo o sistema. E essa região foi excitada com a ferramenta “Perfect E”.
- Para rodar a simulação foi usado a ferramenta “Analyze all”.
- Após a simulação foi possível observar os resultados.
- Para fazer a variação dos parâmetros foi usado a ferramenta “Optimetrics”.

- Após a variação dos parâmetros foi necessário fazer uma nova simulação.
- Finalizada a simulação foi possível obter todos os resultados apresentados neste trabalho.