UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

LORENNA KARYNNE BEZERRA SANTOS

CARACTERIZAÇÃO DE MODELOS DE PHANTOMS DE MAMA EM SONDA COAXIAL

Recife/2016

LORENNA KARYNNE BEZERRA SANTOS

CARACTERIZAÇÃO DE MODELOS DE PHANTOMS DE MAMA EM SONDA COAXIAL

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco PPGEB/UFPE, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

ORIENTADORA: Profª. Drª. Patrícia Silva Lessa.

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Frederico D. Nunes.

.

Recife/2016

Catalogação na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

S237c Santos, Lorenna Karynne Bezerra.
Caracterização de modelos de phantoms de mama em sonda coaxial / Lorenna Karynne Bezerra Santos. - 2016.
96 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientadora: Profa. Dra. Patrícia Silva Lessa.
Coorientador: Prof. Dr. Frederico Dias Nunes.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2016.
Inclui Referências.

1. Engenharia Biomédica. 2. Tomografia por micro-ondas. 3. Phantoms de mama. 4. Sonda coaxial aberta. 5. Câncer de mama. I. Lessa, Patrícia Silva. (Orientadora). II. Nunes, Frederico Dias. (Coorientador). III. Título.

UFPE

610.28 CDD (22. ed.) BCTG/2016-322

LORENNA KARYNNE BEZERRA SANTOS

CARACTERIZAÇÃO DE MODELOS DE PHANTOMS DE MAMA EM SONDA COAXIAL

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Aprovada em: 23/08/2016.

Orientador:_____

Profa. Dra. Patrícia Silva Lessa (Universidade Federal de Pernambuco – Recife, Brasil)

Co-orientador:_____

Prof. Dr. Frederico Dias Nunes (Universidade Federal de Pernambuco – Recife, Brasil)

Banca Examinadora:

_____

Profa. Dra. Rosa Amália Fireman Dutra, PPGEB - UFPE

_____

Prof. Dr. Emery Cleiton Cabral Correia Lins, DES – UFPE

Coordenador do PPGEB:

_____

Prof. Dr. Edival José Pinheiro Santos

Recife, agosto de 2016.

Aos meus pais, que sempre me apóiam e incentivam na busca do meu crescimento pessoal e profissional. As minhas irmãs que mesmo longe me dão força pra continuar nessa grande jornada que é a pesquisa acadêmica.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por ter me dado a oportunidade de concluir o mestrado com êxito, por sempre guiar meus passos e por colocar pessoas incentivadoras e bondosas no meu caminho.

Agradeço a minha orientadora Profª. Patrícia Silva Lessa, pela sua amizade, dedicação, confiança, paciência e grandes ensinamentos a mim prestados em cada momento deste curso.

Agradeço a meu co-orientador Prof. Frederico Dias Nunes, pela confiança, pelos ensinamentos, pelo auxílio a minha pesquisa, pela experiência de vida a mim mostrada e pela amizade.

Agradeço a minha família, em especial aos meus pais, pelo amor e compreensão, pelo apoio, e por sempre me incentivarem na busca de novos conhecimentos.

Agradeço a meu amigo e colega de pesquisa Thiago Campos, pela amizade, pela enorme dedicação e disponibilidade para com minha pesquisa e pelos ótimos momentos de trabalho e de amizade.

Agradeço aos demais professores membros do PPGEB, pelos ensinamentos, dedicação e apoio a mim sempre prestados.

Agradeço aos colegas membros do laboratório i9, pelo auxilio e suporte quando era necessário, bem como pelos bons momentos de convivência e coleguismo diário.

Agradeço ao meu namorado e amigo, Tiago Vandevelde, pelo seu carinho e dedicação em todos os momentos.

Agradeço a minha grande amiga e colega de mestrado, Josineide Neri, pelo apoio, carinho e cumplicidade em inúmeros momentos do mestrado e da vida.

Agradeço aos colegas e amigos do mestrado, principalmente à Fabiano Pereira, Priscila Mendonça, e Robson Arruda, pela cumplicidade e apoio.

Agradeço a Fundação de Amparo a Ciência e Tecnologia de Pernambuco – FACEP, pelo apoio financeiro para a realização desta pesquisa, e ao Departamento de Tecnologia e Geociência da UFPE.

A sabedoria dos homens é proporcional não à sua experiência, mas à sua capacidade de adquirir experiência. (George Bernard Shaw)

RESUMO

O câncer de mama é um grande problema da saúde pública mundial. No Brasil, ele é responsável por cerca de 25% de novos casos de câncer a cada ano. Em 2016, espera-se aproximadamente 57.960 novos casos de câncer de mama no país. A principal ferramenta na redução da taxa de mortalidade por essa doença é o diagnóstico precoce. Apesar do uso bastante difundido da mamografia, ela apresenta algumas desvantagens em sua utilização como a exposição direta do paciente à radiação ionizante; a semelhança de densidade entre tecidos tumoral e normal; e a baixa reprodutibilidade em mamas de alta densidade. A tomografia por micro-ondas da mama é uma alternativa bastante promissora no auxílio ao diagnóstico de mama. Essa técnica de tomografia traz como vantagens, uma maior facilidade em diagnóstico precoce e de difícil localização, menor exposição da paciente; menor custo; e maior conforto à paciente. Faz-se necessário à produção de *phantoms* com características semelhantes ao tecido humano real, para o uso da tomografia por micro-ondas em mamas. O presente trabalho tem como objetivo principal a elaboração de um *phantom* de mama específico para tomografia em micro-ondas e sua caracterização através de simulações e medidas em sonda coaxial aberta. A metodologia e os materiais de escolha utilizados na confecção dos *phantoms* de estudo, foram retirados de pesquisas posteriores de autores reconhecidos na área. O HFSS foi o software de escolha para realização das simulações. Os resultados da simulação e as medidas experimentais dos *phantoms* na sonda coaxial foram compatíveis com os da literatura. Diante dos resultados, espera-se que a caracterização dos *phantoms* da pesquisa contribua de forma positiva para a consolidação da técnica de tomografia por microondas e que a partir dessa pesquisa seja possível a elaboração de protocolos que facilitem a produção de *phantoms* para pesquisas posteriores.

Palavras-chave: Tomografia por micro-ondas. *Phantoms* de mama. Sonda coaxial aberta. Câncer de mama.

ABSTRACT

Breast cancer is a major problem of public health worldwide. In Brazil, it is responsible for about 25% of new cases of cancer each year. In 2016, it is expected about 57,960 new cases of breast cancer in the country. The main tool in reducing the death rate from this disease is early diagnosis. Despite the widespread use of mammography, it has some disadvantages in its use as direct patient exposure to ionizing radiation; the similarity in density between tumor and the normal tissues; and low reproducibility in high-density breasts. The positron breast microwave is a very promising alternative to help diagnose breast cancer. This tomography technique has some advantages, greater ease in early diagnosis and difficult location, less exposure of the patient; lower cost; and greater comfort to the patient. It is necessary for the production of phantoms with similar characteristics to the actual human tissue, for the use of microwave tomography in breasts. This work has as main objective the development of a specific breast phantom tomography in microwave and characterization through simulations and measurements in open coaxial probe. The methodology and the choice of materials used in the manufacture of phantoms study were drawn from further research of authors recognized in the area. The HFSS was the software of choice to perform the simulations. The simulation results and experimental measurements of phantoms in coaxial probe were consistent with the literature. Given the results, it is expected that the characterization of the research phantoms contribute positively to the consolidation of microwave tomography technique and that from this research is the possible development of protocols that facilitate the production of phantoms for further research.

Keywords: Tomography microwave. Breast phantoms. Open coaxial probe. Breast cancer.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01: Representação esquemática da mama humana.....18

Figura 02: Componentes de um mamógrafo.....25

Figura 03: Identificação de nódulo em ecografia mamária.....29

Figura 04: Equipamento de Ressonância Magnética.....31

Figura 05: Faixa de energia onde as microondas são geradas.....36

Figuram 06: Permissividade real e imaginária representada no modelo de Debye.....37

Figura 07: Gráfico da parte real ε'_r e parte imaginária $\varepsilon"_{r,d}$ calculados pela equação de Debye para água destilada.....42

Figura 08: Coeficientes de transmissão (T) e reflexão (Γ) 46

Figura 09: Dispositivo de teste simples, contendo duas portas representadas por paramêtros S.....47

Figura 10: Estrutura de um cabo coaxial 50

Figura 11: Esquema de linha de transmissão. d_1 representa o diâmetro interno do condutor externo e d_2 representa o diâmetro externo do condutor interno.....52

Figura 12: Modelo de circuito equivalente para utilização em sonda coaxial aberta.54

Figura 13: Modelo de linha virtual..... 56

Figura 14: Modelo da sonda coaxial projetada no HFSS, incluindo o material em análise. 61

Figura 15: Campo magnético da sonda coaxial em contato com o meio..... 62

Figura 16: Gráfico contendo a parte real e imaginária dos padrões S11 resultantes de simulação em HSFF 63

Figura 17: Estrutura do conector SMA utilizado na sonda coaxial aberta..... 64

Figura 18: Medidas utilizadas para confecção da sonda coaxial. 64

Figura 19: a) Estrutura da sonda coaxial. b)Estrutura de alumínio produzida para a de curto.....65

Figura 20: Analisador de rede *miniVNA Tiny*.....66

Figura 21: Sonda coaxial submersa em água destilada para tomada de medidas.....67

Figura 22: (a) Dados S11 do ar em medidas simuladas em comparação aos dados S11 do ar em medidas experimentais. (b) Dados S11 do teflon em medidas simuladas em comparação aos dados S11 do teflon em medidas experimentais.....68

Figura 23: *Phantom* de mama: coloração, aspecto e dimensão após preparo e gelificação.....70

Figura 24: *Phantom* de tumor: coloração, aspecto e dimensão após preparo e gelificação.....71

Figura 25: Esquema de montagem para o phantom de mama com conteúdo tumoral.....72

Figura 26: Phantom de tumor: coloração, aspecto e dimensão após preparo e gelificação.....73

Figura 27: Calibração realizada no mini analisador de rede.....74

Figura 28: Multímetro utilizado para aferição da temperatura das amostras.....74

Figura 29: Tomada de medida experimental em phantoms.....75

Figura 30: Valores reais de permissividade da água destilada à 25ºC.....77

Figura 31: Valores imaginários de permissividade da água destilada à 25ºC.....77

Figura 32: Valores reais de permissividade do NaCl à 1M com temperatura de 22ºC. 78

Figura 33: Valores imaginários de permissividade do NaCl à 1M com temperatura de 22ºC.....79

Figura 34: Permissividade complexa do *phantom* de mama à 20ºC.....80

Figura 35: Condutividade (S/m) do *phantom* de mama à 20ºC.....81

Figura 36: Permissividade complexa do phantom de mama à 20ºC.....82

Figura 37: Condutividade (S/m) do *phantom* de mama à 20ºC.....82

Figura 38: Permissividade complexa do *phantom* com conteúdo tumoral à 20ºC.....84

Figura 39: Condutividade do *phantom* com conteúdo tumoral à 20ºC.....84

Figura 40: Permissividade do *phantom* com conteúdo tumoral em comparação com a permissividade do *phantom* de mama e do *phantom* de tumor. Temperatura de 20ºC.....85

Figura 41: Condutividade do *phantom* com conteúdo tumoral em comparação com a permissividade do *phantom* de mama e do *phantom* de tumor. Temperatura de 20ºC.....86

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Estimativas para o ano de 2016 das taxas brutas de incidência por 100 mil habitantes e do número de casos novos de câncer, segundo sexo e localização primária.....20

Tabela 2: Permissividade e condutividade de alguns tecidos à 64 MHz.....43

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....15

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....17

2.1Anatomia e morfologia da mama.....17

2.2 Câncer de mama.....19

2.3 Mamografia e outras técnicas de diagnóstico em mama por imagem.....23

2.3.1 Mamógrafo.....24

2.3.2 Mamografia Convecional x Mamografia Digital.....26

2.3.3 Ultrassonografia.....28

2.3.4 Ressonância Magnética.....29

2.4 Micro-ondas e imagens.....32

2.4.1 Caracterização elétrica do material.....33

2.4.1.1 Materiais.....34

2.4.1.2 Materiais dielétricos.....34

2.4.2 Phantoms.....37

2.4.2.1 Materiais comumente utilizados na produção de phantoms.....38

2.4.2.2 Propriedades elétricas da água destilada.....40

2.4.2.3 Propriedades elétricas dos tecidos biológicos.....42

2.4.3Métodos em microondas.....44

2.5 Os príncipios da análise de rede.....45

2.5.1Parâmetros S.....46

2.5.2 Medidas relacionadas com reflexão de sinais de radiofrequência (RF).....48

2.5.3 Cabo coaxial e linha de transmissão.....50

2.5.4 Impedância característica.....51

2.5.5 Linhas de transmissão coaxial aberta.....53

2.5.5.1 Modelo de radiação.....54

2.5.5.2 Modelo de linha virtual.....56

3 OBJETIVOS.....59

3.1 Objetivo geral.....59

3.2 Objetivos específicos.....59

4 METODOLOGIA.....60

4.1 Simulação numérica.....60

4.2 Construção de Sonda Coaxial Aberta.....63

4.3 Construção dos Phantoms.....69

4.3.1 Estudos experimentais.....73

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....76

5.1 Validação da sonda para obtenção de permissividade.....76

5.2 Caracterização dielétrica do *Phantom* de Mama e *Phantom* de Tumor.....79

5.3 Caracterização dielétrica do Phantom com conteúdo Tumoral.....83

6 CONCLUSÃO E SUGESTÕES.....86

6.1 Sugestões para trabalhos futuros.....87

REFERENCIAS.....88

1. INTRODUÇÃO

O câncer de mama representa um grave problema na saúde mundial devido as suas elevadas taxas de morbidade e mortalidade. A incidência dessa neoplasia vem crescendo em ritmo acelerado nas últimas décadas, isso ocorre também em áreas onde a incidência é baixa. No Brasil apesar dos esforços das políticas em saúde na prevenção e no tratamento desse tipo de patologia, os números não cedem. Esses fatores motivam discussões que envolvem medidas na obtenção de diagnóstico precoce e com isso, uma possível redução em sua morbidade e mortalidade (PAULINELLI et al., 2003).

Desde o século passado táticas utilizadas no controle do câncer de mama são efetuadas no país, porém, foi somente em décadas mais recentes que os programas de controle do câncer de mama foram criados e introduzidos nas políticas de saúde com maior ênfase. Os programas de combate ao câncer de mama se definem como um grupo de medidas regularizadas, que tem como principal intuito a redução da incidência, da morbidade e da mortalidade do câncer de mama em uma determinada população. Nos países com rendas baixas e médias, os cânceres de mama são diagnosticados em sua maioria já em estágios avançados, o que diminui drasticamente o prognóstico. Muitas vezes o tratamento não é efetivo em casos avançados, por conseguinte, a qualidade de vida dos pacientes é comprometida. O rastreamento identifica lesões em pacientes assintomáticas e consequentemente leva a uma detecção precoce do câncer de mama melhorando assim, o prognóstico e diminuindo a morbidade em quem faz tratamento (INCA, 2015).

A mamografia ainda é considerada nos dias de hoje como a técnica de imagem mais importante e mais usual no diagnóstico de câncer de mama. É o principal método de escolha para rastreio de câncer de mama em mulheres assintomáticas e o mais utilizado para acompanhamento de lesões e alterações clínicas em mamas. Seu uso é bastante comum e disseminado na maioria do território nacional, porém estudos apontam inúmeras desvantagens da técnica nos diagnósticos em fase inicial. O alto custo e a manutenção dos mamógrafos também trazem um pouco de dificuldade no acesso a esse método de diagnóstico. Várias técnicas para auxílio e até uma possíve

lsubstituição da mamografia estão em andamento em todo mundo (CHALA E BARROS, 2007).

Segundo Ostadrahimi e colaboradores (Ostadrahimi, 2009), a tomografia por micro-ondas vem sendo revelada com um método de imagens biomédicas de grande potencial, em especial imagens de mama. Resumidamente, esse método usa energia de micro-ondas de fontes única ou múltiplas para caracterizar (detectar) diferentes tecidos humanos, a partir de suas propriedades dielétricas. Esse método permite um diagnóstico clínico do câncer de mama, a partir do conhecimento das propriedades dielétricas dos diferentes tecidos constituintes da mama, bem como das diferenças entre tecido de mama sadio e tecido de mama com tumor. A tomografia de mamas por micro-ondas apresenta várias vantagens sobre as modalidades mais tradicionais, tais como: a utilização de radiação não ionizante, o baixo custo, mais conforto durante o exame e a capacidade de fornecer imagens funcionais da doença em estados menos avançado (SEMENOV et al., 2011).

Sabe-se que, os equipamentos de imagens médicas diagnósticas ou terapêuticas necessitam de um dispositivo simulador, chamado fantoma, para testar, simular e calibrar a eficiência e a eficácia das técnicas de imagem. Fantoma, conhecido também por *phantom,* é um material sintético com características semelhantes a dos tecidos humanos e têm como principal função o auxílio de pesquisas em diagnósticos por imagens. Através dos *phantoms*, os pesquisadores podem fazer testes e medidas simulando um tecido humano *"in vivo".* Para se criar um *phantom específico para micro-ondas* se utiliza misturas de diversos componentes com características dielétricas próximas ao tecido humano a fim de se obter as propriedades necessárias para um determinado fim de pesquisa (PALACIOS et al., 2010). Percebe-se a necessidade de se conhecer, desenvolver e aperfeiçoar *phantoms* específicos para o uso em tomografia por micro-ondas, possibilitando avaliar as imagens dos tecidos mamários através de suas propriedades dielétricas, como condutividade e permissividade.

Frente ao que foi exposto, o presente trabalho teve como objetivo desenvolver e caracterizar *phantoms* de mama baseando-se em estudos anteriores, fazendo com que o mesmo venha a servir de base para o conhecimento, melhoramento e aplicação da técnica de tomografia por micro-

ondas. A proposta visa também desenvolver protocolos que sirvam de base para a confecção de *phantoms* de mama para uso e melhoramento da técnica de tomografia por micro-ondas em mama.

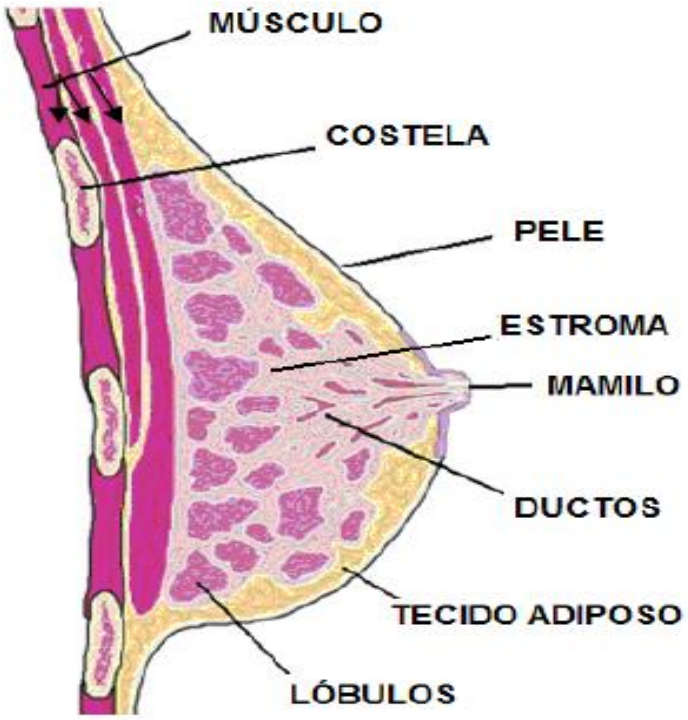
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Anatomia e morfologia da mama

A mama, que tem como componente principal a glândula mamária, está presente em todos os mamíferos e tem como função a lactação. Apesar de ser encontrada em ambos os gêneros, a mama só é desenvolvida no gênero feminino, no gênero masculino a mesma se apresenta com hipotrofia e sem função determinada. As mamas femininas começam a se desenvolver próximo a puberdade, onde sofre estímulos no seu crescimento graças a aumento dos níveis de estrógenos. A mama é constituída por tecido conjuntivo, tecido glandular mamário e tecido adiposo (GUYTON; HALL, 2006).

As glândulas mamárias são classificadas como glândulas sudoríparas modificadas e estão localizadas entre os músculos serrátil anterior e peitoral maior (fáscia profunda); sua ligação a esses músculos se dá através do tecido conjuntivo, a faixa de tecido conjuntivo que separa a mama da fáscia profunda é conhecida por espaço retromamário. O tecido adiposo é abundante na mama e se encontra em localização periférica (TORTORA, 2007). Os tecidos que compõe a mama são o tecido fibroso que une os lóbulos ao tecido adiposo, o tecido glandular que comporta os lóbulos e os ductos e o tecido adiposo que (conjunto de ductos e lóbulos) juntamente com tecido fibroso (parte que une os lóbulos e o tecido adiposo) e tecido adiposo que ocupa os espaços interlobulares (BONTRAGER, 2006). Pode-se ver a estrutura anatômica da mama na Figura 1.

Figura 1 - Representação esquemática da mama humana



Fonte: BOTELHO, 2009.

Os ductos e lóbulos secretores compõem as glândulas mamárias e são responsáveis pela formação de 15 a 20 ductos lactíferos, que penetram e terminam na papila mamária. A aréola é uma área de tecido epitelial de tonalidade mais escura que se encontra rodeando a papila mamária. Algumas regiões do estroma mamário se encorpam formando os ligamentos suspensores que são ligados ao epitélio da derme dando sustentação a mama. A mama está localizada na fáscia profunda relacionada com o músculo peitoral maior, no qual uma camada de tecido conjuntivo frouxo, denominado espaço retromamário separa a mama da fáscia profunda (DRAKE *et al.*, 2006).

A mama é considerada uma estrutura peculiar uma vez que não se encontra totalmente desenvolvida no nascimento, sofrendo assim diversas alterações cíclicas durante a vida reprodutiva no gênero feminino. Na puberdade e bem no início da menarca, os ductos terminais originam os lóbulos e concomitantemente o estroma interlobular se expande. Nos ciclos menstruais conseguintes, onde naturalmente ocorre ovulação, a proliferação

das células formadoras do parênquima ganha um aumento significativo e o estroma mamário consegue uma característica edematosa. Após a ovulação, caso a mulher não engravide (condição de não-grávida), ocorre a menstruação e junto a ela uma queda dos níveis hormonais que diminuem o volume mamário e esse ciclo vai ocorrendo mensalmente até uma possível gestação. A mama só alcança sua maturidade morfológica e sua atividade funcional no início da gestação quando se prepara para a fase de lactação. Quando a fase de lactação acaba, a glândula reverte a uma condição de não-grávida, e seu volume vai diminuindo progressivamente até o término da vida reprodutiva na mulher (KUMAR *et al*., 2005)

2.2 Câncer de mama

No mundo, o câncer de mama é o mais incidente e o de maior taxa de mortalidade na população feminina, esses índices são encontrados tanto em países desenvolvidos como em países subdesenvolvidos. No Brasil, essa situação não é diferente, o câncer de mama é o segundo câncer em índices na população feminina, ficando atrás somente do carcinoma não melanona de pele e responde por cerca de 25% dos casos de câncer a cada ano. Nos homens o câncer de mama também acontece, porém são casos bastante raros e representam menos de 1% do total de casos dessa doença. No Brasil, no ano de 2016, são esperados 57.960 novos casos de câncer de mama, com um risco estimado de 56,20 casos a cada 100 mil mulheres (Tabela 1). Não considerando os tumores de pele não melanoma, o câncer de mama também é o mais frequente nas mulheres das Regiões Sudeste (68,08/100 mil), Sul (74,30/100 mil), Nordeste (38,74/100 mil) e Centro- -Oeste (55,87/100 mil). Na região Norte, é o segundo tumor mais incidente (22,26/100 mil) perdendo em números apenas, para o câncer de colo do útero (INCA, 2015).

Tabela 1 - Estimativas para o ano de 2016 das taxas brutas de incidência por 100 mil habitantes e do número de casos novos de câncer, segundo sexo e localização primária.

Localização Primária Neoplasia Maligna	Estimativa dos Casos Novos							
	Homens				Mulheres			
	Estados		Capitais		Estados		Capitais	
	Casos	Taxa Bruta	Casos	Taxa Bruta	Casos	Taxa Bruta	Casos	Taxa Bruta
Próstata	61.200	61,82	13.940	64,93	-	-	-	-
Mama Feminina	-	-	-	-	57.960	56,20	18.990	79,37
Colo do Útero	-	-	-	-	16.340	15,85	4.550	19,07
Traqueia, Brônquio e Pulmão	17.330	17,49	4.430	20,59	10.890	10,54	3.230	13,49
Cólon e Reto	16.660	16,84	5.560	25,80	17.620	17,10	6.210	25,95
Estômago	12.920	13,04	3.130	14,54	7.600	7,37	2.180	9,07
Cavidade Oral	11.140	11,27	2.780	12,95	4.350	4,21	1.230	5,04
Laringe	6.360	6,43	1.600	7,50	990	0,94	320	0,97
Bexiga	7.200	7,26	2.110	9,79	2.470	2,39	830	3,21
Esôfago	7.950	8,04	1.460	6,75	2.860	2,76	610	2,27
Ovário	-	-	-	-	6.150	5,95	2.170	8,92
Linfoma de Hodgkin	1.460	1,46	450	1,74	1.010	0,93	400	1,33
Linfoma não Hodgkin	5.210	5,27	1.550	7,15	5.030	4,88	1.670	7,02
Glândula Tireoide	1.090	1,08	350	1,27	5.870	5,70	1.800	7,46
Sistema Nervoso Central	5.440	5,50	1.290	5,86	4.830	4,68	1.250	5,20
Leucemias	5.540	5,63	1.370	6,38	4.530	4,38	1.180	4,88
Corpo do Útero	-	-	-	-	6.950	6,74	2.530	10,47
Pele Melanoma	3.000	3,03	840	3,86	2.670	2,59	740	2,96
Outras Localizações	51.850	52,38	11.890	55,45	47.840	46,36	11.820	49,33
Subtotal	214.350	216,48	52.750	245,63	205.960	199,57	61.710	257,55
Pele não Melanoma	80.850	81,66	17.370	80,90	94.910	91,98	21.910	91,65
Todas as Neoplasias	295.200	298,13	70.120	326,51	300.870	291,54	83.620	348,99

*Números arredondados para múltiplos de 10.

Fonte: INCA, 2015.

Uma das principais formas de diminuir as taxas de mortalidade e morbidade do câncer de mama é através do diagnóstico precoce. Os exames de toque ou palpação mamária e a mamografia são os métodos utilizados para esse fim de diagnóstico. A palpação mamária pode ser realizada pela própria mulher ou por profissionais treinados da rede médica e deve ser realizado todos os meses.Nas mulheres em fase reprodutiva, o toque mamário é realizado no sétimo dia do ciclo menstrual, já nas mulheres menopausadas, recomenda-se a escolha de um único dia do mês para realização do toque. Para que esse método de detecção precoce obtenha bons resultados e bons números em base populacional, tem que ter campanhas motivacionais que mostrem o

perigo potencial do câncer de mama. O ensino dessa técnica alerta as mulheres sobre os riscos que a doença acarreta (MOLINA et al., 2003).

Provavelmente o câncer de mama é a patologia mais temida pelas mulheres e isso ocorre devido ao impacto psicológico que o mesmo provoca. Após a descoberta da doença geralmente, a imagem pessoal e a sua sexualidade passa a ser vista de uma forma negativa, causando um transtorno físico e psíquico maior do que os observáveis nos demais tipo de câncer. A detecção precoce, ou seja, a descoberta dos tumores que ainda não apresentam sinais e sintomas é essencial para aumentar as chances de cura e sucesso do tratamento (BRASIL, 2009).

A faixa etária é um importante fator de risco para o desenvolvimento do câncer de mama. A incidência dessa patologia é crescente a partir dos 25 anos de idade. A maioria dos casos se apresenta em mulheres com idades acima de 45 anos. Em cada oito casos de câncer de mama, um é detectado em mulheres com menos de 45 anos, já nas mulheres com faixa etária de 55 anos ou mais, dois de cada três casos de câncer de mama são encontrados nas mesmas. A incidência de câncer de mama em mulheres com menos de 25 anos é bastante rara (American cancer society, 2013).

As causas reais do aparecimento do câncer de mama não são bem conhecidas, mas estudos são feitos para verificar a associação da doença com outros fatores de risco importantes como o estilo de vida (sedentarismo, tabagismo, hábitos alimentares, obesidade), uso de determinados medicamentos e hereditariedade, sendo a maioria dessas associações já aceitas pela comunidade científica. Outros fatores de risco estão ligados ao aumento da incidência de câncer, de maneira geral, como os fatores de natureza ambiental (poluição, exposição a agentes químicos cancerígenos) e o aumento da expectativa de vida da população, que acaba por aumentar a exposição aos demais fatores de risco (LEITE, 2002). Além dos fatores de risco, os grupos populacionais de risco elevado para o desenvolvimento do câncer de mama também são bastante estudados. Dentre os grupos de risco para desenvolvimento de câncer de mama se destacam: mulheres com história familiar de pelo menos um parente de primeiro grau com diagnóstico de câncer de mama, abaixo dos 50 anos de idade; mulheres com história familiar de pelo menos um parente de primeiro grau com diagnóstico de câncer de mama

bilateral ou câncer de ovário, em qualquer faixa etária; mulheres com história familiar de câncer de mama masculino e mulheres com diagnóstico histopatológico de lesão mamária proliferativa com atipia ou neoplasia lobular *in situ* (INCA, 2014).

No Brasil, se utiliza como principal estratégia de rastreamento do câncer de mama a realização do exame mamográfico. O Ministério da Saúde do Brasil,preconiza o rastreamento por meio do exame clínico da mama, para as todas as mulheres a partir de 40 anos de idade, realizado anualmente. Este procedimento é ainda compreendido como parte do atendimento integral à saúde da mulher, devendo ser realizado em todas as consultas clínicas, independente da faixa etária. A mamografia fica obrigatória, para as mulheres com idade entre 50 a 69 anos, com o máximo de dois anos entre os exames. Já para as mulheres que pertencem aos grupos de risco elevado para desenvolvimento de câncer de mama o exame clínico da mama e mamografia anual, a partir dos 35 anos, tem o acesso garantido pelo SUS bem como o tratamento e o acompanhamento para todas as mulheres com alterações nos exames realizados (BRASIL, 2004).

Com o avanço da tecnologia e com o impacto negativo do câncer de mama na saúde mundial, nas últimas três décadas os métodos de diagnóstico por imagem assumiram um papel preponderante no diagnóstico dos processos patológicos das glândulas mamárias. Esse tipo de diagnóstico é considerado instrumento fundamental dos Programas de Saúde Pública para diminuir a morbidade e a mortalidade por carcinomas primários localizados na mama (WINCHESTER et al., 2000). A mamografia é considerada padrão ouro para rastreio e diagnóstico da neoplasia mamária. Apesar de seu uso ser bastante comum em todo mundo, essa técnica apresenta problemas em garantir qualidade e isso delibera uma coleção de limitações em sua aplicabilidade clínica. Mesmo em estados ótimos de funcionamento a sensibilidade (capacidade de indentificar a patologia) da mamografia tem uma variação considerável, essa sensibilidade diminui em mamas com maior densidade geralmente encontradas em mulheres jovens. Sua especificidade (capacidade de diferenciar individuos sadios e doentes) é considerada moderada à baixa, visto que uma grande parte das lesões benignas inicia com calcificações

teciduais, confundidas muitas vezes com lesões malignas (ORTEGA et al., 2005).

A mamografia geralmente é utilizada em duas situações: a primeira seria em programas de rastreamento fazendo parte da estratégia de diagnóstico precoce em mulheres assintomáticas; a segunda seria na investigação de diagnóstico em mulheres que apresentam sinais e sintomas da presença de algum tipo de neoplasia mamária. No primeiro caso o objetivo é a detecção de neoplasia em fase inicial onde o prognóstico é mais favorável e no segundo caso o objetivo é o auxílio na solução do problema por meio de imagens que auxiliem a conduta médica, juntamente com sintomas clínicos pré-existentes (BRASIL, 2004).

2.3 Mamografia e outras técnicas de diagnóstico em mama por imagem

A radiografia da mama, conhecida como mamografia, é o método de rastreamento do câncer de mama mais conhecido e utilizado pela comunidade médica, essa técnica tem como objetivo principal a redução da taxa de mortalidade. Através da sua utilização tornou-se possível o aumento da detecção de casos em estágios iniciais da doença (FEIG, 2006). Essa técnica de diagnóstico é realizada através de equipamentos que utilizam radiação ionizante, projetados especificamente para diagnósticos em mama. A mamografia se define por uma técnica de imagem não invasiva imensamente útil e com inúmeras vantagens para a detecção do câncer de mama;através da sua utilização se tornou possível a detecção de pequenas estruturas tai como as microcalcificações, da ordem de 0,25 mm de diâmetro, que geralmente estão associadas a tumores de mama em fase inicial (IAEA, 2005).

A técnica de mamografia tem como objetivo a produção de imagens que mostrem em detalhes as estruturas internas da mama e com isso gerar uma maior possibilidade de bons resultados no diagnóstico precoce do câncer de mama. A mamografia até hoje é considerada um dos métodos mais efetivos no diagnóstico mamário, num exame que mostre uma alta qualidade, é possível se ter uma visualização de 85% a 90% de tumores em fases iniciais, ou seja, tumores mais superficiais que ainda não atingiram a glândula mamária, em

mulheres com mais de 50 anos de idade o que leva a um prognóstico bastante promissor (CALDAS, 2005).

A mamografia, abundantemente utilizada nos dias de hoje, causou grande impacto na saúde pública, com eficácia comprovada através de inúmeros estudos, onde mostravam uma redução da mortalidade por câncer de mama (CHALA E BARROS, 2007). Uma redução significativa nas taxas de mortalidade em mulheres convidadas a participar de rastreamento mamográfico dos grupos de rastreio é mostrada em ensaios clínicos randomizados. Entretanto, a efetividade do rastreamento está diretamente relacionada à qualidade e ao desempenho de equipamentos, materiais e procedimentos empregados na mamografia (HENDRICK E HELVIE, 2011).

Se compararmos as técnicas de radiografia convencional com a mamografia, verifica-se que a radiografia da mama aciona o mais alto padrão técnico na sua execução. Isso se dá pela própria anatomia mamária, pela natureza dos tecidos que compõe o órgão bem como pela geometria peculiar com que a mama precisa ser radiografada. Além do mais, a mamografia é um método comumente utilizado no diagnóstico precoce do câncer, frente a isso se faz necessário que o mesmo seja realizado dentro de um nível mínimo de risco oriundo da radiação. Logo, a exposição de mulheres assintomáticas à radiação de uma mamografia deve ser o mínimo conciliável com uma imagem de alto padrão de qualidade (HENDRICK, 2011).

2.3.1Mamógrafo

Os aparelhos utilizados para a efetuação de exames de mamografia são conhecidos pelo nome de mamógrafo. Nos mamógrafos, os tubos que fornecem o feixe de raio X são programados para fornecerem radiações moles (15 Kev a 16 Kev) que não causam danos irreversíveis na mama e que são capazes de produzir imagens otimizadas. O *design* desses equipamentos são projetados de uma forma que possibilite a passagem de um feixe de raio X tangente à parede do tórax, assim o feixe atinge as estruturas mamárias próximas a parede do tórax da mesma forma que limita o campo de radiação, deixando o mesmo apenas restrito à área necessário para o diagnóstico.à área

requerida. Na Figura 02 podem-se observar os principais elementos de um mamógrafo. Os mamógrafos são compostos por um tubo de raios X, uma mesa de apoio a mama, um gerador elétrico, uma placa de compressão, um receptor de imagem e um dispositivo de controle automático de exposição (DANTAS, 2010).

Figura 02: Componentes de um mamógrafo.

Fonte: DANTAS, 2010.

O ânodo que compõe o tubo de raios X utiliza frequentemente uma angulação de 10º a 20º, essa angulação serve para aumentar a área efetiva do alvo e com isso diminuir o tamanho do ponto focal. A partir dessa angulação se produz o Efeito Anódico, quando os raios X produzidos na direção do anodo sofrem um enfraquecimento, isso leva a uma maior intensidade de raios X no lado do catodo. O Efeito Anódico é de suma importância na conquista de uma densidade óptica mais homogênea no filme, posto que do lado do catodo esta localizada a parede torácica, isto é, a região de maior espessura da mama (DANTAS, 2010).

Em um aparelho de mamografia por raios X, os materiais do filtro e do ânodo designam a forma do espectro reproduzido pelo tubo. Os componentes dessas estruturas emitem um espectro rico em fótons com energia rente a da faixa ótima, resultando num alto contraste do objeto, evitando dessa forma,

uma dose exagerada de radiação. O material constituinte do ânodo bem como seu número atômico determina a energia dos fótons emitidos no raio X característico. O ânodo pode ser é constituído por matérias como o Ródio (Rh) e Molibdênio (Mo); essas substâncias têm alto ponto de fusão e suportam até 2.380ºC (LIMA et al., 2015). Os mamógrafos que possuem um ânodo constituído de Molibdênio oferecem um espectro ideal para mamas de pequeno e médio porte, no tempo em que os mamógrafos que possuem ânodo construído de Ródio emitem um espectro de energia que é mais eficiente em mamas com uma densidade maior, os mamógrafos com ânodo de Tungstênio são ideais para mamas com densidade excessiva (SANTOS, 2010). Durante muitos anos a utilização da combinação ânodo-filtro de Mo/Mo foi considerada padrão ouro para mamografia convencional. Com o aumento das pesquisas e do uso da detecção digital, outras combinações de ânodo-filtro, como Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh vêm ganhando espaço na comunidade científica (LIMA et al., 2015).

2.3.2 Mamografia Convencional x Mamografia Digital

A mamografia é considerada padrão-ouro, sendo a técnica de imagem de escolha indicada na avaliação da maior parte das alterações clínicas nas mamas. A aprovação de que o rastreamento feito por diagnóstico em mamografia diminui a mortalidade pelo câncer de mama em mulheres assintomáticas é unânime (FLETCHER e ELMORE, 2003).

A mamografia traz inúmeros benefícios associados ao diagnóstico precoce como a multiplicação das opções de tratamento, o aumento das chances de um tratamento de sucesso bem como o aumento da sobrevida dessas pacientes. Atualmente existem dois tipos de formação de imagem nos equipamentos mamográficos. O ramo da mamografia está em constante evolução, e a busca pelo aprimoramento dessa técnica não é constante. O exame mamográfico com o tempo se dividiu em duas gerações, a primeira geração é formada pelo conjunto filme-écran e representa a mamografia convencional, já a segunda geração é caracterizada pelos receptores digitais e define como mamografia digital. O método de se obter a imagem na

mamografia (filme/receptor digital) é que sistematiza a maioria das diferenças entre a mamografia convencional e a mamografia digital. No método de mamografia convencional o filme representa o meio de aquisição, o meio de exposição e o meio de armazenamento da imagem mamográfica, e mesmo queo mesmo consiga produzir imagens com alta resolução espacial e bom contraste, a margem para se obter melhorias é bem baixa. Já no caso do exame de mamografia digital, os processos que envolvem a aquisição, a exposição e o armazenamento são desmembrados, ou seja, por serem feitos de forma separada os mesmos podem ser aperfeiçoados individualmente. O estudo das imagens por mamografia digital é feito por meio de monitores de alta resolução, essa tecnologia proporciona métodos de processamentos que podem melhorar o contraste das imagens. A mamografia digital contribui na incorporação de uma sucessão de novas tecnologias como a tomossíntese, o CAD (computer aided detection), o uso de contraste intravenoso e a interpretação a distância do exame (CHALA e BARROS, 2007).

No meio científico, há inúmeros estudos comparando as duas gerações de mamografia. Um dos maiores estudos nessa linha de pesquisa comparou a mamografia convencional com a digital em exames de 42.760 mulheres. A conclusão foi que a precisão do diagnóstico do câncer de mama na mamografia convencional e na digital foi bastante similar. No entanto, a mamografia digital mostrou uma melhor precisão de diagnóstico em mulheres como menos de 50 anos, mulheres de mama com maior densidade e em mulheres na pré-menopausa e pós-menopausa. O debate da melhor acurácia da mamografia digital frente à mamografia convencional ainda é objeto de estudo. Atualmente as duas técnicas são utilizadas para fins de rastreamento do câncer de mama, a escolha de uma técnica ou de outra vai depender do profissional, do custo, do local, etc (PISANO et al., 2005). A capacidade da mamografia em detectar o câncer de mama varia entre as mulheres e sua sensibilidade pode ser diminuída em mamas densas ou em tumores que se encontrem em estágio inicial. Por conseguinte, outras técnicas de imagem alternativas para rastrear o câncer de mama vêm sendo aplicadas e incluem, principalmente, a ultrassonografia mamária e a ressonância magnética (BARTON et al., 1999).

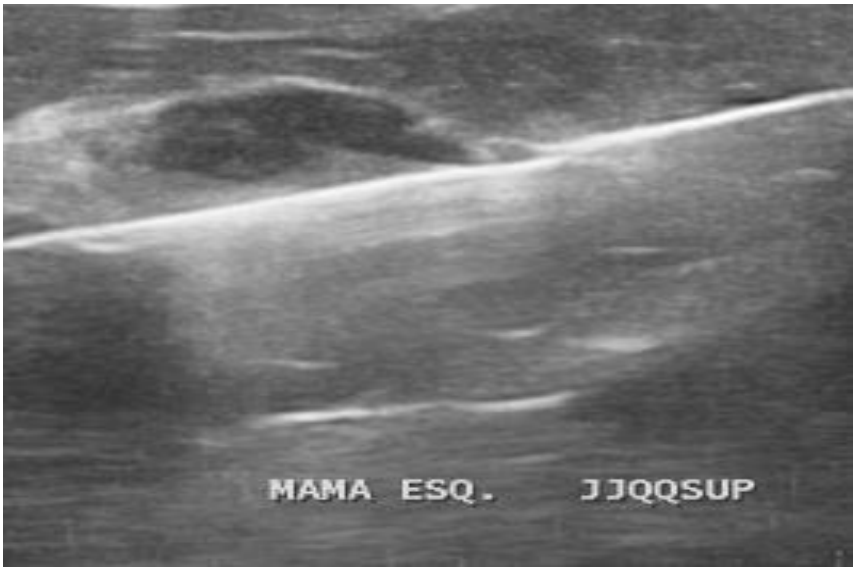
2.3.3 Ultrassonografia

A técnica de ultrassonografia ganhou importância do diagnóstico em mamas por meados da década de 90. Com o desenvolvimento de transdutores lineares com frequências reduzidas a técnica ganhou bons avanços. Nos dias atuais, com a criação e uso de sistemas multifrequenciais, a técnica obteve uma grande melhora na qualidade de suas imagens. Recentemente, devido ao progresso na área da informática, a definição das imagens foi aprimorada resultando em um manuseio através de processadores e monitores digitais de alta resolução (SONDERMANN et al., 2011). A utilização da ultrassonografia mamária não tem contra-indicações, possui uma realização rápida, indolor, sem limitação em faixa etária e na sua aplicação não se usa radiação ionizante ou contraste. Devido a suas vantagens, essa técnica vem sendo cada vez mais utilizada pela comunidade médica. Porém, frente a tantos benefícios a ultrassonografia de mama é utilizada erroneamente na substituição da mamografia pela população menos esclarecida (CALAS et al., 2011).

O ultrassom vem ganhando um papel crescente no diagnóstico de mama. Além de detectar lesões ocultas à mamografia, ajuda na diferenciação entre nódulos císticos e sólidos e na caracterização do grau de suspeição dos nódulos sólidos. Com a utilização e estudo de parâmetros morfométricos (tamanho do tumor, presença ou não de comprometimento por neoplasia das ínguas axilares, formato das células, entre outros) pode-se ter uma melhor distinção entre lesões benignas e malignas, sendo a razão entre a largura e a profundidade da lesão um parâmetro com bons resultados e de fácil execução (CALAS, et al., 2011).O emprego da ultrassonografia é bastante diversificado e suas principais indicações em mama são: uso na caracterização e diferenciação de cistos e nódulos sólidos identificados no exame clínico e na mamografia, na avaliação de mamas em gestantes, pacientes jovens e lactantes, na orientação de procedimentos clínicos nas mamas, avaliação das mastites, auxílio no diagnóstico de cistos e tumores em mamas radiologicamente densas, na avaliação de próteses mamárias, na avaliação da resposta a tratamentos terapêuticos como a quimioterapia, entre outras. Por obter imagens de alta qualidade e em tempo real, a monitoração de procedimentos invasivos para diagnóstico de lesões mamárias visíveis na

ecografia (Figura 03) é uma de suas principais indicações (CHALA e BARROS, 2007).

Figura 03: Identificação de nódulo em ecografia mamária.



Fonte: VASCONCELOS et al, 2011.

A necessidade do uso da ultrassonografia mamária no auxílio à mamografia em diagnósticos de mamas densas é bastante discutido, em razão dos bons resultados, já que a ultrassonografia mostra lesões ocultas não mostradas na mamografia e no exame clínico de pacientes com esse tipo de mama. Porém o uso dessa técnica não é de primeira escolha no diagnóstico de câncer de mama, posto que o mesmo é um pouco limitado na detecção de calcificações e nódulos submersos em tecido adiposo. A deficiência da ultrassonografia no diagnóstico de microcalcificações é alarmante, dado que os carcinomas ductais *in situ* se apresentam em sua maioria dessa forma. (CHALA e BARROS, 2007).

2.3.4 Ressonância Magnética

A Ressonância Magnética foi utilizada no estudo da mama em 1986 pela primeira vez, a partir de então, essa nova técnica em diagnóstico obteve significativos avanços. A Ressonância magnética em mama se revelou

promissora no estudo do câncer e na avaliação de patologias mamárias objetivando uma maior precisão tanto no câncer primário como também do câncer recorrente (MUSSURAKIS S. et al., 1997). Geralmente se usa o auxílio da ressonância magnética em mama quando o diagnóstico gerado pela mamografia e/ou ultrassonografia mamária são inconclusivos ou divergentes. O uso da ressonância magnética em mama tem função de melhorar o estudo da extensão local do câncer ou multicêntrico em pacientes com uma possível necessidade de cirurgia conservadora. Uma característica promissora da ressonância em mama é a sua alta sensibilidade, porém, sua especificidade baixa ainda é vista como um grande problema na sua validação para esse tipo de diagnóstico (KUHL C.K, 2007).

Na caracterização e detecção de lesões mamárias a ressonância magnética tem mostrado excelentes resultados. Com uso dessa técnica em diagnóstico, surgiram inovadores conceitos associados à angiogênese e suprimento vascular tumoral. As principais indicações da ressonância magnética são: avaliação de achados inconclusivos na mamografia ou na ultrassonografia, planejamento cirúrgico em mama e análise de resposta a tratamento e estadiamento de tumor (BOETES C. et al., 1995). Quando se utiliza a sequência de difusão gerada pela ressonância magnética, torna-se possível a diferenciação de algumas lesões benignas frente as malignas. Muito se indaga se a análise morfológica da mamografia é suficiente na avaliação da mama ou se junto a ela há a necessidade da avaliação do comportamento vascular e metabólico das lesões (BOEGNER W. et al., 2009). Seu formato multiplanar, forma tridimensional e o seu forte contraste tecidual contribuem para a obtenção de detalhes nas estruturas anatômicas da mama facilitando o diagnóstico (KUHL C. K, 2007).

A ressonância magnética apresenta uma alta sensibilidade na caracterização dos tumores de mama porém, uma falta de diferenciação de achados benignos e malignos ainda acontece, resultando em uma especificidade bastante variável e pouco confiável (MAKURA K.J, et al., 2006). Geralmente os falso-positivos que ocorrem na ressonância magnética estão relacionados a alterações no ciclo menstrual ou terapia hormonal, a presença de alterações proliferativas, papilomas ou fibroadenomas nas mamas; devido á isso, em muitas das vezes não se torna ideal realizar o diagnóstico diferencial

entre lesões benignas e malignas baseando-se utilizando apenas a técnica de ressonância mamária convencional. Atualmente, estudos têm buscado a melhora da especificidade dessa técnica com o uso de imagens pesadas em difusão (WESTEIN S.P, 2001).

A ressonância magnética de mama usa uma tecnologia não-invasiva que produz uma imagem interna da mama através em diversos planos: axial, sagital e coronal; o que proporcional uma maior compreensão da estrutura mamária como um todo. Os equipamentos de ressonância são constituídos de um campo magnético estático e forte contendo um orifício central, supercondutores (entre 0.5 e 3 Tesla), um segundo campo magnético (gradiente), transmissores e receptores de ondas de rádio (bobinas) e computadores com grande capacidade para cálculos, manipulação e armazenamento das imagens (Figura 04). A maior parte das pesquisas de imagem por ressonância magnética mamária relatadas utiliza equipamentos de alto campo, isso se deve à uma grande relação sinal-ruído, a uma maior definição do realce pelo meio de contraste nos equipamentos de alto campo e ao maior desempenho na técnica com supressão de gordura. Os aparelhos de baixo campo trazem uma menor relação sinal-ruído, o que acarreta em perdas da resolução espacial e das técnicas de supressão de gordura (OREL S.G. et al., 2001).

Figura 04: Equipamento de Ressonância Magnética.

Fonte:http://www.megaimagem.com.br/ressonanciamagnetica-tesla.aspx.

Apesar de inovadoras e da boa capacidade de identificação do câncer de mama, as técnicas usuais até aqui citadas, trazem consigo algumas desvantagens; frente à isso, novas técnicas de detecção de câncer em mama

são procuradas e a tomografia por micro-ondas é uma técnica bastante promissora para este fim de diagnóstico.

2.4 Micro-ondas e imagens

Micro-ondas são ondas eletromagnéticas com comprimento de onda que variam de 1mm à 1m no espaço livre. Sua frequência é vasta, se estende na faixa de 300 MHz a 30 GHz, respectivamente. Acordos internacionais regulamentaram o uso de diferentes partes do espectro, porém as frequências de 915 MHz e 2,45 GHz são as mais comumente utilizadas para fins industrial, científicos e médicos (METAXAS e MEREDITH, 1993). A produção de imagem através da utilização de ondas eletromagnéticas não ionizantes na faixa de frequência de micro-ondas é uma nova tecnologia. Essa técnica apresenta grande potencial em criar aplicações no campo da medicina de diagnóstico. O uso de micro-ondas na obtenção de imagem da mama vem sendo intensamente pesquisado na última década, uma vez que existem diferenças nas propriedades dielétricas de tecidos da mama saudáveis comparados ao tecido tumoral (FEAR, 2005). Nos últimos anos, a tomografia por micro-ondas tem atraído considerável interesse como uma modalidade promissora de imagem para detecção precoce do câncer de mama (KRUGER, R. A. et al., 2003) (YAO, L. et al., 2010).

A grande motivação do uso dessa técnica é uma possível melhora na visualização fisiológica especialmente em tecidos moles, ou seja, tecidos menos densos. A técnica de micro-ondas baseia-se em interações moleculares (dielétricas), diferente da técnica de mamografia que se baseia em observações anatômicas. Na técnica de mamografia a densidade mamária interfere diretamente no contraste das imagens geradas, podendo muitas vezes mascarar resultados positivos já na técnica de tomografia por micro-ondas, a densidade mamária não causa tantas interferências no contraste das imagens. Outra vantagem dessa técnica de imagem é que interagindo com micro-ondas, os tecidos que apresentam malignidade causam uma dispersão significativa das mesmas se comparados ao tecido normal. Isso se dar ao fato que o tecido mamário maligno apresenta em sua composição um teor superior de água frente a um tecido de mama normal. Em análises de tumores benignos,

estudos com essa nova técnica mostraram contraste superior à imagem por mamógrafo (CHAUDHARY, 1991). Além do alto contraste, também está presente os benefícios ganhos pelo alto poder de penetração das micro-ondas, que resulta em imagens mais detalhadas (GAO F. et al., 2013) (MEANEY P.M. et al., 2000).

É bem conhecido que existe uma diferença significativa no caráter dielétrico entre tecidos normais e malignos da mama. Também tem sido relatada que no intervalo de 300 a 500 MHz, a absorção de micro-ondas de tumores é 2-5 vezes mais forte comparadas ao tecido mamário normal (NIE, l. et al., 2014). Estas observações sugerem que tomografia por micro-ondas, operando em baixas frequências (0,1 GHz à 3,0 GHz), pode ser uma boa candidata para a detecção de tumores de mama, além de poder conferir uma localização tridimensional da imagem (FENG, X. et al., 2013) (YANG, S. et al., 2007).

2.4.1 Caracterização elétrica do material

O estudo das propriedades em frequências de micro-ondas bem como a aplicação delas em diversos materiais são áreas muito ativas nas ciências de materiais, física, engenharia elétrica, eletrônica e biomédica. Para se desenvolver determinados circuitos com altas frequências, se faz necessário uma vasta compreensão das propriedades elétricas dos materiais que opera nesse tipo de frequência (Waser, 2003). Portanto, uma área muito importante em eletrônica de micro-ondas para muitas indústrias e cientistas é a caracterização de propriedades de materiais. A caracterização dos materiais na faixa de micro-ondas se dá através do estudo de parâmetros eletromagnéticos como a permissividade e condutividade (CHEN et al., 2004).

A caracterização das propriedades eletromagnéticas em frequência de micro-ondas é pesquisada desde meados de 1950, grandes avanços ocorreram nas últimas décadas e com isso diversas técnicas têm sido criadas. No entanto para se desenvolver produtos que utilizam frequência de micro-ondas é necessário certo domínio das propriedades eletromagnéticas dos materiais a serem utilizados (KNOTT et al., 2004).

2.4.1.1 Materiais

Os materiais são divididos em condutores, semicondutores e isolantes. Os materiais condutores possibilitam o estabelecimento de um fluxo de elétrons em seu meio. Esses elétrons migram entre os átomos quando recebem impulsos magnéticos o que gera uma corrente elétrica, devido a essa propriedade são considerados ótimos em conduzir energia e geralmente são constituídos por metal. Nos materiais isolantes, os elétrons são fixos nos átomos, quando recebem impulso magnético não formam correntes elétricas, devido a essa propriedade são usados como isoladores elétricos. Exemplos clássicos são o vidro e o plástico. Os materiais semicondutores possuem características peculiares, transferem pouca energia o que não os tornam bons condutores e devido a essa baixa condução de energia, também não são bons isolantes. Geralmente são bastante utilizados em equipamentos de eletrônica.

Os materiais que não sofrem influência de campo magnético são chamados de materiais não magnéticos ou materiais dielétricos, e são conhecidos por suas propriedades isoladoras. Esses elementos têm um comportamento magnético e elétrico bastante peculiar que é determinado por dois parâmetros: permissividade (ε) representada pela equação (2.1) e permeabilidade (μ) representada pela equação (2.2).

$$\varepsilon = \varepsilon' - j\varepsilon'' \qquad (2.1)$$

$$\mu = \mu' - j\mu'' \qquad (2.2)$$

2.4.1.2 Materiais dielétricos

A permissividade dielétrica é uma constante que representa a capacidade de polarização de um determinado material frente a um campo elétrico. Já a permeabilidade elétrica representa a quantidade de magnetização que um dado material adquire em resposta a um campo magnético. A interação da matéria com os campos elétrico e magnético pode ser observada de duas maneiras: troca de energia e dissipação de energia. A permeabilidade e a permissividade são compostas de parte imaginária e parte real, onde a parte

real (ε´ e μ´) representa a troca de energia e a parte imaginária (ε´´ e μ´´) representa a dissipação de energia.

No Sistema Internacional de Unidades, a permeabilidade é representada pela unidade Henry por metro ($\frac{H}{m}$), já a permissividade é representada pela unidade Farad por metro ($\frac{F}{m}$). Geralmente os estudos que utilizam ondas eletromagnéticas na faixa de micro-ondas utilizam as grandezas de permissividade relativa (ε_r) representada pela equação (2.3) e permeabilidade relativa (μ_r) representada pela equação (2.4).

$$\varepsilon_r = \frac{\varepsilon}{\varepsilon_0} = \frac{\varepsilon' - j\varepsilon''}{\varepsilon_0} = \varepsilon'_r - j\varepsilon''_r \qquad (2.3)$$

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0} = \frac{\mu' - j\mu''}{\mu_0} = \mu'_r - j\mu''_r \qquad (2.4)$$

onde

$\varepsilon_0 = 8{,}85.10^{-12}\ \frac{F}{m}$ representa a permissividade do vácuo,

$\mu_0 = 12.256.10^{-6}\frac{H}{m}$ representa o vácuo,

ε'_r representa a constante dielétrica real, e

ε''_r, representa a parte imaginária.

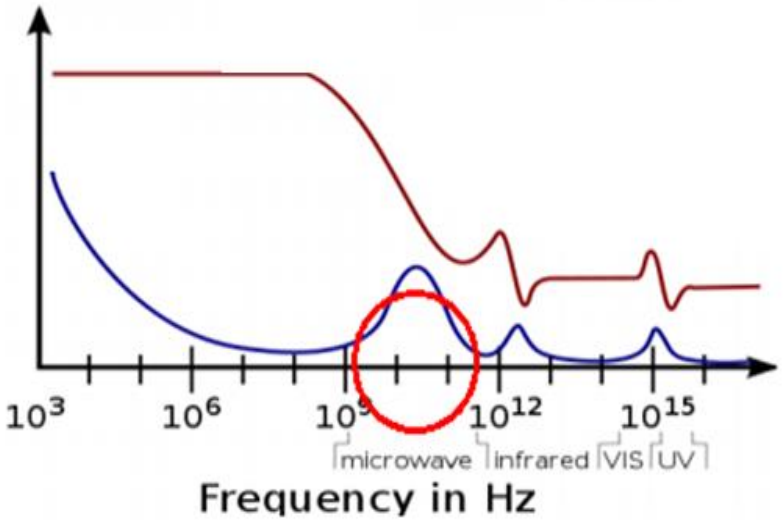
A condutividade elétrica (σ) representa uma grandeza bastante utilizada e de grande importância nas equações que envolvem micro-ondas, ela expressa a capacidade que um determinado material tem em conduzir corrente elétrica. A condutividade elétrica é representada no Sistema Internacional de Unidades pela unidade Siemens por metro ($\frac{S}{m}$) (Chen et al., 2004). As equações relacionadas a permissividade são as (2.5) e a (2.6):

$$\varepsilon'' = \frac{\sigma}{\varepsilon_0 \omega} \qquad (2.5)$$

$$\varepsilon_r = \varepsilon'_r - j\frac{\sigma}{\varepsilon_0 \omega} \qquad (2.6)$$

As grandezas de permissividade e permeabilidade não possuem valores constantes, são funções de frequência e da composição do material. Existem alguns mecanismos que contribuem para os valores de permissividade de um dado material e todos eles são dependentes da frequência da radiação; dentre eles estão a condução elétrica, a relaxação dipolar, a polarização atômica e a polarização eletrônica. Na faixa de micro-ondas, as variações da permissividade são causadas principalmente por relaxação dipolar. Abaixo, na figura 05, podem-se ver em quais faixas de energia as micro-ondas são geradas (TSIPOGIANNIS, 2013).

Figura 05: Faixa de energia onde as microondas são geradas.



Fonte:TSIPOGIANNIS, 2013.

Em ondas de tamanhos milimétricos ocorrem diversas variações de permissividade. Para se calcular essas variações se aplicam a teoria de relaxamento do tipo Debye. A permissividade relativa de acordo com a teoria de Debye é representada pela equação (2.7) com (2.8), (2.9) e (2.10):

$$\varepsilon_r = \varepsilon_{r\infty} + \frac{\varepsilon_{r0} - \varepsilon_{r\infty}}{1 + j\beta} \qquad (2.7)$$

Com

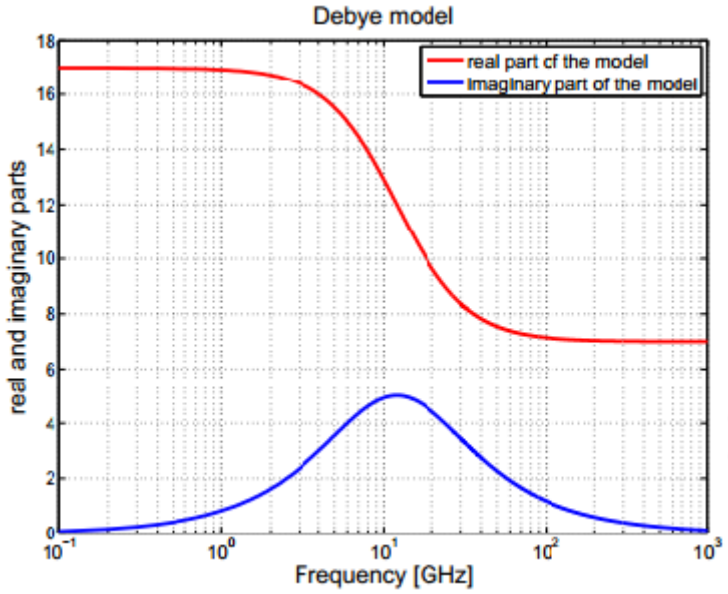
$$\varepsilon_{r\infty} = lim_{\omega \to \infty}\, \varepsilon_r \qquad (2.8)$$

$$\varepsilon_{r0} = lim_{\omega \to 0}\, \varepsilon_r \qquad (2.9)$$

$$\beta = \omega t \qquad (2.10)$$

Pode-se ver na figura 06, um gráfico produzido à partir da equação de Debye na qual a permissividade é representada como um número positivo. Estudos mostram que a permissividade estática tende a baixar com o aumento da temperatura, pois as movimentações das moléculas ficam mais rápidas em temperatura elevadas e esse movimento faz os valores de permissivade diminuírem. (Chen etal., 2004).

Figura 06: Permissividade real e imaginária representada no modelo de Debye.



Fonte: CHOI et al, 1998

2.4.2 Phantoms

A confecção de estruturas análogas aos tecidos mamários, é indispensável para o desenvolvimento e aperfeiçoamento de técnicas em imagens de mama. As técnicas mais conhecidas de imagem como a tomografia computadorizada, ressonância magnética, ultrassom, mamografia,

entre outros utilizam modelos de *phantoms* com propriedades humanas, para testes de calibração e verificação de reprodutibilidade (LAZEBNIK et al, 2005). Em técnicas ainda em estudo, como é o caso da tomografia de micro-ondas, esses modelos se fazem imprescindíveis para estudos e testes *in vitro*.

Um dos principais problemas no desenvolvimento de um sistema de imagem para detecção de câncer de mama por tomografia de micro-ondas é a falta de padrões na aferição. Para se produzir um sistema padrão, é necessário a construção de um tecido semelhante ao humano, com propriedades dielétricas precisas. Muitos pesquisadores usam objetos que são fisicamente ou dieletricamente muito diferentes do tecido humano, o que muitas vezes interfere negativamente numa reprodução confiável de imagem de mama gerada por micro-ondas (SALVADOR e VECCHI, 2009).

Modelos de mama realistas, também chamados de *phantoms*, que imitam as propriedades dielétricas do tecido mamário humano, são necessários a fim de testar e desenvolver tecnologias de imagem de micro-ondas. À medida que novos algoritmos para imagens de micro-ondas surgem, a caracterização desse material se torna mais acessível, com isso a realização e criação de testes e protocolos para elaboração de *phantoms* se fazem necessárias. Atualmente, a maioria dos pesquisadores usa *phantoms* homogêneos para testar novos algoritmos. Por se tratarem de estruturas simples, as mesmas não conseguem reproduzir com alta confiabilidade tais características uma vez que falta a heterogeneidade das propriedades dielétricas do tecido humano e por isso, muitas vezes, não são os mais adequados para testar estes algoritmos em imagens médicas. (LAZEBNIK et al., 2007).

Para se produzir um *phantom* é fundamental o desenvolvimento de um método sistemático com capacidade de combinar substâncias que reproduzam fielmente as propriedades dielétricas esperadas para uma variedade de tecidos. É necessário também que essas propriedades se sustentem ao longo de inúmeras medidas em uma determinada faixa de frequência. Determinar os materiais ideais bem como as quantidades necessárias de cada material na mistura para coincidir com a permissividade e condutividade desejada para uma determinada faixa de frequência não é tarefa fácil. Na maioria dos estudos existentes, as propriedades dielétricas ideais são conseguidas através de

misturas de substâncias conhecidas. Para um phantom mostrar um bom resultado, é importante que o mesmo traga em si a capacidade de combinar as propriedades dielétricas para uma variedade de tecidos ao longo de uma determinada frequência (KLEMM et al., 2009).

Outros fatores relevantes na escolha dos materiais para produção dos phantoms, é a garantia que os mesmos são de baixo custo, que possuem matérias de fácil obtenção e se são estáveis ao longo de grande período de armazenamento.

2.4.2.1 Materiais comumente utilizados na produção de *phantoms*

Vários são as substâncias que constituem esses *phantoms*, a busca pelo material ideal para a utilização de micro-ondas ainda é objeto de estudo. O gel de poliacrilamida foi uma das substâncias pioneiras na confecção de *phantom*, suas propriedades elétricas e sua forma em gel o tornaram bastante atraente para uso em pesquisas da área. Estudos pioneiros como o de Bini et al (1984) e de Andreuccetti et al (1988) tinham em sua metodologia o gel de poliacrilamida como principal constituinte dos *phantoms* de suas pesquisas. Com o tempo verificou-se que os *phantoms* desse material tinham um tempo de validade curto quando exposto ao ar, e quando mantidos em recipiente refrigerados suas características se mantinham estáveis por poucas semanas. Sua confecção era difícil e o acesso aos materiais era de difícil obtenção, com isso o gel de poliacrilamida foi sendo substituído por substâncias mais estáveis. Em estudos posteriores verificou-se que produtos oriundos da gelatina, tanto animal quanto vegetal, tinham boa estabilidade, fácil obtenção e metodologia fácil. O estudo de Marchal et al (1989) mostra de forma pioneira uma metodologia com gelatina e água destilada utilizada para simular tecidos com alto teor de água em micro-ondas nas faixas de 10 a 50 MHz. Já na pesquisa de Sunaga et al (2003) além de água e gelatina, ele utilizava mel e concentrações diferentes de cloreto de sódio (NaCl) para simular pele.

Diversas outras substâncias foram utilizadas na construção de *phantoms* para micro-ondas. Silicone em forma de borracha foi utilizada na pesquisa de Nikawa et al (1996), já na pesquisa de Chang et al (2000) foi utilizado plástico com acréscimos de materiais condutores na sua composição. No estudo de

Hahn e Noghanian (2012) foram utilizados óleo vegetal, propilenoglicol, gelatina e água para se produzir um *phantom* de mama heterogêneo e no estudo de Ortega-Palacios et al (2010) utilizou-se etanol e NaCl na formulação de *phantoms* de tumor.

A mama é composta de tecidos de natureza bem diferentes em sua composição, alguns com teor a mais de água e outros com baixa quantidade de água o que torna a reprodução das suas características dielétricas mais difíceis. As formulações com gelatina ainda são as mais indicadas na confecção do *phantom* de mama, devido a sua facilidade de molde, facilidade de fabricação, baixo preço e com boa estabilidade (LAZEBNIK et al, 2005).

Em estudos posteriores, percebe-se que a permissividade do tumor é maior cerca de 10-20% se comparada a permissividade do tecido normal, utilizar substância com altos valores de permissividade na confecção de *phantom*s de tumor ajuda a alcançar esses índices (LAZEBNIK et al, 2005).

2.4.2.2 Propriedades elétricas da água destilada

Para se validar um determinado método de aferição e caracterização de tecidos, é necessário o conhecimento das medidas e propriedades dielétricas do material escolhido e como as mesmas se comportam frente às frequências utilizadas na caracterização. As propriedades dielétricas variam de tecido para tecido e alguns fatores contribuem para essas mudanças. A água afeta diretamente as propriedades dielétricas e geralmente devido a sua capacidade de alterar essas propriedades, a mesma é escolhida regularmente como solvente para fazer parte da composição desses tecidos ou *phantoms*. Alguns álcoois conhecidos são utilizados para causar variação nas permissividades de líquidos, já o cloreto de sódio (NaCl) é utilizado para causar alterações na condutividade de líquidos (FRANKE, 2008). Uma vez que a água já foi aprovada e tem suas características dielétricas bem firmadas na literatura, foi escolhida como material de base e calibração de teste para sonda de medição do presente trabalho.

O uso da água destilada, na composição de tecido sintéticos para produção de *phantoms*, tem sido bastante explorado devido as suas

propriedades, onde a mesma é aplicada e testada sob variações de temperatura e frequência. A maioria dos tecidos humanos tem em sua composição um alto teor de água, e por a mesma ser uma substância fortemente polar, seu comportamento é constante frente a variações de campo magnético. A mudança da permissividade relativa da água é dependente da frequência da radiação utilizada no momento das medidas. Para se calcular os valores de permissividade da água e suas mudanças frente às frequências pode-se utilizar a equação de Debye (2.11) (FRANKE, 2008). Ao aplicarmos a equação para cálculo da permissividade relativa da água temos:

$$\varepsilon_r = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_S - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \qquad (2.11)$$

O modelo de Debye pode ser escrito em parte real e imaginária e fornece conclusões sobre as relações dependentes da frequência entre ε'_r e $\varepsilon''_{r,d}$. As equações para se calcular a parte real e imaginária são distintas (2.12e 3.18). A equação utilizada para se calcular a parte real é:

$$\varepsilon'_r = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_S - \varepsilon_\infty}{1 + (\omega\tau)^2} \qquad (2.12)$$

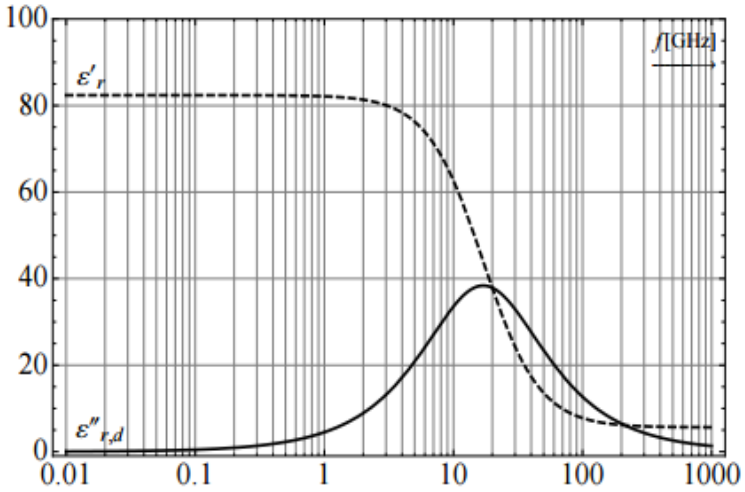
e a equação utilizada para se calcular a parte imaginária é:

$$\varepsilon''_{r,d} = \omega\tau + \frac{\varepsilon_S - \varepsilon_\infty}{1 + (\omega\tau)^2} \qquad (2.13)$$

Para a água destilada pura à temperatura ambiente, o valor de $\varepsilon_S \approx 81$ e o valor de $\varepsilon_\infty \approx 5{,}6$. Já o valor de t varia de acordo com a temperatura dos testes. A figura 07 mostra um gráfico da equação de Debye para a água destilada separados em parte real e imaginária, onde a temperatura se encontra em torno de 20°C e a frequência se encontra em 64 MHz. Observa-se que a parte real ϵ'_r não difere muito na frequência de ε_S 64 MHZ e temperatura $(\omega\tau)^2 \approx 0$ e o seu valor continua em torno de 81, o que leva a entender que o

mesmo sofre pouca alteração em função da frequência (KAATZE; UHLENDORF, 1981).

Figura 07: Gráfico da parte real ε'_r e parte imaginária $\varepsilon''_{r,d}$ calculados pela equação de Debye para água destilada.



Fonte: FRANKE, 2008.

Quando queremos causar variações nos valores de condutividade de um determinando phantom, adicionamos NaCl à água destilada. Ao se acrescentar NaCl, aumentamos a concentração de sais na água e consequentemente aumentamos a condutividade da mesma de forma quase linear. Esse tipo de artifício é bastante utilizado quando se quer fazer pequenos ajustes nos valores de condutividade desses materiais (GABRIEL et al., 1996).

2.4.2.3 Propriedades elétricas de tecidos biológicos

Na literatura é possível encontrar vários trabalhos que tem como principal intuito a determinação e validação dos valores de permissividade e condutividade dos tecidos humanos em diferentes frequências. Geralmente nesse tipo de pesquiso a técnica mais usual para se caracterizar esse tipo de material é o método por transmissão de linha coaxial aberta (FRANKE, 2008).

Utilizando-se uma frequência típica de 64 MHz em temperatura ambiente, os valores de permissividade na maioria dos tecidos estudados variam entre 5 à 119 F/m, já os valores de condutividade se encontram entre 0,02 à 2 S/m. Os testes em tecidos mostram que as propriedades dielétricas dos mesmos, sofrem influência da quantidade de água e irrigação sanguínea que os mesmos possuem. Um bom exemplo é o tecido adiposo que por ter em sua composição um baixo teor de água apresentam em suas medições, valores de permissividade baixos por volta de 6,51 F/m numa frequência de 64 Mhz. O tecido cerebral, conhecido pelo seu alto teor de água na sua composição bem como pelo seu alto aporte sanguíneo, apresenta em testes de caracterização valores de 82,6 F/m numa frequência de 64 MHz, ficando bem próximo dos valores de permissividade da água destilada (GABRIEL, 1996). Na tabela 2 é possível se observar as propriedades dielétricas de alguns tipos de tecido humanos numa frequência de 64 MHz

Tabela 2: Permissividade e condutividade de alguns tecidos à 64 MHz

TECIDOS	PERMISSIVIDADE RELATIVA	CONDUTIVIDADE EM S/m
Sangue	24,59	1,21
Cérebro	82,63	0,4
Tecido Adiposo	6,51	0,04
Músculo (Fibra Transversal)	71,73	0,74
Músculo (Fibra Paralela)	72,23	0,69
Intestino Delgado	118,35	1,59

Fonte: Adaptado deFRANKE, 2008.

Já a frequência ao redor de 2,45 GHz é onde ocorre maior interação das moléculas de água presente nas células, com as micro-ondas. Geralmente os pesquisadores usam esses dados como base para escolha da frequência de trabalho (ITO et al, 2002).

Algumas considerações precisam ser investigadas na hora de se processar as medidas dos tecidos humanos, as mais importantes são:

- Ao se caracterizar um tecido muscular, é importante se observar a posição das fibras musculares em contato com a sonda de medida, para que não ocorram divergências nos resultados finais;
- As propriedades nos tecidos in vivo se mostra diferentes das medidas nos tecidos in vitro, o que é de grande valia na caracterização;
- Nos tecidos in vitro a falta de fluxo sanguíneo, a baixa da temperatura e algumas reações químicas interferem nas propriedades dielétricas dos tecidos;
- Para tecidos cortados, a temperatura e os conservantes nas quais os mesmos são mantidos alteram as propriedades dielétricas;
- A estrutura e o tipo celular que forma o tecido também tem que ser estudado levando em consideração a constituição da membrana celular e as proteínas que compõe o citoplasma, esses fatores alteram principalmente a condutividade (FRANKE, 2008).

2.4.3 Métodos para Micro-ondas

Existem alguns tipos de métodos de medições para caracterização de materiais em frequência de micro-ondas, geralmente os mesmos são divididos em dois tipos: métodos ressonantes e métodos não ressonantes. Os métodos ressonantes proporcionam um conhecimento mais exato das propriedades dielétricas, porém eles trabalham com uma faixa frequência bastante limitada ou única de preferência. Já os métodos de medições não ressonantes, oferecem um conhecimento mais básico dessas características, porém o mesmo pode ser aplicado em mais de uma faixa de frequência. No presente trabalho irei explanar apenas dois métodos não ressonantes por serem mais abrangentes e por permitirem ser utilizados em mais de uma faixa de frequência (Chen et al., 2004).

Nos métodos não ressonantes para medição de impedância e velocidade de onda do material a ser estudado, as propriedades dielétricas de permissividade e permeabilidade geralmente são derivadas da reflexão de uma onda incidente oriunda da interação de dois materiais. Nesse tipo de método, se utiliza uma linha de transmissão com o intuito de se direcionar a onda para o material a ser analisado, após a emissão uma parte é refletida e tem o seu valor calculado. Geralmente as linhas de transmissão podem ser por guia de

ondas, linhas de transmissão plana, espaço livre, metálico e coaxial (TSIPOGIANNIS, 2013). No presente projeto, se dará ênfase as linhas de transmissão coaxial uma vez que todos os trabalhos de medição e simulações utilizaram esse tipo de linha transmissão.

2.5 OS PRÍCIPIOS DA ANÁLISE COM REDE

Para se estudar o comportamento elétrico de circuitos e componentes indutivos, capacitivos e resistivos, quando os mesmos envolvem frequências, se utiliza a análise de rede vetorial. Essa análise é feita através do uso de um aparelho conhecido como analisador de rede vetorial e trás em si uma metodologia que caracteriza os materiais, uma vez que consegue mensurar os efeitos inerentes aos mesmos na amplitude e fase que sofrem variação nas mudanças de frequência e potencia. Um analisador de redes vetorial é um aparelho produzido com intuito de realizar medições de parâmetros de espalhamento, conhecidos como parâmetros S (SANTOS, 2011).

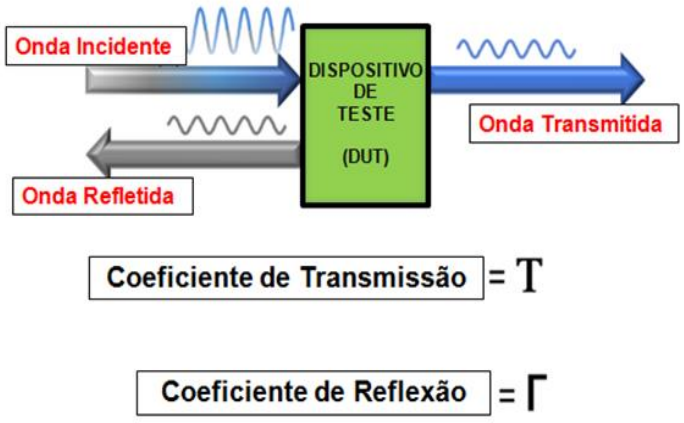
Analisadores de rede são ferramentas aplicadas na medição de materiais e sinais elétricos, se utilizado da melhor maneira, os mesmos oferecem uma ótima exatidão nesse tipo de medida. Na análise de rede, o termo rede se define por um conjunto de elementos elétricos conectados entre si. O analisador de rede tem por principal função quantificar sinais elétricos oriundos de dois ou mais componentes melhorando a eficiência da potência e a inteireza dos sinais. Também podem ser instrumentos vetoriais (fase e magnitude) ou escalares (magnitude). As medidas vetoriais trazem melhoras na correção de erros e mensurações de medidas mais completas. As medidas escalares por sua vez são bastante utilizadas pelo seu baixo custo e simplicidade de manuseio. Devido aos avanços na tecnologia e a redução de custos, o uso de analisadores de rede vetoriais se tornaram bastante usual.

Os analisadores funcionam a partir de um sinal de radiofrequência (RF) localizado internamente no aparelho que incide em canais semelhantes à uma rede elétrica. O sinal refletido é medido junto do canal A e o sinal transmitido é medido junto do canal B (figura 11). No momento que o sinal acerta o canal A, a mesma é dividida, uma parte é refletida e volta à fonte de origem e a outra é

transmitida através do canal B. A soma dos sinais refletidos e transmitidos é igual ao sinal incidente e a relação entre o sinal incidente total e o sinal refletido é conhecida por coeficiente de reflexão (Γ) que é uma grandeza vetorial, como magnitude e fase. Já o coeficiente de transmissão (T) se define pela relação vetorial entre o sinal transmitido e o sinal incidente.

Através dessa relação entre sinal incidente e sinal refletido é possível se obter as informações sobre o funcionamento do dispositivo de teste (DUT). Um analisador de rede produz um sinal senoidal através de uma faixa de frequência. As diferenças nas frequências utilizadas causam a variação nos sinais transmitidos e refletidos. Os coeficientes de transmissão (T) e de reflexão (Γ) representados também na figura 08 são obtidos através da divisão dos sinais transmitidos e refletidos pelo sinal incidente.

Figura 08: Coeficientes de transmissão (T) e reflexão (Γ).



Fonte: Autor

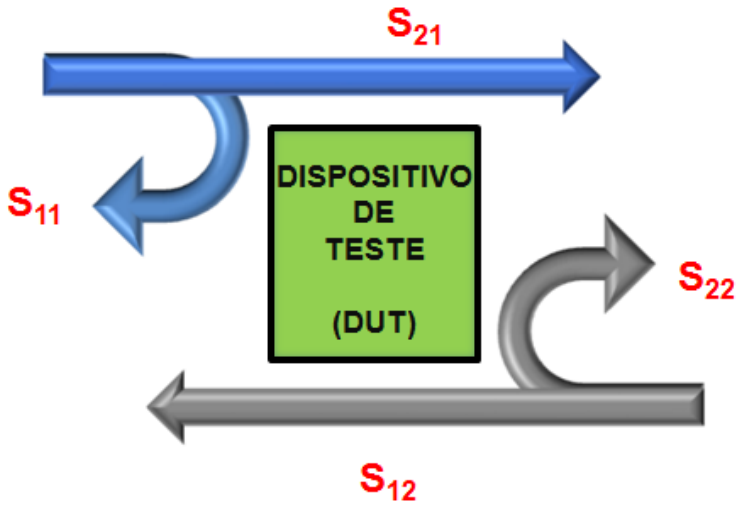
2.5.1 Parâmetros S

Na analise de rede atual, os parâmetros de espalhamento são conhecido por parâmetros S e se denominam por medidas vetoriais complexas que mostram a relação entre sinais elétricos. Os parâmetros S, quando utilizados no formato cartesiano, utilizam termos reais e imaginários. Geralmente os parâmetros S são referidos como S_{xy}, onde X representa a porta de saída do DUT que está sendo medida e Y representa a porta de entrada do DUT incitado pelo sinal elétrico que é incidido. Na figura 12 é representado um

dispositivo de teste contendo duas portas simples, como atenuador, filtro ou amplificador de sinal elétrico.

Utilizam-se os parâmetros S na descrição completa do funcionamento elétrico de um dispositivo que trabalhe com altas frequências. O número de portas ao quadrado de um analisador de rede vetorial é igual à quantidade de parâmetros S que o mesmo comporta, ou seja, se um analisador de rede possui duas portas ele terá quatro parâmetros S. A normatização usualmente utilizada para a numeração dos parâmetros S mostra que o primeiro número representa a porta que a energia sai e o segundo número representa a porta que a energia entra, se os números forem iguais, isso indica um parâmetro S de reflexão. Em analisadores de rede vetorial está disponível a medição dos parâmetros S11, S12, S21 e S22 (AGILENT, 2001). Na figura 09 pode-se ver a representação de um analisador de rede vetorial simples, contendo duas portas.

Figura 09: Dispositivo de teste simples, contendo duas portas representadas por paramêtros S.



Fonte: Autor.

A relação entre o sinal incidente na porta 1 e a energia refletida na porta 1, é representada por $S_{11.}$ A relação entre o sinal incidente na porta 1 e a energia daporta 2 transmitida pelo DUT é expressa por $S_{21.}$Tanto o S_{11} quanto o S_{21} são classificados como parâmetros S diretos, uma vez que o sinal incidente vai da fonte à porta 1. A relação da energia refletida na porta 2 e a energia incidente também na porta 2 é representada por $S_{22,}$ já o S_{12} é a associação da energia

emitida pelo DUT na porta 1 e o sinal incidente da fonte na porta 2. O S_{12} e o S_{22} são os parâmetros S reversos. Os parâmetros S se traduzem por relações, sendo assim, não há necessidade de ajuste de potência da energia incidente uma vez que qualquer transvio no valor da energia de entrada será reproduzido na resposta do DUT e consequentemente anulado quando as relações dos sinais transmitidos ou refletidos e incidentes forem analisadas.

2.5.2 Medidas relacionadas com Reflexão de Sinais de Radiofrequência (RF)

No presente trabalho, as medidas relacionadas com reflexão de sinais de RF serão explanadas, a fim de trazer um maior conhecimento da mesma para o leitor. A seguir, fala-se sobre: perda de retorno, coeficiente de reflexão, medições de impedância e onda estacionária (AGILENT, 2001).

- **Perda de retorno (*Return Loss)***

É determinada pela porção de sinal que retornar graças a separação de impedância frente a carga acoplada localizada no final do cabo. Essa relação é expressa em dB e mostra quando o sinal que é refletido se encontra abaixo do sinal incidente. Seus valores vão de zero à infinito. Sua grandeza é dada pela equação (2.14)

$$\mathrm{RL}_{(\mathrm{dB})} = -20\log(\rho) \qquad (2.14)$$

- **Coeficiente de reflexão**

O coeficiente de reflexão refere-se à relação entre as tensões do sinal refletido e do sinal incidente e sua grandeza é a razão entre essas tensões. O padrão do coeficiente de reflexão é ρ, e varia entre 0 e 1. Trata-se de uma grandeza adimensional e complexa que pode ser calculada através da equação (2.15).

$$\Gamma = \frac{Zl - Zc}{Zl + Zc} \quad (2.15)$$

- **Impedância e Admitância**

São grandezas calculadas a partir dos valores de coeficiente de reflexão. A impedância (Z) representa a resistência à passagem da corrente, já a admitância (Y) que é o seu inverso, representa a aplicabilidade de um circuito elétrico na transmissão de uma corrente oriunda de certa tensão. Denotam os valores de impedância e admitância do equipamento sob ensaio. Suas grandezas são dadas pelas seguintes equações (2.16) e (2.17)

$$Y_L = G + jB \quad (2.16)$$

$$Z_L = R + jX \quad (2.17)$$

Onde,

Z_L= Impedância da Carga;

Y_L= Admitância da carga;

R= Resistência;

X = Reatância;

B = Susceptância;

G = Condutância.

- **Coeficientes de ondas estacionárias (*Standing Wave Ratio* - SWR)**

Quando não há uma boa relação entre a impedância da antena e do cabo e os mesmos são expostos a um sinal de radiofreqüência, surge um efeito conhecido como onda estacionária. Esse efeito aumenta a medida que o descasamento entre o cabo e a antena cresce. O coeficiente de ondas estacionárias é dado pela ligação entre o valor mínimo e o valor máximo do envelope da onda que varia no intervalo de um à infinito [1,∞]. O coeficiente de

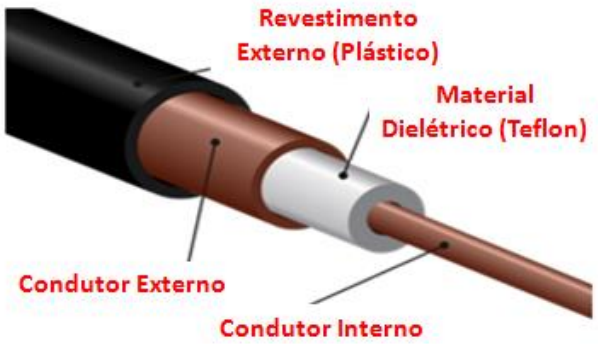
onda estacionária é uma medida adimensional e é representada pela equação (2.18).

$$SWR = \frac{Emax}{Emin} = \frac{1+\rho}{1-\rho} \quad (2.18)$$

2.5.3 Cabo Coaxial e Linhas de transmissões

Cabos coaxiais são conexões interligadas que transferem sinais em forma de pulsos de uma extremidade a outra na maioria das vezes o sinal é preservado, porém, pode haver perdas. O cabo serve de guia para a onda eletromagnética, que se propaga através do dielétrico. Este tipo de cabo consiste em diversas camadas concêntricas, daí deriva a designação de coaxial, e sua base é formada por um cilindro condutor metálico que envolve um fio de cobre onde os mesmos são separados por um material dielétrico, toda a estrutura é revestida por uma camada protetora plástica. Sua estrutura geral é exemplificada na figura 10.

Figura 10: Estrutura de um cabo coaxial.



Fonte: Autor.

Geralmente o cabo coaxial tem seu uso padrão em medidas de linhas de transmissão nas áreas de eletrônica e tem como principal vantagem o uso de

cabos de pequeno tamanho ao invés de cabos de centenas de metros (FONSECA et al., 2007). O material dielétrico e o fio de cobre quase sempre possuem uma resistência finita ou não nula, o que mostra que o cabo não é perfeito, frente a isso as equações que se utiliza para cálculo de medidas de campo elétrico, de campo magnético, de tensão e corrente são bastante heterogêneas e variam bastante criando assim os fenômenos de dispersão. Um cabo ideal pode ser construído, nesse caso o material dielétrico teria que ter uma função isolante perfeita o que anularia a resistividade do fio de cobre e dessa forma não ocorreria dispersão (MACHADO, 2000).

Como discutido anteriormente, em transmissões por linhas coaxiais geralmente se perde algum tipo de sinal e os principais causadores destas perdas são a capacitância, a indutância, o dielétrico e a resistência. O modelo de linha de transmissão coaxial dispõe que ao se aplicar um sinal elétrico na extremidade a capacitância que vem primeiro é carregada e consequentemente energiza a indutância que vem primeiro. A capacitância guarda sinais do campo elétrico e a indutância guarda sinais do campo magnético. Conforme o sinal se propaga pelo cabo, o capacitor que vem primeiro é descarregado e o primeiro indutor perde energia, carregando assim os que se encontram adiante. Essa sequência se estende por todo o cabo, até o sinal chegar ao destino final, ou seja, a carga. Uma sonda coaxial feita a partir de um cabo coaxial possui várias vantagens frente às feitas a partir de outros tipos de linhas de transmissão, a vantagem mais explorada é a sua gama de frequência de trabalho (SANTOS, 2011).

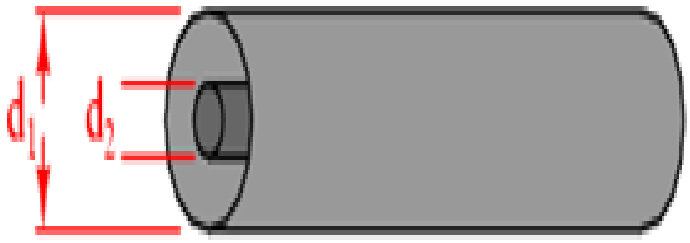
2.5.4 Impedância característica

Linha de transmissão é formada por um par de condutores dispostos paralelamente que possuem características próprias. Essas características se dão principalmente à capacitância e indutância distribuídas ao longo do seu comprimento. Quando uma tensão de corrente contínua é aplicada em uma das extremidades da linha de transmissão, a resposta que se tem a essa carga constante é resistiva e não reativa, apesar da linha ser constituída

exclusivamente de indutância e capacitância, a mesma é conhecida por impedância característica ou impedância natural (SANTOS, 2010).

A impedância característica (Z_0) de uma linha de transmissão de comprimento infinito é absolutamente diferente da resistência metálica dos próprios fios e da resistência própria do material dielétrico, ela é gerada a partir da função da capacitância e indutância distribuídas ao longo da linha. O surgimento da impedância característica é inerente as características dos componentes da linha e está presente em todas as linhas, até mesmo quando o material dielétrico for considerado perfeito e o condutor tiver uma resistência zero. A impedância da linha de transmissão é predeterminada pela geometria dos cabos condutores como mostra a figura 11 e é representada pela unidade de medida de resistência elétrica ohms (Ω) (SANTOS, 2010).

Figura 11: Esquema de linha de transmissão. d_1 representa o diâmetro interno do condutor externo e d_2 representa o diâmetro externo do condutor interno.



Fonte: Autor.

A impedância característica da linha de transmissão depende dos raios do condutor e das características dielétricas do meio isolante como mostra a figura 14. Se a linha de transmissão é coaxial aberta, a impedância característica segue a equação (2.19):

$$Z_0 = \frac{138}{\sqrt{K}} \log \frac{d_1}{d_2} \qquad (2.19)$$

Onde,

Z_0= Impedância característica da linha de transmissão (50 Ω);

d_1 = diâmetro interno do condutor externo;
d_2 = Diâmetro externo do condutor interno;
K = Permissividade relativa entre os condutores.

Geralmente nos estudos que envolvem radio frequência e micro-ondas, os cabos coaxiais com impedância característica (Z_0) de 50Ω são mais utilizados. Esse valor foi escolhido estrategicamente uma vez que representa praticamente a média entre os valores que o cabo suporta maior potência (30Ω) e o valor que o cabo apresenta menos atenuação (70Ω). Os cabos com Z_0 = 70Ω, geralmente são utilizados em cabos longos e que recebem pouca potência elétrica, como no caso os cabos de uma TV. Os cabos contendo Z_0= 50Ω são os mais usuais e considerados ideais para o tipo de pesquisa em questão.

2.5.5 Linha de transmissão coaxial aberta

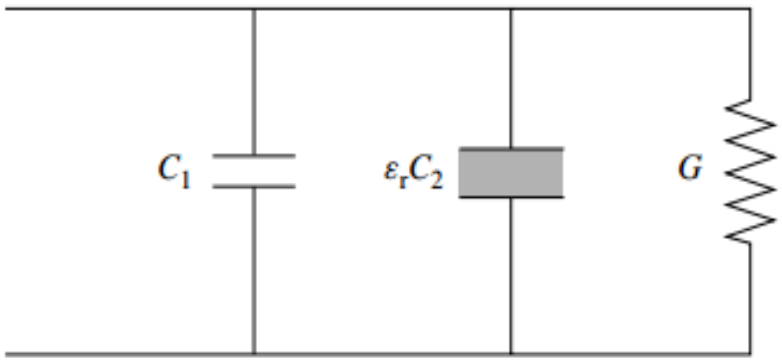
As medições por sonda coaxiais têm como finalidade a descoberta de valores de permissividade de um dado material, isso é possível através da detecção dos coeficientes de reflexão do material. O sistema de medição envolve um kit de sonda e um analisador de rede e através da literatura, percebe-se que essa técnica é a mais adequada para análises de meios líquidos, sólidos com superfície plana ou mistos. A sonda coaxial aberta é um instrumento de linha de transmissão simples que pode ser colocado em contato com o material que se deseja analisar. Ela é construída de forma que possibilite que o campo emitido na extremidade da sonda, penetre no material analisado e com isso os dados de reflexão podem ser relacionados com a permissividade, porque ocorre mudanças nos campos da extremidade da sonda a partir do momento que ela entra em contato com o material em análise. Esse tipo de análise necessita de testes de calibração para garantir e validar os dados obtidos. Para se escolher a sonda ideal, a frequência utilizada tem que ser de conhecimento prévio uma vez que a mesma é determinada pelas dimensões dos condutores internos e externos. É um método interessante, pois não causa danos às amostras, as limitações são poucas e a que ocorre com mais frequência são os vácuos causador pela presença de ar, que podem levar a erros nas medições (GRADY, 2010).

Nos últimos tempos, vários métodos para determinação de propriedades em sonda coaxial aberta têm sido desenvolvidos levando em consideração que a distribuição do campo elétrico na abertura nesse tipo de sonda é inversamente proporcional ao raio. Com a melhora dos métodos computacionais as equações foram aperfeiçoadas, o que tornou possível uma análise rigorosa das distribuições do campo elétrico na abertura da sonda. Com isso se tornou viável o emprego dessa técnica em experimentos com frequência mais alta e a utilização da mesma em caracterização em materiais com multicamadas. Dentre os modelos desenvolvidos para sonda coaxiais abertas, quatro deles se destacam: o modelo capacitivo, modelo de radiação, modelo de linha virtual e modelo de função racional. O modelo de radiação é utilizada para a medição de baixas frequências e o modelo de linha virtual é utilizado para frequências mais altas (CHEN et al, 2004).

2.5.5.1 Modelo de Radiação

A sonda coaxial é semelhante a uma fonte de radiação convencional e o modelo do circuito equivalente é mostrado na figura 12.

Figura 12: Modelo de circuito equivalente para utilização em sonda coaxial aberta.



Fonte: CHEN et al, 2004.

Os valores de capacitância (C_1) é o dado principal fornecido pela sonda coaxial, e seu valor não tem relação com o material a ser analisado. A amostra

a ser analisada pode ser modelado como $\varepsilon_r C_2$ e uma resistência (R = 1/L) conectada paralelamente a capacitância que está diretamente relacionada com a radiação da sonda coaxial aberta. Dessa forma a equação (2.20) que mostra o valor de admitância é:

$$\frac{Y}{Y_0} = j\omega C_1 Z_0 + j\omega \varepsilon_r C_2 Z_0 + Z_0 G\,(\omega, \varepsilon_r) \quad (2.20)$$

Onde,

Z_0= Impedância característica da linha coaxial;

Y_0= Admitância característica da linha coaxial ($Y_0 = 1/Z_0$);

ω= Frequência angular;

ε_r = Permissividade complexa da amostra;

Quando se quer expressar a condutância da radiação em antenas infinitas, se utiliza a equação (2.21):

$$G\,(\omega, \varepsilon_r) = \varepsilon_r{}^{\frac{5}{2}} G(\omega, \varepsilon_0) \qquad (2.21)$$

Ao associarmos as equações (3.17) e (3.18) pode-se obter a equação (2.22):

$$\frac{Y}{Y_0} = j\omega C_1 Z_0 + j\omega \varepsilon_r C_2 Z_0 + \varepsilon_r{}^{\frac{5}{2}}\, G(\omega, \varepsilon_r) Z_0 \qquad (2.22)$$

Ao simplificarmos a equação 3.19 e modificá-la, obtemos a equação (2.23):

$$\frac{Y}{Y_0} = K_1 + K_2 \varepsilon_r + K_3 \varepsilon_r{}^{\frac{5}{2}} \qquad (2.23)$$

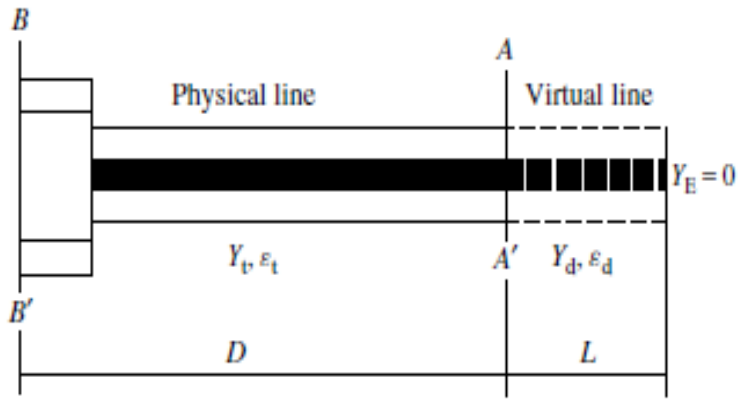
Os números que representam os fatores K_1, K_2 e K_3 são complexos. Usualmente os fatores K representam meios com valores de permissividade conhecidos através de processos de calibração validados. Os valores de K servem de garantia de reprodutibilidade do método de radiação. Quanto mais

valores de K se acrescentar na equação, mais refinados serão os valores obtidos. Geralmente esse tipo de método é empregado em experimentos onde se utilizam frequências muito baixas, os números precisos da calibração dos fatores K empregados na equação são de suma importância para sua confiabilidade.

2.5.5.2 Modelo de Linha Virtual

Nas sondas coaxiais abertas que possuem extremidades compostas de materiais dielétricas, o campo periférico da linha, ou seja, o material dielétrico é moldado como uma porção dessa linha, tornando-se assim equivalente a ela. Um exemplo da formação dessa linha de transmissão é dado na figura 13. Essa linha é composta por dois segmentos, um segmento de linha física de comprimento (D) e um segmento de linha virtual de comprimento (L) (CHEN et al, 2004).

Figura 13: Modelo de linha virtual.



Fonte: CHEN et al, 2004.

Neste tipo de modelo a linha virtual é finalizada por um circuito em aberto, sendo assim, o valor da admitância da linha de transmissão final é zero ou nula (Y_E = 0). Os valores de admitância calculados no plano A – A é dado pela equação (2.24):

$$Y_L = jY_d \tan(\beta_d L) \qquad (2.24)$$

Onde,

Y_L= Admitância de transmissão virtual;

Y_d= Admitância característica da linha de transmissão virtual;

β_d= Constante de propagação do meio.

L= Comprimento da linha virtual.

Para se calcular a admitância característica da linha virtual (Y_d), geralmente se utiliza uma função de parâmetros físicos eficaz para cálculos de linha de transmissão. No caso, se utilizam os valores do diâmetro interno e do diâmetro externo da sonda coaxial. A admitância característica é dada pela função (2.25):

$$Y_d = \frac{\sqrt{\varepsilon_d}}{60 \ln(\frac{b}{a})} \qquad (2.25)$$

A admitância da transmissão virtual (Y_L) relacionada diretamente com a admitância característica da sonda (Y_t) e o coeficiente de reflexão (Γ_m). A admitância da transmissão virtual (Y_t) é dada pela função (2.26) e (2.27):

$$Y_L = \left(\frac{1 - \Gamma_m e^{2j\beta_t D}}{1 - \Gamma_m e^{2j\beta_t D}}\right) Y_t \qquad (2.26)$$

Com,

$$Y_t = \frac{\sqrt{\varepsilon_t}}{60 \ln(\frac{b}{a})} \qquad (2.27)$$

Onde,

β_t= Constante de propagação da sonda coaxial;

Γ_m= Coeficiente de reflexão complexa medido no plano B – B;

ε_t= permissividade do material isolante da linha coaxial (teflon).

A partir das equações (2.25), (2.26) e (2.27) é possível se obter os valores da permissividade da amostra medida. Na equação (2.28) a permissividade da amostra pode ser calculada como base nos valores do coeficiente de reflexão obtido.

$$\varepsilon_d = \frac{-jc\sqrt{\varepsilon_t}}{2\pi fL} \cdot \frac{1-\Gamma_m e^{2j\beta_t D}}{1-\Gamma_m e^{2j\beta_t D}} \cdot \cot\frac{2\pi fL\sqrt{\varepsilon_d}}{c} \qquad (2.28)$$

Onde,

c = Velocidade da luz;

f= Frequência utilizada nos testes.

Para se calcular o valor de permissividade das amostras se faz necessário o conhecimento prévio dos valores dossegmentos de D e L para aplicá-los na equação de permissividade. Esses valores (D e L) podem ser determinados a partir de uma calibração feita com base em dois materiais dielétricos com valores de permissividade conhecidos e validados. Utilizando as equações (2.29) e (2.30), pode-sechegar a esses valores.

$$\Gamma_m e^{2j\beta_t D} = \frac{\rho + e^{-2j\beta_d L}}{1+\rho e^{-2j\beta_d L}} \qquad (2.29)$$

Com,

$$\rho = \frac{\sqrt{\varepsilon_t}-\sqrt{\varepsilon_d}}{\sqrt{\varepsilon_t}+\sqrt{\varepsilon_d}} \qquad (2.30)$$

No emprego mútuo das equações (2.29) e (2.30) consegue-se obter os valores de D e L. No presente trabalho opta-se por água e ar como materiais de calibração e emprega-se o método de linha virtual na simulação ,pois o mesmo é bastante efetivo no estudo de permissividades em frequências similares as usadas na pesquisa.

3.0 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Esse projeto visa estudar e desenvolver phantoms de mama específicos para ser aplicados num sistema de imagem que utiliza ondas eletromagnéticas não ionizantes na faixa de micro-ondas para detecção de câncer de mama. Tem como base fundamental a avaliação das propriedades dielétricas dos diferentes tecidos mamários através de simulações em HSFF e medidas pelo método de sonda coaxial aberta. Esta pesquisa servirá para aprimorarmos projetos em desenvolvimento no laboratório multidisciplinar I9, presente no Centro de Tecnologia e Geociência, localizado na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE).

3.2 Objetivos Específicos

I. Identificar os materiais que reproduzam *phantoms* com propriedades dielétricas próximas aos tecidos mamários bem como suas concentrações específicas.
II. Simular no software *High Frequency Electromagnetic Field Simulation (*HFSS), os materiais constituintes dos *phantons* e seus valores de S11.
III. Produzir *phantoms* que representem com precisão às características elétricas do tecido humano mamário.
IV. Produzir *phantoms* que representem com precisão às características elétricas do tecido tumoral humano mamário.
V. Realizar medições desses *phantoms* em sonda coaxial aberta para a caracterização dos seus valores dielétricos.
VI. Elaborar protocolos para confecção de *phantoms* exclusivos para serem aplicados em tomografia por micro-ondas.

4.0 METODOLOGIA

A pesquisa é definida como um processo coerente e organizado que tem como objetivo principal a construção do conhecimento. A pesquisa traz consigo a possibilidade de elucidação dos problemas que são propostos e tem como principais funções a reprodução, colaboração e atualização de algum conhecimento antecedente (GIL, 2002).

Por esse ponto de vista, entende-se que toda pesquisa tem que ser organizada de forma que possa ser reproduzida por pesquisadores subsequentes que utilizem os mesmos métodos e utilizem também condições físicas, químicas e biológicas semelhantes ao estudo modelo, para com isso reproduzir e validar os resultados obtidos. Uma boa metodologia tem que ser de fácil interpretação, seguir uma linha sistemática com exposição de todos os protocolos e experimentos de forma explicita e detalhada, escrita de forma imparcial e que mostre confiabilidade nos resultados. Dessa maneira, o estudo trará contribuição para o meio científico e servirá de base para estudos posteriores.

Frente às afirmativas expostas anteriormente, o presente trabalho englobará todas as etapas planejadas para a realização da pesquisa. Pretende-se com isso, deixar claro o que se foi feito para chegar aos resultados, transformando assim a presente pesquisa em um trabalho confiável, que possa levar alguma contribuição para trabalhos futuros na mesma linha de pesquisa.

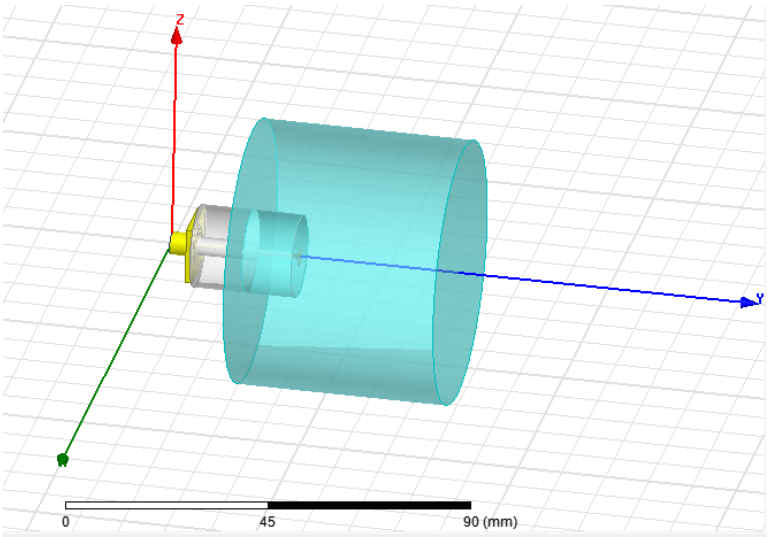
4.1 Simulações Numéricas

O *High Frequency Electromagnetic Field Simulation*(HFSS) é um software fabricado e comercializado pela empresa Ansys, é considerado um ótimo software para a realização de simulações uma vez que possui tecnologias de computações com alto desempenho. Seu uso é bastante difundido na engenharia elétrica. Devido a sua boa *perfomance*, tornou-se essencial para muitos pesquisadores que necessitam de uma ferramenta que simule com eficiência projetos de alta frequência em plataformas de alta velocidade. O método numérico do HFSS tem como base os elementos finitos,

suas simulações e modelagens de estruturas são feitas em três dimensões (3D). Com esse tipo de simulação, é possível a resolução numérica de estruturas complexas como, por exemplo, componentes de radio frequência e antenas usadas em micro-ondas e isso ocorre a partir da obtenção dos parâmetros S. Utilizou-se no presente trabalho o HFSS para simular todas as estruturas que fazem parte da pesquisa.

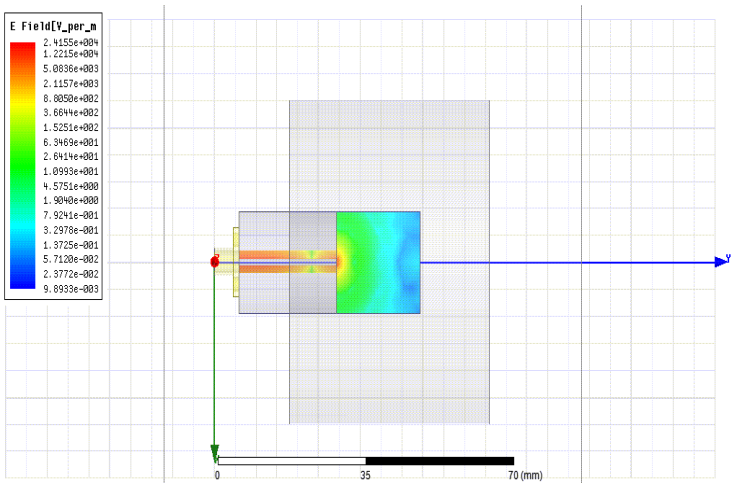
Para o presente trabalho, foi projetada uma sonda coaxial aberta semelhante a um cabo coaxial. A mesma é composta de alumínio como condutor externo, teflon como material dielétrico e ouro como condutor interno. Optou-se por esses materiais, uma vez que são bastante utilizados em pesquisas similares e por possuírem valores de caracterização elétricos bem definidos na literatura. Os valores dos raios do condutor externo (d_1) e do condutor interno (d_2) foram escolhidos de uma forma que no final a sonda apresente uma impedância característica de Z_0= 50 ohms, como foi exemplificada e explicada na seção (4.5) do presente trabalho. A sonda foi projetada e simulada em 3D no HFSS (Figura 14), a característica dos materiais foi implantada no programa HFSS e a partir daí se tornaram fixas. Através do HFSS foi possível também simular o campo magnético e o seu comportamento frente ao contato com a amostra em análise (Figura 15).

Figura 14: Modelo da sonda coaxial projetada no HFSS, incluindo o material em análise.



Fonte: Autor.

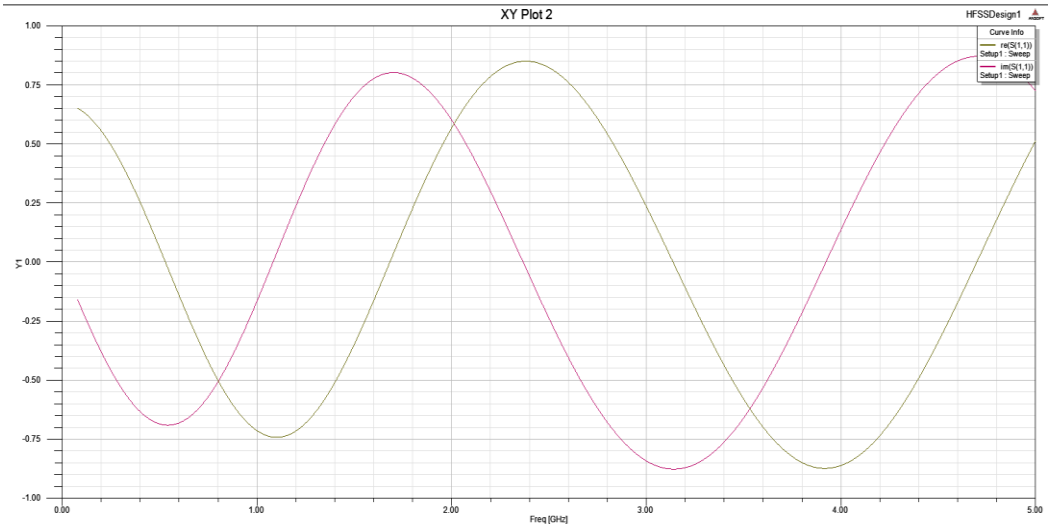
Figura 15: Campo magnético gerado pela sonda coaxial em contato com o meio.



Fonte: Autor.

Os resultados obtidos na simulação representam os valores complexos dos parâmetros S_{11} dos materiais a serem medidos. Esses dados são mostrados em componentes reais e imaginários e são dependentes da frequência escolhida para fazer as medidas. A substância de escolha para validar a simulação foi água; a mesma tem parâmetros de S_{11} conhecidos e serve como calibração da sonda. Após se extrair os dados dos parâmetros S_{11} da água (Figura 16), tornou-se possível calcular os valores de permissividade e condutividade das amostras testadas e com isso compará-las com estudos anteriores a fim de se validar a simulação e a reprodutibilidade da sonda projetada.

Figura 16: Gráfico contendo a parte real e imaginária dos padrões S11 resultantes de simulação em HFSS.



Fonte: Autor.

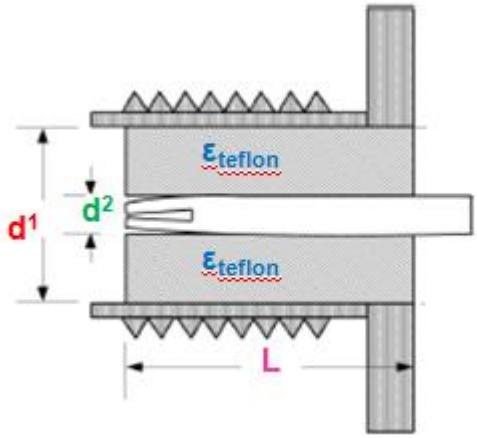
4.2 Construção da Sonda Coaxial Aberta

Para se realizar testes experimentais para caracterização dielétrica de uma determinada substância, se faz necessária a utilização de uma sonda coaxial e de um analisador de rede. Os kits de sondas coaxiais são amplamente comercializados no mercado, porém possuem valores mais altos e muitas vezes seu manuseio não é tão simples, o que torna seu acesso limitado a todo público acadêmico. Frente a isso, optou-se para a construção de uma sonda coaxial aberta de maneira artesanal. A sonda de teste foi fabricada com as mesmas características da sonda projetada na simulação do HFSS.

A sonda foi produzida pelo Doutorando Thiago Campos, membro da equipe do Laboratório de Engenharia Multidisplinar (i9), pertencente ao Centro de Tecnologia e Geociência (CTG) situado na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE). Teve como instituição parceira a Escola de Engenharia de São Carlos (USP). Na sua fabricação utilizaram-se os mesmos materiais da simulação, ou seja, seu revestimento foi feito de alumínio, o material dielétrico de escolha foi o teflon e o condutor interno foi um fio banho a ouro. Sua geometria foi minuciosamente projetada para que a mesma apresentasse uma impedância característica de 50 Ω, o porquê disso foi explicado no tópico 2.5.5

da presente dissertação. A estrutura da sonda segue a apresentada na figura 17.

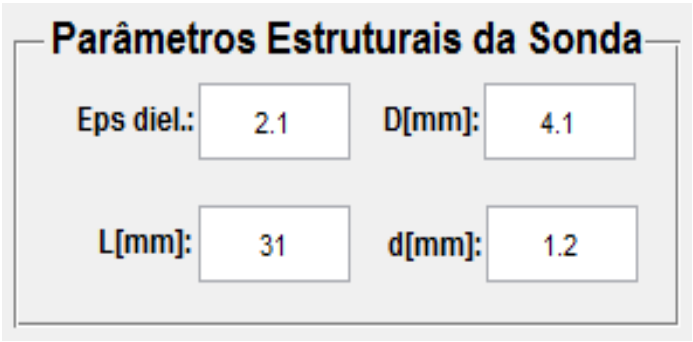
Figura 17: Estrutura do conector SMA utilizado na sonda coaxial aberta.



Fonte: Autor.

As medidas utilizadas são mostradas na figura 18. O raio do condutor externo (d_1) apresenta a medida de 4,1 mm e o raio do condutor interno (d_2) apresenta a medida de 1,2 mm. O comprimento da linha (L) apresenta 31 mm. O teflon possui um valor de permissividade conhecido de (ε_{teflon} = 2.1$\frac{F}{m}$), ele foi eleito material dielétrico de escolha para ocupar o espaço entre os dois condutores (d_1 e d_2).

Figura 18: Medidas utilizadas para confecção da sonda coaxial.

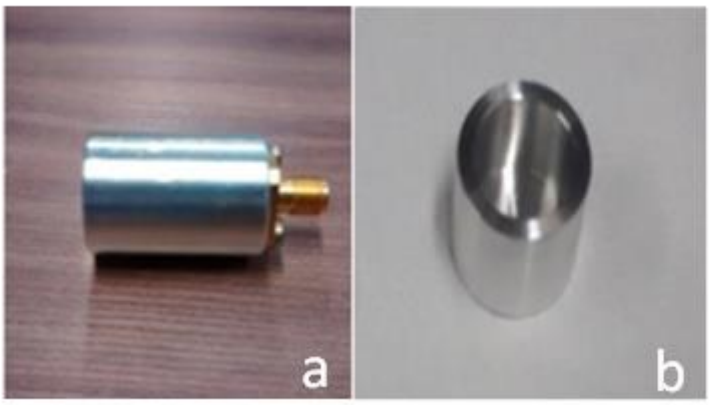


Fonte: Autor.

Ao se produzir a sonda, percebeu-se a necessidade de se fazer uma mudança de plano de referência, uma vez que a sonda possui como plano de referência a sua entrada. Para mudança de plano foi necessário o cálculo da

constante de propagação (β_d) da sonda. Ao se obter o valor de β_d foi realizada uma correção de fase (fase espacial), essa correção foi feita devido ao valor de comprimento L presente na sonda produzida; o plano da extremidade da sonda é levado em consideração em todas as equações. Para o cálculo de $\beta_{d,}$ foi construído uma estrutura que em contato com a sonda simulasse um curto. Para isso, uma estrutura de alumínio com dimensões internas iguais as da sonda foi desenvolvida para tornar possível a medida em curto, visto na Figura 19. Geralmente, nesse tipo de medida, antes de iniciar os testes com as amostras da pesquisa, se utiliza as medições em curto como uma das formas de calibração da sonda. Calcular a constante de propagação do guia faz parte da sequência de calibração. Outra maneira de calibrar a sonda é fazendo medidas no vácuo (ar) e na água destilada. Na realização da medida em curto coloca-se a sonda dentro da estrutura de alumínio e realiza as medições.

Figura 19: a) Estrutura da sonda coaxial. b)Estrutura de alumínio produzida para a de curto.



Fonte: Autor.

Foi utilizado um mini analisador de rede no modelo *miniVNA Tiny* que tem como fabricante a empresa *miniradio solutions*, cedido pelalaboratório i9 e para realização das medidas conforme figura 20.

Figura 20: Analisador de rede *miniVNA Tiny*

.

Fonte: Autor.

Antes de se iniciar as medidas foi necessária a calibração dos cabos do analisador de rede, os mesmos foram calibrados com três tipos de medidas: medidas em curto, medidas em aberto (vácuo) e em medidas de 50 Ω. Após calibração dos cabos a sonda foi conectada ao analisador de rede e o mesmo foi ajustado para trabalhar em uma frequência de 0,5 GHz a 5,0 GHz numa temperatura de 25ºC, as mesmas utilizadas na simulação em HFSS. Foram realizadas quatro medidas com a sonda: medida em curto, medida em aberto, medida no teflon e medida na água destilada. Uma vez que a sonda coaxial em aberto é projetada para meio líquidos e semi-sólidos, a mesma pode ser submersa em qualquer tipo de meio. Nos testes com água destilada a sonda ficou submersa, no momento das medições, como mostra a Figura 21.

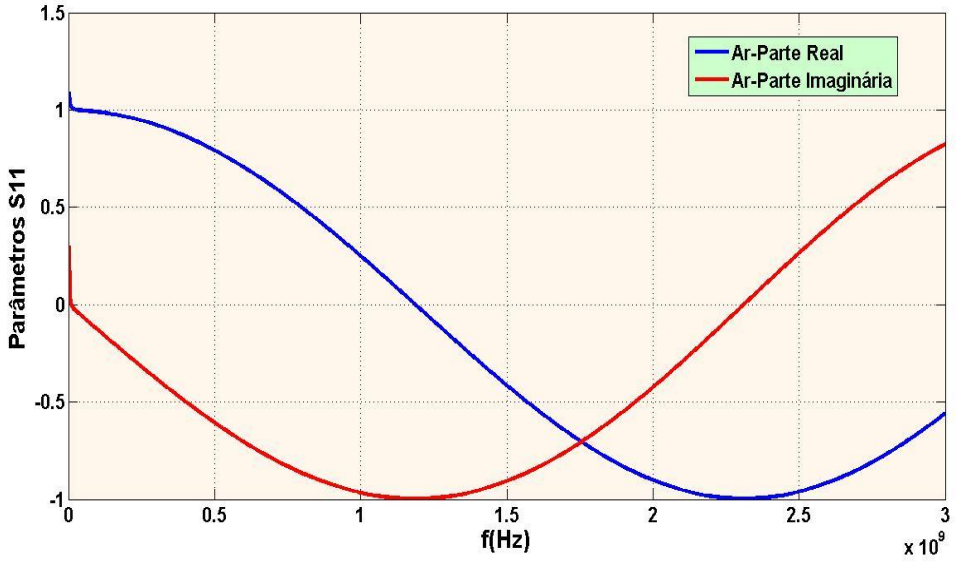
Figura 21: Sonda coaxial submersa em água destilada para tomada de medidas.

Fonte: Autor.

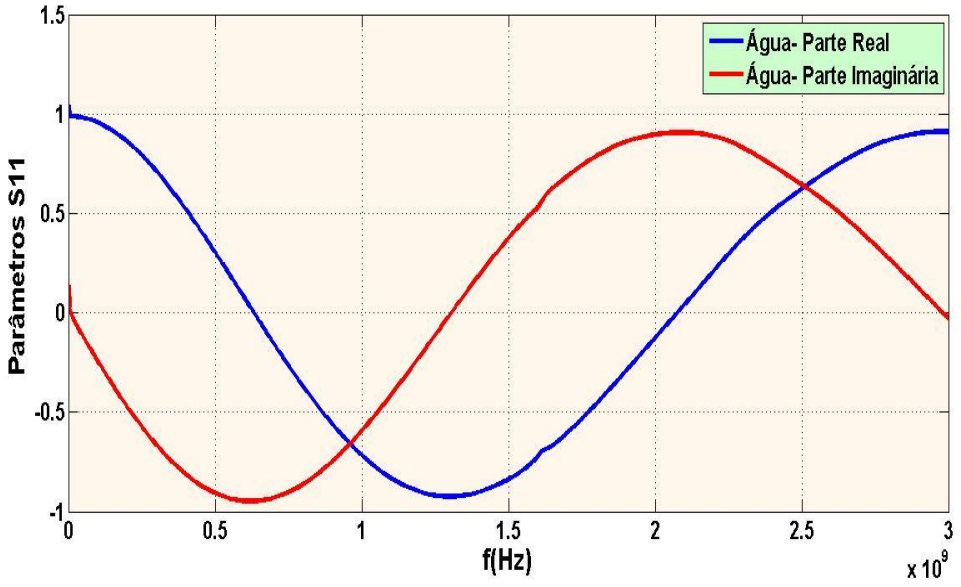
Como mostrado no tópico 4.2 dessa dissertação, o analisador de rede nos fornece os valores de parâmetros S11 das amostras medidas. A partir da obtenção desses parâmetros, é possível se calcular as propriedades dielétricas das amostras e com isso caracterizá-las. Para se aplicar uma sonda de fabricação artesanal em pesquisas científicas de modo confiável é necessária uma validação da mesma. Para a validação de sonda coaxial utilizam-se medidas de parâmetros S11 de amostras conhecidas presentes na literatura. As amostras escolhidas para presente pesquisa foram ar (vácuo) e teflon.

Para a simulação, pegaram-se os dados de permissividade da água que fica em torno de ($78\frac{F}{m}$) e do ar ($1.0\ \frac{F}{m}$) presentes na literatura e simulou-se no HFSS, após a simulação mediu-se as mesmas substâncias utilizando a sonda e o analisador de rede. Os dados oriundos da simulação e do estudo experimental coincidiram entre si e mostraram-se semelhantes aos dos estudos presentes na literatura, o que mostrou que a sonda criada está apta a realização de medidas com confiabilidade e boa reprodutibilidade (Figura 22).

Figura 22:(a) Dados S11 do ar em medidas simuladas em comparação aos dados S11 do ar em medidas experimentais. (b) Dados S_{11} do teflon em medidas simuladas em comparação aos dados S_{11} do teflon em medidas experimentais.



(a)



(b)

Fonte: Autor.

4.3 Construção do Phantoms

No presente trabalho foram elaborados três tipos de phantoms: um phantom de mama normal, um phantom de tumor mamário e um phantom de mamacom conteúdo tumoral. Na confecção dos phantoms, seguiu-se a mesma metodologia aplicada no estudo de Ortega-Palacios et al, 2010. Utilizou-se substâncias diversas, suas composições e forma de confecção serão detalhadas a seguir:

1- Phantom de Mama - Materias e respectivas quantidades:

- 4,5 g de Agarose;
- 30 ml de detergente neutro;
- 50 ml de água destilada;
- 150 ml de óleo de milho.

Protocolo de preparo do *phantom* de mama:

a) Faz-se a medida dos materiais utilizados com auxílio de provetas e balança automática;
b) Mistura-se em um becker a água destilada com o detergente;
c) Acrescenta-se o óleo de milho à mistura de água e detergente;
d) Aquece-se a mistura em aquecedor elétrico até a mesma atingir 80ºC;
e) Adiciona-se o ágar a mistura até sua total dissolução;
f) Resfria-se a mistura até a mesma atingir 30ºC;
g) Coloca-se a mistura no molde de plástico e a refrigera até sua total gelificação.

2- *Phantom* do Tumor - Materias e respectivas quantidades:

- 1,0 g de NaCl (cloreto de sódio);
- 1,5 g de Agarose;
- 60 ml de Etanol à 98,6%;
- 100 ml de água destilada.

Protocolo de preparo do *phantom* de mama:

a) Faz-se a medida dos materiais utilizados com auxílio de provetas e balança automática;
b) Mistura-se em um becker a aguá destilada e o NaCl até a total dissolução do NaCl;
c) Acrescenta-se o Etanol à solução de água e NaCl;
d) Aquece-se a mistura em aquecedor elétrico até a mesma atingir 80ºC;
e) Adiciona-se o ágar a mistura até sua total dissolução;
f) Resfria-se a mistura até a mesma atingir 30ºC;
g) Coloca-se a mistura no molde de plástico e a refrigera até sua total gelificação.

Os moldes escolhidos para confecção dos *phantoms* de mama e de tumor eram em plástico maleável, podendo suportar substâncias com variações de temperatura. Os moldes de escolha possuíam formato redondo comdimensões de 5,5 cm de diâmetro por 5,0 cm de profundidade. Após total gelificação dos *phantoms*foram retirados dos moldes e observou-se aspectos diferentes entre eles. O *phantom* de mama adquiriu uma coloração opaca de cor amarelo claro, aspecto oleoso, textura gelatinosa, e sua dimensão teve um discreto aumento ficando superior ao molde como podemos ver na figura 23.

Figura 23:*Phantom* de mama: coloração, aspecto e dimensão após preparo e gelificação.

Fonte: Autor.

O *phantom* de tumor adquiriu uma coloração translúcida e incolor, seu aspecto era límpido, textura gelatinosa rígida, e sua dimensão teve uma leve diminuição ficando levemente inferior ao molde como podemos ver na figura 24.

Figura 24:*Phantom* de tumor: coloração, aspecto e dimensão após preparo e gelificação.

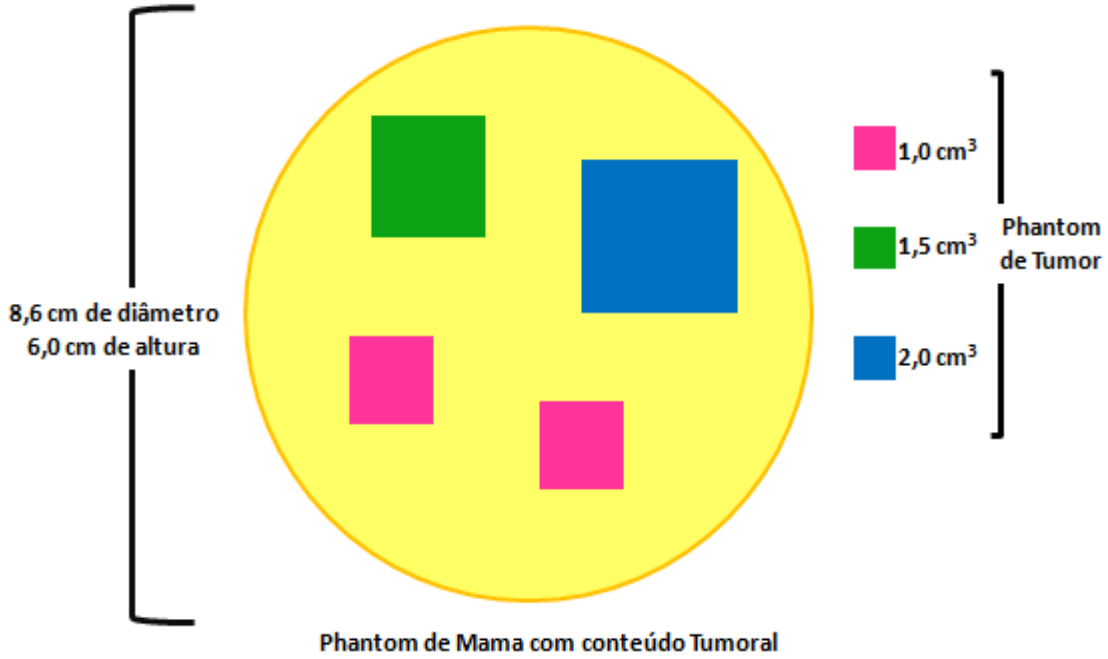
Fonte: Autor.

3- ***Phantom*** **de mama com conteúdo tumoral** - Materias e respectivas quantidades:

Na elaboração do *phantom* de mama contendo tumor utilizaram-se os mesmos materiais dos *phantons* de mama e do *phantom* de tumor, porém sua confecção foi de forma diferenciada. O molde escolhido para sua confecção foi de plástico maleável, visto que o mesmo pode suportar substâncias com variações de temperatura. O molde de escolha continha formato redondo com dimensões de 8,5 cm de diâmetro por 6,0 cm de profundidade. Para compor o *phantom* de mama com conteúdo tumoral, preparou-se inicialmente um *phantom* de tumor de acordo com a metodologia mostrada na presente dissertação, após sua total gelificação o mesmo foi cortado em quadrados. Ao todo foram quatro quadrados, um com 2,0 cm^3, um com 1,5 cm^3 e dois com 1,0 cm^3 cada. Após isso se preparou um phantom de mama também de acordo

com a metodologia apresentada na presente dissertação, e antes da sua gelificação montou-se o phantom com conteúdo tumoral de acordo com esquema mostrado na figura 25.

Figura 25: Esquema de montagem para o phantom de mama com conteúdo tumoral.



Fonte: Autor.

Os quatro quadrados de *phantom* de tumor já gelificados foram postos no molde de forma dispersa como apresentado na figura 25, após isso se pegou a mistura do *phantom* de mama previamente preparada e ainda não gelificada e derramou-a sobre os quadrados previamente colocados no molde. Após isso se levou o molde contendo as misturas à geladeira para sua gelificação.

O *phantom* de mama com conteúdo tumoral ficou com aspecto e coloração heterogênea. A cor variou entre o amarelo claro e o transparente e sua textura se manteve gelatinosa. Sua dimensão sofreu um leve aumento ficando superior ao molde como podemos ver na figura 26.

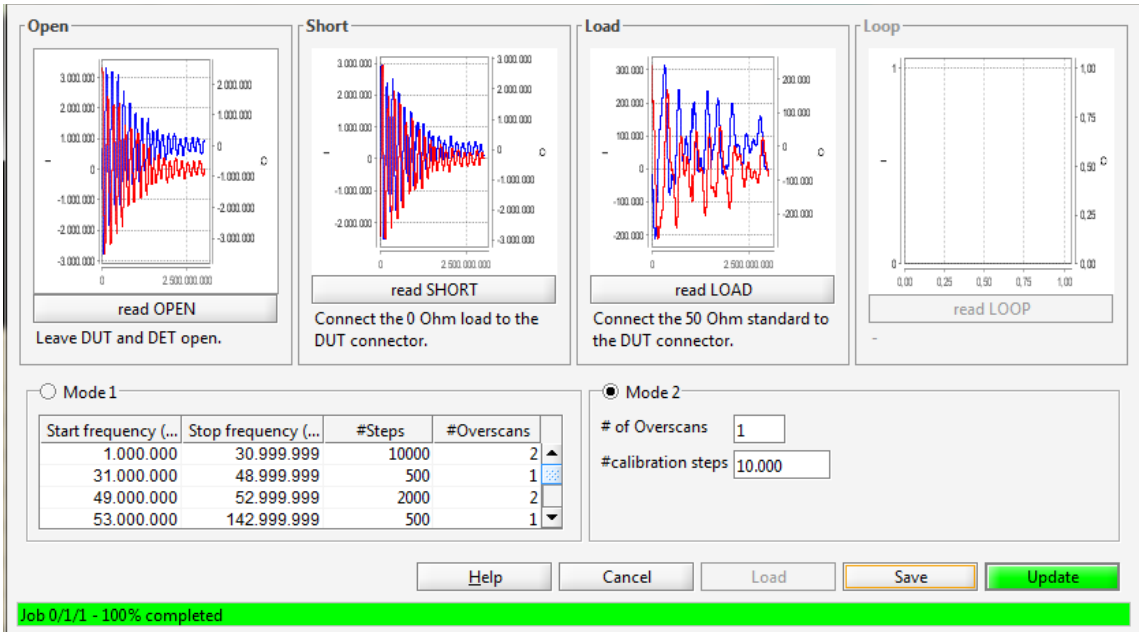
Figura 26: Phantom de tumor: coloração, aspecto e dimensão após preparo e gelificação.

Fonte: Autor.

4.3.1 Estudo experimental

Após a construção dos *phantoms* realizou-se as medidas no aparelho e para isso fez-se necessário uma calibração prévia do analisador de rede. Uma mesma calibração do aparelho foi utilizada para todas as medidas a fim de se evitar erros de calibração como é mostrado na figura 27.

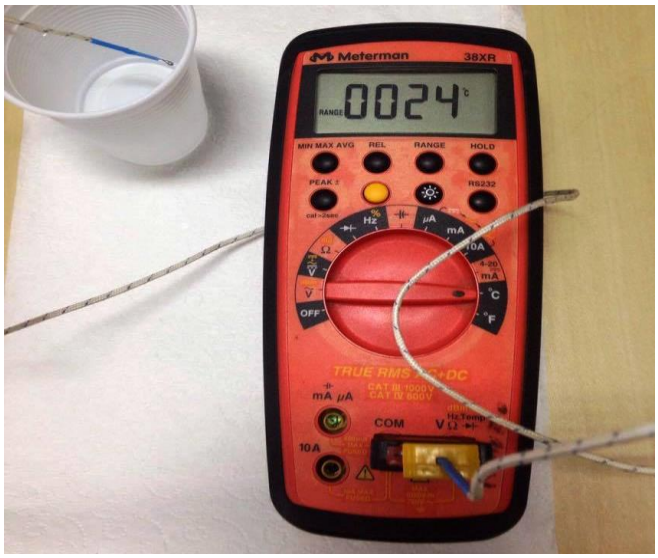
Figura 27: Calibração realizada no mini analisador de rede.



Fonte: Autor.

Antes de se iniciar com a tomada das medidas, foi necessária a aferição da temperatura das amostras com auxílio de um multímetro (figura 28) e as mesmas foram anotadas. Três medidas de cada amostra foram feitas a fim de se obter uma média.

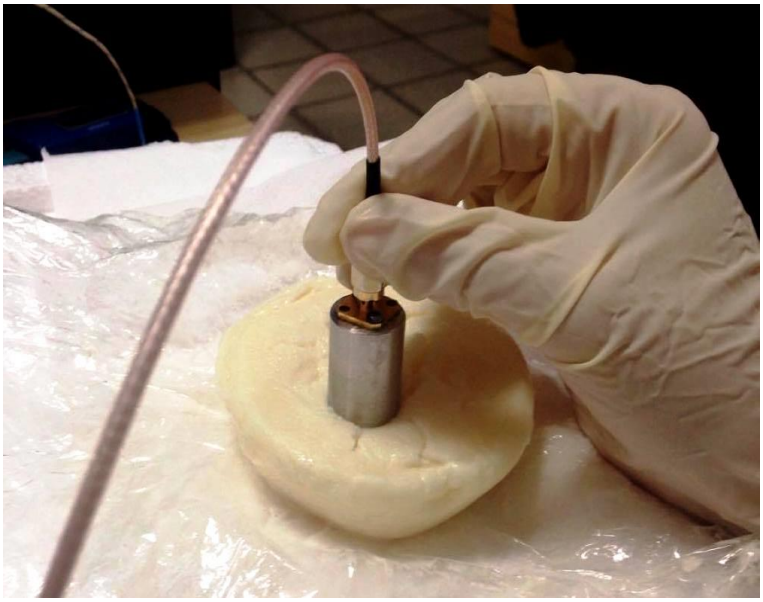
Figura 28: Multímetro utilizado para aferição da temperatura das amostras.



Fonte: Autor.

Para o presente estudo foram medidas água destilada à 25ºC, metanol à 22ºC, NaCl com concentração de 1M e temperatura de 22ºC e os *phantoms*. Foram feitas medidas dos *phantom* de tumor, *phantom* de mama e do *phantom* de mama com conteúdo tumoral. Realizaram-se três medidas de cada amostra e desses valores, retirou-se a média. A temperatura dos *phantoms*no momento das medidas era de 20ºC. As medidas do phantoms foram tomadas um dia depois de sua confecção e foram feitas com a sonda em posição vertical como mostra a figura 29. Após cada medida limpou-se a sonda com álcool à 70% e enxugou-a com papel toalha para eliminar quaisquer resquícios da amostra anterior. Para garantir sua conservação, quando não estavam sendo utilizados, os phantoms foram mantidos sob refrigeração, já á água destilada e o NaCl em temperatura ambiente.

Figura 29: Tomada de medida experimental em phantoms.



Fonte: Autor.

5.0 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a realização das simulações e tomada de medidas experimentais conforme descritos na metodologia foram obtidos inúmeros dados de parâmetros S11das amostras analisadas que serão aqui mostrados e analisados. Uma das propostas a serem trabalhadas na presente pesquisa, é fazer um estudo comparativo entre os resultados de permissividade e condutividade obtidos frente aos resultados de outras pesquisas semelhantes presentes na literatura. Para se calcular o valor de permissivade reais e imaginários, dos phantoms utilizou-se as equações 2.15, 2.16 e 2.17 do presente trabalho. Nos cálculos dos valores de condutividade empregou-se a equação 2.5 já descrita na pesquisa.

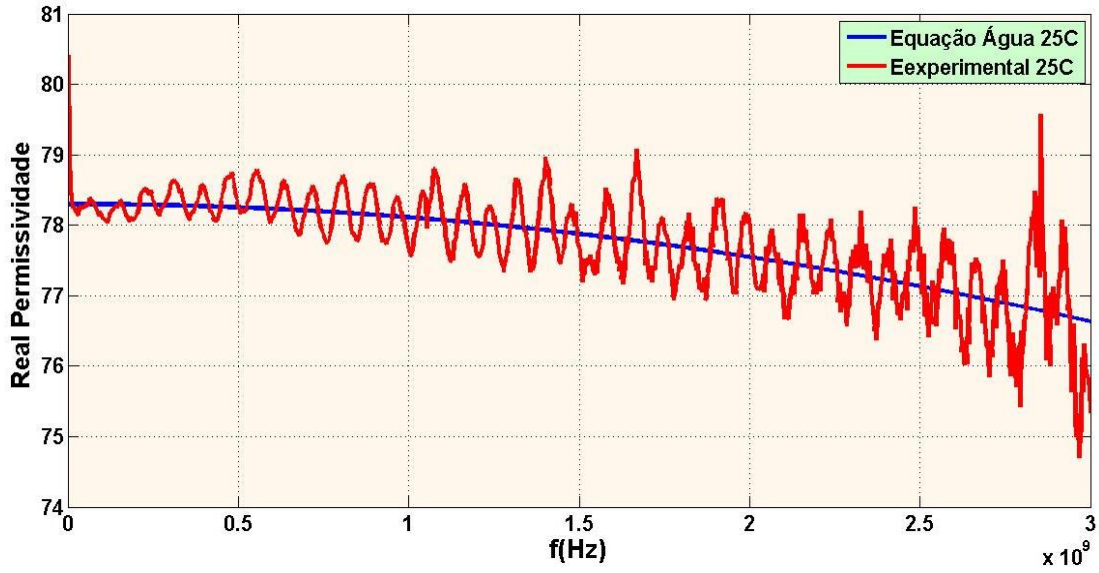
5.1 Validação da sonda para obtenção de permissividade

Para validação da sonda e do método de escolha para análise das amostras, optou-se pela realização de medidas em amostras com valores de permissividade já consolidados na literatura.

Esses valores são mostrados no modelo clássico de *Debye*, que descreve o comportamento da permissividade da amostra frente a uma faixa de freqüência. O modelo de *Debye* pode ser escrito em parte real e imaginária, que ajudam a fornecer melhores conclusões sobre valores de permissividade das amostras analisadas.

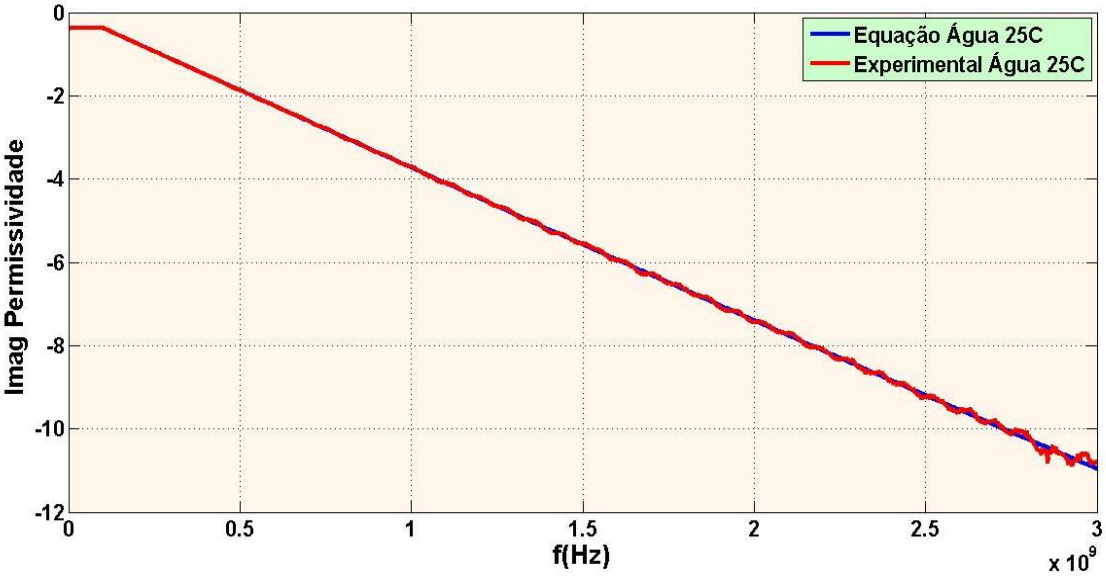
Noestudo com água utilizou-se água destilada em temperatura ambiente de 25ºC. Para fins de comparação obtiveram-se dados experimentais de permissividade reais e imaginários da água destilada e comparou-os com o modelo Debye para água destilada, também em 25ºC mostrado na pesquisa realizada por Kaatze,1989.Esses dados são mostrados na figura 30 e 31.

Figura 30: Valores reais de permissividade da água destilada à 25ºC.



Fonte: Autor.

Figura 31: Valores imaginários de permissividade da água destilada à 25ºC.



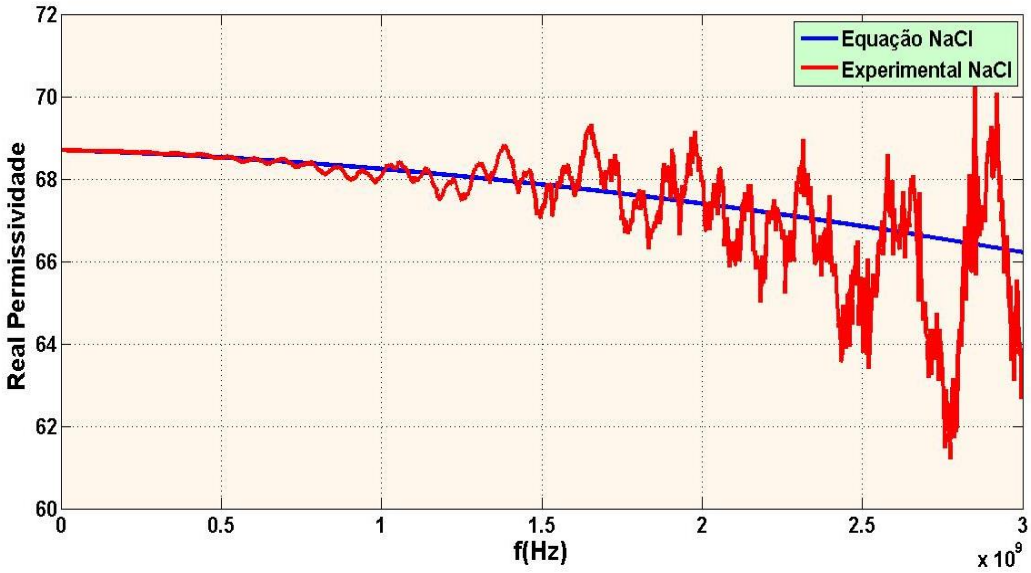
Fonte: Autor.

Ao se observar os dados experimentais, percebe-se que a água manteve um comportamento semelhante aos do modelo fornecido pelo artigo de Kaatz, 1989. Na composição de tecidos biológicos o teor de água geralmente é elevado e devido a isso a interação das microondas com o tecido é diretamente

ligada ao seu teor aquoso. Conhecer os valores de permissividade da água bem como seu comportamento frente a diferentes temperaturas é determinante na escolhas dos materiais para confecção de *phantoms* de mama, visto que as células mamárias possuem alto teor de água e consequentemente os *phantons* terão água em sua composição.

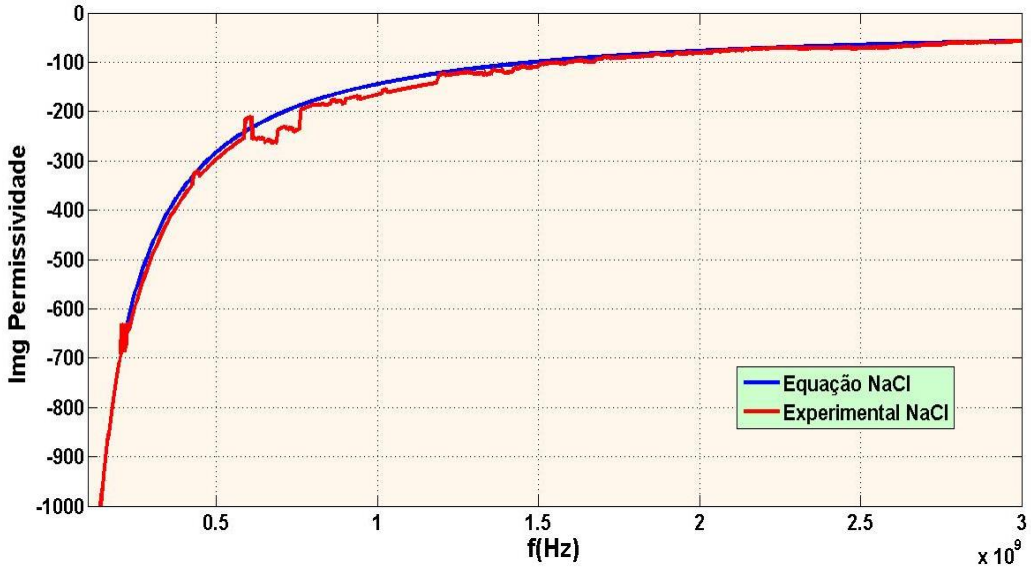
Nas medidas com cloreto de sódio utilizou-se uma solução com concentrações de NaCl à 1M. A temperatura de escolha para a tomada de medidas foi de 22ºC. O preparo da solução de NaCl e água destilada foi realizada no mesmo dia das medidas e a solução foi agitada vigorosamente antes de cada medida no intuito de se evitar erros de preparo. Para fins de comparação obtiveram-se dados experimentais de permissividade reais e imaginários da solução de NaCl à 1M à 22ºC e comparou-os com o modelo Debye para NaCl, também em 22ºC coletado do estudo de Peyman, et al., 2007. Esses dados são mostrados na figura 32 e 33.

Figura 32: Valores reais de permissividade do NaCl à 1M com temperatura de 22ºC.



Fonte: Autor.

Figura 33: Valores imaginários de permissividade do NaCl à 1M com temperatura de 22ºC.



Fonte: Autor.

No presente experimento, o NaCl teve seus valores imaginários de permissividade semelhantes a mostrada no artigo de Peyman, et al., 2007.Já os valores reais de permissividade se mostraram um pouco estáveis na faixa de freqüência mais alta na qual o aparelho opera, uma vez que o analisador de rede escolhido trabalha em frequências de no máximo 3GHz. Esses resultados podem ser decorrentes de um possível erro de calibração ou operação do aparelho. Soluções de NaCl são bastante utilizadas na construção de *phantoms* e servem de referência em estudos de propriedades dielétricas de material biológico. São utilizadas principalmente em misturas que necessitam de grandes variações de condutividade. Ao se aumentar a concentração de uma solução de NaCl obtém-se um visível crescimento linear da condutividade elétrica do material. Soluções de NaCl sofrem grande influência da temperatura da amostra.

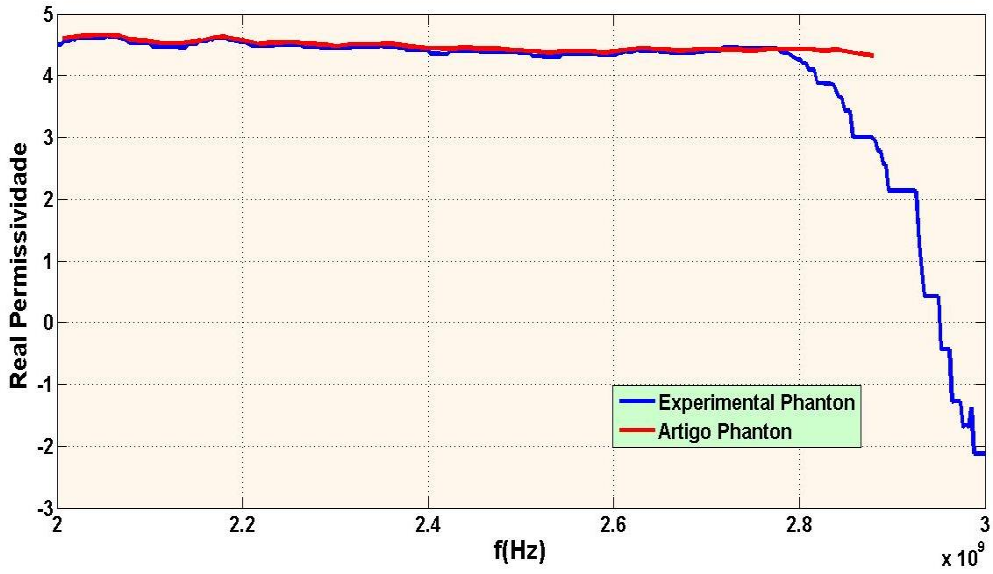
5.2 Caracterizações dielétricas do *Phantom* de Mama e *Phantom* de Tumor

Após validação da sonda, iniciaram-se os testes nos *phantoms*. A calibração utilizada foi a mesma feita para as medidas de água destilada e NaCl. As medidas foram feitas utilizando na faixa de frequência que varia de 2

GHz à 3 GHz. Para fins de comparação obtiveram-se dados experimentais de permissividade e condutividade das amostras, esses dados foram comparados com os dados explanados no estudo de Ortega-Palacios et al, 2010.

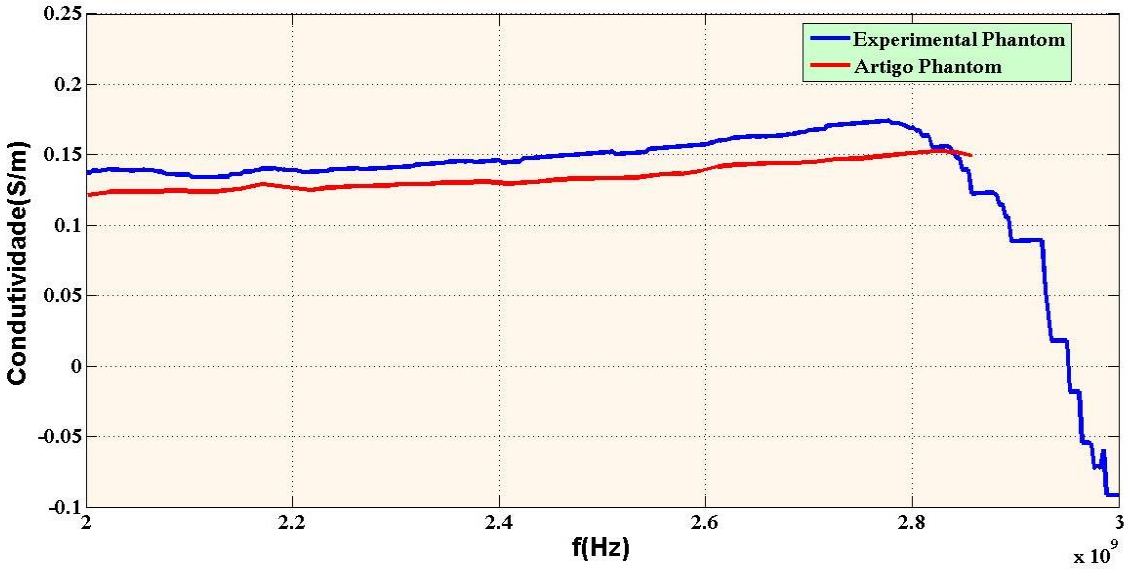
Inicialmente fizeram-se três medidas do *phantom* de mama e do *phantom* de tumor, a partir delas se se extraiu a média de cada *phantom*. Com os valores de coeficiente de reflexão da média em mãos, calcularam-se os valores de permissividade complexa e condutividade do *phantom* de mama e do *phantom* de tumor. Na figura 34 e figura 35 mostram respectivamente os valores de permissividade e condutividade do *phantom* de mama comparados ao *phantom* de mama exposto desenvolvido na pesquisa de Ortega-Palacios *et al*, 2010. A temperatura no momento da medida encontrava-se em 20ºC.

Figura 34: Permissividade complexa do *phantom* de mama à 20ºC.



Fonte: Autor.

Figura 35: Condutividade (S/m) do *phantom* de mama à 20ºC.

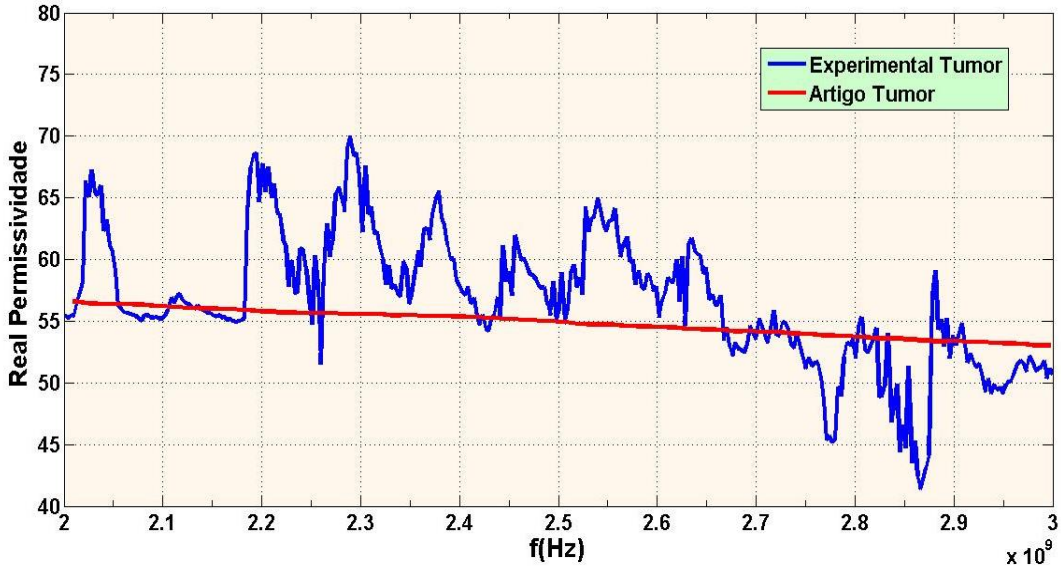


Fonte: Autor.

A permissividade do *phantom* de mama se mostrou semelhante a do artigo com valores constantes que variaram entre 4-5 $\frac{F}{m}$. A condutividade também se mostrou semelhante em relação a do artigo, seus valores sofreram pouca variação ficando entre 0,1 e 0,15 S/m. O comportamento da permissividade e condutividade seguiu de forma linear por quase toda faixa de frequência aplicada. Próximo a frequência máxima de leitura do analisador (3GHz), os valores de permissividade e condutividade deram uma diminuída brusca, o que mostra mais uma vez um possível erro de operação do analisador ou de calibração. Apesar disso os dados experimentais mostraram que o *phantom* responde na faixa de frequência escolhida.

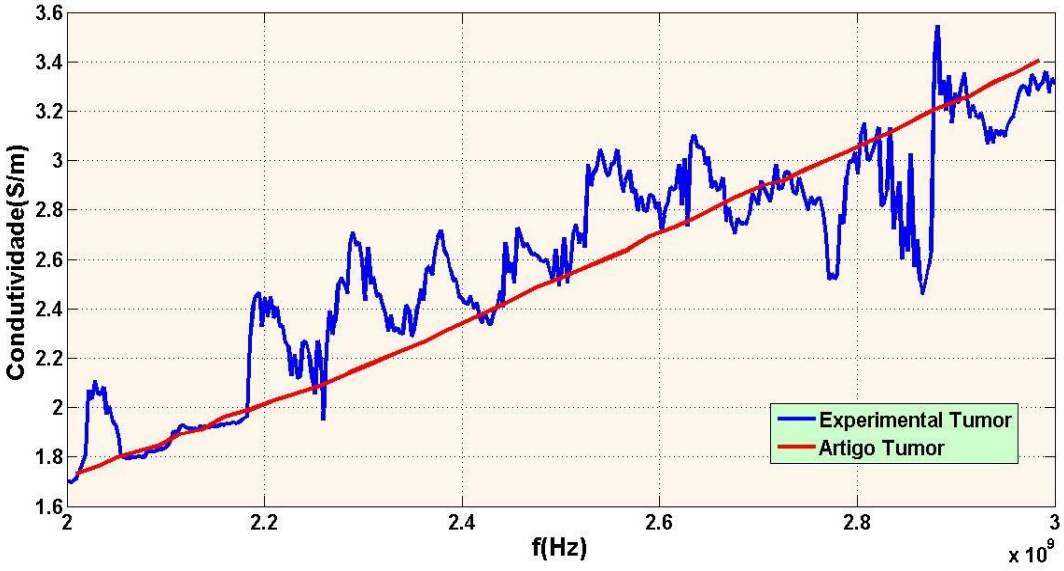
Na figura 36 e figura 37 mostram respectivamente os valores de permissividade complexa e condutividade do *phantom* de tumor comparados ao *phantom* de mama exposto desenvolvido na pesquisa de Ortega-Palacios et al, 2010. A temperatura no momento da medida encontrava-se em 20ºC.

Figura 36:Permissividade complexa do phantom de mama à 20ºC.



Fonte: Autor.

Figura 37: Condutividade (S/m) do *phantom* de mama à 20ºC.



Fonte: Autor.

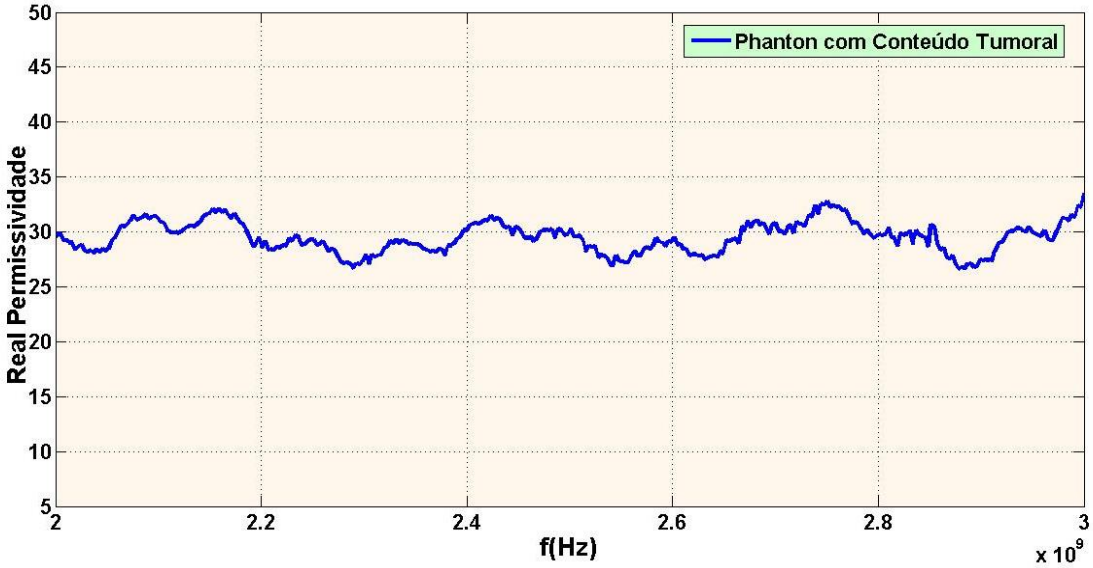
A permissividade do *phantom* de tumor se mostrou com valores superiores a permissividade mostrada no artigo. Seu comportamento apesar de seguir o padrão do artigo e ter uma leve diminuição dos valores de permissividade com

o aumento da frequência, não foi linear. A condutividade também se mostrou com valores superiores em comparação aos valores mostrados no artigo. Observou-se que no aumento da frequência houve aumento dos valores de condutividade, mostrando semelhança ao comportamento do artigo. O comportamento da permissividade e condutividade não seguiu de forma linear por quase toda faixa de frequência aplicada, o que sugere divergências nas leituras. Sabe-se que o NaCl sofre grande influência da temperatura frente ao seu comportamento dielétrico, uma vez que o artigo escolhido não especificou a temperatura utilizada no experimento, sugere-se que esse fator poderia ser o causador da divergência de resultados. Apesar disso os dados experimentais mostraram que o *phantom* responde na faixa de frequência escolhida e representa de forma fidedigna um tumor humano, uma vez que de acordo com a literatura o tumor numa frequência de 2,45 GHz possui valores de permissividade por volta de 60 e valores de condutividade por volta de 2,5 S/m (LAZEBNIK et al, 2007).

5.3 Caracterização dielétrica do Phantom com conteúdo Tumoral

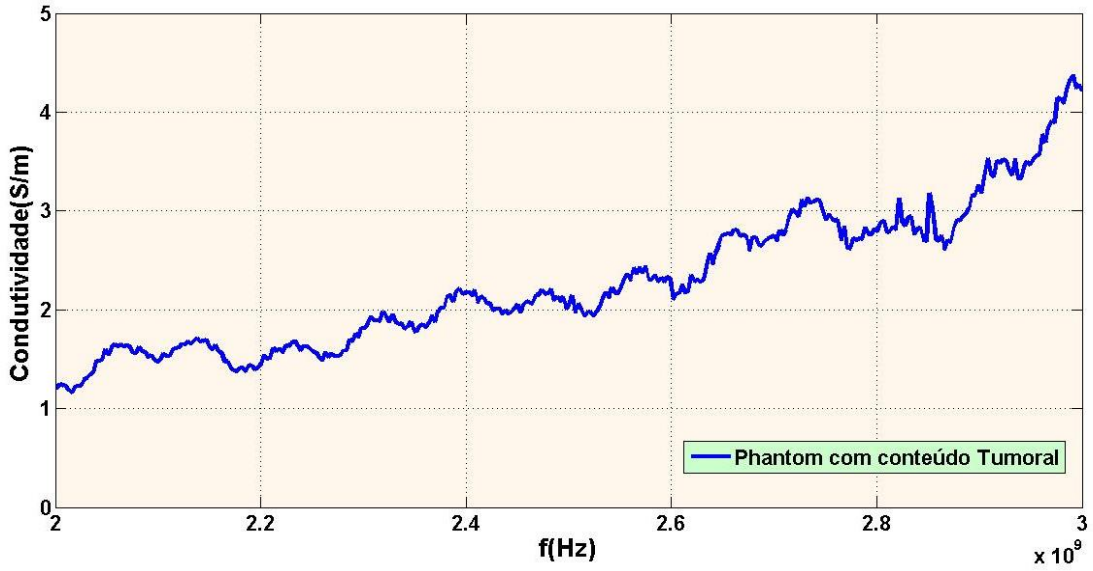
Na confecção do phantom com conteúdo tumoral seguiu-se a metodologia descrita no tópico 4.3, presente nessa dissertação. A calibração utilizada no aparelho, no momento que precede a tomada de medidas foi a mesma feita para as medidas de água destilada e NaCl. As medições foram feitas utilizando a faixa de frequência que varia de 2 GHz à 3 GHz. A figura 38 e a figura 39 mostram respectivamente os valores de permissividade complexa e condutividade do phantom com conteúdo tumoral. A temperatura no momento da medida encontrava-se em 20ºC.

Figura 38:Permissividade complexa do phantom com conteúdo tumoral à 20ºC.



Fonte: Autor.

Figura 39:Condutividade do phantom com conteúdo tumoral à 20ºC.

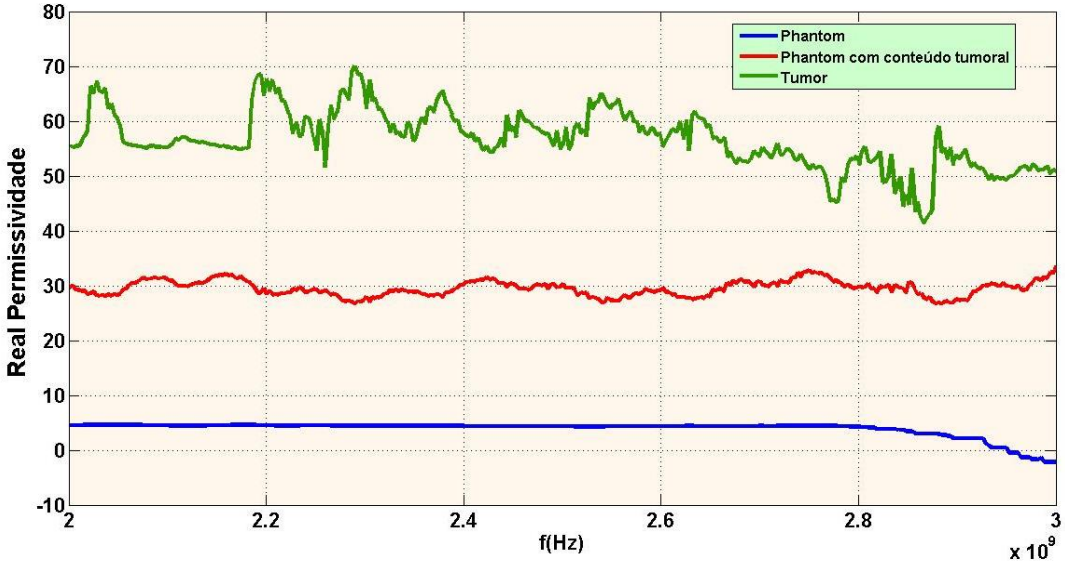


Fonte: Autor.

O *phantom* com conteúdo tumoral se comportou de forma esperada uma vez que seus valores de permissividade complexa e condutividade se encontraram entres os valores dielétricos do phantom de mama e do phantom tumoral. Seu

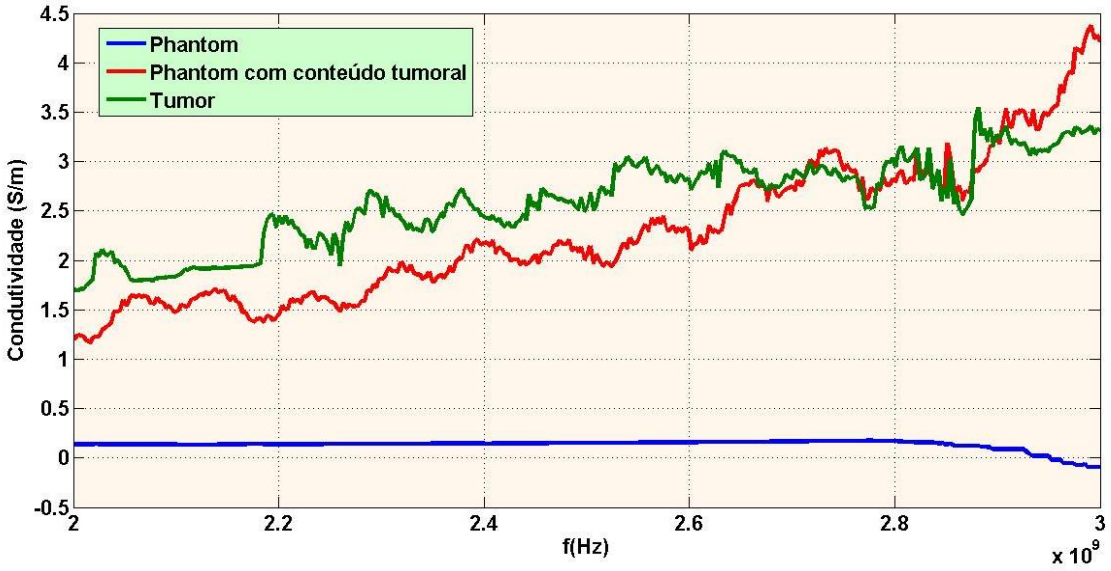
comportamento se apresentou constante em toda faixa de frequência aplicada na pesquisa. Para uma melhor compreensão dos experimentos se fez um estudo comparativo entre os valores de permissividade e condutividade dos três modelos de phantoms produzidos. Nas figuras 40 e 41 respectivamente, são mostrados a permissividade e condutividade dos phantoms produzidos na pesquisa.

Figura 40: Permissividade do phantom com conteúdo tumoral em comparação com a permissividade do phantom de mama e do phantom de tumor. Temperatura de 20°C.



Fonte: Autor.

Figura 41: Condutividade do phantom com conteúdo tumoral em comparação com a permissividade do phantom de mama e do phantom de tumor. Temperatura de 20ºC.



Fonte: Autor.

O phantom com conteúdo tumoral constitui uma estrutura heterogênea, uma vez que a mesma é formada por duas estruturas distintas: *phantom* de mama e *phantom* de tumor. Frente a isso, não foi surpresa que o mesmo reproduzisse valores de permissividade e condutividade que se encontrassem entre os valores apresentados nos *phantoms* de origem. A condutividade do phantom com conteúdo tumoral se mostrou elevada e de crescimento linear com aumento da frequência, isso se deu devido a presença de NaCl na estrutura. Já a permissividade complexa se apresentou acima da permissividade do *phantom* de mama e abaixo da permissividade do tumor, comportamento linear e constante frente ao aumento de frequência, isso mostrou que a permissividade não foi de um todo, influenciado pela presença de tumor.

6. Conclusão e Sugestões

Os dados coletados mostraram-se promissores no auxílio na elaboração de phantoms de mama para a aplicação em tomografia por micro-ondas. A sonda construída de forma artesanal teve uma boa reprodutibilidade em seus resultados, o que torna as medidas da pesquisa confiáveis e aptas para servir

como base para estudos futuros.Os *phantoms* de mama para imagem por micro-ondas apresentados na presente pesquisamostraram-se aptos na representaçãodas mamas normais e com conteúdo tumoral, para validação de antenas e efeitos de tratamento por micro-ondas.

A solução de NaCl presente no tumor nos trouxe um aumento de condutividade esperado; percebeu-se que a mesma sofre forte interferência da temperatura, o que nos leva a perceber uma real necessidade de se conhecer melhor o comportamento elétrico dessa solução.

Quando comparado a outras metodologias para confecções de phantoms de mama presentes na literatura, o método aplicado se mostrou econômico, de fácil reprodução, trouxe substâncias de fácil acessojuntamente com resultados promissores.

6.1Sugestões para trabalhos futuros

Sugere-se a realização de um número maior de medidas experimentais dos *phantoms* construídos no estudo. Com a ampliação do estudo experimental será possível verificar-se a reprodutibilidade dos phantoms com maior precisão bem como fazer possíveis alterações em sua composiçãopara que os mesmos tenhamum melhor desempenho. Através de novos estudos pode-se percebertambém, se a metodologia aplicada foi a de melhor escolha bem como se há necessidade de alguma alteração para facilitar a aplicação do método proposto.

Sugere-se a elaboração de protocolos de fabricação e controle de qualidade para construção de *phantoms* de mama que visem à implantação de uma metodologia simples, eficaz e de fácil reprodução. A criação de protocolos operacionais padrão irá contribuir na eliminação de possíveis erros na produção desse tipo de material com isso, levará a um aumento da capacidade desse material portar as características de uma mama humana in vivo de forma fidedigna.

Sugerem-se estudos posteriores que viabilizem uma melhor e mais confiável leitura e calibração do aparelho já que o mesmo não respondeu como esperado nas análises de amostras conhecidas quando aplicadas as freqüências mais altas

REFERÊNCIAS

Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional do Câncer. **Estimativa 2010**: Incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2009.

_____. Ministério da Saúde. Secretaria Nacional de Assistência à Saúde. Instituto Nacional do Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância – CONPREV. **Atlas de mortalidade por câncer no Brasil 1979-1999**.Rio de Janeiro: INCA, 2002.

_____. **Radiologic sciences for technologists:** physics, biology and protection.6. ed. St. Luis: Mosby, 1997.

AGILENT.**User's Guide**. Agilent Technologies. Network Analyzers, 2001.

AMERICAN CANCER SOCIETY, 2013.

ANDREUCCETTI, D. et al. **Use of polyacrylamide as a tissue equivalent material in the microwave range.** IEEE Trans. Microw. Theory Tech, v. 35, p. 275-3, 1998.

ATOMIC ENERGY AGENCY. **Optimization of the radiological protection of patients:** Image quality and dose in mammography.Vienna, 2005.

BARROS, V.S. M.**Dose paciente e controle de qualidade em mamografia**. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Recife: UFPE, 2004.

BARTON, M. B.; ELMORE, J. G.; FLETCHER, S. W**. Breast symptoms among women enrolled in a health maintenance organization:** frequency, evaluation and outcome. Ann Intern Med.Journal os Science Communication, 1999, p. 651–657.

BINI, M. G. et al. **The polyacrylamide as a phantom material for electromagnetic hyperthermia studies.** IEEE Trans. Biomed. Eng, v. 31, p. 317-22, 1984.]

BOETES, C. et al.**Breast tumors:** comparative accuracy of MR imaging relative to mammography and US for demonstrating extent. Radiology. Maruland, 1995, p. 743-747.

BONTRAGER, K. L. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada.** 6ª edição.Rio de Janeiro: Elsevier, 2006. p. 580-588.

BOTELHO, C.F. **Estudo histológico, imuno-histoquímico e de cultura de células de tecidos normais e cancerosos da mama humana e canina.** Dissertação (Mestrado em Biologia Animal). Viçosa:Universidade Federal de Viçosa, 2009. 68 p.]

BRASIL. Ministério da Saúde. **Controle do câncer de mama**. Documento de consenso. Brasília, DF, 2004.

BUSHONG, S. C.**Ciência radiológica para tecnólogos:** física, biologia e proteção. Tradução Sandro Martins Dolghi, et al. 9th ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

CALAS, et al.**Avaliação de parâmetros morfométricos calculados a partir do contorno de lesões de mama em ultrassonografias na distinção das categorias do sistemaBI-RADS**. RadiolBras, 2011. p. 289–296.

CALAS, J. G. C. CASTRO, F.; PEREIRA, FPA. **Ultrassonografia das mamas**. Requisitos para o Exame de Ultrassonografia Mamaria. In: Chagas CR, Menke CH, Vieira RJS, Boff RA, editores. Tratado de Mastologia da SBM. Rio de Janeiro: RevinterLtda, 2011. p. 221-7.

CALDAS, F. A. A. et al. **Controle de Qualidade e Artefatos em Mamografia.** Radio Brasil, 2005. p. 295-300.

CHALA, L. F.; BARROS, N. **Avaliação das mamas com métodos de imagem**. Radiol Bras, 2007. p. 40.

CHANG, J. T. et al. **A conductive plastic for simulating biological tissueat microwave frequencies.**IEEE Trans. Electromagn. Compat, v. 42, p. 76-81, 2000.

CHAUDHARY, S. S. et al. **Dielectric properties of normal and malignant human breasttissues at radiowave and microwave frequencies**.New Deli: Indian Journal of Biochemistry and Biophysics, 1991. v. 21. p. 76–79.

CHEN, L.F. et al.**Microwave Electronics:**Measurement and Materials Characterization.England:John Wiley& Sons Ltd, 2004. 549p.

CHOI, H. S. et al. **Frequency Dispersion Characteristics of the ComplexPermittivity of the Epoxy Carbon Black Composites.** Journal of AppliedPolymer Science. Vol.67, 1998.

CHRISTENSEN, E.; CURRY III, T.; DOWEY, J.**An introduction to the physics of diagnostic radiology.**2.ed. Philadelphia: Lea &Febiger, 1990.

DANTAS, M. V. A. **Dose Glandular e Controle de Qualidade de Imagem em Serviços de Mamografia com Sistema de Radiografia Computadorizada.**Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais) – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Belo Horizonte: CNEN, 2010.

DI MAGGIO, C. Mamografia.In: VERONESI, U.et al.**Mastologia Oncológica.** Rio de Janeiro: MEDSI, 2002. cap. 4. p. 73-90.

DRAKE R. L.; VOGL W.; MITCHELL, A. W. M. **Gray's Anatomia para estudantes.**1ª edição. Rio de Janeiro: Elsevier,2006. p. 108.

FEAR, E. C. **Microwave Imaging of the Breast -**Technology in Cancer Research and Treatment.Canada, 2005. v. 4, no.1, p. 69-82.

FEIG, S.A. **Screening mammography:** a successful public health initiative. Washington, DC: Rev PanamSaludPublica, 2006. p. 125-33.

FENG, X.; GAO, F.; ZHENG.**Magnetically mediated thermoacoustic imaging toward deeper penetration**. Appl. Phys. Lett.Maryland: American Institute of Physics, 2013.

FLETCHER, S.W.; ELMORE, J.G. **Mammographic screening for breast cancer.** N Engl J Med, 2003. p.1672–1680.

FONSECA, P.; SANTOS, A. C. F.; MONTENEGRO, E. C. A very simple way to measure coaxial cable impedance**. Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 29, n.3, p. 373-375, 2007.

FOOD AND DRUGS ADMINISTRATION. **Mammography Quality Standards Act (MQSA) amended final regulations.**United States: Final Regulations as amended – February 6, 2002.

FRANKE, G.L. **The Construction and Validation of a Probe for Measuring Electric Properties of MRI Phantom Liquids**. 54f. Tese (Study Course Medical) .Hamburgo: Faculty of Life Science, Hamburg University of Applied Sciences, 2008.

GABRIEL, C. **Compilation of the dielectric properties of body tissues at rf and microwave frequencies.** Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR, 1996. p. 2231 – 2249.

GABRIEL, S.; LAU, R.W.; GABRIEL, C. **The dielectric properties of biological tissues:** Ii. measurements in the frequency range 10 hz to 20 ghz. Phys. Med. Biol., 1996. p. 2251 – 2269.

GAO, F. et al. **Thermoacoustic resonance effect and circuit modelling of biological tissue.** Appl. Phys. Lett.Maryland:American InstituteofPhysics,2013.

GENERAL ELECTRICS (GE) MEDICAL SYSTEMS.**Historyofmammography.**Disponívelem: <http://www.gemedicalsystems.com/rad/whc/mswhhis.html>. Acessado em: dez. 2002.

GIL, A. C. **Como Elaborar Projetos de Pesquisa**. 4a. ed. [S.l.]: São Paulo: Atlas, 2002.

GRADY, M. P. **Coaxial Probe for High Temperature Dieletric Characterization.** 95f. Tese (Master of Science). Alabama: Graduate Faculty of Auburn University, 2010.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11a. ed. [S.l.]. Rio de Janeiro, Elsevier, 2006.

HAHN, C.; NOGHANIAN, S. **Heterogeneous Breast Phantom Development for Microwave Imaging Using Regression Models.** International Journal of Biomedical Imaging.Dakota, USA: Department of Electrical Engineering, University of North Dakota, 2012.

HENDRICK, R.E. **Standardization of image quality and radiation dose in mammography Radiology.** United States: American Institute of Physican, 1990.n. 174. p. 648-654.

HENDRICK, R.E.; HELVIE, M.A. **United States Preventive Services Task Force screening mammography recommendations:** science ignored. AJR Am J Roentgenol. Colorado: University of Colorado, 2011.

INSTITUTO NACIONAL DO CANCÊR – INCA.**Diretrizes para a Detecção Precoce do Câncer de Mama no Brasil.** Rio de Janeiro: INCA, 2015. Disponível em< http://www.inca.gov.br/wps/wcm/connect/acoes_programas/site/home/nobrasil/programa_controle_cancer_mama/textos-referencia>.Acesso em: 02 mai. 2016.

INSTITUTO NACIONALDO CÂNCER (INCA). Coordenação de Prevenção e Vigilância. **Estimativa 2016:** incidência de câncer no Brasil. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Rio de Janeiro: INCA, 2015. 122 p.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Optimization of the radiological protection of patients:** Image quality and dose in mammography. Vienna, 2005.

ISRAYELYAN, A. H. **The development of molecular diagnostics for breast cancer.**Tese de mestrado.Louisiana State: Department of Pathobiological Sciences, 2003. University and Agricultural and Mechanical College.Disponívelem: <http://etd02.lnx390.lsu.edu/docs/available/etd-0626103-132651/>. Acessoem: fev. 2003.

ITO, K. et al. **Temperature distribution in and around array applicator for interstitial microwave hyperthermia combined with interstitial radiation therapy.** Proc. 27th Intl. URSI Gen. Assembly, Maastricht, 2002.
JONES, C. H. **Methods of breast imaging**. Physics in Medicine and Biology,v. 27, n. 4, p. 463-499, 1982.

KAATZE, U.; UHLENDORF, V. **The dielectric properties of water at microwave frequencies.**ZeitschriftfuerPhysikalischeChemie, 1981. p. 151–165.

KAATZE,U. **Complex permittivity of water as a function of frequency and temperature.** Journal of Chemical Engineering, v. 34, p. 371–374, 1989.

KLEMM, M. et al. **Microwave radar-based breast cancer detection:** imaging in inhomogeneous breast phantoms.IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, vol. 8, p. 1349–1352, 2009.

KNOTT, E.F.; SHAEFFER, J.F.; TULEY, M.T. **Radar Cross Section**, 2nd edition, 2004.

KRUGER, R. A.et al. **Thermoacoustic computed tomography using a conventional linear transducer array**. Med. Phys. Alexandria: American Association of Physicists in Medicine, 2003. p. 856–860.

KUHL, C. K. **Current status of breast MR imaging.**Part 2.Clinical applications.Radiology, 2007. p. 672–691.

KUMAR, V.; ABBAS, A.K.; FAUSTO, N. Mama feminina. In: ROBBINS; S; COTRAN, R. **Bases Patológicas das Doenças**. 7.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. Cap.23, p.1170-1202.

LAZEBNIK, M. et al. **A large-scale study of the ultra-wideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries.** Physics in Medicine and Biology, v. 52, no. 10, p. 2637–2656, 2007.

LAZEBNIK, M. et al. **Tissue mimicking phantom materials for narrowband and ultrawideband microwave applications.** Institute of physics publishing, Phys.Med. v. 50. no. 2205. P. 4245-4259, 2005.

LEITE,Roberto Cesar. **Câncer de mama:** prevenção e tratamento. São Paulo: Ediouto, 2002.

LIMA, N. W.et al. **Avaliação da qualidade da imagem e da dose glandular média em mamografia digital**.Brazilian Journal of Radiation Sciences, 2015.

MACHADO, K. D. **Teoria do Eletromagnetismo**. Três volumes.Ponta Grossa, PR: Editora UEPG, 2000.

MACURA, K. J. et al.**Patterns of enhancement onbreast MR images:** interpretation and imaging pitfalls. Radiographics, 2006. p. 1719–1734.

MARCHAL, C. et al. **Dielectric properties of gelatin phantoms used for simulations of biological tissues between 10 and 50 MHz.** Int. J. Hyperthermia, v. 5, p. 725-32, 1989.

MARQUES, E. F. et al. **Indicações de ressonância magnética das mamas em um centro de referência em oncologia.**Radiol. Bras. 2011. p. 363–6.

MEANEY, P. M. et al**. A clinical prototype for active microwave imaging of the breast.** IEEE Trans. Microwave Theory Tech. Cochin: Cochin University of Science and Technology, 2000.

METAXAS, A.C.; MEREDITH, R**. J. Industrial Microwave Heating**.London: Peter Peregrinus Ltd, 1983.

MOLINA, L. et al. **Análise das oportunidades de diagnóstico precoce para as neoplasias malignas de mama**. São Paulo: Rev. Assoc. Med.Bras., 2003. p. 185–90.

MUSSURAKIS, S. et al.**Dynamic MR imaging of the breast combined with analysis of contrast agent kinetics in the differentiation of primary breast tumours.**ClinRadiol, 1997. p. 516-26.

NIE, L.et al. **Palladium nanosheets as highly stable and effective contrast agents for in vivo photoacoustic molecular imaging** Nanoscale 6. United States, 2014. p. 1271–1276.

NIKAWA, Y. et al. **Soft and dry phantom modeling material using silicone rubber with carbon fibre.**IEEE Trans. Microw. Theory Tec, v. 44, p. 1949-53, 1996.

OLIVEIRA, M. **Controle de qualidade e dose de entrada na pele em serviços de mamografiade Minas Gerais.**Dissertaçãode Mestrado. CDTN/CNEN,Belo Horizonte, 2006.

OREL, S. G.; SCHNALL, M. D. **MR imaging of the breast for the detection, diagnosis, and staging of breast cancer.**Radiology, 2001. p. 13–30.

ORTEGA, F. et al. **Aportación de latomografía por emisión de positrones a ladetección y estadificacióndelcáncer de mama**. Cirugía Española, 2005. p. 271-279.

PALACIOS, O.R. et. al. **Measurement of breast-tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation.** Radiology, 2010. p. 216 – 219.

PALACIOS, R.O. et al.**Measurement of breast -** tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation. 7th. International Conference on Electrical Engineering. Mexico D.F., Mexico, 2010.

PAULINELLI, R.R. et al.**A situação do câncer de mama em Goiás, no Brasil e no mundo:** tendências atuais para a incidência e a mortalidade. Rev. Bras.Saúde Matern. Infant., 2003. p. 17-24.

PEYMAN, A. et al. **Complex permittivity of sodium chloride solutions at microwave frequencies**. Bioelectromagnetics, v. 28, p. 264-74, 2007.

PISANO, E. D. et al. **Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening.**N Engl J Med, 2005. p. 1773–1783.

REZENTES, P. S.; ALMEIDA, A.; BARNES, G. T. **Mammography grid performance**.Radiology, v. 210, p.227-232, 1999.

SALVADOR. S. M.; VECCHI, G. **Experimental tests of microwave breast cancer detection on phantoms.**IEEE TransactionsonAntennasandPropagation, v. 57, no. 6, p. 1705–1712, 2009.

SANTOS, A. F. **Física Médica em Mamografia**. 1ª edição. Rio de Janeiro: Revinter, 2010.

SANTOS, K.M.G. **Medição do fator de blindagem de cabos coaxiais.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte: UFMG, 2011.74 p.

SANTOS, M. L. **Avaliação do desempenho de linhas de transmissão de energia elétrica de meia onda**. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Energia e Automação Elétrica). São Paulo: Escola Politécnica da Unidade de São Paulo, 2010.77 p.

SEMENOV, S. et al. **Microwave tomography of extremities:** Functional fused imaging of flow reduction and simulated compartment syndrome. Physics in Medicine and Biology, v. 56, no. 7, p. 2019–2030, 2011.

SONDERMANN, V. R. M. et al.**Ultrassonografia das mamas.** Exame Ultrassonográfico da Mama. In: Chagas, C. R. et al., editores. Tratado de Mastologia da SBM. Rio de Janeiro: RevinterLtda, 2011. p. 214-20.

Sunaga, T. et al. **Development of a dielectric equivalent gel for better impedance matching for human skin.** Bioelectromagnetics, v. 24, p. 214-17, 2003.

TORTORA, G. J. **Princípios de Anatomia Humana**. 10a. ed. [S.l.]. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

TSIPOGIANNIS, C. **Microwave materials characterization using waveguides and coaxial probe.Department of Electrical and Information Technology**.Lund, Sweden: Faculty of Engineering, Lund University, 2013.

VASCONCELOS, Rogério, et al.**Ultrassonografia mamária –** Aspectos contemporâneos. Artigo de Revisão. Com. Ciências Saúde, 2011.

WASER, R. **Nanoelectronicsand Information Technology:** Advanced ElectronicMaterials and Novel Devices. Cambridge: Wiley-VCH, 2003.

WEINSTEIN, S. P. et al. **MR imaging of the breast in patients with invasive lobular carcinoma.** AJR Am J Roentgenol, 2001. p. 399-406.

WINCHESTER, D.P.; JESKE J.M.; GOLDSCHMIDT, R.A. **The diagnosisand management of ductal carcinoma in situ of the breast.Cancer.**J Clin, v. 50, p. 184-201, 2000.

YANG, S.et al. **Noninvasive monitoring of traumatic brain injury and post-traumatic rehabilitation with laser-induced photoacousticimaging.** Appl. Phys. Maryland: American Institute of Physics, 2007.

YAO, L.; GUO, G.; JIANG, H. B. **Quantitative microwave-induced thermoacoustic tomography.**