

INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa



Antena para transferência de potência sem fios para alimentação de dispositivos biomédicos

Luís Henrique Ribeiro Ferreira

Trabalho Final de Mestrado para Obtenção do Grau de Mestre em Engenharia
Biomédica

Orientador:

Prof. Doutor Pedro Renato Tavares de Pinho (ISEL)

Júri:

Presidente: João Ramos da Costa

Vogais: Nuno Borges Carvalho

Pedro Renato Tavares Pinto

Maio, 2021

Agradecimentos

Antes demais gostaria de agradecer aos meus pais pela oportunidade que me deram para tirar este curso e por todo o apoio dado de forma incondicional, quer ao longo do percurso académico, bem como ao longo da vida. Aos meus irmãos e à minha namorada pela motivação e força que me têm demonstrado de forma a ultrapassar todas as adversidades.

Agradeço ao meu orientador Professor Doutor Pedro Pinho e colaboradora Eng^a Carolina Gouveia pela paciência, por todos os conselhos e preciosa ajuda. O acompanhamento semanal foi um ponto chave para a conclusão desta dissertação. Obrigado por tudo o que me ensinaram.

Nos meus agradecimentos, gostaria de destacar também a instituição (Instituto Superior de Engenharia de Lisboa) que me acolheu durante estes últimos dois anos e ainda ao Instituto de Telecomunicações por todos os recursos disponibilizados essenciais para a conclusão deste projeto. Um obrigado a todos os professores envolvidos no meu percurso académico que de certa forma contribuíram para ser uma pessoa melhor.

Por fim, não poderia deixar de agradecer a todos os meus amigos pelo companheirismo e amizade que de certa forma tornaram este percurso mais facilitado. Em especial, queria destacar e agradecer ao Miguel, ao Henrique, ao João e ao Cláudio por me acompanharem desde o início do meu percurso académico e por estarem sempre dispostos para me ajudar e distrair quando era necessário.

A todos, o meu sincero obrigado!

Resumo

À semelhança de muitas outras áreas, o campo da medicina tem experimentado novas descobertas e aplicações extraordinárias que fazem com que existam alternativas cada vez mais inovadoras, de modo a melhorar a nossa qualidade de vida. As técnicas de aplicabilidade dos dispositivos médicos implantáveis são um exemplo de como o avanço da tecnologia veio facilitar algumas intervenções cirúrgicas, tornando-as também mais confortáveis para o paciente. No entanto, estes possuem também algumas desvantagens, sendo umas delas a necessidade de usar baterias como fonte de alimentação do dispositivo. Como consequência, estes implantes apresentam um tempo de vida limitado que é geralmente ditado pelo tamanho e capacidade das baterias, e que implica a sua troca com alguma periodicidade, trazendo complicações para o paciente.

De modo a solucionar este problema, nos últimos anos têm surgido diversos estudos de sistemas que usam antenas para transferir potência para o interior do organismo. No entanto, um dos problemas desta solução é o valor elevado de potência que é refletida quando a antena é colocada em contacto com o corpo humano, causando a desadaptação da mesma. Neste âmbito, e com o objetivo de resolver os problemas descritos, pretendeu-se com esta dissertação apresentar uma antena de dimensões reduzidas, passível de ser utilizada na transferência de potência sem fios, de forma a alimentar um possível dispositivo médico implantável. Para isso, desenhou-se, simulou-se e otimizou-se uma antena para uma banda ISM (902-928 MHz), de modo a estar em contacto com o corpo tendo em conta as propriedades dielétricas e respetivas espessuras das várias camadas do tecido humano. Foram ainda explorados e comparados dois substratos diferentes, nomeadamente o DuPont 951 LTCC (*low-temperature cofired ceramics*), muito utilizado neste tipo de aplicações e o Rogers RO4360G2, como um material facilmente disponível.

Depois de construída o desempenho da antena foi testado numa pessoa e os resultados obtidos foram bastante promissores, permitindo desta forma apresentar uma solução que pode ser interessante num futuro próximo.

Abstract

Like many other areas, the field of medicine has been experiencing new discoveries and extraordinary applications that make alternatives increasingly more innovative, in order to improve our quality of life. The techniques that use implantable medical devices are an example of how the technology innovation has facilitated some surgical interventions, also making them more comfortable for the patient. However, they also have some disadvantages, one of which is the need to use batteries as power source. Hence, these implants have a limited lifetime that is usually dictated by the size and capacity of the batteries, and that implies their replacement with some periodicity, causing complications for the patient.

In order to solve this problem, in recent years, there were several studies of systems that use antennas to transfer power into the body. However, one of the problems with this solution is the high power reflection when the antenna is located in contact with the human body, as it might affect its resonance. In this context and in order to solve the problems described, this dissertation intends to present an antenna with reduced dimensions, which can be used in wireless power transfer, in order to supply a possible implantable medical device. For this purpose, an antenna for the ISM band (902-928 MHz) was designed, simulated and optimized, in order to be in contact with the body, taking into account the dielectric properties and respective thicknesses of the various human tissue layers. Two different substrates were also explored and compared, namely the DuPont 951 LTCC (low-temperature cofired ceramics), widely used in this type of applications and the Rogers RO4360G2, as an easily available material.

After the antenna was built, it was tested on a person and the results obtained were very promising, thus allowing to present a solution that may be interesting in the near future.

Índice

Agradecimentos	i
Resumo	iii
Abstract	v
Índice	vii
Índice de Figuras.....	ix
Índice de Tabelas.....	xiii
Acrónimos.....	xv
1.Introdução	1
1.1. Motivação	3
1.2. Objetivos	4
1.3. Organização do documento	5
1.4. Contribuições originais introduzidas.....	6
2.Panorâmica geral dos dispositivos médicos implantáveis.....	7
2.1 Dispositivos médicos implantáveis	7
2.2 Captação de energia vinda do exterior	9
2.2.1 Captação de energia biomecânica	10
2.2.2 Geradores Termoelétricos	11
2.3 Transferência de potência sem fios	13
2.3.1 Potência ótica	15
2.3.2 Ondas ultrassônicas	16
2.3.3 Energia de rádio-frequência (RF).....	18
2.4 Microdispositivos implantáveis sem fios utilizando antenas	19
2.4.1 Arquitetura geral de microdispositivos sem fios	20
2.4.2 Exemplos de aplicações dos microdispositivos implantáveis sem fios	21
3. Antenas <i>Microstrip</i>.....	27
3.1 Conceitos gerais de antenas <i>Microstrip</i>.....	27
3.1.1 Dimensionamento de uma antena	28
3.1.2 Impedância de entrada da antena.....	31
3.1.3 Substrato	31

3.2	Considerações sobre antenas implantáveis e o seu desenvolvimento	32
3.2.1	Utilização de antenas implantadas no corpo humano	33
3.2.2	Aplicação de antenas <i>Microstrip</i> em contacto com o corpo humano	38
4.	Projeto de uma antena em contacto com o corpo humano	49
4.1	Estudo paramétrico da antena	50
4.1.1	Comprimento da <i>patch</i>	50
4.1.2	Largura da <i>patch</i>	51
4.1.3	Ponto de alimentação	52
4.1.4	Otimização da antena	53
4.1.5	Impacto do corpo humano.....	54
4.2	Replicação do estudo efetuado em [56].....	55
4.2.1	Estudo das variáveis	58
4.2.2	Importância do superstrato	71
4.3	Dimensionamento final da antena e <i>design</i> da <i>patch</i> para o substrato Du Pont 951 LTCC ..	72
4.4	Alteração do substrato.....	74
4.4.1	Inserção do conector coaxial	76
4.4.2	Comparação de ambos os substratos	78
4.5	Avaliação da exequibilidade da implementação da transferência de potência sem fios	80
4.5.1	Otimização das antenas vistas do interior do corpo.....	81
4.5.2	Comparação do dimensionamento da antena para a pele e músculo para ambos os substratos	82
4.5.3	Comparação da eficiência na transferência de potência para ambos os substratos	83
4.6	Construção da antena e resultados experimentais.....	85
4.6.1	Construção da antena	87
4.6.2	Medição dos parâmetros da antena.....	88
5.	Considerações finais e trabalho futuro	91
5.1	Conclusão	91
5.2	Contributos científicos deste trabalho.....	92
5.3	Trabalho Futuro.....	93
	Referências:	95

Índice de Figuras

Figura 1- Exemplo de aplicação de um cardioversor desfibrilhador implantável [3].	2
Figura 2- Gama de requisitos de potência para alguns exemplos de dispositivos médicos implantáveis [4].	2
Figura 3- Comparação entre um dispositivo convencional (esquerda) e um dispositivo que utiliza a tecnologia WPT [9].	4
Figura 4- Captação de energia biomecânica através da oscilação dos dedos [21]	11
Figura 5: (A) Dispositivo colocado no joelho para a obtenção de energia elétrica proveniente da energia biomecânica. (B) Componentes essenciais para o funcionamento do dispositivo [23].	12
Figura 6- Exemplo de um gerador termoelétrico (TEG) aplicado na região do tórax [26].	13
Figura 7- Representação esquemática do conceito WPT [30].	14
Figura 8- Representação esquemática do sistema proposto em [32] utilizando radiação infravermelha.	16
Figura 9- Princípios básicos do sistema híbrido proposto em [34].	17
Figura 10- Exemplo de um sistema que realiza a monitorização contínua de glicose [37].	18
Figura 11: (A) Representação da antena proposta em [41]. (B) Vista esquemática das antenas dispostas em torno de um modelo de perna humana [41].	20
Figura 12- Componentes essenciais para os microdispositivos sem fios [9].	21
Figura 13- Implante ocular proposto em [44].	22
Figura 14- Implante coclear [48].	24
Figura 15- Representação gráfica de uma patch com as respetivas variáveis [39].	28
Figura 16- Linhas de campo elétrico devido ao efeito de fringing [50].	30
Figura 17- Impedância de entrada da antena [50].	31
Figura 18- Impacto das características do substrato a nível da eficiência e largura de banda [52].	32
Figura 19- Diagrama de radiação de ambas as antenas simuladas e medidas na banda MICS [53].	34
Figura 20- Vista frontal da antena proposta em [54].	35
Figura 21- Estrutura geral da impressa para ser utilizada numa porção de carne de porco [54].	36
Figura 22- Parâmetro S_{11} experimental da antena proposta em [54].	36
Figura 23: (A) Topologias de dipolo planar, loop de volta única, dipolo ondulado e antena de loop de três turnos usados na simulação. (B) Configuração do modelo para simulações e medições tendo em conta a localização da antena no ar e nos tecidos. C) Configuração do modelo para simulação, mostrando a localização de antenas externas e implantadas no modelo de tecido [55].	37
Figura 24- Demonstração das regiões do corpo humano estudadas e as espessuras dos tecidos [55].	37
Figura 25 : (A) Vista superior do design da patch. (B) Vista superior do design do plano de massa [56].	39
Figura 26- Parâmetro S_{11} obtido no estudo [56].	40
Figura 27- Estrutura da antena proposta em [57]. (A): Vista Frontal. (B): Vista Traseira.	40
Figura 28- Parâmetro S_{11} do estudo realizado em [57].	41

Figura 29- Vista expandida da antena colocada em contacto com a pele humana [58].	42
Figura 30- Parâmetro S11 obtido do estudo [58], após a utilização da antena em diferentes regiões corporais.	42
Figura 31- Geometria e design do monopólo impresso da antena projetada em [59].	43
Figura 32- Parâmetro S11 , respetivamente, para uma distância de 3 mm e 7 mm, tendo em conta os diversos modelos estudados [59].	44
Figura 33- Demonstração da antena projetada no estudo [60], em contacto com a pele humana.	44
Figura 34- Parâmetro S11 do resultado teórico e experimental realizado no estudo [60].	45
Figura 35- Demonstração do design da antena estudada em [61].	46
Figura 36- Parâmetro S11 para ambas as bandas ISM [61].	46
Figura 37- Representação esquemática das variáveis em estudo.	50
Figura 38- Parâmetro S11 da antena em função do comprimento da patch.	51
Figura 39- Parâmetro S11 da antena em função da largura da patch.	51
Figura 40- Parâmetro S11 da antena em função do ponto de alimentação.	52
Figura 41- Carta de Smith.	53
Figura 42- Parâmetro S11 da antena, otimizado para uma frequência de 2.45 GHz.	53
Figura 43- Representação da antena colocada sobre as três camadas do corpo humano, sendo que esta se encontra na superfície da pele.	54
Figura 44- Parâmetro S11 da antena tendo em conta o impacto do corpo humano.	55
Figura 45- Design da patch e do plano de massa, com as variáveis utilizadas.	56
Figura 46- Visualização da camada de superstrato localizada entre a antena e a pele.	56
Figura 47- Parâmetro S_{11} da replicação da antena estudada em [56].	57
Figura 48- Carta de Smith da antena estudada em [56].	57
Figura 49: (A) Design de uma patch plana. (B) Plano de massa com a presença dos slots iniciais.	58
Figura 50- Parâmetro S11 da antena tendo em conta uma patch plana e um plano de massa mantendo os slots originais.	59
Figura 51: A) Design de uma patch com os slots originais. (B) Plano de massa sem adição de slots.	59
Figura 52- Parâmetro S11 da antena tendo em conta uma patch com a utilização de slots e com o plano de massa sem adição de slots.	60
Figura 53- Design da patch e do plano de massa sem a presença das vias.	60
Figura 54- Parâmetro S11 da antena sem a utilização das vias em comparação com a presença das mesmas.	61
Figura 55- (A): Design do plano de massa sem os slots horizontais. (B): Design do plano de massa sem os slots em formato de L.	62
Figura 56- Comparação do parâmetro S11 da antena sem a utilização das vias, com o design do plano de massa sem os slots horizontais e sem os slots em formato de L.	63
Figura 57: (A) Inserção no plano de massa apenas os slots em formato de L inferiores. (B) Inserção no plano de massa apenas os slots em formato de L superiores. (C) Inserção no plano de massa dos slots em formato de L inferiores e dos slots horizontais. (D) Inserção no plano de massa dos slots em formato de L superiores e dos slots horizontais. (E) Inserção no plano de massa apenas os slots horizontais.	64
Figura 58- Parâmetro S11 da antena para os vários designs do plano de massa definidos para estudo.	65

Figura 59- Parâmetro S11 da antena do Design A ao Design F.	68
Figura 60- Parâmetro S11 da antena do Design F ao Design I.....	69
Figura 61- Design da patch e do plano de massa final.	69
Figura 62- Parâmetro S11 da antena com a variação do "W2".....	70
Figura 63- Parâmetro S11 da antena com a variação do "W3".....	71
Figura 64- Parâmetro S11 da antena com a variação do "W4".....	71
Figura 65- Parâmetro S11 da antena com a variação da espessura do superstrato.	72
Figura 66: (A) Design da patch. (B) Design do plano de massa.	73
Figura 67- Parâmetro S11 da antena com o substrato DuPont 951 LTCC.	74
Figura 68- Parâmetro S11 da antena com o substrato Rogers RO4360G2.....	76
Figura 69- Representação de um conector coaxial com as diferentes variáveis [62].	76
Figura 70 : (A) Posição do conector coaxial na antena. (B) Visualização da posição do conector coaxial no plano de massa da antena. (C) Condutor interno em contacto com a patch. (D) Dielétrico do condutor em contacto com o substrato. (E) Condutor externo em contacto com o plano de massa.	77
Figura 71- Visualização do parâmetro S11 , otimizado, para 915 MHz, para o substrato Rogers RO4360G2 com e sem a presença do conector coaxial.....	78
Figura 72- Comparação do parâmetro S11 do substrato Rogers RO4360G2 com o substrato Dupont 951 LTCC.....	79
Figura 73- Representação da antena colocada sobre as três camadas do corpo humano, sendo que esta se encontra na superfície do músculo.	80
Figura 74- Visualização do parâmetro S11 otimizado, para 915 MHz, para ambos os substratos com a antena colocada na superfície do tecido muscular.	81
Figura 75- Representação esquemática das duas antenas colocadas na extremidade do corpo humano para a simulação.	84
Figura 76- Visualização do parâmetro S21 das antenas para ambos os substratos.	84
Figura 77- Representação esquemática dos 4 furos nas extremidades da antena.	85
Figura 78- Representação esquemática da posição dos quatros furos	86
Figura 79- Parâmetro S11 da antena otimizado para 915 MHz, do substrato Rogers RO4360G2, após a adição dos quatro furos.....	87
Figura 80-(A) Visualização do plano de massa da antena impressa. (B) Camada da antena que ficará em contacto com o corpo humano. (C)Vista lateral da antena impressa com a colocação dos parafusos. (D) Camada da antena que mostra a presença do conector coaxial.	88
Figura 81- Antena impressa colocada em contacto com a pele humana, nomeadamente no antebraço e no braço.	89
Figura 82- Comparação do parâmetro S11 , tendo em conta o resultado experimental do braço e do antebraço e o resultado teórico obtido.....	90

Índice de Tabelas

<i>Tabela 1- Potência recomendada e tempo de vida útil de alguns dispositivos médicos implantáveis [9].....</i>	<i>8</i>
<i>Tabela 2- Comparação da perda de energia no corpo humano para ambas as antenas [53].</i>	<i>34</i>
<i>Tabela 3- Estudo de aplicação de antenas microstrip em contacto com o corpo humano.....</i>	<i>48</i>
<i>Tabela 4- Dimensionamento das variáveis estudadas essenciais para a otimização da antena, em milímetros.</i>	<i>53</i>
<i>Tabela 5- Propriedades das camadas do corpo humano consideradas nas simulações, para uma frequência de 2.45 GHz [63].....</i>	<i>54</i>
<i>Tabela 6- Propriedades dos tecidos humanos consideradas nas simulações, para uma frequência de 915 MHz [56] [57].</i>	<i>56</i>
<i>Tabela 7- Dimensões da antena em milímetros.....</i>	<i>57</i>
<i>Tabela 8- Alterações efetuadas no dimensionamento da patch, em milímetros.</i>	<i>64</i>
<i>Tabela 9- Descrição dos vários designs da patch estudados.</i>	<i>66</i>
<i>Tabela 10- Dimensões da antena, em milímetros.....</i>	<i>73</i>
<i>Tabela 11- Características dos substratos Dupont 951 LTCC e Rogers RO4360G2.....</i>	<i>75</i>
<i>Tabela 12- Dimensão da antena com o substrato Rogers RO4360G2 em comparação com o substrato DuPont 951 LTCC, em milímetros.....</i>	<i>75</i>
<i>Tabela 13- Comparação dos parâmetros da antena, sem e com o modelo de conector coaxial, em milímetros.</i>	<i>78</i>
<i>Tabela 14- Comparação dos parâmetros necessários para a otimização de uma antena para ambos os substratos, em milímetros.</i>	<i>79</i>
<i>Tabela 15- Comparação dos parâmetros necessários para a otimização de uma antena para ambos os substratos, tendo em conta o tecido muscular, em milímetros.</i>	<i>82</i>
<i>Tabela 16- Comparação dos parâmetros necessários para a otimização de uma antena para ambos os substratos, tendo em conta a pele e o músculo, em milímetros.</i>	<i>83</i>
<i>Tabela 17- Dimensionamento da antena, tendo em conta a adição dos quatro furos, em milímetros.</i>	<i>86</i>

Acrónimos

CMOS	Complementary metal-oxide-semiconductor
CST	Computer Simulation Technology
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalografia
IFAC	Institute of applied physics Nello Carrara
ISM	Industrial, Scientific and Medical band
LTCC	Low Temperature Cofired Ceramics
MICS	Medical Implant Communications Service
MPE	Exposição Máxima Permitida
RF	Rádio-Frequência
TEG	Geradores Termoelétricos
TENG	Nanogerador Triboeletric
UHF	Ultra High Frequency
VAD	Dispositivo de assistência ventricular
VI-TEG	Triboeletric vibratório e implantável
WPT	Wireless Power Transfer
XETS	Crossed Exponentially Tapered Slot

1.Introdução

Dispositivos médicos implantáveis para monitorização fisiológica são amplamente utilizados por médicos e investigadores para controlar a saúde humana e estudar funções corporais, quer estas sejam normais ou atípicas. Este tipo de dispositivos podem transmitir sinais importantes (por exemplo, eletrocardiograma, níveis de glicose e ainda pressão arterial) de sensores implantados para equipamentos externos, de modo a serem analisados ou estimular um tratamento. Para além disso, dispositivos implantáveis podem ainda ser usados para registar sinais neuronais em interfaces cérebro-máquina, para controlar próteses ou membros paralisados [1] [2] .

Os desafios associados aos dispositivos médicos implantáveis incluem a sua alimentação, a monitorização de dados ou ainda alterações das configurações do dispositivo. A alimentação destes dispositivos, é por norma realizada através de fios e baterias colocadas no interior do organismo. No entanto, estes apresentam diversas complicações para o paciente. De facto, com a sua utilização os fios podem partir, o que poderá criar infeções ou introduzir ruído nas gravações de dados por meio de artefactos ou movimentos efetuados. Estas complicações são frequentemente relatadas aquando do uso de dispositivos de estimulação cerebral profunda, utilizados no tratamento da doença Parkinson, em marca-passos cardíacos e em cardioversores desfibrilhadores implantáveis [1] [2]. A Figura 1 mostra um exemplo de aplicação de um cardioversor desfibrilhador implantável.

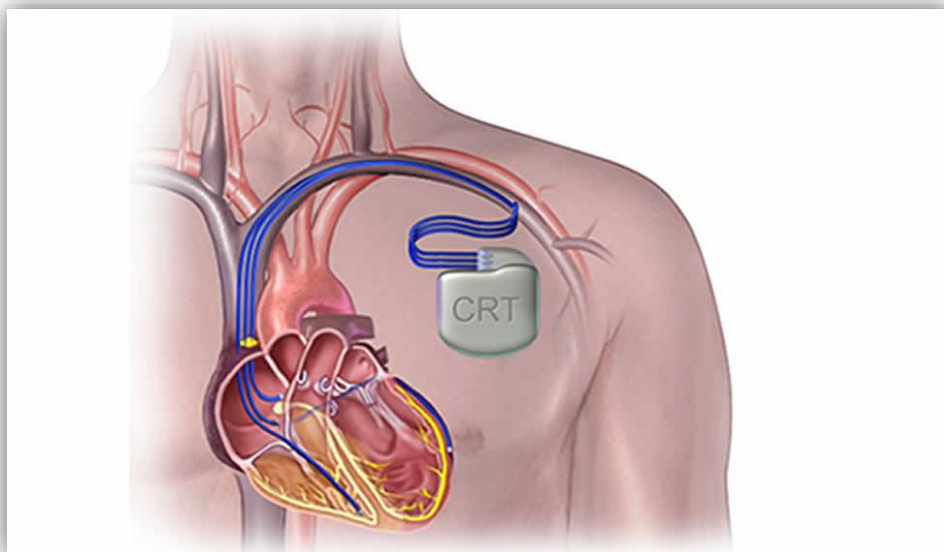


Figura 1- Exemplo de aplicação de um cardioversor desfibrilhador implantável [3].

Assim, os marca-passos cardíacos e os cardioversores desfibrilhadores implantáveis comerciais dependem de baterias não recarregáveis, sendo este um fator determinante no tamanho do implante. Estas baterias, necessitam de cirurgias periódicas para substituir o dispositivo devido ao tempo de vida útil limitado. Por exemplo, no caso dos marca-passos a sua substituição deve ser feita entre 5-10 anos, enquanto que nos cardioversores desfibrilhadores implantáveis é necessária a sua substituição de 3-5 anos [4] [5].

Para além disso, dependendo da aplicação e da sua dimensão, os dispositivos médicos implantáveis exigem variados níveis de potência para alimentação das baterias. Por exemplo, um marca-passo requer na ordem de $10\mu\text{W}$ - 1mW , uma prótese retiniana necessita aproximadamente de 45mW , enquanto que um dispositivo de assistência ventricular (VAD) exige $5\text{-}25\text{W}$, conforme ilustrado na Figura 2 [4] [6] [7].

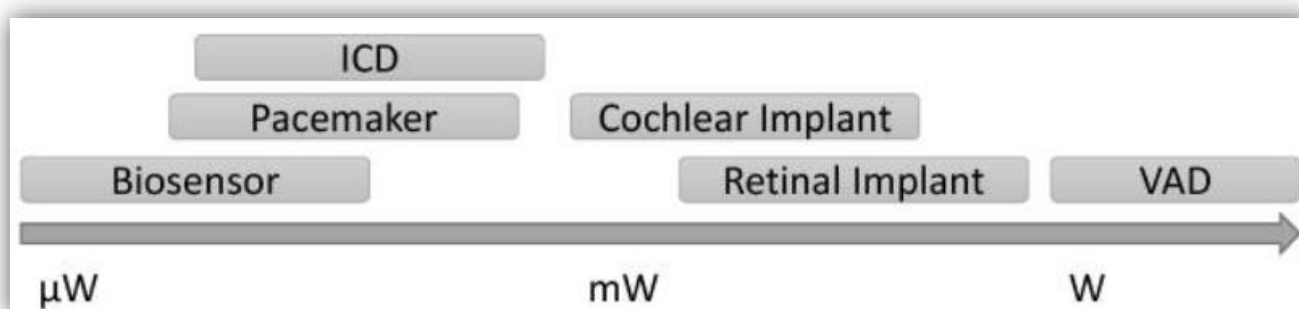


Figura 2- Gama de requisitos de potência para alguns exemplos de dispositivos médicos implantáveis[4].

Posto isto, e de modo a contornar as adversidades descritas, a tecnologia de transferência de potência sem fios, também conhecida como Wireless Power Transfer (WPT), tem vindo a provar ser uma alternativa segura para alimentação de dispositivos médicos implantáveis, que não recorre a fios e baterias. No entanto, é necessário o uso de um emissor de potência dedicado para alimentar os dispositivos. O uso de potência ótica, ondas ultrassónicas e ainda ondas de rádio-frequência (RF) são alguns exemplos de tecnologias pertinentes [8] [9].

O uso de potência ótica pode ser utilizada para alimentar implantes biomédicos, uma vez que esta não interfere nos sistemas de comunicação próximos. Vários estudos utilizam uma fibra ótica capaz de transportar potência para uma região imediatamente abaixo da pele, uma vez que esta radiação tem a capacidade de atravessar pequenas espessuras de tecido [9].

No caso das ondas ultrassónicas, à semelhança do que acontece com a potência ótica, não prejudicam os campos eletromagnéticos nos dispositivos de comunicação mais próximos. No entanto, esta tecnologia apresenta algumas desvantagens cruciais na alimentação de dispositivos implantáveis. De facto, trata-se de uma transmissão bastante sensível ao eventual contacto que possa existir entre o transmissor e o tecido, tendo assim como consequência uma redução drástica da eficiência de transmissão [9].

Por fim, a potência RF é indicada para o transporte de potência em campo próximo e como tal, é bastante utilizada em aplicações biomédicas devido à potência que é refletida pelos tecidos do corpo humano. No entanto devem ser, respeitados todos os limites impostos, de forma a não causar qualquer tipo de efeito secundário para a saúde humana [1] [9].

1.1. Motivação

A tecnologia quando é aplicada para salvar vidas e ajudar na saúde humana tem um maior significado. Como tal, vivemos hoje numa era de revolução tecnológica que também se tem refletido no campo da medicina. Atualmente muitos tratamentos de doenças potencialmente fatais foram melhorados utilizando a mais variada tecnologia,

como por exemplo a utilização de dispositivos médicos implantáveis, com o intuito de se obter uma melhor qualidade de vida.

Como discutido anteriormente, uma possível solução alternativa para alimentar dispositivos médicos implantáveis, de uma forma mais segura e menos intrusiva, é baseada em técnicas WPT. A Figura 3 ilustra a comparação entre um implante médico convencional, alimentado por baterias, e um sistema utilizando a tecnologia WPT. No esquema apresentado à esquerda (dispositivo convencional), uma bateria é utilizada para armazenar energia durante um determinado período de tempo, enquanto que num dispositivo alimentado sem fios (representado à direita), a necessidade de recorrer a uma bateria é eliminada ou em alguns casos severamente reduzida, uma vez que a energia é obtida através de um sinal RF externo. Para isso, é necessário que estes dispositivos utilizem duas antenas, uma colocada no interior do organismo e outra no exterior, que idealmente deverão possuir dimensões reduzidas, de forma a garantir a portabilidade do sistema e consequentemente o conforto ao paciente [9].

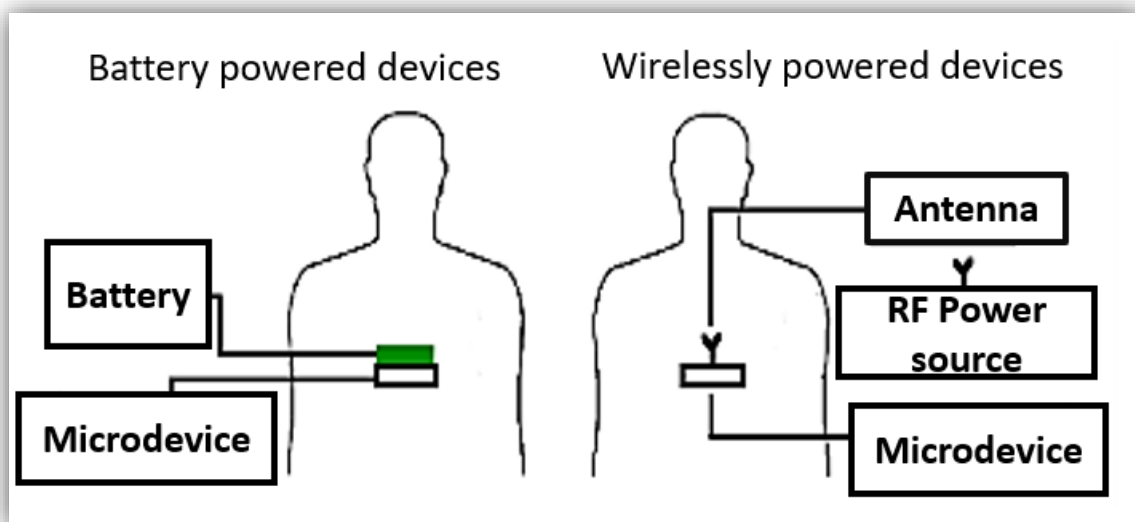


Figura 3- Comparação entre um dispositivo convencional (esquerda) e um dispositivo que utiliza a tecnologia WPT [9].

1.2. Objetivos

Desta forma, o principal objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de uma antena a ser colocada em contacto com a pele, capaz de alimentar dispositivos

biomédicos implantáveis, com base na tecnologia WPT. O maior desafio desta tarefa está relacionado com a adaptação da antena, uma vez que existe um valor elevado de potência que é refletida quando a antena é colocada em contacto com o corpo humano. Para isso, pretende-se com esta dissertação desenhar, dimensionar e simular uma antena funcional, utilizando o software CST Microwave Studio, que deverá operar a uma frequência de 915 MHz, pertencente à banda ISM (nomeadamente 902-928 MHz). Esta antena estará em contacto com o corpo, por isso serão tidas em conta as propriedades dielétricas e respetivas espessuras das várias camadas do tecido humano. Para além disso, tenciona-se utilizar dois substratos diferentes o Rogers RO4360G2 e DuPont 951 LTCC. O DuPont 951 LTCC é muito utilizado na literatura para desenvolver este tipo de antenas, porém não é facilmente disponível. O Rogers RO4360G2 foi escolhido como seu semelhante, com um acesso mais facilitado. Ambos foram posteriormente comparados.

1.3. Organização do documento

Nesta secção é apresentada a estrutura desta dissertação e uma breve descrição de cada capítulo.

Este documento está dividido em 5 capítulos:

- **Capítulo 1-** o seu objetivo é enquadrar o sistema proposto na necessidade da sociedade, revelando os objetivos que se pretendem alcançar e a sua aplicabilidade na vida quotidiana;
- **Capítulo 2-** neste capítulo é feita uma visão geral sobre os dispositivos médicos implantáveis, onde são apresentados alguns dos seus problemas. Além disso, introduz-se a tecnologia WPT essencial na execução deste projeto, bem como alguns estudos utilizando esta tecnologia;
- **Capítulo 3-** neste capítulo é dada especial atenção às antenas *microstrip*, tendo em conta os parâmetros fundamentais para um bom desempenho.

Posteriormente, os estudos efetuados com este tipo de antenas no contexto deste trabalho são resumidos e comparados;

- **Capítulo 4-** Tendo em conta a informação recolhida nos capítulos anteriores, este capítulo remete para a elaboração do projeto pretendido inicialmente. Para isso recorre-se ao Software CST para desenhar e simular uma antena para 915 MHz. Para além disso, neste capítulo são também mostrados os resultados teóricos obtidos em comparação com os resultados experimentais atingidos;
- **Capítulo 5-** Neste último capítulo são apresentadas conclusões sobre o trabalho desenvolvido e apresentadas diferentes abordagens que podem ser utilizadas num trabalho futuro.

1.4. Contribuições originais introduzidas

Esta dissertação apresenta um aspeto inovador e simplificado a nível do *design* da *patch* e do plano de massa da antena, quando comparado com os estudos já existentes. Para além disso, utilizou-se um material alternativo e mais facilmente acessível nomeadamente o Rogers RO4360G2, e com resultados bastante motivadores.

2. Panorâmica geral dos dispositivos médicos implantáveis

Neste capítulo é feita uma visão geral sobre os dispositivos médicos implantáveis, com ênfase em alguns dos seus problemas para o paciente. Para além disso, é introduzida a tecnologia WPT, bem como o estudo de algumas aplicações, relacionadas com o trabalho aqui apresentado.

2.1 Dispositivos médicos implantáveis

Em todo o mundo, é dada especial atenção às preocupações com a saúde humana, que representam a primeira fonte de alegria e bem-estar. No entanto, em alguns casos mais graves poderá ser necessário recorrer a dispositivos médicos implantáveis. Nos sistemas de saúde, os dispositivos médicos implantáveis são dos elementos mais relevantes. Estes são usados em várias tarefas, como, por exemplo, para monitorizar parâmetros fisiológicos e manter ou substituir funções fisiológicas. A alimentação deste tipo de dispositivos é de extrema importância, podendo a potência de alimentação variar de alguns microwatts a dezenas de miliwatts [9]. Deste modo, dispositivos como implantes cocleares, próteses retinianas, marca-passos cardíacos, cardioversor desfibrilhador implantável, interfaces cérebro-máquina e estimuladores neuromusculares, são alguns dos mais populares em aplicações biomédicas [10] [11].

Os implantes são dispositivos médicos implantados no corpo humano, através de uma intervenção cirúrgica ou de uma abertura natural. Dependendo da sua aplicação,

estes podem ser implementados na camada mais externa ou mais interna da pele do ser humano, ou até mesmo em zonas mais profundas [11] [12].

Os implantes convencionais utilizam sistemas com fios elétricos e baterias, para a sua alimentação, colocados no interior do organismo. No entanto, este processo apresenta várias desvantagens, como por exemplo: eventuais infecções de pele, tempo de vida útil curto, necessidade de recorrer a operações cirúrgicas para troca de baterias e estes dispositivos também possuem um tamanho elevado, uma vez que para armazenar mais energia é necessário mais volume [9]. Em vários estudos pretende-se alcançar um compromisso entre o tamanho da bateria e consequentemente o tamanho do próprio dispositivo e a sua autonomia, tendo em conta que a substituição de uma bateria poderá exigir um procedimento invasivo, podendo levar a complicações de saúde. A Tabela 1 mostra os valores teóricos esperados em relação à potência recomendada de alimentação e ao tempo de vida útil de alguns dispositivos médicos implantáveis, que recorrem a baterias como meios de alimentação [9].

Tabela 1- Potência recomendada e tempo de vida útil de alguns dispositivos médicos implantáveis [9]

Dispositivo	Potência recomendada	Tempo de vida útil
Marca-passo cardíaco	50-100 μ W	5-10 Anos
Desfibrilador	5-10 W	10 Anos
Aparelhos auditivos	100-2000 μ W	1 Semana
Implante coclear	200 μ W	1 Semana

Posto isto, sabe-se que os implantes cocleares e os aparelhos auditivos precisam de recarregar as suas baterias regularmente, o que causa naturalmente algum desconforto para o utilizador. Já no caso dos marca-passos cardíacos e dos desfibriladores será necessário um procedimento cirúrgico a ser executado de década a década, de modo a substituir as suas baterias. Este tipo de dispositivos apresentam um tempo de vida útil relativamente elevado devido ao seu volume, o que permite o uso de baterias maiores, no entanto não deixa de causar desconforto para o paciente durante o procedimento cirúrgico periódico [13].

Com base nestes problemas, atualmente, cada vez mais existe necessidade de procurar novas soluções de alimentação que sejam confiáveis para estes tipos de dispositivos implantáveis, visando aumentar o seu tempo de vida útil, bem como reduzir

o seu volume. A captação de energia vinda do exterior de forma a alimentar estes dispositivos surge aqui como uma alternativa promissora [14] [15] [16].

2.2 Captação de energia vinda do exterior

A técnica de captação de energia consiste em recolher quantidades úteis de energia do ambiente a fim de a utilizar para alimentar um dispositivo ou recarregar uma bateria, podendo deste modo fornecer energia a um dispositivo médico. No entanto, o armazenamento de quantidades úteis de energia do ambiente pode ser um grande desafio, isto porque a quantidade de energia disponível é normalmente muito limitada [9] [17] [18].

Posto isto, esta é uma área que tem sido alvo de muitas pesquisas nos últimos anos. Várias técnicas de captação de energia foram propostas pelos investigadores, com especial atenção aos geradores termoelétricos, energia biomecânica e energia RF [9] [19].

Como exemplo, muito recentemente, um estudo da universidade de Sungkyunkwan, Coreia do Sul, foi publicado pela revista *Science* [20], e apresenta uma solução capaz de superar a limitação atual de captação de energia utilizando ultrassons. Os investigadores propuseram um novo dispositivo baseado num nanogerador triboelétrico (TENG), que tem vindo a ser desenvolvido desde 2012. Este pode captar energia mecânica dos ultrassons que se propagam em tecidos *in vivo* e em líquidos. Deste modo, o ultrassom pode acionar o gerador triboelétrico vibratório e implantável (VI-TEG) para gerar energia elétrica. Este dispositivo tem a capacidade de atender aos requisitos recomendados de energia de grande parte dos dispositivos implantados [20].

No entanto, e tendo em conta o potencial bioelétrico, a energia proveniente do corpo humano apresenta limites de potência. De facto, este fenómeno é responsável pela diferença de potenciais elétricos através das membranas de todas as células do corpo [20]. Em fisiologia, as células apresentam dois tipos de potenciais elétricos: o potencial de ação e o potencial de repouso. O potencial de ação é observado quando as células se contraem ou enviam impulsos provenientes de atividade física ou através do

sistema nervoso. Já o potencial de repouso, é verificado principalmente quando as células não executam esses movimentos, sendo este último uma desvantagem para este tipo de aplicações [20]. Além da solução proposta em [20], existem muitas outras alternativas que serão agora explicadas nos próximos sub-capítulos.

2.2.1 Captação de energia biomecânica

Geralmente, a energia biomecânica é abundante no corpo humano. Esta energia provém da respiração, alongamento muscular, peso muscular durante movimentos e ainda dos batimentos cardíacos, e esta pode ser convertida em energia elétrica. De modo a ocorrer a conversão entre tipos de energia, recorre-se a mecanismos de transdução, sendo os mais comuns os mecanismos eletromagnéticos e piezoelétricos. Os transdutores eletromagnéticos utilizam um íman permanente e uma bobina, movendo-se um relativamente ao outro, e de acordo com o princípio de indução magnética, é gerada uma corrente elétrica na bobina. Já a transdução piezoelétrica aproveita o efeito piezoelétrico que alguns materiais possuem, isto é, a criação de uma corrente elétrica por resposta a uma pressão mecânica [9] [17].

Assim Yang et al. [21] criaram um nanogerador de energia elétrica que trará utilidade na produção de implantes médicos e sensores (Figura 4). O nanogerador é capaz de converter a energia mecânica do movimento do corpo humano em eletricidade, pelo alongamento dos músculos e até pelo fluxo sanguíneo. O alongamento muscular efetuado através dos dedos humanos, origina uma movimentação de “vai e vem” do substrato e dos nanofios de óxido de zinco (ZnO). Esta deformação do ZnO, produz um potencial piezoelétrico dentro dos nanofios, que impulsiona um fluxo de eletrões externos e consequentemente a saída de uma diferença de potencial na ordem dos 0.1-0.15 V [22].

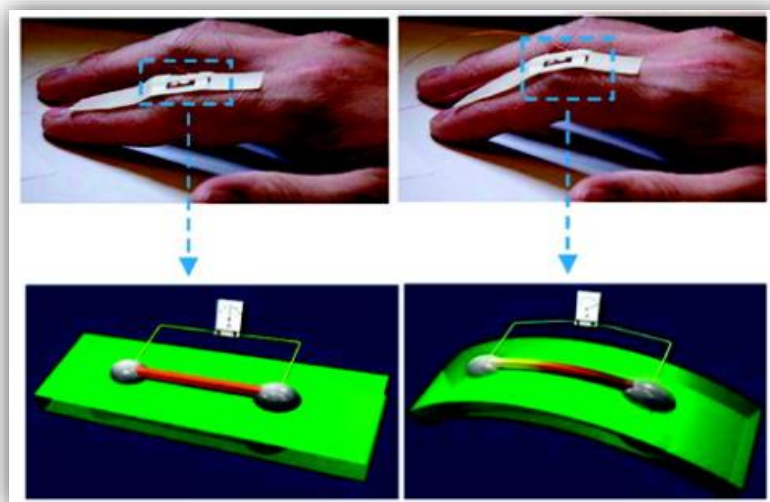


Figura 4-Captação de energia biomecânica através da oscilação dos dedos [21].

Aproveitando a energia biomecânica, Li et al. [23] propuseram um dispositivo capaz de armazenar esta energia e gerar energia elétrica proveniente da caminhada humana através da transdução piezoelétrica. Ao contrário de alguns estudos que utilizam este mecanismo através de uma carga externa ou pela compressão da sola do sapato no solo, este estudo utiliza um dispositivo localizado no joelho, como pode ser verificado pela Figura 5A, isto porque grande parte da energia proveniente do corpo humano, durante a caminhada, ocorre nas articulações do corpo. O dispositivo descrito é construído à base de alumínio, que posteriormente é inserido numa joelheira ortopédica. Os componentes essenciais para este processo são descritos na Figura 5B. Posto isto, os resultados obtidos são bastante motivadores pois foi possível armazenar quantidades substanciais de potência elétrica, nomeadamente 7 ± 0.7 W, em relativamente pouco tempo quando comparado com outros métodos. No entanto, apesar de ser um dispositivo inovador, o utente perante a utilização deste equipamento terá de adaptar a sua caminhada, o que poderá causar algum desconforto [23].

2.2.2 Geradores Termoelétricos

Geradores termoelétricos (TEG), como o próprio nome indica, são dispositivos que convertem a energia térmica de gradientes de temperatura em energia elétrica [24]. Estes são considerados fontes de energia bastante atraentes para dispositivos

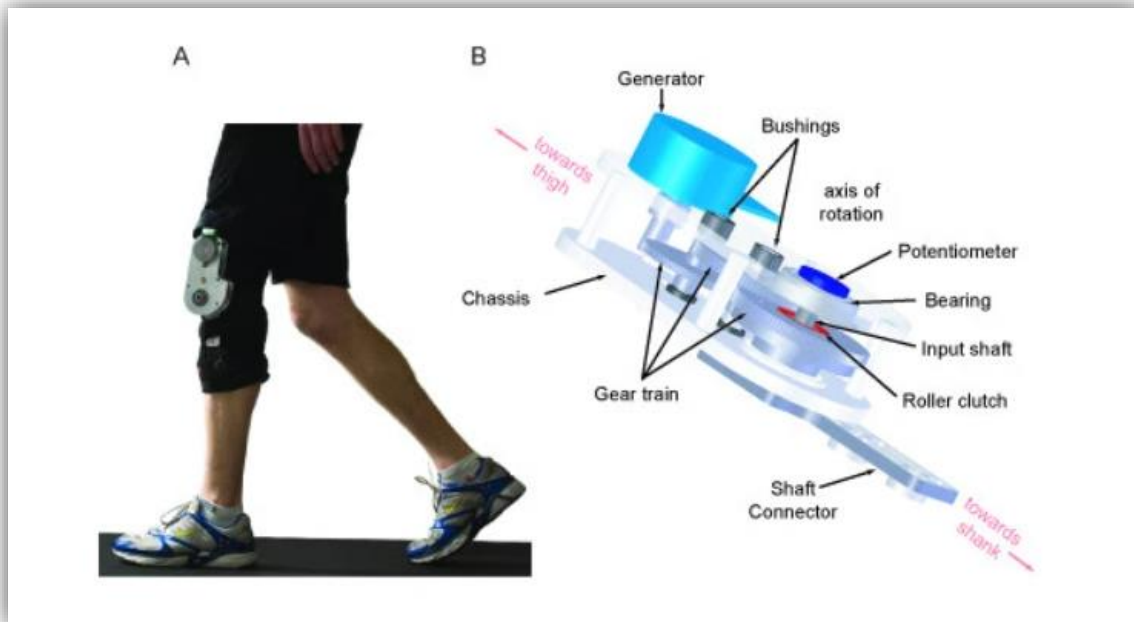


Figura 5: (A) Dispositivo colocado no joelho para a obtenção de energia elétrica proveniente da energia biomecânica. (B) Componentes essenciais para o funcionamento do dispositivo [23].

implantáveis, pois possuem alta confiabilidade, são compactos e não requerem partes móveis [25].

Estes geradores também provaram ser úteis para outros dispositivos médicos usados no corpo humano, como oxímetros de pulso, sistema de eletroencefalografia (EEG) de dois canais e ainda um sistema de eletrocardiograma (ECG) [26]. A Figura 6 ilustra uma aplicação desta tecnologia, onde o TEG foi colocado na camada de gordura do corpo humano junto ao tórax. Aqui o principal objetivo é analisar a distribuição de temperatura em volta do TEG e a sua eficiência.

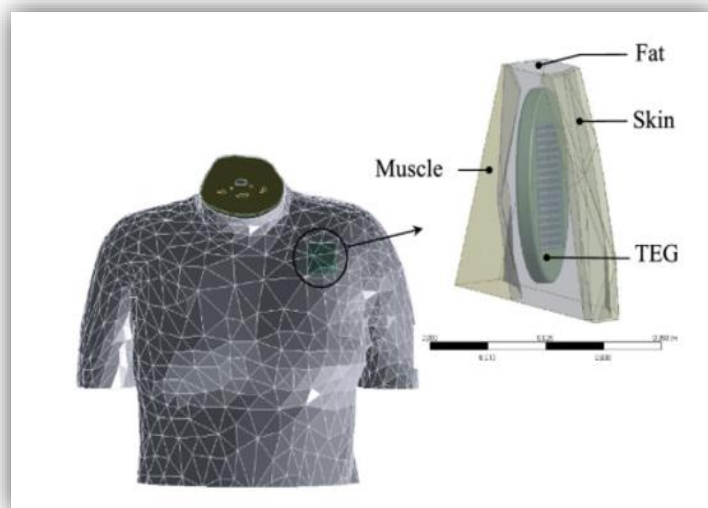


Figura 6- Exemplo de um gerador termoelétrico (TEG) aplicado na região do tórax [26].

No entanto, apesar do objetivo deste trabalho ter sido cumprido, esta é uma técnica que gera algumas perdas de energia. Os autores propõem que num futuro seja possível criar e aplicar algoritmos capazes de resolver este problema [26].

As técnicas de captação de energia vistas anteriormente, em alguns casos geram perdas de energia, sendo assim fundamental o uso de um emissor de energia dedicado para carregar os dispositivos. Neste sentido, no subcapítulo seguinte é dada uma especial atenção ao método WPT, por se tratar da tecnologia que será utilizada nesta dissertação.

2.3 Transferência de potência sem fios

A WPT é a tecnologia que permite que seja transmitida energia eletromagnética para uma carga elétrica através do ar, sem auxílio de fios de interconexão [27]. Desta forma, esta tecnologia tem atraído uma vasta gama de aplicações, desde escovas de dentes de baixa potência, até veículos elétricos de alta potência. Uma das primeiras demonstrações da tecnologia WPT foi realizada por Nikola Tesla em 1889 através do uso de ressonância magnética e de bobinas de transferência de potência sem fios baseadas num acoplamento de campo próximo, também conhecidas como bobinas de Tesla [28]. A radiação eletromagnética foi previamente confirmada um ano antes em 1888 por Heinrich Hertz [28], quando ele conseguiu transmitir eletricidade, com sucesso, utilizando bobinas de indução.

Com o elevado crescimento desta tecnologia, os dispositivos médicos implantáveis não foram exceção de estudo, uma vez que está provado que existem mais de 20 milhões de indivíduos com dispositivos médicos implantáveis [27]. Além do mais, a cada ano são implantados cerca de 250 mil marcapassos, perto de 100 mil desfibriladores e também aproximadamente 120 mil implantes cocleares [27].

Nas últimas duas décadas, diferentes técnicas de WPT direcionadas para dispositivos médicos implantáveis, foram estudadas de forma a melhorar o desempenho em termos de eficiência na transferência de potência, do tamanho do sistema, bem como a segurança do tecido humano. A aplicação de WPT para estes dispositivos começou na década de 1960, onde se utilizou um acoplamento indutivo para alimentar um coração artificial [28].

Deste modo, para a WPT funcionar é necessário um emissor de energia, um recetor e ainda um meio de propagação [9] como é retratado pela Figura 7. Nos sistemas de WPT, o utilizador define inicialmente o alcance e a orientação que o dispositivo poderá atingir em relação ao dispositivo de transmissão [9]. No entanto, o termo eficiência ainda tem sido bastante estudado, pois este varia com a distância e com o grau de desalinhamento entre o transmissor e o recetor. Alguns investigadores desenvolveram técnicas pelas quais a eficiência pode ser mantida praticamente constante, dentro de uma gama de distância de separação e desalinhamento [29].

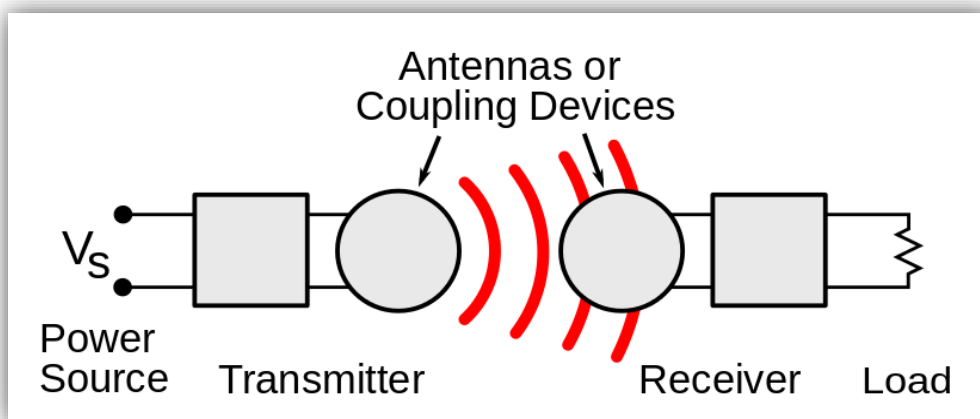


Figura 7- Representação esquemática do conceito WPT [30].

Tendo em conta o método visto anteriormente, é importante analisar algumas tecnologias pertinentes que fazem referência a este método, como é o caso da potência ótica, dos ultrassons e ainda das ondas de RF [9].

2.3.1 Potência ótica

O modo de operação de sistemas óticos permite que o tecido humano absorva parte da energia ótica incidente, dependendo do comprimento de onda e ainda da espessura dos tecidos do corpo humano. A taxa de absorção depende também do tipo de aplicação e do implante utilizado, podendo este envolver tanto a pele, a gordura, bem como o próprio músculo. A título de exemplo, uma absorção de cerca de 10% de potência incidente por milímetro de pele, ocorre para um comprimento de onda de 632,8 nm e 11,5% para 904 nm [9].

Assim, Algora et al. [31] propuseram um novo sistema para alimentação de dispositivos médicos implantáveis que deste modo pode aumentar significativamente o tempo de vida útil das baterias. A ideia baseou-se na substituição de uma bateria convencional por uma bateria recarregável, que é alimentada através da energia elétrica gerada por sensores fotovoltaicos inseridos dentro do dispositivo implantável. Para isso, é necessário que a luz incida no dispositivo fotovoltaico por meio de um feixe ótico que terá a capacidade de atravessar pequenas espessuras de pele. Deste modo, neste trabalho testou-se a viabilidade teórica de um sistema de potência ótica com um gerador de pulsos implantável na medula espinal. O sistema cumpriu com os objetivos inicialmente estabelecidos, uma vez que 13h/ semana de exposição a esta potência ótica, o tempo de vida útil do dispositivo médico implantável aumentaria em 50%, com a possibilidade de aumentar esta percentagem utilizando outras combinações. No entanto, apresenta como desvantagem o facto de atravessar apenas pequenas espessuras de pele, tornando-se assim um sistema limitado apenas para alguns tipos de dispositivos, que fiquem situados logo abaixo da epiderme do paciente.

Por outro lado, Goto et al. [32] propuseram um sistema de alimentação de dispositivos médicos implantáveis que utiliza radiação infravermelha para recarregar baterias de lítio. Na prática, uma matriz de células fotovoltaicas introduzida sob a pele

humana, recebe a luz infravermelha através da pele e carrega a bateria diretamente de forma a alimentar um dispositivo médico implantável. A Figura 8 ilustra uma representação esquemática do sistema proposto neste trabalho. Este sistema foi testado em animais, nomeadamente em ratos. Os autores mostraram que um conjunto de díodos de silício com uma área de 2.1 cm^2 , após 17 minutos de radiação infravermelha a um comprimento de onda de 810 nm e com uma potência de 22 mW/cm^2 , tem a capacidade de alimentar um pacemaker comercial para que este funcione durante 24 horas. No entanto, foi relatado um aumento de temperatura da pele de 1.4°C . Este problema pode ser resolvido aumentando a área dos díodos de silício, onde nesse caso o principal desafio prende-se com a obtenção do mesmo desempenho e eficiência.

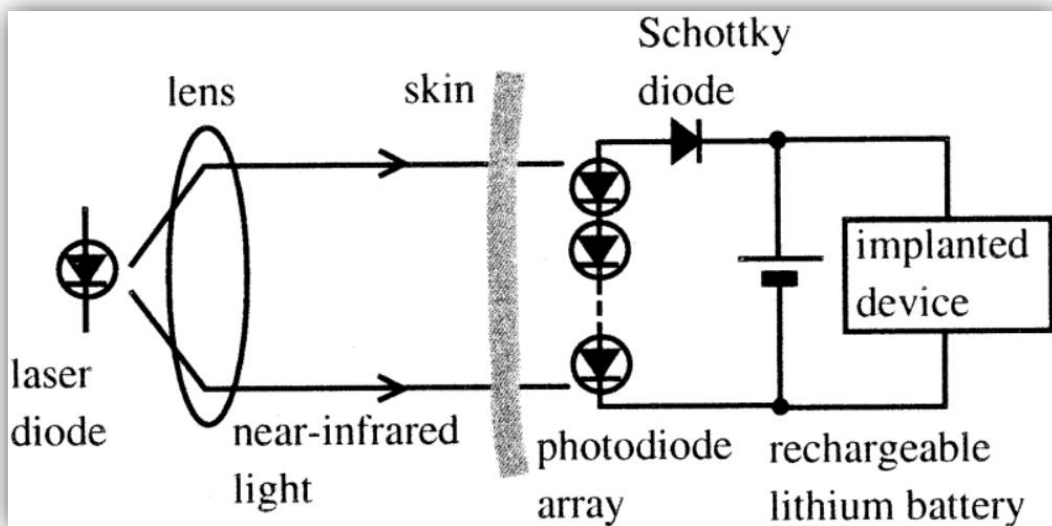


Figura 8- Representação esquemática do sistema proposto em [32] utilizando radiação infravermelha.

2.3.2 Ondas ultrassónicas

As ondas ultrassónicas à semelhança do que acontece com as ondas óticas, não prejudicam os campos eletromagnéticos nos dispositivos de comunicação mais próximos. Na verdade, estas induzem uma vibração no tecido e a sua energia cinética é convertida através de um transdutor piezoelétrico, por exemplo [17]. No entanto, é importante ter em conta que o tecido humano provoca uma atenuação das ondas dos ultrassons devido à absorção e dispersão. Por exemplo, a gordura provoca uma atenuação de $1\text{-}2 \text{ dB/MHz}$, enquanto que o osso causa $16\text{-}23 \text{ dB/MHz}$ [17].

Por outro lado, a tecnologia de transmissão de ondas ultrassônicas apresenta algumas desvantagens que, por vezes, limitam a sua aplicação em dispositivos médicos implantáveis. Esta transmissão é bastante sensível ao eventual contacto que possa existir entre o transmissor e o tecido, podendo assim ocorrer uma incompatibilidade de impedância entre estes elementos ou mesmo um desalinhamento entre o próprio transmissor e recetor, tendo como consequência a redução drástica da eficiência de transmissão [33].

Como exemplo, Suzuki et al. [34] propuseram um sistema de transmissão de energia com dois tipos de potência: magnética e ultrassônica. Este sistema híbrido, utiliza dois tipos de transdutores: um dispositivo piezoelétrico e outro um dispositivo magnético. A Figura 9 mostra o sistema proposto e os componentes necessários para o seu funcionamento dentro e fora do organismo. Este sistema transmite potência através de dois canais de transmissão (Ch1 e Ch2). O Ch1 é um canal ultrassônico onde o transdutor piezoelétrico converte ondas ultrassônicas para uma tensão de corrente alternada. Já o Ch2 é um canal de campo magnético onde o MS-A e o MS-B constituem um circuito magnético através da pele. O MS-B está localizado dentro do organismo e contacta com o transdutor piezoelétrico diretamente. Este mecanismo tem a capacidade de conseguir obter mais potência do que os sistemas convencionais, no entanto é necessário que os dois canais estejam em sintonia. Os autores concluíram que este sistema mostrou-se eficaz para frequências na ordem dos 50-100 KHz.

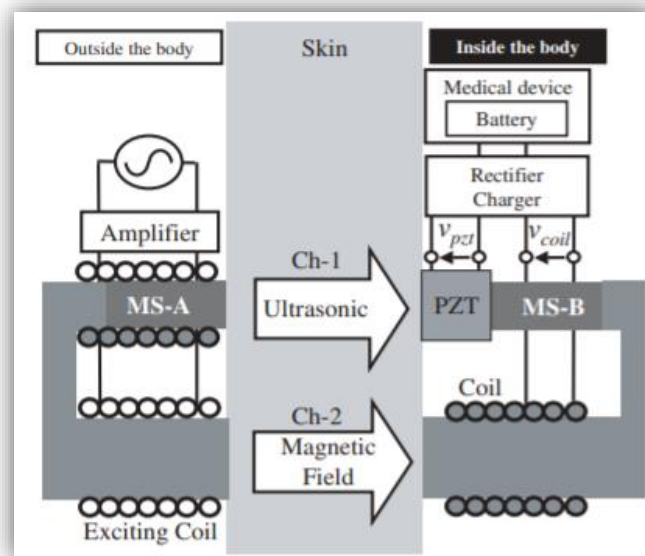


Figura 9- Princípios básicos do sistema híbrido proposto em [34].

2.3.3 Energia de rádio-frequência (RF)

Este tipo de captação de energia consiste em aproveitar as ondas eletromagnéticas. Como tal, estas ondas podem ser convertidas em energia, para posteriormente fornecê-la a dispositivos eletrônicos. No entanto, a alimentação destes dispositivos irá depender da quantidade de radiação disponível, da eficiência do sistema de conversão de energia e ainda das restrições de tamanho do dispositivo em questão [9].

Por outro lado, tem havido uma preocupação com os efeitos da radiação na saúde humana. Alguns estudos demonstram que a exposição máxima permitida (MPE) ao público, deve de variar entre 0,2 e 100 mW/cm², tendo em conta a frequência e o tempo de exposição [35].

Este é um método bastante utilizado em aplicações biomédicas nos últimos anos permitindo a alimentação e comunicação contínua entre um transmissor e um recetor, como por exemplo no tratamento da diabetes. No trabalho [36], é proposto um dispositivo para a monitorização contínua do nível de glicose. Um sensor de reduzidas dimensões é implantado subcutaneamente e mede as concentrações de glicose no fluido intersticial. Um transmissor usado externamente tem a capacidade de alimentar e comunicar remotamente com o sensor inserido no organismo para iniciar e receber informações. Posteriormente estas informações são enviadas por *Bluetooth* para um dispositivo portátil, tal como representado na Figura 10.



Figura 10- Exemplo de um sistema que realiza a monitorização contínua de glicose [37].

Este método é bastante eficiente a curtas distâncias, visto que a sua absorção pelos tecidos do corpo humano não apresenta qualquer tipo de efeitos secundários a nível da saúde, desde que sejam respeitados os limites estabelecidos [38]. Um dos métodos mais comuns de transmissão de energia para dispositivos biomédicos, baseia-

se no acoplamento indutivo, isto porque apresenta a menor taxa de absorção pelo tecido corporal aquando a utilização de frequências baixas. Este acoplamento é utilizado com base numa indução eletromagnética, isto é, uma corrente alternada numa bobina transmissora gera um campo magnético, que é acoplado a uma bobina recetora, gerando assim uma força eletromotriz capaz de alimentar um dispositivo biomédico implantável [17]. No entanto, como todos os métodos, este também apresenta algumas desvantagens que incidem na baixa eficiência de energia e no desacoplamento da bobina devido ao desalinhamento, uma vez que o posicionamento de ambas as bobinas é bastante complexo. O recurso a antenas, pode corrigir estas limitações.

Posto isto, o subcapítulo seguinte remete para algumas aplicações que usem antenas e propagação em campo próximo, tendo em conta o estado de arte, utilizando os termos referidos anteriormente.

2.4 Microdispositivos implantáveis sem fios utilizando antenas

As antenas habitualmente usadas em aplicações biológicas operam, por norma, em condições muito diferentes das suas homólogas mais tradicionais, que atuam em espaço livre e em campo distante. Neste caso, um conjunto largo de antenas, desde antenas *single* até agregados de antenas, operando em diferentes frequências, tem sido desenvolvidos com o principal objetivo de reunir energia eletromagnética dentro ou fora do corpo humano.

A maioria das aplicações médicas que usam antenas, podem ser classificadas em dois grupos: terapêuticas e informativas [39] [40]. Como tal, a hipertermia é uma das aplicações terapêuticas existentes sendo usada para a terapia do cancro. De uma forma geral, pretende-se com a hipertermia aumentar a temperatura das células cancerosas, de maneira a não danificar os tecidos saudáveis circundantes. Isto pode ser conseguido, utilizando múltiplas antenas em volta da região cancerosa [41]. Estas antenas encontram-se viradas para o utilizador, para deste modo poder radiar diretamente para o corpo humano, como representado na Figura 11 [39] [41]. Existem outros tipos de aplicações terapêuticas, mas que se focam sobretudo na cicatrização de feridas,

próteses neuronais, entre outros.

Por outro lado, a nível das aplicações informativas é possível destacar a deteção de tumores que é feita sobretudo usando radiometria de micro-ondas, medição de teor de líquido do pulmão e ainda a dosimetria, que se trata da medição das doses de radiação que um individuo pode ser exposto [39] [42].

Ambos as aplicações requerem diferentes tipos de antenas e diferentes restrições no que toca ao seu *design*. Nas aplicações não invasivas, as antenas são usadas para gerar um campo eletromagnético para aquecer o tecido [39]. Já nas aplicações invasivas, como o nome refere, requer penetração e implantação no tecido. Estas são muito úteis no tratamento de tumores, por exemplo. Algumas antenas também têm sido utilizadas em artérias, de modo a suavizar a placa arterial e se necessário alargar a mesma [39]. Todavia, esta é uma área que continua em constante desenvolvimento nos últimos anos, quer a nível de materiais bem como na conceção de antenas mais compactas e complexas [39].

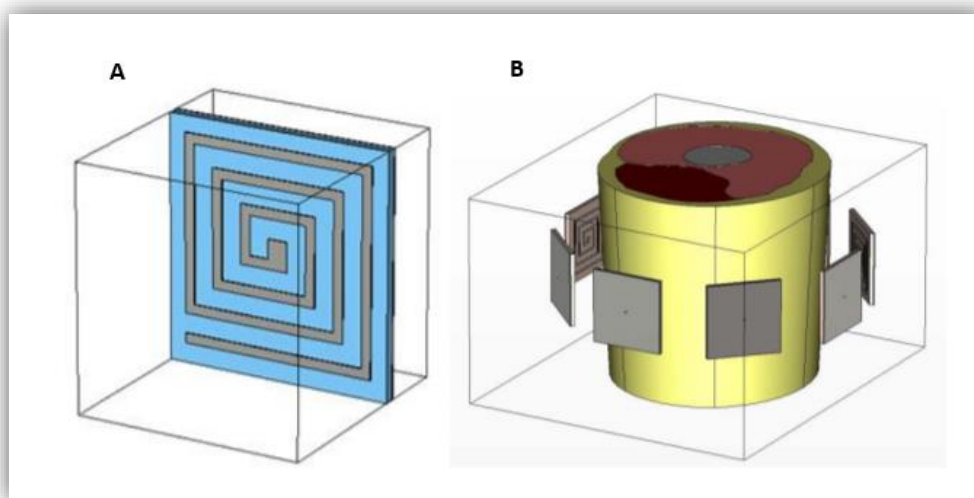


Figura 11: (A) Representação da antena proposta em [41]. (B) Vista esquemática das antenas dispostas em torno de um modelo de perna humana [41].

2.4.1 Arquitetura geral de microdispositivos sem fios

Os componentes essenciais para o funcionamento de microdispositivos sem fios são apresentados na Figura 12 [9]. Para que os dispositivos tenham o seu melhor

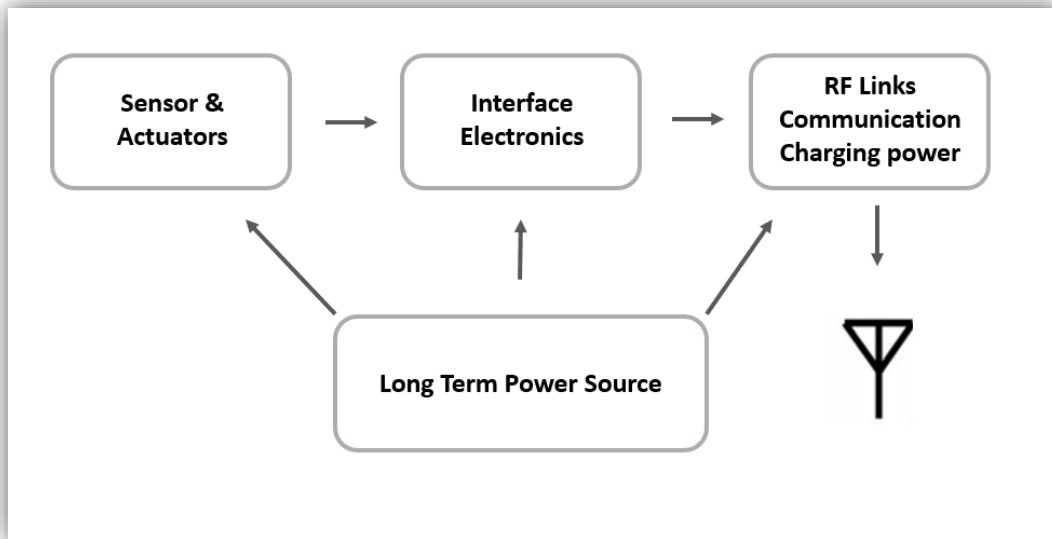


Figura 12- Componentes essenciais para os microdispositivos sem fios [9].

desempenho é necessário recorrer a sensores e atuadores de modo a interagirem com os dados do processo eletrónico adquiridos pelos sensores e realizar a estimulação através dos tecidos. O implante está conectado à parte externa, sem fios, de modo a permitir a transferência de potência. Em procedimentos iniciais, estes dispositivos não utilizavam com regularidade o mecanismo de rádio-frequência devido a pequenas perdas de potência nos tecidos biológicos [9]. No entanto, com o avançar deste tipo de tecnologias/mecanismo foram contornadas as adversidades e têm sido implementados com maior regularidade tornando assim possível a interação do corpo humano com um dispositivo externo [43].

Nos dias de hoje, estes dispositivos são usados numa infinidade de aplicações diferentes. Na área da saúde, nomeadamente dentro da área da biomédica, existem exemplos de utilização em estimulação neuronal, sensores de glicose, implantes cocleares, detetores de arritmia cardíaca e sensores intra-oculares de glaucoma [9]. Nos sub-capítulos serão apresentadas algumas destas aplicações mais ao detalhe.

2.4.2 Exemplos de aplicações dos microdispositivos implantáveis sem fios

2.4.2.1 Implantes oculares

Em relação aos implantes oculares, Choritz et al [44] propuseram um sistema que engloba três dispositivos. O primeiro trata-se de um sensor dobrável em forma de

anel conforme representado na Figura 13 que será implantado no paciente durante a cirurgia. O segundo dispositivo auxilia o primeiro, sendo este um dispositivo injetor para facilitar o processo de implantação. Por fim, o terceiro dispositivo trata-se de um leitor portátil externo, capaz de ativar o sensor implantado quando colocado a 5 cm do olho, servir como fonte de alimentação e ainda de leitura.

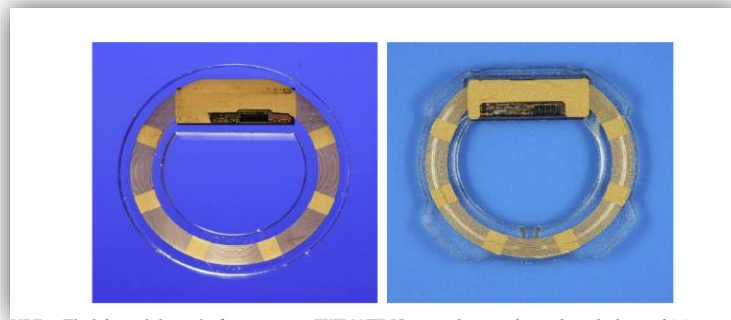


Figura 13- Implante ocular proposto em [44].

O sensor em forma de anel apresenta como dimensões finais um diâmetro interno de 7 mm e um diâmetro externo variável entre 11.3, 11.7 ou 12.1 mm dependendo do tamanho do sulco ciliar a sofrer a cirurgia. Os dados serão lidos e transferidos quando a ativação do terceiro dispositivo, através de uma conexão indutiva eletromagnética. Cada sensor necessita de ser calibrado em pressão e em temperatura individualmente antes e após a implantação para ser o mais preciso possível. Para isso utiliza-se uma pressão variável entre 800 a 1500 hPa a temperaturas entre 30°C e 42°C antes da esterilização e da embalagem.

O procedimento de implantação utiliza um dispositivo injetor construído a base de *Teflon*, de uso único e com a principal função de reduzir o trauma cirúrgico. Por fim o dispositivo de leitura trata-se de um dispositivo portátil que fornece energia ao sensor quando ativado a 5 cm do olho. Este é composto por uma fonte de energia (bateria), e uma bobina capaz de gerar um campo eletromagnético para alimentar o sensor através de um acoplamento eletromagnético que também tem a função de atuar como antena para a transmissão de sinais fornecidos pelo sensor. O leitor tem a capacidade de armazenar até 3000 leituras individuais. De realçar que este estudo foi aplicado em 22 pacientes.

Por outro lado, Chen et al. [45] apresentaram uma prótese epirretiniana de 1024 canais e telemetria de dados em 20MHz e 2MHz respectivamente. Atualmente as próteses retinianas comercializadas de 60 canais permitem que os pacientes realizem tarefas simples, porém é necessário um elevado número de elétrodos para reconhecimento/leitura facial. Assim, os 1024 canais possibilita que os pacientes realizem outras atividades mais complexas. O *chip* apresentava uma área de 37,6mm² com a tecnologia CMOS de 0,18 µm.

2.4.2.2 Dispositivos cardíacos

Segundo Kim et al. [46] a alimentação do dispositivo cardíaco deste trabalho é realizada com base numa configuração de 3 elementos. A fonte externa consiste num ressonador com uma densidade de corrente planar que gera campos magnéticos e elétricos equivalentes. Já o recetor é modelado a partir de uma bobina pequena que opera na mesma frequência da fonte. Esta bobina é responsável por gerar um momento dipolar magnético num determinado ângulo em relação ao normal ao plano de origem. Posto isto, a transferência de potência ocorre através do componente de campo magnético variável no tempo em direção do momento dipolar. De realçar ainda, que neste artigo, a transferência de potência sem fios foi utilizada através do peito humano para alimentar um implante situado na superfície do coração.

Já em 2014, Jeon et al [47] demonstraram um dispositivo implantável capaz de realizar a monitorização de uma arritmia no ECG. Para além disso, este dispositivo tinha também a capacidade de analisar a forma das ondas dos sinais ECG em janelas de 10 segundos. Caso se detetasse algum tipo de anomalia, este ficaria armazenado na memória interna. Posto isto, o conteúdo seria transferido da memória para o leitor externo. No entanto, para que o dispositivo funcione é necessário possuir um *chip* de processamento de sinal de 65 nm com uma potência de 110 nW, para alimentar uma bateria diariamente. Esta apresenta uma menor dimensão que as baterias convencionais e ainda garante um bom espaçamento entre elétrodos para que o dispositivo possa ser implantado através de uma pequena agulha.

2.4.2.3 Implante coclear

Nos últimos anos a aplicabilidade de implantes cocleares tem sido foco de estudo, com vista ao melhoramento do sistema. Yip et al. [48] apresentou um dispositivo implantável com capacidade do utente poder utilizar durante a sua higiene ou então no decorrer de atividades aquáticas. Com este protótipo, os autores foram capazes de demonstrar um consumo de energia de $560 \mu\text{W}$, o que permitiria que o dispositivo tivesse a capacidade de fazer o seu carregamento sem fios uma vez por dia, através de uma bateria de pequenas dimensões, tornando-se assim bastante ajustável e cómodo.

Este dispositivo consiste num microfone implantável, um transdutor de vibração e o corpo do sistema com um processador de sinal, um transmissor para enviar dados sem fios para a unidade interna por meio de uma bobina e uma bateria recarregável implantável, que fornece potência sem fios ao dispositivo implantado por meio da mesma bobina, como demonstrado na Figura 14. No entanto, Lim et al. [49] sugeriram um método que não fosse tão prejudicial para o utente, visto que este último era exposto a um fluxo eletromagnético desnecessariamente. De facto, em vez de se utilizar diversas bobinas primárias, a solução consiste em operar com apenas uma bobina primária, que é ativada através de um íman permanente de uma bobina secundária, tendo assim como principal objetivo a diminuição do risco para o paciente.

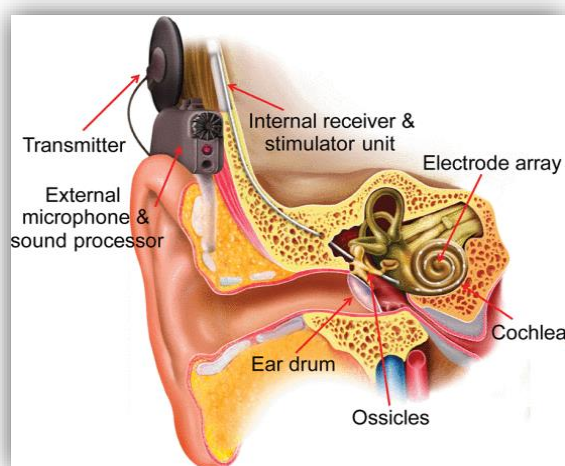


Figura 14- Implante coclear [48].

Apesar das soluções aqui apresentadas, não existe muito ênfase nas suas características e na importância do seu papel para o sistema. Como tal, no capítulo seguinte é dada uma especial atenção às antenas que poderão ser implementadas e ao seu desenvolvimento na área da medicina, tendo em conta diversos estudos.

3. Antenas *Microstrip*

Este capítulo tem por base dar a conhecer os conceitos gerais sobre antenas *Microstrip*, bem como os vários parâmetros que caracterizam o seu desempenho. No final são apresentadas algumas aplicações utilizando estas antenas no exterior e no interior do organismo, em contexto de alimentação de implantes.

3.1 Conceitos gerais de antenas *Microstrip*

As antenas *microstrip* são compostas por um de substrato dielétrico, com uma altura h . Num dos lados tem um plano de massa e na outra a estrutura radiante designada por *patch*. Quer o plano de massa, quer a *patch* tem uma altura de cobre de alguns micrómetros. Este tipo de antenas tornou-se muito comum na década de 1970. Hoje em dia, podem ser encontradas em diversas áreas e em inúmeras aplicações [39] [50].

A Figura 15 mostra a ilustração de uma antena *microstrip*. Como já foi referido o substrato dielétrico faz a separação entre a *patch* e o plano de massa e como tal apresentando uma permissividade relativa (ϵ_r) e uma espessura (h), onde $0.003 \lambda_0 \leq h \leq 0.05 \lambda_0$, sendo que λ_0 refere-se ao comprimento de onda em espaço livre. Para antenas *patch* retangulares, por norma o comprimento (L) situa-se na gama dos $\lambda_0/3 < L < \lambda_0/2$. A *patch* tem uma espessura de $t \ll \lambda_0$, e está por sua vez a uma distância do plano de massa h , que corresponde à espessura do dielétrico. Por sua vez, na Figura 15 a variável W_t e L_t referem-se à largura e ao comprimento do substrato e do plano de massa, respetivamente.

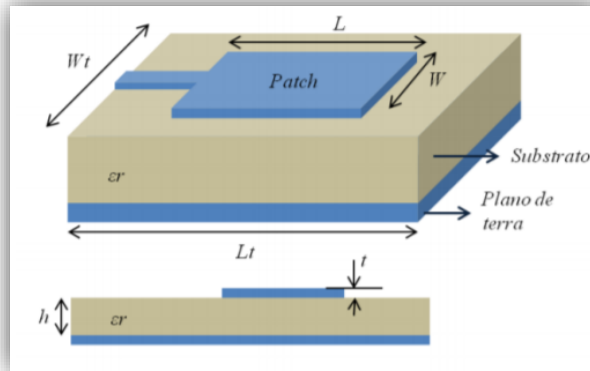


Figura 15- Representação gráfica de uma patch com as respectivas variáveis [39].

Estas antenas apresentam inúmeras vantagens, como a sua fácil adaptação a estruturas planares e não planares, a sua simples execução, leveza e também baixo custo de fabrico, podendo assim ser adaptadas a múltiplas aplicações. Por outro lado, também existem algumas desvantagens, como por exemplo a pequena largura de banda e eficiência de radiação relativamente baixa devido às perdas dielétricas e de condução [39] [50]. Apesar disso, atualmente, existem alguns métodos que podem ser usados para contrariar estas desvantagens, como por exemplo aumentar a altura do substrato [39] [51]. Todavia, à medida que se aumenta a altura do substrato, ondas eletromagnéticas são introduzidas, tendo assim como consequência o aumento de potência refletida [39] [50]. A solução deste problema, poderá passar pela utilização de “slots”.

3.1.1 Dimensionamento de uma antena

A *patch* utilizada nas simulações deste trabalho terá a forma retangular, uma vez que é uma das configurações mais utilizadas e de fácil análise [39].

De forma a que uma antena opere na frequência desejada, numa fase inicial deve-se começar por calcular a largura do elemento W , visto que os cálculos seguintes estão dependentes deste valor. Como tal e de modo a obter-se uma boa eficiência de radiação recorreu-se à equação (3.1) [50] ,

$$W = \frac{c}{2f_r \times \sqrt{\frac{\epsilon_r + 1}{2}}} \quad (3.1)$$

onde f_r corresponde à frequência de ressonância desejada, ϵ_r à permitividade elétrica relativa do dielétrico utilizado, e c a velocidade da luz no vácuo [50].

Posto isto, o próximo parâmetro a ser tido em conta é a permitividade elétrica relativa efetiva ϵ_{reff} , obtida através da equação (3.2). Visto que algumas das ondas se propagam ao longo do substrato e outras sobre o ar, é necessário introduzir o parâmetro ϵ_{reff} , que infere que o ar e o substrato dielétrico possam ser considerados como um meio homogêneo [50]. Assim, o cálculo desta constante depende da relação W/h . Neste caso assume-se que $W/h > 1$ [50].

$$\epsilon_{reff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[1 + 12 \frac{h}{W} \right]^{-1/2} \quad (3.2)$$

De seguida, após o cálculo da ϵ_{reff} , deverá ser calculado o comprimento de onda no meio homogêneo λ_{eff} , referido anteriormente, que pode ser determinado utilizando a equação (3.3). Por sua vez, a velocidade de propagação num meio (v) está dependente dos valores da permeabilidade magnética relativa μ_r e da permitividade elétrica relativa ϵ_r desse mesmo meio. Neste caso, como se está perante um meio homogêneo a permeabilidade magnética relativa é 1, visto que o ar e o substrato dielétrico são meios não magnéticos [50].

$$\lambda_{eff} = \frac{v}{f_r} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r \mu_r} \times f_r} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_{reff}} \times f_r} \quad (3.3)$$

Posto isto é necessário ter em conta o comprimento efetivo L_{eff} . Este parâmetro está dependente do comprimento de onda que varia consoante o material utilizado, uma vez que as ondas que propagam no mesmo têm uma velocidade de propagação diferente. Como é possível verificar na equação (3.4), por norma, este parâmetro deverá ser metade do λ_{eff} [50].

$$L_{eff} = \lambda_{eff}/2 \quad (3.4)$$

Deste modo e tendo em conta a equação 3.3, é possível reescrever a equação (3.4) originando a equação (3.5) [50].

$$L_{eff} = \frac{c}{2f_r \sqrt{\epsilon_{reff}}} \quad (3.5)$$

Tendo em conta o efeito de “*fringing fields*” que ocorre nas linhas de campo elétrico, ilustrado pela Figura 16, eletronicamente a *patch* da antena irá parecer maior do que realmente é na realidade. Por este motivo, o comprimento da *patch* é estendido por duas vezes o valor de ΔL . Assim é necessário subtrair a extensão deste efeito, dado pela equação (3.6), a fim de se obter o comprimento final da *patch* [50].

$$\Delta L = 0.412h \frac{(\epsilon_{reff} + 0.3) \left(\frac{W}{h} + 0.264\right)}{(\epsilon_{reff} - 0.258) \left(\frac{W}{h} - 0.8\right)} \quad (3.6)$$

Por fim, e de forma a alcançar um dos parâmetros mais importantes no dimensionamento da antena, é possível escrever a equação (3.7) para o comprimento final da *patch* [50].

$$L = L_{eff} - 2\Delta L \quad (3.7)$$

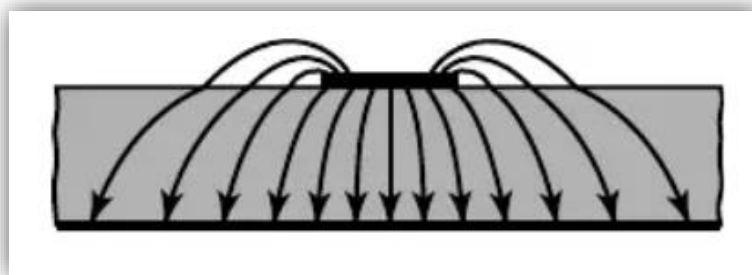


Figura 16- Linhas de campo elétrico devido ao efeito de fringing [50].

É importante salientar que, todas as equações referidas anteriormente são o ponto de partida para o dimensionamento de uma antena, no entanto é preciso testar e otimizar em ambiente de simulação.

3.1.2 Impedância de entrada da antena

A impedância de entrada deve ser conhecida com precisão, para que exista uma boa adaptação entre os elementos da antena e a sua estrutura de alimentação. Esta pode ser influenciada por diversos fatores como, por exemplo, os materiais que compõem a antena, a frequência de operação desejada ou a forma da mesma. Observando a Figura 17, verifica-se que existem dois pontos de interesse, onde o primeiro está localizado no centro da *patch* e onde a sua impedância é 0Ω e o outro ponto encontra-se na extremidade do comprimento da *patch* (L), onde a impedância é máxima. A impedância de entrada da *patch* é denominada por R_{in} , sendo dada equação (3.8) [50], onde λ_0 corresponde ao comprimento de onda no vázio [50] .

$$R_{in} = \frac{1}{2 \times 0.00836 \frac{W}{\lambda_0}} \quad (3.8)$$

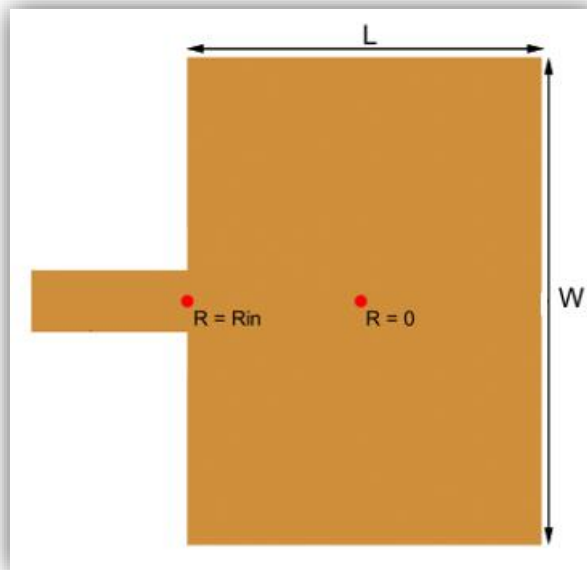


Figura 17- Impedância de entrada da antena [50].

3.1.3 Substrato

As propriedades do substrato como por exemplo a sua altura e a sua constante dielétrica relativa, têm um papel fundamental na eficiência da antena. Deste modo, a

escolha acertada do tipo de substrato a ser utilizado, deve ser tida em conta mediante um estudo feito *à priori* à sua aplicação.

A nível do mercado, existe uma ampla variedade de substratos dielétricos disponíveis para fabrico. Os parâmetros que os tornam únicos são a constante dielétrica relativa (ϵ_r), a tangente de perdas ($\tan \delta$) e ainda a sua espessura (h). Com base em [52], observando a Figura 18 é possível afirmar que ao aumentar a espessura do substrato, há um aumento da largura de banda. Por outro lado, o aumento do ϵ_r do substrato causa uma diminuição da eficiência da antena.

De um modo geral, os substratos mais utilizados têm valores de ϵ_r entre 2.2 e 12 e espessuras entre 0.8 mm e 1.6 mm, consoante o fabricante [39] [52].

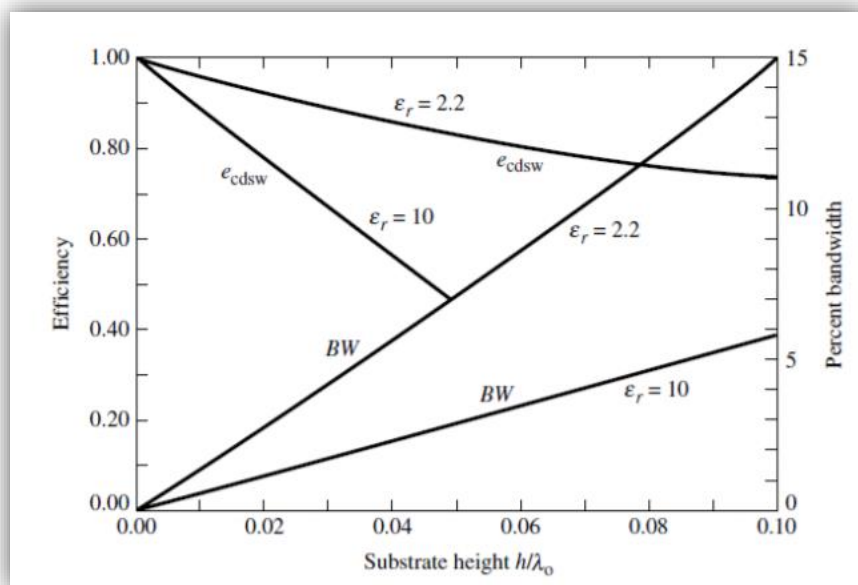


Figura 18- Impacto das características do substrato a nível da eficiência e largura de banda [52].

3.2 Considerações sobre antenas implantáveis e o seu desenvolvimento

Atualmente, e com a evolução dos dispositivos médicos implantáveis, muitos destes dispositivos utilizam a tecnologia de transferência sem fios, nomeadamente por rádio-frequência, como alternativa à alimentação por baterias. De facto, a utilização desta tecnologia permite a monitorização contínua e remota destes dispositivos, bem

como a otimização de tratamentos que estes oferecem, uma vez que são reduzidas as intervenções cirúrgicas. Assim, o recurso a antenas capazes de serem utilizadas nestas tecnologias, tem sido alvo de estudo nos últimos anos. No entanto, é importante ter em conta que a utilização de antenas apresenta vários desafios, principalmente em antenas que sejam implantadas dentro do organismo. O tamanho do dispositivo, a frequência operacional, o consumo/eficiência de energia, o cumprimento dos requisitos necessários para garantir a segurança do paciente e a biocompatibilidade, são alguns exemplos de desafios que têm impacto no desenvolvimento das antenas e como consequência afetam a compatibilidade e durabilidade dos dispositivos médicos implantáveis [53].

Posto isto, seguidamente são apresentados alguns exemplos que recorrem à utilização de antenas em dispositivos médicos implantáveis. Primeiro serão apresentados alguns exemplos de antenas integradas dentro do corpo humano, onde foram também efetuados estudos sobre o impacto que o corpo humano tem no seu desempenho. Posteriormente, serão apresentados trabalhos que englobam aplicações com antenas colocadas em contacto com o corpo humano, mas colocadas no seu exterior sem recorrer a métodos invasivos.

3.2.1 Utilização de antenas implantadas no corpo humano

Sabe-se que uma antena implantada, normalmente, radia sob um ambiente de pele, gordura, sangue, músculos e ossos e que as propriedades dielétricas destes tecidos afetam o desempenho de uma antena. Deste modo, em 2016, Gifford et al. [53] procederam à realização de um modelo humano 3D, usando o *software ANSYS HFSS*, que inclui pele, gordura, músculos, órgãos e estruturas ósseas. Este modelo serviu de base para se estudar a colocação de implantes nas costas de um paciente e a fim de verificar a influência dos tecidos referidos. Assim, neste estudo procedeu-se posteriormente à análise do desempenho de duas antenas, a operar na banda MICS (*Medical Implant Communications Service*) (402-405 MHz): uma antena em *loop* e outra antena apelidada de antena “CC”. A antena em *loop* retrata uma referência a um projeto convencional, encontrado em muitos dispositivos médicos implantáveis. Já a antena “CC” representa a otimização de uma geometria especializada. A Figura 19 mostra o

diagrama de radiação das antenas propostas. A antena CC (representada pela linha a vermelho) atinge um ganho 13 dBi, maior que a antena em *loop* (representada pela linha azul). A Tabela 2 demonstra os resultados da perda de energia quando as antenas são colocadas no corpo, onde a maior parte da potência é dissipada no corpo. Os autores referem ainda que para este tipo de aplicações, de forma a que os valores retratados na Tabela 2 sejam melhorados, as antenas utilizadas devem ser relativamente pequenas, sendo este um dos principais desafios destes estudos. De facto, menores dimensões implicam uma menor perda de potência e para além disso são capazes de operar numa largura de banda mais estreita [53].

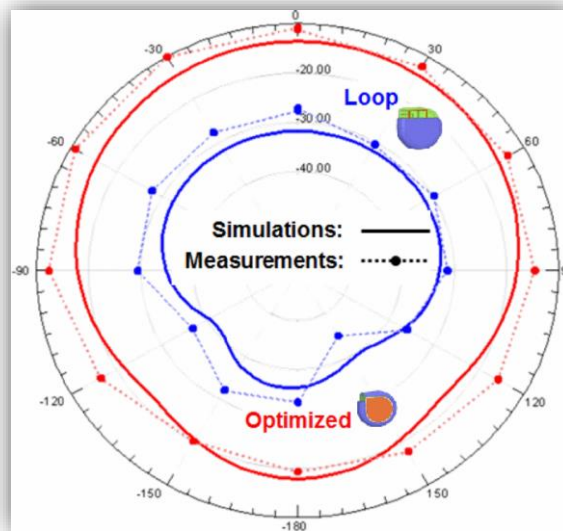


Figura 19- Diagrama de radiação de ambas as antenas simuladas e medidas na banda MICS [53].

Tabela 2- Comparação da perda de energia no corpo humano para ambas as antenas [53].

Potência dissipada	Antena <i>loop</i>	Antena CC
Corpo	65,19%	60,43%
Gordura	34,61%	32,63%
Pele	0,14%	3,53%
Potência no Ar	0,06%	3,41%

Por outro lado, em 2019, Fu et al. [54] criaram um modelo de tecido humano constituído por uma camada única, utilizado essencialmente para simular a operação de uma antena em ambiente biológico. O tamanho do modelo foi de $150 \times 150 \times 90 \text{ mm}^3$, com uma constante dielétrica relativa de 37,88 e uma condutividade de $1,44 \text{ S/m}$, simulando assim as propriedades dielétricas da pele humana. Uma antena foi desenhada e integrada neste modelo. Quanto à antena, o material base do substrato é PDMS (polidimetilsiloxano, apelidado de silício orgânico), com uma constante dielétrica de 2,8, e a antena foi idealizada para operar a 2,4-2,5 GHz. A Figura 20 mostra uma vista frontal do tamanho específico da antena, com uma dimensão de $11 \times 11 \times 2 \text{ mm}^3$. Neste caso o *design* escolhido para antena tem um formato “T”, com vista a obter-se uma maior flexibilidade do sistema e para melhorar a impedância de entrada do mesmo [54]. Para além disso, dois condensadores (C1 e C2) foram colocados em regiões diferentes, de modo a atingir a frequência ressonante necessária e as características de polarização. De salientar que na Figura 20 a cor laranja representa a *patch* e a cor verde o substrato.

Depois de simulada, a antena foi testada na prática medindo os seus parâmetros considerando um modelo biológico físico. A Figura 21 ilustra a estrutura geral da antena impressa para ser utilizada experimentalmente. Neste trabalho utilizou-se uma porção de carne de porco, isto porque as propriedades do tecido do porco são bastante idênticas às propriedades dos tecidos humanos.

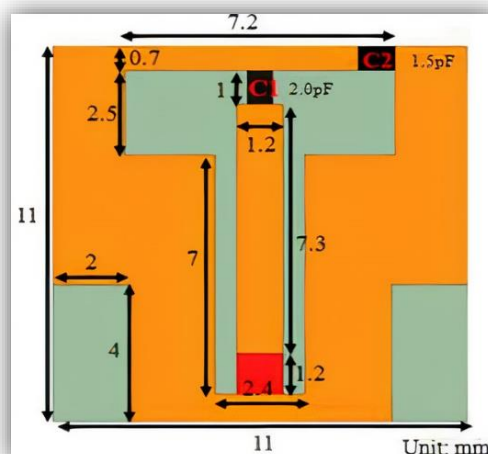


Figura 20- Vista frontal da antena proposta em [54].

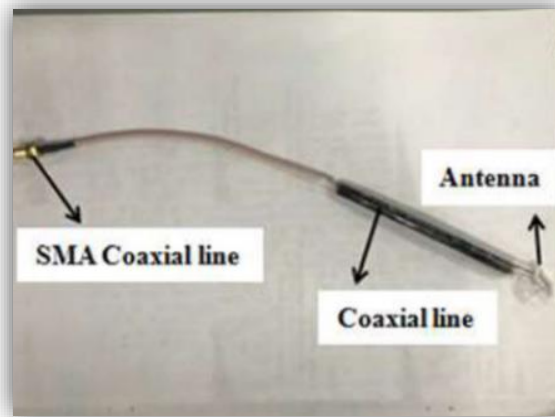


Figura 21- Estrutura geral da impressa para ser utilizada numa porção de carne de porco [54].

A Figura 22 demonstra o parâmetro S_{11} medido experimentalmente, dentro das condições acima apresentadas. Verificou-se assim que esta funcionou bem na gama de frequências ISM para a qual foi projetada.

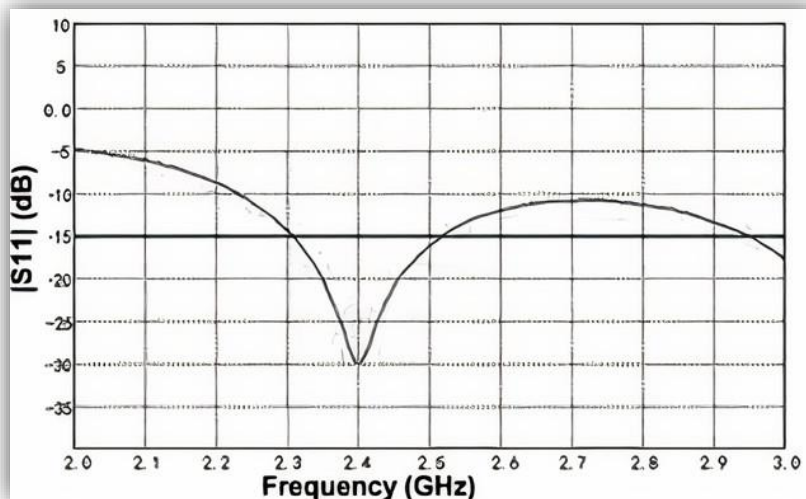


Figura 22- Parâmetro S_{11} experimental da antenna proposta em [54].

Já em 2017, Bocan et al. [55], tinham como objetivo comparar várias topologias de antenas para transferência de potência transcutânea e examinar os efeitos da variabilidade tecidual. Para isso, procederam à realização de um modelo humano no software ANSYS HFSS 15.0, tendo em conta as propriedades dielétricas e espessuras da pele, do músculo e da gordura. A Figura 23A mostra as várias antenas testadas, considerando o modelo corporal desenvolvido. A Figura 23B retrata um estudo de comparação entre as medições da antena no ar e da antena implantada. Através da Figura 23C verifica-se que as antenas implantadas e as antenas externas foram

simuladas tendo em conta o tecido humano e com o principal intuito de comparar o desempenho de cada topologia. Durante as simulações a antena implantada, foi posicionada entre as camadas de músculo e gordura resultando numa separação de 13mm.

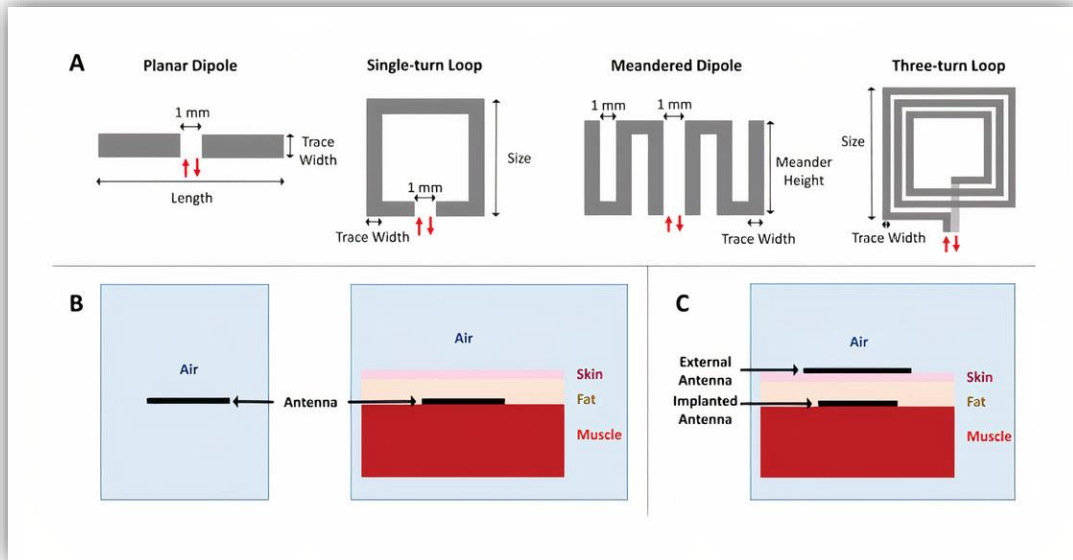


Figura 23: (A) Topologias de dipolo planar, loop de volta única, dipolo ondulado e antena de loop de três turnos usados na simulação. (B) Configuração do modelo para simulações e medições tendo em conta a localização da antena no ar e nos tecidos. (C) Configuração do modelo para simulação, mostrando a localização de antenas externas e implantadas no modelo de tecido [55].

Posto isto e indo de encontro ao objetivo proposto, propôs-se a utilização de uma antena em diferentes regiões do corpo humano e consequentemente com diferentes espessuras, como é possível verificar através da Figura 24.

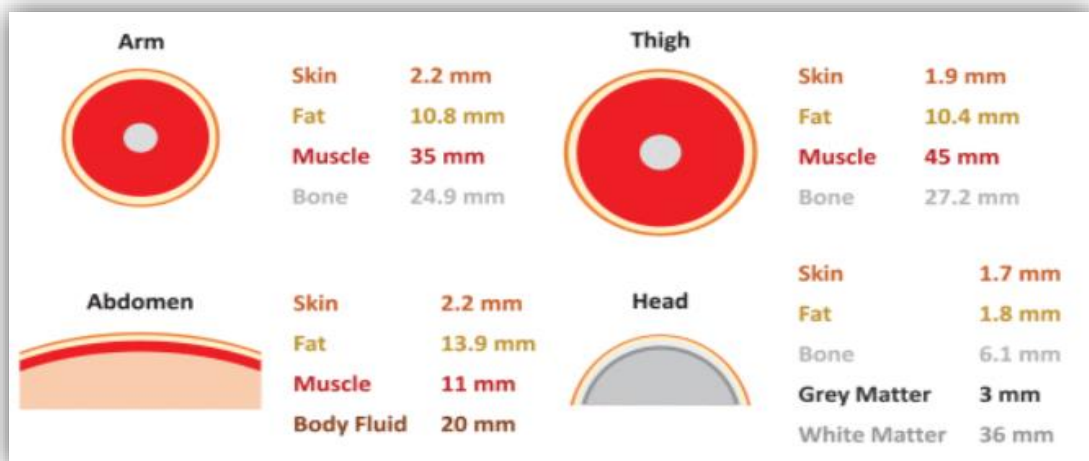


Figura 24- Demonstração das regiões do corpo humano estudadas e as espessuras dos tecidos [55].

Por fim, os autores deste trabalho concluíram que os melhores resultados na adaptação da antena foram verificados na zona da cabeça e os resultados menos interessantes na zona do abdómen. A antena “single-turn Loop” mostrou fornecer um melhor ganho como antena implantada, no entanto esta adaptação varia consoante a posição da antena no corpo humano. Assim, observa-se que a adaptação da antena depende das variações teciduais, da profundidade da implantação, do tamanho da antena e ainda das características do tecido. Estes são alguns dos desafios a ter em conta aquando da utilização de antenas implantáveis no organismo [55].

Posto isto, o próximo subcapítulo é dedicado a antenas externas colocadas em contacto com o corpo humano, nomeadamente na pele, para alimentação de dispositivos médicos.

3.2.2 Aplicação de antenas *Microstrip* em contacto com o corpo humano

De modo a conciliar o que foi falado anteriormente, esta sub-secção demonstra algumas aplicações de antenas em contacto com o corpo humano, nomeadamente com a pele. Dos artigos analisados, a banda de frequências utilizada varia dos 0,915 GHz até aos 10,6 GHz. Para além disso, foram utilizadas diferentes técnicas de desenho da *patch* e em alguns casos recorreu-se até à utilização de um superstrato. O superstrato é uma camada de substrato colocada entre a *patch* e a pele humana, de modo a evitar o contacto direto entre a pele e a antena melhorando assim o desempenho da mesma.

Um parâmetro importante que servirá de comparação para os artigos mencionados de seguida é o parâmetro S_{11} . Para se considerar uma antena está bem adaptada é importante que este se encontre abaixo dos -10dB, na banda de interesse [9].

Assim, no estudo efetuado em [56] os autores propuseram uma antena com dimensões de 25 x 25 x 1.5 mm³ para simular e operar na banda ISM 902-928 MHz, mais especificamente para 915 MHz. O substrato utilizado neste estudo foi o *Dupont 951 LTCC* ($\epsilon_r = 7.8$; $\tan \delta = 0.001$) com 1 mm de espessura. A Figura 25 mostra a geometria escolhida para

a *patch* e para o plano de massa. Tendo em conta, que o desenho da *patch* tem uma relevância bastante significativa na otimização de uma antena, os autores neste artigo recorreram à utilização de 9 *slots* horizontais, sendo que cada *slot* apresenta uma largura de 0.8 mm. Ao nível do plano de massa inseriu-se quatro ranhuras em forma de L, de modo a otimizar a frequência de ressonância desejada e também 5 *slots* horizontais, cada um com uma largura de 0.3 mm, de modo a aumentar o caminho da corrente e consequentemente reduzir a frequência de ressonância [56]. Para além disso, o *feed-point* (indicado pelo ponto a verde na Figura 25) é inserido num ponto estratégico. São também inseridas duas vias, de modo a otimizar a antena para a frequência desejada.

Por fim, outro parâmetro fundamental na otimização de uma antena, para aplicações biomédicas, é a utilização de um superstrato. Neste caso, os investigadores recorreram ao mesmo material utilizado no substrato, mas com 0.5 mm de espessura.

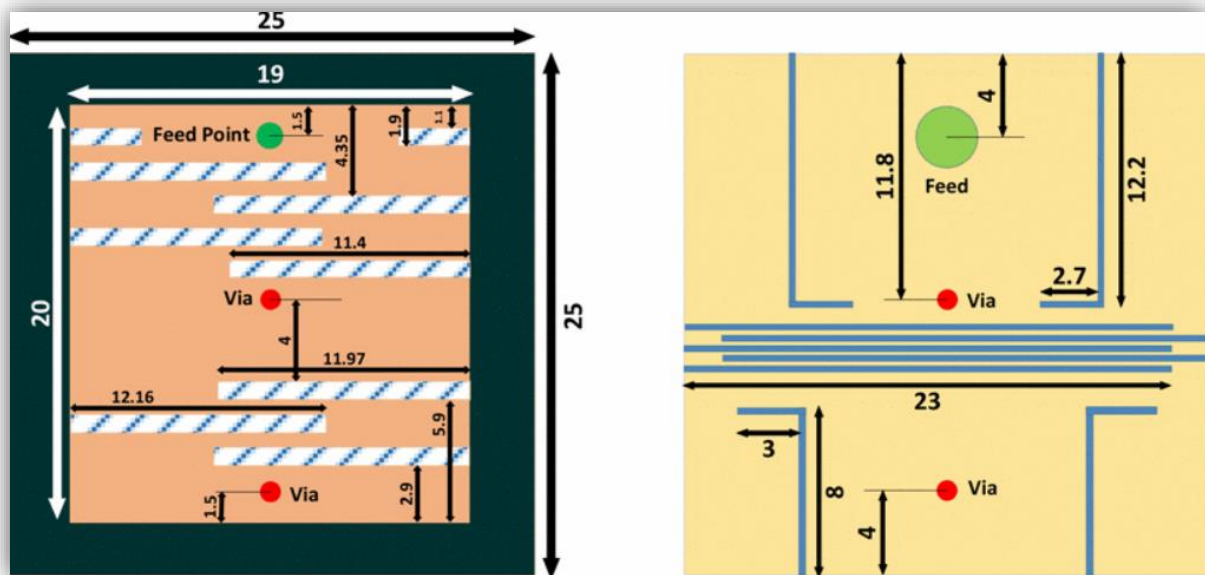


Figura 25 : (A) Vista superior do design da patch. (B) Vista superior do design do plano de massa [56].

A antena foi posteriormente testada no *software HFSS*, estando integrada num modelo do corpo humano. O parâmetro S_{11} está representado na Figura 26, e mostra o desempenho da antena em contacto com a pele. De facto, observando a Figura 26 verifica-se que quando a antena é colocada junto à extremidade da pele, fica desadaptada para a frequência escolhida inicialmente (cor preta), sendo necessário otimizar a antena para operar à frequência pretendida (cor vermelha). Para além disso, o valor absoluto de S_{11} depois da antena estar otimizada no contacto com a pele, é bastante próximo da mesma antena desenhada para operar no ar (cor azul).

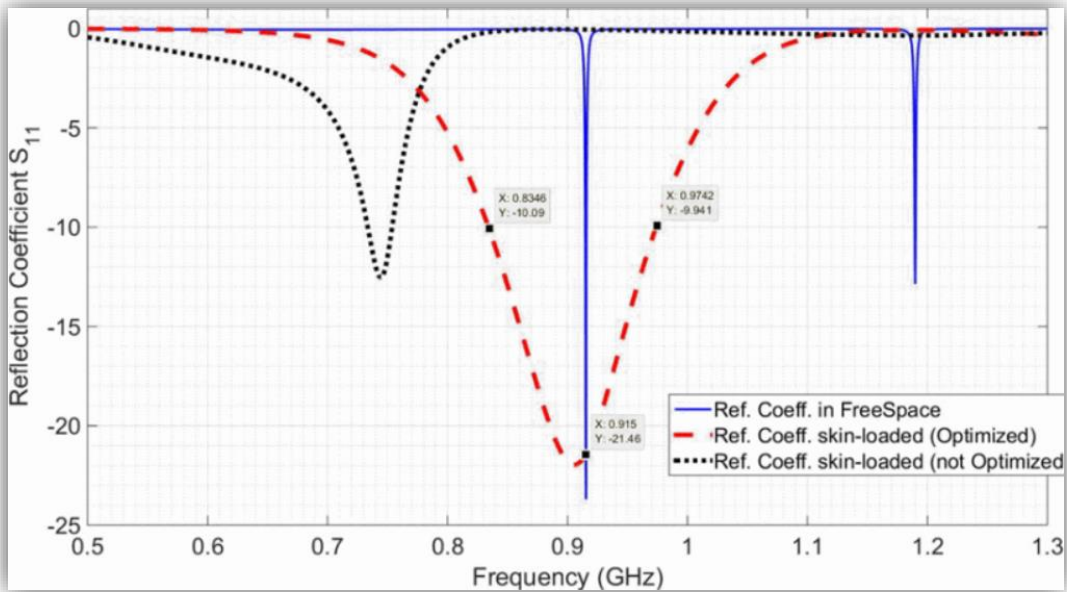


Figura 26- Parâmetro S_{11} obtido no estudo [56].

Já no estudo realizado em [57], os autores propuseram uma antena capaz de operar em duas bandas de frequência distintas, nomeadamente para 915 MHz e 2.45 GHz, ambas na Banda ISM. À semelhança do estudo [56], utilizou-se um material LTCC ($\epsilon_r = 7.1$; $\tan \delta = 0.005$), neste caso com 0.4 mm de espessura. As dimensões finais da antena são de 16.5 x 17 x 0.8 mm³, ligeiramente menores que o estudo analisado anteriormente. Posto isto, a geometria do monopólio impresso utilizado neste estudo consiste numa “linha de alimentação” de microfita com espessura de 15 μ m, com diferentes dimensões que podem ser analisadas com maior detalhe na Figura 27.

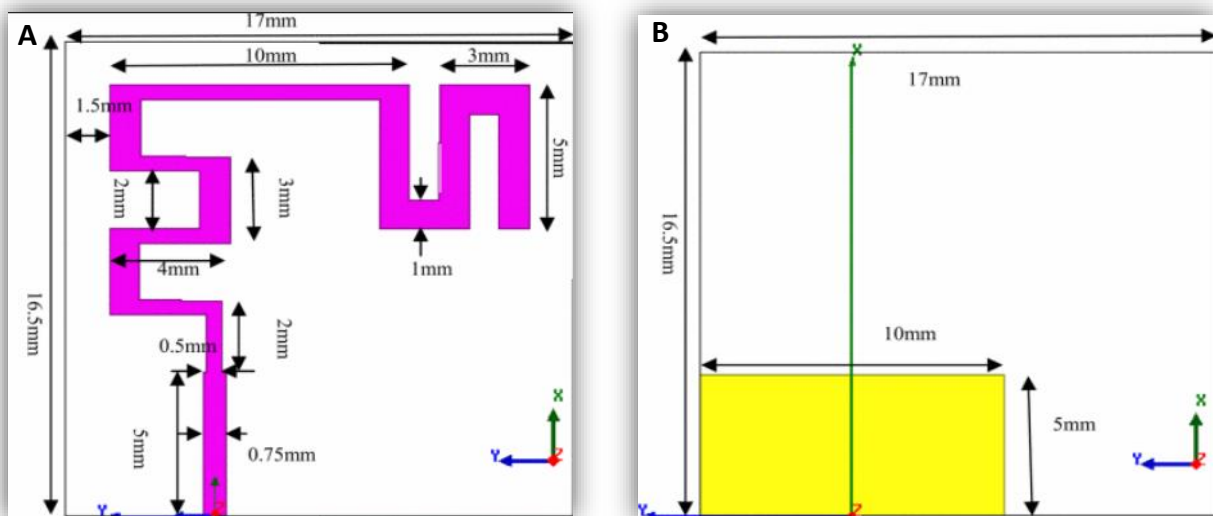


Figura 27- Estrutura da antena proposta em [57]. (A): Vista Frontal. (B): Vista Traseira.

Após a otimização da antena, a mesma foi testada na presença de um humano, tendo em conta três camadas de tecido como: a pele, a gordura e o músculo. A antena é inserida na extremidade da pele e os resultados obtidos pelo parâmetro S_{11} , representados na Figura 28, demonstram que a antena é capaz de operar em duas bandas de frequência distintas, tal como foi idealizado inicialmente.

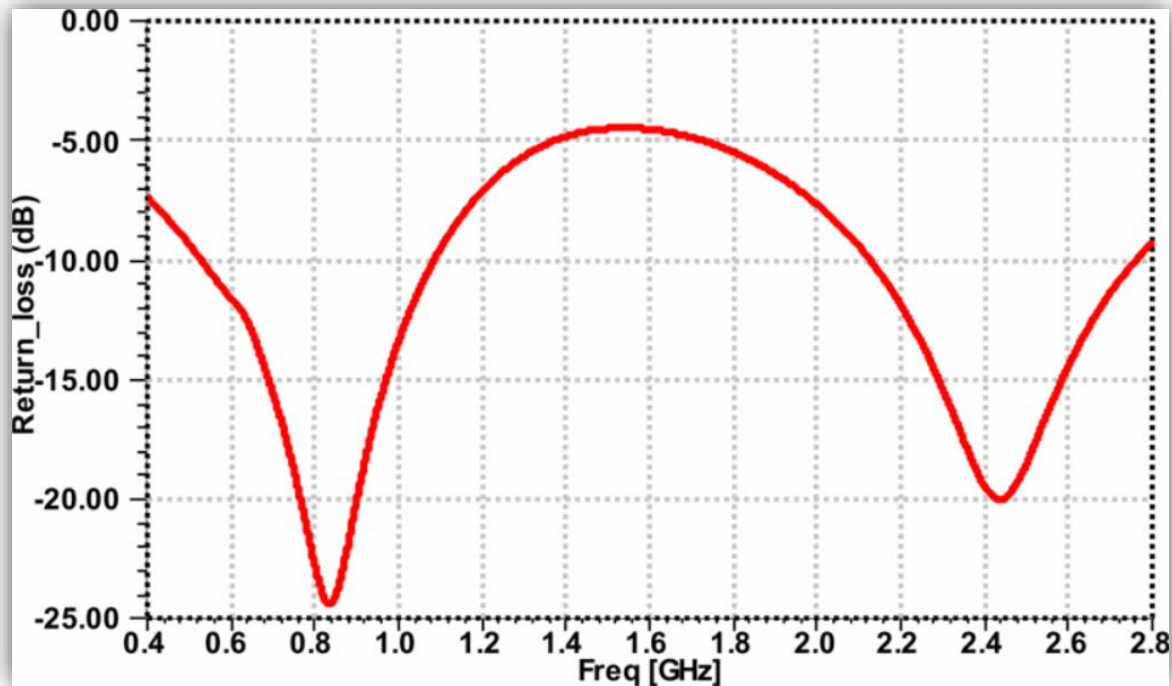


Figura 28- Parâmetro S_{11} do estudo realizado em [57].

Por outro lado, no estudo efetuado em [58], os autores recorreram a uma antena circular com um diâmetro de 35 mm, capaz de operar na banda ISM, para 2.4 GHz e em UWB (*ultrawideband*) na gama 4-10.6 GHz. O substrato utilizado neste estudo, foi o Duroid 5880 ($\epsilon_r = 2.2$; $\tan \delta = 0.0009$), com uma espessura de 0.254 mm. A Figura 29 apresenta a antena proposta em [58]. Os autores propuseram a utilização de três camadas metálicas em formato circular (L3, L2 e L1), intercaladas com 3 camadas de substratos. De salientar que a camada L1 utiliza uma antena XETS (*Crossed Exponentially Tapered Slot*) para comunicações exteriores ao corpo e a camada L2 recorre a um dipolo para comunicações interiores ao corpo. De realçar ainda que, mais uma vez a utilização de um superstrato torna-se essencial para a otimização da antena. Como tal, neste caso recorreu-se ao mesmo material e espessura do substrato.



Figura 29- Vista expandida da antena colocada em contacto com a pele humana [58].

De modo a mostrar a eficiência da antena, a mesma foi testada em diferentes zonas do corpo humano, nomeadamente no braço, no peito e na barriga. O parâmetro S_{11} , obtido para as diferentes regiões pode ser observada na Figura 30. Observando a Figura 30 verifica-se que o comportamento da antena para as várias zonas testadas foi semelhante, sendo que na barriga apresentou resultados ligeiramente melhores, uma vez que se encontra abaixo dos -10 dB para uma banda de frequências maior. De um modo geral, o parâmetro S_{11} , está maioritariamente abaixo dos -10 dB, fora algumas bandas e outras zonas do corpo além da barriga, como mostrado nas simulações. Ainda na Figura 30, é feita uma comparação entre a simulação utilizando um “discret feed” (cor azul) e uma simulação utilizando como alimentação um “cable feed” (cor vermelha).

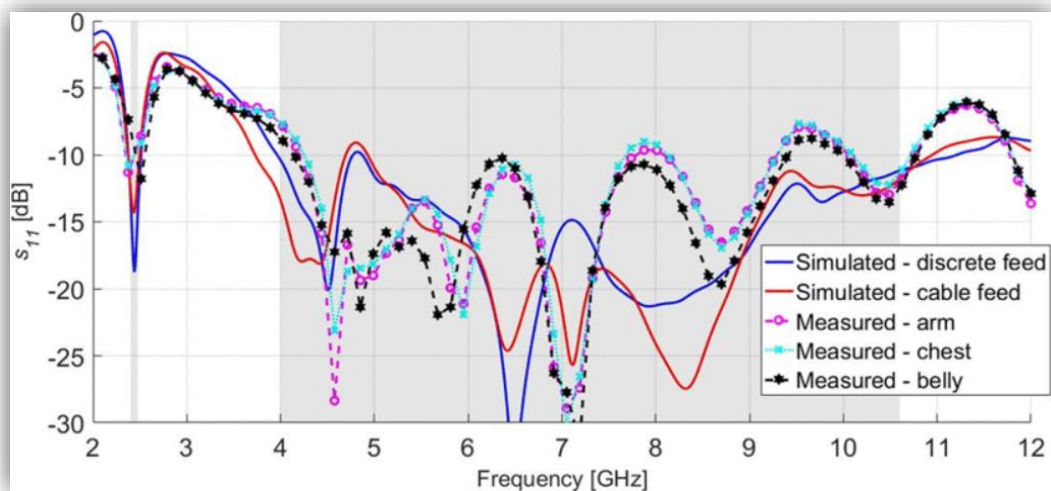


Figura 30- Parâmetro S_{11} obtido do estudo [58], após a utilização da antena em diferentes regiões corporais.

No estudo efetuado em [59], os autores procederam à projeção de uma antena com dimensões de $44 \times 38 \times 1.57 \text{ mm}^3$ para operar com uma largura de banda UWB, nomeadamente com valores de frequência entre 3.1 - 10.6 GHz. O material utilizado como substrato neste estudo foi o Duroid 5880 ($\epsilon_r = 2.2$; $\tan \delta = 0.0009$) com uma espessura de 1.57 mm. A antena é projetada com base em dois semicírculos com raios diferentes, o primeiro com 7.5 mm de raio e o segundo com 11 mm de raio. Estes detalhes podem ser observados na Figura 31.

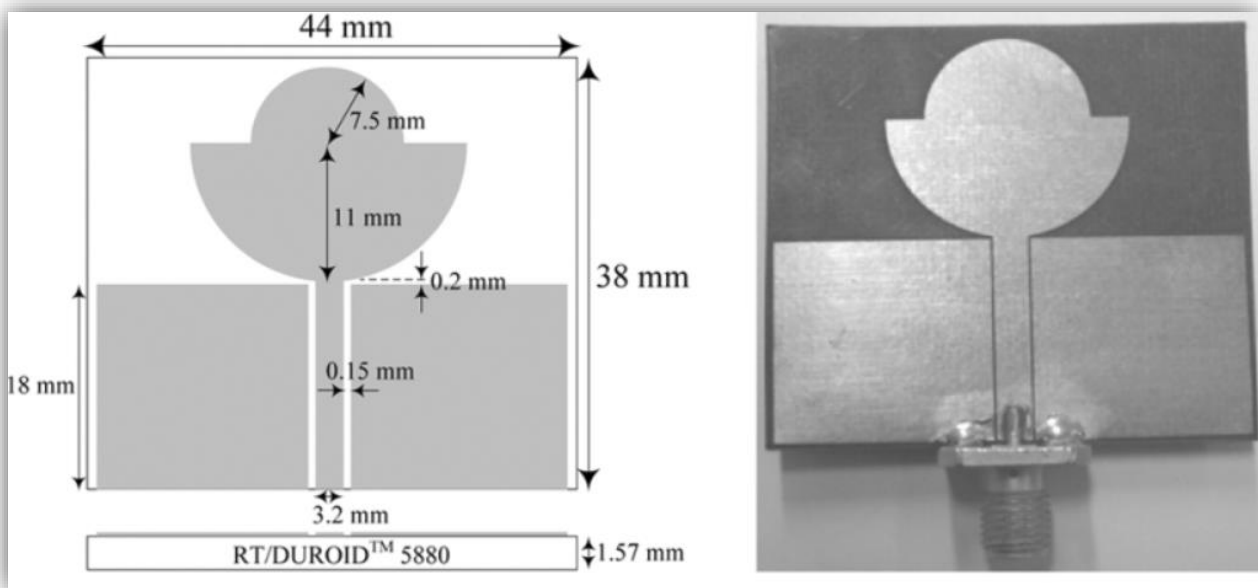


Figura 31- Geometria e design do monopólo impresso da antena projetada em [59].

O objetivo deste estudo consistia na análise da antena, em contacto com um braço, tendo em conta três modelos diferentes do corpo humano: planar, elíptico e retangular. No entanto, a antena é colocada a uma distância de 3 e 7 mm do corpo humano, a fim de verificar as mudanças ocorridas no comportamento da antena conforme esta se afasta do corpo. Estas distâncias são definidas através de uma tira de polietileno. A Figura 32 ilustra o parâmetro S_{11} para ambas as distâncias e para os diferentes modelos em estudo. Observando esta figura, os autores consideraram que a antena mostrou resultados mais eficientes quando esta se encontra mais próxima do corpo.

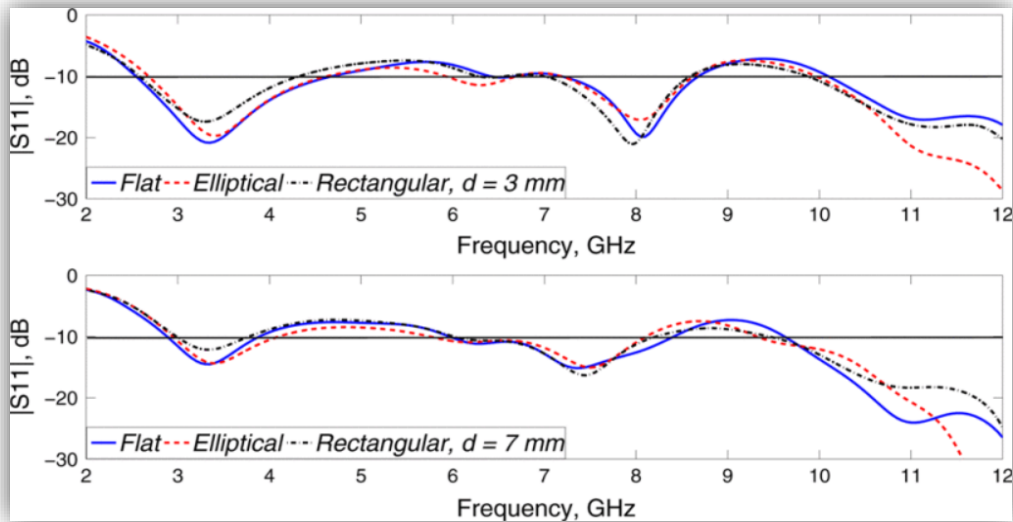


Figura 32- Parâmetro S_{11} , respetivamente, para uma distância de 3 mm e 7 mm, tendo em conta os diversos modelos estudados [59].

O estudo feito em [60] é muito semelhante ao estudo realizado em [59], uma vez que os autores neste artigo utilizam o mesmo *design* da antena, a mesma banda de frequência, bem como o mesmo substrato. No entanto, neste caso os autores consideraram pertinente verificar a eficiência da antena experimentalmente num modelo de braço humano, como ilustrado na Figura 33.

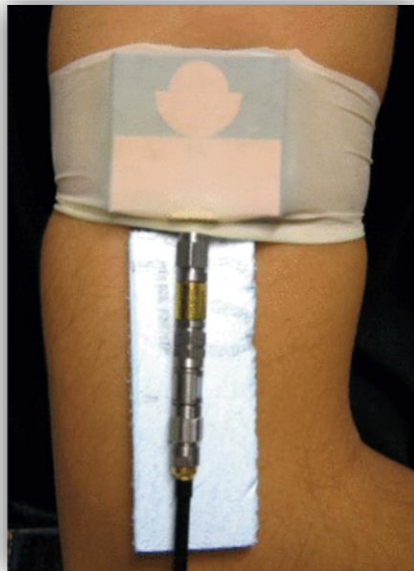


Figura 33- Demonstração da antena projetada no estudo [60], em contacto com a pele humana.

A Figura 34, mostra o resultado experimental da antena em estudo, em comparação com o resultado teórico. Após a análise da Figura 34, verifica-se que os resultados medidos

são melhores que os resultados simulados. Ainda assim, os resultados medidos e simulados confirmam que a antena é capaz de operar abaixo dos -10 dB em toda a banda definida inicialmente, quando colocada junto ao corpo humano.

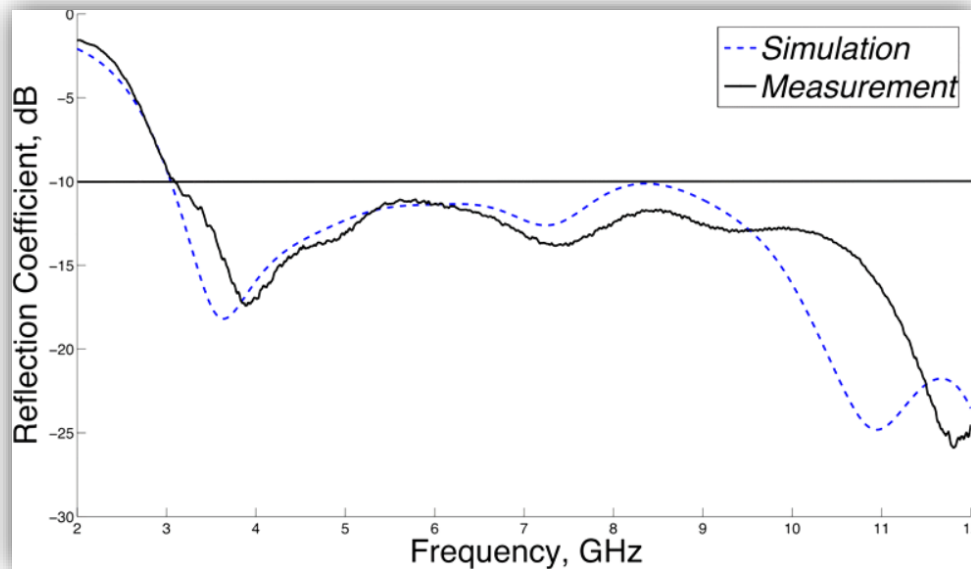


Figura 34- Parâmetro S_{11} do resultado teórico e experimental realizado no estudo [60].

Por fim, o estudo realizado em [61], apresenta uma antena com dimensões $30 \times 45 \times 3.2 \text{ mm}^3$ para operar em duas banda ISM distintas, nomeadamente para 2.4-2.485 (2.45 GHz) e para 5.725-5.875 GHz (5.8 GHz). O substrato dielétrico utilizado neste caso foi o FR4 ($\epsilon_r = 4.4$; $\tan \delta = 0.02$). O design da antena, está representado na Figura 35. Esta é composta por 3 camadas, em que na camada superior utiliza-se um desenho em formato de T, com o objetivo de se realizar a comunicação *off-body* para a frequência de 2.45 GHz e na camada inferior a antena tem um formato circular, com o intuito de se efetuar uma comunicação *on-body* para a frequência de 5.8 GHz. A camada intermediária é responsável por compartilhar o mesmo plano de massa entre as restantes camadas.

Posteriormente, a antena foi colocada em contacto com um fantoma que emula as propriedades do corpo humano. A Figura 36 ilustra o resultado do parâmetro S_{11} para as bandas de frequência definidas anteriormente e mostra que a antena apresenta uma concordância entre os resultados medidos e simulados para ambas as bandas. No caso da banda ISM de 2.4 GHz, a largura de banda que se encontra abaixo de -10 dB é de cerca de 120 MHz (2.39 - 2.51 GHz), enquanto que na banda ISM de 5.8 GHz, este valor é ligeiramente superior, cerca de 160 MHz (5.72 - 5.88 GHz).

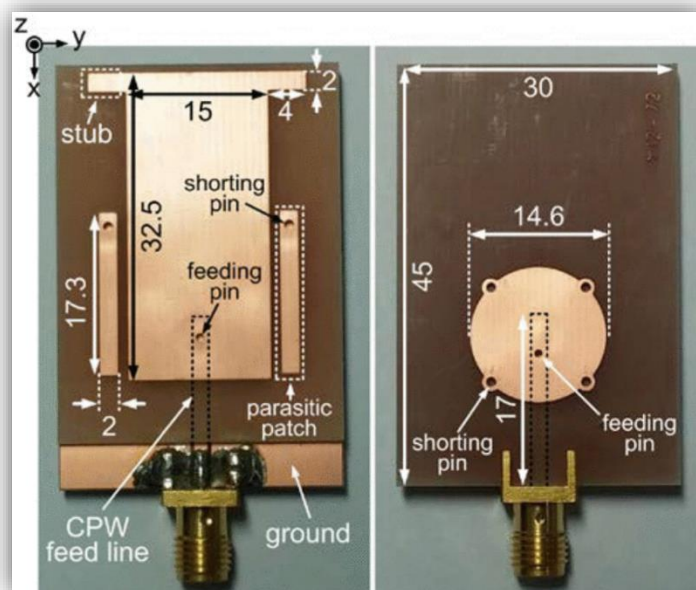


Figura 35- Demonstração do design da antena estudada em [61].

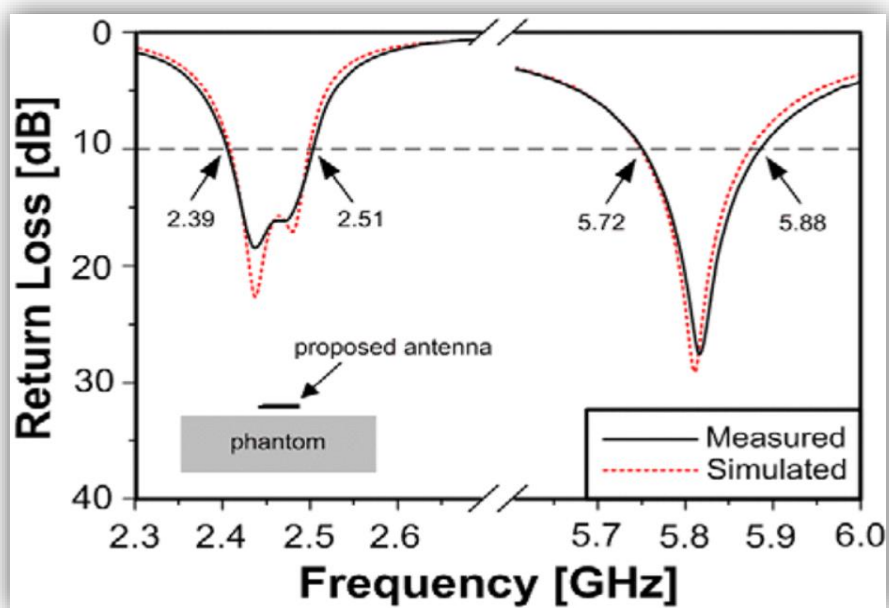


Figura 36- Parâmetro S_{11} para ambas as bandas ISM [61].

Para simplificar a análise dos diferentes artigos referidos, seguidamente está demonstrada uma tabela resumida (Tabela 3) com os aspetos mais relevantes para o estudo em questão.

Ao analisar a Tabela 3, verifica-se que a seleção do substrato tem alguma importância no desempenho da antena. Esta escolha deve ter em conta a aplicabilidade da antena, de facto para antenas que sejam colocadas junto ao corpo humano é importante que os substratos apresentem um ϵ_r elevado, de modo a facilitar a otimização da antena quando

esta se encontra em contacto com a pele humana, dado que a pele tem um ϵ_r bastante elevado. Ainda assim, como solução e para ajudar na otimização da antena, em alguns estudos o superstrato demonstrou ter um papel crucial neste âmbito.

Outro parâmetro a ter em conta, é a gama de frequências utilizadas nos artigos referidos. Em aplicações em que o foco é apenas analisar o comportamento da antena mediante variações teciduais ou em posições distintas do corpo recorreu-se a uma gama de frequência mais elevada. No entanto, de um modo geral as dimensões da antena variam consoante a gama de frequências utilizada. De facto, a utilização de uma gama de frequência mais baixa implica que se utilize antenas de maior dimensão. No entanto, nos estudos efetuados para aplicações biomédicas, o ideal é que se consiga obter antenas com dimensões relativamente reduzidas, de forma a operar na banda de frequência pretendida e não causar qualquer transtorno para o paciente. Esta informação pode ser complementada tendo em conta a equação (3.9). Sabe-se que o comprimento de onda λ está relacionado com o ϵ_r que no ar é aproximadamente 1. No entanto, nos casos dos tecidos humanos o ϵ_r é muito maior e como tal o comprimento de onda nesses meios é menor, assim leva por consequência a que as antenas tenham dimensões mais reduzidas.

$$\lambda = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r} f_r} \quad (3.9)$$

Tabela 3- Estudo de aplicação de antenas microstrip em contacto com o corpo humano

	Banda de Frequência	Dimensão da antena	Dimensão da patch/monopólo impresso	Substrato	ϵ_r	Superstrato
[56]	Banda ISM 902-928 MHz (915 MHz)	25x25x1.5mm ³	19x20 mm ²	DuPont 951 LTCC	7.8	Utilização do material Dupont 951 LTCC
[57]	Banda dupla: 868-928 (915 MHz) 2.4-2.5 GHz (2.45 GHz)	16.5x17x0.8 mm ³	-	LTCC	7.1	Utilização do material LTCC
[58]	Banda ISM: 2.4 GHz UWB: 4-10.6 GHz	35x35x2 mm ³	Forma esférica: d=35 mm	Duroid 5880	2.2	Utilização do material Duroid 5880
[59]	UWB: 3.1 a 10.6 GHz	44x38x1.57 mm ³	-	Duroid 5880	2.2	-
[60]	UWB: 3.1- 10.6 GHz	44x38x1.57 mm ³	-	Duroid 5880	2.2	
[61]	Banda ISM: 2.4-2.485 GHz (2.45 GHz) Banda ISM :5.725-5.875 GHz (5.8 GHz)	30x45x3.2 mm ³	-	FR4	4.4	-

4. Projeto de uma antena em contacto com o corpo humano

Neste capítulo, serão apresentadas as tarefas executadas para se alcançar uma antena capaz de alimentar dispositivos médicos utilizando a transferência de potência sem fios, tendo em conta o estudo efetuado anteriormente.

De modo a proceder à elaboração do projeto pretendido, numa primeira fase desenhou-se uma antena simplificada para familiarização com o *software*. Para além disso, recorreu-se também à simulação anterior para estudar o comportamento de três variáveis fundamentais na otimização de uma antena, sendo elas o comprimento e a largura da *patch*, bem como o ponto de alimentação da antena. Após a análise dos parâmetros referidos, seguidamente verificou-se o impacto do corpo humano na antena através da simulação de um modelo do corpo no *software CST Microwave Studio*. De salientar que as simulações referidas anteriormente começaram por ser realizadas na banda ISM (2.4-2.5 GHz), mais especificamente para 2.45 GHz, utilizando como substrato o FR4.

Posteriormente, como ponto de partida começou-se por analisar detalhadamente a antena apresentada em [56], por esta apresentar um design relativamente simples de replicar. Posteriormente, foram desenvolvidos alguns estudos sobre esta antena, onde se variaram alguns parâmetros de forma a propor uma antena menos complexa, mas com resultados semelhantes ou melhores. A antena do estudo [56], é projetada e simulada na banda ISM (902-928 MHz), nomeadamente para 915

MHz. Deste modo, as simulações efetuadas desta etapa em diante operam nesta frequência.

4.1 Estudo paramétrico da antena

Tal como foi referido anteriormente, de forma a dimensionar e otimizar uma antena é importante ter em conta o comportamento das diferentes variáveis, de modo a seleccionar os valores que melhor se adequam. Inicialmente, foi feito um estudo às dimensões da *patch* (comprimento e largura) e à posição do ponto de alimentação. A Figura 37 ilustra as variáveis estudadas nesta secção. Neste caso, o “L1” é referente ao comprimento da *patch*, o “W1” corresponde à largura da *patch* e o “Feed” ao ponto de alimentação.

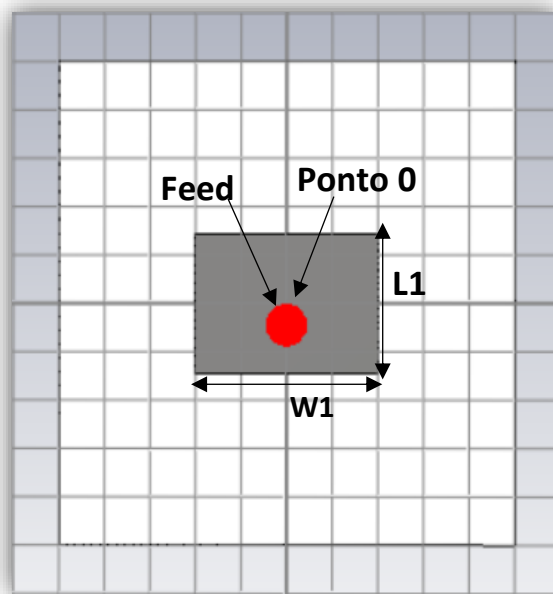


Figura 37- Representação esquemática das variáveis em estudo.

4.1.1 Comprimento da *patch*

Começou-se por variar o comprimento da *patch*, e verificar qual o efeito no comportamento da antena. Na Figura 38 está representada a variação do parâmetro S_{11} , variando o comprimento de 27mm até 29mm, com *um step* de 0.5mm. Observando a Figura 38 verifica-se que a alteração do comprimento tem algum impacto no parâmetro S_{11} , sobretudo ao nível da frequência de ressonância. Como tal, é possível comprovar que com o aumento do comprimento, a frequência de ressonância diminui.

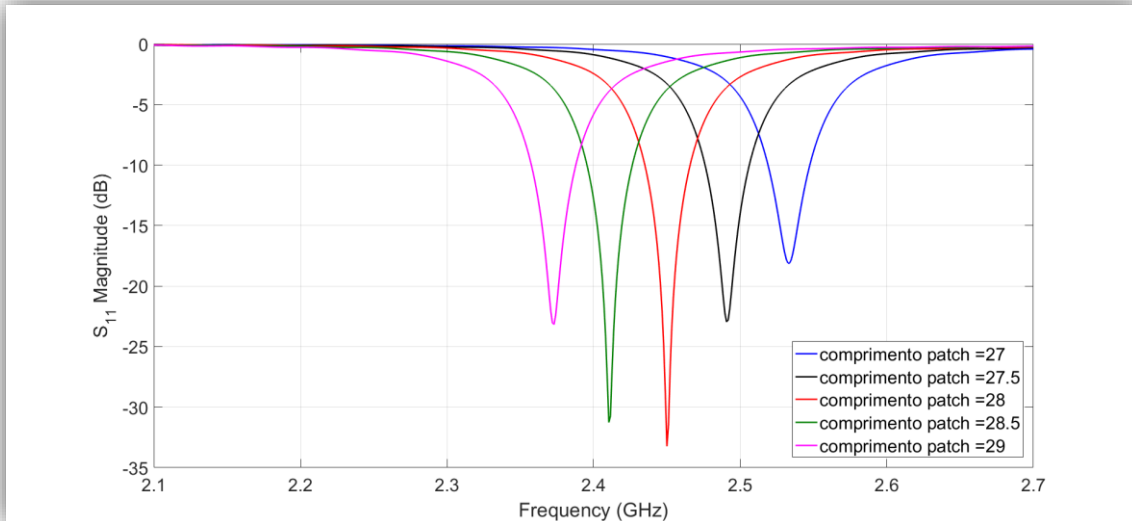


Figura 38- Parâmetro S_{11} da antena em função do comprimento da patch.

4.1.2 Largura da patch

O parâmetro seguinte a ser estudado foi a largura da *patch*. A Figura 39, mostra a variação do parâmetro S_{11} com a alteração da largura da *patch*, para valores entre 39.5mm e 41.5mm, com um *step* de 0.5mm. Neste caso, a largura tem algum impacto no parâmetro S_{11} , a nível do valor absoluto em dB, por outro lado a frequência de ressonância altera muito ligeiramente, influenciando a adaptação da antena para a frequência desejada.

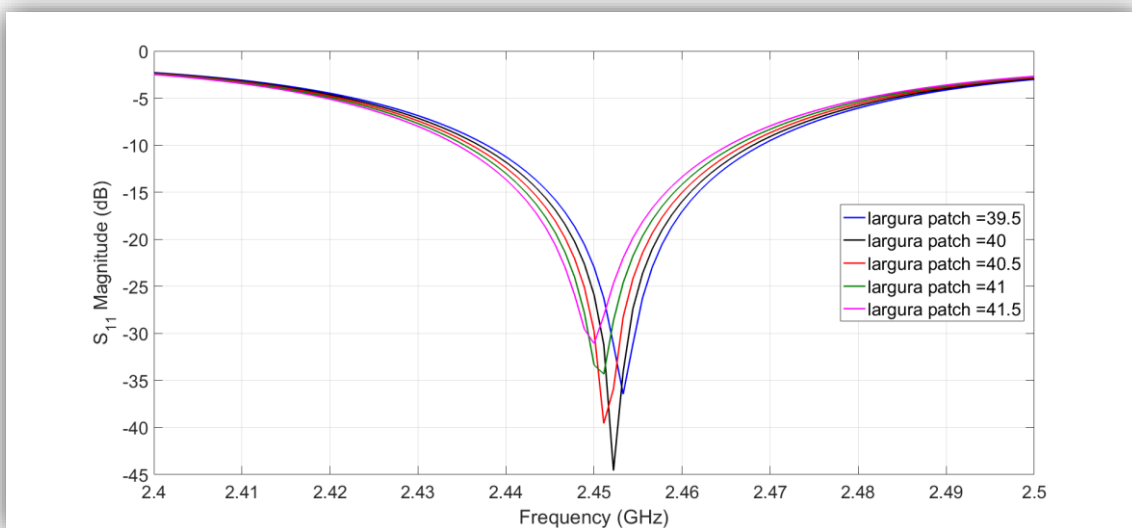


Figura 39- Parâmetro S_{11} da antena em função da largura da patch.

4.1.3 Ponto de alimentação

De seguida avaliou-se o comportamento da antena quando se altera a posição do seu ponto de alimentação. À semelhança do que acontece na Figura 39, na Figura 40 o parâmetro S_{11} também manifesta alterações ao nível do valor absoluto em dB. Neste caso a variação é feita de 1mm em 1mm. De realçar ainda que esta variação está centrada no ponto 0 (representado na Figura 37) e varia apenas na vertical, ou seja, a posição do ponto de alimentação está dependente do comprimento da *patch*.

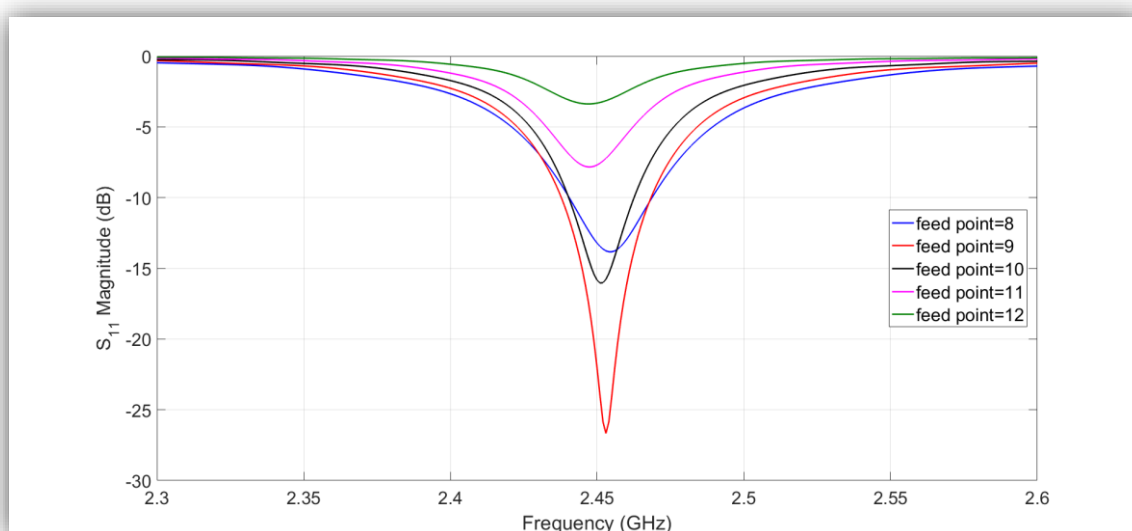


Figura 40- Parâmetro S_{11} da antena em função do ponto de alimentação.

Para além disso, é importante ter em conta a carta de Smith. De facto, para se otimizar uma antena é necessário ter em conta a impedância da antena. Assim, a utilização da carta de Smith é fundamental para visualizar a impedância de entrada da antena [62]. Esta impedância idealmente deve ser de 50Ω à frequência de interesse para a antena estar bem adaptada, tal como está ilustrado na Figura 41.

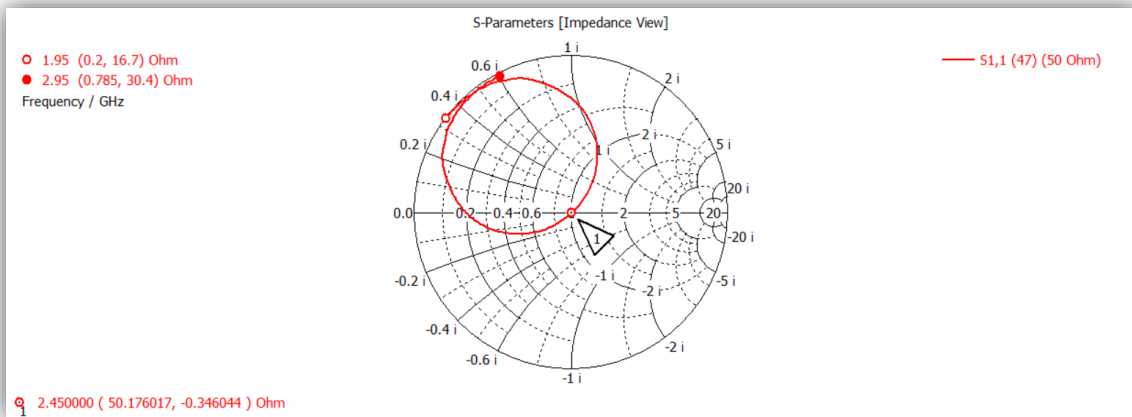


Figura 41- Carta de Smith.

4.1.4 Otimização da antena

A Tabela 4 mostra os valores finais das variáveis por forma a atingir a otimização da antena para uma frequência de 2.45 GHz. Ainda assim a Figura 42 evidencia o resultado do parâmetro S_{11} da antena otimizada.

Tabela 4- Dimensionamento das variáveis estudadas essenciais para a otimização da antena, em milímetros.

L1(mm)	W1(mm)	Feed
28.01	41.2	9.1

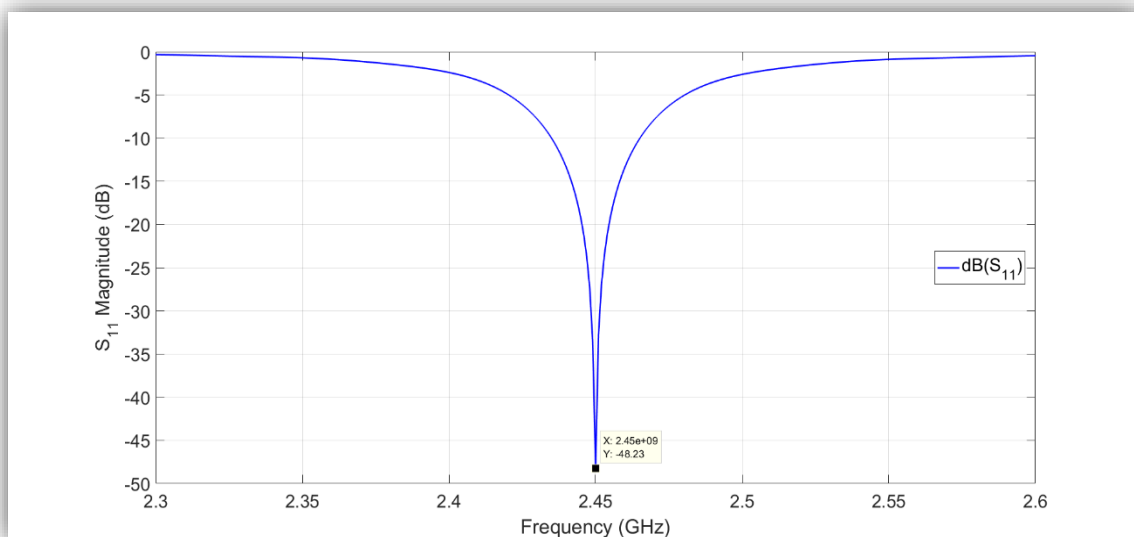


Figura 42- Parâmetro S_{11} da antena, otimizado para uma frequência de 2.45 GHz.

4.1.5 Impacto do corpo humano

Posteriormente ao estudo paramétrico da antena, otimizou-se a mesma considerando que esta iria funcionar em espaço livre. Assim, para perceber o impacto que o corpo tem na adaptação da antena, esta foi colocada imediatamente em contacto com um modelo de um corpo humano (Figura 43). Este modelo é constituído por três camadas, sendo elas a pele, o tecido adiposo (gordura) e o tecido muscular (músculo). Conforme ilustrado na Figura 43, a curvatura do corpo humano é desprezada e o modelo do corpo é considerado plano.

A Tabela 5, mostra as propriedades dielétricas do modelo do corpo humano consideradas nas simulações, ou seja, da pele, da gordura e do músculo para uma frequência de 2.45 GHz. Estes valores foram obtidos em [63], onde são apresentados valores para frequências entre os 10 Hz-100 GHz, para qualquer parte do corpo humano, incluindo órgãos, como por exemplo: Fígado, Pâncreas, entre outros [63].

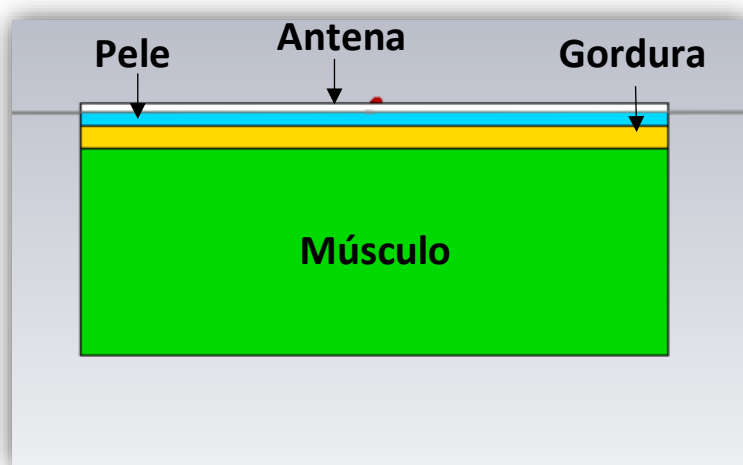


Figura 43- Representação da antena colocada sobre as três camadas do corpo humano, sendo que esta se encontra na superfície da pele.

Tabela 5- Propriedades das camadas do corpo humano consideradas nas simulações, para uma frequência de 2.45 GHz [63].

Tecido	Constante dielétrica (ϵ_r)	Condutividade σ (S/m)	Tangente de perdas	Espessura (mm)
Pele	38.007	1.464	0.28262	2.2
Gordura	5.2801	0.10452	0.14524	4
Músculo	52.729	0.17388	0.24194	35

A Figura 44 mostra o resultado do parâmetro S_{11} da antena quando está em contacto com o corpo humano. Da figura, conclui-se que a antena fica completamente desadaptada considerando a presença do corpo. Deste modo o foco do estudo seguinte incide na obtenção de uma antena capaz de operar numa banda ISM, tendo em conta o modelo do corpo humano, em ambiente de simulação. Para isso, de seguida apresenta-se a replicação do trabalho [56] e alguns estudos efetuados com esta antena, de forma a atingir uma antena menos complexa, mas com uma eficiência semelhante ou melhor.

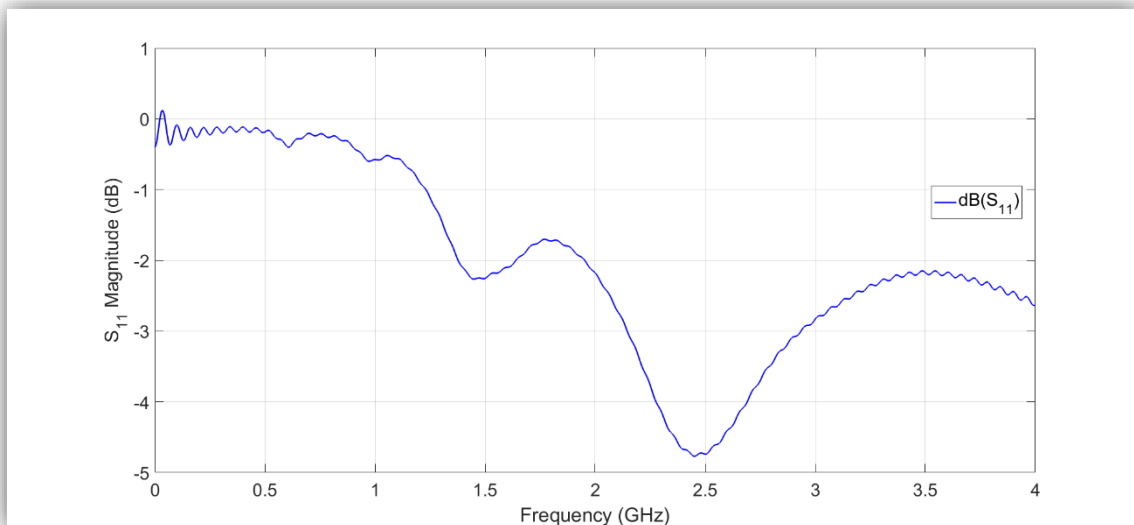


Figura 44- Parâmetro S_{11} da antena tendo em conta o impacto do corpo humano.

4.2 Replicação do estudo efetuado em [56].

Neste estudo recorreu-se à utilização do substrato Dupont 951 LTCC ($\epsilon_r=7.8$; $\tan \delta=0.001$) com 1 mm de espessura. A espessura do cobre utilizada para o projeto desta antena foi de 0.018 mm. Para além disso, ao contrário dos estudos feitos até então, a antena proposta no estudo [56] é simulada para operar na banda ISM 902-928 MHz, mais especificamente para 915 MHz.

A Figura 45 apresenta a geometria quer da *patch*, bem como do plano de massa. Pela Figura é possível verificar que se trata de uma antena com uma geometria muito complexa e com muitas variáveis. Todos os restantes detalhes da *patch* e do plano de massa já foram detalhados no capítulo 3, aquando da análise da antena. Já a Figura 46, ilustra a presença de superstrato utilizado neste projeto. Além disso, neste estudo também foi necessário fazer uma adaptação das camadas teciduais do corpo humano,

visto que houve uma alteração na banda de frequência. Estas alterações são visíveis na Tabela 6 e tem como base o estudo efetuado em [56] e [57].

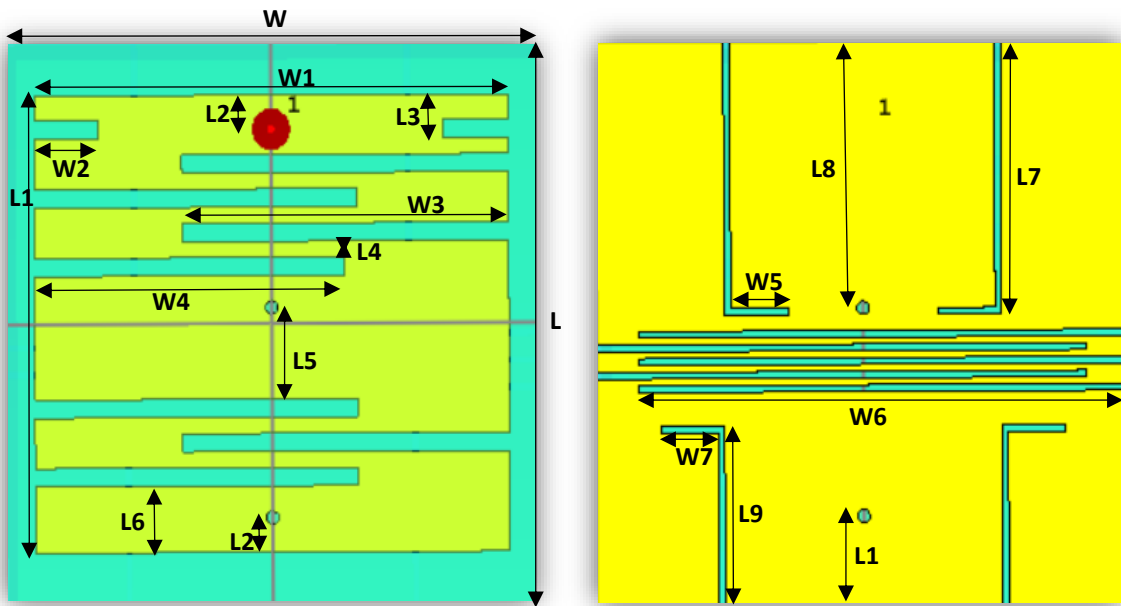


Figura 45- Design da patch e do plano de massa, com as variáveis utilizadas.

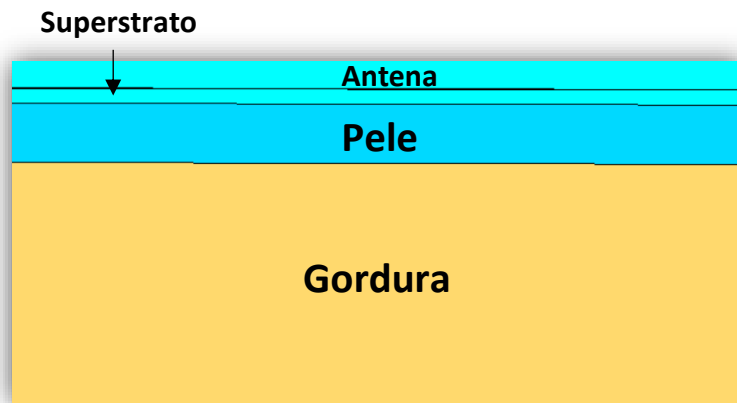


Figura 46- Visualização da camada de superstrato localizada entre a antena e a pele.

Tabela 6- Propriedades dos tecidos humanos consideradas nas simulações, para uma frequência de 915 MHz [56] [57].

Tecido	Constante dielétrica (ϵ_r)	Condutividade σ (S/m)	Tangente de perdas	Espessura (mm)
Pele	41.19	0.88	0.41435	2
Gordura	11.59	0.092	0.18496	10
Músculo	55.52	0.902	0.33866	28

Os principais parâmetros da antena replicada estão representados na Figura 45 e os seus valores, são apresentados na Tabela 7.

Tabela 7- Dimensões da antena em milímetros.

W	W1	W2	W3	W4	W5	W6	W7	L	L1
25	19	3	12.16	11.4	2.7	23	3	25	20
L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	Espessura Superstrato
1.5	1.9	0.7	4	2.9	12.2	11.8	8	4	0.5

A Figura 47 mostra o resultado do parâmetro S_{11} da antena replicada estudada em [56]. Como é possível verificar, a mesma precisa de ser melhorada para estar adaptada para 915 MHz.

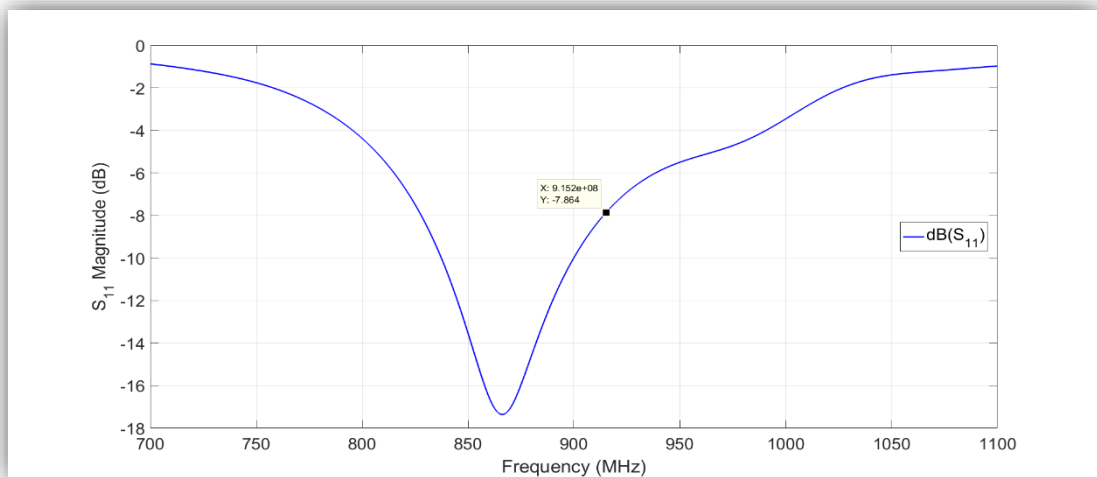


Figura 47- Parâmetro S_{11} da replicação da antena estudada em [56].

Para sustentar esta informação a Figura 48 apresenta os resultados obtido na carta de Smith.

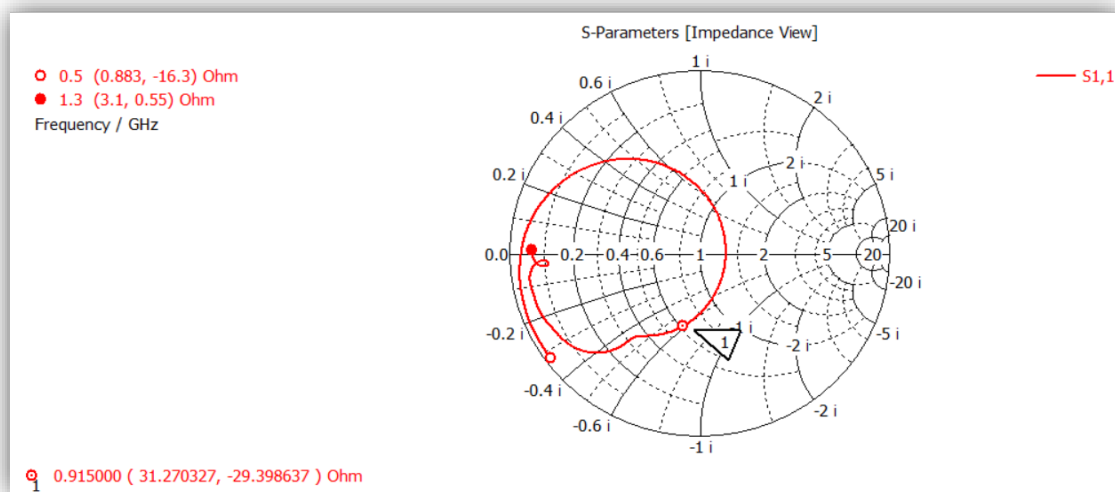


Figura 48- Carta de Smith da antena estudada em [56].

4.2.1 Estudo das variáveis

De forma, a dimensionar e otimizar uma antena é importante ter em conta o comportamento das diferentes variáveis, de modo a selecionar os valores que melhor se adequam e de certa forma simplificar o design da antena proposta em [56]. Inicialmente foi feito um estudo considerando uma *patch* sem *slots*, mantendo o design do plano de massa e vice-versa. De seguida, excluíram-se as vias do design, de forma a perceber o impacto que estas apresentaram no parâmetro S_{11} . Posteriormente, os *slots* são inseridos individualmente quer na *patch*, quer no plano de massa, de forma a entender o seu comportamento na antena e se possível proceder à sua simplificação, utilizando um *design* mais simplificado que o proposto em [56]. Por fim, estuda-se a influência dos *slots* da *patch* na adaptação da antena e da importância da camada de superstrato na antena, tendo em conta o contacto com o corpo humano, a fim de atingir uma solução ideal e simplificada para o substrato Dupont 951 LTCC.

Começou-se por estudar uma *patch* plana mantendo o plano de massa igual ao estudo efetuado em [56] e verificar qual o efeito na adaptação da antena. A Figura 49, ilustra o que já foi referido anteriormente. Neste caso, a Figura 49A remete para a *patch* plana e por sua vez a Figura 49B mostra o plano de massa sem alterações.

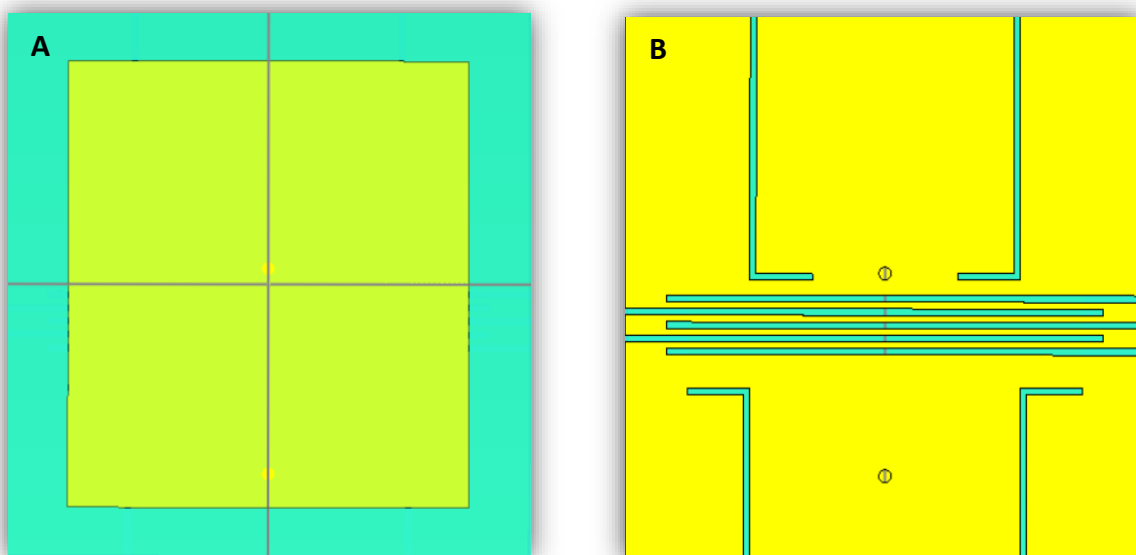


Figura 49: (A) Design de uma *patch* plana. (B) Plano de massa com a presença dos *slots* iniciais.

De forma a entender, como a *patch* influencia o comportamento da antena em contacto com o corpo humano, a Figura 50 mostra o resultado do parâmetro S_{11} . Ao observar a Figura 50, verifica-se, tal como seria de esperar, há uma alteração bastante significativa na frequência de ressonância, mostrando deste modo a importância da utilização dos *slots*.

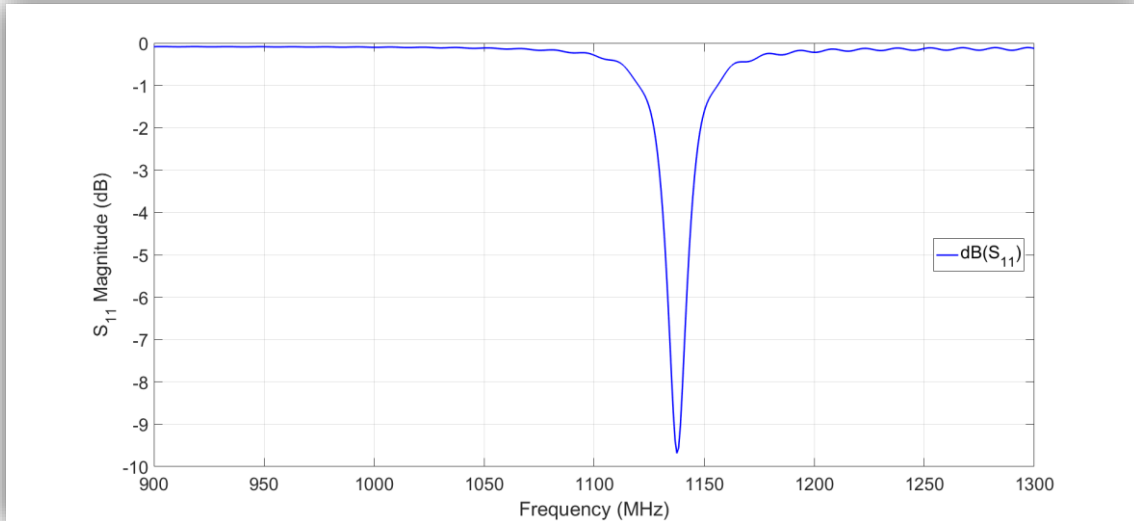


Figura 50- Parâmetro S_{11} da antena tendo em conta uma *patch* plana e um plano de massa mantendo os *slots* originais.

De seguida, estudou-se a importância do plano de massa sem recorrer à utilização de *slots*, no entanto a *patch* mantém os *slots* iniciais. Neste caso, a Figura 51A remete para a *patch* com a utilização dos diversos *slots*, já a Figura 51B, por sua vez, mostra o plano de massa sem a utilização de *slots*.

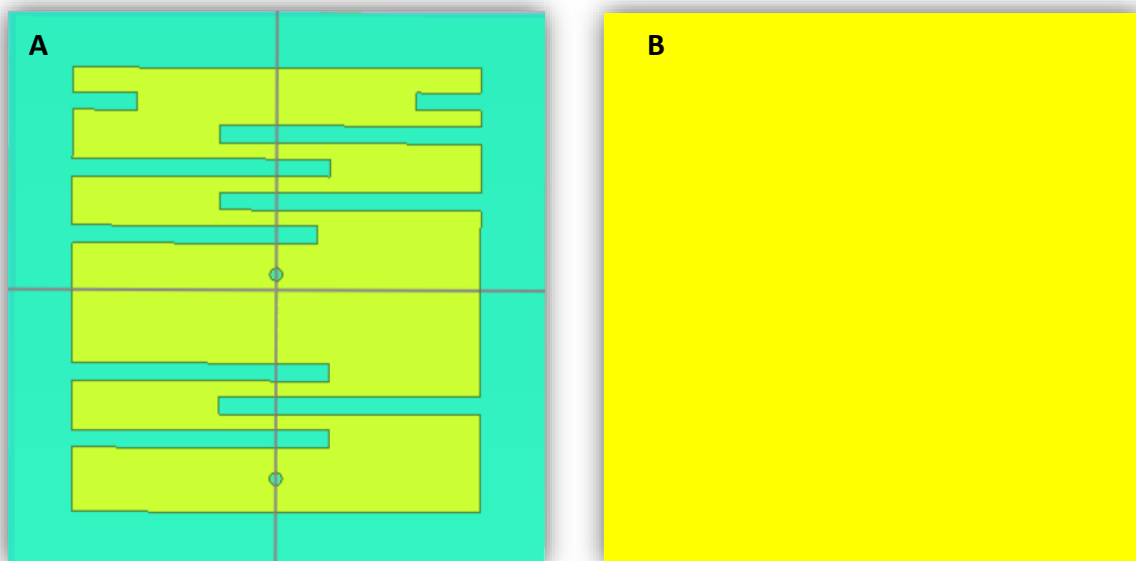


Figura 51: (A) Design de uma *patch* com os *slots* originais. (B) Plano de massa sem adição de *slots*.

Mais uma vez, a fim de entender como a ausência de *slots* no plano de massa influencia o comportamento da antena em contacto com o corpo humano, a Figura 52 mostra o resultado do parâmetro S_{11} . Ao observar a Figura 52, verifica-se que existe uma alteração da frequência de ressonância, no entanto esta alteração não é tão significativa como a que se constatou na Figura 50. Assim é possível comprovar, que o design da *patch* tem uma maior influência no desempenho da antena quando comparado com o design do plano de massa.

De seguida, avaliou-se o comportamento da antena sem a presença das vias. À semelhança da dinâmica anterior, a Figura 53A retrata a *patch* a ser estudada, mas agora sem as vias, e a Figura 53B o plano de massa da mesma.

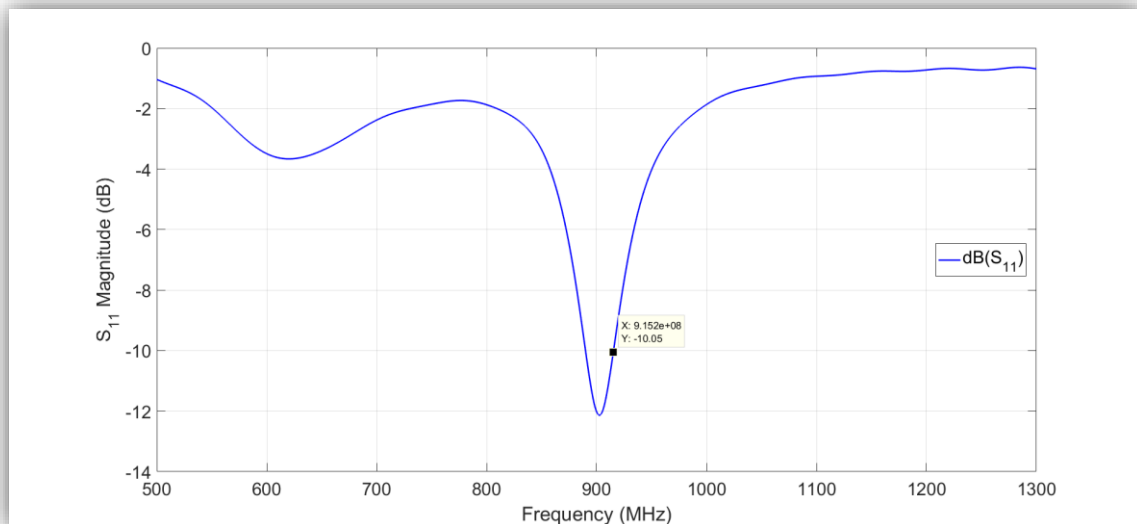


Figura 52- Parâmetro S_{11} da antena tendo em conta uma *patch* com a utilização de *slots* e com o plano de massa sem adição de *slots*.

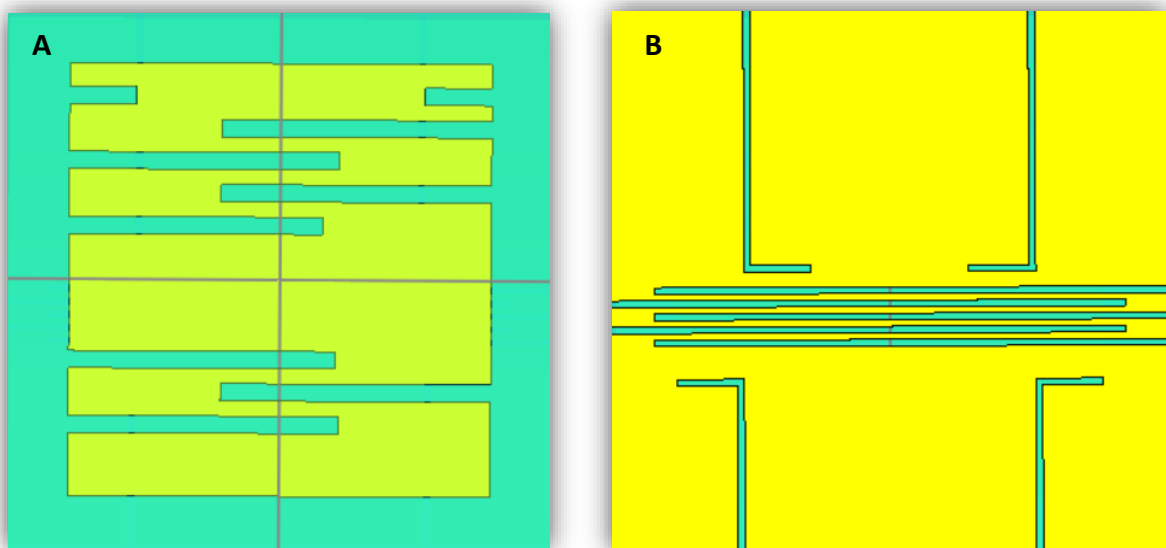


Figura 53- Design da *patch* e do plano de massa sem a presença das vias.

Com o intuito de verificar o impacto das vias no comportamento da antena em contacto com o corpo humano, a Figura 54 mostra uma comparação do resultado do parâmetro S_{11} , com a utilização das vias (representado pela cor azul) e sem a presença das mesmas (retratado pela cor vermelha). Como já tinha sido estudado anteriormente, o papel das vias passava por assegurar a otimização da antena para a frequência desejada [56]. De facto, analisando a Figura 54 verifica-se que existe uma alteração significativa na frequência de ressonância quando se compara os dois parâmetros S_{11} .

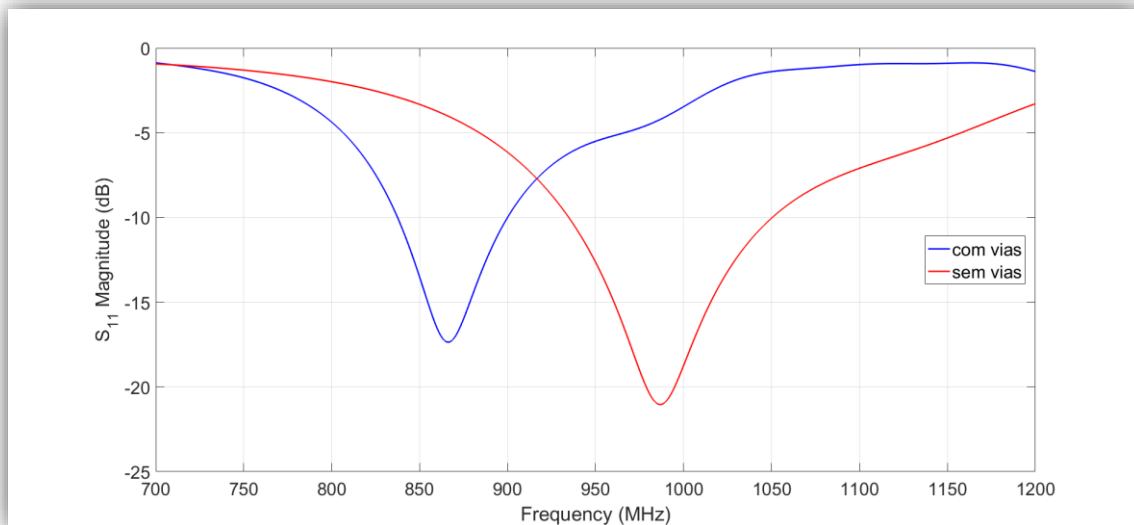


Figura 54- Parâmetro S_{11} da antena sem a utilização das vias em comparação com a presença das mesmas.

Ainda assim, nos estudos efetuados em diante despreza-se a utilização das vias, uma vez que existem outros parâmetros responsáveis por melhorar a frequência de ressonância da antena, como é o caso da largura da *patch*, por exemplo.

Deste modo, nesta fase é dada uma especial atenção à importância dos *slots* do plano de massa e de que forma é que estes são relevantes na otimização da antena, bem como analisar o comportamento do parâmetro S_{11} , tendo em conta a ausência de alguns destes *slots*. De realçar que a *patch* mantém o design inicial, ou seja, aquele que foi apresentado no estudo [56].

Inicialmente, foi feita uma análise do comportamento da antena sem os *slots* horizontais e de seguida sem os *slots* em formato de L mantendo os horizontais. Depois efetuaram-se diversas combinações na variação dos *slots* a serem utilizados, com o

intuito de se obter um design simplificado com resultados vantajosos para o estudo em questão.

Como tal, a Figura 55A mostra o *design* do plano de massa, apenas com os *slots* em formato de L. Por outro lado, a Figura 55B mostra o design do plano de massa, contendo apenas os *slots* horizontais.

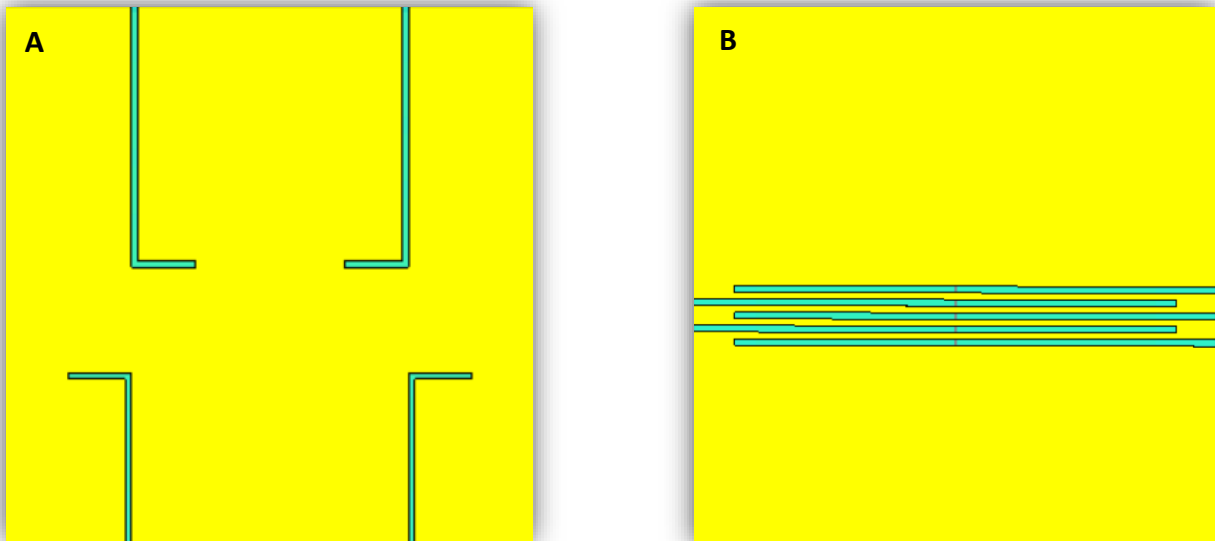


Figura 55- (A): Design do plano de massa sem os *slots* horizontais. (B): Design do plano de massa sem os *slots* em formato de L.

A fim de verificar o impacto dos *slots* horizontais e dos *slots* em formato de L do plano de massa no comportamento da antena, em contacto com o corpo humano, a Figura 56 mostra uma comparação do resultado do parâmetro S_{11} , sem a presença das vias, estudado anteriormente (representado pela cor vermelha), sem a inclusão dos *slots* horizontais (retratado pela cor azul) e ainda sem a inclusão dos *slots* em formato de L (descrito pela cor preta), igualmente tendo em conta a ausência das vias. De facto, analisando a Figura 56 verifica-se que existe uma alteração significativa na frequência de ressonância quando se compara os parâmetros S_{11} , no entanto esta alteração é mais significativa no caso B. Para além disso, o parâmetro S_{11} , em ambos os casos, também manifesta alterações significativas a nível do valor absoluto em cerca de 10 dB, quando comparado com o estudo efetuado sem as vias. Assim, é possível afirmar que os *slots* horizontais e os *slots* em formato de L utilizados no plano de massa apresentam uma elevada importância no desempenho e na otimização da antena, não só ao nível do ajuste da frequência de ressonância, mas também na sua adaptação.

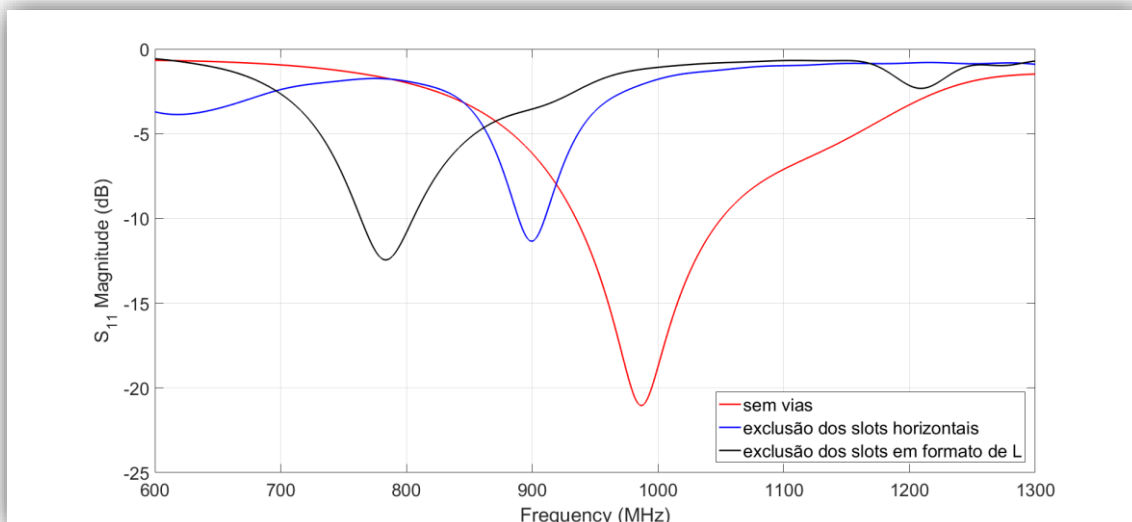


Figura 56- Comparação do parâmetro S_{11} da antena sem a utilização das vias, com o design do plano de massa sem os slots horizontais e sem os slots em formato de L.

Seguidamente, nesta fase foram feitas ligeiras modificações no dimensionamento da antena, nomeadamente nas dimensões da *patch* (comprimento e largura), tendo em conta o estudo efetuado anteriormente. A Tabela 8, mostra estas alterações que tinham como objetivo otimizar a antena para 915 MHz. Ainda assim, nesta secção são testadas algumas combinações do plano de massa de forma a simplificar o *design* do mesmo e verificar o parâmetro S_{11} . A Figura 57 retrata as alterações efetuadas no plano de massa com as diferentes combinações de *slots*. Mais especificamente a Figura 57A foi simulada a antena apenas com os *slots* em formato de L na parte inferior do plano de massa, na Figura 57B, simulou-se a antena apenas com os *slots* em formato de L na parte superior do plano de massa. Por outro lado, a Figura 57C e 57D mostra o plano de massa com os *slots* em formato de L na parte inferior com os *slots* horizontais, e na parte superior respetivamente e alternadamente. Por fim, a Figura 57E demonstra apenas os *slots* horizontais, como já tinha sido estudado no subcapítulo anterior.

Tabela 8- Alterações efetuadas no dimensionamento da patch, em milímetros.

	Dimensionamento da antena proposta em [56]	Dimensionamento da antena com ligeiras modificações
Comprimento patch	20	19
Largura patch	19	21.6

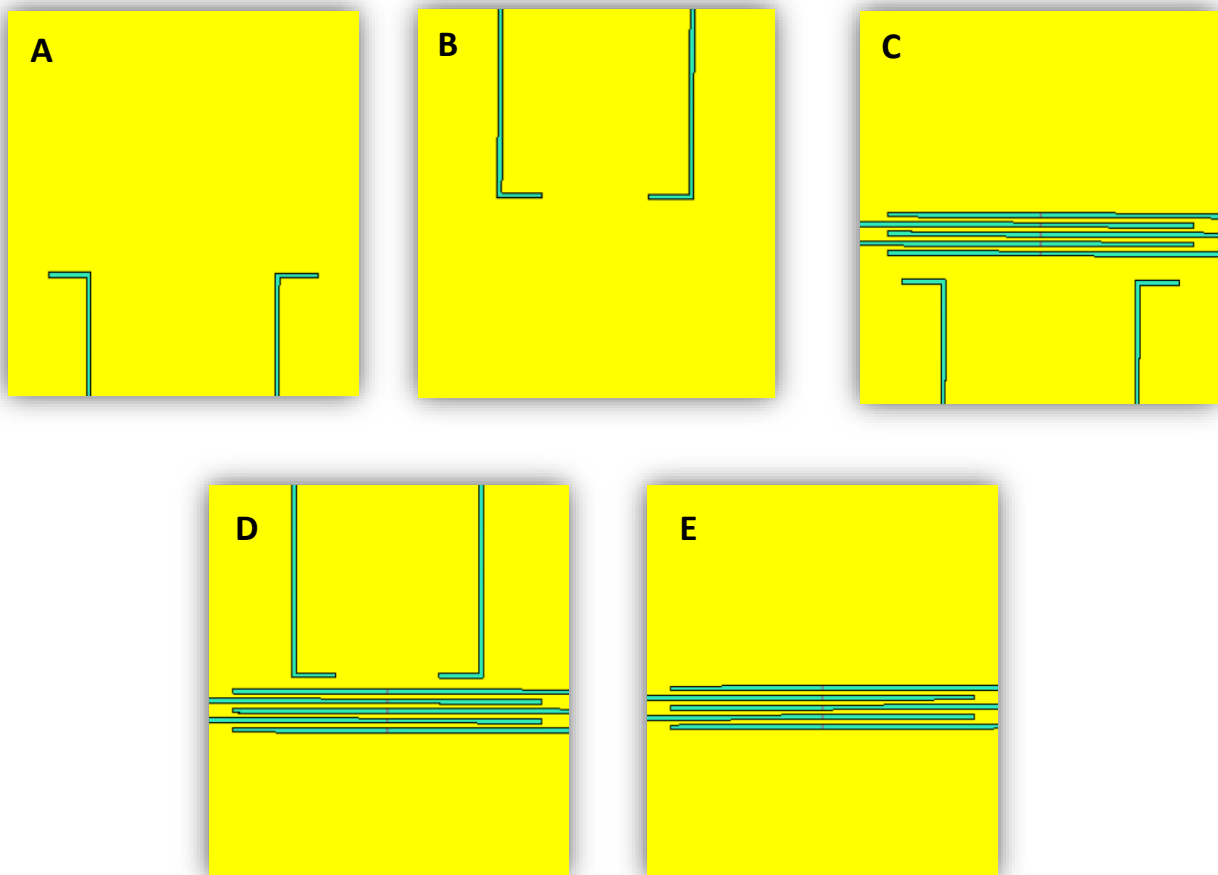


Figura 57: (A) Inserção no plano de massa apenas os slots em formato de L inferiores. (B) Inserção no plano de massa apenas os slots em formato de L superiores. (C) Inserção no plano de massa dos slots em formato de L inferiores e dos slots horizontais. (D) Inserção no plano de massa dos slots em formato de L superiores e dos slots horizontais. (E) Inserção no plano de massa apenas os slots horizontais.

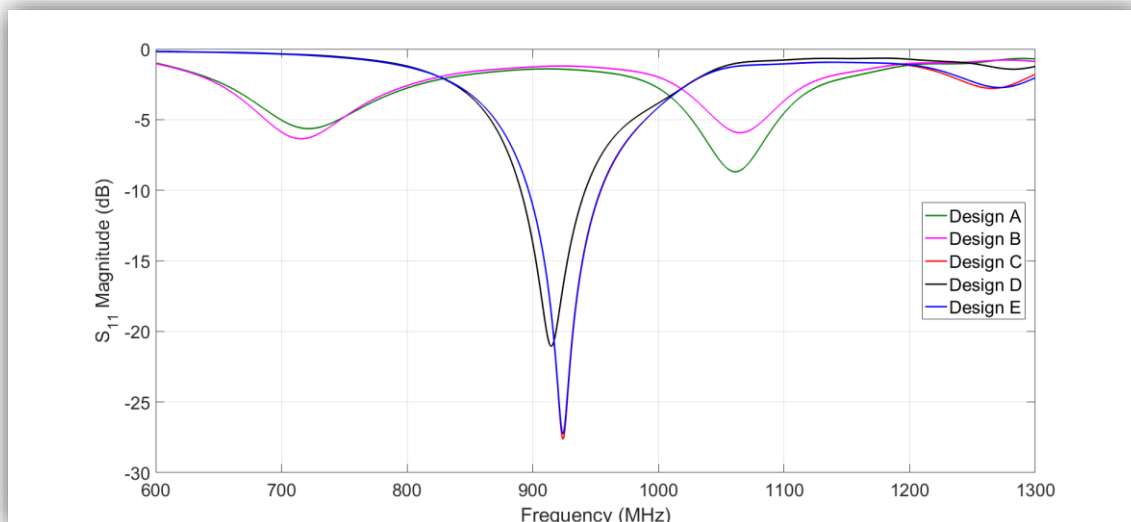


Figura 58- Parâmetro S_{11} da antena para os vários designs do plano de massa definidos para estudo.

Assim, e de forma a analisar o impacto que os diversos designs têm na antena, a Figura 58 ilustra o comportamento do parâmetro S_{11} , para cada solução. As variáveis referidas na legenda da Figura 58 são referentes aos *designs* ilustrados na Figura 57.

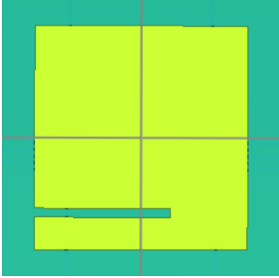
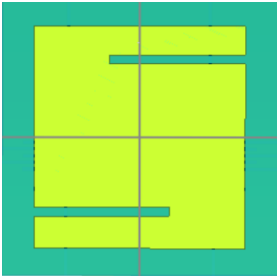
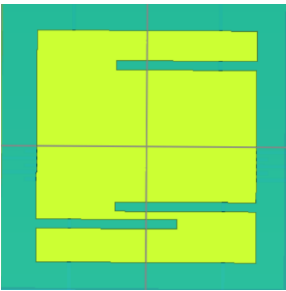
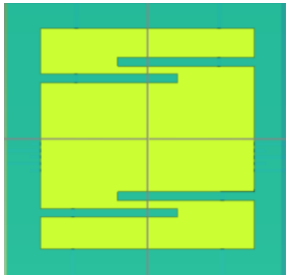
Analisando a Figura 58, verifica-se que a utilização apenas dos *slots* em formato de L, representados pela cor verde e por cor de rosa, independentemente da sua posição fazem com que antena fique desadaptada. Por outro lado, o desempenho da antena melhora significativamente com a inserção dos *slots* horizontais. Deste modo apesar do valor absoluto em dB do *Design C* (representado pela cor vermelha), do design D (visível pela cor preta) e do *Design E* (representado pela cor azul) serem bastante idênticos, optou-se pelo Design E visto que se trata de um formato mais simplificado, mantendo apenas os *slots* horizontais.

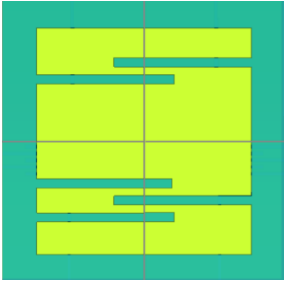
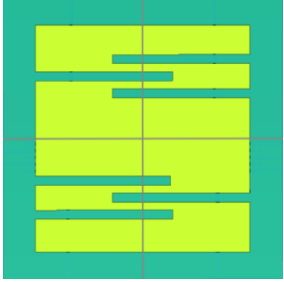

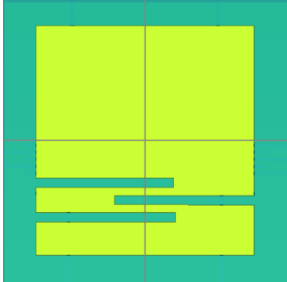
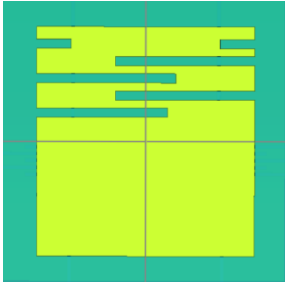
À semelhança do que foi feito com o plano de massa, nesta fase é dada uma especial importância ao *slots* da *patch* e de que forma é que estes são imprescindíveis na otimização da antena, analisando o comportamento do parâmetro S_{11} . De salientar que o plano de massa mantém o design inicial, de forma a não influenciar o desempenho da antena.

A Tabela 9 apresenta a descrição do *design* da *patch* a ser estudada, bem como a representação gráfica do *design* realizado no *Software* CST. Como é possível verificar, começou-se por inserir um *slot* na parte inferior da *patch*, alternando com *slots* inseridos na parte superior da mesma até perfazer todos os *slots* utilizados inicialmente. Por fim,

é feito um estudo utilizando apenas os *slots* inferiores e ainda outro estudo recorrendo somente aos *slots* superiores. Estas variações têm como objetivo analisar o comportamento do parâmetro S_{11} para os diversos *designs*, a fim de selecionar o mais adequado.

Tabela 9- Descrição dos vários designs da patch estudados.

Descrição da <i>patch</i>	Design da <i>patch</i>
Inserção de um <i>slot</i> na parte inferior da <i>patch</i> (<i>Design A</i>)	
Inserção de um <i>slot</i> na parte inferior da <i>patch</i> e um <i>slot</i> na parte superior da mesma (<i>Design B</i>)	
Inserção de dois <i>slots</i> na parte inferior da <i>patch</i> e um <i>slot</i> na parte superior da mesma (<i>Design C</i>)	
Inserção de dois <i>slots</i> na parte inferior da <i>patch</i> e dois <i>slots</i> na parte superior da mesma (<i>Design D</i>)	

<p>Inserção de três <i>slots</i> na parte inferior da <i>patch</i> e dois <i>slots</i> na parte superior da mesma (<i>Design E</i>)</p>	
<p>Inserção de três <i>slots</i> na parte inferior da <i>patch</i> e três <i>slots</i> na parte superior da mesma (<i>Design F</i>)</p>	
<p>Inserção de três <i>slots</i> na parte inferior da <i>patch</i> e quatro <i>slots</i> na parte superior da mesma (<i>Design G</i>)</p>	
<p>Inserção apenas dos <i>slots</i> inferiores (<i>Design H</i>)</p>	
<p>Inserção apenas dos <i>slots</i> superiores (<i>Design I</i>)</p>	

De modo a selecionar o *design* mais vantajoso para a *patch*, a Figura 59 ilustra o parâmetro S_{11} do design A ao design F apresentado anteriormente. Analisando a Figura 59, percebe-se que a medida que se adiciona *slots* na parte superior da *patch* a adaptação da antena melhora. Para além disso, com a adição dos *slots* superiores a frequência de ressonância diminui de igual forma. Como exemplo disso, é possível verificar o referido comparando, por exemplo, o comportamento do parâmetro S_{11} do *Design C* (cor de rosa) para o *Design D* (cor amarela).

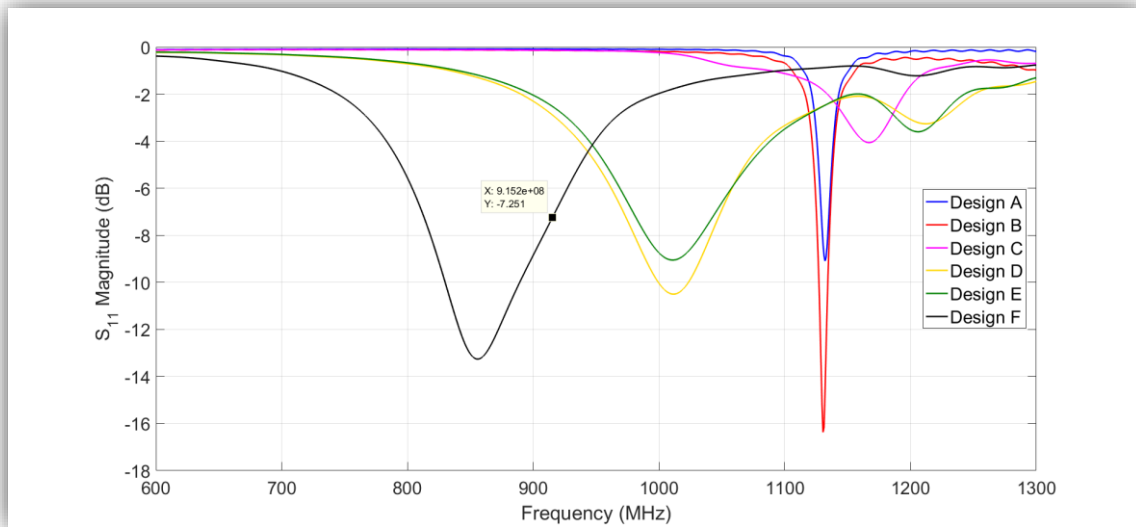


Figura 59- Parâmetro S_{11} da antena do *Design A* ao *Design F*.

Por outro lado, e de modo a sustentar a ideia da importância dos *slots* superiores e os *slots* inferiores, a Figura 60 mostra o parâmetro S_{11} do *Design H* (cor azul claro), que inclui apenas os *slots* inferiores e um *Design I* (cor verde clara), que por sua vez utiliza apenas *slots* superiores. Ao comparar estes dois *designs* percebe-se que os *slots* superiores têm uma maior relevância na adaptação da antena e consequentemente no comportamento. Apesar do parâmetro S_{11} do *Design F* (cor preta) ser aquele que mais se aproxima da frequência de ressonância desejada, optou-se, mais uma vez, pela simplificação e desta forma, o *Design I* foi a representação escolhida para o projeto da antena final, tendo esta de ser melhorada com recurso a diversos parâmetros já estudados anteriormente, bem como aos que serão apresentados seguidamente.

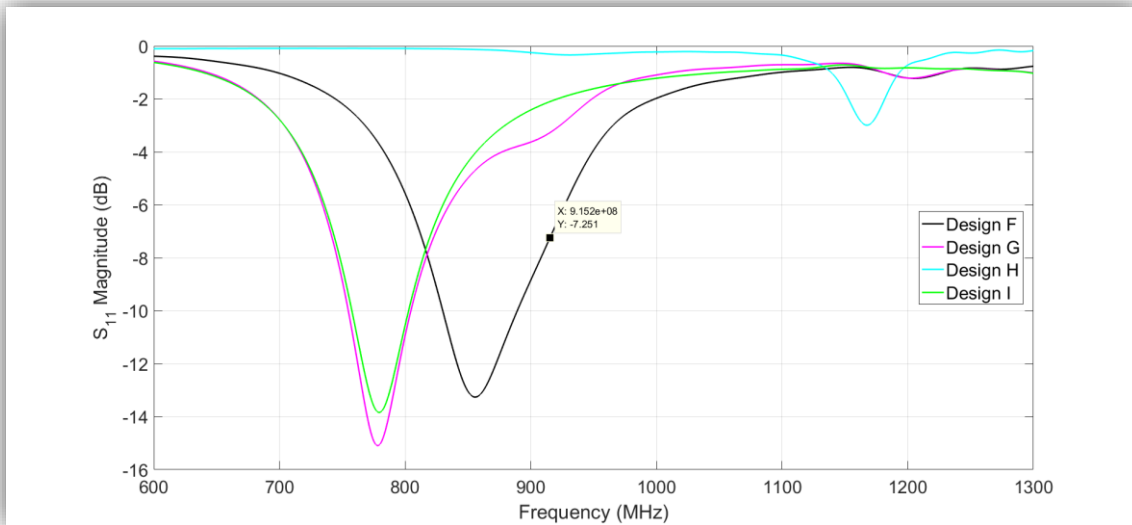


Figura 60- Parâmetro S_{11} da antena do Design F ao Design I.

Após a análise das variáveis referidas anteriormente e mediante os estudos efetuados, nesta fase é possível alcançar um modelo final da antena, com um *design* da *patch* e um *design* do plano de massa mais simplificado. A Figura 61 mostra o *design* de ambos os elementos da antena, onde o “W2” corresponde ao *slot* mais reduzido, por outro lado, o “W3” corresponde à variável “comprimento slot” utilizada nas simulações e “W4” é representativo da variável “comprimento slot4”. Esta última apresenta uma dimensão mais reduzida que “W3”, justamente para haver uma maior extensão para o ponto de alimentação ser colocado.

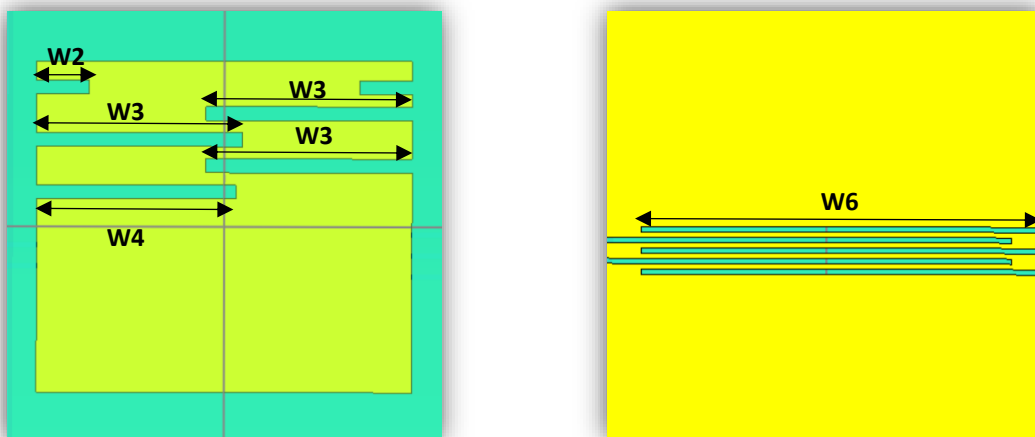


Figura 61- Design da patch e do plano de massa final.

A fim de obter uma versão final de uma antena adaptada, capaz de operar a 915 MHz, é importante neste ponto focar também nas dimensões dos *slots* da *patch*. De facto, estes apresentam um papel fundamental na otimização da antena.

A Figura 62, retrata uma variação da dimensão do “W2” entre 1 mm até 5 mm com um *step* de 1 mm. Assim, é possível verificar que com o aumento desta variável a frequência de ressonância aumenta muito ligeiramente, não tendo assim variações significativas na otimização da antena. Deste modo, este é um parâmetro constante no dimensionamento da antena, visto que a sua presença é essencial para a otimização da antena.

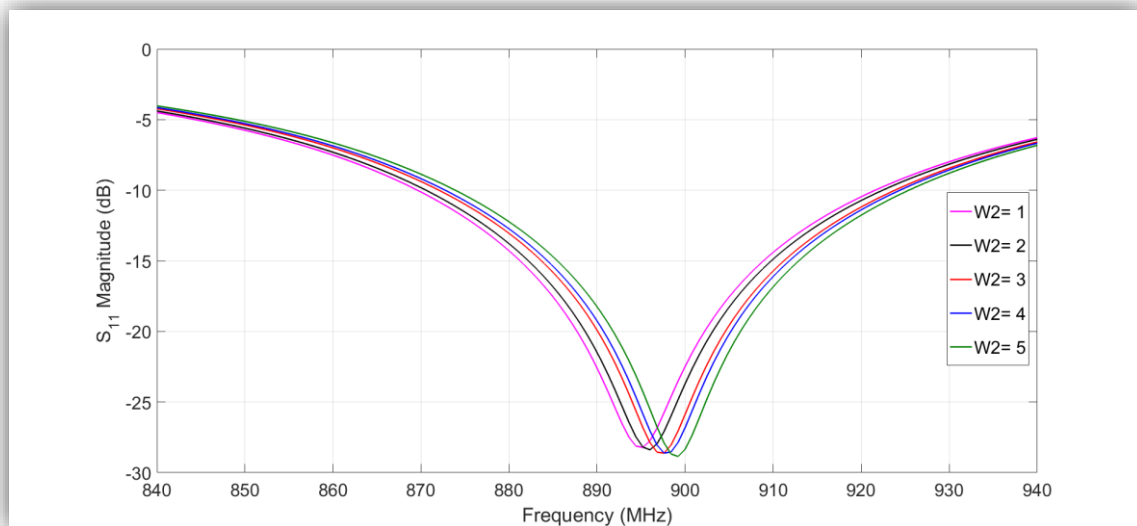


Figura 62- Parâmetro S_{11} da antena com a variação do “W2”.

Na Figura 63, está demonstrada a variação da dimensão do “W3” entre 11.8 mm até 12.8 mm com um *step* de 0.2mm. Pode-se verificar que esta variável tem um impacto no parâmetro S_{11} no que diz respeito à frequência de ressonância. De facto, o aumento desta variável leva por consequência à diminuição da frequência de ressonância. De salientar ainda que ligeiras alterações, neste caso de 0.2mm, têm um efeito significativo no parâmetro S_{11} , o que torna esta variável bastante sensível.

Posto isto, testou-se a variação da dimensão do “W4”. Neste caso, a Figura 64 retrata o parâmetro S_{11} com uma variação entre 7 mm até 11 mm com um *step* de 1 mm. Por sua vez, ao contrário do que acontece na Figura 63 o seu impacto não é tão

significativo. No entanto a sua variação é essencial para a otimização da antena, visto que o aumento da dimensão deste *slot* altera, sobretudo, a frequência de ressonância.

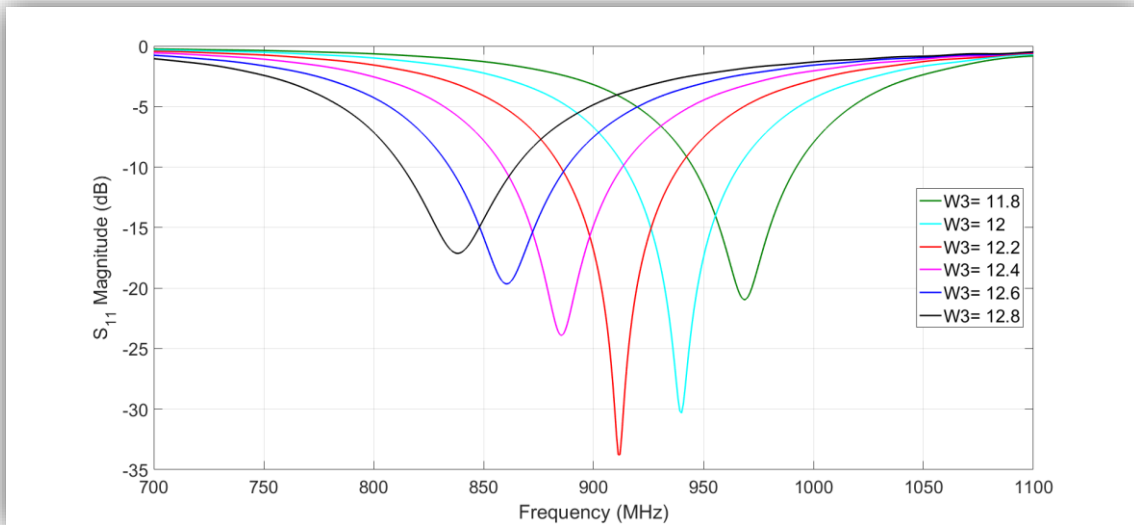


Figura 63- Parâmetro S_{11} da antena com a variação do "W3".

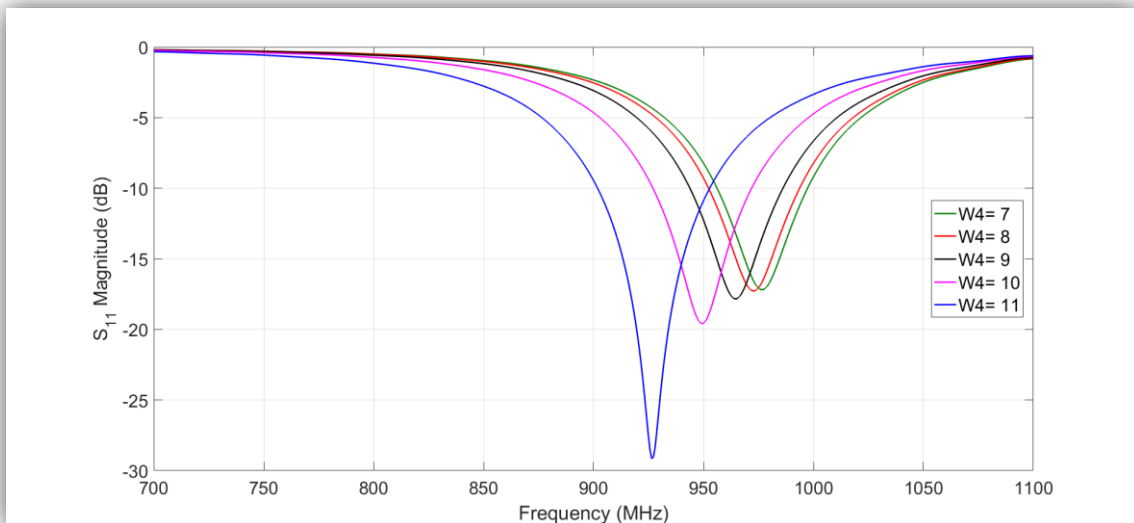


Figura 64- Parâmetro S_{11} da antena com a variação do "W4".

4.2.2 Importância do superstrato

Como se pode observar pela Tabela 3, apresentada no capítulo anterior, alguns dos artigos analisados utilizam um superstrato. O superstrato, como já foi referido anteriormente, é uma camada de substrato colocada entre a antena propriamente dita

e o tecido humano. Neste caso a variação ocorre entre os 0mm e os 2mm, com um step de 0.5mm. Assim, a partir das simulações efetuadas, esta é uma variável que influencia imenso a otimização da antena. Tal pode ser observado através da Figura 65.

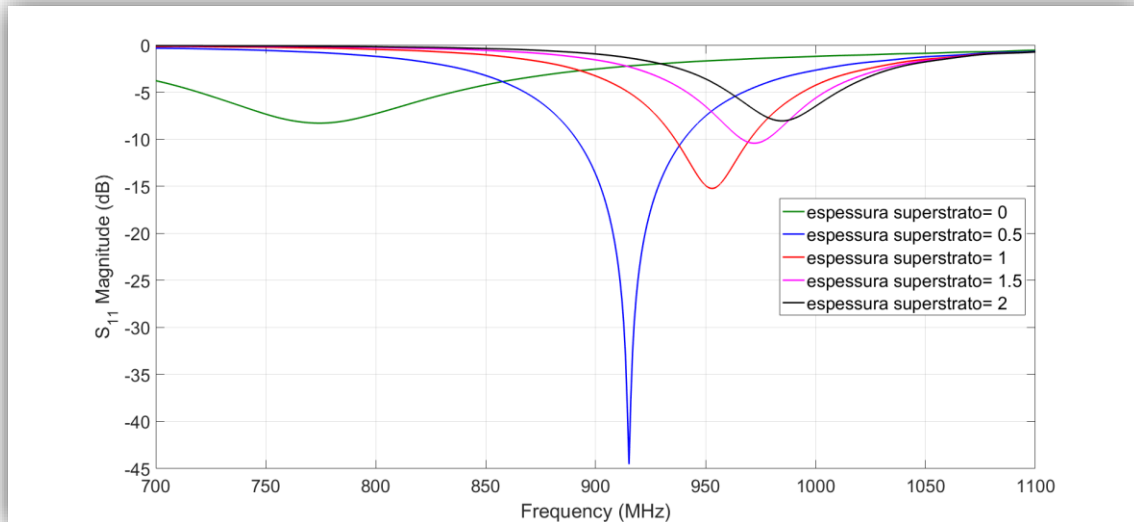


Figura 65- Parâmetro S_{11} da antena com a variação da espessura do superstrato.

Analisando a Figura 65, verifica-se que a ausência de superstrato, representado pela cor verde, tem um enorme impacto na frequência de ressonância da antena e como consequência na sua otimização, tornando-se assim um fator imprescindível para este tipo de aplicações. Neste sentido, várias espessuras foram testadas, sendo elas múltiplas do valor de espessura de substrato utilizado. Neste caso, a melhor espessura para o superstrato, que se adequa para a frequência de 915 MHz é 0.5 mm, que está representada pela cor azul. No entanto, este valor pode variar consoante o dimensionamento dos restantes parâmetros referidos anteriormente.

Assim, após o dimensionamento e a perceção de todos os parâmetros referidos, procedeu-se à finalização da antena com o substrato Du Pont 951 LTCC.

4.3 Dimensionamento final da antena e *design* da *patch* para o substrato Du Pont 951 LTCC

Depois do estudo efetuado no capítulo 4.2, obteve-se a versão final da antena com uma dimensão de 25 x 25 x 1.536 mm³. Conforme ilustrado na Figura 66A, a

dimensão da antena final consiste numa *patch* de 19.2 mm de comprimento por 21.5 mm de largura. Para além disso, a *patch* apresenta quatro *slots* horizontais, cada um com uma largura de 0.8mm e ainda dois *slots* na parte superior da *patch* de 3 mm cada um, de forma a otimizar a frequência de ressonância da antena. Além disso, o plano de massa também sofreu algumas alterações com a inserção de cinco *slots* horizontais, cada um com 0.3 mm de espessura, como está ilustrado na Figura 66B. Esta introdução tem como principal objetivo aumentar o caminho da corrente e, conseqüentemente, reduzir a frequência de ressonância. Ainda assim, em comparação com o estudo anterior efetuado para o plano de massa, os *slots* inseridos na Figura 66B sofreram um desnível de 2 mm no sentido inferior, a fim de haver uma maior extensão para o posicionamento do ponto de alimentação.

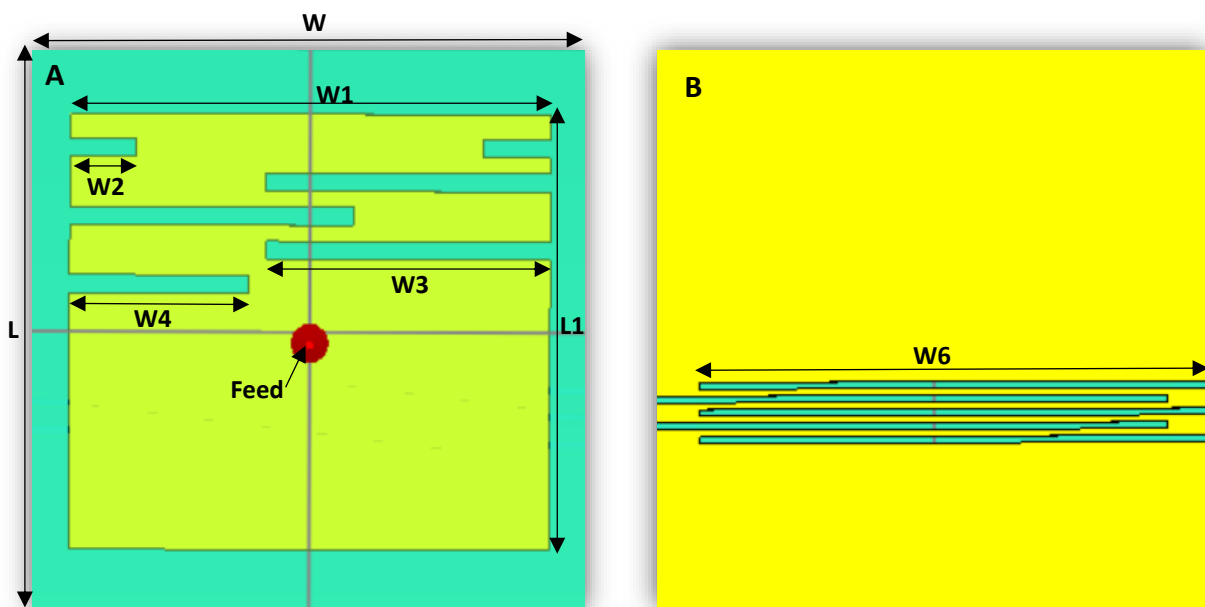


Figura 66: (A) Design da patch. (B) Design do plano de massa.

Assim, a Tabela 10 mostra o dimensionamento de todos os parâmetros para a otimização da antena DuPont 951 LTCC.

Tabela 10- Dimensões da antena, em milímetros.

W	W1	W2	W3	W4	W6	L	L1	Feed	Espessura Superstrato
25	21.5	3	12.7	8	23	25	19.2	9.1	1.5

Assim, após a realização dos devidos ajustes apresentados na Tabela 10, tendo em conta os parâmetros estudados no capítulo 4.2, a Figura 67 ilustra o parâmetro S_{11} otimizado para 915 MHz, para o substrato DuPont 951 LTCC.

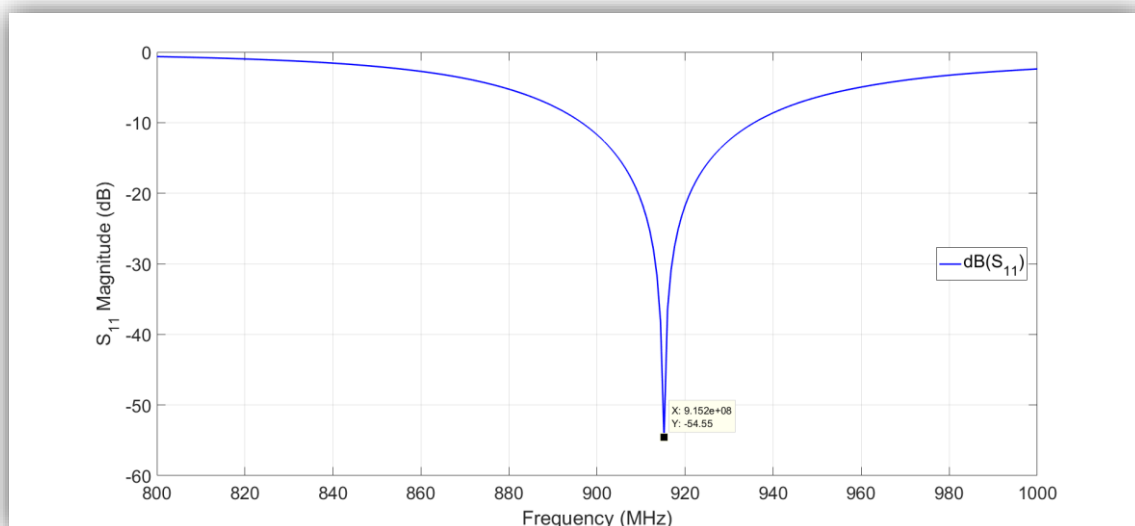


Figura 67- Parâmetro S_{11} da antena com o substrato DuPont 951 LTCC.

4.4 Alteração do substrato

Numa fase inicial, e segundo os estudos efetuados em [56] e [57], foi analisado o substrato DuPont 951 LTCC. A tecnologia LTCC tem vindo a crescer bastante nos últimos anos, quer na área das telecomunicações, bem como na área da biomédica. Esta tecnologia apresenta características importantes e atraentes como: baixo peso, recursos de alto desempenho independentemente da aplicação e flexibilidade no projeto. No entanto, também tem as suas desvantagens sendo uma delas a sua produção/ aplicação, visto que o seu método de fabrico é bastante rigoroso [64].

Posto isto, numa segunda fase das simulações, e por razões logísticas, optou-se por utilizar o substrato Rogers RO4360G2. Este substrato foi escolhido por ser o material com um elevado ϵ_r , e que já estava disponível para depois se poder construir a antena. Mais tarde foram feitas as devidas comparações entre os dois tipos de materiais em ambiente de simulação, de modo a verificar eventuais diferenças.

Na Tabela 11, encontram-se algumas das propriedades dos substratos consideradas nas simulações efetuadas no *software CST Microwave Studio*.

Tabela 11- Características dos substratos Dupont 951 LTCC e Rogers RO4360G2

	DuPont 951 LTCC	Rogers RO4360G2
Espessura (mm)	0.5	0.81 ou 1.524
Tangente de perdas	0.001	0.0038
Permitividade dielétrica relativa (ϵ_r)	7.8	6.4

De seguida, procedeu-se à replicação da antena otimizada com DuPont 951 LTCC, alterando o substrato para Rogers RO4360G2. No entanto, como seria de esperar a mudança de material implica a alteração do ϵ_r utilizado, e consequentemente ligeiras modificações nos parâmetros da antena. Estas alterações podem ser verificadas na Tabela 12.

Tabela 12- Dimensão da antena com o substrato Rogers RO4360G2 em comparação com o substrato DuPont 951 LTCC, em milímetros.

Antena	W	W1	W2	W3	W4	W6	L	L1	Feed	Espessura Superstrato
DuPont 951 LTCC	25	21.5	3	12.7	8	23	25	19.2	9.1	1.5
Rogers RO4360G2	25	21.8	3	13.8	7	23	25	22.6	14	1.62

A Figura 68 ilustra o parâmetro S_{11} otimizado para 915 MHz, para o substrato Rogers RO4360G2, tendo em conta as alterações referidas na Tabela 12.

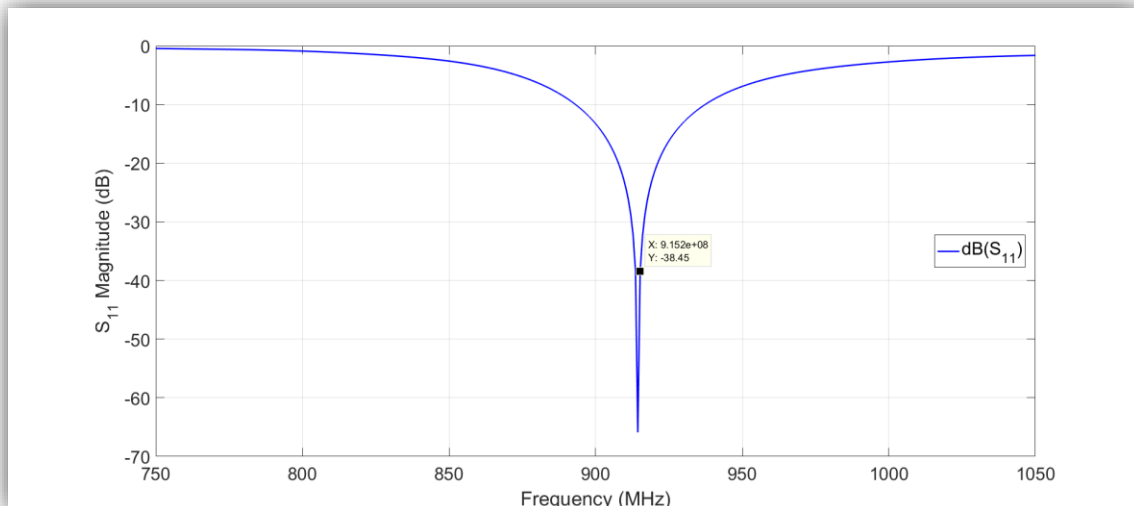


Figura 68- Parâmetro S_{11} da antena com o substrato Rogers RO4360G2.

4.4.1 Inserção do conector coaxial

Para finalizar a antena, é importante inserir um conector coaxial no modelo da antena que garanta uma impedância de entrada de 50Ω . O dimensionamento do conector coaxial, representado na Figura 69, adequado a alimentar a antena é efetuado com base na equação (4.1), onde o D se refere ao diâmetro do condutor externo do cabo coaxial, o d o diâmetro do condutor interno e por fim o ϵ_r é a permitividade relativa do meio dielétrico do conector, que geralmente é *Teflon* [62].

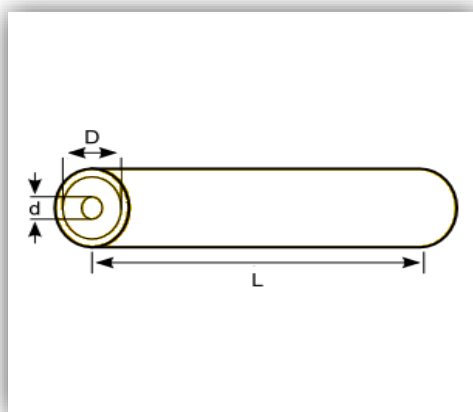


Figura 69- Representação de um conector coaxial com as diferentes variáveis [62].

$$Z_o(\Omega) = \frac{138 \times \log_{10}\left(\frac{D}{d}\right)}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (4.1)$$

Assim, para se obter uma impedância de 50Ω , considerou-se $D=3,35\text{mm}$ e $d=1\text{mm}$, sendo ϵ_r a permitividade relativa do teflon ($\epsilon_r=2.1$). Posto isto, projetou-se um modelo do conector coaxial no CST e inseriu-se na antena. De realçar ainda que o condutor interno perfura o plano de massa e o substrato, a fim de atingir a *patch*, já o dielétrico do conector perfura apenas o plano de massa de modo a ficar em contacto com o substrato e por fim condutor externo fica colocado no plano de massa. Estes detalhes estão demonstrados na Figura 70.

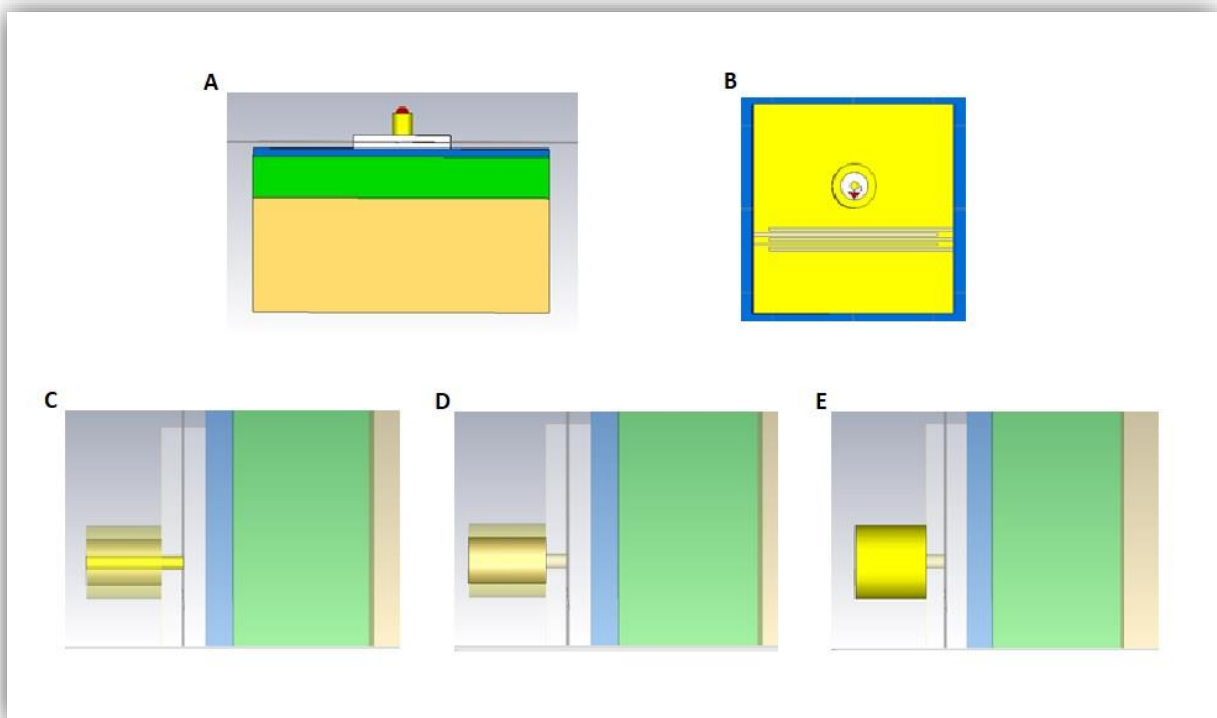


Figura 70 : (A) Posição do conector coaxial na antena. (B) Visualização da posição do conector coaxial no plano de massa da antena. (C) Condutor interno em contacto com a patch. (D) Dielétrico do condutor em contacto com o substrato. (E) Condutor externo em contacto com o plano de massa.

À semelhança do que foi feito anteriormente, a Figura 71 mostra uma comparação do parâmetro S_{11} da antena com e sem conector. De salientar que, a antena com conector sofreu ligeiras alterações de forma a melhorar a adaptação da antena. Como tal, o valor absoluto em dB, para 915 MHz, sem a presença do conector coaxial (representado pela cor azul) é de 38.45 dB, e com a inserção do conector coaxial (representado pela cor vermelha) o valor absoluto é de 45.04 dB. Deste modo, a Tabela

13 mostra a comparação dos parâmetros necessários para o dimensionamento e otimização da antena para o substrato Rogers RO4360G2, sem e com conector coaxial.

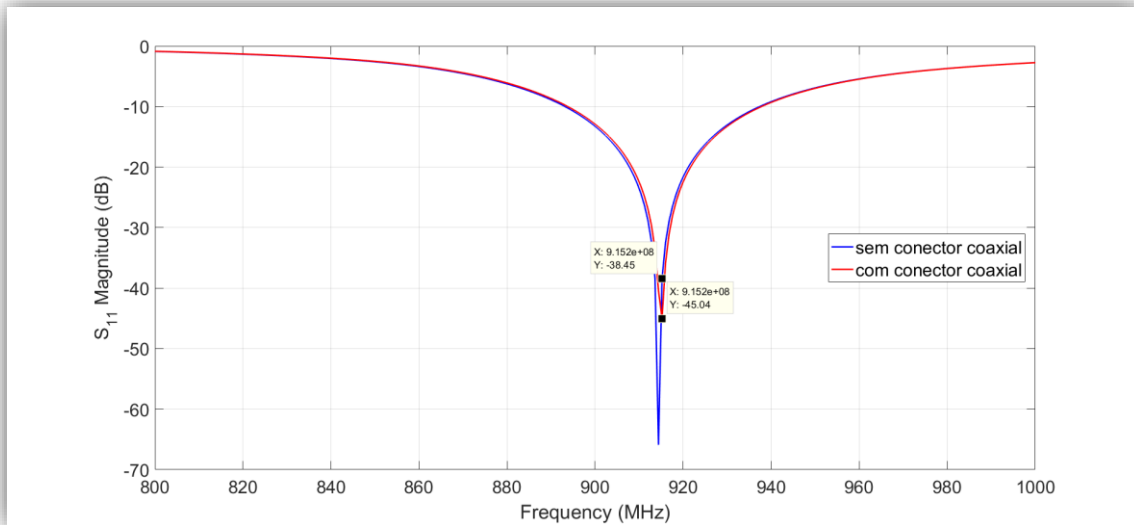


Figura 71- Visualização do parâmetro S_{11} , otimizado, para 915 MHz, para o substrato Rogers RO4360G2 com e sem a presença do conector coaxial.

Tabela 13- Comparação dos parâmetros da antena, sem e com o modelo de conector coaxial, em milímetros.

Antena	W	W1	W2	W3	W4	W6	L	L1	Feed	Espessura Superstrato
Rogers RO4360G2 (sem conector coaxial)	25	21.8	3	13.8	7	23	25	22.6	14	1.62
Rogers RO4360G2 (com conector coaxial)	25	21.79	3	13.8	7	23	25	22.31	14	1.62

Tal como foi referido anteriormente, analisando a Tabela 13 verifica-se que com a inserção do conector coaxial houve a necessidade de modificar ligeiramente as dimensões da *patch*. Desta forma, as dimensões a negrito mostram as alterações efetuadas, com a adição do conector coaxial.

4.4.2 Comparação de ambos os substratos

De modo a poder ser feita uma comparação entre os dois substratos, na Figura 72 está representado o parâmetro S_{11} das antenas utilizando os diferentes substratos.

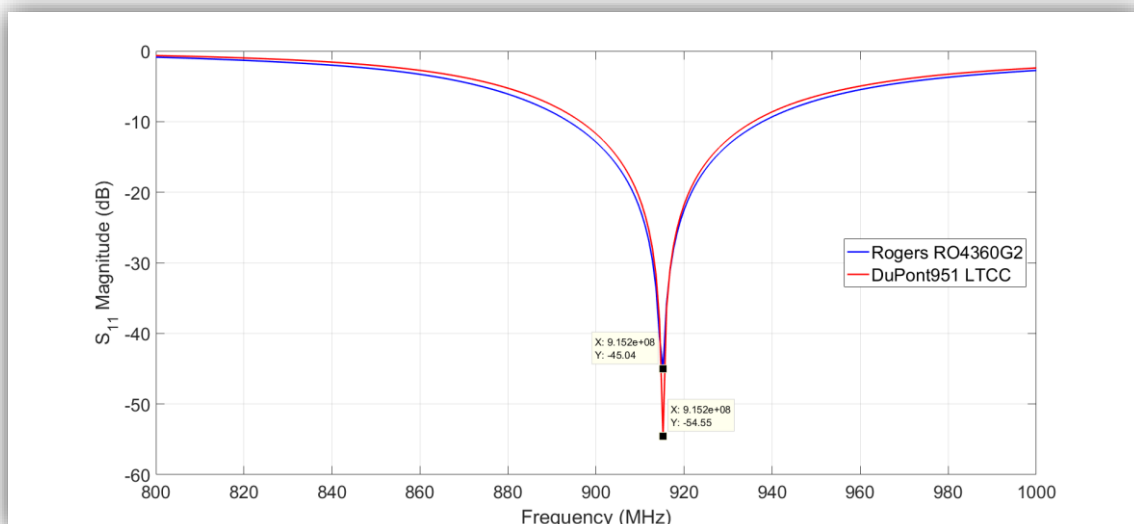


Figura 72- Comparação do parâmetro S_{11} do substrato Rogers RO4360G2 com o substrato Dupont 951 LTCC.

Ao observar a Figura 72, verifica-se que para a frequência de 915 MHz o substrato Rogers RO4360G2 (representado pela cor azul) apresenta um valor absoluto em dB de 45.04, enquanto que o Dupont 951 LTCC (representado pela cor vermelha) o valor absoluto é ligeiramente inferior, situado nos 54.55 dB.

A Tabela 14 demonstra as discrepâncias de valores no dimensionamento da antena para ambos os substratos, de modo a obter-se a sua otimização. De realçar que o substrato Rogers RO4360G2, ao contrário do substrato DuPont 951 LTCC, apresenta conector.

Tabela 14- Comparação dos parâmetros necessários para a otimização de uma antena para ambos os substratos, em milímetros.

Antena	W	W1	W2	W3	W4	W6	L	L1	Feed	Espessura Superstrato
Dupont 951 LTCC	25	21.5	3	12.7	8	23	25	19.2	9.1	1.5
Rogers RO4360G2	25	21.79	3	13.8	7	23	25	22.31	14	1.62

Como observado na Tabela 14, os valores colocados a negrito são aqueles que tiveram que sofrer alterações em relação ao substrato Dupont 951 LTCC. Assim, complementando o que foi dito anteriormente, as dimensões da *patch* e a posição do ponto de alimentação são de facto imprescindíveis para a otimização e

dimensionamento de uma antena. Neste caso, para o substrato Rogers RO4360G2 ocorreu um ligeiro aumento destes parâmetros e um ligeiro aumento do parâmetro “W3”, o que seria de esperar visto que o substrato Rogers RO4360G2 tem um ϵ_r menor.

4.5 Avaliação da exequibilidade da implementação da transferência de potência sem fios

Uma vez dimensionadas as antenas, fez-se um estudo preliminar para verificar se estas poderiam ser utilizadas para a transferência de potência sem fios para o interior do corpo humano, para poder alimentar implantes. Para isso, colocou-se uma antena na superfície da pele e outra no interior do corpo humano e avaliou-se a quantidade de potência recebida por essa antena, através da avaliação do parâmetro S_{21} . Este estudo foi feito para as antenas desenvolvidas com ambos os substratos, a fim de verificar se existem diferenças notáveis com a utilização de ambos.

Antes de fazer esta avaliação, foi necessário dimensionar uma antena junto ao músculo e otimizá-la, uma vez que as propriedades dielétricas do músculo são largamente diferentes das da pele. Se as antenas não fossem otimizadas, haveria uma desadaptação notável da antena e as comparações não seriam fidedignas. Esta otimização foi feita considerando ambas as antenas de substratos diferentes.

A Figura 73 representa a disposição da antena quando colocada à superfície do músculo.

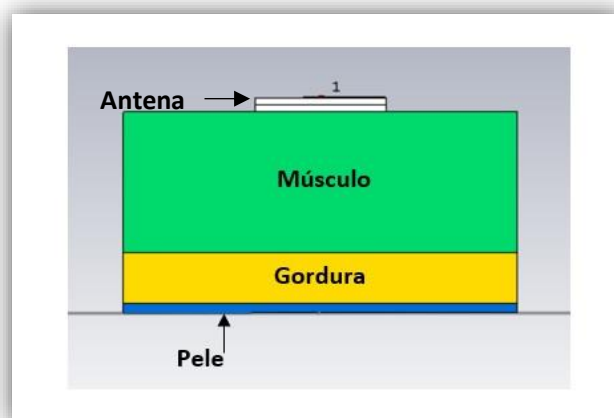


Figura 73- Representação da antena colocada sobre as três camadas do corpo humano, sendo que esta se encontra na superfície do músculo.

4.5.1 Otimização das antenas vistas do interior do corpo

A Figura 74, mostra o parâmetro S_{11} da antena colocada no tecido muscular para ambos os substratos já depois de terem sido otimizadas. Mais uma vez, o principal objetivo é que a antena esteja ressonante à frequência de 915 MHz.

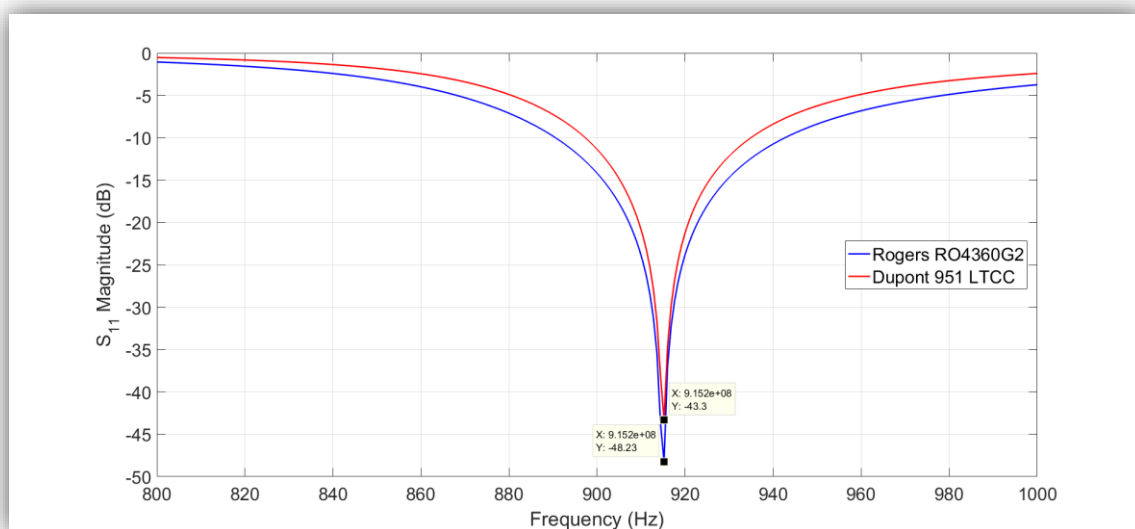


Figura 74- Visualização do parâmetro S_{11} otimizado, para 915 MHz, para ambos os substratos com a antena colocada na superfície do tecido muscular.

Ao comparar a Figura 72 com a Figura 74, isto é, o parâmetro S_{11} da antena otimizada no contacto com a pele com o parâmetro S_{11} da antena otimizada no contacto com o tecido muscular, percebe-se que existem ligeiras alterações no valor absoluto em dB. No entanto, estas modificações resultam das alterações efetuadas no dimensionamento da antena e também na espessura utilizada no superstrato, visto que o ϵ_r da pele é bastante diferente do ϵ_r do músculo.

De forma a ser feita uma analogia no dimensionamento da antena para ambos os substratos, a Tabela 15 demonstra os valores utilizados para cada parâmetro da antena e ainda as suas modificações.

Tabela 15- Comparação dos parâmetros necessários para a otimização de uma antena para ambos os substratos, tendo em conta o tecido muscular, em milímetros.

Antena	W	W1	W2	W3	W4	W6	L	L1	Feed	Espessura Superstrato
Dupont 951 LTCC	25	21.5	3	12.7	8	23	25	18.13	9.1	2
Rogers RO4360G2	25	21	3	13.29	7	23	25	20.5	9.5	1.62

4.5.2 Comparação do dimensionamento da antena para a pele e músculo para ambos os substratos

A Tabela 16 mostra uma comparação do dimensionamento da antena quando esta se encontra colocada na superfície da pele e na superfície do tecido muscular. Tal como seria de esperar, por se tratar de dois tecidos distintos, estes apresentam ϵ_r diferentes e como tal foi necessário realizar a otimização da antena, variando os parâmetros da mesma. Estas alterações, tem por base o estudo efetuado relativamente ao estudo das variáveis da antena.

Ainda assim, é importante analisar o número de camadas de superstrato utilizadas. No caso do Rogers RO4360G2, utiliza-se duas camadas de superstrato, em ambos os casos, cada uma com 0.81 mm de espessura. Já no caso do DuPont 951 LTCC, quando a antena está colocada junto à pele são necessárias três camadas de superstrato, cada uma com 0.5 mm de espessura, dando um total de 1.5 mm. No entanto, quando esta se encontra colocada junto ao tecido muscular é necessário aumentar para quatro as camadas de superstrato, ou seja, um total de 2 mm, de modo a obter-se a otimização da antena para a frequência desejada.

Tabela 16- Comparação dos parâmetros necessários para a otimização de uma antena para ambos os substratos, tendo em conta a pele e o músculo, em milímetros.

Tecido	Antena	W	W1	W2	W3	W4	W6	L	L1	Feed	Espessura Superstrato
Pele	Dupont 951 LTCC	25	21.5	3	12.7	8	23	25	19.2	9.1	1.5
	Rogers RO4360 G2	25	21.8	3	13.8	7	23	25	22.6	14	1.62
Músculo	Dupont 951 LTCC	25	21.5	3	12.7	8	23	25	18.13	9.1	2
	Rogers RO4360 G2	25	21	3	13.29	7	23	25	20.5	9.5	1.62

4.5.3 Comparação da eficiência na transferência de potência para ambos os substratos

De modo a entender qual das antenas, considerando os diferentes substratos, apresenta uma maior atenuação na propagação de energia no interior do corpo humano, de seguida realizou-se uma simulação com uma antena em cada camada do corpo humano, ou seja, uma delas colocada na extremidade da pele e outra no tecido muscular, tal como ilustra a Figura 75.

Os resultados obtidos podem ser visualizados na Figura 76, onde está representado o parâmetro S_{21} da antena com substrato Rogers RO4360G2 (cor azul) e da antena com DuPont 951 LTCC (cor vermelha), de modo a verificar-se qual a atenuação de cada substrato.

Ao compararmos os parâmetros S_{21} das antenas presentes na Figura 76, percebe-se que para o substrato Rogers RO4360G2 obteve-se uma atenuação de 17,42 dB para 915 MHz que porventura é inferior a atenuação sofrida para o substrato Dupont 951 LTCC para a mesma frequência, sendo este valor de 20,5 dB. Apesar da diferença

nas atenuações não ser muito significativa, podemos ainda assim concluir que a primeira antena será mais eficiente para este tipo de aplicações.

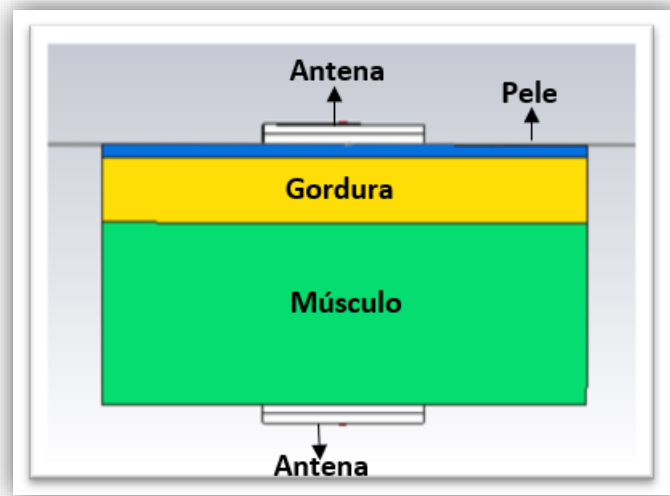


Figura 75- Representação esquemática das duas antenas colocadas na extremidade do corpo humano para a simulação.

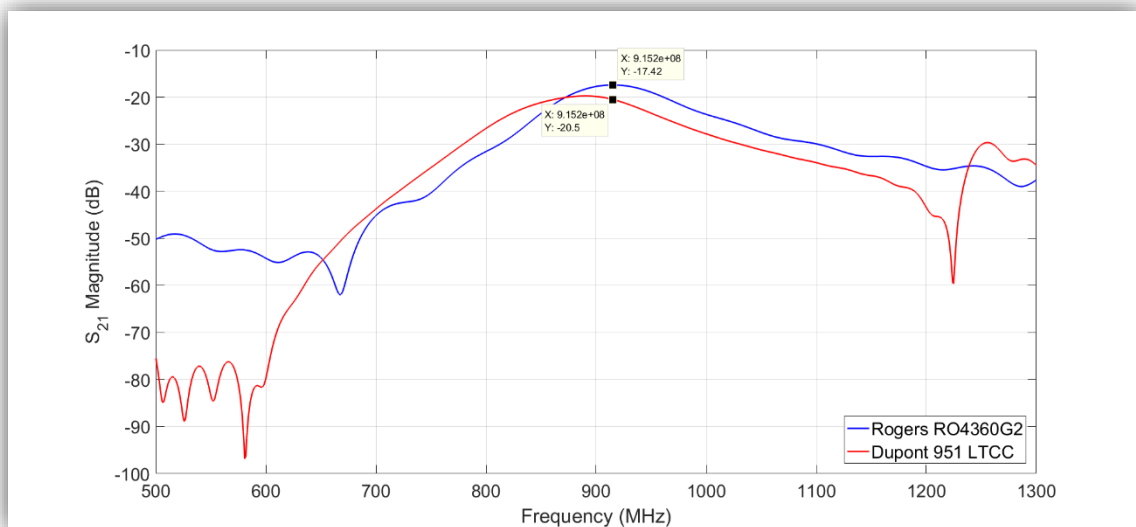


Figura 76- Visualização do parâmetro S_{21} das antenas para ambos os substratos.

4.6 Construção da antena e resultados experimentais

Por fim, procedeu-se à construção da antena com o substrato Rogers RO4360G2. Nesta fase, foi necessário incluir no modelo da antena em *CST Microwave Studio* ligeiras modificações, de forma a replicar o processo de construção. A antena e o superstrato serão unidos por quatro parafusos de plástico, e assim houve a necessidade de inserir 4 furos na antena, de forma a garantir que as camadas desta (plano de massa, substrato, *patch* e superstrato) fiquem juntas para que não haja alteração das características da antena de forma a não alterar o seu desempenho.

O modelo da antena atualizado com os furos pode ser visualizado na Figura 77.

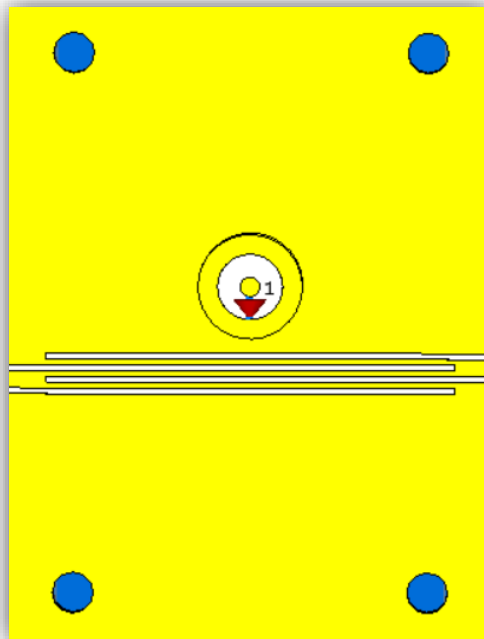


Figura 77- Representação esquemática dos 4 furos nas extremidades da antena.

No entanto estas alterações levaram a uma desadaptação da antena e consequentemente a ligeiras modificações no dimensionamento da mesma, de forma a que esta ficasse novamente adaptada. Tais alterações estão visíveis na Tabela 17.

Tabela 17- Dimensionamento da antena, tendo em conta a adição dos quatro furos, em milímetros.

Antena	W	W1	W2	W3	W4	W6	L	L1	Feed
Rogers RO4360G2 (sem furos)	25	21.79	3	13.8	7	23	25	22.31	14
Rogers RO4360G2 (com furos)	25	22.23	3	14.14	7	23	32.8	20.9	12.4

Os valores a negrito são representativos das alterações efetuadas com a presença dos 4 furos. No entanto, o parâmetro “L” é aquele que sofreu um maior ajuste. De facto, esta discrepância serve para garantir que os furos não interferem com o design da antena no processo de impressão da mesma, tal como se verifica na Figura 78.

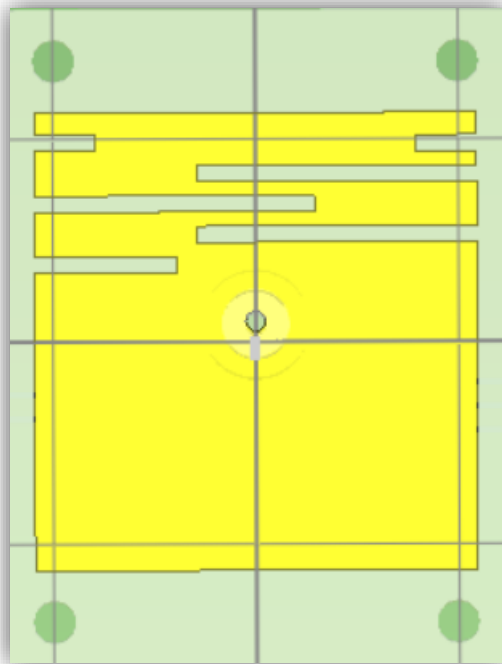


Figura 78- Representação esquemática da posição dos quatro furos

A Figura 79 mostra o resultado do parâmetro S_{11} após a adição dos 4 furos.

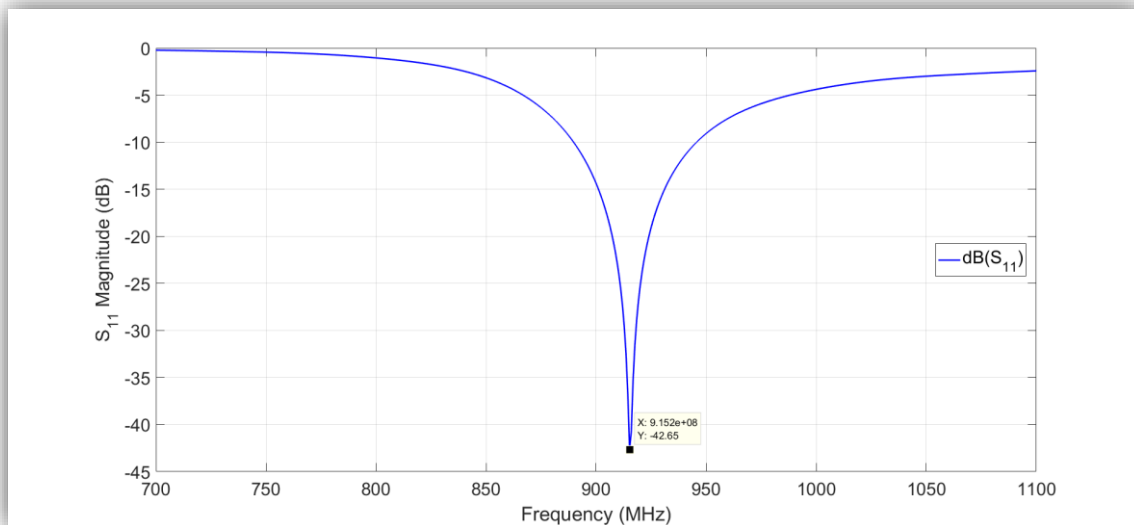


Figura 79- Parâmetro S_{11} da antena otimizado para 915 MHz, do substrato Rogers RO4360G2, após a adição dos quatro furos

4.6.1 Construção da antena

Depois de otimizada a antena foi construída com as alterações referidas. Na Figura 80 está representada a mesma em diferentes perspectivas. A Figura 80A apresenta a visão do plano de massa, para servir de comparação com a Figura 77 (desenhada no CST). A Figura 80B demonstra a camada que ficará em contacto com o corpo humano, e as Figuras 80C e 80D retratam uma vista lateral e remetem para o que foi dito anteriormente, ou seja, os parafusos terem a função de agrupar todas as camadas da antena.

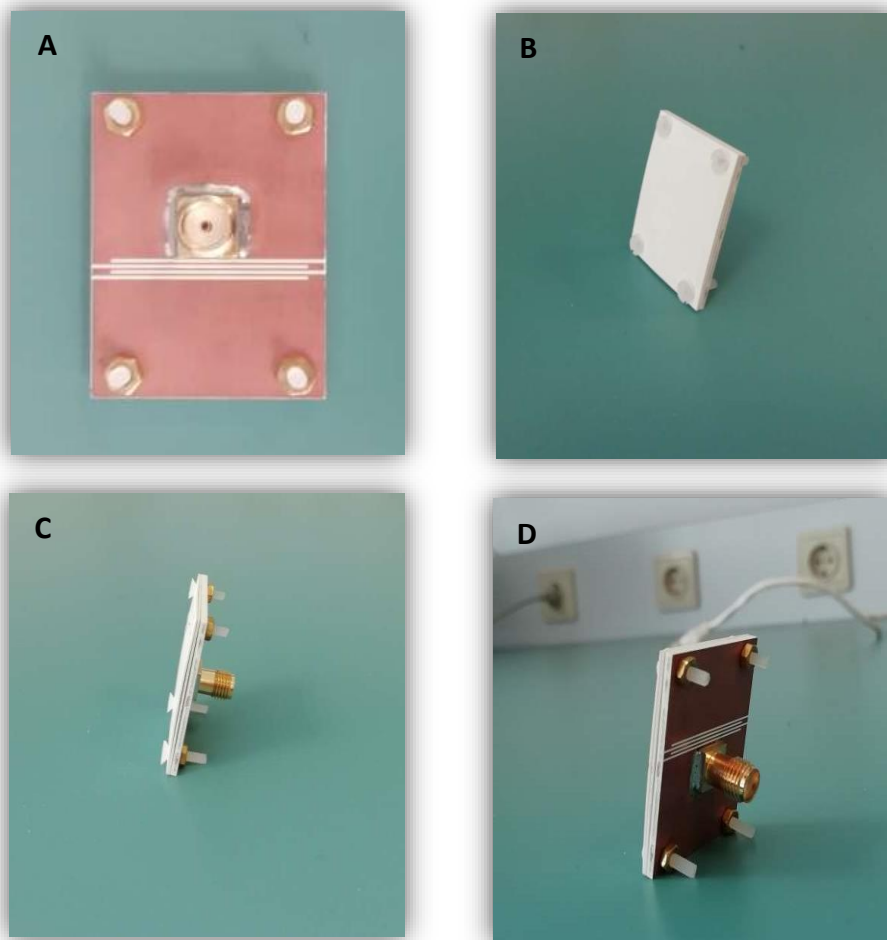


Figura 80-(A) Visualização do plano de massa da antena impressa. (B) Camada da antena que ficará em contacto com o corpo humano. (C) Vista lateral da antena impressa com a colocação dos parafusos. (D) Camada da antena que mostra a presença do conector coaxial.

4.6.2 Medição dos parâmetros da antena

Para medir o parâmetro S_{11} da antena, esta foi colocada em contacto com a pele humana como está representado na Figura 81. Para isso, testou-se a antena em duas regiões diferentes do corpo humano, sendo elas o braço e o antebraço, com o principal intuito de se aproximar ao modelo do corpo humano utilizado no CST, uma vez que ambas as regiões apresentam camadas teciduais diferentes.

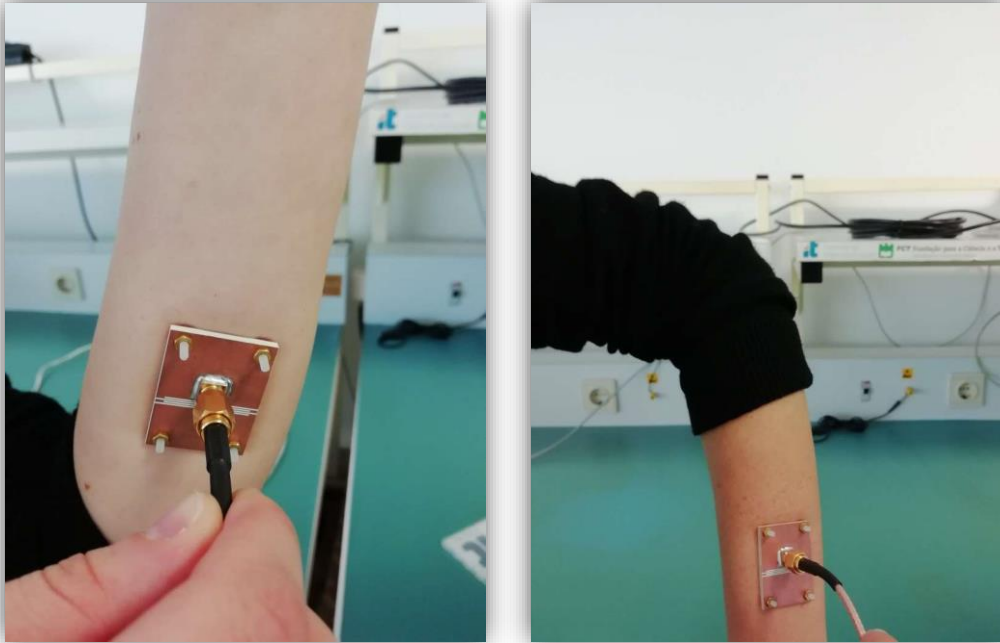


Figura 81- Antena impressa colocada em contacto com a pele humana, nomeadamente no antebraço e no braço.

Observando a Figura 82, pode-se verificar o parâmetro S_{11} medido no braço e no antebraço (representado pela cor preta e pela cor vermelha, respetivamente) bem como, o parâmetro S_{11} obtido por simulação. Quando comparado os dois resultados medidos, percebe-se que o valor absoluto em dB de ambos são ligeiramente diferentes. Isto pode ser justificado pelo facto do braço e do antebraço apresentarem diferentes espessuras teciduais, o que leva a crer que, neste caso o antebraço aproxima-se mais do modelo idealizado no *software*. No entanto, apesar do antebraço apresentar melhores resultados, pode-se afirmar que ambos os resultados medidos são bastante promissores, visto que a antena quando colocada em contacto com a pele apresenta valores inferiores a -10dB para a frequência de 915 MHz. Tais discrepâncias entre o valor teórico e os valores práticos obtidos, podem ser explicadas por eventuais perdas no processo de construção, e ainda às reduzidas alterações que poderá ocorrer ao nível das espessuras teciduais.

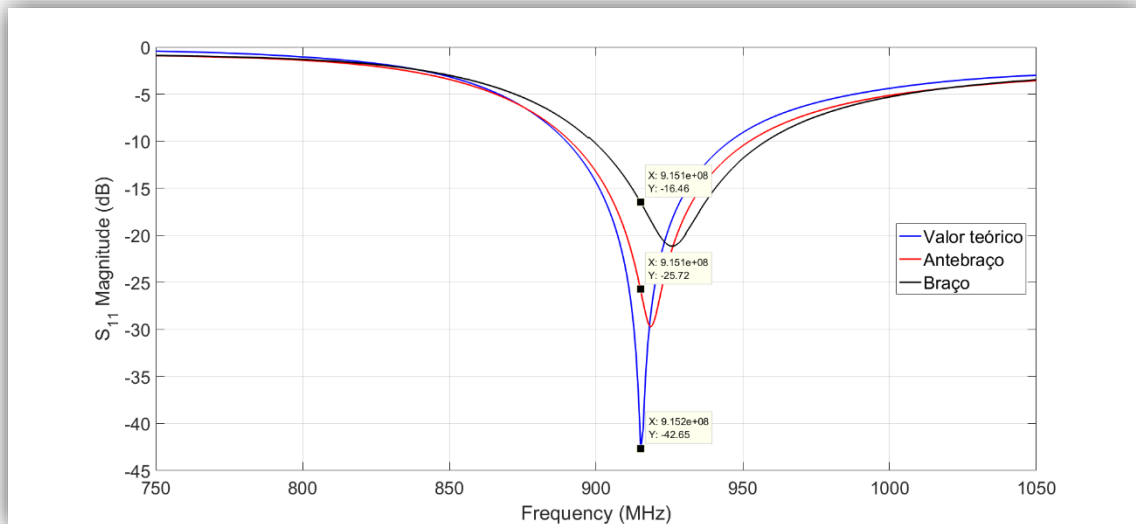


Figura 82- Comparação do parâmetro S_{11} , tendo em conta o resultado experimental do braço e do antebraço e o resultado teórico obtido.

5.Considerações finais e trabalho futuro

5.1 Conclusão

Os dispositivos biomédicos implantáveis constituem uma parte relevante na medicina moderna, no entanto estes apresentam algumas limitações. De facto, um dos principais problemas destes dispositivos recai sobre a forma como os podemos alimentar. Na verdade, as baterias utilizadas nestes dispositivos apresentam um limite de energia que podem armazenar, dificultando assim o seu tempo de vida útil. A substituição deste tipo de baterias requer por norma um procedimento cirúrgico, que é problemático tanto para o paciente como para o hospital. Assim, a diminuição do consumo de potência dos dispositivos ou utilização de tecnologias de transferência de potência sem fios são algumas das soluções para estas adversidades.

Assim este trabalho consistiu no desenvolvimento e estudo de uma antena capaz de alimentar dispositivos biomédicos, com base na transferência de potência sem fios, tendo em mente que esta se encontra em contacto com o corpo humano.

Tendo em mente o que foi referido anteriormente, nesta dissertação utilizou-se para estudo dois substratos diferentes: o Rogers RO4360G2 e o Dupont 951 LTCC. Numa fase inicial, foi feita uma replicação de uma antena para estudo paramétrico utilizando o Dupont 951 LTCC. De seguida, numa segunda fase, e por razões logísticas, optou-se por utilizar o substrato Rogers RO4360G2. Mais tarde foram feitas as devidas comparações entre os dois tipos de materiais em ambiente de simulação, de modo a verificar eventuais diferenças.

Por outro lado, a utilização de um superstrato demonstrou ser um fator imprescindível na otimização de uma antena para este tipo de aplicações. De facto, a

sua ausência, tem um impacto bastante significativo no desempenho da mesma. Para além disso e seguindo a mesma lógica, o dimensionamento da antena também mostrou ser bastante rigoroso, uma vez que além de dimensionar a *patch* para operar à frequência de interesse, foi ainda necessário estudar o comportamento das diversas variáveis mais pormenorizadas como é o caso dos *slots* da mesma.

Posto isto, obteve-se uma versão final capaz de operar na banda ISM mais especificamente para 915 MHz. A antena proposta é alimentada por um conector coaxial, cujo modelo foi também incluído na simulação. Para além disso, as dimensões finais da antena impressa são 32.8 x 25 x 3.179 mm³ para o substrato Rogers RO4360G2, o que mostra ter dimensões bastante reduzidas considerando a frequência de operação.

Relativamente ao estudo efetuado sobre a transferência de potência das antenas, sabe-se que idealmente o parâmetro S_{21} deveria ser 0 dB, para que haja completa transferência de potência. No entanto, a antena Rogers RO4360G2 apresentou uma atenuação de 17.42 dB, devido as perdas de potência que ocorrem nos tecidos, ainda assim o valor obtido não deixa de ser um resultado motivador para num futuro poder-se alimentar implantes, por exemplo.

Por fim a antena foi inserida e testada em duas zonas do braço humano, de forma a verificar qual a apresenta melhor resultado, tendo em conta o modelo considerado. Os resultados obtidos demonstram ser bastante promissores, podendo esta ser uma solução interessante num futuro próximo.

5.2 Contributos científicos deste trabalho

Comparando a antena projetada nesta dissertação com o estudo efetuado em [56], que serviu de base para o projeto da antena apresentada, verifica-se que tanto as dimensões gerais da antena, bem como as dimensões da *patch* são ligeiramente superiores. No entanto, o *design* da *patch* e do plano de massa obtidos são significativamente mais simples. Ainda assim, é importante garantir que a antena projetada apresenta dimensões reduzidas, de forma a não causar qualquer transtorno para o paciente.

Outro aspeto inovador, passou pelo teste da exequibilidade da antena para a transferência de potência sem fios, de forma a verificar-se se esta poderá num futuro próximo servir para alimentar implantes, por exemplo.

Ainda nesta dissertação, ao contrário do estudo efetuado em [56] utilizou-se a antena projetada para testes práticos num braço humano, a fim de verificar a sua eficiência com resultados bastante promissores.

5.3 Trabalho Futuro

Após o cumprimento dos objetivos que foram propostos, este trabalho pode ser continuado abordando outros tópicos com bastante relevância. De seguida apresentam-se algumas sugestões de trabalho futuro que poderão contribuir para uma análise mais aprofundada e cuidada.

- Visto que o superstrato é uma variável bastante sensível e imprescindível neste projeto, uma sugestão seria combinar diferentes materiais, com diferentes ϵ_r , de variadas espessuras, provocando assim uma modificação gradual do ϵ_r desde de um valor mais baixo, até atingir um valor mais próximo do ϵ_r da pele e verificar se melhora os resultados da antena;
- Outra sugestão remete para a utilização de uma camada que permita simular a presença do osso, ou a utilização dos órgãos humanos que possam contribuir na aplicação do implante. De facto, em algumas aplicações é necessário ter em conta o osso humano, bem como os órgãos envolventes, as suas propriedades e ainda a espessura dos mesmos;
- Outra recomendação aponta para o desenvolvimento de um algoritmo capaz de abranger as demais variações das camadas teciduais do corpo humano. Na verdade, as espessuras das camadas corporais são

divergentes de pessoa para pessoa e quando se busca a perfeição, este poderá ser um fator influenciador;

- Também é necessário fazer um estudo prático da transferência de potencia sem fios, utilizando para isso, por exemplo, um pedaço de carne de porco. Aqui é necessário estudar as potências que têm que ser transmitidas para que se possa fazer transferência de potência com sucesso, porém sem pôr em causa a saúde do paciente;
- Por fim, outro estudo interessante recai na exploração substratos mais maleáveis, para que a utilização da antena seja mais confortável para o paciente.

Referências:

- [1] Ferguson. JE, Redish. AD, "Wireless communication with implanted medical devices using the conductive properties of the body", *Expert Rev Med Devices*, 2011 Jul;8(4):427-33, doi: 10.1586/erd.11.16. PMID: 21728728;
- [2] Hannan. M, Mutashar. S, Samad. S, Hussain. A," Energy harvesting for the implantable biomedical devices: issues and challenges", *Biomed Eng Online*, 2014 Jun 20; 13:79, doi: 10.1186/1475-925X-13-79. PMID: 24950601;
- [3] H. Thomé, "Cardiodesfibrilador," 2020. [Online]. Available: <https://www.drhugothome.com.br/cuide-do-seu-coracao/estimulacao-cardiaca-artificial/cardiodesfibrilador>. [Acedido em 14 Dezembro 2020].
- [4] Bocan.KN, Sejdić.E, "Adaptive Transcutaneous Power Transfer to Implantable Devices: A State of the Art Review", *Sensors (Basel)*, 2016 Mar 18;16(3):393, doi: 10.3390/s16030393. PMID: 26999154;
- [5] G. Sun, B. Muneer, Y. Li and Q. Zhu, "Ultracompact Implantable Design With Integrated Wireless Power Transfer and RF Transmission Capabilities," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 12, no. 2, pp. 281-291, April 2018, doi: 10.1109/TBCAS.2017.2787649.
- [6] Romero. E, Warrington. RO,Neuman. MR, "Powering biomedical devices with body motion", *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2010;2010:3747-50. doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627542. PMID: 21096868.
- [7] Ramrakhiani A. Mirabbasi S. Mu Chiao. "Design and optimization of resonance-based efficient wireless power delivery systems for biomedical implants". *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*. 2011 Feb;5(1):48-63. doi: 10.1109/TBCAS.2010.2072782. PMID: 23850978.
- [8] R. Xue, K. Cheng and M. Je, "High-Efficiency Wireless Power Transfer for Biomedical Implants by Optimal Resonant Load Transformation," in *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, vol. 60, no. 4, pp. 867-874, April 2013, doi: 10.1109/TCSI.2012.2209297.
- [9] H. D. d. C. Dinis "Performance Assesment of Eletrically Small Antennas for Implantable Microsystems with Wireless Power and Communications." 2015 Dissertação de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, Ramo da Eletrónica Médica.

- [10] K. S. Keerthi, K. Ilango, G. N. Manjula, "Study of Midfield Wireless Power Transfer for Implantable Medical Devices," 2018 2nd International Conference on Biomedical Engineering (IBIOMED), Bali, Indonesia, pp. 44-47, 2018, doi: 10.1109/IBIOMED.2018.8534820.
- [11] Palagani. Y, Mohanarangam. K, Shim. JH, Choi. JR, "Wireless power transfer analysis of circular and spherical coils under misalignment conditions for biomedical implants", Biosens Bioelectron, 2019 Sep 15;141:111283. doi: 10.1016/j.bios.2019.04.051.
- [12] Fadhel, Yosra & Ktata, Sana & Sedraoui, Khaled & Rahmani, Salem & Al-Haddad, Kamal. "A Modified Wireless Power Transfer System for Medical Implants". Energies. 2019 12. 1890. 10.3390/en12101890.
- [13] P.Gould, A. Krahn, "in Response to Device Advisories," Info, vol. 295, no. 16, pp. 1907– 1911, 2006.
- [14] M.J. Root, "Implantable cardiac rhythm device batteries.," J. Cardiovasc. Transl. Res., vol. 1, no. 4, pp. 254–257, 2008.
- [15] Patrick. JF, Busby PA, Gibson. PJ, "The development of the Nucleus Freedom Cochlear implant system. Trends Amplif", 2006 Dec;10(4):175-200, doi: 10.1177/1084713806296386. PMID: 17172547;
- [16] K.Mountfort, "The Promise of Leadless Pacing," Arrhythmia Electrophysiol. Rev., no. September 2013, pp. 51–55, 2014.
- [17] Rasouli. M, Phee. LS, "Energy sources and their development for application in medical devices", Expert Rev Med Devices, 7(5):693-709,2010 Sep, doi: 10.1586/erd.10.20. PMID: 20822391
- [18] N. S. Hudak and G. G. Amatucci, "Small-scale energy harvesting through thermoelectric, vibration, and radiofrequency power conversion," J. Appl. Phys., vol. 103, no. 10, 2008.
- [19] P. Mitcheson, E. Yeatman, K. Rao, A. Holmes, and T. Green, "Energy Harvesting From Human and Machine Motion for Wireless Electronic Devices," vol. 96, no. 9, pp. 1457–1486, 2008.
- [20] OuYang. Han, Li. Zhou, "The first technology can compete with piezoelectricity to harvest ultrasound energy for powering medical implants", Science Bulletin,2019, 64. 10.1016/j.scib.2019.09.010.

- [21] Yang. R, Qin. Y, Li. C, Zhu. G, Wang. ZL, "Converting biomechanical energy into electricity by a muscle-movement-driven nanogenerator", *Nano Lett* .9(3):1201-5, 2009 Mar, doi: 10.1021/nl803904b. PMID: 19203203.
- [22] J. Paulo e P. Gaspar, "Métodos de captação de energia para dispositivos portáteis de instrumentação médica".
- [23] Li. Q, Naing. V, Donelan. JM, " Development of a biomechanical energy harvester", *J Neuroeng Rehabil*, 23;6:22, 2009 Jun, doi: 10.1186/1743-0003-6-22. PMID: 19549313; PMCID: PMC2709631.
- [24] G. Snyder, "Small thermoelectric generators," *Electrochem. Soc. Interface*, pp. 54–56, 2008.
- [25] V. Leonov, T. Torfs, P. Fiorini, and C. Van Hoof, "Thermoelectric converters of human warmth for self-powered wireless sensor nodes," *IEEE Sens. J.*, vol. 7, no. 5, pp. 650–656, 2007.
- [26] Yuan. C, Kreß. S, Sadashivaiah. G, Rudnyi. EB, Hohlfeld. D, Bechtold. T, "Towards efficient design optimization of a miniaturized thermoelectric generator for electrically active implants via model order reduction and submodeling technique", *Int J Numer Method Biomed Eng*. 2020 Apr;36(4):e3311. doi: 10.1002/cnm.3311.
- [27] X. Lu, P. Wang, D. Niyato, D. I. Kim and Z. Han, "Wireless Charging Technologies: Fundamentals, Standards, and Network Applications," in *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, vol. 18, no. 2, pp. 1413-1452, Secondquarter 2016, doi: 10.1109/COMST.2015.2499783.
- [28] Khan. SR, Pavuluri. SK, Cummins. G, Desmulliez. MPY, "Wireless Power Transfer Techniques for Implantable Medical Devices: A Review", *Sensors (Basel)*, 2020 Jun 19;20(12):3487. doi: 10.3390/s20123487. PMID: 32575663; PMCID: PMC7349694.
- [29] S. M. L. Kabir, K. A. Wahid and M. M. Hasan, "Range adaptation of Wireless Power Transfer systems for biomedical applications," 2016 International Conference on Medical Engineering, Health Informatics and Technology (MediTec), Dhaka, Bangladesh, 2016, pp. 1-5, doi: 10.1109/MEDITEC.2016.7835384.
- [30] O. Bukunmi, "Microwave Power Transmission: - How Far,so Far?," 2019. [Online]. Available: <https://steemit.com/steemstem/@ibk-gabriel/microwave-power-transmission-how-far-so-far>. [Acedido em 3 Janeiro 2021].

- [31] Algora.C, Peña. R, "Recharging the battery of implantable biomedical devices by light", *Artif Organs*, 2009 Oct;33(10):855-60. doi: 10.1111/j.1525-1594.2009.00803.x. Epub 2009 Jun 28. PMID: 19624580.
- [32] K. Goto, T. Nakagawa, O. Nakamura and S. Kawata, "An implantable power supply with an optically rechargeable lithium battery," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 7, pp. 830-833, July 2001, doi: 10.1109/10.930908.
- [33] S. Arra, J. Leskinen, J. Heikkila and J. Vanhala, "Ultrasonic Power and Data Link for Wireless Implantable Applications," *2007 2nd International Symposium on Wireless Pervasive Computing*, San Juan, PR, USA, 2007, pp. , doi: 10.1109/ISWPC.2007.342668.
- [34] Suzuki. SN, Katane. T, Saito. O, "Fundamental study of an electric power transmission system for implanted medical devices using magnetic and ultrasonic energy", *J Artif Organs*. 2003;6(2):145-8. doi: 10.1007/s10047-003-0209-9. PMID: 14598116.
- [35] H. J. Visser, "Aspects of far-field RF energy transport," *2012 42nd European Microwave Conference*, Amsterdam, Netherlands, 2012, pp. 317-320, doi: 10.23919/EuMC.2012.6459077.
- [36] Mortellaro.M, DeHennis. A, "Performance characterization of an abiotic and fluorescentbased continuous glucose monitoring system in patients with type 1 diabetes", *Biosens Bioelectron*, 2014 Nov 15;61:227-31. doi: 10.1016/j.bios.2014.05.022. Epub 2014 May 17. PMID: 24906080.
- [37] V. Silva, "Neuromodulador implantável com alimentação e comunicação sem fios em tecnologia RFCMOS 180nm", 2017, Dissertação de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, Ramo da Eletrónica Médica.
- [38] Gomes.Sofia, "CMOS Receiver for Wireless Powering of Implantable Biodevices.", 2014, Dissertação de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, Ramo da Eletrónica Médica.
- [39] Graça. João, "Projeto de Agregados de antenas conformes para comunicações em ondas milimétricas.",2016, Dissertação de Mestrado em Engenharia Eletrónica e de Computadores.
- [40] C. H. Durney, "Antennas and other electromagnetic applicators in biology and medicine," in *Proceedings of the IEEE*, vol. 80, no. 1, pp. 194-199, Jan. 1992, doi: 10.1109/5.119578.
- [41] Ö. Işık, E. Korkmaz and B. Türetken, "Antenna arrangement considerations for microwave hyperthermia applications," *2011 XXXth URSI General Assembly and Scientific Symposium*, Istanbul, Turkey, 2011, pp. 1-3, doi: 10.1109/URSIGASS.2011.6051378.

- [42] Hildebrandt. B, Wust. P, Ahlers. O, Dieing. A, Sreenivasa. G, Kerner. T, Felix. R, Riess. H, "The cellular and molecular basis of hyperthermia", *Crit Rev Oncol Hematol*, 2002 Jul;43(1):33-56. doi: 10.1016/s1040-8428(01)00179-2. PMID: 12098606.
- [43] E. Y. Chow, M. M. Morris and P. P. Irazoqui, "Implantable RF Medical Devices: The Benefits of High-Speed Communication and Much Greater Communication Distances in Biomedical Applications," in *IEEE Microwave Magazine*, vol. 14, no. 4, pp. 64-73, June 2013, doi: 10.1109/MMM.2013.2248586.
- [44] Choritz. L, Mansouri. K, van den Bosch. J, Weigel. M, Dick. HB, Wagner. M, Thieme. H, ARGOS study group. "Telemetric Measurement of Intraocular Pressure via an Implantable Pressure Sensor-12-Month Results from the ARGOS-02 Trial", *Am J Ophthalmol*, 2020 Jan;209:187- 196. doi: 10.1016/j.ajo.2019.09.011. Epub 2019 Sep 20. PMID: 31545953.
- [45] K. Chen, Y. Lo and W. Liu, "A 37.6mm² 1024-channel high-compliance-voltage SoC for epiretinal prostheses," *2013 IEEE International Solid-State Circuits Conference Digest of Technical Papers*, San Francisco, CA, USA, 2013, pp. 294-295, doi: 10.1109/ISSCC.2013.6487741.
- [46] Kim. Sanghoek, Ho. John, Chen. Lisa, Poon. Ada, "Wireless power transfer to a cardiac implant", *Applied Physics Letters*.2012. 101. 10.1063/1.4745600.
- [47] D. Jeon *et al.*, "24.3 An implantable 64nW ECG-monitoring mixed-signal SoC for arrhythmia diagnosis," *2014 IEEE International Solid-State Circuits Conference Digest of Technical Papers (ISSCC)*, San Francisco, CA, USA, 2014, pp. 416-417, doi: 10.1109/ISSCC.2014.6757494.
- [48] Yip. M, Jin. R, Nakajima. HH, Stankovic. KM, Chandrakasan. AP, "A Fully-Implantable Cochlear Implant SoC with Piezoelectric Middle-Ear Sensor and Arbitrary Waveform Neural Stimulation", *IEEE J Solid-State Circuits*, 2015 Jan 1;50(1):214-229. doi: 10.1109/JSSC.2014.2355822. PMID: 26251552;
- [49] Lim. H, Kim. M, Lee. Jangwoo, Jung. E, Seong. K, Lee. Jae-Chul, Cho. J, "A method for reducing body exposure to electromagnetic field of pillow type wireless charger in fully implantable middle ear hearing device", *IEICE Electronics Express*, 2009, 6. 1318-1324. 10.1587/elex.6.1318.
- [50] C. A. Balanis, "Antenna Theory: Analysis and Design," 3 ed., Wiley interscience, 2005, pp. 811-843.
- [51] D. M. Pozar, "Microstrip antennas," in *Proceedings of the IEEE*, vol. 80, no. 1, pp. 79-91, Jan. 1992, doi: 10.1109/5.119568.

- [52] R. Garg, P. Bhartia, I. J. Bahl, A. Ittipiboon e A. House, em *Microstrip antenna design handook*, London, Boston, 2001.
- [53] Venkatasubramanian. A, Gifford. B," Modeling and design of antennas for implantable telemetry applications", *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2016 Aug;2016:6469-6472. doi: 10.1109/EMBC.2016.7592210. PMID: 28269728.
- [54] Fu. Y, Lei. J, Zou. X, Guo. J, "Flexible Antenna Design on PDMS Substrate for Implantable Bioelectronics Applications" *Electrophoresis*, 2019 Feb 19, doi: 10.1002/elps.201800497. Epub ahead of print. PMID: 30779176.
- [55] K. N. Bocan, M. H. Mickle and E. Sejdić, "Tissue Variability and Antennas for Power Transfer to Wireless Implantable Medical Devices," in *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, vol. 5, pp. 1-11, 2017, Art no. 2700111, doi: 10.1109/JTEHM.2017.2723391.
- [56] A. Mohamed and M. Sharawi, "LTCC based patch antenna for biomedical applications at ISM band," *2016 IEEE 5th Asia-Pacific Conference on Antennas and Propagation (APCAP)*, Kaohsiung, Taiwan, 2016, pp. 409-410, doi: 10.1109/APCAP.2016.7843267.
- [57] W. Yang, K. Ma, K. S. Yeo, W. M. Lim and Z. H. Kong, "A compact dual-band meander-line antenna for biomedical applications," *2013 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO)*, Singapore, 2013, pp. 1-3, doi: 10.1109/IMWS-BIO.2013.6756221.
- [58] J. M. Felício, J. R. Costa and C. A. Fernandes, "Dual-Band Skin-Adhesive Repeater Antenna for Continuous Body Signals Monitoring," in *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, vol. 2, no. 1, pp. 25-32, March 2018, doi: 10.1109/JERM.2018.2806186.
- [59] M. Koohestani, N. Pires, A. K. Skrivervik and A. A. Moreira, "Performance Study of a UWB Antenna in Proximity to a Human Arm," in *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 12, pp. 555-558, 2013, doi: 10.1109/LAWP.2013.2259212.
- [60] M. Koohestani, N. Pires, A. K. Skrivervik and A. A. Moreira, "Influence of the human body on a new coplanar-fed Ultra-Wideband antenna," *2012 6th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP)*, Prague, Czech Republic, 2012, pp. 316-319, doi: 10.1109/EuCAP.2012.6205976.

- [61] J. Tak, S. Woo, J. Kwon and J. Choi, "Dual-Band Dual-Mode Patch Antenna for On-/Off-Body WBAN Communications," in *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 15, pp. 348-351, 2016, doi: 10.1109/LAWP.2015.2444881.
- [62] EverythingRF, "Coaxial Cable Impedance Calculator," 2015, [Online], Available: <https://www.everythingrf.com/rf-calculators/coaxial-cable-calculator>. [Acedido em 14 dezembro 2020].
- [63] N. Carrara, "Institute of applied physics Nello Carrara," *Calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz- 100 GHz*, 2015.
- [64] U. Ullah, N. Mahyuddin, Z. Arifin, M. Z. Abdullah and A. Marzuki, "Antenna in LTCC Technologies: A Review and the Current State of the Art," in *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 57, no. 2, pp. 241-260, April 2015, doi: 10.1109/MAP.2015.2414668.