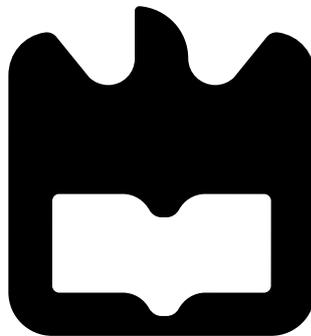




**Beatriz Carvalho
de Melo Ferreira**

Radar UWB para imagem médica

UWB Radar for medical imaging





**Beatriz Carvalho
de Melo Ferreira**

Radar UWB para imagem médica

UWB Radar for medical imaging

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Electrónica e Telecomunicações, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor João Nuno Pimentel da Silva Matos (orientador), Professor Associado do Departamento de Electrónica Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro e do Professor Doutor Pedro Renato Tavares de Pinho (co-orientador), do Departamento de Engenharia Electrónica e Telecomunicações e Computadores do Instituto Superior de Engenharia de Lisboa.

o júri / the jury

presidente / president

Professor Doutor Pedro Miguel da Silva Cabral

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

vogais / examiners committee

Professor Doutor Fernando Manuel Ascenso Fortes

Professor Adjunto no Instituto Superior de Engenharia de Lisboa (arguente)

Professor Doutor João Nuno Pimentel da Silva Matos

Professor Associado da Universidade de Aveiro (orientador)

Agradecimentos

Gostaria em primeiro lugar de agradecer aos meus pais e à minha irmã pelo apoio incondicional, incentivo, compreensão e carinho demonstrados, a total ajuda na superação dos obstáculos que foram surgindo ao longo de todo o meu percurso académico, pois sem eles era impensável chegar até este ponto da minha caminhada. Agradeço também a toda a minha restante família pela compreensão da minha ausência em eventos familiares e por todo o apoio ao longo deste trabalho.

Quero agradecer ao meu orientador e professor João Nuno Pimentel da Silva Matos, e co-orientador Professor Pedro Renato Tavares de Pinho por toda a orientação, apoio e disponibilidade ao longo desta dissertação. Obrigado por todo os ensinamentos transmitidos.

Agradeço também ao IT-Aveiro, Instituto de Telecomunicações, pelos mais diversos meios de suporte à realização desta dissertação. Obrigada também a todos os meus colegas de laboratório, especialmente à minha colega Amélia Ramos, pela amizade e conversas partilhadas.

Agradeço ao Diogo por ter caminhado ao meu lado, pela paciência, pelos conselhos partilhados, pela compreensão nos momentos de frustração e ajuda prestada durante a elaboração deste trabalho.

Por fim, mas não menos importante, agradeço a todos os meus amigos, especialmente "La Familia" por estarem comigo desde o início do meu percurso académico, e às minhas "amigas de Aveiro", pelo incentivo sempre demonstrado, pelos momentos de descontração e diversão partilhados que ficarão sempre na minha memória.

A todos, o meu sincero e profundo obrigado.

Palavras-Chave

Deteção de cancro da mama, Imagem Médica, UWB, Antena, Radar

Resumo

O Cancro da mama é dos cancros mais comuns na nossa sociedade, apresentando taxas de incidência e de mortalidade, significativamente, elevadas. Um diagnóstico precoce torna-se bastante importante, uma vez que aumenta em larga escala a taxa de sucesso do tratamento. Desta forma, as técnicas de diagnóstico desempenham um papel fundamental, para uma correta deteção e monitorização da evolução do tumor. As técnicas atuais de imagem médica, baseadas em Raio-X, Ultrassom e a Ressonância Magnética, apresentam algumas contrariedades, nomeadamente, o uso de radiações ionizantes ou o custo elevado associado a este tipo de exames. Estes aspetos negativos motivaram o desenvolvimento de novos métodos de diagnóstico que não apresentam as mesmas limitações que os métodos convencionais, surgindo assim tecnologia de imagem médica por microondas. Nesta dissertação, fez-se o projeto, simulação e medida de uma antena de banda larga do tipo monopolo, na gama de frequências de 2 GHz até 26 GHz. De seguida, foram realizadas experiências em ambiente laboratorial com recurso a um fantoma reproduzindo um cenário real. Implementaram-se três sistemas de medida distintos: inicialmente, um setup apenas com uma antena. Posteriormente, um sistema de medida com duas antenas e, finalmente, um sistema de medida que apresentava na sua constituição quatro antenas. A partir dos três sistemas de medida implementados, mediram-se e analisaram-se os coeficiente de reflexão e de transmissão, com o intuito de diferenciar as três amostras (saudável, benigna e maligna). Uma vez que os sinais obtidos, no domínio da frequência, não possibilitaram a distinção entre as três amostras, foi realizada uma análise temporal, recorrendo à técnica Time Domain Reflectometry (TDR), implementada em MATLAB, sendo possível distinguir as três amostras. Além disto, quando o posicionamento das amostras relativamente à antena emissora era alterado, verificou-se, através do coeficiente de reflexão em cada posição da amostra, que a energia que chega à antena é superior na posição mais próxima da antena emissora do que na posição mais afastada. Finalmente, é possível constatar que um aumento do número de antenas no sistema permite uma melhor localização do tumor na mama, uma vez que o número de sinais recolhidos é superior no sistema com quatro antenas.

Key words

Breast Cancer Detection, Medical Imaging, UWB, Antenna, Radar

Abstract

Breast cancer is one of the most common cancers in our society, with significantly higher incidence and mortality rates. An early diagnosis becomes very important as it increases the success rate of the treatment on a large scale. In this way the diagnostic techniques play a fundamental role for a correct detection and monitoring tumor evolution. Current medical imaging techniques, such as X-ray, Ultrasound and Magnetic Resonance, present some adversities, in particular, the use of harmful radiation to the patient or high cost associated with medical examinations. These limitations promoted the development of new diagnostic methods that do not present the same limitations as conventional methods, emerged thus of medical imaging by microwave. In this dissertation, a monopole antenna Ultra wide band (UWB), in the frequency range of 2 GHz up to 26 GHz, proceeding to its constructed, simulation, and, later measured their characteristics. Then, experiences in a laboratory environment with a phantom simulating real scenario. Three different measurement systems were implemented: firstly a setup with only one antenna, then a measurement system with two antennas and, finally, a measurement system that presented in its four antennas. Since the signals obtained in the frequency domain did not allow the distinction between the three samples, a temporal analysis was performed using the TDR, implemented in MATLAB, and it was possible to distinguish the three samples. In addition, when the positioning of the samples relative to the transmitting antenna was changed, it was verified, through the reflection coefficient at each sample position, that the energy arriving at the antenna is higher at the position closest to the transmitting antenna than at the position further away. Finally, it is possible to observe that an increase in the number of antennas in the system allows a better location of the tumor in the breast, since the number of collected signals is higher in the system with four antennas.

Conteúdo

Conteúdo	i
Lista de Figuras	iii
Lista de Tabelas	vii
Lista de Acrónimos	ix
1 Introdução	1
1.1 Motivação	3
1.2 Objetivos	3
1.3 Estrutura e organização do documento	3
2 Estado de arte	5
2.1 Técnicas de Imagem Médica usadas para diagnóstico do Cancro da Mama	5
2.1.1 Raio-X	5
2.1.2 Ultrassons	6
2.1.3 Ressonância Magnética	7
2.2 Imagem por Microondas	7
2.2.1 Tomografia por Microondas em aplicações médicas	8
2.2.2 Imagem por Microondas baseada em radar em aplicações médicas	10
2.3 Antenas	13
2.3.1 Parâmetros fundamentais das antenas	13
2.4 Antenas UWB em Sistemas de Imagem por Microondas	14
2.4.1 Tipos de Antenas UWB usadas em Imagem Médica	15
2.4.2 Seleção da antena do tipo monopolo	17
3 Design da Antena	21
3.1 Introdução	21
3.2 Desenvolvimento da antena tipo monopolo	21
3.3 Resultados práticos	31
4 Implementação e medição com o fantoma	39
4.1 Sistema de medida	39
4.2 Sistema de medida com uma antena	40
4.3 Sistema de medida com duas antenas	45
4.4 Sistema de medida com quatro antenas	50

4.5	Discussão dos resultados	58
5	Conclusões e Trabalho Futuro	61
5.1	Conclusões	61
5.2	Sugestões de Trabalho Futuro	62
	Bibliografia	63

Lista de Figuras

1.1	Estimativa de taxas de incidência e mortalidade de diferentes tipos de cancro, em 2018, retirado [3]	2
1.2	Estimativa de taxas de incidência e mortalidade do cancro da mama, em 2018, retirado [3]	3
2.1	Mamografia (Adaptado [9])	6
2.2	Ultrassom (Adaptado [12])	6
2.3	Ressonância magnética (Adaptado [14])	7
2.4	Esquemático do sistema tomografia por microondas desenvolvido em [16]	9
2.5	Hardware desenvolvido em [16]	9
2.6	Resultado da imagem obtido a partir do sistema implementado em [16]	9
2.7	Setup desenvolvido em [18]	10
2.8	Resultado de uma ressonância magnética, [18]	11
2.9	Resultado da imagem obtida através do sistema implementado em [18]	11
2.10	Sistema desenvolvido em [19]	12
2.11	Geometria da antena desenvolvida em [24]	15
2.12	Antena proposta em [25]	16
2.13	Geometria da antena proposta em [26]	16
2.14	Primeira antena desenvolvida em [27]	17
2.15	Geometria final da antena em [27]	17
2.16	Antena dipolo e antena monopolo (adaptado [28])	18
2.17	Tipos de Formas de antenas monopolo (adaptado [29])	18
2.18	Geometria da antena desenvolvida em [31]	19
2.19	Geometria final da antena em [32]	19
2.20	Coefficiente de reflexão da antena desenvolvida em [32]	20
3.1	Geometria da antena	22
3.2	Coefficiente de reflexão simulado	22
3.3	Geometria da antena com plano de massa arredondado	23
3.4	Geometria da antena com uma ranhura no plano de massa	23
3.5	Módulo coeficiente de reflexão das três antenas desenvolvidas, simulado em Computer Simulation Technology (CST)	24
3.6	Plano de massa arredondado e com ranhura	24
3.7	Comparação do coeficiente de reflexão da antena inicial e da figura 3.6	25
3.8	Densidade de corrente da antena da figura 3.1	26
3.9	Densidade de corrente da antena da figura 3.3	26

3.10	Eficiência, obtido em CST, das antenas das figuras 3.1 e 3.3	26
3.11	Antena com 2 círculos	27
3.12	Antena com 1 tira de cada lado	28
3.13	Antena com 3 tiras de cada lado	28
3.14	Ganho, obtido em CST, das antenas desenvolvidas	29
3.15	Comparação do coeficiente de reflexão das antenas das figuras 3.6, 3.11, 3.12 e 3.13	30
3.16	Protótipo final da antena	30
3.17	Comparação do coeficiente de reflexão simulado e experimental	31
3.18	Diagrama de radiação polar para as frequências 10 GHz, 15 GHz e 20 GHz . . .	32
3.19	Diagrama de radiação 3D para frequência de 10 GHz	32
3.20	Diagrama de radiação polar experimental para a frequência 10 GHz	33
3.21	Diagrama de radiação polar experimental para a frequência 15 GHz	33
3.22	Simulação do S_{21} no CST	35
3.23	S_{21} simulado	35
3.24	Setup, usado em laboratório, para medição do S_{21}	36
3.25	Comparação do parâmetro S_{21} simulado e experimental	36
3.26	Simulação do parâmetro S_{21} em CST	37
3.27	Comparação do parâmetro S_{21} simulado e experimental, em campo próximo . .	37
4.1	Fantoma e as respectivas amostras	40
4.2	Suporte desenvolvido	40
4.3	Setup com uma antena	41
4.4	Diagrama do <i>setup</i> com uma antena	41
4.5	Coefficiente de reflexão para as três amostras colocadas na posição 1	42
4.6	Coefficiente de reflexão para as três amostras colocadas na posição 2	42
4.7	Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação da amostra próxima da antena	43
4.8	Coefficiente de reflexão para cada amostra em cada posição	44
4.9	Sistema de medida com duas antenas	45
4.10	Diagrama do <i>setup</i> com duas antenas	45
4.11	Parâmetro S_{21} para a amostra mais próxima da antena emissora	46
4.12	Parâmetro S_{21} para a amostra mais afastada da antena emissora	46
4.13	Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação da amostra próxima da antena emissora	47
4.14	Parâmetro S_{12} para a amostra mais próxima da antena emissora	48
4.15	Parâmetro S_{12} para a amostra mais afastada da antena emissora	48
4.16	Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação das amostras próxima da antena 2	49
4.17	Coefficiente de transmissão para cada amostra em cada posição relativamente à antena 1	50
4.18	Coefficiente de reflexão para cada amostra em cada posição relativamente à antena 1	50
4.19	Sistema de medida com quatro antenas	51
4.20	Diagrama do <i>Setup</i> com quatro antenas	51
4.21	Coefficientes de transmissão de cada antena para as amostras próximas da an- tena 1	52

4.22	Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras afastadas da antena 1	52
4.23	Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação das amostras próxima da antena 1	53
4.24	Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras próximas da antena 2	54
4.25	Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras afastadas da antena 2	54
4.26	Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação das amostras próxima da antena 2	55
4.27	Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras próximas da antena 3	55
4.28	Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras afastadas da antena 3	56
4.29	Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação das amostras próximas da antena 3	56
4.30	Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras próximas da antena 4	57
4.31	Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras afastadas da antena 4	57
4.32	Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação das amostras próximas da antena 4	57
4.33	Coeficiente de reflexão para cada amostra em cada posição relativamente à antena 1	58

Lista de Tabelas

3.1	Dimensões da antena	22
3.2	Densidade de corrente	25
3.3	Dimensões da antena	28
3.4	Ganho simulado em CST	29
3.5	Comparação entre o ganho simulado e o ganho experimental	34
4.1	Características atribuídas ao sinal em forma de degrau	43

Lista de Acrónimos

BAVA-D Balanced Antipodal Vivaldi Antenna with Dielectric Director

CST Computer Simulation Technology

RF Radio Frequency

TDR Time Domain Reflectometry

TSAR Tissue Sensing Adaptive Radar

UWB Ultra wide band

VNA Vector Network Analyser

Capítulo 1

Introdução

O cancro da mama é o tipo de cancro mais comum entre as mulheres, sendo a segunda causa de morte em mulheres. O cancro da mama é uma doença com impacto significativo na sociedade contemporânea, não só porque é muito frequente, mas também porque afeta um órgão que é um simbolismo de maternidade e feminilidade muito importante para o bem estar físico e psicológico da mulher. Não se conhece a causa específica do cancro de mama, mas existem alguns fatores de risco que podem causar esta anomalia no tecido mamário, como a idade (a possibilidade de ter cancro de mama aumenta com o aumento da idade), histórico familiar (o risco de uma mulher ter cancro de mama aumenta se houver história familiar de cancro da mama) e o estilo de vida não saudável (inatividade física, alimentação desadequada, álcool),[1]. Os fatores-chave para combater a taxa de mortalidade devido ao cancro são uma detecção precoce com diagnóstico fidedigno, intervenção precoce e monitorização.

Em Portugal, todos os anos, são detectados 6.000 novos casos de cancro da mama e 1.500 mulheres morrem, [1]. Ao longo dos anos, a taxa de mortalidade diminuiu devido à prevenção e melhoria dos métodos de diagnóstico e tratamento, [2].

A figura 1.1 apresenta uma estimativa de taxas de incidência e mortalidade dos vários tipos de cancro, em 2018, em todo o mundo, em ambos os sexos, com idades entre 0-74 anos. Por observação da figura 1.1, verifica-se que o cancro da mama é o que apresenta a maior taxa de incidência e a segunda maior taxa de mortalidade.

A figura 1.2 ilustra as taxas de incidência do cancro da mama em todo mundo. Pelos dados obtidos, verifica-se que é na Austrália e Nova Zelândia que ocorre a maior taxa de incidência de cancro da mama. O Sul da Europa, onde Portugal está incluído, surge em quinto lugar das regiões com maior taxa de incidência.

O diagnóstico precoce do cancro da mama aumenta a taxa de sobrevivência. As técnicas de imagem médica são fundamentais para um diagnóstico correto e, posteriormente, para avaliação e monitorização da evolução do tumor.

Para o diagnóstico, existem três técnicas de imagem médicas normalmente usadas. Um dos métodos mais conhecidos é o Raio-X, que usa energia ionizante. Permite obter imagens de alta resolução, mas constitui um risco para a saúde do paciente. Além disto, é um exame desconfortável para o paciente devido à compressão a que a mama é sujeita.

Outras técnicas de diagnóstico são o Ultrassom e a Ressonância Magnética, que são mais sensíveis à deteção de cancro, mas, devido aos altos custos associados ao seu uso, podem ser consideradas técnicas de imagem médicas secundárias, ou seja, são técnicas tipicamente usadas para fazer uma análise posterior e, quando já é suspeita a presença de alguma anomalia.

A Imagem por Microondas tem-se mostrado uma técnica promissora para a detecção precoce do cancro da mama, porque é um método que utiliza energia não ionizante, sendo assim menos prejudicial para o paciente. Além disto, ainda é uma técnica relativamente barata e não invasiva, ou seja, é uma técnica que não recorre a instrumentos que penetrem fisicamente o corpo humano. Esta é baseada no contraste das propriedades dielétricas (condutividade e permitividade) de diferentes tecidos, obtendo imagens das estruturas internas do corpo humano. Esta técnica tem motivado o interesse do estudo desta tecnologia para aplicações médicas.

Apesar dos avanços nesta tecnologia, existem desafios a ela inerentes que não permitem que se torne uma solução viável e implementada em ambiente clínico. Um dos desafios impostos por esse tipo de tecnologia, é a alta perda de energia que ocorre devido às reflexões entre o espaço livre e a pele. Para minimizar as reflexões, uma das soluções para superar o problema é imergir as antenas e a mama num líquido de acoplamento cuja permitividade é muito próxima do tecido do corpo humano. No entanto, o uso desse líquido torna o diagnóstico desconfortável para o paciente e impraticável, devido à necessidade constante de reposição para evitar risco de contaminação.

Outra abordagem diferente, a fim de tornar o diagnóstico mais confortável para o paciente, é o desenvolvimento de antenas, colocando-as em contacto direto com a mama, evitando o uso de líquido de acoplamento. Contudo, a projeção de antenas para contacto com a pele, apresenta desafios relativos à influência do ambiente ao redor da antena. Um dos obstáculos inerentes a estas antenas são grande parte causada pela energia incidente, que é refletida no ar, não chegando a incidir na mama, ou a desadaptação que as antenas apresentam quando em contacto com a pele, causada pela grande diferença entre a permitividade do ar e da pele, [4].

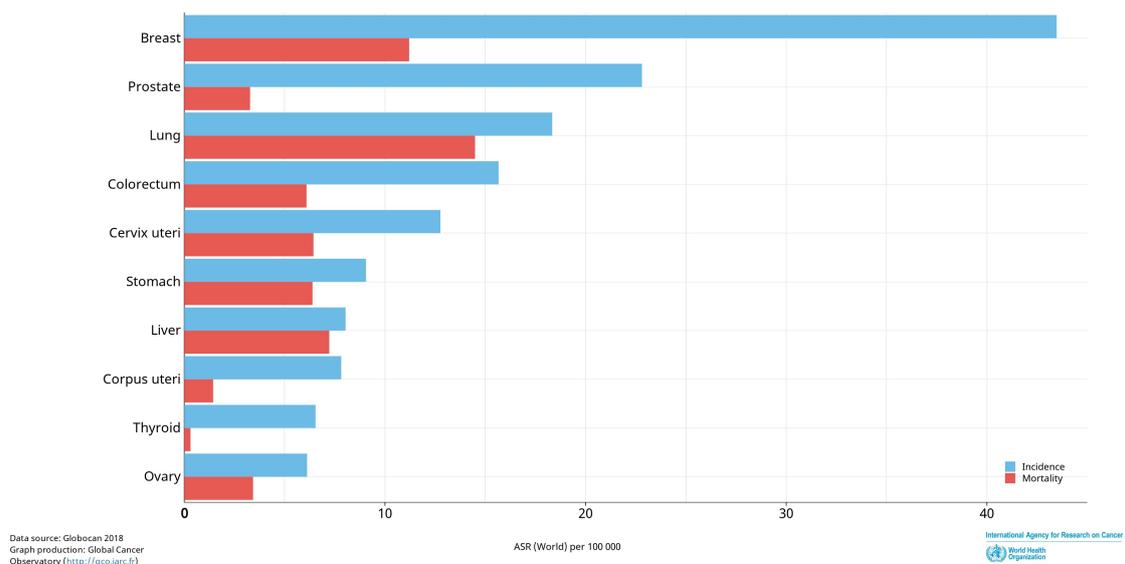


Figura 1.1: Estimativa de taxas de incidência e mortalidade de diferentes tipos de cancro, em 2018, retirado [3]

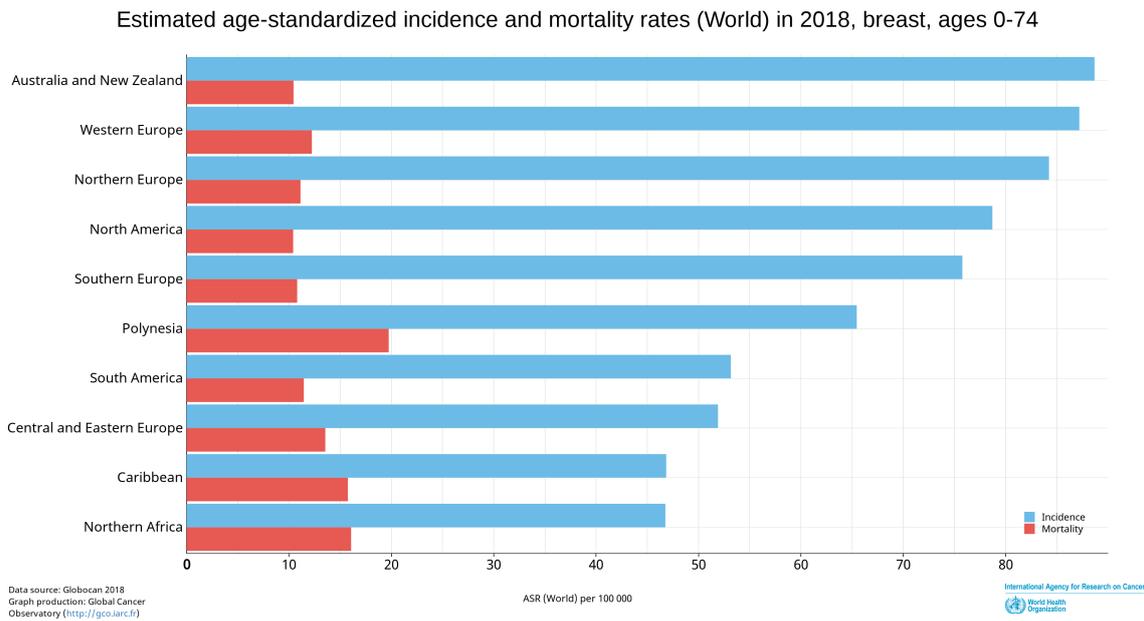


Figura 1.2: Estimativa de taxas de incidência e mortalidade do cancro da mama, em 2018, retirado [3]

1.1 Motivação

O cancro da mama é cada vez mais um problema de saúde pública. As estimativas de taxas de incidência e mortalidade apresentam números alarmantes. Os tipos de diagnóstico usados na deteção de cancro da mama apresentam limitações. Com a realização desta dissertação, surge a possibilidade de contribuir para uma melhoria dos tipos de diagnóstico do cancro da mama no paciente.

1.2 Objetivos

Esta dissertação tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema capaz de identificar a existência, ou não, de uma anomalia no tecido mamário. Para isso, pretende-se dimensionar e desenvolver antenas impressas UWB do tipo monopolo, que juntamente com um Vector Network Analyser (VNA) reproduzem um sistema de medida baseado na técnica de refletometria. Esta técnica irá permitir detetar eventuais irregularidades nas amostras dos tecidos biológicos, devido às diferenças das propriedades dielétricas entre o tecido saudável e o tecido anómalo. Esta realidade permite assim conceptualizar um sistema capaz de detectar e, idealmente localizar, anomalias de forma não invasiva e indolor.

1.3 Estrutura e organização do documento

A dissertação encontra-se dividida em 5 capítulos. No capítulo 1 é apresentada uma introdução ao trabalho, fazendo um enquadramento do tema e dos objetivos propostos. O

capítulo 2 é dedicado a uma revisão aos métodos atuais de diagnóstico de cancro da mama, assim como o estudo e a evolução na técnica de Imagem por Microondas. Além disto, neste capítulo ainda são indicados os parâmetros fundamentais de caracterização de uma antena, bem como alguns exemplos de antenas UWB com aplicações em imagem médica.

Posteriormente, no capítulo 3, é descrito todo o processo de dimensionamento da antena até ao protótipo final, incluindo os resultados em ambiente de simulação, as medidas laboratoriais bem como a análise aos resultados obtidos. No capítulo 4 são apresentados os componentes que constituem os sistemas de medida implementados, são descritos os sistemas de medidas e é feita uma análise aos resultados obtidos. Finalmente, no capítulo 5 apresentam-se as conclusões do trabalho realizado e sugerem-se algumas propostas de trabalho futuro.

Capítulo 2

Estado de arte

2.1 Técnicas de Imagem Médica usadas para diagnóstico do Cancro da Mama

Atualmente, existem diversas técnicas de imagiologia que permitem obter um diagnóstico precoce do Cancro da Mama, tendo vindo a ser utilizadas várias abordagens, considerando as características do peito e o histórico clínico do paciente.

As técnicas mais usuais são o Raio-X, Ultrassons, Ressonância Magnética. De seguida, apresentar-se-á uma breve caracterização das principais técnicas, assim como as suas vantagens e desvantagens.

2.1.1 Raio-X

O Raio-X é a técnica mais usual para a deteção precoce do Cancro da Mama, ilustrado na figura 2.1, examinando o tecido mamário e revelando a existência, ou não, de alguma irregularidade. Os Raio-X situam-se no espectro eletromagnético na gama de frequências de 10^{16} Hz a 10^{20} Hz, além de usarem frequências elevadas, este tipo de radiação ainda é considerada radiação ionizante, uma vez que são ondas eletromagnéticas com energia suficiente para provocarem alteração das moléculas dos tecidos, [5]. Este método não invasivo baseia-se no uso de raios-X de baixa energia que penetram no tecido mamário e são absorvidos em conformidade com as diferentes densidades do peito para a produção de imagens que são a projeção, na integra do peito, [6]. Apesar deste método ser de baixo custo e ser um exame de tempo diminuto, apresenta várias desvantagens, tais como a exposição do paciente a radiação ionizante, sendo um exame desconfortável uma vez que, o peito é comprimido entre as superfícies planas para melhorar a qualidade de imagem, [7]. Além disto, esta técnica de imagiologia é incapaz de distinguir entre anomalias malignas e benignas, [8], e apresenta também baixa sensibilidade a peitos densos, [7].



Figura 2.1: Mamografia (Adaptado [9])

2.1.2 Ultrassons

A técnica de imagem médica por ultrassons, apresentada na figura 2.2, caracteriza-se por um transdutor, que é colocado na pele, que envia ondas ultrassom, entre 1 MHz e 15 MHz, e recebe as ondas refletidas, [10]. As ondas refletidas do interior do corpo permitem a construção de imagem da estrutura interna, que, posteriormente, é analisada, avaliando o tamanho, a forma e a consistência do objeto, neste caso, o tecido mamário. Por norma, este tipo de rastreio é usado como técnica secundária, isto é, após a mamografia apresentar um resultado positivo, [10]. É um método não invasivo e que não usa radiação ionizante, o que o torna mais seguro que o Raio-X, [11]. É um método mais indicado para pacientes com tecido mamário mais denso e para pacientes grávidas. Além disto, ainda apresenta as vantagens de ser uma ferramenta mais económica e um exame mais confortável para o paciente, [7]. Contudo, esta técnica de imagem médica produz imagens de baixa resolução, não sendo possível distinguir entre tumor maligno e benigno,[10].



Figura 2.2: Ultrassom (Adaptado [12])

2.1.3 Ressonância Magnética

Na Ressonância Magnética, são usadas ondas de rádio e campos magnéticos fortes, para produção de imagens do interior do corpo, tendo em conta a quantidade de energia absorvida pelos diferentes tecidos, ilustrada na figura 2.3. Quando usada com um tecido mole, como o peito, é injetado um líquido de contraste, de forma, a obter melhor qualidade de imagem, [10]. Este método caracteriza-se por apresentar maior sensibilidade à deteção de deformações nos tecidos mamários. Quando comparada com outras técnicas de imagem médica, esta apresenta um custo mais elevado e a realização do exame é um processo demorado. Devido ao uso de campos magnéticos, este método não pode ser aplicado em pacientes com implantes ou pacemakers uma vez que, os implantes apresentam na sua constituição material ferromagnético e quando em contacto com os campos magnéticos pode provocar o seu deslocamento ou induzir correntes elétricas que danificam o implante podendo induzir arritmias no paciente, [7], [13]. A Ressonância Magnética é usada para detetar a presença de cancro da mama em pacientes cujo os resultados dos exames de Raio-X e/ou ultrassons foram inconclusivos, [10]. Além disto, é um método que avalia a evolução da doença, sendo importante para a cirurgia ou planeamento do tratamento, [7].



Figura 2.3: Ressonância magnética (Adaptado [14])

2.2 Imagem por Microondas

A Imagem por Microondas é uma técnica promissora e uma alternativa aos métodos de diagnóstico convencionais. Inúmeros estudos e desenvolvimentos têm vindo a ser feitos de forma a melhorar este método de obtenção de imagem médica, mais concretamente no diagnóstico precoce do cancro da mama.

Esta técnica é possível devido às diferenças nas propriedades dielétricas (permitividade e condutividade) entre o tecido mamário normal e o tecido anómalo. Este método é capaz de detetar um tumor de tamanho reduzido. Caracteriza-se, também, por ser de baixo custo e o

tempo de obtenção de uma imagem é mais rápido, quando comparado com os outros métodos de imagem médica.

Existem dois tipos de abordagens de Imagem Microondas: Tomografia por Microondas e Imagem Microondas baseada em radar.

A Tomografia por Microondas usa um método de dispersão inversa, para obter uma imagem do perfil dielétrico do interior do peito, usando sinais resultantes da difração ocorrida nos tecidos mamários, sendo possível a reconstrução de uma imagem com as características de permitividade e condutividade. No entanto, o método de dispersão inversa torna o processo de processamento de sinal e reconstrução de imagem demorado e complexo, devido à exigência computacional dos algoritmos, [10].

A Imagem por Microondas baseada em radar consiste na construção da imagem do peito, tendo por base a onda refletida que surge, devido às diferenças nas propriedades dielétricas entre os tecido normal e o tecido anômalo. Todavia, deve-se ter em conta que os sinais recebidos são constituídos não apenas pela resposta ao tumor, mas também pelos sinais indesejados como por exemplo, as reflexões da pele, sendo necessária uma análise cuidadosa destes sinais,[10].

Existe uma diferença entre a Tomografia por Microondas e a Imagem por Microondas baseada em radar. Enquanto primeira técnica reconstitui uma imagem com as propriedades dielétricas dos tecidos que constituem a mama, usando o sinal resultante da difração. Já a Imagem por Microondas baseada em radar cria imagens indicando a presença e a localização do tumor, a partir dos sinais refletidos [15].

2.2.1 Tomografia por Microondas em aplicações médicas

Em [16] foi desenvolvido um sistema capaz de realizar o rastreo e obter imagens em minutos, estando implementado no Centro Médico Dartmouth Hitchcock, onde foram realizados os ensaios pré-clínicos. Os resultados iniciais, realizados em fantasmas, mostraram que o sistema possibilitava distinguir entre tumores malignos e benignos, com um diâmetro igual ou superior a 1 cm. Posteriormente, foram efetuados estudos em pacientes que demonstraram a viabilidade deste sistema, uma vez que os resultados obtidos demonstraram estar de acordo com os exames da ressonância magnética.

O sistema desenvolvido, apresentado nas figuras 2.4 e 2.5, é constituído por um agregado de 16 antenas do tipo monopolo. O agregado é disposto de forma circular e cada antena transmite sequencialmente uma onda eletromagnética, que se propaga através da mama e as restantes 15 antenas recebem o sinal resultante. Além disto, as antenas são controladas por motores que permitem o deslocamento vertical, resultando num ajuste do sistema a diferentes tamanhos do peito, garantindo a aquisição de dados adequada. As antenas são colocadas num depósito preenchido com um líquido de acoplamento, com propriedades dielétricas semelhantes às do tecido do peito, reduzindo as reflexões indesejadas, como as reflexões associadas à superfície do peito. As antenas do tipo monopolo são fundamentais para este sistema, uma vez que apresentam características vantajosas tais como, um diagrama de radiação omnidirecional, permitindo que o seio seja radiado em todas as zonas, e uma geometria versátil.

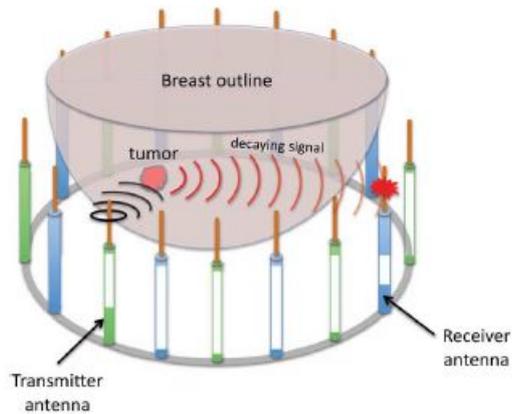


Figura 2.4: Esquemático do sistema tomografia por microondas desenvolvido em [16]

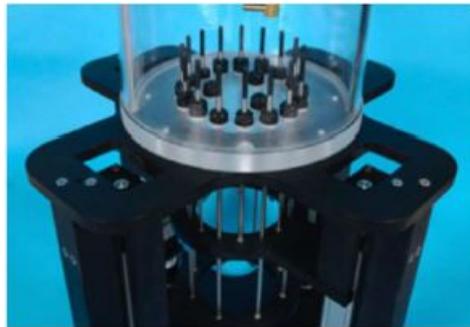
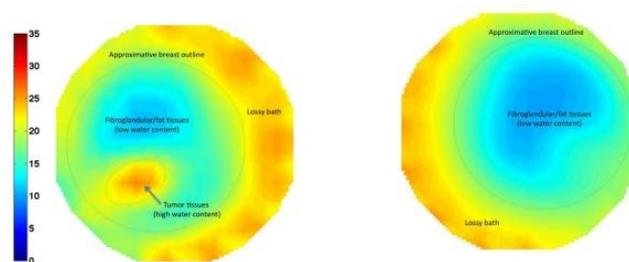


Figura 2.5: Hardware desenvolvido em [16]

A partir do algoritmo de reconstrução de imagem implementado, criaram imagens com as características de permitividade da mama. Desta forma, obtiveram imagens do perfil da mama com propriedades dielétricas dos tecidos constituintes, permitindo a detecção de tecidos anômalos, tal como ilustrado na figura 2.6. Pela análise da figura 2.6, verifica-se a presença de tumor no seio direito, enquanto que no seio esquerdo não existe qualquer tecido anômalo.



(a) Mama do lado direita (b) Mama do lado esquerdo

Figura 2.6: Resultado da imagem obtido a partir do sistema implementado em [16]

Desta forma, este sistema apresenta importantes vantagens quando comparado com as técnicas convencionais de imagem médica, como por exemplo, o tempo do rastreamento e obtenção da imagem é quase imediato, é um método não invasivo e de baixo custo.

2.2.2 Imagem por Microondas baseada em radar em aplicações médicas

Estes sistemas podem ser classificados em radar monoestático e radar multi-estático. Em seguida, serão descritos dois protótipos distintos que realizaram diversos testes tendo alcançado resultados promissores, sendo assim ideais para uma fase de experimentação em ambiente clínico. Foram testados em situações reais em diversos grupos de pacientes, tendo atingido resultados satisfatórios.

Um sistema baseado em radar monoestático apresenta, na sua constituição, uma antena que irá transmitir e receber os sinais provenientes da reflexão, [17]. Em [18], desenvolveu-se um protótipo baseado num radar monostático e que utiliza sinais UWB, apresentado na figura 2.7. Foi proposto o método Tissue Sensing Adaptive Radar (TSAR) para diagnóstico do cancro da mama. A interface com o paciente, consiste numa maca com uma abertura para o depósito cilíndrico onde deve ser colocado o seio. O depósito cilíndrico é preenchido por um líquido de acoplamento, com o intuito de reduzir as reflexões provenientes da pele.

A antena usada neste sistema é Balanced Antipodal Vivaldi Antenna with Dielectric Director (BAVA-D) de dimensões reduzidas, ideal para este tipo de sistemas. Esta antena é ligada diretamente a um VNA e apresenta um coeficiente de reflexão inferior a -10dB na gama de frequências 2.4-15 GHz, e ainda um laser que permite estimar a superfície do peito. O tempo de realização do exame é 30 minutos, os dados são recolhidos no domínio da frequência e posteriormente a reconstrução da imagem é realizada no domínio do tempo.

Os ensaios clínicos foram realizados em 8 pacientes com historiais clínico diversos, desde pacientes saudáveis, passando por pacientes com o tipo lesão bem definida, e, por fim, pacientes que apresentavam resultados ambíguos relativamente à localização do tumor. Os pacientes foram examinados com sucesso, tendo obtido resultado de imagens em concordância com os seus históricos clínicos.



Figura 2.7: Setup desenvolvido em [18]

A figura 2.8 apresenta o resultado de uma ressonância magnética de um paciente, por sua vez, a figura 2.9 apresenta o resultado obtido, para o mesmo paciente, através do sistema implementado em [18]. Por comparação das figuras, é possível verificar que, a localização do

tumor através do sistema implementado, está em concordância com as imagens obtidas por ressonância magnética.

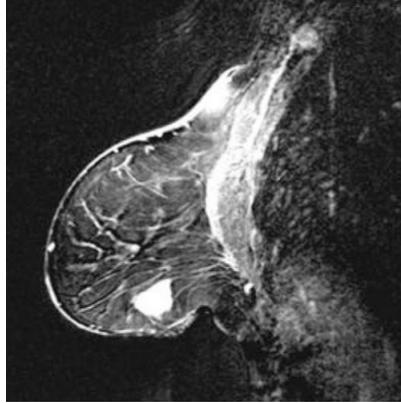


Figura 2.8: Resultado de uma ressonância magnética, [18]

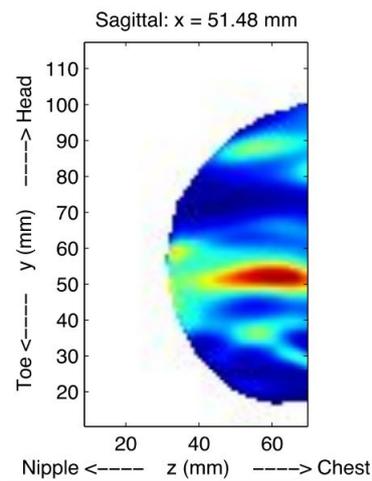


Figura 2.9: Resultado da imagem obtida através do sistema implementado em [18]

Num sistema de radar multiestático, o princípio de funcionamento baseia-se na transmissão de uma onda na direção do peito, usando uma antena transmissora, e os sinais são recebidos por uma ou mais antenas recetoras que se encontram dispostas em torno do seio, [17]. O sistema descrito em [19] difere do anterior, uma vez que este é um protótipo baseado num radar multiestático, operando na gama de frequências de 4-8 GHz, desenvolvido na Universidade de Bristol. O primeiro protótipo desenvolvido era constituído por 31 antenas slot UWB interligadas por uma matriz de switch eletromecânico conectada a um VNA de 2 canais. O tempo de exame era aproximadamente 90 segundos. Este protótipo, quando testado em ambiente clínico, apresentou resultados bastante diversos, ou seja, em algumas situações foi detetado e localizado o tumor com sucesso. Noutras ocasiões, os resultados obtidos eram insatisfatórios.

Com o intuito de melhorar o desempenho do sistema e reduzir o tempo do exame, foi desenvolvido um segundo protótipo constituído por um agregado de 60 antenas UWB, inter-

ligadas por uma matriz de switch eletromecânico. Por sua vez conectada a um VNA de 8 canais, permitindo a aquisição de dados em paralelo, minimizando, desta forma, a mistura dos sinais uma vez que há menos canais a serem comutados, diminuindo o ruído associado ao sistema e o tempo do exame.

O ensaio clínico envolveu 95 pacientes com historial clínico distinto. Os resultados das imagens obtidas melhoraram significativamente, quando comparadas com as obtidas no primeiro protótipo, ou seja, os resultados alcançados apresentavam consistência com o historial clínico do paciente, já obtido. Além do mais, o tempo de aquisição de imagens é muito menor, passando de 90 segundos para 10 segundos. Na figura 2.10, está ilustrado o protótipo desenvolvido e testado em ambiente clínico. Apesar disto, verificou-se que o sistema apresentava dificuldades em garantir um bom ajuste entre o peito do paciente e o dispositivo.



Figura 2.10: Sistema desenvolvido em [19]

Uma análise entre os sistemas de Imagem por Microondas baseada em radar monoestático e em radar multiestático, pode ser baseada na complexidade das estruturas, no processamento de sinal e na resolução da imagem obtida. Tal como referido anteriormente, um sistema baseado num radar multiestático consiste no uso de mais do que uma antena, aumentando assim o número de sinais recolhidos e, conseqüentemente, obtêm-se uma melhor resolução de imagem, alcançando uma melhor deteção e localização do tumor, quando comparado com os sistemas baseados em radar monoestáticos. As antenas desenvolvidas e implementadas em sistemas de radar multiestático devem ser de tamanho reduzido, para desta forma, ser possível a inserção de um maior número de antenas que irá permitir a recolha de uma maior número de sinais. Outra dificuldade, a ter em consideração, no desenvolvimento de radares multiestáticos é o acoplamento mútuo existente entre as antenas uma vez que, afeta as características da antena, tais como diagrama de radiação e eficiência, degradando as suas propriedades. Por outro lado, a implementação de sistemas baseados em radar monoestáticos reduz o acoplamento mútuo entre antenas e a complexidade do algoritmo de processamento de sinal.

2.3 Antenas

As antenas são um elemento essencial num sistema de comunicações sem fios uma vez que estão presentes tanto no lado do transmissor como do recetor. A sua função é a transmissão e receção de ondas eletromagnéticas, servindo como interface entre o espaço livre e uma linha de transmissão.

Consoante a aplicação e os objetivos para que se pretende implementar, existem diversos tipos de antenas, que se podem dividir em três grandes grupos: antenas constituídas por um fio, antenas formadas por uma abertura e antenas impressas.

As antenas constituídas por um fio são as mais simples de implementar, apresentam um design simples, baixo custo e ainda baixo ganho, assumindo as mais variadas formas, como por exemplo, dipolo ou Yagi-Uda, e são presença assídua nas antenas de televisão ou de automóvel.

As antenas formadas por uma abertura são, geralmente, usadas em aplicações aeronáuticas e caracterizam-se pela utilização de frequências altas bem com, ganhos elevados. As formas mais comuns que estas podem assumir são a antena corneta, a antena com abertura circular, quadrada ou elítica.

Finalmente, as antenas impressas surgem da necessidade de antenas mais compactas, uma vez que o tamanho dos sistemas de comunicação tem vindo a diminuir. As características inerentes a estas antenas são o tamanho reduzido, a facilidade de fabricação e o baixo custo. Em contrapartida, este tipo de antenas apresenta algumas desvantagens, tais como baixa eficiência, baixo ganho e largura de banda estreita.

Para se caracterizar uma antena, existem vários aspetos fundamentais como a largura de banda, ganho, diretividade, diagrama de radiação e eficiência, [20].

2.3.1 Parâmetros fundamentais das antenas

- **Largura de Banda:** É um parâmetro fundamental de caracterização de uma antena, descreve a gama de frequência onde determinados parâmetros da antena estão, como por exemplo a impedância de entrada, o ganho e eficiência, dentro das especificações definidas para os objetivos pretendidos, [20].

A largura de banda fracionária é definida por:

$$BW = \frac{f_h - f_l}{f_c} \times 100 \quad (2.1)$$

Onde:

- f_h - Frequência superior da largura de banda
- f_l - Frequência inferior da largura de banda
- f_c - Frequência central da largura de banda

Nesta dissertação irá considerar-se-á a largura de banda da antena, a gama de frequências para o qual o coeficiente de reflexão (S_{11}) é inferior a -10 dB.

- **Diretividade:** A diretividade é a capacidade de uma antena concentrar a energia numa determinada direção, ou seja, é a relação entre a intensidade de radiação de uma antena numa determinada direção, e a intensidade de radiação média em todas as direções, [20].

- **Ganho:** É um parâmetro que permite descrever o desempenho de uma antena. O ganho é a relação entre a intensidade de radiação de uma antena, numa determinada direção, e a intensidade de radiação de uma antena isotrópica. É uma medida que tem em conta a eficiência e a diretividade de uma antena, [20].
- **Diagrama de Radiação:** É uma característica fundamental de uma antena, uma vez que expressa a forma como a antena distribui a energia no espaço. Consoante o diagrama de radiação que a antena apresenta, esta pode ser classificada em isotrópica, omnidirecional ou direcional. Um diagrama de radiação isotrópico é referente a uma antena que apresenta a mesma energia em todas as direções. Um diagrama de radiação omnidirecional é alusivo a uma antena que possui um padrão direcional num determinado plano com energia constante. Finalmente, uma antena com diagrama de radiação direcional apresenta energia máxima numa determinada direção, [20].
- **Eficiência:** A eficiência é a relação entre a potência transmitida e a potência radiada pela antena. Uma antena com eficiência elevada, significa que a maior parte da energia fornecida a antena é radiada. Por outro lado, uma antena com eficiência baixa consiste numa antena, em que a maior parte da energia fornecida é refletida devido a incompatibilidade entre a linha de transmissão e a antena, ou é absorvida como perdas do dielétrico, [20].

2.4 Antenas UWB em Sistemas de Imagem por Microondas

Sistemas UWB de deteção de cancro da mama proporcionam uma oportunidade desafiante relativamente ao design de antenas UWB. O uso de antenas UWB em sistemas de Imagem por Microondas deve-se às suas boas características de penetração e resolução, uma vez que as antenas têm uma gama de frequência grande, contendo assim frequências baixas e frequências altas. As baixas frequências permitem uma melhor penetração para detetar tumores que se localizem nas camadas mais interiores do peito. Por outro lado, as frequências mais elevadas permitem obter alta resolução para detetar tumores de tamanho reduzido, [21].

As antenas UWB têm um grande impacto no desempenho dos sistemas de deteção de cancro da mama. Um dos desafios do design de antenas UWB é a forte reflexão existente entre os dois meios, ar e corpo, uma vez que estes apresentam propriedades dielétricas bastante dispares. Por esse motivo, é necessário garantir uma redução dessas reflexões de forma a obter uma boa resposta à presença ou não de tumor. Outro dos desafios inerentes ao desenvolvimento de uma antena UWB é esta ser de tamanho pequeno, desejável para colocar em torno do peito, [22]. Além disto as antenas UWB, geralmente, são pouco diretivas e apresentam uma largura de banda fracionária entre 70% e 85%, [21].

Apesar das antenas UWB serem caracterizadas por apresentarem um diagrama quase omnidirecional e, por desta forma, em sistemas de radar UWB para imagem médica não existir preocupação em posicionar a antena transmissora e antena recetora de forma a melhorar a interação entre elas, uma vez que as antenas projetadas transmitem a mesma energia num determinado plano, facilitando a instalação das mesmas. Por outro lado, têm existido cada vez mais na literatura exemplos de antenas UWB que apresentam um diagrama de radiação mais diretivo e com maior ganho, tendo, deste modo, um sistema UWB para imagem médica com maior precisão e resolução, uma vez que a antena transmite uma maior energia numa

determinada direção e permite, assim, obter uma localização mais exata do tumor, evitando a obtenção de uma imagem com alvos não desejados e com distorção, [23].

2.4.1 Tipos de Antenas UWB usadas em Imagem Médica

As antenas desempenham um papel fundamental nos sistemas de detecção de cancro da mama, tendo sido realizadas numerosas pesquisas no desenvolvimento de antenas UWB.

Em [24], desenvolveu-se uma antena UWB planar, tal como mostra na figura 2.11, impressa em substrato FR-4, com um bom desempenho relativamente à largura de banda de 2.96 a 10.68 GHz. Além disso, a antena desenvolvida apresenta um diagrama de radiação quase omnidirecional e um ganho estável ao longo de toda a banda de operação, tendo um valor máximo de 4.41 dB à frequência de 11 GHz. Deste modo, a antena é uma boa candidata à aplicação em sistemas UWB de detecção de cancro da mama porque, apesar das características anteriormente mencionadas, ainda apresenta um tamanho compacto (21 mm x 23 mm), é de fácil fabrico e de design simples.

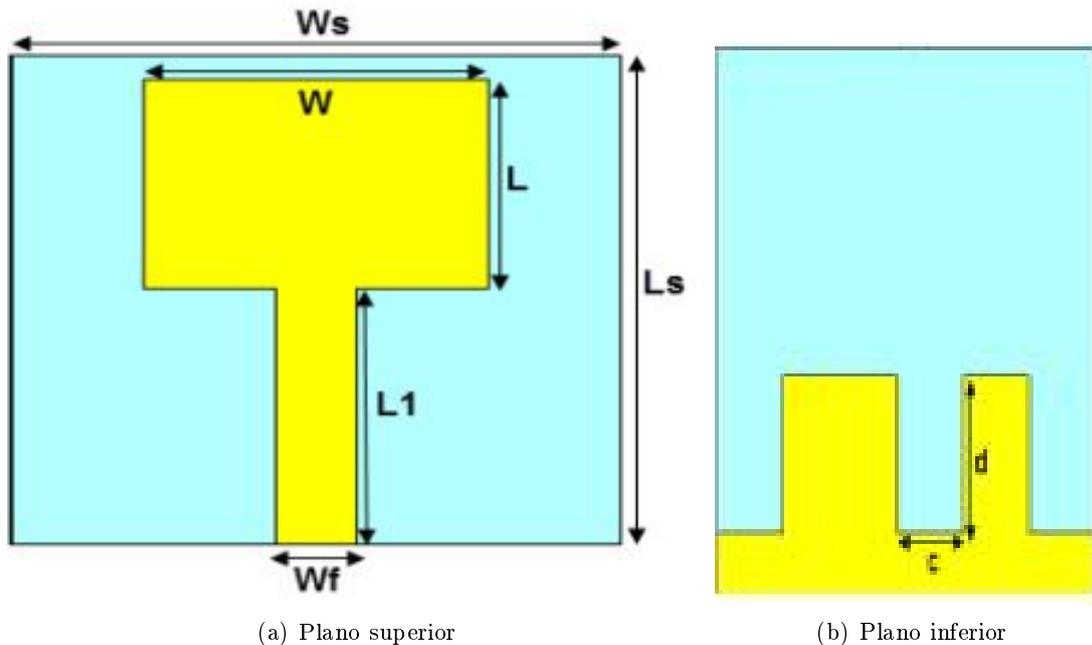


Figura 2.11: Geometria da antena desenvolvida em [24]

A antena proposta em [25], e apresentada na figura 2.12, para integrar um sistema UWB de detecção de cancro da mama é uma antena monopolo UWB de tamanho pequeno (28 mm x 28 mm) e apresenta uma gama de frequência de 3.2 GHz a 15 GHz, onde o seu coeficiente de reflexão se encontra a baixo da margem convencional de -10 dB. Além destas características, ainda revela um diagrama de radiação omnidirecional, ideal para a tecnologia UWB pois, desta forma, é evitada a limitação de localização da antena transmissora e recetora, e um ganho entre 0.4 dB e 3 dB em toda a largura de banda.

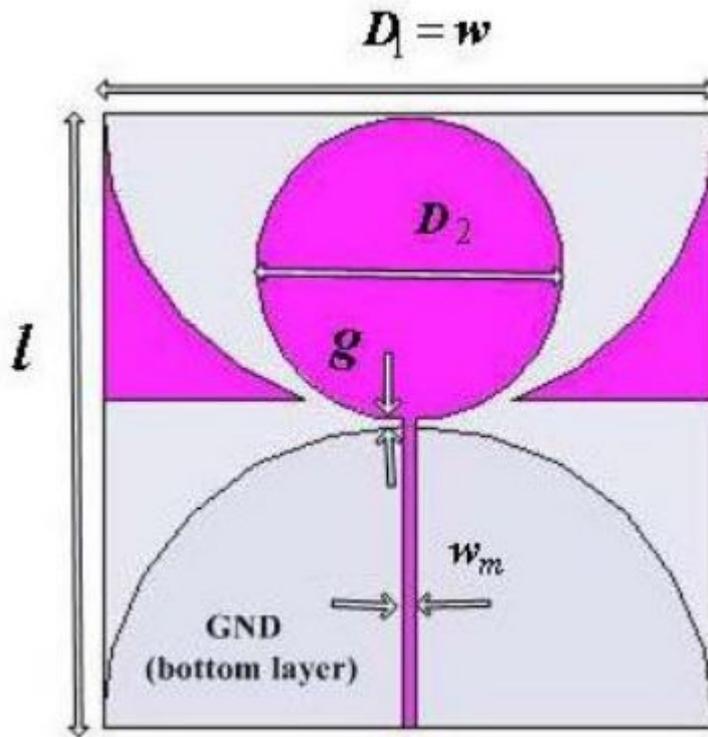


Figura 2.12: Antena proposta em [25]

Em [26], desenvolveu-se uma antena, como a apresentada na figura 2.13, que tem uma largura de banda de 1.43 GHz a 8.92 GHz. Além disto, a antena ainda apresenta um diagrama de radiação direcional e um ganho máximo de 6.06 dB para frequência de 6.4 GHz. Desta forma, esta antena é uma boa candidata a ser implementada em sistemas de radar UWB para imagem médica uma vez que, apresenta características, tais como diagrama de radiação direcional e elevado ganho, que permitem obter uma imagem com melhor resolução.

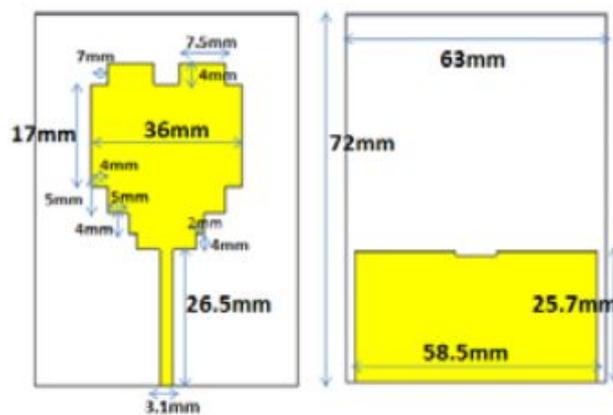


Figura 2.13: Geometria da antena proposta em [26]

Em [27], inicialmente, desenvolveu-se uma antena Vivaldi, tal como apresentada na figura 2.14, de tamanho 45 mm x 40 mm, apresentando uma largura de banda de 3.1 GHz a 11 GHz. Posteriormente, de forma a melhorar a diretividade e a aumentar o ganho da antena, foi desenvolvida uma antena, ilustrada na figura 2.15, semelhante mas em que a principal diferença é a colocação de várias ranhuras sobre o cobre, tendo uma gama de frequências de 2.9 GHz a 11 GHz inferior a -10 dB. Os diagramas de radiação da antena, apresentada na figura 2.15, quando comparados com os da antena apresentada figura na 2.14, apresentam menos lóbulos laterais, tendo assim uma melhor diretividade. Relativamente ao ganho, para toda a gama de frequências, a antena da figura 2.15 apresenta um ganho superior ao da antena da figura 2.14. Posto isto, a antena desenvolvida apresenta todos os requisitos para ser implementada num sistema UWB de deteção de cancro da mama.

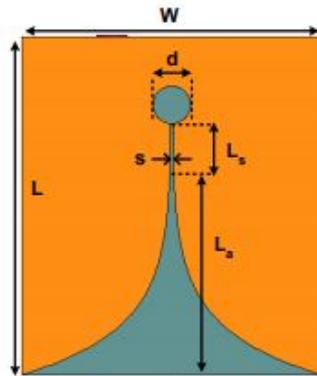


Figura 2.14: Primeira antena desenvolvida em [27]

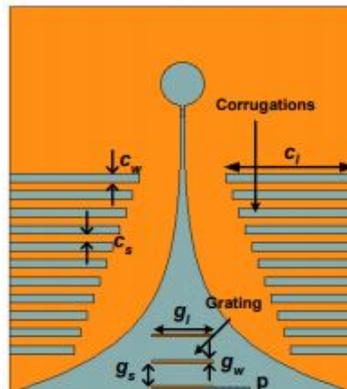


Figura 2.15: Geometria final da antena em [27]

2.4.2 Seleção da antena do tipo monopolo

Tal como explicado na secção 2.4, uma das características importantes para a aplicação de antenas UWB em sistemas de Imagem por Microondas é a sua largura de banda e o diagrama de radiação, sendo as antenas do tipo monopolo boas candidatas a aplicação nestes sistemas.

Uma antena monopolo consiste em metade de uma antena dipolo, geralmente construída

sob um plano de terra. Nas figuras 2.16 é possível observar um dipolo de comprimento $2L$, figura 2.16 a), e uma antena monopolo de comprimento L , figura 2.16 b).

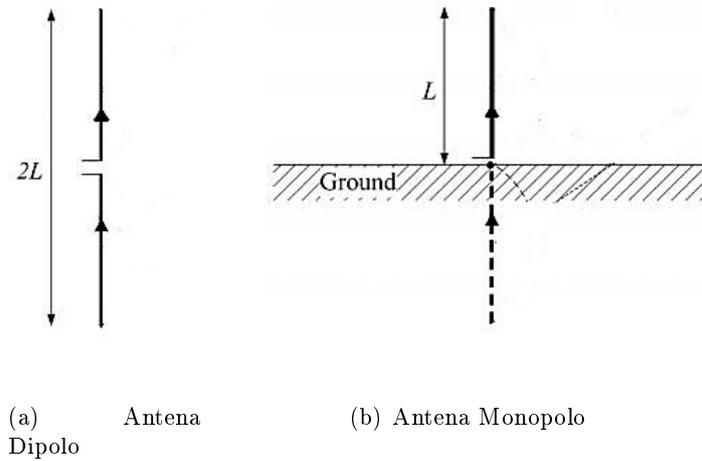


Figura 2.16: Antena dipolo e antena monopolo (adaptado [28])

A antena monopolo, ilustrada na figura 2.16 b), têm uma estrutura simples, mas apresenta uma largura de banda estreita, sendo inadequada para sistemas UWB, [28]. Desta forma, têm sido introduzidas técnicas, de forma, a aumentar a sua largura de banda. Uma das técnicas introduzidas é implementação de um elemento radiante que pode assumir diversas formas, tais como: forma circular, forma elítica, forma quadrada ou forma trapezoidal, tal como ilustrada na figura 2.17, [28].

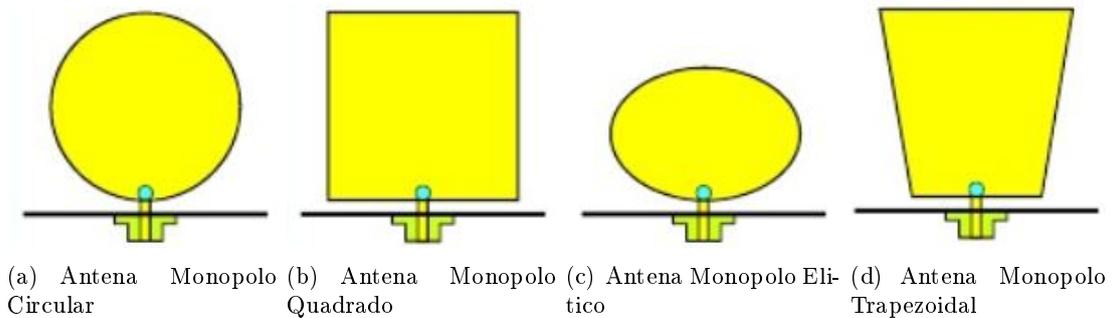


Figura 2.17: Tipos de Formas de antenas monopolo (adaptado [29])

Outras das técnicas implementadas são a introdução de ranhuras no plano de massa, na linha de alimentação ou na estrutura radiante, e a introdução de estruturas em forma de anel, [30].

Em [31], a antena desenvolvida, ilustrada na figura 2.18, consiste num monopolo em forma de quadrado e apresenta, no elemento radiante duas ranhuras em forma de "L", enquanto que o plano de massa é constituído por duas ranhuras retangulares e outra ranhura quadrada. Desta forma, a antena apresenta uma largura de banda de 4.1 GHz a 12 GHz e um diagrama de radiação omnidirecional.

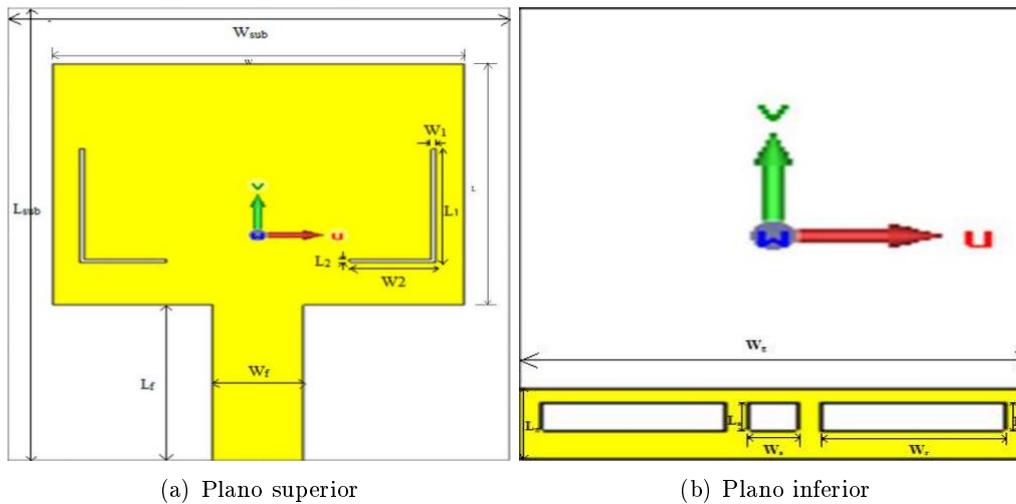


Figura 2.18: Geometria da antena desenvolvida em [31]

A antena desenvolvida em [32] é do tipo monopolo circular e, na sua estrutura radiante, apresentam-se três estruturas em forma de anel no elemento radiante. No plano de massa apresenta uma ranhura retangular. Inicialmente, desenvolveu-se uma antena apenas com uma estrutura em forma de anel no elemento radiante, passando para a introdução de duas estruturas em forma de anel. Finalmente elaborou-se três estruturas em forma de anel no elemento radiante, observando que o coeficiente de reflexão melhorava com a introdução de múltiplas estruturas em forma de anel. De seguida, observou-se o efeito de variação do comprimento do plano de massa, verificando uma melhoria do coeficiente de reflexão à medida que o comprimento do plano de massa aumentava. Por último, introduziu-se uma ranhura retangular no plano de massa com o intuito de melhorar as características do coeficiente de reflexão. Desta forma, todas as alterações introduzidas à antena permitiram uma melhoria da largura de banda, operando a antena na gama de frequência de 2.6 GHz a 13.5 GHz, e o alcance de um diagrama de radiação omnidirecional. A figura 2.19 ilustra a antena desenvolvida em [32], enquanto a figura 2.20 apresenta o coeficiente de reflexão da antena.

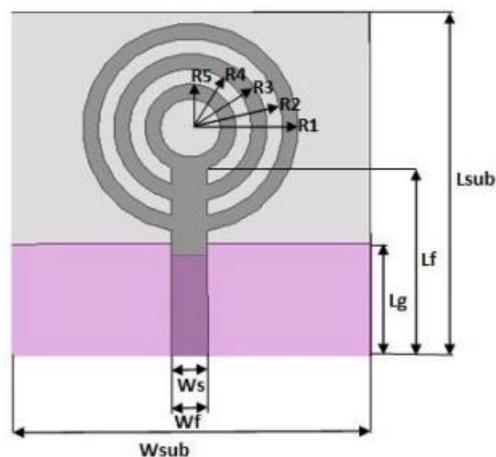


Figura 2.19: Geometria final da antena em [32]

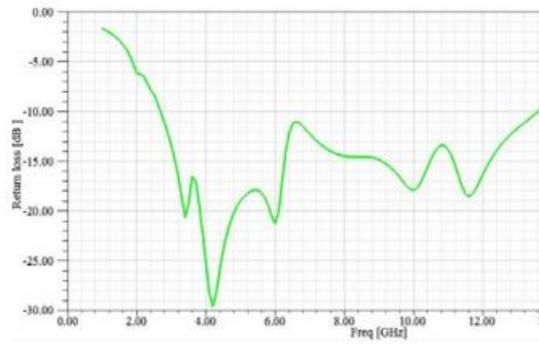


Figura 2.20: Coeficiente de reflexão da antena desenvolvida em [32]

Concluindo, as antenas do tipo monopolo foram selecionadas para esta dissertação, uma vez que apresentavam boas características de radiação, diagrama omnidirecional, largura de banda e, ainda, são de fácil fabrico, custo de produção baixo e estrutura simples, [31].

Capítulo 3

Design da Antena

3.1 Introdução

As antenas UWB devem ser projetadas, tendo em conta diversos parâmetros de caracterização de uma antena, nomeadamente a largura de banda, diagrama de radiação e a eficiência de radiação. Além das características mencionadas anteriormente, a antena UWB deverá apresentar dimensões reduzidas, peso diminuto para garantir uma elevada mobilidade, fácil fabrico e baixo custo de produção.

Nesta dissertação procurou-se desenvolver uma antena impressa do tipo monopolo circular, uma vez que estas são caracterizadas por apresentar uma ampla largura de banda e um diagrama omnidirecional.

3.2 Desenvolvimento da antena tipo monopolo

O projeto de desenvolvimento da antena dividiu-se em duas partes. A primeira parte do projeto passou pelo desenho e análise de uma antena monopolo circular. Posteriormente, de forma a melhorar alguns parâmetros da antena desenvolvida, foram realizadas algumas alterações à estrutura base, como por exemplo, plano de massa arredondado e introdução de uma ranhura. Adicionaram-se, também, dois círculos de igual tamanho na parte superior da antena e, ainda, no plano superior da antena foram adicionadas, primeiramente, uma tira de cada lado, orientadas segundo um ângulo de 45° , e posteriormente, adicionaram-se três tiras de cada lado da parte superior da antena.

O substrato dielétrico usado no projeto é o Isola IS680 (3.2DK), cujas características apresentam uma constante dielétrica $\epsilon_r = 3.38$, uma espessura $h = 1.52\text{mm}$ e uma tangente de perdas 0.0035 a 10 GHz. O desenvolvimento e simulação da antena foi realizado no software CST STUDIO SUITE.

A figura 3.1 apresenta a geometria da antena no plano superior e inferior. As dimensões atribuídas à antena estão representadas na tabela 3.1.

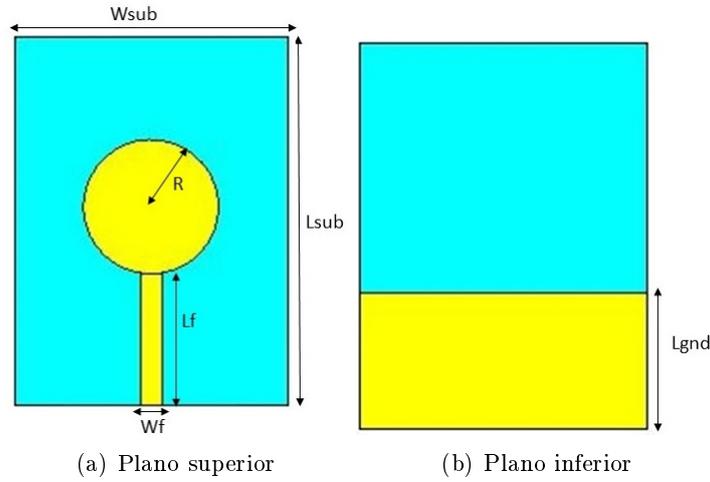


Figura 3.1: Geometria da antena

Tabela 3.1: Dimensões da antena

Parâmetro	W_{sub}	L_{sub}	L_{gnd}	L_f	W_f	R
Dimensão (mm)	42.00	57.00	20.08	20.41	3.49	10.38

Pela análise da tabela 3.1, é possível constatar que um dos requisitos essenciais para aplicação da antena em sistemas médicos de tecnologia UWB foi cumprido, ou seja, neste tipo de aplicações, requerem-se antenas de pequenas dimensões. A antena desenvolvida apresenta um tamanho total, $W_{sub} \times L_{sub}$, sendo relativamente pequeno.

Outro dos requisitos essenciais para o desenvolvimento de antenas para aplicações biomédicas e um dos objetivos principais, prende-se com o desenvolvimento de uma antena que apresente uma ampla largura de banda. A figura 3.2 mostra o coeficiente de reflexão da antena apresentada na figura 3.1, simulado até à frequência de 30 GHz.

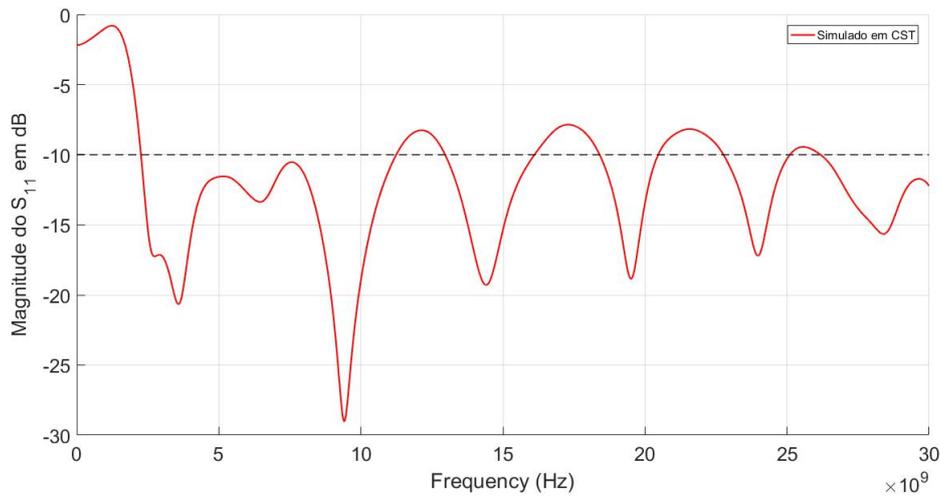


Figura 3.2: Coeficiente de reflexão simulado

Considerando a largura de banda da antena, a gama de frequências para a qual o coeficiente de reflexão se encontra abaixo do convencional de -10 dB. Através da análise da figura 3.2 verifica-se que entre 2.26 GHz e 11.24 GHz, 12.97 GHz e 16.08 GHz, 18.47 GHz e 20.45 GHz, 22.83 GHz e 25.06 GHz, 26.1 GHz e 30.00 GHz, o coeficiente de reflexão é inferior a -10 dB.

Posteriormente, de forma a melhorar a resposta do coeficiente de reflexão e, conseqüentemente, com o intuito de aumentar a largura de banda da antena, foram efetuadas alterações à antena inicial no seu plano inferior. As figuras 3.3 e 3.4 apresentam as alterações realizadas à geometria do plano de massa. Na figura 3.3, o plano de massa foi arredondado nos cantos, com $R2=9.85$ mm, enquanto que, na figura 3.4, foi adicionada uma ranhura com as dimensões $W1 \times L1$ ($W1=3$ mm; $L1=1.5$ mm).

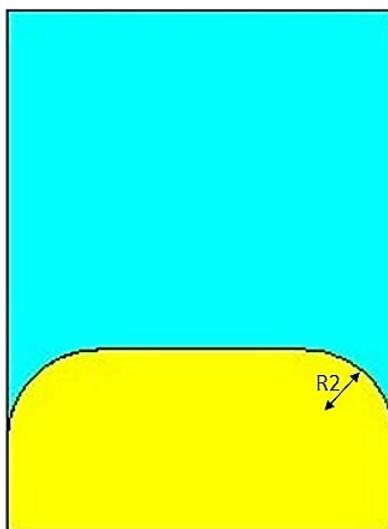


Figura 3.3: Geometria da antena com plano de massa arredondado

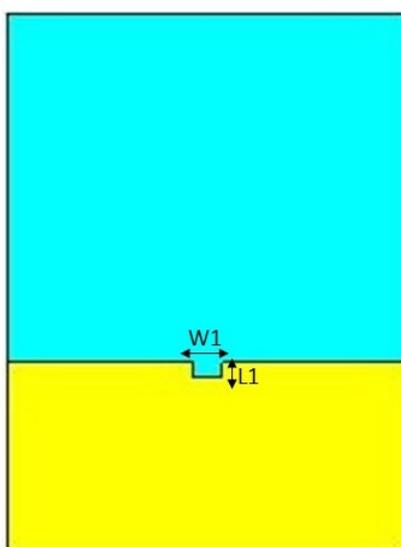


Figura 3.4: Geometria da antena com uma ranhura no plano de massa

A figura 3.5 apresenta a resposta do coeficiente de reflexão das três antenas desenvolvidas. Pela análise do gráfico, é possível verificar que as alterações realizadas melhoraram significativamente a gama de frequências, para o qual, o coeficiente de reflexão se encontra abaixo do convencional de -10 dB. A antenna, onde a alteração teve um maior impacto na largura de banda, foi a antenna com a ranhura no plano de massa.

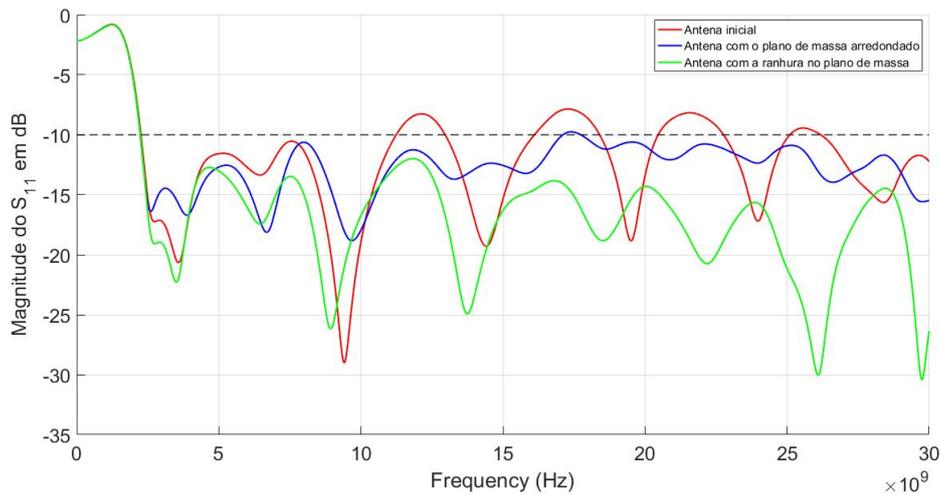


Figura 3.5: Módulo coeficiente de reflexão das três antenas desenvolvidas, simulado em CST

Seguidamente, desenvolveu-se uma antenna constituída pelas alterações anteriormente propostas. A antenna com a nova geometria, apresentada na figura 3.6, surge da necessidade de estudar qual o impacto no coeficiente de reflexão, e, conseqüentemente, na sua largura de banda das alterações, quando atuam aos pares. Na figura 3.6, a antenna apresentada é constituída pelas alterações apenas no plano de massa, isto é, o plano de massa foi arredondado nos cantos e é formado por uma ranhura.

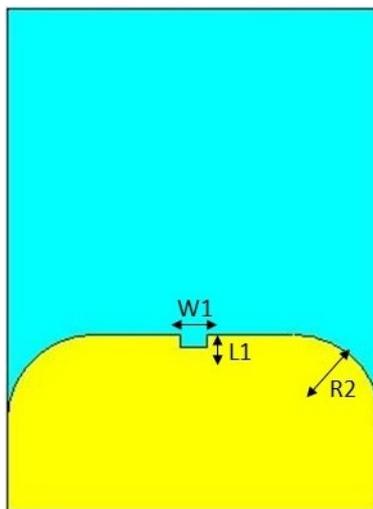


Figura 3.6: Plano de massa arredondado e com ranhura

A figura 3.7, ilustra as respostas do coeficiente de reflexão para as duas geometrias de antena desenvolvidas e apresentadas nas figuras 3.1 e 3.6. Através do gráfico é possível comparar as respostas do coeficiente de reflexão das antenas desenvolvidas e verificar que, a antena que apresenta uma melhor largura de banda é aquela cujo o plano de massa é arredondado e com a ranhura.

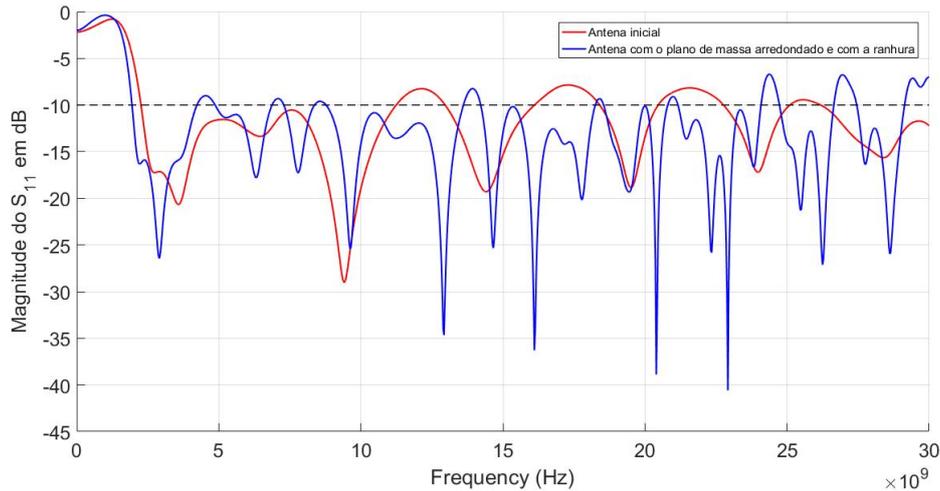


Figura 3.7: Comparação do coeficiente de reflexão da antena inicial e da figura 3.6

De forma, a perceber qual a influência do plano de massa arredondado nas características da antena, realizou-se o estudo da densidade de corrente da antena da figura 3.1 e da figura 3.3 para diferentes frequências. Os resultados obtidos para ambas as antenas, estão representados na tabela 3.2, onde é possível concluir que houve uma diminuição da densidade de corrente da antena da figura 3.1 para a antena da figura 3.3, e, conseqüentemente, uma diminuição do acoplamento eletromagnético entre o elemento radiante e o plano de massa. Esta diminuição do acoplamento eletromagnético permitiu um aumento da eficiência da antena da figura 3.3, como é possível verificar na figura 3.10. Além disso, ainda é possível verificar que, à medida que a frequência aumenta, existe um aumento da densidade de corrente em ambas as antenas. Nas figuras 3.8 e 3.9, estão representadas as densidades de corrente das duas antenas para a frequência de 25 GHz.

Tabela 3.2: Densidade de corrente

Densidade de corrente (A/m^2)					
Frequência (GHZ)	5	10	15	20	30
Antena da figura 3.1	30.9	59.1	99.2	149	202
Antena da figura 3.3	29.6	57.8	98	138	181

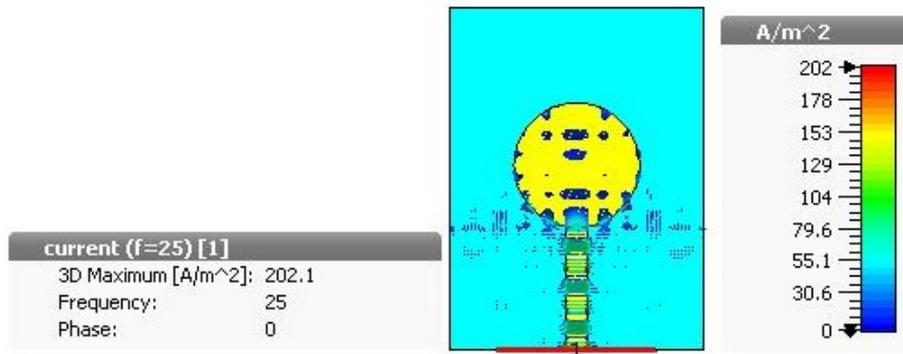


Figura 3.8: Densidade de corrente da antenna da figura 3.1

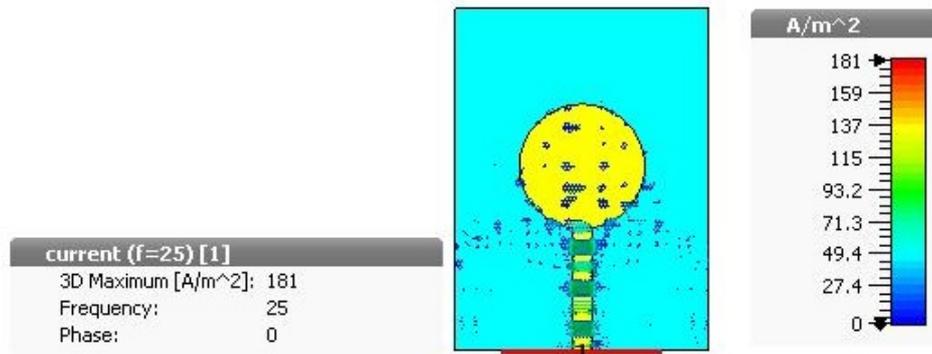


Figura 3.9: Densidade de corrente da antenna da figura 3.3

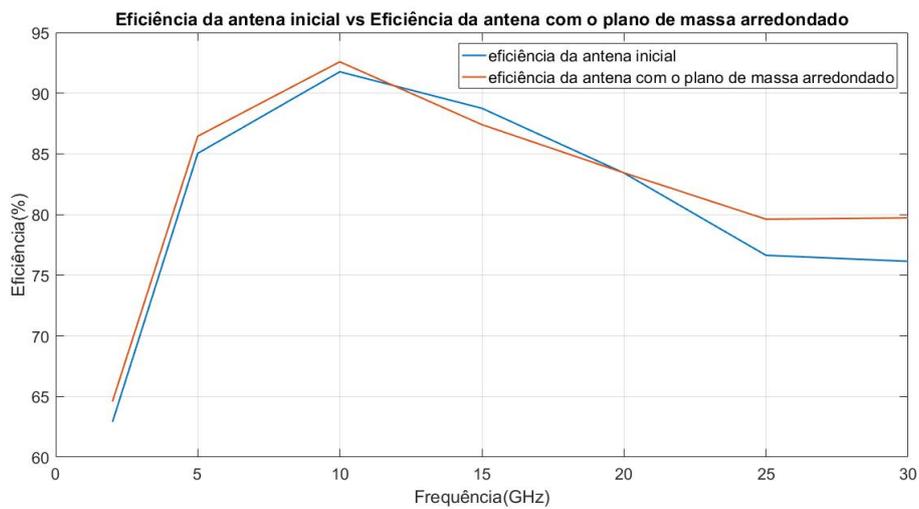


Figura 3.10: Eficiência, obtido em CST, das antenas das figuras 3.1 e 3.3

A antena da figura 3.4 apresenta a melhor resposta de coeficiente de reflexão, quando comparada com as restantes antenas até então desenvolvidas e apresentadas. Contudo, optou-se por selecionar a antena apresentada na figura 3.6, uma vez que, engloba as duas alterações propostas, o plano de massa arredondado e a presença da ranhura, e quando atuam em conjunto, são mais vantajosas. O plano de massa arredondado permite uma diminuição do acoplamento eletromagnético entre o elemento radiante e o plano de massa, visto que a presença de acoplamento eletromagnético afeta as características de radiação e o desempenho geral de uma antena. A presença da ranhura no plano de massa permite uma melhoria no coeficiente de reflexão da antena, e conseqüentemente, uma ampla largura de banda.

Posteriormente, e a partir da geometria da antena apresentada na figura 3.6, realizou-se o estudo do ganho da antena, com o intuito de melhorar este parâmetro.

Nas figuras 3.11, 3.12 e 3.13, estão representadas as alterações propostas à antena da figura 3.6. As alterações realizadas foram efetuadas no plano superior da antena, o plano inferior manteve-se inalterado. Na figura 3.11, foram adicionados dois círculos no top da antena, com $R_1=5.39$ mm, na figura 3.12 foram adicionadas uma tira de cada lado, de dimensão $W_T \times L_T$ (6 mm x 1 mm), na parte superior do círculo a 45° . E, finalmente, na figura 3.13, foram adicionadas três tiras de cada lado da parte superior do círculo a 45° , distanciadas 1 mm umas das outras. Na tabela 3.3 estão descritas as dimensões das tiras da antena da figura 3.13.

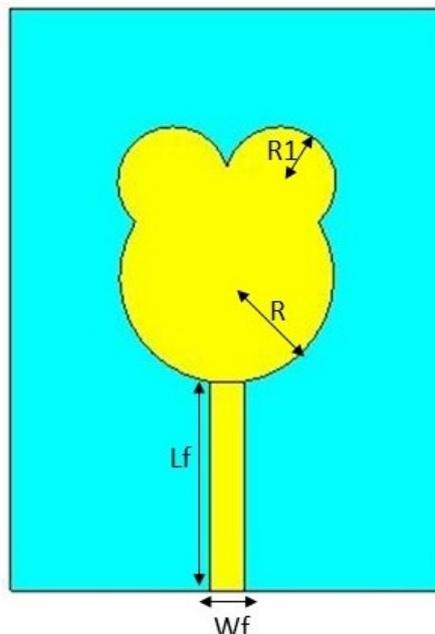


Figura 3.11: Antena com 2 círculos

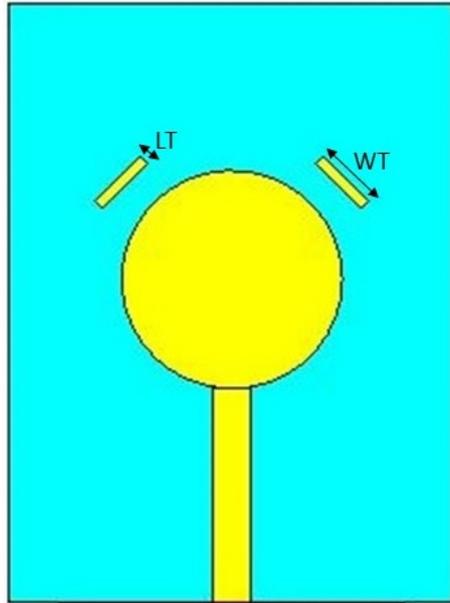


Figura 3.12: Antena com 1 tira de cada lado

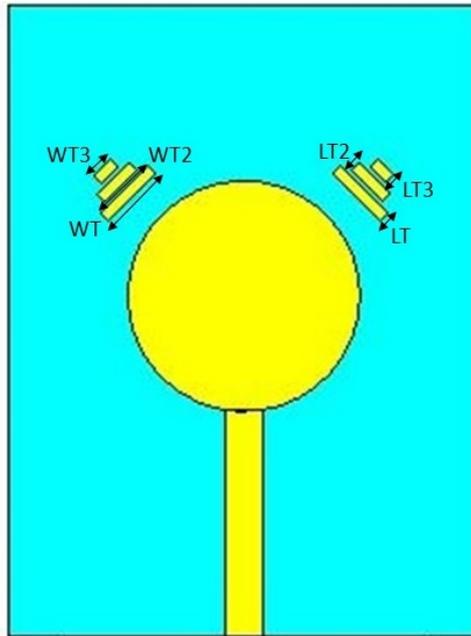


Figura 3.13: Antena com 3 tiras de cada lado

Tabela 3.3: Dimensões da antena

Parâmetro	W_T	W_{T2}	W_{T3}	L_T	L_{T2}	L_{T3}
Dimensão (mm)	6	4	2	1	1	1

Tendo em conta estar-se perante uma antena banda larga, a análise do ganho e da diretividade deverá ser realizada escolhendo algumas frequências de referência, já que uma análise em toda a gama de frequência implicaria um grande esforço computacional. As frequências selecionadas foram 2 GHz, 5 GHz, 10 GHz, 15 GHz, 18 GHz e 20 GHz. Com estas frequências é possível analisar o ganho, obtido por simulação, e perceber qual a sua evolução ao longo da frequência. Na tabela 3.4, está representado o ganho para as frequências selecionadas das antenas desenvolvidas. A figura 3.14 retrata um gráfico do ganho, simulado em CST, para melhor compreensão da evolução do ganho ao longo da frequência das antenas desenvolvidas.

Tabela 3.4: Ganho simulado em CST
Ganho (dBi)

Frequência (GHz)	Antena da figura 3.6	Antena da figura 3.11	Antena da figura 3.12	Antena da figura 3.13
2	1.58	1.60	1.56	1.50
5	3.46	3.70	3.50	2.75
10	6.81	6.53	6.02	6.60
15	5.38	6.51	5.16	7.20
18	6.46	5.21	5.36	5.09
20	5.16	6.60	5.18	4.84

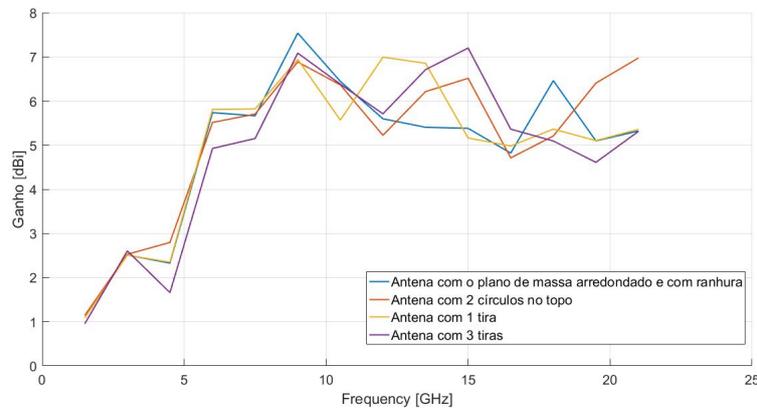


Figura 3.14: Ganho, obtido em CST, das antenas desenvolvidas

Verifica-se, pela análise da figura 3.14, que as alterações introduzidas permitiram um aumento do ganho para uma gama de frequências superiores, com maior destaque para frequências superior a, aproximadamente, 11 GHz.

Tendo em conta que um dos objetivos associados a este tipo de antenas é a sua largura de banda, simulou-se em CST, o coeficiente de reflexão das antenas das figuras 3.11, 3.12 e 3.13. A figura 3.15 retrata o coeficiente de reflexão das antenas das figuras 3.6, 3.11, 3.12 e 3.13, sendo possível comparar e aferir a antena que apresenta uma melhor resposta de coeficiente de reflexão.

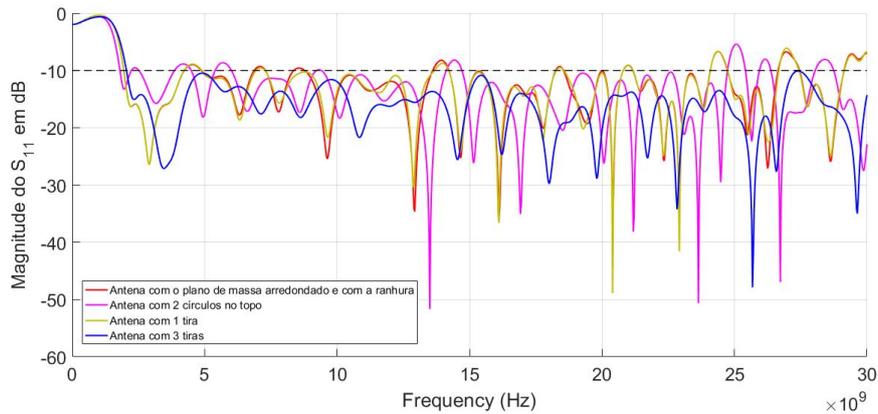
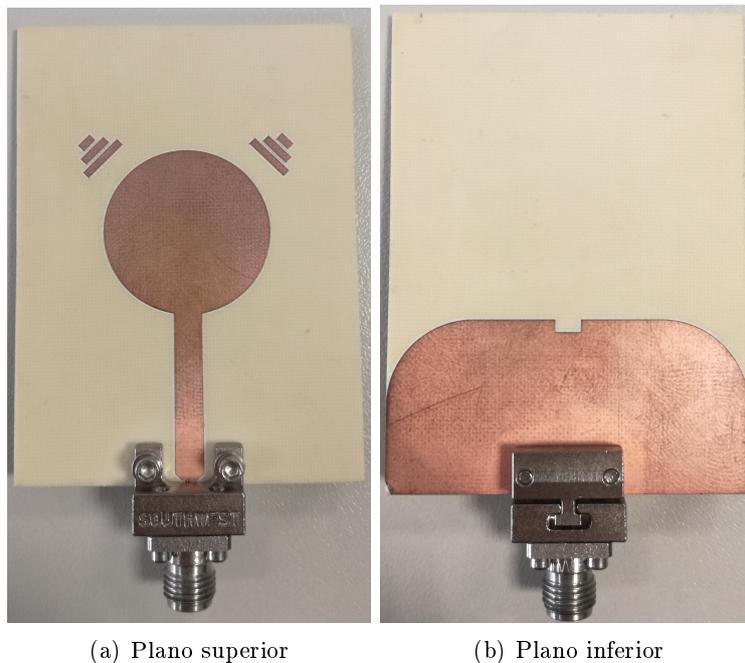


Figura 3.15: Comparação do coeficiente de reflexão das antenas das figuras 3.6, 3.11, 3.12 e 3.13

Através da análise figura 3.15, é possível verificar que todas as antenas apresentam um coeficiente de reflexão inferior a -10dB para toda a gama de frequência. Para além do referido, a antena com três tiras apresenta uma maior largura de banda, desde 2 GHz a 30 GHz.

Deste modo, a seleção da antena para fabrico teve em conta as características estudadas anteriormente, o ganho e a largura de banda. Optou-se pela antena com as três tiras, uma vez que esta antena e tendo em conta os parâmetros mencionados anteriormente, demonstra ter uma relação qualidade e desempenho mais adequada quando comparada com as restantes antenas. Na figura 3.16, encontra-se o protótipo final da antena fabricada.



(a) Plano superior

(b) Plano inferior

Figura 3.16: Protótipo final da antena

3.3 Resultados práticos

Uma vez concluídos os resultados anteriormente expostos, e após o fabrico da antena, procedeu-se à sua medição, de forma a comparar os resultados obtidos por simulação com os experimentais.

Começou por medir-se o coeficiente de reflexão da antena produzida, recorrendo ao VNA. A figura 3.17, apresenta uma comparação entre os valores do coeficiente de reflexão simulados e os medidos experimentalmente, possibilitando uma comparação clara entre os dois resultados.

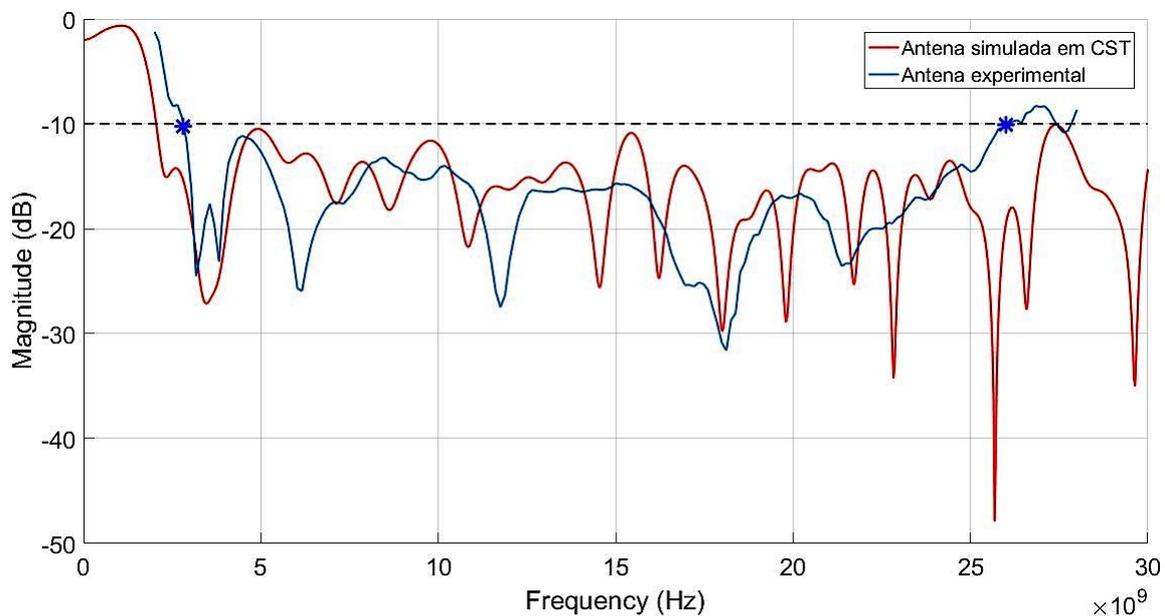


Figura 3.17: Comparação do coeficiente de reflexão simulado e experimental

Pela análise da figura anterior, verifica-se que, quer os resultados obtidos por simulação, quer resultados experimentais, apresentam uma boa resposta ao longo de toda a gama de frequência. Apesar de se deparar com uma pequena degradação nos resultados experimentais, a antena, medida experimentalmente, apresenta uma ampla largura de banda, de 2.832 GHz a 26.076 GHz, ou seja, neste intervalo de valores, o coeficiente de reflexão encontra-se abaixo do convencional, -10 dB.

A figura 3.18 representa o diagrama de radiação polar, simulado no CST, para três frequências definidas, 10 GHz, 15 GHz e 20 GHz. Enquanto que na figura 3.19 é apresentado um diagrama de radiação 3D à frequência de 10 GHz para assim ser possível verificar a direção de radiação, considerando o posicionamento da antena, apresentando um diagrama de radiação típico de uma antena monopolo.

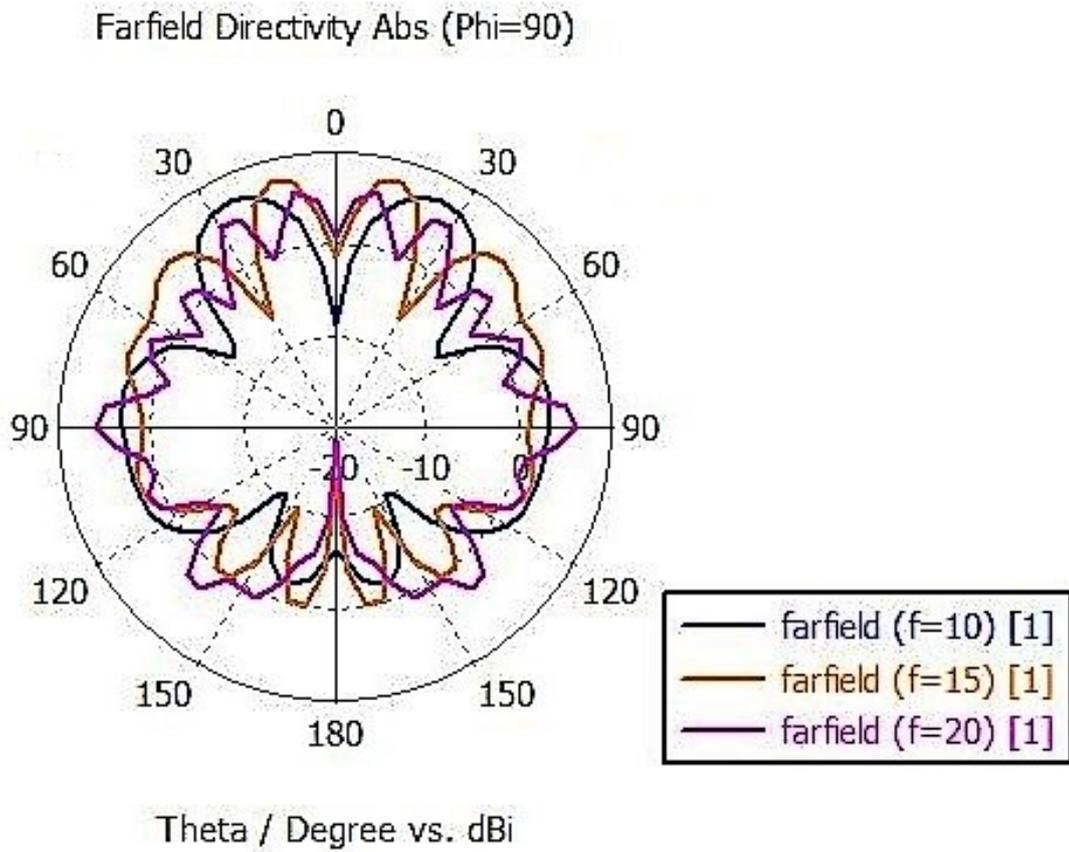


Figura 3.18: Diagrama de radiação polar para as frequências 10 GHz, 15 GHz e 20 GHz

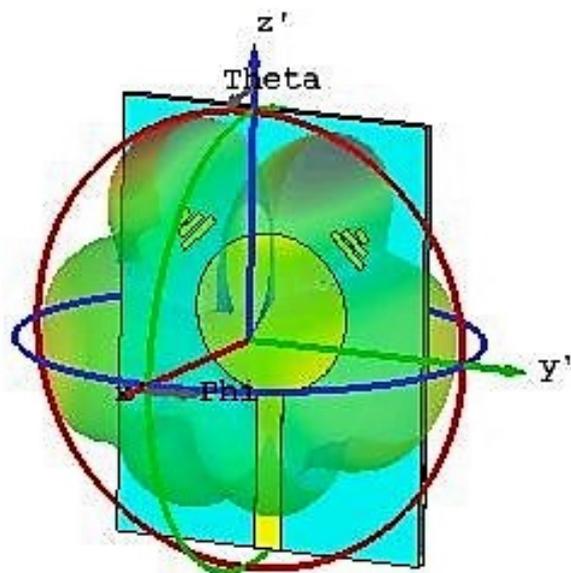


Figura 3.19: Diagrama de radiação 3D para frequência de 10 GHz

As figuras 3.20 e 3.21, representam os diagramas de radiação polar experimentais para as frequências 10 GHz e 15 GHz, respetivamente. Os diagramas de radiação da antena foram obtidos com recurso à câmara anecoica disponível nas instalações do Departamento de Eletrónica Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro.

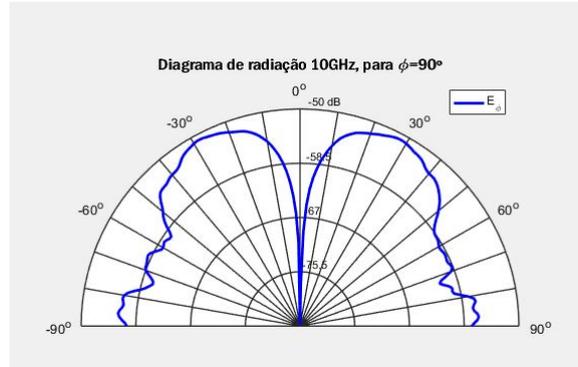


Figura 3.20: Diagrama de radiação polar experimental para a frequência 10 GHz

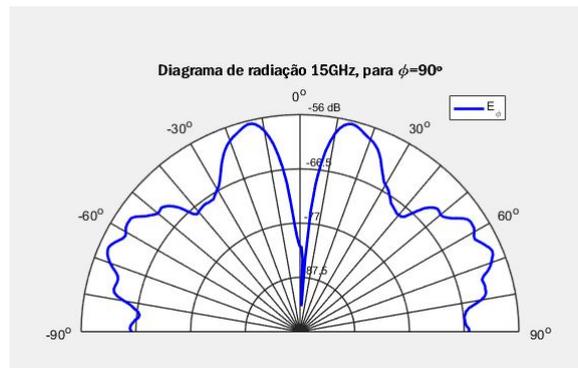


Figura 3.21: Diagrama de radiação polar experimental para a frequência 15 GHz

A análise das figuras 3.18, 3.20 e 3.21 permitem comparar os diagramas de radiação polar obtido por simulação com o experimental, para as frequências 10 GHz e 15 GHz. Pela análise, é possível verificar que, para ambas as frequências, tanto o diagrama simulado como o diagrama obtido experimentalmente apresentam um aspeto semelhante. Além disto, verifica-se que, para as frequências seleccionadas, a antena apresenta os seus lóbulos principais na zona das tiras.

De seguida, foi determinado o ganho experimental da antena para as frequências 10 GHz, 15 GHz e 20 GHz. O S_{21} da antena desenvolvida e da antena de referência foram medidos na câmara anecoica. O ganho da antena simulado ($G_{ANT\ sim}$) é obtido no CST, aquando a simulação da antena. O ganho da antena de referência (G_{ref}) é obtido por recurso ao respetivo datasheet da antena de referência. A expressão para calcular o ganho prático ($G_{ANT\ exp}$) é apresentada de seguida:

$$G_{ANT\ exp} = G_{ref} - (S_{21\ ref} - S_{21\ ANT}) \quad (3.1)$$

Tabela 3.5: Comparação entre o ganho simulado e o ganho experimental

Frequência (GHz)	G_{ref} (dB)	$S_{21\ ref}$ (dB)	$S_{21\ ANT}$ (dB)	$G_{ANT\ exp}$ (dB)	$G_{ANT\ sim}$ (dBi)
10	12.5	-43.32	-50.89	4.92	6.60
15	15	-48.02	-56.60	6.42	7.20
20	12.5	-30.64	-38.80	4.34	4.84

Comparando o ganho obtido por simulação com o ganho experimental, e pela análise da tabela 3.5, é possível verificar que os resultados obtidos se encontram próximos dos resultados simulados, principalmente para a frequência de 20 GHz.

Outro parâmetro com interesse a ser medido em ambiente de laboratório, é o parâmetro S_{21} entre antenas. Antes de proceder à medição, é necessário ter em conta a influência do campo distante e da zona de fresnel, e colocar as antenas, no mínimo, no limite das fronteiras definidas pelas equações, para evitar a degradação do sinal. A distância do campo distante é dada pela equação 3.2, sendo D a maior dimensão da antena e λ o comprimento de onda.

$$d = \frac{2 * D^2}{\lambda} \quad (3.2)$$

Para o cálculo da maior dimensão da antena, neste caso a diagonal, utiliza-se a equação 3.3,

$$D = \sqrt{L_{sub}^2 + W_{sub}^2} \quad (3.3)$$

sendo $L_{sub} = 57$ mm o comprimento e $W_{sub} = 42$ mm a largura da antena. Finalmente, o comprimento de onda é obtido pela equação 3.4, sabendo que c é a velocidade de propagação da luz no vácuo, 3.00×10^8 (m/s), e f a frequência em Hertz (Hz).

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (3.4)$$

Sabe-se que a antena desenvolvida apresenta uma largura de banda de 2.832 GHz a 26.076 GHz. Efetuou-se primeiro o cálculo do comprimento de onda, a partir da equação (3.4), para a maior frequência, 26.076 GHz, sendo $\lambda = 0.0115m$. De seguida, pela equação 3.3, obteve-se a maior dimensão da antena, resultando em $D = 0.0708m$. Por fim, através da equação 3.2, obteve-se a distância do campo distante, isto é, a distância mínima a que as duas antenas devem ser colocadas para evitar a deterioração do sinal, obtendo $d = 0.87m$.

Posteriormente, determinou-se o raio da primeira zona de Fresnel, de forma a garantir que esta zona esteja livre de obstruções para evitar interferir na receção do sinal e degradar o mesmo. Desta forma, o raio da primeira zona de Fresnel, r , é dada pela equação 3.5, sendo D a distância a que se encontram as antenas, em Km, e f a frequência em GHz.

$$r = 8,657 \sqrt{\frac{D}{f}} \quad (3.5)$$

Sabendo que $D = 0.00087Km$ e a frequência para a qual é calculada o raio, será a menor frequência da largura de banda da antena, $f = 2.832$ GHz, o raio da primeira zona de fresnel, ou seja, a altura mínima a que as antenas devem estar colocadas de forma a evitar degradação do sinal é $r = 0.18m$.

Antes de realizar a medição do parâmetro S_{21} em ambiente laboratorial, foi simulado, primeiramente, no CST, onde as antenas se encontram posicionadas frente-a-frente a uma distância de 90 cm. A figura 3.22 representa como foi a efetuada a medição do S_{21} em ambiente de simulação. Enquanto a figura 3.23 apresenta a resposta obtida do S_{21} .

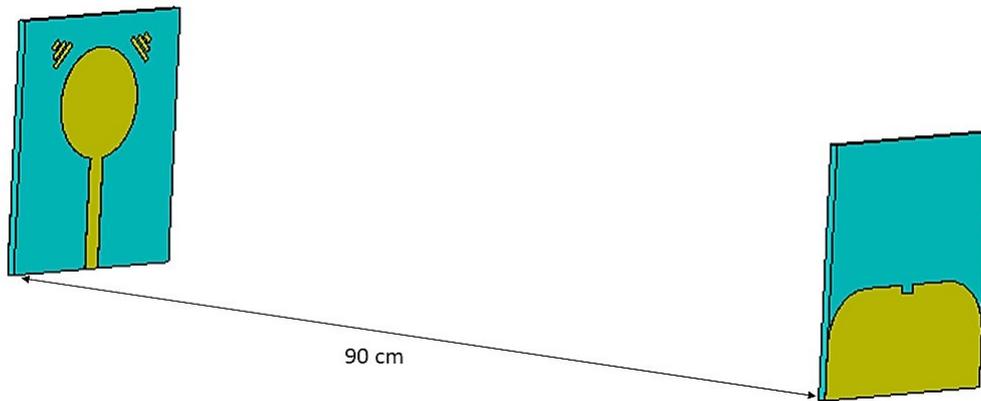


Figura 3.22: Simulação do S_{21} no CST

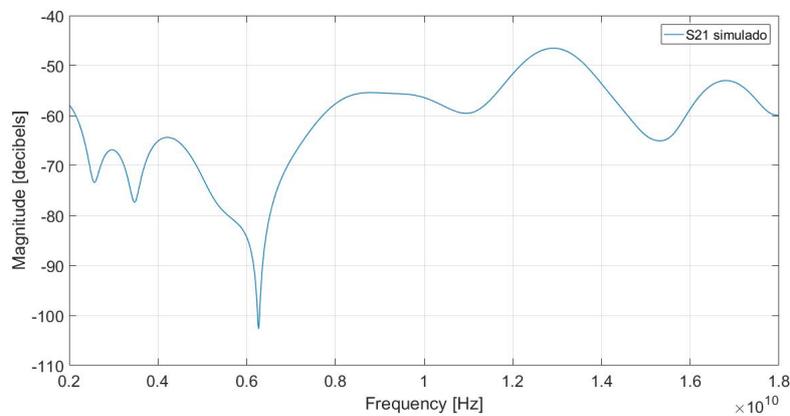


Figura 3.23: S_{21} simulado

Na medição do S_{21} , em ambiente laboratorial, colocaram-se as antenas a uma distância de 90 cm uma da outra, devido à influência das regiões em campo distante, e a uma altura de 95 cm de forma a garantir que a primeira zona de Fresnel não se encontre obstruída, evitando, desta forma, a degradação do sinal. A figura 3.24 apresenta o *setup* utilizado para a determinação do S_{21} . Os resultados obtidos da resposta do S_{21} das antenas, tanto em ambiente de simulação como em ambiente laboratorial, estão representados na figura 3.25, para uma melhor interpretação.



Figura 3.24: Setup, usado em laboratório, para medição do S_{21}

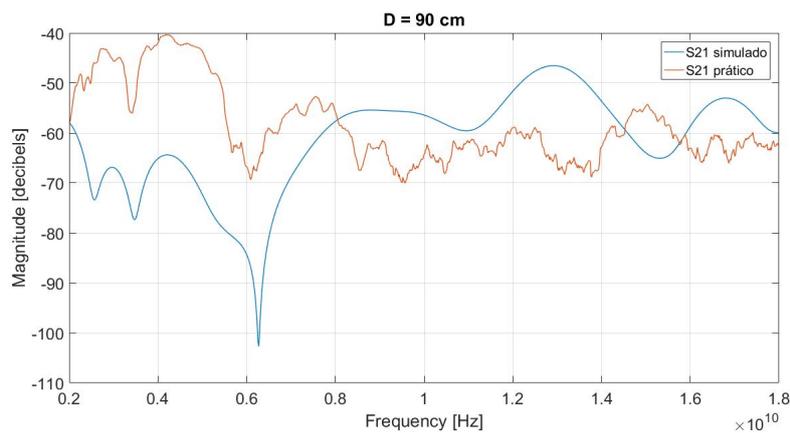


Figura 3.25: Comparação do parâmetro S_{21} simulado e experimental

Mediante os resultados, apresentados na figura 3.25, é possível verificar algumas diferenças entre o S_{21} simulado e o S_{21} experimental. Por um lado, o S_{21} obtido por simulação é realizado num ambiente onde só as perdas em espaço livre são consideradas. Por outro, o S_{21} obtido em ambiente de laboratório está sujeito às perdas em espaço livre, assim como aos fenómenos de reflexão e multipath, uma vez que a medida não foi realizada em ambiente isolado, por exemplo numa câmara anecoica. Apesar destas diferenças, é possível constatar que os resultados obtidos apresentam um comportamento próximo do que era expectável.

Sabendo à partida que no *setup* de medida a implementar, as antenas não vão estar em campo distante, decidiu-se efetuar um estudo do comportamento do parâmetro S_{21} em campo próximo de forma a comparar os efeitos nesta situação. Tendo em conta que, no *setup* a desenvolver a distância entre a antena e o material que simula a mama, é aproximadamente 3.5 cm, efetuou-se a simulação no CST, posicionando as antenas frente-a-frente, tal como ilustra na figura 3.26. Posteriormente, executou-se o mesmo procedimento mas, em ambiente

laboratorial. Na figura 3.27, estão representados os resultados para o parâmetro S_{21} quer em ambiente experimental, quer em ambiente de simulação.

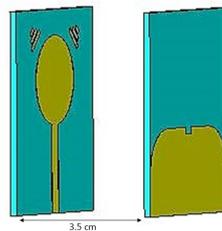


Figura 3.26: Simulação do parâmetro S_{21} em CST

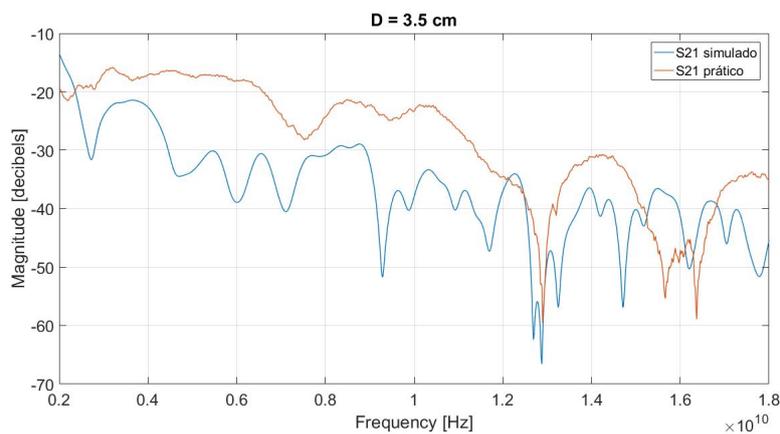


Figura 3.27: Comparação do parâmetro S_{21} simulado e experimental, em campo próximo

Na figura 3.27, é possível comparar os resultados simulados com os medidos. Pela sua análise, verifica-se que, tal como na situação em campo distante, a atenuação, em ambiente experimental, é inferior à atenuação de ambiente de simulação, que pode justificar-se pelos fenómenos que não são considerados em ambiente de simulação, tais como reflexões/*multipath*. Além disto, pela análise das figuras 3.25 e 3.27, verifica-se que com o aumento da distância, a atenuação é maior, tal como era de prever.

Capítulo 4

Implementação e medição com o fantoma

A implementação do sistema de medida dividiu-se em três partes. Inicialmente, utilizou-se um sistema apenas com uma antena. A segunda variante do sistema já apresenta, na sua constituição, duas antenas e, finalmente, a última é constituída por quatro antenas. Desta forma, pretende-se compreender o impacto que terá o aumento do número de antenas no sistema representa na deteção de um tumor.

4.1 Sistema de medida

Foi desenvolvido um sistema de medição que permite simular uma situação o mais semelhante possível com a realidade para a deteção de um tumor no seio, em ambiente laboratorial.

O sistema implementado é constituído por um fantoma, pelas antenas desenhadas e desenvolvidas no Capítulo 3, e por um suporte desenvolvido no software Autodesk Fusion 360, e posteriormente impresso em 3D.

Para a simulação da mama recorreu-se ao fantoma ilustrado na figura 4.1, que apresenta uma forma semiesférica, sendo composto por uma camada de pele no exterior, e o seu interior é composto por tecido glandular, que representa 10% do volume, e o restante por gordura. Além disto, o fantoma ainda têm um pequeno orifício cilíndrico, onde são colocadas as três amostras, simulando situações distintas (saudável, benigno ou maligno). As amostras apresentam uma forma cilíndrica para mais facilmente serem colocadas no orifício do fantoma e, assim, simular um seio saudável, um seio com tumor benigno ou um seio com tumor maligno. A amostra que simula um seio saudável é constituída, inteiramente, por gordura. Outra das amostras é composta por um tumor benigno de forma esférica e por gordura simulando, assim, um seio com tumor benigno. A última amostra apresenta, na sua constituição, gordura e um tumor maligno de forma irregular, para que assim se simule um seio com tumor maligno, aquando colocado no fantoma.



Figura 4.1: Fantoma e as respetivas amostras

Outro elemento utilizado no sistema de medida é o suporte ilustrado na figura 4.2. Este foi desenvolvido com o objetivo de tornar o processo de medida mais simples, que fosse menos suscetível a erros introduzidos, por exemplo, pela movimentação das antenas ou pela alteração da amostra no fantoma, para que a comparação dos resultados obtidos experimentalmente fossem confiáveis. O suporte apresenta quatro orifícios, permitindo a alteração da posição da amostra relativamente às antenas.

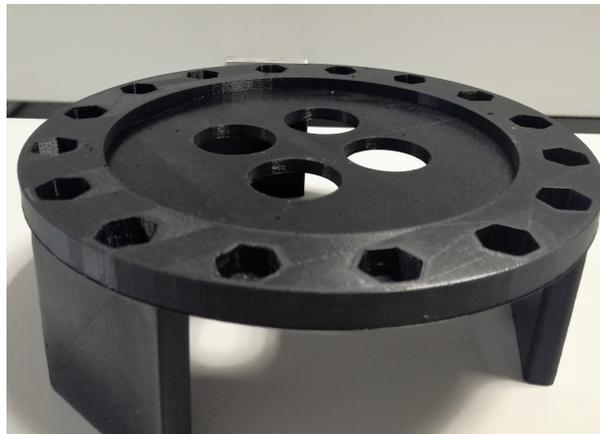


Figura 4.2: Suporte desenvolvido

4.2 Sistema de medida com uma antena

Na figura 4.3, está ilustrado o sistema implementado para a realização das experiências em ambiente laboratorial. O sistema é constituído apenas por uma antena colocada próxima do fantoma. A antena transmite um sinal em direção ao fantoma e, de seguida, recebe a onda refletida. A obtenção dos sinais resultantes do fantoma e das amostras inseridas neste, são obtidos, no domínio da frequência, com recurso a um VNA.

É de salientar que o orifício do fantoma onde são incorporadas as três amostras distintas, não se encontra exatamente no centro deste, como é possível verificar na figura 4.1, permitindo assim que a amostra seja colocada a distâncias diferentes da antena.



Figura 4.3: Setup com uma antena

Começou por se realizar a experiência, mantendo a antena fixa numa posição, e colocando a amostra, no fantoma, alternadamente mais próxima e mais afastada da antena, de forma a obter o coeficiente de reflexão para cada uma das três amostras. A figura 4.4 ilustra um esquema do *setup* implementado em laboratório, onde se apresentam as diferentes posições em que as amostras foram colocadas. A posição 1 refere-se à situação em que a amostra se encontra mais próxima da antena, enquanto que a posição 2 retrata a situação em que a amostra é colocada mais afastada da antena.

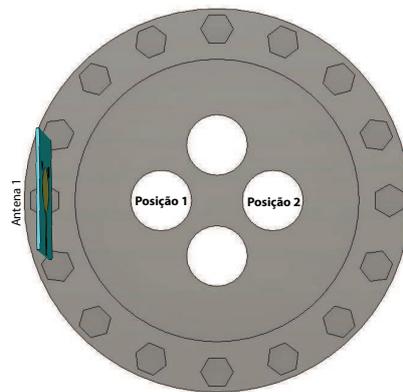


Figura 4.4: Diagrama do *setup* com uma antena

As figuras 4.5 e 4.6 apresentam o gráfico do coeficiente de reflexão para a situação com a amostra saudável, com a amostra benigna, e, finalmente, com a amostra maligna, próximas e afastadas da antena, respetivamente. Pelos resultados obtidos, verifica-se uma boa resposta da antena em toda a gama de frequência definida (entre 2 GHz a 26 GHz), apresentando um coeficiente de reflexão inferior a -10dB para as três situações. Apesar disto, os resultados obtidos para as três amostras apresentam um coeficiente de reflexão próximo entre si, não sendo possível a diferenciação entre elas.

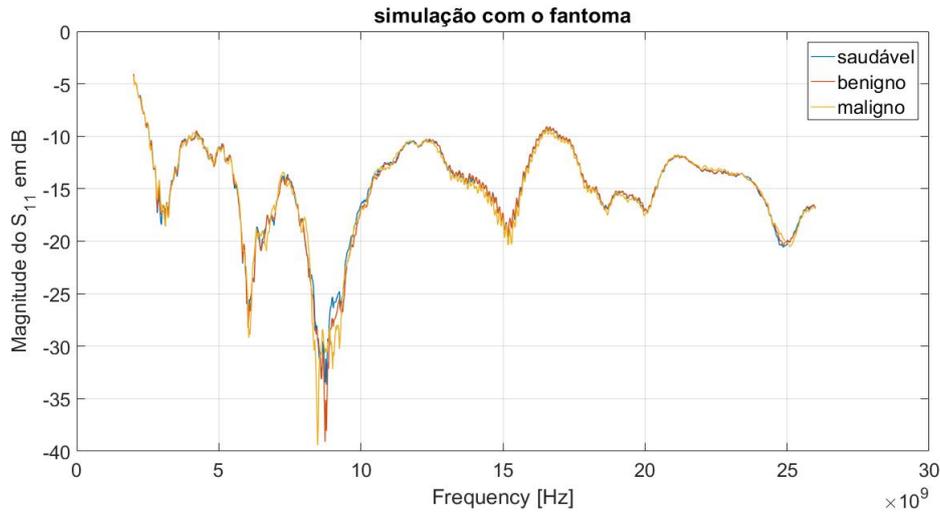


Figura 4.5: Coeficiente de reflexão para as três amostras colocadas na posição 1

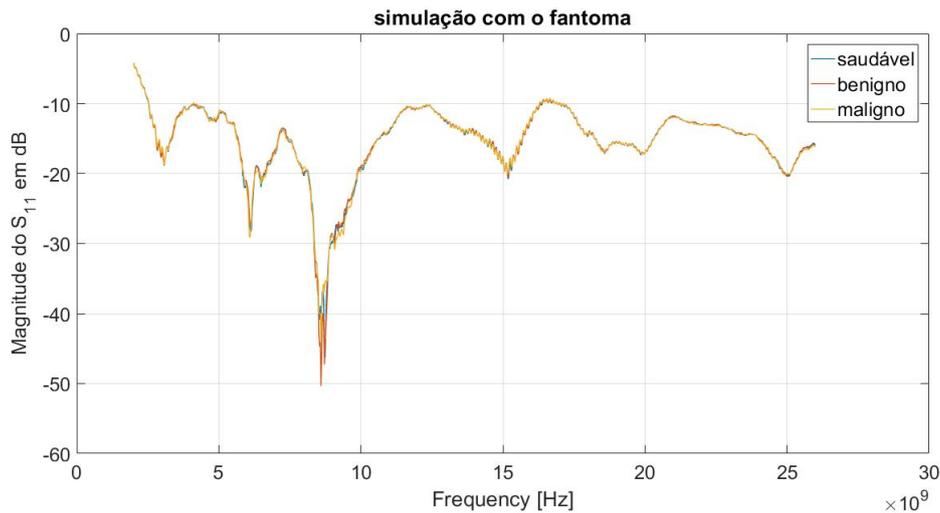


Figura 4.6: Coeficiente de reflexão para as três amostras colocadas na posição 2

Devido à dificuldade em distinguir as três amostras, no domínio da frequência, foi realizada uma análise temporal aos resultados obtidos.

A técnica implementada para proceder à análise temporal dos resultados foi *Time Domain Reflectometry* (TDR). O funcionamento do TDR é semelhante ao de um radar, uma vez que é transmitido um sinal e, quando ocorre uma alteração das condições do meio, provoca uma reflexão no sinal enviado. Na deteção da presença, ou não, de tumor, a alteração que provoca a reflexão do sinal é a diferença das propriedades dielétricas que existem entre os tecidos saudáveis e os tecidos tumorais.

Esta técnica foi implementada através do *software* MATLAB, baseando-se na análise dos parâmetros S_{11} medidos e exportados do VNA. Primeiramente, obtém-se o polinómio representativo do parâmetro S_{11} , através da função `rationalfit()`. De seguida, a este polinómio, foi

aplicado um sinal em forma de degrau para calcular a resposta transitória no tempo, com os parâmetros, tempo de amostragem (T_s), número de amostras (N) e tempo que o sinal demora a atingir o valor máximo (T_{rise}), definidos na tabela 4.1, através da função `stepresp()`. Os valores foram atribuídos aos parâmetros empiricamente, permitindo a correta interpretação da resposta ao degrau do sistema. Desta forma, obtêm-se a resposta dos sinais refletidos, no domínio do tempo.

Tabela 4.1: Características atribuídas ao sinal em forma de degrau

T_s	N	T_{rise}
1×10^{-11}	800	1×10^{-10}

Na figura 4.7, encontram-se ilustrados os resultados obtidos no domínio do tempo, para a situação em que cada amostra foi colocada próxima da antena. Os quatro gráficos representados, na figura 4.7, representam situações de medidas idênticas de forma a verificar a coerência dos resultados obtidos. Pela análise dos gráficos, verifica-se que a amostra que simula o tumor benigno, apresenta maior amplitude do sinal refletido, quando comparada com as restantes amostras, sendo que a amostra que simula o tumor maligno apresenta menor amplitude, à exceção da figura 4.7 c) em que se encontra sobreposto com o sinal refletido da amostra saudável. Desta forma, é possível a distinção entre o tipo de tumor, ou seja, é possível inferir se o tumor é maligno ou benigno. Além disto, observa-se que a resposta do tumor é de menor amplitude, uma vez que a maior parte da energia é refletida pela camada da pele.

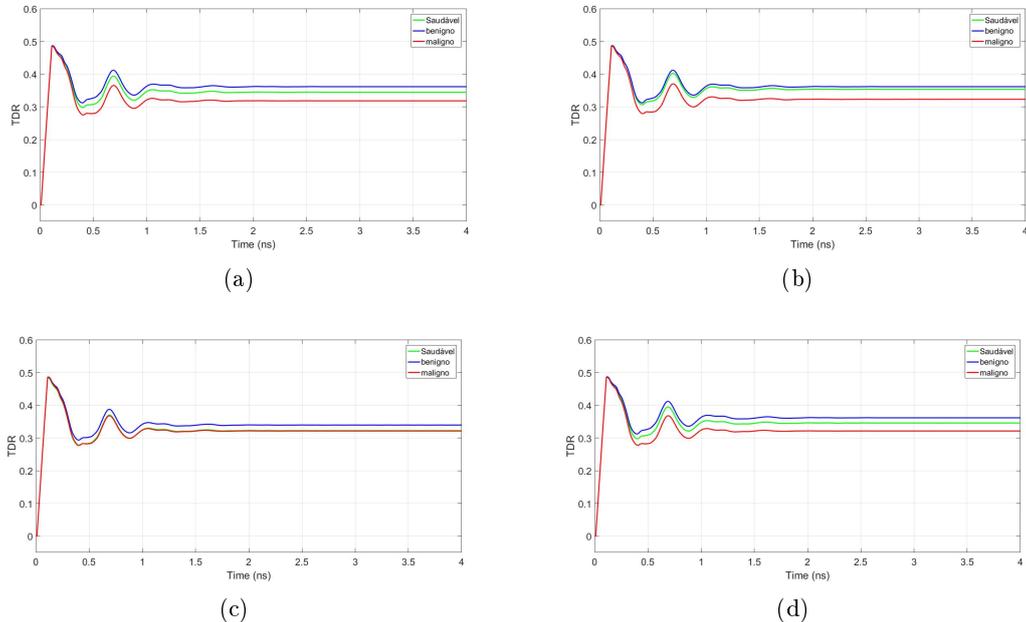
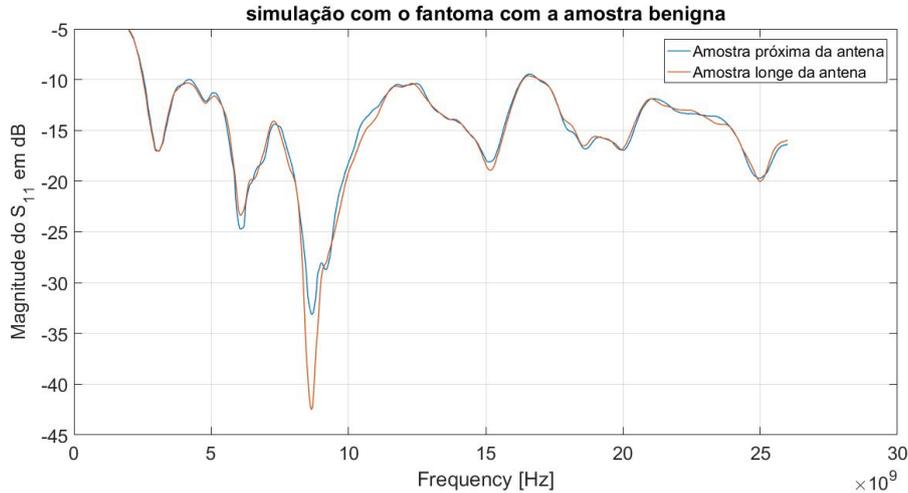


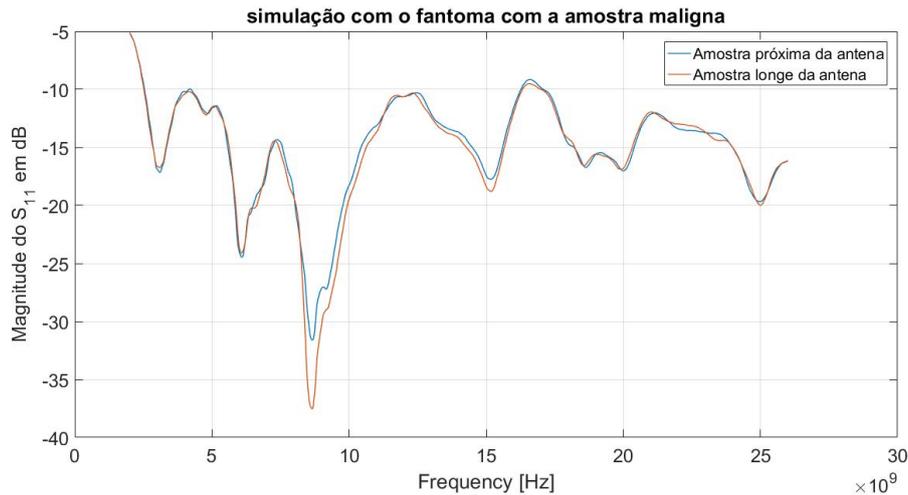
Figura 4.7: Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação da amostra próxima da antena

Posteriormente, para as amostras que simulam o tumor benigno e maligno, foram analisados os coeficientes de reflexão para as diferentes posições, posição 1 e posição 2, relativamente à

antena. A figura 4.8, apresenta os resultados obtidos no domínio da frequência, sendo possível comparar os coeficientes de reflexão para cada posição de cada amostra.



(a) Amostra que simula tumor benigno



(b) Amostra que simula tumor maligno

Figura 4.8: Coeficiente de reflexão para cada amostra em cada posição

Pela análise da figura 4.8, verifica-se que a energia refletida aumenta quando a amostra é colocada mais próxima da antena. Por outro lado, diminui quando a amostra se encontra mais afastada da antena, sendo assim, possível aferir acerca da localização do tumor. Este poderá ser uma métrica usada para a criação de imagens microondas permitindo a localização do tumor na mama. No entanto, os sinais exportados do VNA são formados pela reflexão da camada da pele e pelos restantes tecidos que constituem a mama, pela resposta do tumor e pelo ruído associado ao ambiente laboratorial, sendo por isso o processamento de sinal importante uma vez que, removendo os sinais indesejados, tais como os sinais associados à reflexão da camada da pele, é possível obter imagens com alta resolução, construindo assim imagens microondas.

4.3 Sistema de medida com duas antenas

Na figura 4.9, é apresentado outro sistema de medida implementado em laboratório. Ao contrário do sistema de medida apresentado na seção anterior, este é composto por duas antenas, tendo sido definida uma como antena emissora e outra como recetora.

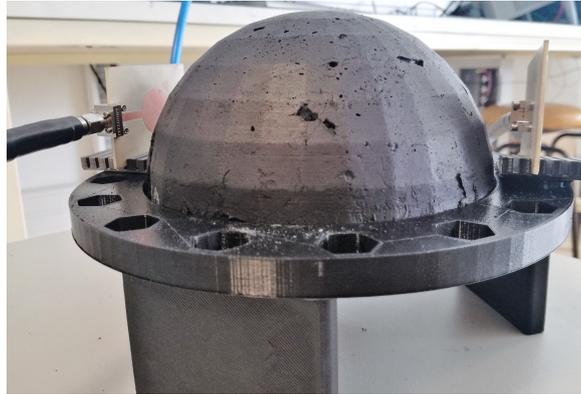


Figura 4.9: Sistema de medida com duas antenas

As experiências realizadas neste *setup* consistiram em fixar as antenas numa dada posição, neste caso colocadas uma em frente à outra, e variando a posição das amostras para que estas ficassem mais próximas ou afastadas da antena definida como emissora. Ambas as antenas foram selecionadas de forma sequencial como antena emissora, ou seja, quando a antena 1 é selecionada como emissora, a antena 2 é a recetora. De seguida, repetiu-se a mesma experiência mas definindo a antena 2 como emissora. O diagrama do *setup* com duas antenas implementado no laboratório é apresentado na figura 4.10, onde estão ilustradas a diferentes posições em que as amostras são colocadas.

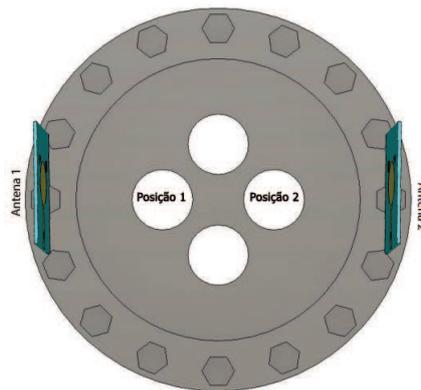


Figura 4.10: Diagrama do *setup* com duas antenas

As figuras 4.11 e 4.12, que representam a situação em que a antena 1 é definida como emissora, apresentam os resultados obtidos do parâmetro S_{21} para cada montagem. Pela análise das figuras, verifica-se que existe uma maior atenuação do sinal à medida que se aumenta a frequência, sendo a razão de as frequências baixas penetrarem melhor nos tecidos

que as frequências mais altas, uma vez que têm menos perdas. Além disto, para ambas as situações simuladas, os resultados obtidos para cada amostra apresentam uma resposta bastante semelhante, não sendo possível distinguir entre as três amostras.

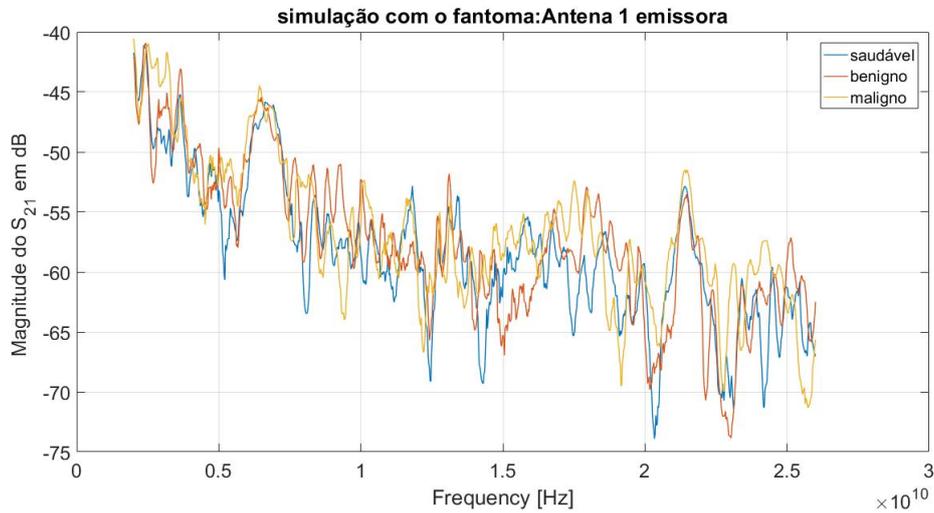


Figura 4.11: Parâmetro S_{21} para a amostra mais próxima da antena emissora

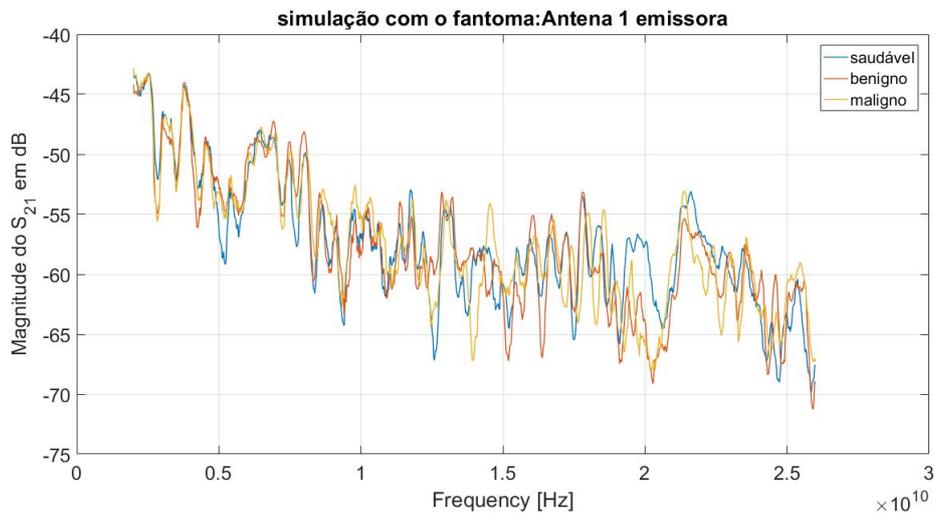
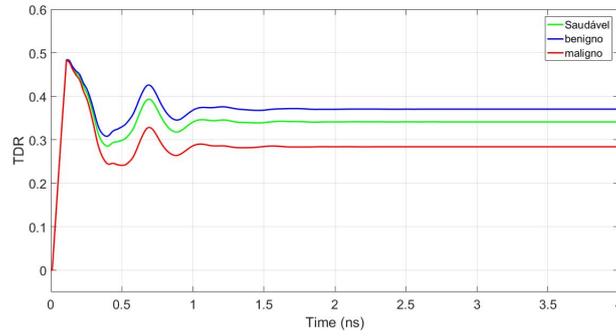


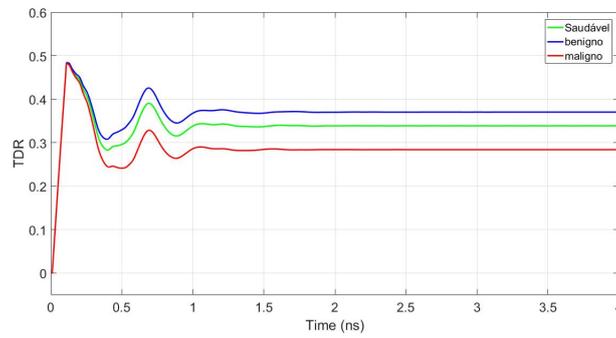
Figura 4.12: Parâmetro S_{21} para a amostra mais afastada da antena emissora

Devido à grande proximidade do parâmetro S_{21} para as três amostras, não sendo possível a distinção entre elas, recorre-se à técnica TDR.

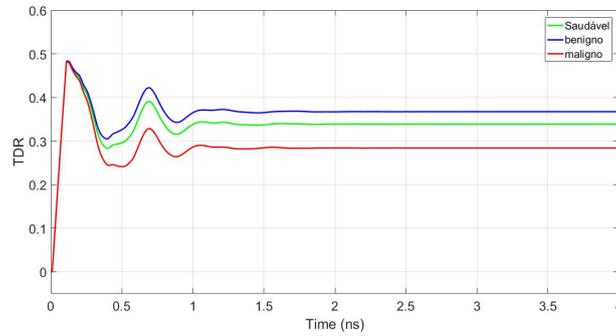
Os resultados obtidos representados na figura 4.13, retratam a situação em que as amostras estão próximas da antena definida como emissora, neste caso a antena 1. Pela análise dos gráficos é possível aferir que, tal como no setup apresentado na secção anterior, a amostra que simula o tumor benigno apresenta maior amplitude do sinal refletido, tendo, da mesma forma, a amostra que simula o tumor maligno apresentado menor amplitude. Sendo assim possível a distinção entre o tipo de tumor, maligno de benigno.



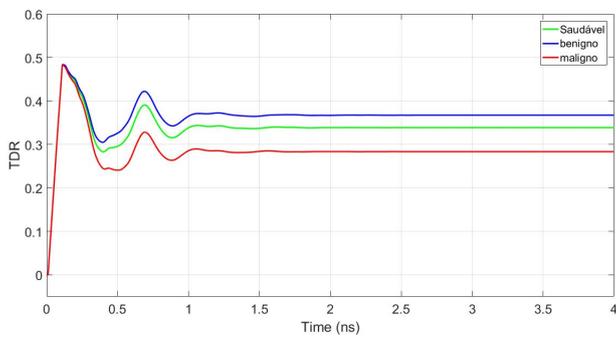
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.13: Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação da amostra próxima da antena emissora

De forma, a verificar se a antena 2 apresentava o mesmo comportamento que a antena 1, quando definida como emissora, realizaram-se as mesmas experiências com a antena 2 como emissora. As figuras 4.14 e 4.15, apresentam a resposta do S_{12} para cada montagem, isto é, para as situações em que as amostras são colocadas mais próximas ou mais afastadas da antena emissora. Enquanto a figura 4.16 ilustra os resultados obtidos no domínio do tempo, para a situação em que a amostra é colocada próxima da antena 2, neste caso posição 2. Tal como na situação em que a antena 1 é emissora, pela análise dos gráficos, é possível concluir que os resultados obtidos apresentam-se coerentes entre as duas situações expostas. Além disto, ainda é possível concluir que independentemente da seleção da antena como emissora, os resultados obtidos não são influenciados por esta, isto é, a amostra que simula tumor benigno apresenta maior amplitude de sinal refletido. Por sua vez, a amostra que simula tumor maligno apresenta amplitude menor.

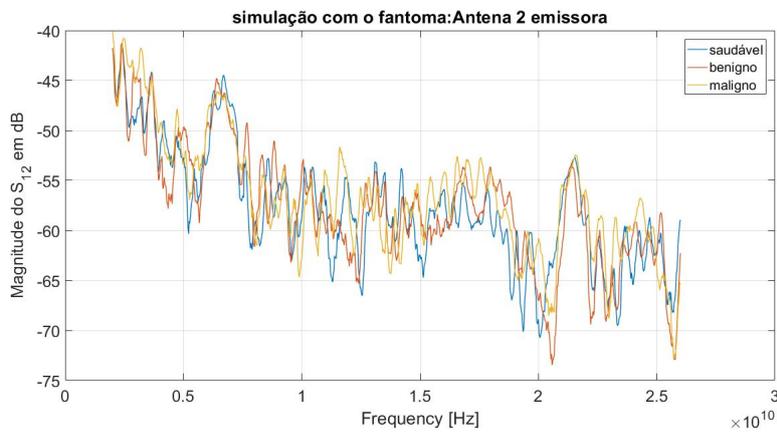


Figura 4.14: Parâmetro S_{12} para a amostra mais próxima da antena emissora

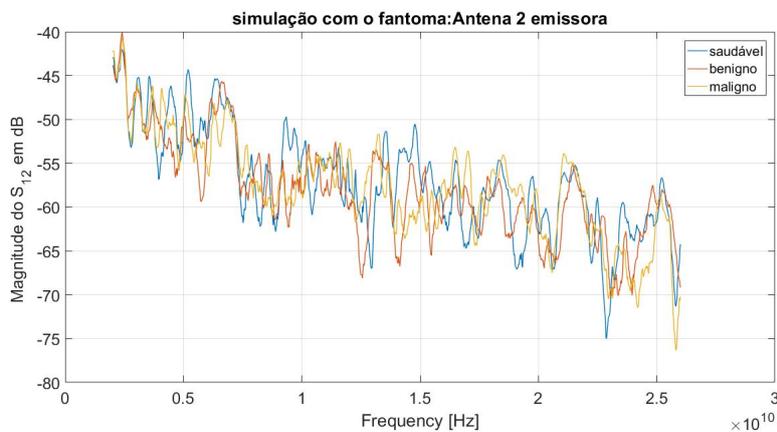
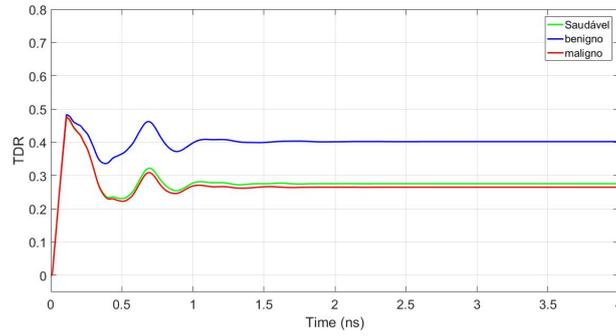
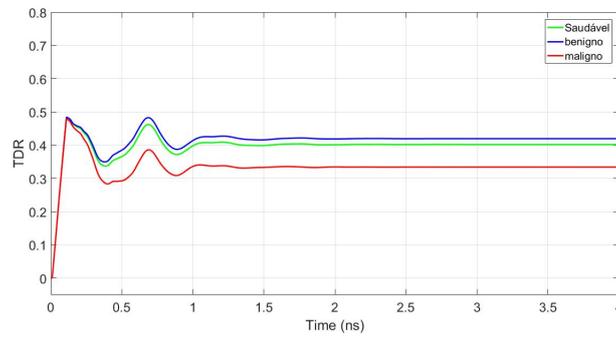


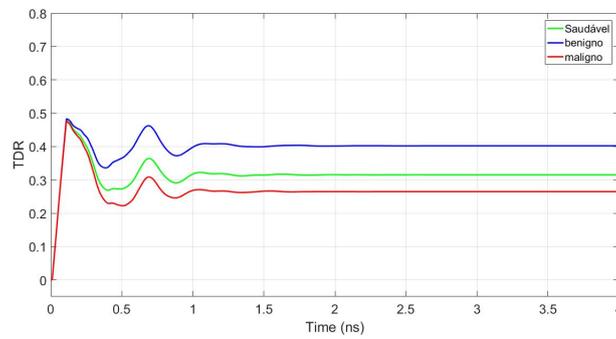
Figura 4.15: Parâmetro S_{12} para a amostra mais afastada da antena emissora



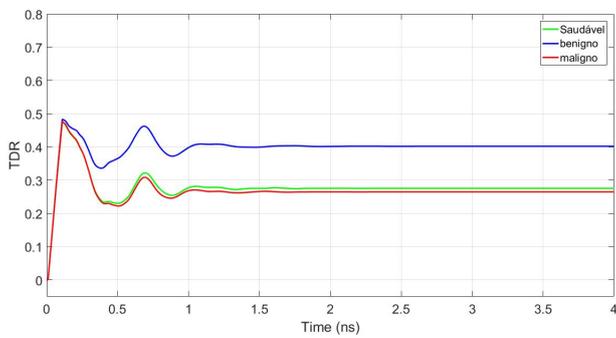
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.16: Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação das amostras próxima da antena 2

Recuando à situação onde a antena 1 é a emissora, são analisados os coeficientes de transmissão (S_{21}) no domínio da frequência, nas diferentes posições das amostras que simulam o tumor benigno e o tumor maligno, relativamente à antena emissora. Nos resultados obtidos e apresentados na figura 4.17, verifica-se que existe uma atenuação do sinal maior quando as amostras, tanto benigna como maligna, são colocadas mais afastadas da antena emissora e, conseqüentemente a energia refletida será menor, como é possível observar na figura 4.18, de forma semelhante ao que ocorre no sistema de medida com uma antena. As mesmas medidas não foram efetuadas para a situação da antena 2 como emissora, pois já se verificou que a escolha da antena emissora não tem influência nos resultados.

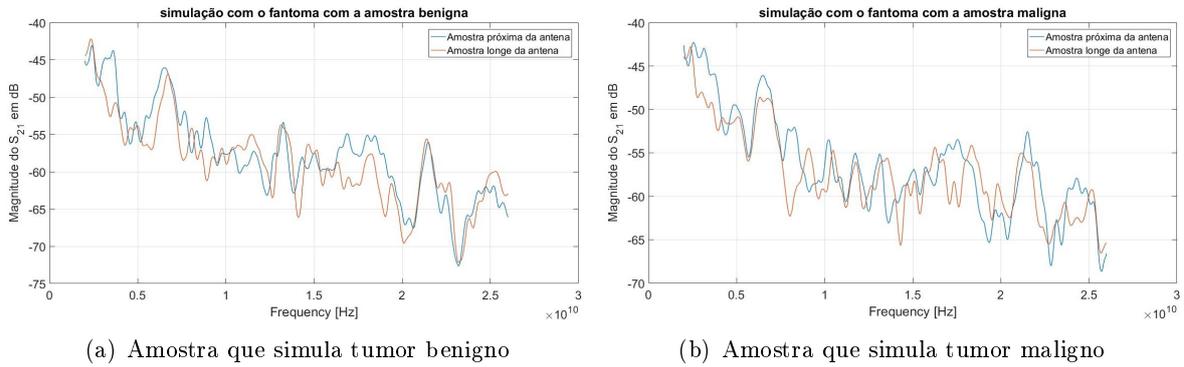


Figura 4.17: Coeficiente de transmissão para cada amostra em cada posição relativamente à antena 1

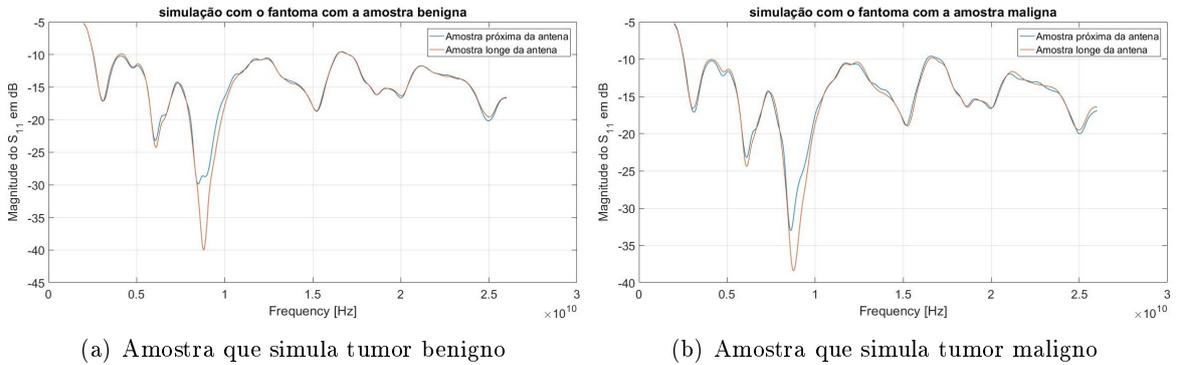


Figura 4.18: Coeficiente de reflexão para cada amostra em cada posição relativamente à antena 1

4.4 Sistema de medida com quatro antenas

A figura 4.19 ilustra o último sistema de medida implementado em laboratório. Este sistema é composto por quatro antenas iguais entre si, tendo uma antena sido definida como emissora enquanto as restantes são as antenas recetoras.



Figura 4.19: Sistema de medida com quatro antenas

Neste sistema de medida implementado, as experiências consistiram em fixar as quatro antenas, como mostra a figura 4.20, e variar a posição das amostras relativamente à antena selecionada como emissora. As quatro antenas foram selecionadas como emissoras de forma sequencial. Inicialmente, definiu-se a antena 1 como emissora e as restantes como recetoras. O processo de medida foi repetido três vezes, variando apenas na antena selecionada como emissora. Por outro lado, de forma a certificar a coerência do sistema e dos resultados, as medidas foram repetidas num total de 4 vezes para cada antena definida como emissora.

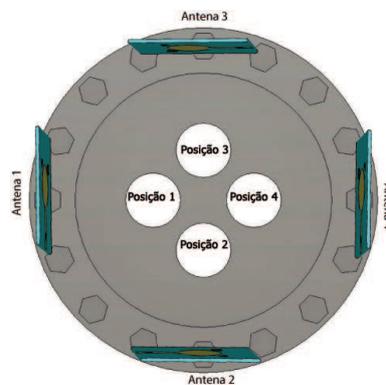


Figura 4.20: Diagrama do *Setup* com quatro antenas

As medidas iniciaram-se definindo a antena 1 como a emissora. As amostras foram colocadas mais próximas da antena emissora, posição 1, e mais afastadas da antena emissora 1, correspondendo à posição 4. As figuras 4.21 e 4.22, que apresentam os resultados obtidos dos parâmetros S_{21} , S_{31} e S_{41} , permitem verificar que, tal como nos sistemas de medida apresentados anteriormente, a atenuação aumenta com o aumento da frequência. Além disto, é possível observar que os resultados obtidos, para ambas as situações, para cada coeficiente de transmissão é semelhante para as três amostras, não permitindo uma distinção evidente entre si.

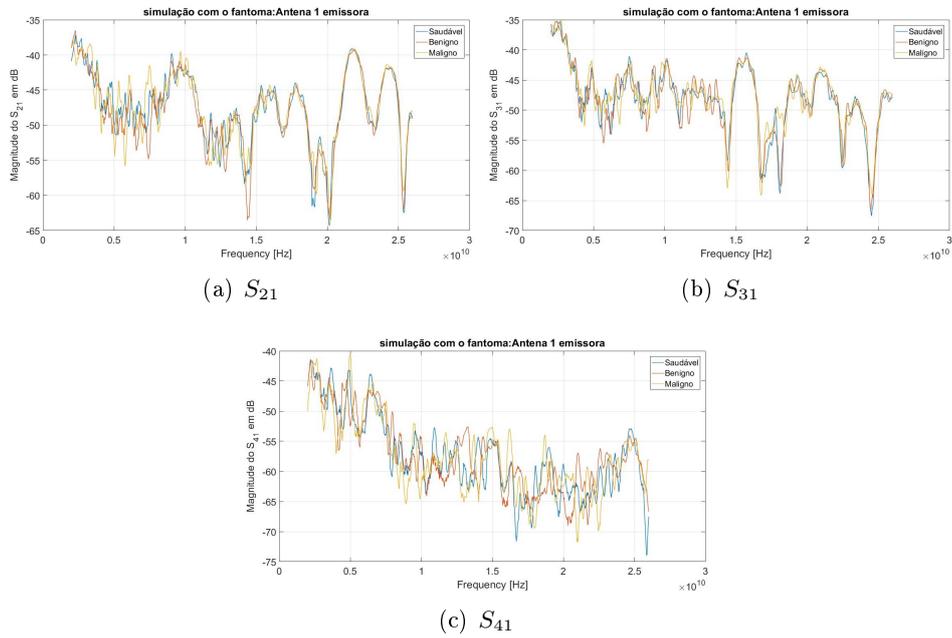


Figura 4.21: Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras próximas da antena 1

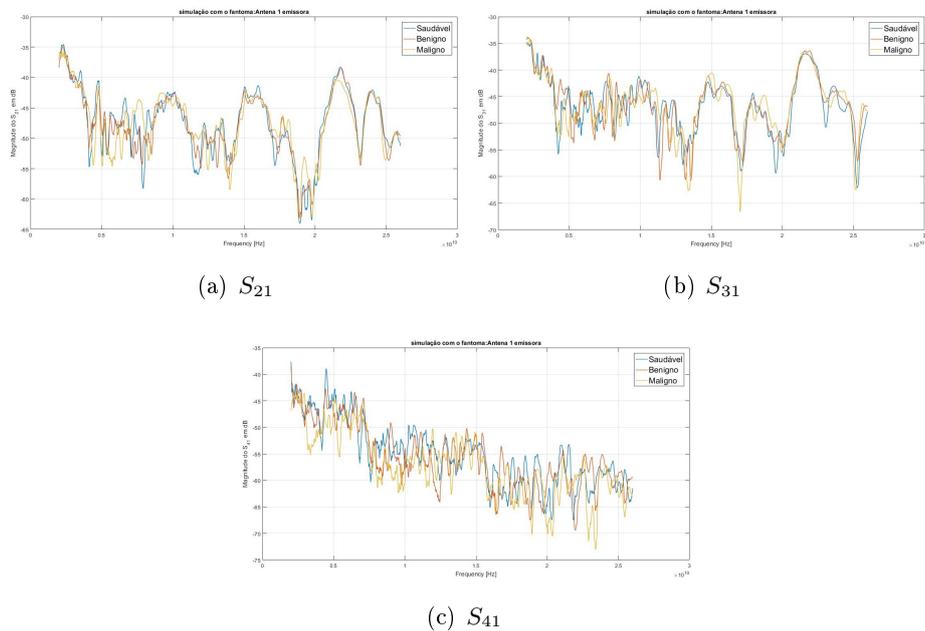


Figura 4.22: Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras afastadas da antena 1

Devido à impossibilidade de distinguir as amostras, no domínio da frequência, é realizada uma análise temporal recorrendo à técnica TDR. Na figura 4.23, apresentam-se os resultados obtidos, no domínio do tempo, para a situação em que as amostras estão posicionadas próximas

da antena emissora, neste caso a antena 1. Efetuando uma análise aos gráficos da figura 4.23, verifica-se uma concordância entre os resultados obtidos nos restantes sistemas de medida apresentados, ou seja, a amostra que simula tumor benigno apresenta uma amplitude do sinal refletido superior à das restantes amostras, sendo a amostra que simula tumor maligno a que apresenta menor amplitude, à exceção da figura 4.23 (a) em que os resultados obtidos estão sobrepostos, sendo difícil a distinção entre a amostra saudável e benigna.

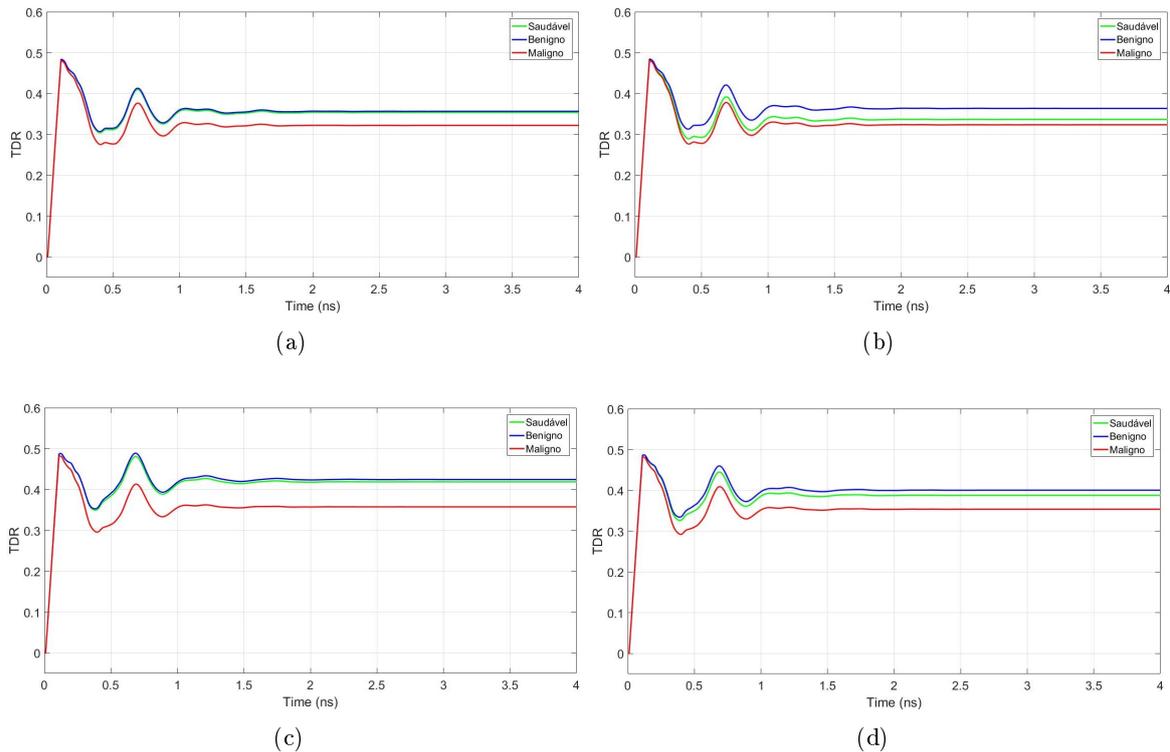


Figura 4.23: Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação das amostras próxima da antena 1

De modo a verificar se as restantes antenas (antena 2, antena 3 e antena 4), apresentam o mesmo comportamento que a antena 1 quando são definidas como emissoras, foram realizadas as mesmas experiências. As figuras 4.24 e 4.25, apresentam os coeficiente de transmissão de cada antena, para a posição 2 e posição 3, respetivamente, sendo a antena 2 a emissora. Por sua vez, a figura 4.26 apresenta os resultados obtidos no domínio do tempo, para a situação em que as amostras se encontram próximas da antena 2, permitindo a distinção entre as amostras. Tal como na situação em que a antena 1 é emissora, pela análise dos gráficos, é possível concluir que os resultados obtidos apresentam-se coerentes entre os dois sistemas de medida, até então, expostos.

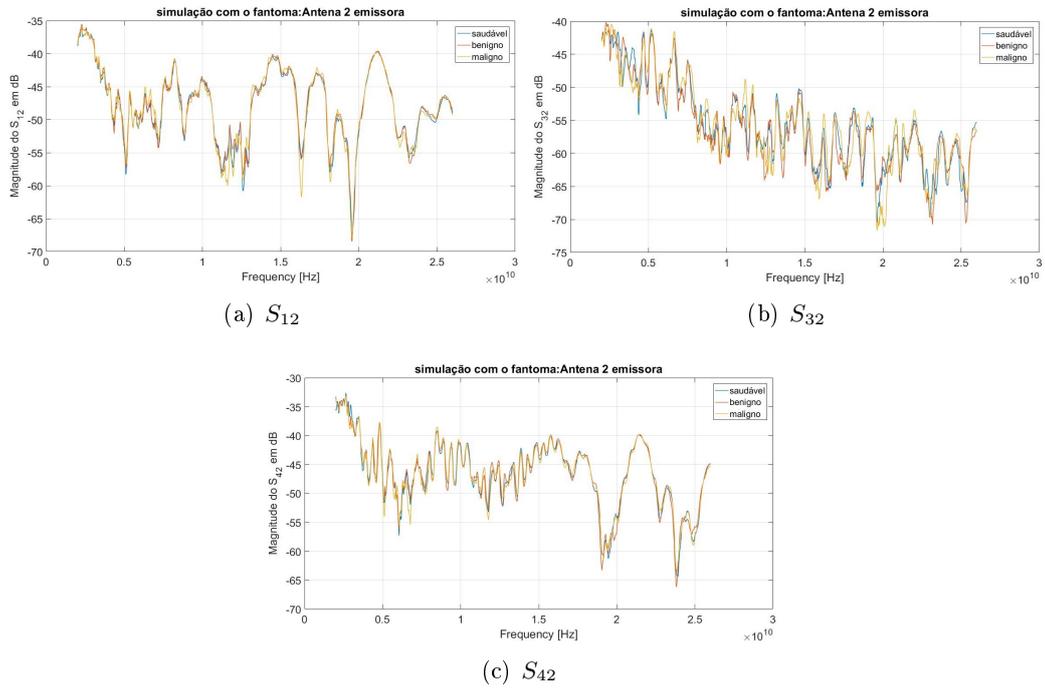


Figura 4.24: Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras próximas da antena 2

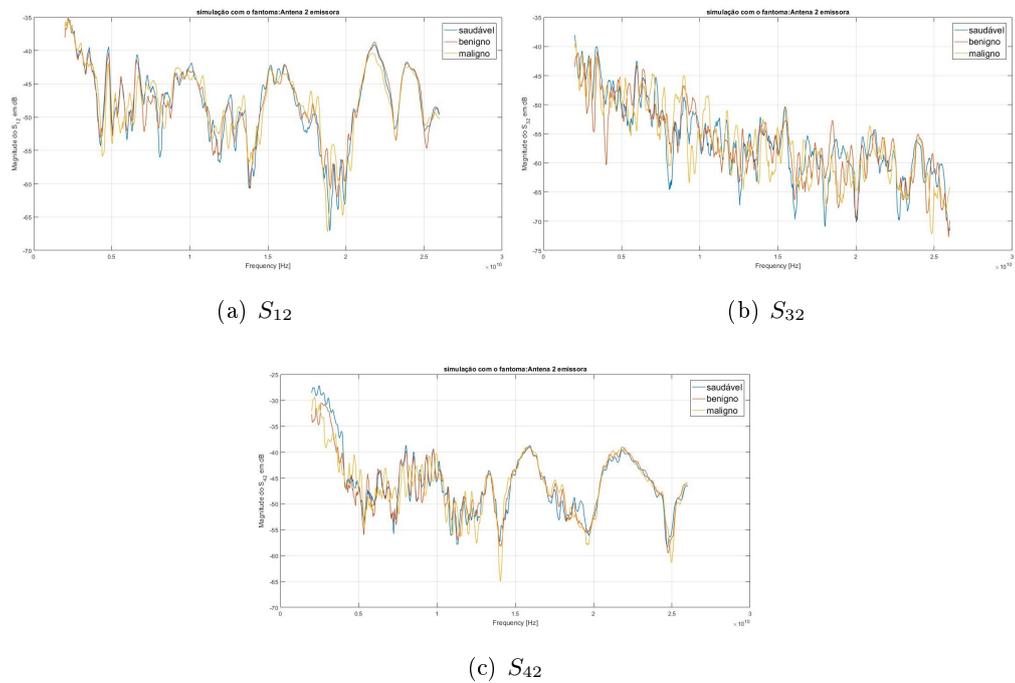


Figura 4.25: Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras afastadas da antena 2

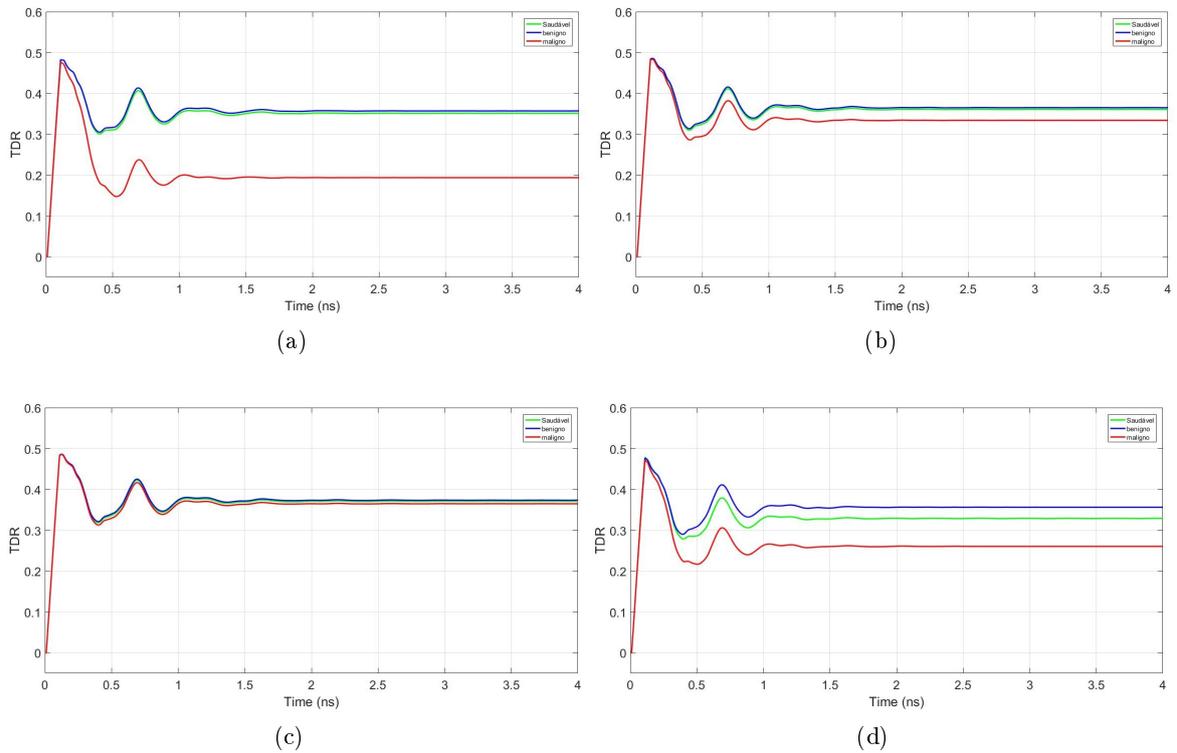


Figura 4.26: Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação das amostras próxima da antena 2

Sendo a antena 3 definida como a emissora, enquanto que as restantes como recetoras. As figuras 4.27 e 4.28, apresentam os resultados obtidos dos coeficientes de transmissão de cada antena, para as situações em que as amostras são colocadas próximas e afastadas da antena emissora, posição 3 e posição 2, respetivamente. A figura 4.29 apresenta os gráficos, recorrendo à implementação do TDR, para a situação do posicionamento das amostras próximas da antena 3. Mais uma vez os resultados apresentam-se concordantes com as duas situações até então apresentadas.

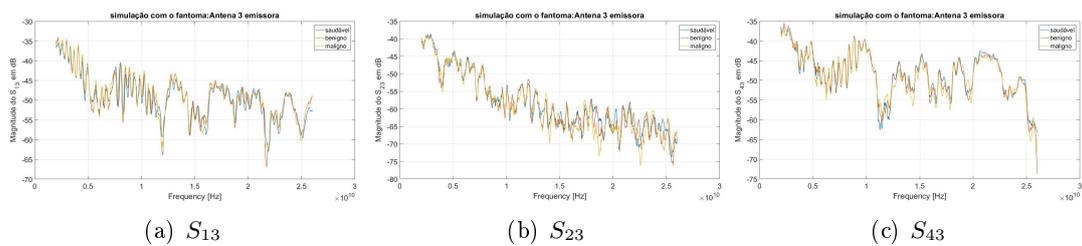


Figura 4.27: Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras próximas da antena 3

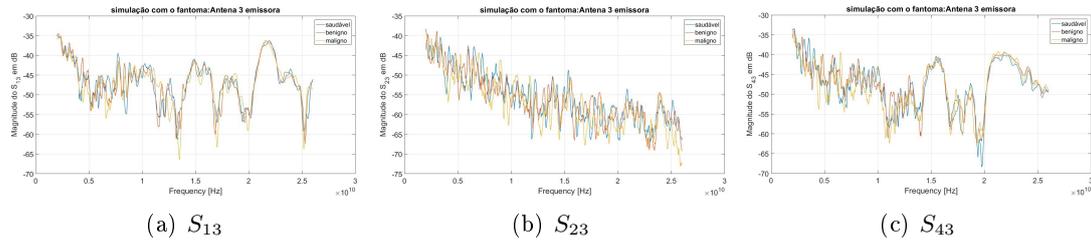


Figura 4.28: Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras afastadas da antena 3

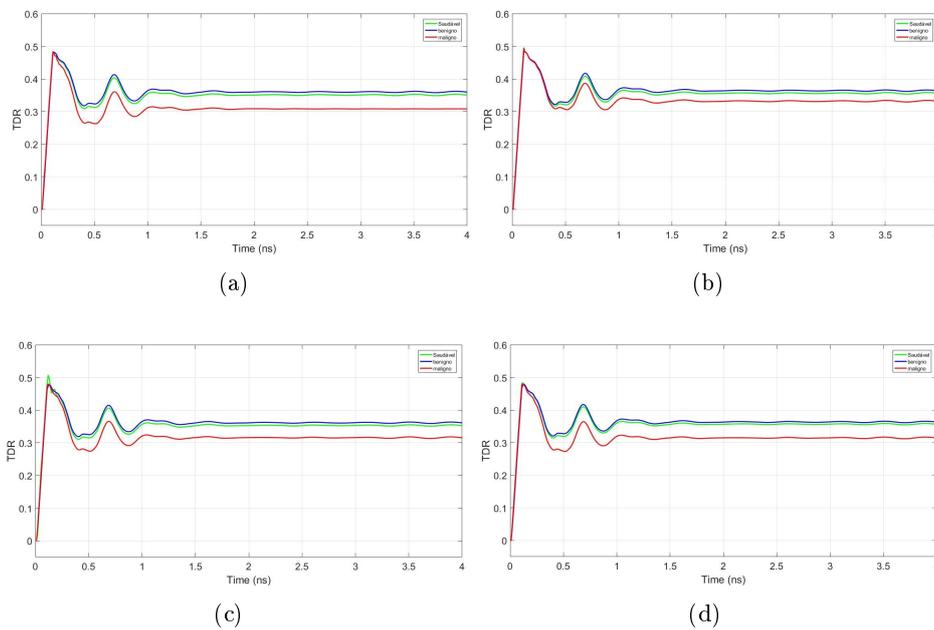


Figura 4.29: Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação das amostras próximas da antena 3

Finalmente, a antena 4 é a emissora e são efetuadas, da mesma forma, as experiências realizadas para as situações anteriores. As três amostras são colocadas em duas posições diferentes: posição 4, estando assim próxima da antena emissora, e, posição 1, colocando a amostra mais afastada da antena 4. As figuras 4.30 e 4.31 apresentam os resultados obtidos do coeficiente de transmissão de cada antena, para ambas as posições das amostras. Dada a dificuldade em distinguir as três amostras entre si, no domínio da frequência, a figura 4.32 apresenta os resultados obtidos, para a situação das amostras colocadas na posição 4, no domínio do tempo.

Pela análise dos gráficos apresentados é possível verificar coerência nos resultados entre as quatro situações expostas. Desta forma, independentemente da escolha da antena como emissora, os resultados obtidos são semelhantes, ou seja, o a amostra que simula tumor benigno apresenta uma amplitude de sinal refletido maior que as restantes amostra, sendo a amostra que simula tumor maligno a que tem menor amplitude de sinal refletido. Para além disso, ainda é possível verificar, que para qualquer antena definida como emissora, a resposta ao

tumor apresenta sempre menor amplitude devido à camada da pele refletir a maior parte da energia.

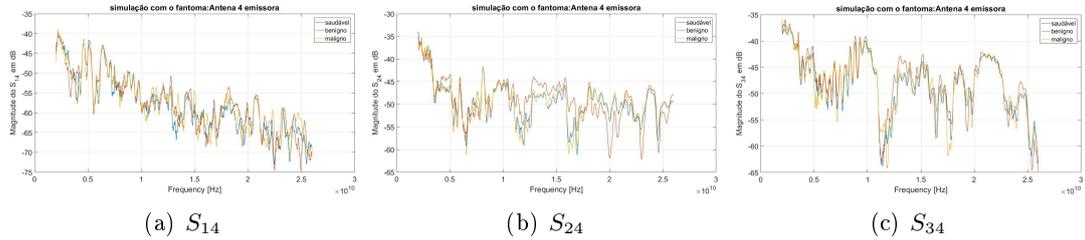


Figura 4.30: Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras próximas da antena 4

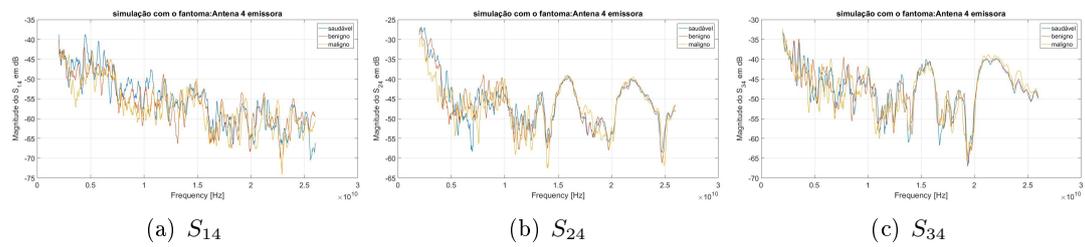


Figura 4.31: Coeficientes de transmissão de cada antena para as amostras afastadas da antena 4

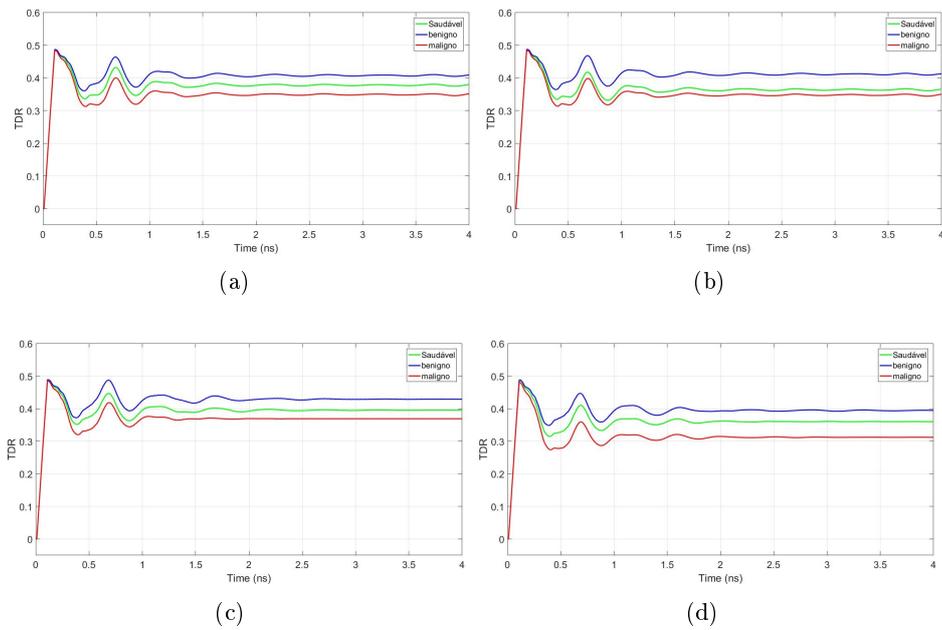


Figura 4.32: Resultados obtidos, no domínio do tempo, para as quatro medidas realizadas na situação das amostras próximas da antena 4

De seguida, e definindo a antena 1 como emissora, são apresentados, na figura 4.33, os gráficos do coeficiente de reflexão para as amostras benigna e maligna, quando colocadas nas quatro posições. Pela análise dos gráficos para ambas as amostras, é possível verificar que à medida que a amostra se aproxima da antena emissora, a energia refletida é maior do que quando colocadas na posição 4, neste caso, a posição mais afastada da antena emissora. De igual modo, observa-se que a energia refletida pela amostra na posição 2 e na posição 3 apresenta-se muito semelhante, uma vez que estas se encontram à mesma distância da antena emissora.

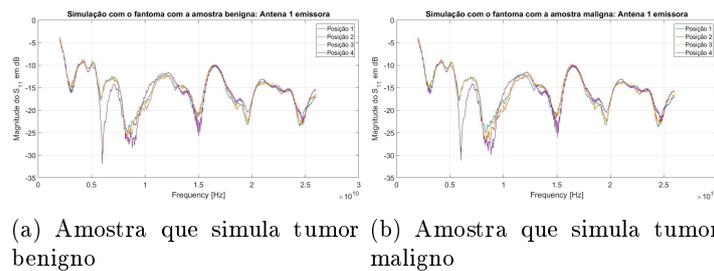


Figura 4.33: Coeficiente de reflexão para cada amostra em cada posição relativamente à antena 1

4.5 Discussão dos resultados

Com a realização dos setups descritos anteriormente, foi possível retirar as seguintes conclusões. Começando pela análise da resposta TDR verifica-se que:

- A amostra que simula o tumor benigno apresenta maior amplitude de sinal refletido, e por sua vez a amostra com o tumor maligno apresenta menor amplitude. Desta forma, é possível identificar a amostra em causa. Esta resposta verifica-se de igual forma nos três sistemas medidos.
- A energia refletida pelas amostras é inferior ao sinal refletido pela camada da pele, pois observando as imagens em que é apresentada a análise no domínio do tempo verifica-se a existência de dois picos, onde o primeiro corresponde à amplitude do sinal refletido pela camada da pele e o segundo a reflexão da amostra.

As medidas efetuadas no domínio da frequência, permitiram-nos efetuar a seguinte análise:

- Com uma maior proximidade das amostras à antena emissora verifica-se que a energia refletida é superior, visto que à medida que a distância aumenta existe uma maior atenuação do sinal. Isto permite inferir a localização das amostras, uma vez que se tivermos menos atenuação do sinal, podemos concluir que esta se encontra na posição mais próxima da antena emissora.
- Com referência a figura 4.20, colocamos as amostras, quer a amostra benigna, quer a amostra maligna, nas posições 1, 2, 3 e 4, tendo efetuado uma análise da resposta do coeficiente de reflexão nas quatro posições. Pela amplitude da sua resposta é perceptível a localização da amostra, no fantoma, exceto nas posições 2 e 3 que se encontram à mesma distância da antena emissora.

- Verifica-se, através do coeficiente de transmissão que as frequências mais baixas penetram melhor os tecidos uma vez que apresentam menos perdas. Contudo as frequências mais elevadas garantem uma maior definição dos elementos anómalos, justificando a utilização de um sistema UWB em sistemas de imagem por microondas.

Capítulo 5

Conclusões e Trabalho Futuro

5.1 Conclusões

Com esta dissertação pretendeu-se desenvolver um sistema capaz de identificar a existência de anomalias nos tecidos mamários. Implementou-se um sistema de medida que permitiu testar a deteção de possíveis irregularidades num fantoma utilizado para simular uma situação real.

O trabalho iniciou-se com o levantamento dos atuais métodos de diagnóstico do cancro da mama, nomeadamente a Mamografia, o Ultrassom e a Ressonância Magnética. A Mamografia é o principal método de rastreio inicial. As restantes técnicas são usadas como complemento, quando há indícios de uma anomalia. As vantagens e desvantagens dos métodos de diagnóstico atuais são também apresentadas, sendo classificadas de acordo com tipo de radiação utilizada, em termos de custo e do desempenho. Além disto, analisou-se o trabalho desenvolvido na deteção do cancro utilizando radiação por micro-ondas. Esta técnica tem vindo a ser objeto de estudo e evolução, uma vez que pode ser uma alternativa aos métodos convencionais e apresenta vantagens, como por exemplo, baixo custo ou a ausência do uso de radiação ionizante. A técnica de imagem por micro-ondas baseia-se nas diferenças das propriedades dielétricas entre o tecido mamário normal e os tecidos com anomalias, recorrendo à onda refletida que surge nas transições de tecidos com diferentes propriedades.

Para incluir no referido de sistema de medida com microondas, procedeu-se ao dimensionamento de uma antena de banda larga. A antena desenvolvida nesta dissertação foi uma antena de banda larga impressa do tipo monopolo, não só pela sua simplicidade de desenho, mas também pela versatilidade que apresenta. A antena inicialmente dimensionada apresentava uma largura de banda insuficiente, tendo sido efetuadas alterações à sua geometria. As alterações efetuadas, nomeadamente no plano de massa permitiram um aumento da largura de banda da antena, apresentando um coeficiente de reflexão satisfatório, quer simulado quer experimental, numa gama de frequências entre 2 GHz a 26 GHz. As alterações efetuadas à geometria inicial da antena não só permitiram uma melhoria da largura de banda, como, também um aumento do ganho. Constatou-se, também, que a antena apresentava um diagrama de radiação típico de uma antena monopolo. Além disto, verificou-se coerência entre os resultados simulados e os medidos.

Procedeu-se a implementação de um sistema de medida, baseado num VNA e na antena desenvolvida. Foi usado um fantoma que apresenta características dielétricas semelhantes às de um seio, possibilitando assim a simulação de um cenário real, onde se pretende medir os sinais refletidos pelo fantoma. Foram testadas 3 variantes do sistema com uma antena, 2

antenas e 4 antenas que permitiu identificar a influência que o número de antenas tem na detecção e localização de tecidos anómalos.

Uma análise no domínio da frequência, permitiu concluir que a antena apresentava uma largura de banda ampla quando colocada próxima do fantoma. Apesar disto, através dos resultados obtidos, nos três sistemas implementados, de cada uma das amostras (amostra saudável, amostra benigna e amostra maligna), as diferenças entre elas não eram perceptíveis, inviabilizando, assim, a sua distinção. Por outro lado, quando se colocavam as amostras em posições diferentes relativamente à antena emissora, verificou-se que, a energia refletida aumenta quando a amostra é colocada mais próxima da antena emissora, sendo, desta forma, possível, aferir acerca da localização do tumor.

Uma vez que a análise dos resultados obtidos no domínio da frequência não permitiu a distinção entre as amostras, recorreu-se a uma análise no domínio do tempo, através da técnica TDR. A análise realizada no domínio do tempo permitiu distinguir entre as amostras colocadas no fantoma. Os três sistemas implementados mostraram coerência na resposta temporal obtida, isto é, o sinal que apresentou maior amplitude de sinal refletido foi a amostra que simula tumor benigno; já a amostra que simula tumor maligno que têm menor amplitude, sendo possível assim diferenciar as amostras em causa. Além disto, observa-se que as respostas das três amostras são de menor amplitude, uma vez que a maior parte da energia é refletida pela camada da pele.

Tanto a análise no domínio do tempo, como a análise no domínio da frequência têm um grande contributo em sistemas de imagem por micro-ondas. Enquanto, uma análise no domínio do tempo permite uma distinção entre as amostras, a análise no domínio da frequência possibilita obter uma localização da amostra no fantoma. Desta forma, o conjunto das duas técnicas apresenta resultados promissores para uma futura implementação num sistema real.

5.2 Sugestões de Trabalho Futuro

Relativamente ao trabalho a ser desenvolvido no futuro, este passaria pelo desenvolvimento de um algoritmo de processamento de sinal e imagem mais robusto, que permita obter imagens microondas eliminando a componente da camada da pele, uma vez que os sinais recolhidos apresentam uma reflexão elevada desta.

Tal como foi apresentado no capítulo de estado de arte, o aumento gradual do número de antenas nos sistemas de medida permitia obter resultados com melhor resolução, e desta forma tornar os resultados mais fiáveis. Propõem-se, então, num trabalho futuro a implementação de um sistema com um maior número de antenas e averiguar quais as melhorias que este poderá trazer à reconstrução da imagem.

Outra sugestão de trabalho futuro é a aposta em equipamentos que permitam uma medida direta no domínio do tempo, evitando assim que o sistema esteja sujeito aos erros de conversão que o VNA apresenta não só na apresentação dos resultados, mas também na geração dos ficheiros que permitem fazer o tratamento dos dados em MATLAB.

Bibliografia

- [1] N. C. Institute, Cancro da Mama.[online] Disponível: <https://www.ligacontracancro.pt/cancro-da-mama/>. [Acedido 1 Fev. 2018]
- [2] Narod, Steven A., Javaid Iqbal, and Anthony B. Miller. "Why have breast cancer mortality rates declined?."Journal of Cancer Policy 5 (2015): 8-17.
- [3] Gco.iarc.fr. (2018). Cancer today. [online] Disponível: <http://gco.iarc.fr/today/>. [Acedido 6 Set. 2018].
- [4] Katbay, Zahra, et al. "A UWB antenna in direct breast contact for cancer detection."Sensors Networks Smart and Emerging Technologies (SENSET), 2017. IEEE, 2017.
- [5] Entendendo a Radiação Médica. (2018). Radiação Ionizante. [online] Disponível: <http://www.radiacao-medica.com.br/dados-sobre-radiacao/o-que-e-radiacao/radiacao-ionizante/>. [Acedido 5 Mar. 2018].
- [6] (ACR), R. (2018). Mammography (Mammogram). [online] Radiologyinfo.org. Disponível: <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=mammo>. [Acedido 1 Fev. 2018]
- [7] Islam, Md Shafiul, Naima Kaabouch, and Wen-Chen Hu. "A survey of medical imaging techniques used for breast cancer detection."EIT. 2013.
- [8] Khalkhali, Iraj, Ismael Mena, and Linda Diggles. "Review of imaging techniques for the diagnosis of breast cancer: a new role of prone scintimammography using technetium-99m sestamibi."European journal of nuclear medicine 21.4 (1994): 357-362.
- [9] "Mammography - vector illustration of breast diagnosis and screening", Shutterstock.com, 2018. [Online]. Disponível: https://www.shutterstock.com/pt/image-vector/mammography-vector-illustration-breast-diagnosis-screening-1181578804?irgwc=1%5C&utm%5C_medium=Affiliate%5C&utm%5C_campaign=Freepik%5C%20Company%5C%2C%5C%20S.L.%5C&utm%5C_source=39422%5C&utm%5C_term=1226619363.1540552145 [Acedido 15 Out. 2018].
- [10] Kwon, Sollip, and Seungjun Lee. "Recent advances in microwave imaging for breast cancer detection."International journal of biomedical imaging 2016 (2016).
- [11] (ACR), R. (2018). Ultrasound (Sonography). [online] Radiologyinfo.org. Disponível: <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=genus> [Acedido 1 Fev. 2018].

- [12] "Female Doctor Checking Woman Patient Breast With Ultrasound", Shutterstock.com, 2018. [Online]. Disponivel: https://www.shutterstock.com/pt/image-vector/female-doctor-checking-woman-patient-breast-678261577?irgwc=1&utm_medium=Affiliate&utm_campaign=Freepik%20Company%2C%20S.L.&utm_source=39422&utm_term=1226619363.1540552145. [Acedido 15 Out. 2018].
- [13] Dill, T. "Contraindications to magnetic resonance imaging." *Heart* 94.7 (2008): 943-948.
- [14] [4]"Female Doctor Checking Woman Patient Breast With Ultrasound", Shutterstock.com, 2018. [Online]. Disponivel: https://www.shutterstock.com/pt/image-vector/female-doctor-checking-woman-patient-breast-678261577?irgwc=1&utm_medium=Affiliate&utm_campaign=Freepik%20Company%2C%20S.L.&utm_source=39422&utm_term=1226619363.1540552145. [Acedido 15 Out. 2018].
- [15] Fear, Elise C., et al. "Microwave breast imaging with a monostatic radar-based system: A study of application to patients." *IEEE transactions on microwave theory and techniques* 61.5 (2013): 2119-2128.
- [16] Paulsen, Keith D. "Fast 3-D Tomographic Microwave Imaging for Breast Cancer Detection."
- [17] Bezoušek, Pavel, and Vladimír Schejbal. "Bistatic and multistatic radar systems." *Radioengineering* 17.3 (2008): 53.
- [18] Fear, Elise C., et al. "Microwave breast imaging with a monostatic radar-based system: A study of application to patients." *IEEE transactions on microwave theory and techniques* 61.5 (2013): 2119-2128.
- [19] Henriksson, T., et al. "Clinical trials of a multistatic UWB radar for breast imaging." *Antennas and Propagation Conference (LAPC), 2011 Loughborough*. IEEE, 2011.
- [20] Constantine A. Balanis, "Antenna Theory Analysis and Design", 2nd Edition, JOHN WILEY & SONS, 1996.
- [21] Borja, Berenice, Jose A. Tirado, and Hildeberto Jardón. "An Overview of UWB Antennas for Microwave Imaging Systems for Cancer Detection Purposes." *Progress in Electromagnetics Research B* 80 (2018).
- [22] Jafari, Hamed Mazhab. *Ultra-Wideband Antennas for Medical Imaging and Communication Applications*. Diss. 2006.
- [23] Abbosh, Amin M. "Directive antenna for ultrawideband medical imaging systems." *International Journal of Antennas and Propagation* 2008.
- [24] Hammouch, Nirmine, and Hassan Ammor. "SMART UWB ANTENNA FOR EARLY BREAST CANCER DETECTION." (2006).
- [25] Abbosh, Amin M., and Marek E. Bialkowski. "Design of UWB planar antenna for microwave imaging systems." *Signal Processing and Communications, 2007. ICSPC 2007. IEEE International Conference on*. IEEE, 2007.

- [26] Selvaraj, Vanaja, et al. "Highly Directional Microstrip Ultra Wide Band Antenna for Microwave Imaging System." *Acta graphica: znanstveni časopis za tiskarstvo i grafičke komunikacije* 28.1 (2017): 35-40.
- [27] Pandey, G. K., et al. "High gain Vivaldi antenna for radar and microwave imaging applications." *International Journal of Signal Processing Systems* 3.1 (2015): 35-9.
- [28] Liu, L., et al. "Cable effects on measuring small planar UWB monopole antennas." *Ultra wideband-current status and future trends*. InTech, 2012.
- [29] Su (2018). 2008 IEEE AP-S-Internal Wideband Monopole Antenna For MIMO Access-Poi. . . [online] Slideshare.net. Disponível: <https://www.slideshare.net/stephensu/2008-ieee-apsinternal-wideband-monopole-antenna-for-mimo-access-point-applications>. [Acedido 20 Mai. 2018].
- [30] Sarkar, Manas, Santanu Dwari, and Anitha Daniel. "Printed monopole antenna for ultra-wideband application with tunable triple band-notched characteristics." *Wireless Personal Communications* 84.4 (2015): 2943-2954.
- [31] Devana, VN Koteswara Rao. "A Novel UWB Monopole Antenna with Defected Ground Structure." (2017).
- [32] Geethananda, M., Zachariah C. Alex, and K. Shambavi. "Design of planar multi-ring monopole antenna for UWB applications." *Electronics and Communication Systems (ICECS)*, 2015 2nd International Conference on. IEEE, 2015.