



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB
CAMPUS GAMA – FGA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**ESTUDO E SIMULAÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA SEM FIO, POR CAMPO
PRÓXIMO E ACOPLAMENTO INDUTIVO, PARA A RECARGA DE BATERIAS APLICADAS A
DISPOSITIVOS MÉDICOS IMPLANTÁVEIS**

HÉLDER LINE OLIVEIRA

ORIENTADOR: DR. GERARDO ANTONIO IDROBO PIZO



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB

FACULDADE UNB GAMA – FGA



Programa de
Pós-Graduação em
ENGENHARIA BIOMÉDICA

**ESTUDO E SIMULAÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA SEM FIO, POR CAMPO
PRÓXIMO E ACOPLAMENTO INDUTIVO, PARA A RECARGA DE BATERIAS APLICADAS A
DISPOSITIVOS MÉDICOS IMPLANTÁVEIS**

HÉLDER LINE OLIVEIRA

ORIENTADOR: DR. GERARDO ANTONIO IDROBO PIZO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 164A/2023

BRASÍLIA/DF, 25 DE MAIO DE 2023

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UNB
FACULDADE UNB GAMA - FGA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

**ESTUDO E SIMULAÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA SEM FIO, POR CAMPO
PRÓXIMO E ACOPLAMENTO INDUTIVO, PARA A RECARGA DE BATERIAS APLICADAS A
DISPOSITIVOS MÉDICOS IMPLANTÁVEIS**

HÉLDER LINE OLIVEIRA

DISSERTAÇÃO DE Mestrado submetida ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

APROVADA POR:

DR. GERARDO ANTONIO IDROBO PIZO
(ORIENTADOR/PRESIDENTE)

DR. WELLINGTON AVELINO DO AMARAL
(EXAMINADOR INTERNO)

DR. RAFAEL FONTES SOUTO
(EXAMINADOR EXTERNO)

BRASÍLIA/DF, 25 DE MAIO DE 2023

FICHA CATALOGRÁFICA

OLIVEIRA L., HÉLDER

Estudo e Simulação de Transferência de Energia Sem Fio, por Campo Próximo e Acoplamento Indutivo, para a recarga de baterias aplicadas a Dispositivos Médicos Implantáveis.

[Distrito Federal], 2023.

109p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestrado em Engenharia Biomédica, 2023).

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade UnB Gama, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

1. Dispositivos Médicos Implantados 2. Limitação da Fonte de Energia

3. Transferência de Energia Sem Fio 4. Acoplamento Indutivo

5. Recarga de Baterias 6. Simulação

I. FGA UnB II. Título (série)

REFERÊNCIA

Oliveira L., Hélder (2023). Estudo e Simulação de Transferência de Energia sem fio, por Campo Próximo e Acoplamento Indutivo, para a recarga de baterias aplicadas a Dispositivos Médicos Implantáveis. Dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 164A/2023, Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 109p.

CESSÃO DE DIREITOS

Autor: Hélder Line Oliveira.

Título: Estudo e Simulação de Transferência de Energia sem fio, por Campo Próximo e Acoplamento Indutivo, para a recarga de baterias aplicadas a Dispositivos Médicos Implantáveis.

Grau: Mestre.

Ano: 2023.

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender essas cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

200100815@aluno.unb.br

Brasília, DF – Brasil

RESUMO

O uso de dispositivos médicos implantados é uma realidade desde a década de 1950 e continua sendo considerado como uma solução necessária para o monitoramento de funções biológicas ou para o tratamento de situações que exijam aplicação medicamentosa ou ainda estimulação de órgãos. Contudo, a limitação da fonte de energia, primordialmente a bateria, faz com que o uso desses equipamentos seja, muitas vezes, desconfortável para o paciente devido à necessidade de procedimentos cirúrgicos para sua manutenção. Surge, no contexto apresentado, a tecnologia de transferência de energia sem fio como proposta para minimizar esse transtorno, provendo uma maior confiabilidade no emprego destes dispositivos. O trabalho em tela simulou este procedimento, buscando identificar os parâmetros necessários para a sua aplicação em dispositivos implantáveis, e confrontando-os com as normas de segurança propostas pela ANVISA e pela ABNT. Para tanto, usou-se uma abordagem quantitativa, pesquisando informações que corroboram o uso do método de acoplamento indutivo na recarga de baterias com a aplicação das especificações encontradas na simulação realizada no Maxwell HFSS[®]. Os testes realizados demonstraram que as temperaturas geradas na pele e no dispositivo ficaram em torno de 20°C, valor aquém da máxima aceitável para o corpo humano, e que a taxa de absorção específica foi de 0,0851 W/Kg abaixo do mínimo convencional. Além disso, a tensão elétrica e a corrente obtidas foram de 3,25V e 3,20mA, respectivamente, e estão dentro dos limites desejados. Com base nos parâmetros adotados e nas normas vigentes, os resultados obtidos indicam que esta tecnologia é uma opção viável para recarregar baterias em dispositivos médicos implantáveis, também considerando a segurança na sua aplicação em pacientes.

Palavras-chave: dispositivos médicos implantados, limitação da fonte de energia, transferência de energia sem fio, acoplamento indutivo, recarga de baterias, simulação.

ABSTRACT

The use of implanted medical devices has been a reality since the 1950s and continues to be considered a necessary solution for monitoring biological functions or for the treatment of situations that require medication application or organ stimulation. However, the limitation of the energy supply, primarily the battery, makes the use of these devices uncomfortable for patients due to the need for surgical procedures for their maintenance. In the presented context, wireless energy transfer technology emerges as a proposal to minimize this inconvenience, providing greater reliability in the use of these devices. The work simulated this procedure, seeking to identify the necessary parameters for its application in implantable devices and confronting them with safety standards proposed by ANVISA and ABNT. To do so, a quantitative approach was used, researching information that corroborates the use of the inductive coupling method in battery charging with the application of the specifications found in the simulation performed in Maxwell HFSS[®]. The tests conducted demonstrated that the temperatures generated on the skin and the device remained around 20°C, a value below the maximum acceptable for the human body, and that the specific absorption rate was 0.0851W/kg below the conventionally set minimum. Furthermore, the obtained electric voltage and current were 3.25V and 3.20mA, respectively, and within the desired limits. Based on the adopted parameters and current standards, the results obtained indicate that this technology is a viable option for recharging batteries in implantable medical devices, also considering safety in its application to patients.

Keywords: Implanted medical devices, limitation of the energy source, wireless energy transfer, inductive coupling for battery recharging, simulation.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Contextualização e Formulação do Problema	1
1.2 Hipótese	4
1.3 Objetivos.....	4
1.3.1 Objetivo Geral	4
1.3.2 Objetivos Específicos	4
1.4 Justificativa	5
1.5 Revisão Integrativa	8
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	17
2.1 Dispositivos Implantáveis.....	17
2.2 Teoria Matemática	19
2.2.1 Leis Básicas	20
2.3 Geometria das Antenas	22
2.4 Tecnologias Existentes.....	26
2.4.1 Transferência de energia por campo próximo	27
2.4.2 Transferência de Energia por Acoplamento Indutivo.....	28
2.5 Análises de Segurança	29
2.5.1 Taxa de Absorção de Energia (SAR).....	31
2.5.2 Frequência Ideal de Operação	36
2.6 Análise de Temperatura	39
2.7 Interferências de RF.....	44
2.8 Baterias	45
2.9 Normas Brasileiras.....	50
3 MATERIAIS E MÉTODOS	52
3.1 Ambiente de Simulação	54
3.2 Parâmetros Adotados	56
3.3 Simulação	57
3.3.1 Definição dos Parâmetros, Criação da Geometria, dos Limites e Excitações.....	57
3.3.2 Configuração da Solução.....	63
3.3.3 Execução da Simulação.....	65
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	66
4.1 Modelos de Simulação Descartados	73
4.2 Perspectivas Finais.....	75

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	78
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80
APÊNDICE I – PARÂMETROS DA PELE E DO POLIURETANO.....	89
APÊNDICE II – EXCITAÇÕES CONFIGURADAS	90
APÊNDICE III – MALHAS DE ANÁLISE CRIADAS	91
APÊNDICE IV – CONFIGURAÇÃO DAS ANÁLISES	92
APÊNDICE V – CONFIGURAÇÃO DOS RESULTADOS PARA ANÁLISE DO HFSS	93
APÊNDICE VI – EXCITAÇÃO REFERENTE ÀS PERDAS DE ENERGIA ELETROMAGNÉTICAS.....	94
APÊNDICE VII – CRIAÇÃO DOS LIMITES DE TRANSMISSÃO DE CALOR POR COVECÇÃO	95
APÊNDICE VIII – MÉTRICAS E MOVIMENTOS INSERIDOS NO MODELO.....	96

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	– Exemplos de Dispositivos Médicos Implantáveis.....	2
Figura 1.2	– Circuito conceitual de um link WPT simplificado para a frequência de 2.45GHz.	6
Figura 1.3	– Chip retificador para uso em dispositivos biomédicos.....	7
Figura 2.1	– Posicionamento subcutâneo de um CDI em um paciente.	18
Figura 2.2	– Dúvidas de pacientes relativas ao uso de DMI, por assunto.	19
Figura 2.3	– Antena planar espiral circular e seus parâmetros geométricos.....	23
Figura 2.4	– Antenas Interna e Externa comparadas a um Cartão de Crédito.	24
Figura 2.5	– Comparação entre a PTE nas frequências de 915MHz e 2.45GHz.....	25
Figura 2.6	– PTE nas frequências de 915MHz e 2.45GHz em várias impedâncias de carga.	25
Figura 2.7	– Métodos de transmissão de energia e dados sem fio.....	26
Figura 2.8	– Transferência de Energia por indutância.	28
Figura 2.9	– Modelo anatômico e foco no posicionamento das antenas.	29
Figura 2.10	– Modelo ideal para a aplicação de WPT aplicada a DMI's.	30
Figura 2.11	– SAR para 1g de tecido por incidência perpendicular de $1\text{W}/\text{m}^2$	31
Figura 2.12	– Cálculo da potência recebida em uma antena implantada.....	32
Figura 2.13	– Modelo das camadas biológicas com as antenas posicionadas.	34
Figura 2.14	– Distribuição SAR média em diferentes ambientes do corpo humano.....	35
Figura 2.15	– Limites para exposição humana a campos elétricos.....	37
Figura 2.16	– Tangente de perda associada aos Vetores de energia transmitida e dissipada.	40
Figura 2.17	– Variação da tangente de perda em relação ao aumento da frequência.....	40
Figura 2.18	– Limites de exposição máxima permitida.....	41
Figura 2.19	– Limites de exposição máxima permitida.....	42
Figura 2.20	– Parâmetros de condutores implantados na pele.....	43
Figura 2.21	– Componentes químicos comumente utilizados em baterias.....	47
Figura 2.22	– Características elétricas de dispositivos de armazenamento de energia.....	48
Figura 3.1	– Circuito Básico para a aplicação da WPT em DMI's.....	53
Figura 3.2	– Modelo criado e utilizado na Simulação.	53
Figura 3.3	– Passos para a criação de simulações no HFSS.	55
Figura 3.4	– Estrutura de simulação das Antenas Interna (a) e Externa (b) após suas definições.	58
Figura 3.5	– Criação do ambiente Ar, envolvendo as antenas, para a simulação no HFSS.....	59
Figura 3.6	– Estruturas criadas que compõem o ambiente de simulação.	60
Figura 3.7	– Simulação com os ambientes já definidos.....	61
Figura 3.8	– Criação e posicionamento das conexões com a antena.	62
Figura 3.9	– Criação e posicionamento dos links com as conexões da antena.....	63
Figura 3.10	– Ambiente final de simulação com os dois modelos de solução adotados.	65
Figura 3.11	– Resultado da validação referente a configuração da simulação.	65
Figura 4.1	– SAR medida na superfície da pele (a) e as médias (b).	66
Figura 4.2	– SAR gerada na superfície da pele (a) e no DMI (b).	67
Figura 4.3	– SAR em relação à distância entre as Antenas.....	68
Figura 4.4	– Intensidade do campo elétrico induzido na antena Rx e seus vetores.	68
Figura 4.5	– Corrente adquirida (I) na AntenaInt (recorte ampliado).	69
Figura 4.6	– Medidas da AntenaInt.....	69
Figura 4.7	– Resultados da análise de temperatura na Pele (a), no DMI (b) e na AntenaInt (c).	71
Figura 4.8	– Resultado do cálculo da Tensão na AntenaInt.	72
Figura 4.9	– Simulação inicial (V1) com antenas Tx e Rx, separadas por uma lâmina (pele).	74
Figura 4.10	– Simulação V2 com os invólucros das antenas e a definição da área relativa à pele. .	74
Figura 4.11	– Simulação V3 com os dispositivos em invólucros alocados em um tronco humano. .	75

Figura 4.12 – Medição teórica de temperatura na aplicação de potências de 0 a 50mW.	76
Figura 4.13 – Modelo de <i>Microstrip</i> e sua Irradiação.....	77

LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS

Tabela 1.1 – <i>Strings</i> e resultados de busca.	8
Tabela 1.2 – Avaliação das publicações com base nos critérios de exclusão.	8
Tabela 1.3 – Compilação dos documentos avaliados e os respectivos assuntos.	9
Tabela 2.1 – Parâmetros iniciais para a construção das antenas.	23
Tabela 2.2 – Parâmetros do modo IPT aplicado à tecnologia NFT.	27
Tabela 2.3 – Parâmetros típicos dos tecidos para uma frequência de 1MHz.	33
Tabela 2.4 – Propriedades dielétricas dos tecidos corporais.	35
Tabela 2.5 – Limiares de corrente para efeitos indiretos.	38
Tabela 2.6 – Exemplos de DMI's e suas respectivas fontes de energia.	46
Tabela 2.7 – Temperaturas máximas permitidas para o contato com a pele.	51
Tabela 3.1 – Parâmetros para a criação dos ambientes secundários.	61
Tabela 4.1 – Propriedades Térmica e Mecânicas da pele.	70
Tabela 4.2 – Resultados obtidos.	73

LISTA DE NOMENCLATURAS E ABREVIações

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas.
ANATEL	Agência Nacional de Telecomunicações.
ANS	Agência Nacional de Saúde Suplementar.
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária.
BSI	<i>British Standards Institution</i> (Instituto Britânico de Normas).
BTSL	<i>Body Tissue Simulating Liquid</i> (Líquido Simulador de Tecido Corporal).
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior.
CDI	Cardioversor Desfibrilador Implantável.
CPT	<i>Capacitive Power Transfer</i> (Transferência de Energia por Acoplamento Capacitivo).
DECA	Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial.
DMI	Dispositivo Médico Implantável.
FEM	<i>Finite Element Method</i> (Método dos Elementos Finitos).
FCC	<i>Federal Communications Commission</i> (Comissão Federal de Comunicações).
HFSS®	<i>Software High-Frequency Structure Simulator</i> (Simulador de Estrutura de Alta Frequência).
HTSL	<i>Head Tissue Simulating Liquid</i> (Líquido Simulador de Tecido Cerebral).
ICNIRP	<i>International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection</i> (Comissão Internacional de Proteção à Radiação Não-Ionizante).
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i> (Comissão Eletrotécnica Internacional).
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i> (Instituto de Engenheiros, Eletricistas e Eletrônicos).
IFAC	<i>Nello Carrara Institute of Applied Physics</i> (Instituto de Física Aplicada Nello Carrara).
IN	Instrução Normativa.
IoT	<i>Internet of Things</i> (Internet das Coisas).
IPT	<i>Inductive Power Transfer</i> (Transferência de Energia por Acoplamento Indutivo).
ISM	<i>Industrial, Scientific and medical</i> (Industrial, Científico e Médico).
ISO	<i>International Organization for Standardization</i> (Organização Internacional de Normatização).
ITU	<i>International Telecommunication Union</i> (União Internacional de Telecomunicações).
MBAN	<i>Medical Body Area Network</i> (Rede Médica de Área Corporal).
MPE	<i>Maximum Permissible Exposure</i> (Exposição Máxima Permitida).
NBR	Norma Técnica Brasileira.
NFT	<i>Near Field Transfer</i> (Transferência de Energia por Campo Próximo).
PTE	<i>Power Transfer Efficiency</i> (Eficiência da Energia Transferida).

RDC	Resolução de Diretoria Colegiada.
RF	<i>Radio Frequency</i> (Radiofrequência).
RFID	<i>Radio Frequency Identification</i> (Identificação por Radiofrequência).
Rx	Receptor.
SAR	<i>Specific Absortion Rate</i> (Taxa de Absorção Específica).
SBC	Sociedade Brasileira de Cardiologia.
SBCCV	Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular.
Tx	Transmissor.
WHO	<i>World Health Organization</i> (Organização Mundial da Saúde).
WPT	<i>Wireless Power Transfer</i> (Transferência de Energia sem fio).

1 INTRODUÇÃO

Atualmente as comunicações sem fio demandam por mais soluções no tocante ao uso de antenas, devido à diversidade de serviços proporcionados pelos dispositivos sem fio, visando proporcionar melhorias nos desempenhos dos circuitos de transmissão e recepção, em relação à operação nas diversas faixas de frequência, pela facilidade e baixo custo de fabricação, o tamanho reduzido e a capacidade de integração a outros dispositivos (NOGUEIRA, 2020, p. 14).

Aliado ao rápido desenvolvimento da microeletrônica, a aplicação de antenas em Dispositivos Médicos Implantáveis (DMI's) torna-se vital, papel esse desempenhado devido à capacidade de transmissão de dados ou energia que atendem às rigorosas imposições de tamanho compacto, grande largura de banda e baixa Taxa de Absorção Específica (SAR, do inglês *Specific Absorption Rate*) (LUO *et al.*, 2019, p. 1315).

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

O uso de DMI's teve por marco inicial a década de 1950 com a primeira implantação de um marca-passo cardíaco em um paciente, mais especificamente em 1958, tendo funcionado por apenas três horas (WARD *et al.*, 2013, pp. 244-245).

Por se tratar de qualquer produto médico projetado para ser totalmente introduzido no corpo humano, ou para substituir superfícies epitelial ou ocular, por meio de intervenção cirúrgica, destinado a permanecer no local (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2001, p. 8), possui características bem definidas na sua construção, tais como:

- Tamanho;
- Material do invólucro;
- Eletrônica aplicada;
- Material utilizado na bateria, etc.

Várias pesquisas ocorreram visando o seu desenvolvimento, quer seja em materiais biocompatíveis, buscando a redução da rejeição por parte do corpo, sensores, melhorando as leituras, microeletrônica, reduzindo o tamanho dos dispositivos, além do foco desse trabalho, que são as fontes de energia, mais especificamente as baterias e suas recargas.

A Agência Nacional de Saúde Suplementar (ANS) trata com rigor os controles relativos aos DMI's, visando assegurar a segurança do paciente ao ter um equipamento inserido em seu corpo. Segue padrões internacionais, como por exemplo, aqueles adotados pelo Instituto Britânico de Normas (BSI, do inglês *British Standards Institution*) que são definidos pela Organização Internacional de Normatização (ISO, do inglês *International Organization for Standardization*) 13485/2021, buscando a conformidade dos equipamentos com as exigências das diretrizes e normas europeias.

Segundo a Organização Mundial da Saúde (WHO, do inglês *World Health Organization*), estima-se que existam pelo menos oito mil tipos de dispositivos médicos implantáveis disponíveis para uso. Podem ser feitos de pele, osso, ou outros tecidos do corpo e até mesmo de metal, cerâmica e plástico, atualmente um composto de polietileno. A maioria destes implantes ou próteses tem por objetivo substituir um membro ou uma parte do corpo, enquanto outros liberam gradativamente medicação, efetuam monitoramento de funções corporais ou proveem suporte a órgãos e tecidos. Alguns exemplos de dispositivos médicos implantáveis são: *stents*, marca-passos, cardiodesfibriladores, próteses e órteses, placas e parafusos (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2019, website).

Os implantes mais comuns são aqueles utilizados para terapia de ressincronização cardíaca, os marcapassos cardíacos, contudo, existe uma vasta gama de dispositivos e aplicações, tais como as cápsulas de endoscopia e os marcapassos cerebrais, Figura 1.1 (a), (b) e (c) respectivamente, (SILVA, 2012, pp. 26).

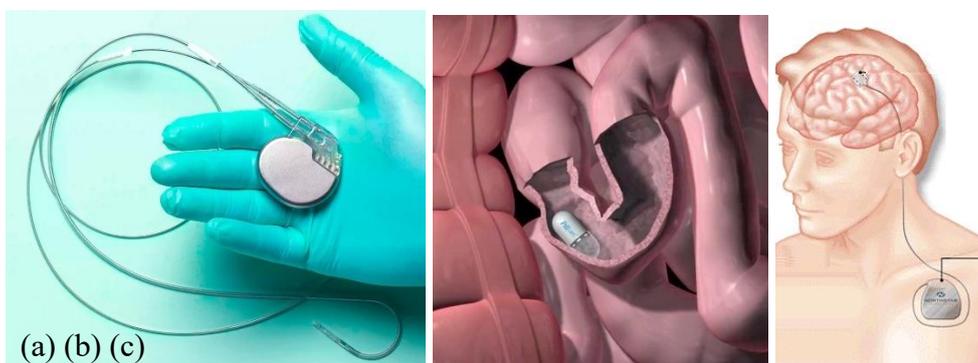


Figura 1.1 – Exemplos de Dispositivos Médicos Implantáveis.
Fonte: Adaptação (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2019, website).

Cirurgias realizadas repetidamente na área do peito podem causar lesões, reações alérgicas e desconforto para os pacientes, além disso, o custo para substituir um novo implante pode ser considerado alto (UTHAYAKUMAR; JAYAWEERA, 2022, p. 62).

Para o funcionamento dos DMI's a necessidade de uma fonte de energia é fundamental, sendo uma questão crítica quando o uso é a longo prazo. Tipicamente as baterias atendem esta necessidade primária, contudo, mesmo com os grandes avanços no tocante à composição e construção das mesmas, a restrição de tempo é inevitável, como, por exemplo, em um DMI de medida de pressão arterial onde o tempo máximo da bateria é de seis meses (HARVARD BIOSCIENCE, 2017, website). Por esse motivo, existem pesquisas em busca de opções que substituam as baterias, tais como o uso de supercapacitores, geradores termoelétricos, capturadores de energia cinética e a transmissão de energia por meio de ondas eletromagnéticas (RASOULI; PHEE, 2010, pp. 694-695).

Surge, nesse contexto, como alternativa, o acoplamento indutivo para a recarga das baterias sem a necessidade de remoção do DMI. Ao contrário das opções apresentadas anteriormente, esta técnica tem o funcionamento e o emprego já amadurecidos, como é o caso dos sistemas de Identificação por Rádio Frequência (RFID, do inglês *Radio Frequency Identification*). Utilizando um campo magnético acoplado entre o indutor externo, que será o Transmissor (Tx), e o dispositivo implantado, o Receptor (Rx), é possível gerar energia útil para prover a recarga da bateria ou energizar o próprio DMI (WANG *et al.*, 2021, pp. 5-6).

Indo de encontro à solução apresentada, existem restrições de segurança que devem ser levadas em consideração, definidas e controladas por órgãos como a Comissão Federal de Comunicações (FCC, do inglês *Federal Communications Commission*), a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e o Instituto de Engenheiros, Eletricistas e Eletrônicos (IEEE, do inglês *Institute of Electrical and Electronics Engineers*), haja vista que no processo de transferência de energia haverá emissão de energia nos indutores (antenas), provocando absorção da mesma pela pele, convertida em calor, e na própria bateria em recarga. Desta forma, torna-se mister identificar o quanto estas reações podem comprometer a saúde do paciente sem, no entanto, tornar ineficaz o processo de reenergização da bateria.

Existem vários trabalhos que tratam de aspectos visando a obtenção da máxima eficiência. No caso desta pesquisa, levar-se-á em curso a análise tão exclusivamente da questão envolvendo a segurança do paciente no tocante ao aquecimento do local físico onde o dispositivo está instalado, quer seja relativo à área externa ou interna, validando esta opção dentro das indicações médicas e técnicas já estabelecidas, levando-se em conta as legislações em vigor da WHO, do IEEE e da ANVISA que versam sobre este assunto. Será também

efetuada uma revisão bibliográfica buscando argumentos que corroborem a eficácia do método apresentado no tocante à carga útil gerada.

1.2 HIPÓTESE

A utilização de antenas circulares, em um sistema de recarga sem fio por acoplamento indutivo para dispositivos médicos implantáveis, seguindo normas de segurança estabelecidas pela ANVISA e ABNT, é uma alternativa viável e segura para a recarga das baterias utilizadas nestes dispositivos, proporcionando maior comodidade ao paciente em comparação aos métodos convencionais de recarga por procedimentos cirúrgicos.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Avaliar a viabilidade da transferência de energia sem fio por meio do método de acoplamento indutivo como uma opção para recarregar baterias em DMI's, a fim de minimizar a necessidade de procedimentos cirúrgicos para sua manutenção e proporcionar maior conforto ao paciente, levando em consideração as normas de segurança propostas pela ANVISA, tais como as Resoluções de Diretoria Colegiada 185 e 546, a Instrução Normativa 116 e as NBR 60601-1 e 60601-1-2 da ABNT.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Realizar uma revisão bibliográfica para identificar os parâmetros necessários para a aplicação do método de transferência de energia sem fio aplicada à pacientes portadores de DMI's;
- Simular a transferência de energia sem fio em um ambiente composto por um DMI e um modelo de tecido humano, visando identificar os parâmetros que influenciam o nível de aquecimento e a eficiência da transferência de energia;
- Analisar as temperaturas geradas durante a simulação, comparando-as com o limite de segurança definido por organismos de controle para o corpo humano;
- Avaliar se a tensão e corrente elétricas obtidas estão dentro dos limites recomendados para a recarga de baterias de DMI's;

- Verificar se a transferência de energia sem fio é suficiente para recarregar a bateria do DMI, considerando as especificações do dispositivo e os parâmetros simulados.

1.4 JUSTIFICATIVA

A fonte de energia de um implante é tipicamente a bateria primária que, mesmo com o vasto desenvolvimento de tecnologias voltadas à sua construção, ainda cria a restrição de tempo limitando o funcionamento do dispositivo, forçando o paciente a se sujeitar a procedimentos cirúrgicos periódicos no intuito de substituir o DMI ou a própria bateria (SHAW *et al.*, 2021, p. 4109).

Três métodos podem ser usados para superar a limitação da vida útil da bateria: aumentar a sua capacidade, fornecer energia de uma fonte externa por meio da extensão de um fio, cabo subcutâneo, ou aplicar a Transferência de Energia sem fio (WPT, do inglês *Wireless Power Transfer*) aos dispositivos para recarga. A primeira solução demanda uma maior capacidade da bateria, afetando seu tamanho o que inevitavelmente aumentaria o tamanho do dispositivo. A segunda solução estenderia um fio para o exterior, o que pode causar problemas de desconexão ou infecção devido à atividade humana. Para qualquer um destes dois métodos os pacientes teriam que suportar custos e dor adicionais. Desta forma, carregar as baterias através de uma fonte externa sem o uso de fios, resolveria os problemas citados anteriormente (AHN *et al.*, 2022, v. 16, p. 1166).

A possibilidade de uma implantação minimamente invasiva de longo prazo destes dispositivos eliminaria a necessidade de cirurgias para substituição ou manutenção, tornando o seu uso menos doloroso para os pacientes (BAO *et al.*, 2022, p. 2), eliminando procedimentos invasivos periódicos para substituição de bateria (LE-HUU; SEO, 2023, v. 11, p. 26385).

Assim, ao considerar um método, elucidando seu funcionamento, com vistas ao seu desenvolvimento e o avanço das tecnologias ora abordadas, possibilitando a recarga com segurança da bateria, sem a remoção cirúrgica do dispositivo, será possível proporcionar maior conforto ao paciente, minimizando os riscos pré e pós-operatórios e alinhado a isso a redução de custos com pessoal e infraestrutura (RASOULI; PHEE, 2010, p. 701).

Sun *et al.* (2013, pp. 169-170) afirma que houve grandes esforços nos últimos anos para fornecer energia a microssistemas biomédicos todos os quais usando abordagens tradicionais, como baterias e cabos percutâneos. Contudo esses métodos têm limites de tempo ou são

suscetíveis a infecções resultando em problemas de confiabilidade. Embora o avanço no desenvolvimento de baterias que venham a fornecer vários anos de carga elétrica para dispositivos implantáveis, a substituição destas ainda traz riscos inconvenientes e inesperados de cirurgia para os pacientes, fazendo com que a técnica WPT seja amplamente aplicada, esperando solucionar os problemas de fornecimento de energia no futuro (WANG; LIN, 2022, p. 237).

Outro fator a ser considerado é a expansão da Internet das Coisas (IoT, do inglês *Internet of Things*) e a miniaturização dos componentes. Visando todas estas inovações a recarga de dispositivos por WPT não só auxiliará no conforto dos pacientes, como já citado anteriormente, com também possibilitará a integração a sistemas externos utilizando sensores e análises baseadas na convergência das tecnologias, gerando um novo conceito de rede de comunicação de dados já reconhecida pela FCC como Rede Médica de Área Corporal (MBAN, do inglês *Medical Body Area Network*), de baixa potência possibilitando que dispositivos médicos existentes no corpo transmitam e recebam dados ou comandos de controle, com a finalidade de medir e registrar parâmetros fisiológicos, realizar funções diagnósticas ou terapêuticas através de sinais eletromagnéticos irradiados (FCC, 2022, § 92.2503).

No tocante aos custos, é possível utilizar métodos no desenvolvimento de dispositivos simplificados, Figura 1.2, com componentes de baixo custo e de tamanhos reduzidos, mantendo a taxa de transferência de energia em um nível que atenda aos requisitos do sistema a ser recarregado (HU *et al.*, 2012, p. 1).

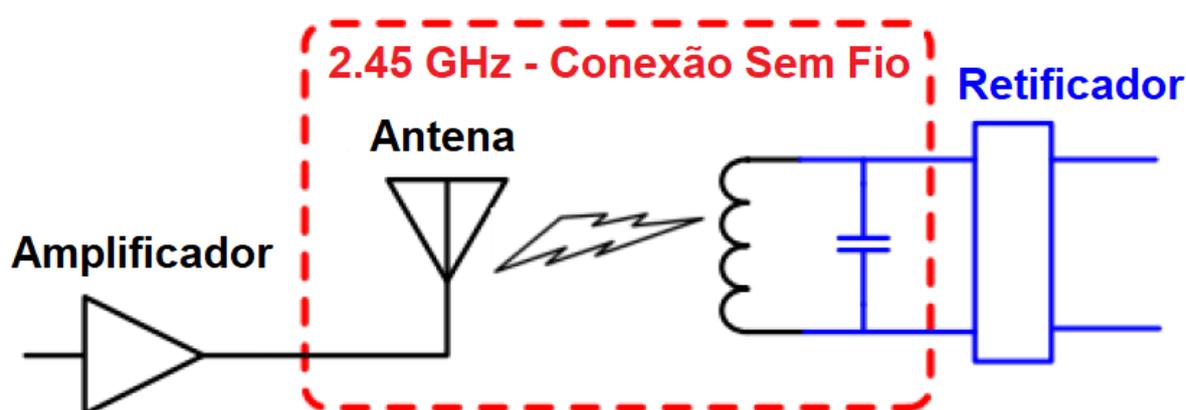
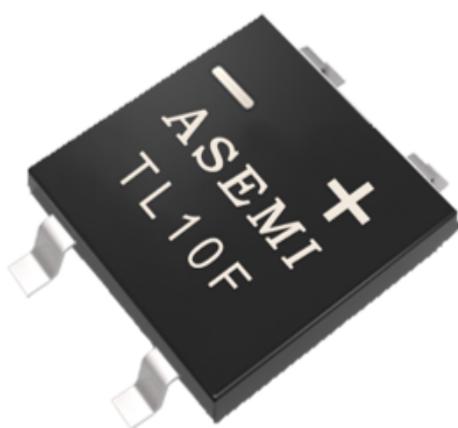


Figura 1.2 – Circuito conceitual de um link WPT simplificado para a frequência de 2.45GHz.
Fonte: Adaptação (HU *et al.*, 2012).

O circuito apresentado consiste em uma antena de transmissão e uma rede de recepção ressonante Indutivo/Capacitivo (LC), onde um retificador carregado com um capacitor é utilizado para converter o sinal RF recebido, enviando para uma fonte DC (HU *et al.*, 2012, p. 1). É possível notar a simplicidade do circuito, com o qual obteve-se resultados satisfatórios conforme o autor. É possível observar que a frequência apontada no diagrama é a de 2,45GHz, contudo neste trabalho será adotada 915MHz em virtude de sua maior efetividade em resultados de transferência de energia (IQBAL *et al.*, 2022, v. 12, pp. 4-6), observada a segurança do seu uso em pacientes.

Já em relação ao desenvolvimento, estima-se um valor baixo, devido à simplicidade já demonstrada, bem como em relação ao pequeno aumento de componentes no DMI, haja vista que o dispositivo externo seria único para a recarga. Em consonância com a venda de DMI's, esta alteração poderia ser fornecida como uma alternativa ao paciente, com uma previsão de baixo custo embutido. Como exemplo, ao efetuar uma busca do componente principal do projeto, o chip retificador, necessário para converter sinais de RF recebidos em sinais DC com níveis constantes e estáveis (DIZAJI, 2016, p. 46), é sugerido o modelo TL10F ASEMI[®], Figura 1.3, indicado para o uso em dispositivos médicos pelo próprio fabricante, o qual custa em torno de US\$9.95 no próprio site do fabricante.



Parâmetro	Valor
Io (Corrente Média de Saída)	1A
VRRM (Máxima Tensão Reversa de Pico)	50V ~1000V
IFSM (Máxima Corrente de Surto de Pico)	30A
Ir (Corrente Reversa)	>10µA
VF (Queda de Tensão Direta)	1,05V
Trr (Tempo de Recuperação Reverso)	>500ns

Figura 1.3 – Chip retificador para uso em dispositivos biomédicos.
 Fonte: Adaptação (<https://www.asemi99.com/Products/tl10ftl8ftl6ft.html>).

Assim sendo, esse trabalho justifica-se por produzir informações que venham a colaborar para o conforto do paciente implantado, reduzindo o número de intervenções necessárias para manter o DMI funcional, proporcionando, ainda, o conforto relativo à vida útil do dispositivo, e com um estimado baixo custo de fabricação.

1.5 REVISÃO INTEGRATIVA

A pesquisa foi efetuada utilizando-se na estratégia de busca as ferramentas on-line MEDLINE/PubMed, Embase (Elsevier) e IEEE Xplore, sendo consideradas as publicações com data inicial relativa ao ano 2000 até o presente momento.

Foram usadas 5 (cinco) *strings* de busca, formuladas a partir de palavras-chave em inglês (4) e em português (1), resultando nos quantitativos conforme apresentado na Tabela 1.1. Vale ressaltar a baixa quantidade de publicações encontradas no idioma português, o que corrobora o desenvolvimento da pesquisa em tela.

Tabela 1.1 – *Strings* e resultados de busca.

Palavras-Chave	CAPEs	UNB	PUBMED	IEEE	Embase	WHO	Total
<i>Extremely Low Frequency Fields health</i>	0	34	15	17	11	38	115
<i>Wireless Body Area Network health</i>	0	11	9	12	14	41	87
<i>Human Exposure Radio Frequency</i>	0	15	8	23	14	25	85
<i>Wireless Power Transfer Medical Microsystems</i>	0	5	18	26	19	14	82
Alimentação através radiofrequência	2	4	0	0	0	0	6
TOTAL							375

Buscou-se artigos publicados em revistas médicas e ensaios clínicos com estudos de Fase 1 e Fase 2, que apresentassem informações relativas à segurança dos procedimentos e métodos, bem como da efetividade da aplicação, critérios esses que foram utilizados na exclusão de documentos não pertinentes. Após esta análise, as pesquisas foram indexadas por data e pela quantidade de citações, sendo filtradas e analisadas individualmente, resultando nos quantitativos definidos na Tabela 1.2.

Tabela 1.2 – Avaliação das publicações com base nos critérios de exclusão.

BASE	PUBLICAÇÕES		
	Total	Excluídos	Mantidos
<i>MEDLINE/PubMed</i>	50	34	16
<i>Embase (Elsevier)</i>	58	49	9
<i>EBSCOhost</i>	118	111	7
<i>IEEE Xplore</i>	78	59	19
TOTAL DE PUBLICAÇÕES SELECIONADAS			51

Outros 15 documentos de instituições de normatização foram consultados, mais 3 manuais de fabricantes e desenvolvedores, além de 1 site e 2 publicações referentes à saúde, totalizando 72 referências citadas.

Após a leitura de todas as publicações resultantes das buscas, as principais foram elencadas e utilizadas como referências para o trabalho em tela, contudo algumas que também contribuíram para esta pesquisa, de forma indireta, são apresentadas na Tabela 1.3 a seguir.

Tabela 1.3 – Compilação dos documentos avaliados e os respectivos assuntos.

Título	<i>A Study on Application of Dielectric Resonator Antenna in Implantable Medical Devices</i>
Ano	2022
Autores	Sumer Singh Singhwai, Ladslau Matekovits, Ildiko Peter and Binod Kumar Kanaujia
Revista/Local	IEEE Access, DOI 10.1109/ACCESS.2022.3144664
Objetivo	Tem por finalidade identificar os principais desafios existentes e fornecer uma solução adequada para aplicações de implantes, utilizando antenas e buscando um desempenho superior devido às elevadas perdas de transmissão e profundidade variada dos implantes.
Desfecho	Nos modelos adotados o desempenho foi aceitável para a 'janela de profundidade' definida e a banda do sinal escolhida, com uma frequência central de 2,45 GHz. Além disso, foi realizada uma análise da Taxa de Absorção Específica (SAR) para limites aceitáveis de radiação e limites máximos permitidos, de acordo com os atuais limites internacionais definidos em normas.
Título	<i>An Effective Sandwiched Wireless Power Transfer System for Charging Implantable Cardiac Pacemaker</i>
Ano	2022
Autores	Chunhua Liu, Chaoqiang Jiang, Jingjing Song and K. T. Chau
Revista/Local	IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. 66, No. 5, DOI 10.1109/TIE.2018.2840522
Objetivo	Apresenta um sistema de transferência de energia sem fio (WPT), adotado para recarregar a bateria de um marcapasso cardíaco.
Desfecho	O sistema proposto demonstrou ser eficaz para a carga de dispositivos implantáveis, adotando a estrutura única de dupla emissão tanto para o transmissor quanto para o receptor. Como este sistema só foi verificado com os desempenhos na distância de transmissão fixa entre as duas bobinas transmissoras, trabalhos futuros devem incluir as variadas condições de distância de transmissão, onde deve haver uma boa capacidade de tolerância de posição e alta eficiência de transmissão.
Título	<i>An Improved Wireless Power Transfer System with Adaptive Technique for Implantable Biomedical Devices</i>
Ano	2013
Autores	Kyungmin Na, Heedon Jang, Sai Kiran Oruganti and Franklin Bien
Revista/Local	IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications.
Objetivo	Como os dispositivos implantados requerem certa forma de fornecimento de energia para seu correto funcionamento, visa minimizar a necessidade de substituição da bateria, avaliando a transferência de energia sem fio (WPT) como uma solução alternativa promissora para o fornecimento de energia aos dispositivos implantados medicamente.

Desfecho	O sistema WPT adaptativo proposto apresenta uma melhor eficiência em comparação com o WPT não adaptativo, em distâncias variando de 5mm a 15mm, sendo a eficiência mantida pelo sistema WPT adaptativo melhor.
Título	<i>Analysis of Inductive Power Link for Efficient Wireless Power Transfer</i>
Ano	2012
Autores	Y. X. Guo; R. Jegadeesan
Revista/Local	4th International High Speed Intelligent Communication Forum, Nanjing, China, DOI: 10.1109/HSIC.2012.6213010
Objetivo	Analisar e comparar as topologias ressonantes em série e em paralelo para a transferência de energia sem fio e determinar a frequência limite que as separa, visando obter a máxima eficiência de transferência de energia.
Desfecho	Apresenta os resultados sobre a eficiência da transferência de energia sem fio em duas topologias diferentes. Os experimentos foram realizados em bobinas empilhadas e separadas por uma distância de 10 mm, para duas cargas diferentes (50 ohms e 100 ohms), em frequências de 1 MHz a 7 MHz. Os resultados mostraram que a eficiência de transferência de energia foi calculada corretamente sendo ratificada pelos valores obtidos de forma experimentais.
Título	<i>Analysis of Efficiency According to the Design of Transmitter Coil for Wireless Power Transfer Implantable Medical Device</i>
Ano	2020
Autores	J. Kim, H. Kim, D. Kim, D. Jeong and S. Ahn
Revista/Local	IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC), Seoul, Korea (South), DOI: 10.1109/WPTC48563.2020.9295618
Objetivo	Analisar a impedância da bobina de transferência de energia sem fio (WPT) do dispositivo médico implantável (IMD) de acordo com a variação dos parâmetros de projeto da bobina transmissora (Tx). Foi definida uma resistência efetiva, incluindo a resistência de corrente alternada da bobina no ar, como a resistência de corrente parasita, a resistência do efeito de pele e a resistência adicional refletida pela perda de corrente parasita no meio condutor. Com base nisso, foi analisada a relação entre o fator de qualidade, resistência, indutância da bobina Tx e eficiência de transferência de energia (PTE).
Desfecho	Apresentou os resultados da simulação da resistência, indutância e coeficiente de acoplamento entre as bobinas Tx e Rx em relação às alterações no espaço entre cada volta da bobina Tx. Além disso, foi analisada a mudança na eficiência de transferência de energia (PTE) de acordo com as alterações nos parâmetros de design da bobina Tx. Foi confirmado que perdas adicionais devido à perda por correntes parasitas foram observadas em tecidos humanos com fraca condutividade, por meio da simulação de impedância da bobina e cálculo da eficiência de WPT.
Título	<i>Biosafety Considerations of a Capacitive Link for Wireless Power Transfer to Biomedical Implants</i>
Ano	2018
Autores	Reza Erfani, Fatemeh Marefat, and Pedram Mohseni
Revista/Local	IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), Cleveland, OH, USA, DOI: 10.1109/BIOCAS.2018.8584827
Objetivo	Apresenta o design, modelagem e caracterização de uma conexão capacitiva para transferência de energia sem fio (WPT) para implantes biomédicos. Investiga a faixa ideal de frequência de operação que maximiza a eficiência de transferência de energia e a energia entregue à carga, sob restrições de biossegurança impostas pela taxa de absorção específica e força do campo elétrico no tecido vivo.
Desfecho	Os resultados do estudo indicaram que a faixa de frequência ótima para maximizar a eficiência de transferência de potência e o poder entregue à carga está na faixa de 5-10 MHz no link capacitivo, atingindo níveis de potência entregue de cerca de 200 mW com uma eficiência de transferência de potência de 60-70%.

Título	<i>Biotelemetry and Wireless Powering of Biomedical Implants Using a Rectifier Integrated Self-Diplexing Implantable Antenna</i>
Ano	2021
Autores	Amjad Iqbal, Muath Al-Hasan, Ismail Ben Mabrouk, Abdul Basir, Mourad Nedil e Hyongsuk Yoo.
Revista/Local	IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 69, No. 7, DOI 10.1109/TMTT.2021.3065560
Objetivo	Este artigo propõe um sistema de transferência de energia sem fio eficiente e completo para implantes biomédicos multiuso.
Desfecho	Os resultados comprovam que o esquema proposto é adequado para biotelemetria e alimentação sem fio de implantes biomédicos.
Título	<i>Broadband Implantable Antenna for Wireless Power Transfer in Cardiac Pacemaker Applications</i>
Ano	2021
Autores	Mengfan Wang, Haixia Liu, Pei Zhang, Xuefang Zhang, Hong Yang, Guofei Zhou e Long Li.
Revista/Local	IEEE Journal of Electromagnetics, RF, and Microwaves in Medicine and Biology, Vol. 5, No. 1, DOI 10.1109/JERM.2020.2999205
Objetivo	Neste artigo, uma antena implantável miniaturizada com aumento de largura de banda é proposta para aplicação de marcapasso cardíaco na banda MICS e na banda ISM. Além disso, um novo sistema de transferência de energia sem fio (WPT) foi projetado, integrando-se a uma metasuperfície miniaturizada para aumentar a eficiência do WPT e prolongar a vida útil do dispositivo implantável.
Desfecho	Os resultados medidos e simulados estão em concordância, o que mostra que a antena proposta é adequada para ser aplicada em sistemas de transferência de energia sem fio.
Título	<i>Constrained Safety-Integrity Performance of Through-the-Arms UHF-RFID Transcutaneous Wireless Communication for the Control of Prostheses</i>
Ano	2019
Autores	Carolina Miozzi, Giovanni Saggio, Emanuele Gruppioni e Gaetano Marrocco.
Revista/Local	IEEE Journal of Radio Frequency Identification, Vol. 3, No. 4., DOI 10.1109/JRFID.2019.2921097
Objetivo	Este artigo explora a viabilidade de um link de telemetria através do braço, baseado na identificação de radiofrequência na banda UHF. O modelo proposto leva em conta a sensibilidade de potência dos dispositivos comerciais, as restrições impostas pelos regulamentos de exposição e pela integridade da comunicação.
Desfecho	Os resultados demonstram que o link transcutâneo pode, em alguns casos, ser limitado por restrições de integridade, mas pode ser corretamente estabelecido por meio de uma potência determinada.
Título	<i>Delivering remote monitoring data to patients with implantable cardioverter-defibrillators: Does medium matter?</i>
Ano	2018
Autores	Michael Mirro, Carly Daley, Shauna Wagner, Romisa Rohani Ghahari, Michelle Drouin PhD e Tammy Toscos.
Revista/Local	Wiley Pace, DOI: 10.1111/pace.13505
Objetivo	O estudo trata do impacto de fornecer, remotamente, aos pacientes seus dados de dispositivos implantáveis, uma vez que há a preocupação no tocante ao aumento da carga de trabalho clínico, já que, normalmente, os pacientes não recebem seus dados de CDI.
Desfecho	Fornecer aos pacientes seus dados de CDI (através de papel ou meios eletrônicos) pode ter o potencial de melhorar a satisfação do paciente e melhorar a tomada de decisões compartilhadas, sem afetar negativamente a carga de trabalho clínico.
Título	<i>Design and Characterization of 3-D Self-Folded Microantennas for Implantable Microdevices</i>

Ano	2020
Autores	P. Anacleto, H. Dinis, J. Fernandes e P. M. Mendes.
Revista/Local	IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 68, No. 3, DOI 10.1109/TAP.2019.2948741
Objetivo	Neste artigo, é apresentada uma microantena miniaturizada produzida com a técnica de autodobragem, bem como seus desafios de caracterização.
Desfecho	O padrão de radiação da antena foi obtido tanto experimentalmente quanto numericamente, os dois resultados foram comparados e confirmaram as expectativas de transmissão.
Título	<i>Design of an Integrated Resonant Structure for Wireless Power Transfer and Data Telemetry</i>
Ano	2013
Autores	Alexander Khripkov, Wonbin Hong and Konstantin Pavlov
Revista/Local	IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications
Objetivo	Avalia a integração de dispositivos ressonantes aplicados a um sistema de energia sem fio, com a otimização do circuito correspondente. Efetua testes em ambiente que imita as propriedades elétricas dos tecidos do corpo humano.
Desfecho	A transferência de energia tem eficiência de 30% a 20mm de distância com um alto ganho na antena, os dados foram confirmados através de simulações e medidas.
Título	<i>Determination of Device Function in Implantable Cardioverter Defibrillator with Wireless Telemetry after complete failure of interrogation capabilities</i>
Ano	2012
Autores	Raman L. Mitra, Jason Schroff and Patricia Gasper
Revista/Local	Heart Rhythm, Vol 9, No 5, PO2-183
Objetivo	O uso de telemetria na leitura e programação de dispositivos implantáveis é baseada em radiofrequência e as falhas associadas ao método aplicado podem resultar na incapacidade de comunicação e avaliação do funcionamento.
Desfecho	Falhas completas da comunicação sem fio ocorrerem com danos isolados da antena de telemetria sem fio. Isto não afeta a funcionalidade do método de comunicação, apenas do seu acoplamento.
Título	<i>Development of ECG Monitoring System and Implantable Device with Wireless Charging</i>
Ano	2019
Autores	Jae-Ho Lee and Dong-Wook Seo
Revista/Local	Micromachines (MDPI), DOI 10.3390/mi10010038
Objetivo	Desenvolve um sistema de monitoramento de eletrocardiograma implantável, com a adoção da tecnologia de carregamento sem fio, eliminando o uso de fios metálicos e cirurgia repetitiva para substituir o dispositivo implantável.
Desfecho	A tecnologia de carga sem fio proposta demonstrou, experimentalmente, uma eficiência de transferência de energia sem fio de aproximadamente 30%, sendo suficiente para carregar o dispositivo implantado uma vez por mês.
Título	<i>Implantable Device to Monitor Cardiac Activity with Sternal Wires</i>
Ano	2014
Autores	Anand Ganapathy, Aaron Palmer, Angie Burrer, Matthew Bersi, Javier Garza e Mehdi Razavi.
Revista/Local	PACE 2014; 37:1630–1640
Objetivo	Os autores criaram um dispositivo implantável que usa fios esternais, que são utilizados para fechar a cavidade torácica e facilitar a cicatrização após esternotomia mediana, como sensores para monitorar a atividade elétrica cardíaca e testaram sua utilidade na coleta de dados de ECG in vivo.
Desfecho	Os autores afirmam que os resultados iniciais mostraram que o novo dispositivo pode usar fios esternais como eletrodos in vivo para monitorar a atividade elétrica

	cardíaca e capturar com segurança os sinais fisiológicos após a colocação cirúrgica.
Título	<i>Leadless Cardiac Pacemaker Implantation After Lead Extraction in Patients With Severe Device Infection</i>
Ano	2016
Autores	Alexander Kypta, Hermann Blessberger, Juergen Kammler, Thomas Lambert, Michael Lichtenauer, Walter Brandstaetter, Michael Gabriel e Clemens Steinwender.
Revista/Local	J Cardiovasc Electrophysiol, Vol. 27, pp. 1067-1071
Objetivo	A terapia convencional com marcapasso é limitada por complicações de curto e longo prazo, principalmente infecção do dispositivo. O então trabalho avaliou um novo procedimento em pacientes dependentes de marcapasso, com infecção grave do dispositivo, que extraía o eletrodo e realizava o implante de um sistema de estimulação transcatereter.
Desfecho	De acordo com o trabalho, o implante do sistema de estimulação transcatereter foi seguro e viável e não resultou em reinfecção, mesmo se implantado antes da remoção do sistema de marcapasso infectado dentro do mesmo procedimento. Portanto, o implante do mesmo pode ser uma opção para pacientes com infecção grave do dispositivo, principalmente naqueles com acesso venoso bloqueado ou dependentes de marcapasso.
Título	<i>Magnetolectric Bio-Implants Powered and Programmed by a Single Transmitter for Coordinated Multisite Stimulation</i>
Ano	2022
Autores	Zhanghao Yu, Joshua C. Chen, Yan He, Fatima T. Alrashdan, Benjamin W. Avants, Amanda Singer, Jacob T. Robinson e Kaiyuan Yang.
Revista/Local	IEEE Journal of Solid-State Circuits, Vol. 57, No. 3, DOI 10.1109/JSSC.2021.3129993
Objetivo	Este artigo apresenta uma plataforma de hardware incluindo implantes estimulantes alimentados sem fio e controlados por um transmissor compartilhado para estimulação coordenada de vários locais sem fio. No sistema proposto, um efeito eletromagnético de alavancagem de link sem fio é co-projetado com um sistema <i>onchip</i> robusto e eficiente para permitir uma operação confiável e programação individual de cada implante.
Desfecho	Apresenta uma prova de conceito onde múltiplos implantes são alimentados e controlados por um único transmissor, sendo mais flexível o estímulo eletromagnético, permitindo uma sincronização mais fácil, uma maior eficiência energética e melhor escalabilidade. Avalia sob a ótica de restrições de tamanho, baixa sensibilidade ao desalinhamento e baixa absorção de tecido no fornecimento de energia. A robustez do projeto permite que os implantes operem de forma confiável com uma mudança de amplitude no transmissor.
Título	<i>Maximum Wireless Power Transfer to the Implantable Device in the Radiative Near Field</i>
Ano	2017
Autores	Zhenzhong Chen, Hucheng Sun e Wen Geyi.
Revista/Local	IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, Vol. 16, DOI 10.1109/LAWP.2017.2677739
Objetivo	Apresenta um sistema de transmissão de energia sem fio (WPT) com eficiência de transmissão de energia aprimorada (PTE) para alimentar dispositivos implantáveis no campo próximo.
Desfecho	Comparado a um sistema WPT de referência do mesmo tamanho com distribuição de excitação uniforme, o novo sistema WPT oferece PTE muito mais alto e pode ser prontamente implantado para alimentar dispositivos implantáveis.
Título	<i>NFC-Powered Implantable Device for On-Body Parameters Monitoring With Secure Data Exchange Link to a Medical Blockchain Type of Network</i>
Ano	2021

Autores	Bruno M. G. Rosa, Salzitsa Anastasova e Guang Z. Yang.
Revista/Local	IEEE Transactions on Cybernetics, DOI 10.1109/TCYB.2021.3088711
Objetivo	Os autores apresentam um dispositivo implantável de formato pequeno e sem bateria, com canais de aquisição para registros de biopotencial, oximetria de pulso arterial e temperatura, adequado para registros cardiovasculares, neuronais e avaliação de parâmetros endócrinos. O dispositivo proposto é alimentado pela interface de comunicação de campo próximo (NFC) com um telefone celular externo, com consumo de energia de 0,9 mW e atingindo a operação plena para distâncias próximas a 1cm sob a pele.
Desfecho	A capacidade de captação de energia derivada de fontes NFC pode limitar a implantação do dispositivo ao nível do tecido subcutâneo; no entanto, isso cobre uma grande parte do corpo onde os sinais originados internamente podem eventualmente se propagar para serem detectados externamente.
Título	<i>Orientation-Insensitive Multi-Antenna Reader for Wireless Biomedical Applications</i>
Ano	2021
Autores	Nilan Udayanga, Yubin Lin e Manuel Monge.
Revista/Local	IEEE Biomed Circuits Syst Conf, DOI 10.1109/biocas49922.2021.9644998
Objetivo	Este artigo apresenta um sistema de leitor externo multi-antena que permite comunicação insensível à orientação com dispositivos médicos implantáveis para aplicações biomédicas sem fio.
Desfecho	Demonstra uma plataforma de comunicação insensível à orientação para a comunicação sem fio em aplicações biomédicas. As orientações e os posicionamentos de cada antena do conjunto foram determinados pela análise dos campos magnéticos próximos do campo da antena de laço. Com base em simulações eletromagnéticas, foram alcançados bons resultados na geração de energia útil.
Título	<i>Review of Near-Field Wireless Power and Communication for Biomedical Applications</i>
Ano	2017
Autores	Han-Joon Kim, Hiroshi Hirayama, Sanghoek Kim, Ki Jin Han, Rui Zhang e Ji-Woong Choi.
Revista/Local	IEEE Access, DOI 10.1109/ACCESS.2017.2757267
Objetivo	Apresenta uma revisão abrangente da transferência de energia sem fio magnética de campo próximo e tecnologias de comunicação em uma variedade de aplicações, desde sistemas gerais de espaço livre até dispositivos biomédicos implantáveis.
Desfecho	Aponta que dispositivos biomédicos implantáveis são fortes candidatos ao uso de sistemas sem fio de campos próximos devido às vantagens de usar tecnologias magnéticas aplicadas a equipamentos dentro do corpo. Aspectos explorados: alcance de transmissão, desalinhamento e capacidade limitada dos canais. Concluiu-se que os fatores primários precisam ser levados em conta para a otimização do desempenho.
Título	<i>Transcutaneous Energy Transmission System for a Totally Implantable Artificial Heart Using a Two-Wire Archimedean Spiral Coil</i>
Ano	2021
Autores	T. Okinaga, T. Yamamoto and K. Koshiji
Revista/Local	43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), Mexico, DOI: 10.1109/EMBC46164.2021.9630900
Objetivo	Propõe um sistema de transferência de energia transcutânea para um coração artificial totalmente implantável. Os resultados indicaram que a eficiência de transmissão de energia, incluindo a do circuito de recebimento de energia, foi aumentada, mesmo com a redução do número de componentes no circuito receptor.
Desfecho	Foi demonstrado que a bobina proposta pode ser fabricada tão fina quanto uma bobina espiral típica. As medições mostraram que a bobina proposta é capaz de

	uma transmissão de energia com eficiência superior a 77% para uma faixa de resistências de carga consideradas para uso.
Título	<i>Ultracompact Implantable Design With Integrated Wireless Power Transfer and RF Transmission Capabilities</i>
Ano	2018
Autores	Guilin Sun, Badar Muneer, Ying Li e Qi Zhu.
Revista/Local	IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, Vol. 12, No. 2, DOI 10.1109/TBCAS.2017.2787649
Objetivo	Este artigo apresenta um projeto ultracompacto de dispositivos biomédicos implantáveis com recursos integrados de transferência de energia sem fio e transmissão de radiofrequência para aplicações médicas implantáveis.
Desfecho	Os resultados experimentais mostram que o sistema transmite energia sem fio com uma eficiência de transferência de energia de 47,2% além de irradiar, simultaneamente, um sinal de controle com alta impedância e ganho, garantindo boa sensibilidade, confirmada em experimentos e simulações.
Título	<i>Wireless Power Transfer and Telemetry for Implantable Bioelectronics</i>
Ano	2021
Autores	Seungwon Yoo, Jonghun Lee, Hyunwoo Joo, Sung-Hyuk Sunwoo, Sanghoek Kim e Dae-Hyeong Kim.
Revista/Local	Advanced Healthcare Materials, DOI: 10.1002/adhm.202100614
Objetivo	Este trabalho elucida os recentes avanços na transferência de energia baseada em radiofrequência e telemetria para bioeletrônica implantável.
Desfecho	Conclui que não há nenhum método de transferência de energia sem fio que é exclusivamente superior para a bioeletrônica implantável. Aponta que a modalidade ideal para a interface sem fio pode diferir dependendo de exigências específicas de cada aplicação e da capacidade dos dispositivos médicos existentes.
Título	<i>Wireless Power Transfer System Design for Biomedical Implants at 2.45 GHz</i>
Ano	2019
Autores	Tarakeswar Shaw and Debasis Mitra
Revista/Local	Department of Electronics and Telecommunication Engineering, Indian Institute of Engineering Science and Technology. Shibpur, Howrah – India
Objetivo	Projeto de um sistema de transferência de energia sem fio para carregar dispositivos biomédicos implantáveis na região do campo distante da antena.
Desfecho	O sistema proposto opera na indústria científica e médica, com frequência de 2,45GHz. O resultado medido apresentou boa condição de carga em campos distantes, com 1.2mW de geração, aplicado em ambiente que simula a pele humana.
Título	<i>Wireless Power Transfer for Medical Implants</i>
Ano	2019
Autores	Khem Narayan Poudel, Madhav Pant
Revista/Local	Radio Science Meeting (Joint with AP-S Symposium), Atlanta, GA, USA, DOI: 10.1109/USNC-URSI.2019.8861793.
Objetivo	Apresentar métodos modernos de transferência de energia sem fio no design de implantes médicos que podem superar os implantes operados por bateria tradicionais. Aponta vantagens da transferência de energia indutiva de campo distante e como modelar os implantes dentro do corpo humano. Também são mencionados softwares utilizados para combinar a impedância da fonte e da carga, calcular a voltagem utilizada pelo implante e modelar o implante em um ambiente real.
Desfecho	A análise do sistema de implante acionado por antena dipolo envolvida por uma camada cerâmica colocada dentro de um cilindro projetado com características da pele e do osso humano usando o ANSYS HFSS e a realização de experimentos de simulação para verificar os critérios ICNIRP para características humanas

	equivalentes, apontam que a aplicação em implantes permitirá tecnologias futuras de transferência de energia sem fio integráveis e eficientes.
Título	<i>Wireless Power Transfer System Design in Reactive Near-Field for Implantable Devices</i>
Ano	2020
Autores	T. Shaw, B. Mandal, D. Mitra and R. Augustine
Revista/Local	14th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), Copenhagen, Denmark, DOI: 10.23919/EuCAP48036.2020.9135790
Objetivo	Apresentar um projeto de sistema de transferência de energia sem fio (WPT) para carregar dispositivos bio-implantáveis na região de campo próximo reativo da antena. O sistema proposto foi projetado para operar na faixa industrial, científica e médica (ISM) de 2,40 a 2,48 GHz. Para refletir o cenário de aplicação da vida real, a análise da taxa de absorção específica (SAR) e do desalinhamento entre as antenas foi criado um protótipo usando um gel que imita a pele.
Desfecho	O sistema proposto possui uma eficiência elevada de 1,8% devido ao forte acoplamento mútuo entre a antena Tx e a antena Rx implantada no campo próximo resistivo; a análise SAR e de desalinhamento confirma sua aplicabilidade prática; houve boa concordância entre os resultados simulados e medidos.
Título	<i>Wireless Power Transfer Using Resonance Coupling Method for Implantable Applications</i>
Ano	2018
Autores	J. Wang, M. Leach, E. G. Lim, Z. Wang and Y. Huang
Revista/Local	IEEE International Symposium on Antennas and Propagation & USNC/URSI National Radio Science Meeting, Boston, MA, USA, DOI: 10.1109/APUSNCURSINRSM.2018.8609288
Objetivo	Apresentar um sistema pequeno de transferência de energia sem fio (WPT) que seja capaz de fornecer uma alta eficiência de transferência de energia usando o método de acoplamento por ressonância para aplicações implantáveis. São apresentadas as topologias de circuitos ressonantes utilizadas no transmissor e receptor. Os efeitos da variação da distância de transferência de energia e da impedância de carga no desempenho do sistema são inspecionados por meio de simulação de software.
Desfecho	Os resultados apresentados que a impedância de carga foi otimizada até 1 k Ω , o que maximiza a potência de saída em uma eficiência de transferência de energia de 85,66% em 403 MHz para uma distância de 5 mm. Embora a WPT baseada em acoplamento de ressonância tenha mostrado ser uma solução promissora com eficiência de transferência de energia relativamente alta as distâncias maiores reduzem significativamente a eficiência de transferência de energia.

Os conceitos e ideias abordadas possibilitaram o desenvolvimento desta pesquisa no tocante ao processo de recarga, através do método adotado, dando subsídios para a busca de dados e resultados mais direcionados ao objetivo em tela, auxiliando ainda na contextualização das informações apresentadas, bem como no desenvolvimento técnico em busca de resultados confiáveis.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

À medida que a evolução da civilização se torna acentuada no meio médico, os pacientes buscam autonomia na saúde, onde existe uma demanda crescente por informações sobre os corpos e formas de entender a saúde. Os DMI's poderiam ter um papel relevante no tocante ao monitoramento de informações relativas à taxa diária de substâncias, ritmo e fluxo sanguíneo ou de níveis de oxigênio, dados esses que seriam coletados, armazenados e analisados pelos próprios pacientes, e seus médicos monitorariam os efeitos imediatos de medicamentos ou de enfermidades ao longo do tempo, permitindo *check-ups* e imagens remotas além da recepção de avisos e/ou alarmes quando ocorressem mudanças, potencialmente economizando custos de deslocamentos e consultas (WARD *et al.*, 2013, p. 247).

Com base nestas possibilidades e nos objetivos em tela, buscar-se-á a fundamentação desta pesquisa em:

1. Definir a geometria do implante, onde serão elencados os seus parâmetros, visando a replicação no ambiente de simulação;
2. Apresentar a teoria matemática, aplicada pelo *software* de simulação, na geração dos ambientes próximos às situações reais de aplicação;
3. Definição dos parâmetros a serem utilizados nas simulações dos possíveis cenários;
4. A adoção das regras definidas por órgãos de controle visando a segurança do paciente, e;
5. A busca de padrões necessários para comprovar a possibilidade de recarga de um dispositivo implantado pelo método escolhido.

2.1 DISPOSITIVOS IMPLANTÁVEIS

A definição de implante engloba dispositivos que sejam capazes de realizar tarefas específicas no interior do corpo humano e podem ser divididos em cinco categorias (SILVA, 2012, pp. 26-27):

- Destinados à reabilitação;
- Voltados para tratamentos;
- De diagnóstico;

- Identificação, e;
- Medição de parâmetros fisiológicos.

Os DMI's avaliados nesta pesquisa são os implantados no método subcutâneo ou subpeitoral, conforme ilustrado na Figura 2.1, os quais normalmente são do tipo Cardioversor Desfibrilador Implantável (CDI), voltados para tratamentos como estimulação e ressinchronização cardíaca, indicados para cardioversão ou desfibrilação do coração em respostas às enfermidades de taquicardia ou fibrilação ventricular (NUNES *et al.*, 2014, p. 2), dentre outras.

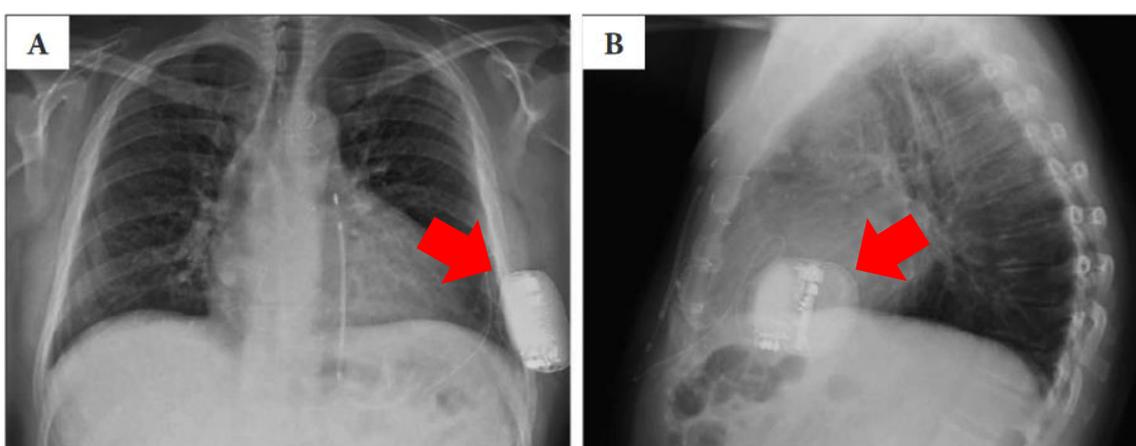


Figura 2.1 – Posicionamento subcutâneo de um CDI em um paciente.
 Fonte: Adaptação (NUNES *et al.*, 2014).

Estes dispositivos são, por várias vezes, de uma importância vital ao paciente e tem aumentado consideravelmente nos últimos anos, como apontado pelo Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial (DECA) da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular (SBCCV), informando que cerca de 50 mil implantes são realizados por ano (DIA..., 2021, p. 1).

Isto posto, ressalta-se a importância ora aplicada aos DMI's, os quais, muitas vezes, são primordiais para a manutenção da vida dos pacientes, que elencaram em suas dúvidas a questão do “tempo de duração do aparelho”, nesse caso da bateria, como sendo a preocupação de pouco mais de 45% dos mesmos, conforme Figura 2.2, ocupando a 11ª posição de 29 assuntos elencados em pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (VIANNA *et al.*, 2014, p. 30).

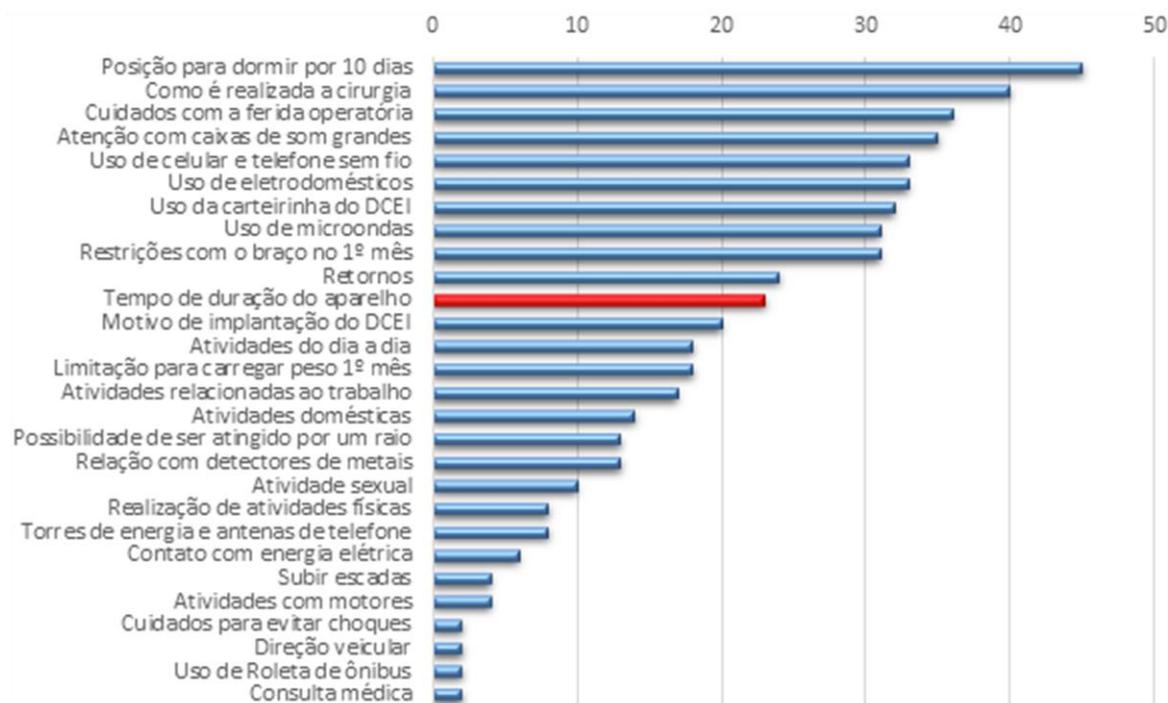


Figura 2.2 – Dúvidas de pacientes relativas ao uso de DMI, por assunto.
 Fonte: Adaptação (VIANNA *et al.*, 2014).

Na vanguarda das pesquisas em relação aos DMI's podemos citar a utilização da nano e microeletrônica no desenvolvimento dos mesmos, além do uso de materiais que reduzam reações adversas no encapsulamento (KYPTA M.D. *et al.*, 2016, v. 27, pp. 1067-1068).

No tocante à alimentação, o uso de baterias ainda é o mais efetivo (SILVA, 2012, p. 4) trazendo maior conforto para o paciente, contudo a substituição das mesmas ainda é um processo invasivo e incômodo. Estudos recentes apontam que os usuários de DMI's sentem medo devido à dependência do dispositivo responsável pela manutenção de suas vidas e se angustiam ao pensar que, em caso de falha, será necessário um atendimento emergencial (S. GONÇALO, 2018, p. 28). Outro item a ser levado em consideração é a infecção percebida em alguns pacientes, que pode levar uma semana ou mais para uma total recuperação, comprometendo a qualidade de vida dos mesmos (KYPTA M.D. *et al.*, 2016, pp. 1-5).

2.2 TEORIA MATEMÁTICA

Para a análise do método de WPT no simulador, são usadas as equações de Maxwell (Equações 2.1, 2.2, 2.3 e 2.4), um grupo de equações diferenciais que descrevem como agem as cargas e correntes elétricas nos campos elétrico e magnético, respectivamente, em relação à

variação do tempo (BAIKOVA *et al.*, 2017, p. 3). Formam a base do eletromagnetismo conhecido como clássico, quando aplicadas em conjunto com a lei de força de Lorentz (EDWARDS; STEER, 2016, p. 108). São elas (PASSOS *et al.*, 2019, p. 5):

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad \text{Lei de Faraday} \quad (2.1)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad \text{Lei de Ampère-Maxwell} \quad (2.2)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = p_v \quad \text{Lei de Gauss para campos elétricos} \quad (2.3)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad \text{Lei de Gauss para campos magnéticos} \quad (2.4)$$

2.2.1 Leis Básicas

Algumas equações foram na verdade revisadas por Maxwell, tendo sido postuladas por outros físicos, tais como Carl Friedrich Gauss (1777 - 1855) e Michael Faraday (1791-1867).

Nestas equações existem as seguintes grandezas:

- Campo elétrico (\vec{E});
- Campo magnético (\vec{H});
- Indução magnética (\vec{B});
- Indução elétrica (\vec{D});
- Densidade superficial da corrente (\vec{J});
- Densidade volumétrica da carga (p_v).

Também podemos verificar os seguintes operadores:

- Derivada parcial (∂);
- Divergente ($\nabla \cdot$), e;
- Rotacional ($\vec{\nabla} \times$).

A equação 2.1 descreve que a variação do campo elétrico é equivalente ao inverso da variação da indução magnética em relação ao tempo, em outras palavras, como o campo magnético variável induz um campo elétrico. Já a equação 2.2 se refere como a variação do campo magnético pode ser dependente da corrente e da variação da indução elétrica. No caso da equação 2.3, é explicitada a densidade da carga elétrica com base nas linhas de fluxo elétrico induzido. Por último, a equação 2.4 comprova que não há como identificar os polos magnéticos,

porque o fluxo é sempre em circuito fechado, não se propagando da origem (PASSOS *et al.*, 2019, p. 6).

Para a aplicação do acoplamento indutivo deve-se levar em conta, além da base matemática elementar, a perda intrínseca de cada antena, devido ao material e às condições de condutividade do mesmo, bem como pela sua frequência de ressonância natural, definido um fator de qualidade (Q) relativo à capacidade do dispositivo em transmitir a energia induzida (YOO *et al.*, 2021, p. 5), calculado pela Equação 2.5, onde temos o produto da frequência de ressonância (ω_0) pela indutância do circuito (L), divididos pela resistência associada (R_s) (SHADID, 2018, P. 31):

$$Q = \frac{\omega_0 L}{R_s} \quad (2.5)$$

Outra fórmula a ser considerada, Equação 2.6, é a que trata da intensidade da radiação (U) definindo o diferencial (d) da potência média irradiada (P_{rad}) pela antena ($d\theta$) (PASSOS *et al.*, 2019, p. 11):

$$U = \frac{dP_{rad}}{d\theta} \quad (2.6)$$

No tocante a análise de segurança a SAR, que representa o quanto um tecido ou material absorve de energia, pode ser calculada utilizando a Equação 2.7, sendo σ a condutividade, ρ a densidade e E a potência do campo elétrico, todos em relação ao tecido, (SHADID, 2018, p. 102) a seguir:

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} E^2 \quad (2.7)$$

Existem outros fatores a serem considerados no desenvolvimento de sistemas WPT, como é o caso da Eficiência de Transferência de Energia (PTE), que pode ser reduzida devido ao aumento da distância ou ao desalinhamento, lateral ou angular, entre o transmissor e o receptor. Existe, ainda, a questão da radiação eletromagnética e das interferências geradas pelo sistema que podem levar a preocupações de segurança. Desta forma, a PTE pode ser considerada a especificação mais importante para um sistema de carregamento sem fio. Na maioria dos casos, a eficiência de um sistema WPT têm relação inversa ao quadrado da distância de transferência, conforme mostrado na Equação 2.8 (MOLEFI; MARKUS; ABU-MAHFOUZ, 2019, p. 106).

$$\frac{1}{d^2} \propto PTE \quad (2.8)$$

O sistema de simulação escolhido, HFSS®, aplica outro método para análise da PTE, baseado no método dos Parâmetros S (*S-parameters*, do inglês *Scattering parameters*), relativos à dispersão de um sinal transmitido entre duas antenas, os quais fornecem um meio de medir, descrever e caracterizar elementos de um circuito, quando não há a possibilidade de prever o mesmo comportamento, com o nível de precisão desejado existente em modelos equivalentes de circuitos discretos tradicionais (POZAR, 2011, p. 185). Aplicando este método, o simulador calcula S₂₁, relativo à potência transmitida; S₁₁ e S₂₂, que representam a energia refletida (perdas) no Tx e no Rx, respectivamente, resultando nas análises das tensões.

A Equação 2.9 evidencia o cálculo do HFSS® quanto à PTE (HA-VAN *et al.*, 2021, p. 3), efetuando o produto dos três fatores, considerando a energia transmitida e as perdas nas antenas, em percentual.

$$PTE (\%) = |S_{21}|^2 (1 - |S_{11}|^2) (1 - |S_{22}|^2) \times 100 \quad (2.9)$$

2.3 GEOMETRIA DAS ANTENAS

O cálculo das antenas, ou dos indutores, leva em consideração a limitação de tamanho dos dispositivos e a área onde o DMI estará instalado. Nesse caso, sendo sua localização subcutânea, por exemplo, haverá uma redução da distância entre as antenas bem como limitará a apenas um elemento biológico como barreira entre elas, facilitando a aplicação da WPT. Partindo desses princípios, o uso de antenas no formato planar, apresenta-se como o ideal, pois além de atender ao exposto, possibilita um maior fator de acoplamento entre os indutores, boa precisão e relativa facilidade para o seu cálculo por expressões analíticas e construção em ambientes de simulação (SILVA, 2012, p. 42).

No tocante ao formato de construção da antena, será utilizada a espiral circular, Figura 2.3, devido a algumas características presentes no condutor real, onde à medida que se aumenta a frequência também se aumenta a indutância e que, em determinadas frequências de operação, ocorrem fenômenos de ressonância que alteram o comportamento do indutor apresentando características capacitivas (SILVA, 2012, p. 43). O uso dessa geometria também beneficia o fator de qualidade (Q) entre a emissão e a recepção do sinal, parâmetro altamente desejado quando se trata de transmissão de fluxo magnético. Possibilita ainda, de forma simples, bastando aumentar o número de espirais e a quantidade de camadas, a melhoria de emissão em relação à distância entre as antenas (ANWAR *et al.*, 2022, v. 69, p. 3078).

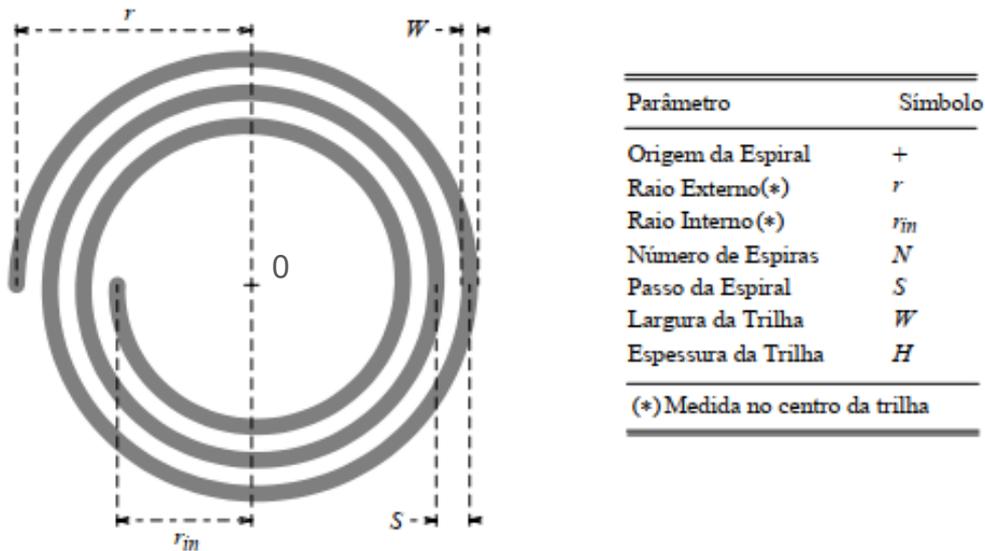


Figura 2.3 – Antena planar espiral circular e seus parâmetros geométricos.
Fonte: (SILVA, 2012).

Outra característica que levou à escolha desse formato de antena é a facilidade para se estimar o valor da indutância o que é, no caso de outros padrões diversos, tais como quadrada, hexagonal, etc., é mais complexo, podendo causar erros na obtenção de valores maiores do coeficiente de acoplamento desejado (SILVA, 2012, p. 43-44). Esse é o principal foco no desenho da antena: reduzir ao máximo o efeito de acoplamento entre as antenas (SHADID, 2018, p. 39), haja vista que o posicionamento de um dispositivo externo a um paciente demanda ajustes que podem vir a desalinhar o posicionamento das antenas, interrompendo a transferência da energia.

A partir de análises utilizando o *Software High-Frequency Structure Simulator (HFSS®)* da Empresa ANSYS foi possível definir os parâmetros ideais para a construção das antenas, conforme Tabela 2.1 a seguir.

Tabela 2.1 – Parâmetros iniciais para a construção das antenas.

	<i>Antena Externa</i>	<i>Antena Interna</i>
<i>Raio Interno (r_{in})</i>	21 a 30mm	10,5 a 14mm
<i>Largura da Trilha (W)</i>	1,6mm	300 μ m
<i>Passo da Espiral (S)</i>	0mm	0mm
<i>Incremento por volta (no r_{in})</i>	3mm	800 μ m
<i>Coefficiente de Reflexão (Γ)</i>	-11,69dB	
<i>Ganho (G)</i>	5,93dBi	

Fonte: Adaptação (SHADID, 2018).

Para uma comparação física a Figura 2.4 apresenta o tamanho das antenas em relação a um cartão de crédito tradicional.

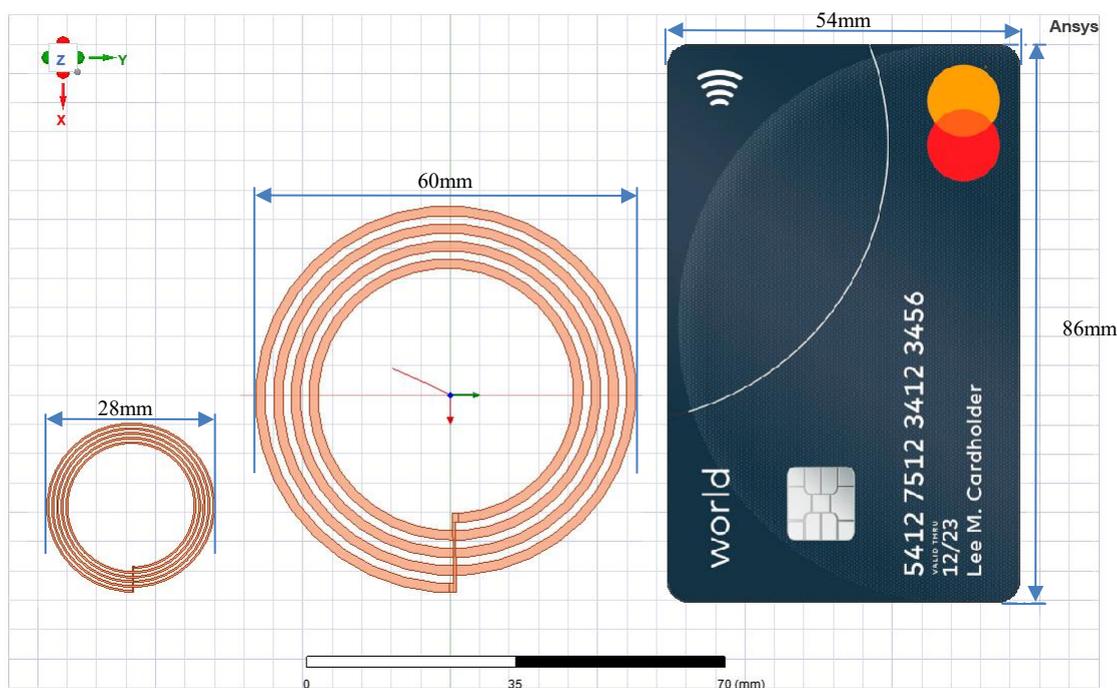


Figura 2.4 – Antenas Interna e Externa comparadas a um Cartão de Crédito.

Os outros parâmetros apontados na Figura 2.3 foram determinados utilizando uma ferramenta do Software de simulação que faz os cálculos com base naqueles definidos na Tabela 2.1, efetuando uma otimização nos resultados para que a simulação seja mais efetiva (SHADID, 2018, p. 39-40).

Nogueira (2020, p. 14) aponta que o uso destas antenas, além de atender às especificações necessárias ao projeto, permite a utilização de diferentes formas de alimentação, facilitando os projetos e a fabricação de circuitos de casamento de impedâncias. Por outro lado, na maioria dos projetos com o foco na WPT, o casamento da impedância entre as antenas adota como base de cálculo o teorema da máxima transferência de potência (TOLEDO, 2015, p. 38).

Na presente pesquisa, em relação aos dados elencados para a simulação, várias foram as fontes consultadas. A principal, do autor Shadid (2018), aponta a maior parte dos parâmetros adotados, os quais constam no tópico 3.4, tais como medidas das antenas, frequência de operação e distâncias de aplicação. Contudo, no tocante à impedância das antenas, o referido autor apenas afirma que para uma máxima Eficiência da Energia Transferida (PTE, do inglês *Power Transfer Efficiency*), as impedâncias não podem exceder 50% da maior frequência

utilizada na operação, definindo como limiar inicial 10MHz, concluindo que tal fato aumentaria as perdas no processo (SHADID, 2018, p. 13).

Simulações utilizando a frequência de 915MHz resultaram uma PTE acima de 75%, Figura 2.5, utilizando uma impedância de 10KΩ na antenna da carga (IQBAL *et al.*, 2022, v. 12, pp. 4-6). Para efeito da presente simulação, caso em que existe a necessidade de transferência da potência máxima da fonte para a carga, as impedâncias serão iguais ao valor padrão adotado para antenas de cobre estipulado em 50Ω.

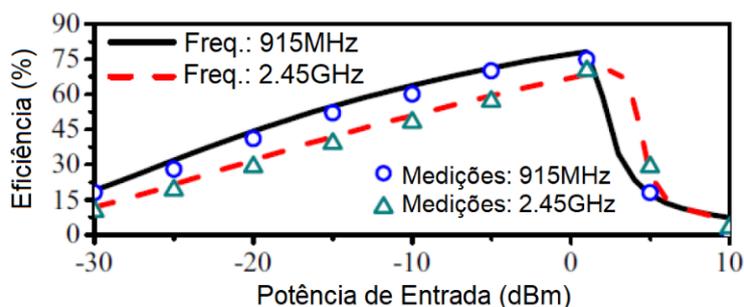


Figura 2.5 – Comparação entre a PTE nas frequências de 915MHz e 2.45GHz.
Fonte: Adaptação (IQBAL *et al.*, 2022).

Iqbal *et al.* (2022), apresenta ainda em suas simulações, comparações utilizando outras potências de entrada, variando entre -30dBm e 10dBm, ainda nas frequências 915MHz e 2.45GHz, Figura 2.6 (a) e (b) respectivamente, chegando à conclusão que, a uma potência de entrada de 1dBm a PTE para cada frequência foi de 77,2% e 67,04% respectivamente.

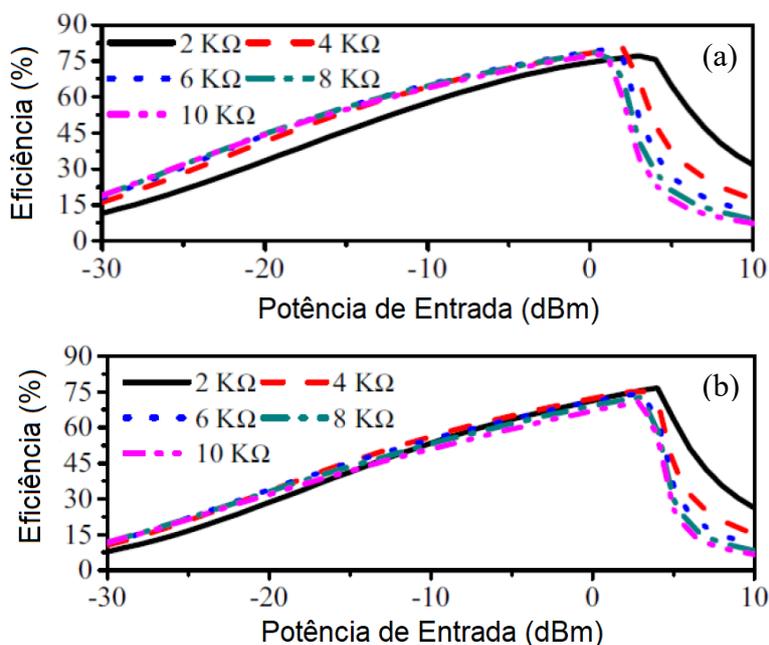


Figura 2.6 – PTE nas frequências de 915MHz e 2.45GHz em várias impedâncias de carga.
Fonte: Adaptação (IQBAL *et al.*, 2022).

2.4 TECNOLOGIAS EXISTENTES

No tocante ao uso das tecnologias WPT para DMI's, temos avanços principalmente na telemetria, utilizando RF, para interrogação e programação dos dispositivos (SUN *et al.*, 2013, pp. 146-147). Os métodos adotados, apresentados na Figura 2.7, levam em consideração as potências transmitidas e recebidas, ambas na casa de nano Watts (nW) e micro Watts (μ W), geradas pelo indutor externo e colhidas pelo dispositivo implantado, consideradas muito baixas, contudo, suficientes para garantir um processo estável na detecção e transmissão de dados entre os equipamentos (OLIVEIRA; PIZO, 2022, p. 74).

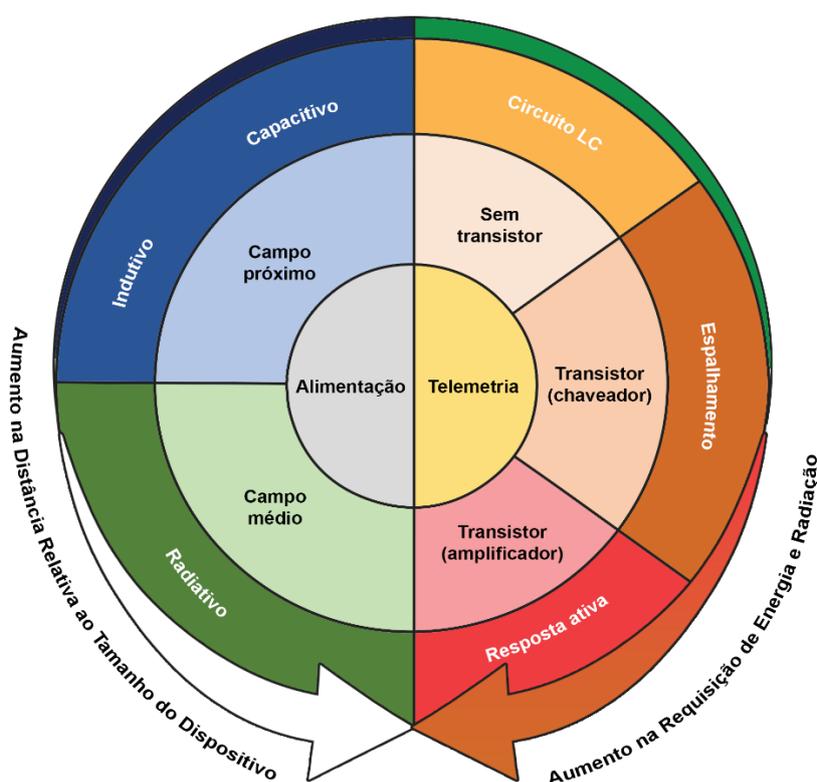


Figura 2.7 – Métodos de transmissão de energia e dados sem fio.
Fonte: Adaptação (YOO *et al.*, 2021).

O espaço ao redor de uma irradiação eletromagnética é dividido em três regiões, dependentes de características relativas às configurações dos campos elétrico e magnético naquelas.

- Campos próximos reativos;
- Campos próximos radiantes, e;
- Campos distantes.

Nesta pesquisa será abordado apenas o método de Transferência de Energia por Campo Próximo (NFT, do inglês *Near Field Transfer*), haja vista que o mesmo não emite radiação que viole a segurança de acordo com as regulamentações de exposição às micro-ondas estabelecidas nas normas atuais (OLIVEIRA; PIZO, 2022, pp. 76-77). Outra consideração necessária é o uso apenas do acoplamento Indutivo (IPT, do inglês *Inductive Power Transfer*), já que o modelo de acoplamento capacitivo (CPT, do inglês *Capacitive Power Transfer*) exige antenas relativamente grandes e tensões mais altas, na casa de centenas de volts, para operar (SILVA, 2012, p. 18), o que inviabiliza a criação dos dispositivos.

2.4.1 Transferência de energia por campo próximo

Neste método, a energia é transferida para o receptor acoplamento reativo entre as antenas Tx e Rx, geralmente em forma de bobinas, com dimensões comparáveis ou menores que a distância entre elas (YOO *et al.*, 2021, p. 3). Inicia-se no entorno da antena e termina a certa distância, a qual será considerada, matematicamente, mais à frente.

Na Tabela 2.2 é possível avaliar os parâmetros do método de Transferência de Energia por Acoplamento Indutivo (IPT) relativos à tecnologia de Transferência de Energia por Campo Próximo (NFT), no tocante à distância, frequência de operação, potência recebida e da Eficiência da Energia Transferida (PTE). Nota-se que os maiores valores relativos à eficiência na transferência de energia estão pouco acima de 60%, contudo na distância de 5mm utilizando a frequência de 1Mhz e um receptor de 300mm temos o maior percentual.

Tabela 2.2 – Parâmetros do modo IPT aplicado à tecnologia NFT.

<i>Tipo de WPT</i>	Dimensão do RX (mm²)	Distância (mm)	Frequência (MHz)	Potência Recebida (μW)	PTE (%)
<i>IPT</i>	0,25	8	915	235	0,047
	1	10	50	2.370	2,2
	1	12	200	224	0,56
	1	16	250	76	6,8
	1	16	60	1.300	2,4
	90	30	13	12.000	0,3
	121	50	13,56	N/A	0,03
	314	5	1	N/A	65,8
	314	20	13,56	N/A	17,5
	707	10	3,37	N/A	62,5

Fonte: Adaptação (SUN *et al.*, 2013).

2.4.2 Transferência de Energia por Acoplamento Indutivo

O conceito primário para sistemas que utilizam esse método é o mesmo utilizado em transformadores, que em suas configurações operam exclusivamente através de campos magnéticos, ou seja, campos próximos. Salienta-se que, em transformadores que operam com energia, existem núcleos ferromagnéticos que orientam e confinam as linhas de força do campo magnético, o que resulta em um alto coeficiente de acoplamento. Por outro lado, em transformadores de acoplamento indutivo, sem núcleo e sem um posicionamento fixo entre os indutores, o coeficiente de acoplamento é tipicamente menor que 0,5 mesmo que exista uma distância de separação típica (SILVA, 2012, p. 53).

No acoplamento indutivo, Figura 2.8, o comprimento de onda é maior que a distância entre as antenas, ou indutores, contudo as dimensões dos mesmos influenciam diretamente na eficiência da transferência de energia (YOO *et al.*, 2021, p. 18).

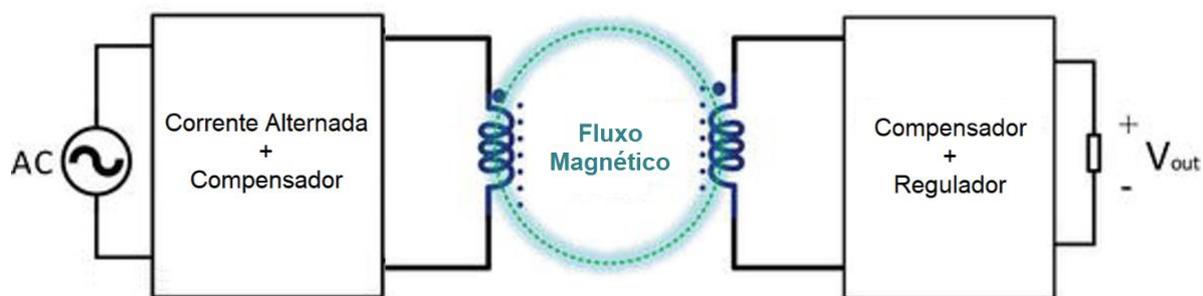


Figura 2.8 – Transferência de Energia por indutância.
Fonte: Adaptação (SUN *et al.*, 2013).

Desta forma, o processo de transferência de energia se dá através da conexão de uma fonte gerando um campo magnético variável em uma antena, ou bobina, primária (Tx), induzindo uma tensão em uma antena secundária (Rx), a qual alimenta a carga (SUN *et al.*, 2013, p. 126).

O Método de WPT baseado no acoplamento magnético ressonante já foi investigado com as frequências de 300KHz e 13,56MHz, com vistas à recarga das baterias de DMI's numérica e experimentalmente, validando o desalinhamento entre as antenas, Figura 2.9. Os resultados preliminares obtidos demonstraram que melhorias podem ser introduzidas reduzindo as perdas referentes aos efeitos causados pela pele e proximidade das antenas (CAMPI *et al.*, 2016, pp. 640-641).

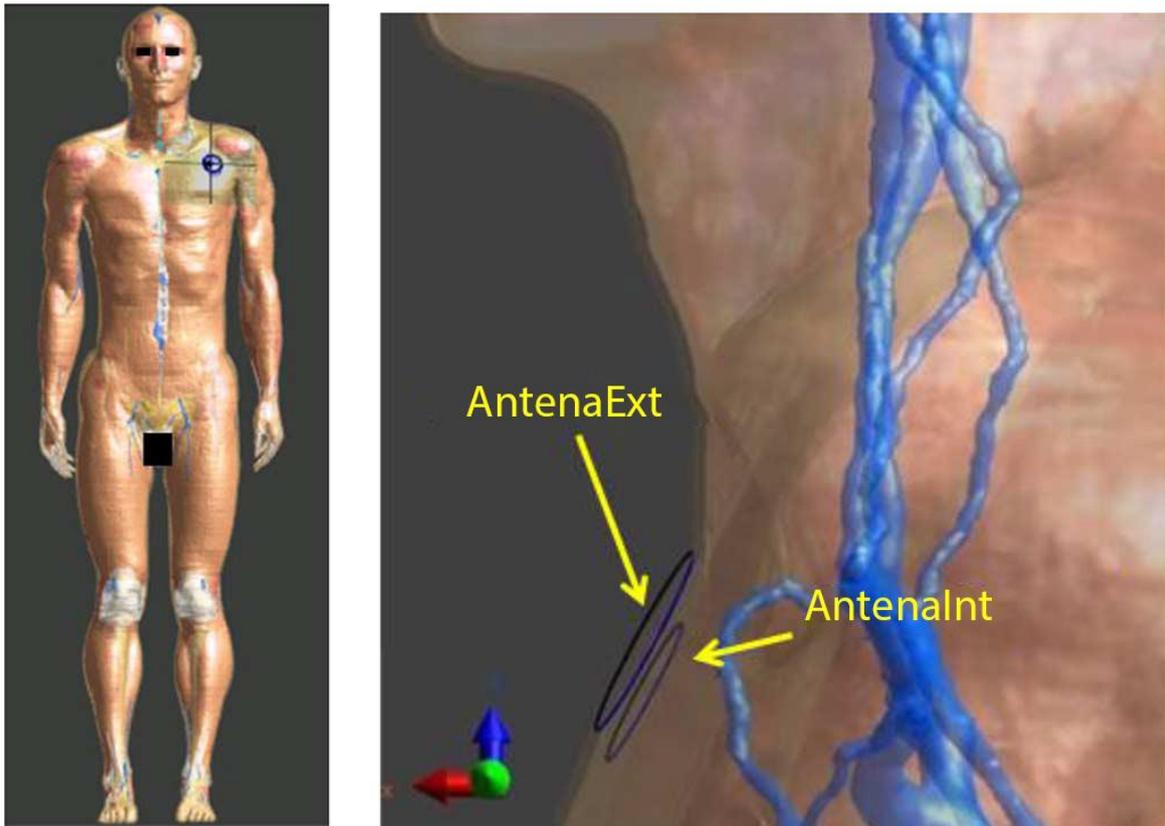


Figura 2.9 – Modelo anatômico e foco no posicionamento das antenas.
Fonte: Adaptação (CAMPI *et al.*, 2016).

No modelo anatômico utilizado, não foi possível simular os invólucros dos dispositivos externo e interno. Para compensar o inconveniente, foram utilizadas correntes como fontes magnéticas, gerando uma aproximação razoável, uma vez que o tecido biológico não altera significativamente o campo magnético considerado na simulação (CAMPI *et al.*, 2016, p. 640).

2.5 ANÁLISES DE SEGURANÇA

Para a aplicação em um DMI, o modelo ideal seria composto por um Tx de energia fora do corpo humano e um Rx no seu interior (SUN *et al.*, 2013, pp. 22-25, 87-89), conforme Figura 2.10, próximo à pele, visando manter uma pequena distância entre as antenas, possibilitando uma melhor geração de energia com pouca perda, devido à SAR relativa ao corpo humano.

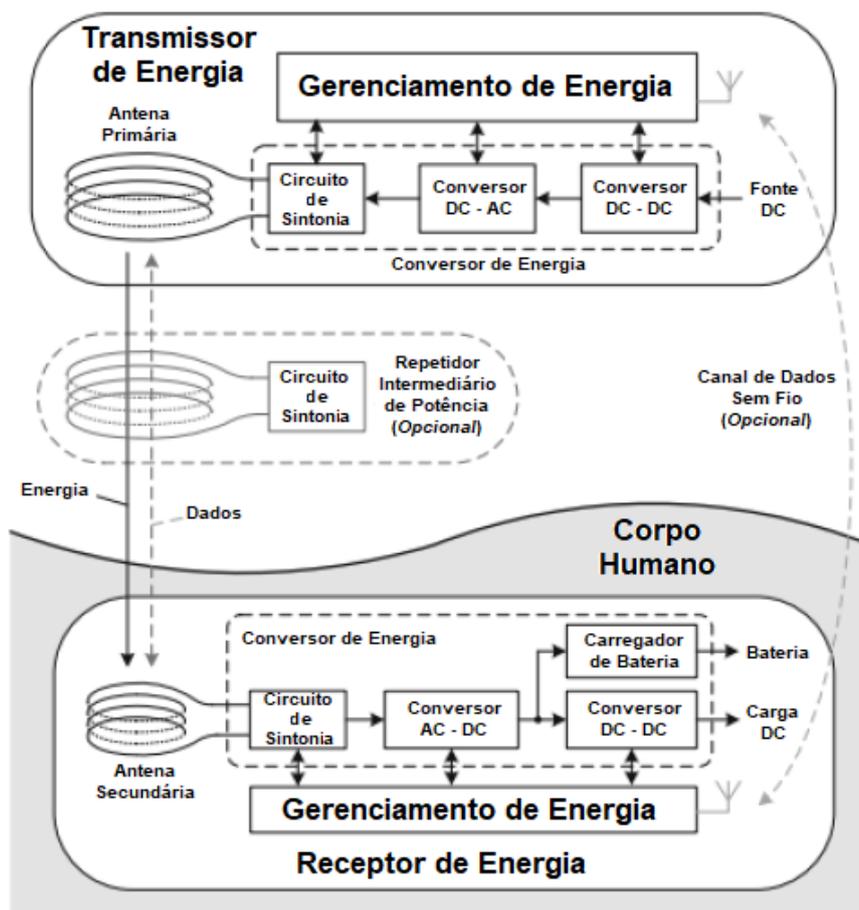


Figura 2.10 – Modelo ideal para a aplicação de WPT aplicada a DMI's.
 Fonte: Adaptação (SUN *et al.*, 2013).

Na figura apresentada visualiza-se os dispositivos Transmissor, externamente ao corpo humano, e o Receptor, internamente, com um terceiro dispositivo, opcional, para a amplificação da potência de transmissão, algo que o autor visualizou como possível, mas não obrigatório, haja vista que se busca uma baixa potência de energia induzida para esta aplicação. Os módulos existentes no transmissor e no receptor são os mesmos, denotando a simplicidade do circuito composto por:

- Circuito de Sintonia (*Tuning Circuits*) capaz de selecionar um sinal de determinada frequência;
- Inversor de Corrente (*DC-AC Converters*), ou Conversor AC/DC, que possibilita a transformação da corrente elétrica, quer seja de alternada (AC) para contínua (DC) ou vice e versa, normalmente aplicado em dispositivos de recarga de baterias;
- Conversor DC/DC (*DC-DC Converters*), que tem a função de controlar o nível da corrente contínua, aumentando, diminuindo ou mantendo o seu nível;

- Gerenciamento de Energia (*Power Managements*), circuito que fornece programação e configuração dos módulos periféricos a ele integrados, podendo prover comunicação entre os dispositivos, e;
- Carregador de Bateria (*Battery Charger*), existente apenas no dispositivo receptor, aplicando a energia à bateria do dispositivo, com controle de potência, fluxo e polarização da carga.

2.5.1 Taxa de Absorção de Energia (SAR)

Destaca-se que o fenômeno de absorção de ressonância pelo corpo humano, medido pela SAR, deve ser levado em conta sobre o tecido biológico de forma pontual, na região onde se encontra o DMI. Estudos demonstram que a partir da frequência de 236MHz a SAR localizada aumenta (SILVA, 2012, p. 22).

Uma análise no gráfico apresentado na Figura 2.11, referente à SAR medida na substância BTSL (*Body Tissue Simulating Liquid*), líquido simulador de tecido corporal, ou nas Camadas, simulando pele e gordura, de acordo com o estudo em questão (SILVA, 2012, pp. 21-22), permite avaliar um pequeno aumento da absorção, onde em uma variação de 25 vezes na frequência, resulta em um aumento de apenas 3 vezes na SAR. Já para a simulação em HTSL (*Head Tissue Simulating Liquid*), substância que simula o cérebro, a mesma variação da frequência gera um aumento de 4,5 vezes na SAR.

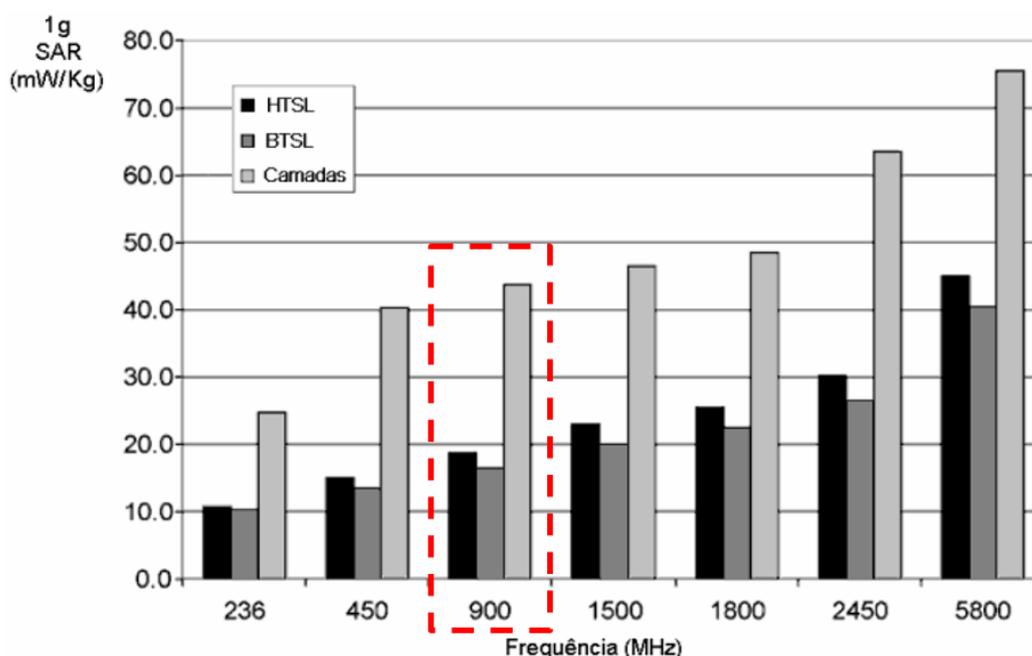


Figura 2.11 – SAR para 1g de tecido por incidência perpendicular de 1W/m².
Fonte: Adaptação (SHADID, 2018).

Dentre as pesquisas consultadas, existem discrepâncias sobre a segurança do uso de WPT em implantes Biomédicos. Para Shadid (2018, pp. 107-108), não existem diretrizes regulamentares específicas que permitam quantificar a exposição do paciente, no que tange à área onde estará localizado o DMI, aos sistemas de transmissão de energia, bem como é necessária uma solução de segurança, fornecendo codificação digital, para garantir a e segurança dos dados em caso de ataques.

Contudo foram encontrados outros estudos que avaliaram a SAR relativa a frequências e suas incidências na pele humana, utilizando os parâmetros de permissividade e condutividade elétrica (BARRERA, 2019, p. 49-52). A FCC regulamenta a transmissão nas bandas de frequência consideradas para uso em dispositivos Industriais, Científicos e Médicos (ISM, do inglês *Industrial, Scientific and medical*), com potência máxima de saída do Tx definida em 30dBm, aproximadamente 1W, podendo chegar a 36dBm, contudo para cada 3dB de aumento no ganho da antena, a potência deverá sofrer uma redução de 1dB, podendo ser observado os níveis de potência recebida na Figura 2.12 (LIU, 2014, p. 5801).

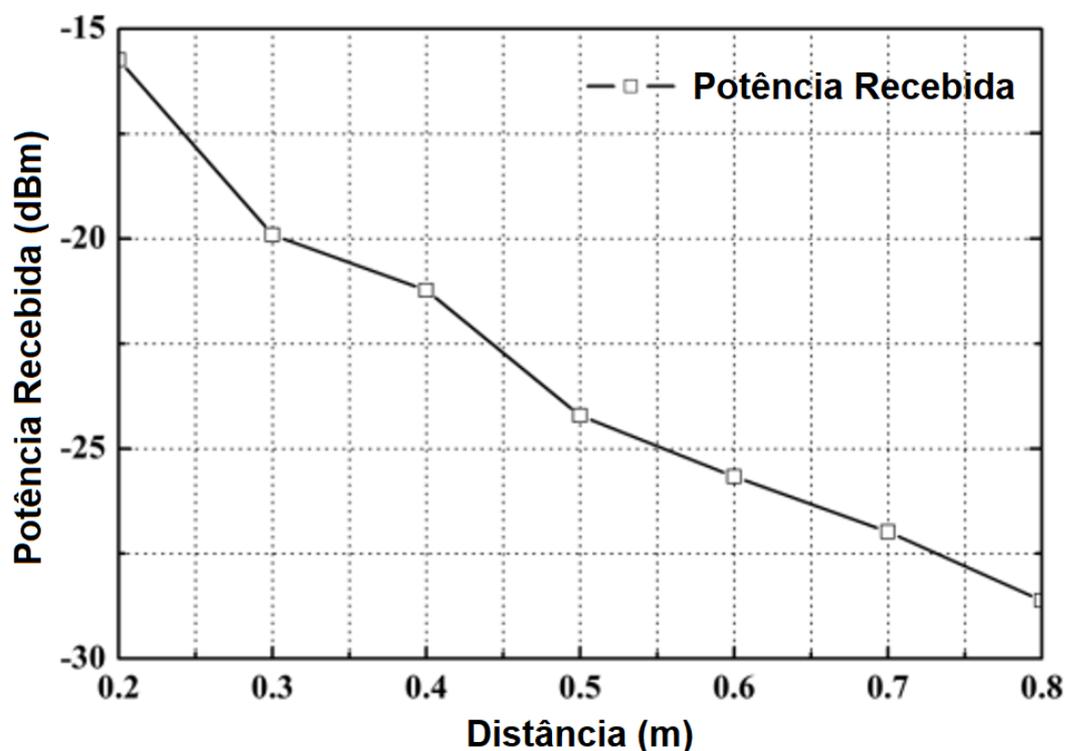


Figura 2.12 – Cálculo da potência recebida em uma antena implantada.
Fonte: Adaptação (LIU, 2014).

Nota-se que o nível de potência recebido é muito baixo, sendo influenciado pela eficiência do circuito de conversão de Radiofrequência (RF, do inglês *Radio Frequency*) para DC, sendo

esse o desafio para a utilização desse método em aplicações biomédicas (LIU, 2014, pp. 5801-5802).

Também é possível apontar que a União Internacional de Telecomunicações (ITU, do inglês *International Telecommunication Union*) define os procedimentos e técnicas para avaliar a gravidade da exposição a campos magnéticos e eletromagnéticos no corpo humano em faixas de frequência de 9KHz a 300GHz, publicado pela Comissão Internacional de Proteção à Radiação Não-Ionizante (ICNIRP, do inglês *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection*), fixando de 0,4W/Kg a 4W/Kg, porém recomenda-se que fiquem de 0 a 1,6W/Kg (BARRERA, 2019, p. 56).

Outros cenários também foram encontrados durante a pesquisa onde, mesmo com parâmetros diferenciados, Tabela 2.3, nota-se a preocupação com a segurança da área exposta pela antena externa, levando-se em conta a SAR gerada (WEN; HUANG, 2017, p. 5), contudo sempre com base nos padrões dos órgãos reguladores já citados.

Tabela 2.3 – Parâmetros típicos dos tecidos para uma frequência de 1MHz.

Tecidos Humanos	Permissividade Relativa	Permeabilidade Relativa	Condutividade (S/m)	Densidade (Kg/m³)
<i>Gordura</i>	50,8	1	0,044	911
<i>Músculo</i>	1840	1	0,503	1090
<i>Cérebro</i>	860	1	0,163	1045
<i>Coração</i>	1970	1	0,328	1081
<i>Fígado</i>	1540	1	0,187	1079
<i>Baço</i>	2290	1	0,182	1089
<i>Pulmão</i>	733	1	0,136	394
<i>Rim</i>	2250	1	0,278	1066
<i>Ossos</i>	145	1	0,024	1908

Fonte: Adaptação (WEN; HUANG, 2017).

Reforça-se que as questões da segurança são constantemente abordadas em trabalhos relativos à WPT mais atuais, já que a frequência é um fator preocupante e tem relação direta com a transmissão de energia bem como com a exposição do tecido (DALCIO, 2019, p. 19).

No caso do presente trabalho, foi necessário buscar parâmetros sobre outro tecido: a pele. Como foi apontado anteriormente, na Figura 2.10, o ideal é que o dispositivo fique próximo à pele, auxiliando no fator de acoplamento com a pouca distância de separação entre as antenas e apenas a pele como barreira. Desta forma a antena Tx estará posicionada diretamente ou bem próxima à superfície da pele. No tocante à antena de Rx, contudo, outra situação deve ser

considerada. A mesma poderá ser instalada após uma camada de pele e outra de gordura. Estudos apontam que, nesse caso, teremos 3mm de pele somados a 7mm de gordura. Com base nesses parâmetros, um modelo foi desenvolvido, a partir de um experimento prático, conforme Figura 2.13, contendo as antenas posicionadas com o centro de ambas no mesmo eixo, buscando a melhor performance (SHADID, 2018, p. 36). Insta salientar que, nesse caso, os invólucros não são considerados pelo autor.

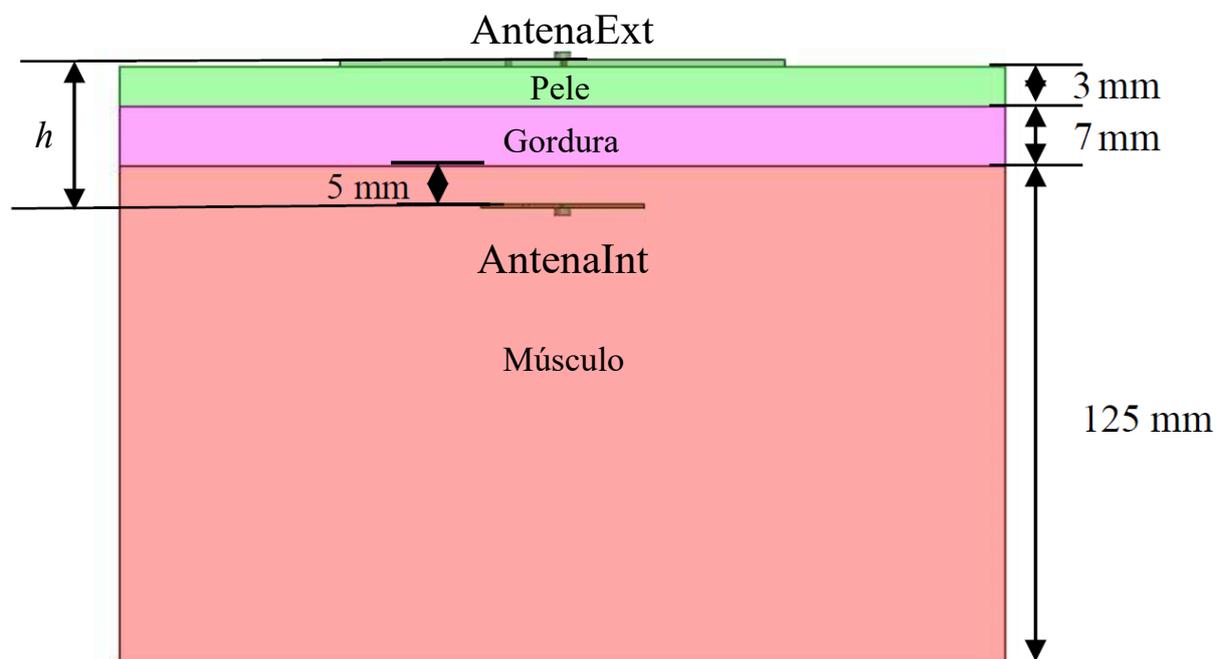


Figura 2.13 – Modelo das camadas biológicas com as antenas posicionadas.
Fonte: Adaptação (SHADID, 2018).

É possível notar as distâncias aplicadas na concepção apresentada, estando a antena interna posicionada a 5mm da camada de gordura seguida pela pele e a antena externa em contato com esta. Assim a distância (h) entre as antenas, para esse modelo e simulação, será de 15mm. Vale ressaltar que neste trabalho será considerada apenas a estrutura da pele, visando tão somente um único material, em virtude de uma menor variação para esta simulação.

Através de uma aplicação disponibilizada pelo Instituto de Física Aplicada Nello Carrara (IFAC, do inglês *Nello Carrara Institute of Applied Physics*), com base em dados experimentais, é possível determinar as propriedades eletromagnéticas em cada camada de acordo com a frequência, possibilitando o uso de parâmetros bem definidos, como apresentados na Tabela 2.4, para as frequências mais encontradas nos estudos avaliados.

Tabela 2.4 – Propriedades dielétricas dos tecidos corporais.

<i>Frequência (Hz)</i>	<i>Tecido</i>	<i>Condutividade (S/m)</i>	<i>Permissibilidade Relativa (ϵ_0)</i>	<i>Comprimento de Onda (m)</i>
1GHz	Gordura	0,025	27,222	19,375
	Pele	0,013	990,76	9,457
905MHz	Gordura	0,025	28,023	20,424
	Pele	0,011	1004,2	10,39

Fonte: Adaptação (IFAC, 2022).

Em outro estudo, a SAR foi analisada em um modelo homogêneo de tecido cutâneo, de camada única, bem próximo da estrutura humana, com base nos diferentes ambientes onde os DMI's podem ser dispostos, conforme Figura 2.14, pele (a), tronco (b) e cabeça (c), sendo os resultados apresentados com as respectivas frequências de ressonância correspondentes.

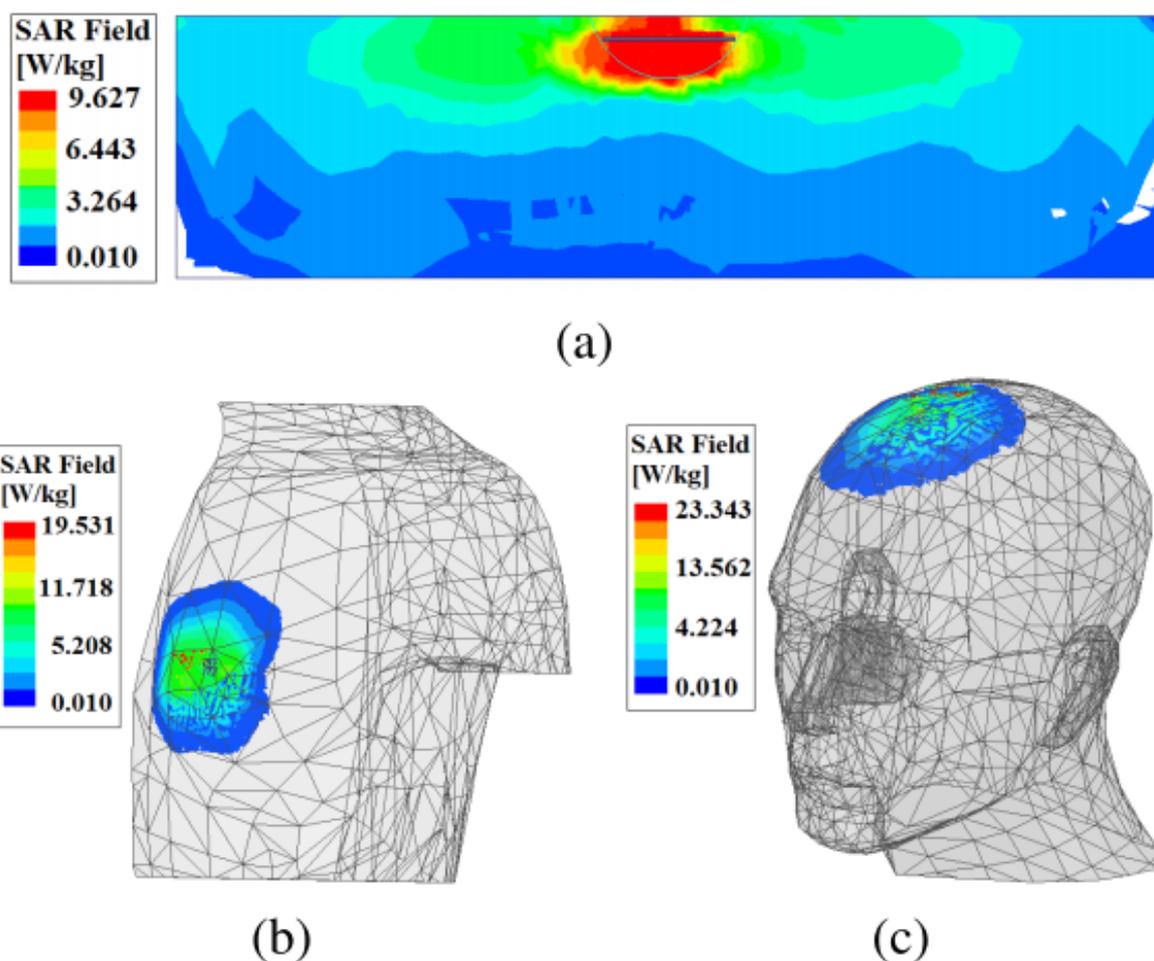


Figura 2.14 – Distribuição SAR média em diferentes ambientes do corpo humano.

Fonte: (SHAW *et al.*, 2021).

De acordo com o padrão IEEE, a SAR máxima no torso humano, local onde os DMI's estão localizados, deve ser inferior a 2 W/kg (UTHAYAKUMAR; JAYAWEERA, 2022, p. 64). Os valores da SAR obtidos sobre o tecido, utilizando 1W (30dBm) na transmissão, foram superiores ao limite de segurança permitido pela FCC, 1,6W/Kg, contudo é possível controlar a SAR reduzindo a potência de excitação da transmissão (SHAW *et al.*, 2021, p. 4118), mas dentro dos padrões do IEEE.

2.5.2 Frequência Ideal de Operação

Ondas eletromagnéticas estão presentes em nosso ambiente, sejam elas produto da natureza ou artificiais, em diversos espectros, as quais podem ser consideradas como ionizantes, gerando energia suficiente para alterar as órbitas externas de alguns átomos, removendo elétrons e produzindo íons, ou não ionizantes, que não geram energia, contudo, produzem vibrações mecânicas dissipadas em energia térmica, sendo consideradas inofensivas ao ser humano (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2007, p. 1).

A busca por frequências que gerem antenas menores, devido ao uso nos DMI's, bem como a geração de sinais com maior potência de energia, mesmo que com alcance limitado, já que os dispositivos estarão próximos, é uma constância. Contudo, estudos já publicados trazem como solução a frequência de 915MHz, o que possibilita atender aos requisitos anteriormente citados, levando em consideração o posicionamento e a orientação das antenas, parâmetros que definem suas polarizações (UDAYANGA *et al.*, 2022, pp. 3-4).

Um segundo fator a considerar é a legalidade, haja vista que os órgãos de controle nacionais ou internacionais, já definem limites no uso das RF. Como pode ser visto na Figura 2.15 a ANATEL (MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÕES, 2019, pp. 2-4), seguindo a WHO (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2007, pp 73-77), traz regras no tocante aos níveis de radiação eletromagnética aceitáveis quando aplicadas ao ser humano. Ressalta-se que os níveis apresentados são referentes à exposição por sinais externos, sendo utilizados apenas como ilustração, em alusão ao controle efetuado pelos órgãos citados. Neste trabalho, tais informações corroboram a necessidade de segurança, mas não são relativas ao dispositivo em estudo.

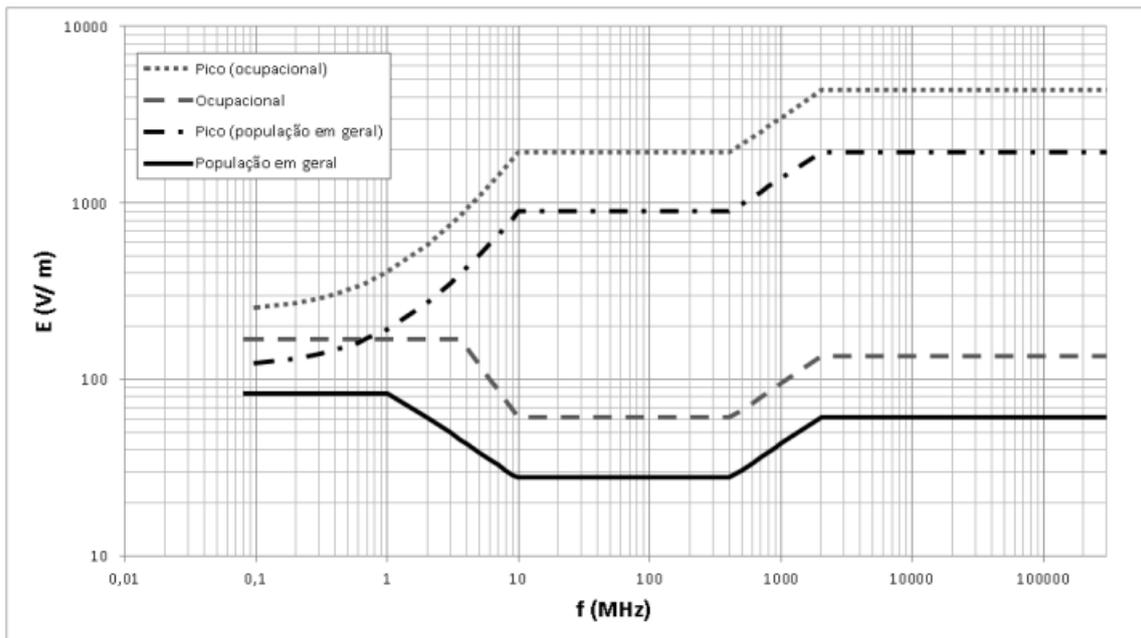


Figura 2.15 – Limites para exposição humana a campos elétricos.
 Fonte: (MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÕES, 2019).

Aqui é considerada a SAR pelo corpo humano, sendo dividida em 04 (quatro) faixas:

- Frequências de aproximadamente 100KHz a 20MHz, nas quais a absorção no tronco decresce rapidamente com a frequência decrescente e pode ocorrer uma absorção significativa no pescoço e nas pernas;
- Frequências de aproximadamente 20MHz a 300MHz, nas quais pode ocorrer uma absorção relativamente alta no corpo todo, e até mesmo valores mais altos, se forem consideradas ressonâncias em partes do corpo (por exemplo: na cabeça);
- Frequências de aproximadamente 300MHz a vários GHz, nas quais ocorre absorção local significativa e não uniforme; e;
- Frequências acima de 10GHz, nas quais a absorção de energia ocorre principalmente na superfície do corpo.

No Brasil, a Agência Nacional de Telecomunicações (ANATEL) também publicou uma diretriz definindo limites para a exposição a campos eletromagnéticos de até 300GHz (MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÕES, 1999, pp. 7-9), baseada no ICNIRP, levando em consideração algumas restrições biológicas identificadas na exposição a campos de frequências de 50/60Hz com possibilidade de percepção na pele caso sejam superiores a 20KVm^{-1} ($0,05\text{mV}$), podendo também causar pequenas alterações nas funções cardíacas. Alguns dos efeitos conhecidos foram elencados com base naquelas frequências e

também nas de 1KHz e 100KHz, conforme apresentado na Tabela 2.5, vale ressaltar que as correntes identificadas chegam próximo a 0,5A o que nos mostra ser possível recarregar dispositivos utilizando WPT.

Tabela 2.5 – Limiares de corrente para efeitos indiretos.

<i>Efeito Indireto</i>	<i>Corrente Limiar (mA) na frequência</i>		
	<i>50/60Hz</i>	<i>1KHz</i>	<i>100KHz</i>
<i>Percepção ao toque</i>	0,2 – 0,4	0,4 – 0,8	25 – 40
<i>Dor no dedo de contato</i>	0,9 – 1,8	1,6 – 3,3	33 – 35
<i>Choque doloroso / Limiar de “soltura”</i>	8 – 16	12 – 24	112 – 224
<i>Choque grave / Dificuldade na respiração</i>	12 – 23	21 – 41	160 – 320

Fonte: Adaptação (MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÕES, 1999).

Assim foram definidas as restrições básicas por faixa de frequência, analisando as diferenças entre exposição e emissão com parâmetros específicos, tais como: distância entre a fonte e o corpo atingido, potência e frequência do sinal, além das características de propagação da antena (MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÕES, 1999, p. 38):

- 1Hz a 10MHz: estabelece restrições com base na densidade da corrente visando evitar efeitos nas funções do sistema nervoso;
- 100KHz a 10GHz: restrições voltadas ao aquecimento excessivo dos tecidos expostos ou do estresse causado a todo o corpo; e;
- 10GHz a 300GHz: utiliza a densidade da potência, avaliando o aquecimento excessivo nos tecidos superficiais ou naqueles próximos à superfície corporal.

Entende-se por exposição a medida da quantidade de energia eletromagnética não direcionada que atinge o corpo ou parte dele em determinado intervalo de tempo, sendo também conceituada como a situação em que pessoas são expostas a campos eletromagnéticos em consequência de seu trabalho, e estão cientes do potencial de exposição, podendo exercer controle sobre sua permanência no local ou tomar medidas preventivas, já as emissões são medidas da energia de ondas eletromagnéticas direcionadas advindas de uma antena ou de outra fonte (MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÕES, 2018, p. 2).

Enfim, a legislação Brasileira busca atender ao determinado pela WHO, com a publicação do Artigo 4º da Lei nº 11.934, dispondo sobre os limites à exposição humana a campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos (CÂMARA DOS DEPUTADOS, 2009, pp. 1-7).

Outro fator a ser abordado é a segurança nesses dispositivos, já que são poucos os mecanismos inseridos, o que reduz a resistência a influências externas deliberadas (ROSA *et al.*, 2021, pp. 8-9). Contudo esse tópico não será discutido no presente trabalho.

2.6 ANÁLISE DE TEMPERATURA

No cálculo dos valores relativos ao aquecimento gerado na pele pela indução eletromagnética, serão avaliados dois fatores os quais influenciam a escolha do material dielétrico: a permissividade elétrica (ϵ_r) do material e a tangente de perdas ($\tan \delta$). O primeiro descreve como o campo elétrico de um objeto afeta ou é afetado pelo meio, já o segundo, é o fator de dissipação do material, possibilitando conhecer o quanto de energia é perdida em relação à armazenada (DIAS, 2015, p. 15).

A permissividade já é conhecida, Tabela 2.3, indicando quanto o material é melhor condutor que o vácuo (ϵ'_r), porém nesse processo existirão perdas associadas ao aumento da frequência, dissipando a energia transmitida (ϵ''_r). Sendo as energias representadas como vetores, Figura 2.16, o vetor resultante (ϵ^*_r), formará o ângulo δ com o eixo da energia transmitida, apresentando a tangente de perdas que deve ser calculada (DIAS, 2015, p. 17) através da Fórmula 2.10, a seguir:

$$\tan \delta = \frac{\epsilon''_r}{\epsilon'_r} \quad (2.10)$$

Ressalta-se que um aspecto importante nas aplicações práticas dos materiais dielétricos é a dependência do valor da permissividade destes com a frequência do sinal. Quando um campo elétrico alternado é aplicado a um meio dielétrico, os dipolos do material tentam se reorientar com o campo, num processo que requer um tempo finito (DIAS, 2015, p. 17), o que é representado na Figura 2.16.

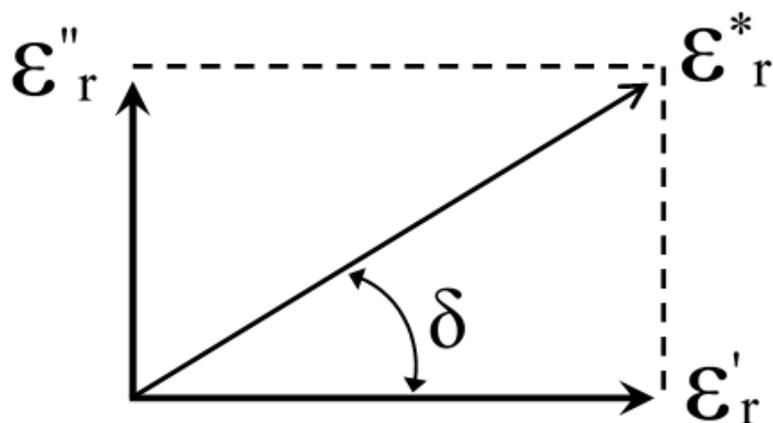


Figura 2.16 – Tangente de perda associada aos Vetores de energia transmitida e dissipada.
 Fonte: Adaptação (DIAS, 2015).

Se for aplicada uma frequência baixa, as perdas são fracas e a tangente de perda é igual a 0, já em alta frequência as perdas aumentam na mesma relação conforme pode ser visualizado na Figura 2.17 (BECHIR, 2016, p. 107).

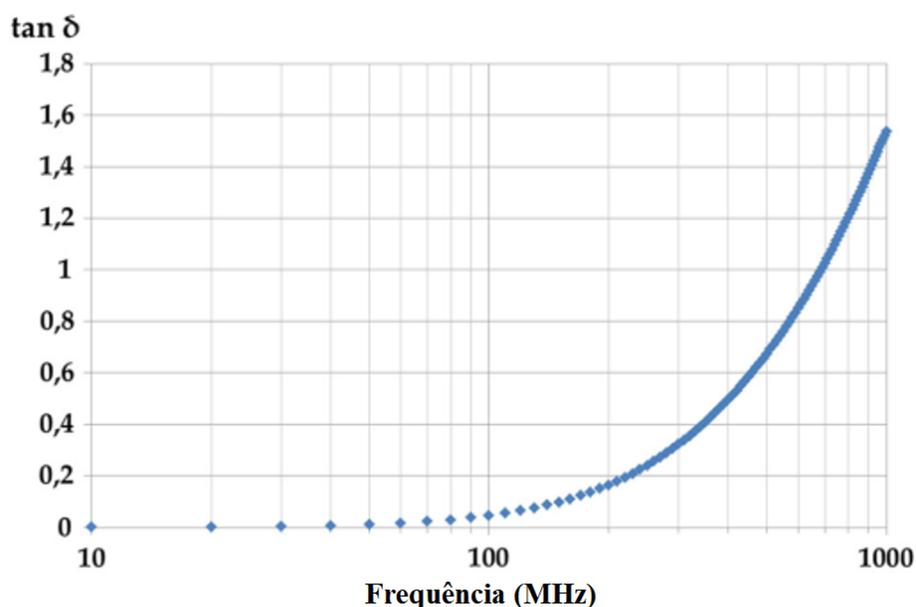


Figura 2.17 – Variação da tangente de perda em relação ao aumento da frequência.
 Fonte: Adaptação (BECHIR, 2016).

A primeira consideração de segurança para antenas radiantes que operam na faixa de RF, é a exposição de superfície do tecido por tempo médio, descrita em norma da FCC, definindo que, no emprego de um irradiador que esteja em uma frequência de 915MHz, a exposição deverá ser de 6W/m² e 10W/m² de Exposição Máxima Permitida (MPE, do inglês *Maximum Permissible Exposure*), respectivamente, para as frequências de 2,4 e 5,8GHz, levando em consideração um tempo máximo de 30min (BERCICH *et al.*, 2013, p. 1).

A segunda consideração de segurança é um conjunto de restrições básicas para a absorção de energia em tecidos que não podem ser excedidos, com base no limite médio da SAR definido pela FCC em 0,08W/kg e um limite espacial de pico avaliado em mais de 1g³ de tecido, equivalente a 1,6W/kg (BERCICH *et al.*, 2013, p. 2).

Alguns desses parâmetros podem ser vistos na Figura 2.18, que apresenta para cada faixa de frequência a potência dos campos elétrico e magnético, a densidade e o tempo de exposição. Os limites apresentados são relativos a fontes externas de radiação, tais como as torres de telefonia móvel, levando em conta estudos de exposição controladas e não controladas. Considerando a faixa da frequência utilizada neste trabalho, de 300 a 1500MHZ, apresenta uma densidade de potência relativa à frequência utilizada em um espaço de tempo previamente definido normatizado pela FCC.

Faixa de Frequência (MHz)	Intensidade do Campo Elétrico (V/m)	Intensidade do Campo Magnético (A/m)	Densidade de Potência (mW/cm ²)	Tempo Médio (minutos)
(I) Limites para Exposição Ocupacional/Controlada				
0.3-3.0	614	1.63	*(100)	≤6
3.0-30	1842/f	4.89/f	*(900/f ²)	<6
30-300	61.4	0.163	1.0	<6
300-1,500			f/300	<6
1,500-100,000			5	<6
(II) Limites para a População em Geral/Exposição não controlada				
0.3-1.34	614	1.63	*(100)	<30
1.34-30	824/f	2.19/f	*(180/f ²)	<30
30-300	27.5	0.073	0.2	<30
300-1,500			f/1500	<30
1,500-100,000			1.0	<30

Figura 2.18 – Limites de exposição máxima permitida.
Fonte: Adaptação (FCC, 2022, § 1.1310).

Existem resultados comprovando que em uma exposição de sinal, com potência de 40mW, em um sensor ativo, a temperatura local não aumentou mais que 1°C, justificando que é energia suficiente para alimentar um implante, mesmo que situado em maior profundidade, o que pode ser comprovado na Figura 2.19, utilizando uma perda de -20dB na antena e uma eficiência de acoplamento de 100% (BERCICH *et al.*, 2013, p. 5).

Frequência de Alimentação	Local do Implante	Densidade Média do Fluxo de Potência no implante (W/m²)	Potência Média Útil Recebida pelo implante (µW)
915MHz	Entre a Pele e o Tecido Adiposo	4.93	84.4
	Entre o Tecido Adiposo e o Músculo	4.64	79.4
	1cm dentro do Músculo	2.37	40.6
	2cm dentro do Músculo	1.21	20.7
2.4GHz	Entre a Pele e o Tecido Adiposo	4.38	10.9
	Entre o Tecido Adiposo e o Músculo	3.16	7.86
	1cm dentro do Músculo	1.57	3.90
	2cm dentro do Músculo	0.561	1.40
5.8GHz	Entre a Pele e o Tecido Adiposo	4.88	2.08
	Entre o Tecido Adiposo e o Músculo	2.20	0.936
	1cm dentro do Músculo	0.129	0.0549
	2cm dentro do Músculo	0.00150	0.000638

Figura 2.19 – Limites de exposição máxima permitida.
 Fonte: Adaptação (FCC, 2022, § 1.1310).

Assumindo que o ganho de antena de recepção é constante, a potência média recebida pode ser aumentada significativamente através da redução da frequência do sinal de alimentação. Na prática, isto representa um aumento das dimensões das antenas e, conseqüentemente, no tamanho dos dispositivos, o que ilustra um dos desafios fundamentais de dispositivos subcutâneos de RF, a necessidade de adequar a frequência de alimentação e as dimensões da antena, parâmetros necessários para estabelecer a eficiência no sistema e se for mantida uma frequência baixa do sinal, será mantido o nível de segurança desejado (BERCICH *et al.*, 2013, p. 5).

Contudo, salienta-se que o efeito causado na superfície da pele refere-se à concentração de carga e corrente próximas à antena de Tx, onde a corrente será mais concentrada perto da superfície do condutor de acordo com o aumento da frequência, sendo a escolha do condutor um dos parâmetros que afetam a segurança, como pode ser observado na Figura 2.20 (EDWARDS, 2016, pp. 163-164).

Metal	Resistividade (nΩ . m)	Condutividade (MS/m)	Penetração na Pele (µm)			
			100 MHz	1 GHz	10 GHz	100 GHz
Cobre (Cu)	16.78	59.60	6.52	2.06	0.652	0.206
Prata (Ag)	15.87	63.01	6.34	2.01	0.634	0.201
Alumínio (Al)	26.50	37.74	8.19	2.59	0.819	0.259
Ouro (Au)	22.14	45.17	7.49	2.37	0.749	0.237
Platina (Pt)	105	9.524	16.3	5.16	1.63	0.516
Estanho (Sn)	115	8.696	17.1	5.40	1.71	0.540
Titânio (Ti)	4200	0.2381	103	32.6	10.3	3.26

Figura 2.20 – Parâmetros de condutores implantados na pele.
Fonte: Adaptação (EDWARDS, 2016).

Deve-se considerar que a extensão do aquecimento da pele, que poderia levar a uma queimadura por RF, é predominantemente uma função da resistência na interface da pele em relação ao objeto, ou sinal, a ela exposto, efeito conhecido como corrente de contato. Para uma determinada corrente maior, a resistência de contato resulta em maior aquecimento. Portanto, um determinado sinal não deve ser percebido como resultando no mesmo potencial para uma queima de RF quando existem diferentes condições de exposição. Desta forma é necessário buscar novos limites da corrente de contato de RF com a atual percepção dos importantes fatores que influenciam o efeito térmico de correntes de contato (IEEE, 2019, pp. 124-135).

A WHO mediu variações de campo elétrico no corpo humano com base em um campo uniforme de $1\text{KV}/\text{m}^{-1}$ em baixas frequências, utilizando um modelo em contato com o solo (aterrado). Concluiu-se que o corpo humano não perturba o campo magnético e que o campo no tecido é o mesmo que o campo externo, pois a permeabilidade magnética dos tecidos é a mesma que a do ar. As quantidades de materiais magnéticos que estão presentes em alguns tecidos são desprezíveis (WHO, 2007, p. 85-88). No caso do presente trabalho, o equipamento em estudo é alimentado por uma bateria de baixa tensão, não necessitando de aterramento.

Foi identificado que alguns indivíduos demonstram maior sensibilidade aos níveis de campos eletromagnéticos, mesmo que abaixo das restrições de exposição recomendadas, devido à hipersensibilidade que pode gerar sintomas debilitantes, incluindo distúrbios do sono,

fadiga geral, dificuldade de concentração, tonturas e fadiga ocular. Uma série de problemas de pele, tais como eczema e sensações de prurido e ardor também foram registrados, especialmente no rosto, e, embora possa não haver um perfil específico dos sintomas, o aumento da sensibilidade a fatores químicos e outros frequentemente ocorre. As respostas aos campos eletromagnéticos podem ocorrer em ordens de força de campo de magnitude inferior às necessárias para a percepção convencional do campo, contudo novos estudos devem ser levados a termo (WHO, 2007, pp. 160-161).

2.7 INTERFERÊNCIAS DE RF

A Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC) considera como interferência em um DMI a presença de sinais elétricos capazes de provocar alterações no seu funcionamento, quer seja por fontes eletromagnéticas ou mecânicas. Nas diretrizes publicadas pela entidade, existem recomendações de segurança adaptadas e específicas, que se diferem dos demais capítulos do documento, haja vista a importância dada ao assunto, classificando as interferências conforme o grau de risco ao paciente (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ARRITMIAS CARDÍACAS - SOBRAC/SBC, 2007, pp. e231-e233):

1. Aceitável: segura e inofensiva, não provocando riscos de danos. Exemplos: eletrodomésticos em geral; fenômenos eletrostáticos; portas automáticas e veículos;
2. Aceitável com riscos: pode provocar danos, contudo não há consenso sobre os riscos ou à segurança, mesmo sob cuidados específicos de proteção. Exemplos: colchões magnéticos; telefones celulares, sem fio, *bluetooth*, Wi-Fi, desfibriladores; etc.;
3. Inaceitável: há consenso de que são prejudiciais e, exceto em condições muito especiais, são proibidas. Exemplos: ressonância magnética; medidor de gordura corporal.

É comum que os DMI's atuais sejam relativamente imunes às interferências já que os circuitos são protegidos em invólucros blindados e hermeticamente selados, normalmente revestidos de materiais isolantes, adicionalmente os sistemas são capazes de filtrar alguns sinais devido ao uso de filtros passa-faixa, que podem impedir a detecção de sinais externos, contudo dentro desse contexto de interferências existem muitas fontes ambientais externas que demandam precauções (ERDOGAN, 2002, p. 74).

Para a aplicação de RF, de qualquer natureza, deve-se observar uma distância mínima de 2cm calculada na ponta do eletrodo, evitando-se também controle telemétrico, programação e interrogação, devido às interferências possíveis nestas etapas (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ARRITMIAS CARDÍACAS - SOBRAC/SBC, 2007, p. e232). Desta forma, o dispositivo de recarga será posicionado dentro do espaço mínimo indicado.

2.8 BATERIAS

Baterias são dispositivos de armazenamento de energia que convertem a energia quimicamente armazenada de um material eletroquímico em eletricidade, usando reações de oxidação/redução. São geralmente categorizados como primárias, de uso único, ou secundárias, são recarregáveis. As baterias primárias são adequadas para o uso em aplicações de baixo consumo que requerem drenagem de baixas correntes, operação intermitente ou vida útil reduzida; já as baterias secundárias são usadas em dispositivos com alto consumo de energia, necessitando de fontes externas para extrapolar o limite de sua carga (RASOULI; PHEE, 2010, p. 694).

Tem-se o conhecimento de que alguns marcapassos antigos, entre 1915 e 1920, usavam baterias de níquel-cádmio e eram recarregáveis por indução, necessitando de uma carga mensal durante uma noite inteira, os quais foram logo abandonados. À mesma época, eram utilizados estimuladores de radiofrequência projetados para programar externamente e ritmar o coração (WARD *et al.*, 2013, p. 247).

O uso de baterias sempre foi considerado como a solução para os DMI's, tanto que vários dispositivos já as utilizavam como fonte primária ou ainda recarregadas por indução ou utilizando cabos subcutâneos como pode ser comprovado na Tabela 2.6 (RASOULI; PHEE, 2010, p. 694).

Tabela 2.6 – Exemplos de DMI's e suas respectivas fontes de energia.

Dispositivo	Potência	Tempo de Vida	Fonte de Energia
<i>Sistemas de Monitoramento Biomédico</i>	< 100 μ W	Não avaliado	Bateria Primária
<i>Marcapasso</i>	< 100 μ W	10 anos	Bateria Primária
<i>Cardioversor-Desfibrilador</i>	Em repouso menos de 100 μ W, Pico de 5 a 10 W	10 anos	Bateria Primária
<i>Processador Coclear</i>	200 μ W	1 semana	Bateria Secundária (Recarregável)
<i>Aparelho Auditivo</i>	100 – 2000 μ W	1 semana	Bateria Secundária (Recarregável)
<i>Implante de Retina</i>	40 - 250 μ W	Não avaliado	Por indução
<i>Registrador/Estimulador Neural</i>	1 – 100 mW	Não avaliado	Por indução
<i>Dispositivo de Assistência Ventricular</i>	10 – 100 W	Não avaliado	Por indução
<i>Coração Artificial</i>	10 – 100 W	Não avaliado	Por indução

Fonte: Adaptação (RASOULI; PHEE, 2010).

Baterias recarregáveis têm limites quanto ao número de recargas possíveis, após o qual devem ser substituídas. Como exemplo pode-se citar a bateria do tipo ML621, de dimensões compatíveis com o uso em implantes, para um ciclo de descarga correspondente a 5% da capacidade nominal, podendo ser recarregada até 3.000 vezes, indicando que, para a implantação de longo prazo em seres humanos, a bateria recarregável não evita o problema de substituição periódica do implante, somente compete com a bateria primária pois possibilita maior intervalo de uso do DMI antes de sua substituição (SILVA, 2012, p. 4).

Contudo ainda assim a busca pelo processo de recarga é um fato, como algumas pesquisas que demonstram a possibilidade de carregar com sucesso uma bateria de lítio em 17min para

alimentar um marcapasso por 24h (RASOULI; PHEE, 2010, p. 704) utilizando um sistema óptico com potência de 400mW.

As especificações elétricas das baterias dependem da química adotada, alguns desses componentes são apresentados na Figura 2.21. Ressalta-se que cada tecnologia tem vantagens e desvantagens quanto à aplicação em produtos específicos, como por exemplo, aquelas que utilizam o zinco-ar, as quais não são hermeticamente seladas e, portanto, não são adequadas para aplicações em implantes. Em relação à segurança, estas substâncias poderiam causar danos catastróficos a órgãos e células vivas em caso de vazamento (SHADID; 2018, p. 15).

Tecnologia da Bateria	Ânodo	Cátodo	Voltagem (V)	Densidade de Energia (Wh/l)	Energia Nominal (Wh/Kg)	
Primária	Zn/air	Zn	O ₂	1.5	1270–1560	370–490
	Zn/Ag ₂ O	Zn	Ag ₂ O	1.5	207–543	56–137
	Li/SO ₂	Li	SO ₂	3.0	313–498	160–307
	Li/SOCl ₂	Li	SOCl ₂	3.6	715–1100	380–537
	Li/MnO ₂	Li	MnO ₂	3.0	371–789	129–343
	Li/I ₂	Li	I ₂ (P2VP)	2.8	820–1030	220–280
Secundária	Zn/Ag ₂ O	Zn	AgO	1.5	180	105
	Zn/MnO ₂	Zn	MnO ₂	1.5	210–458	50–150
	Nickel metal hydride	MH	NiOOH	1.2	53–360	40–100
	Lithium ion	C	LiCoO ₂	4.0	200–450	60–200
	Lithium polymer	C	LiFePO ₄	3.6	160–217	74–180

Figura 2.21 – Componentes químicos comumente utilizados em baterias.

Fonte: Adaptação (RASOULI; PHEE, 2010).

Atualmente, as baterias de lítio são as fontes preferidas para DMI's devido às características de alta densidade de energia, confiabilidade e vedação hermética, satisfazendo aos requisitos de energia e potência de diferentes aplicações, amplamente utilizadas em dispositivos médicos, como os marcapassos cardíacos, desde 1972 (RASOULI; PHEE, 2010, p. 694).

Os dispositivos que requerem energia relativamente baixa, como marca-passos que demandam de 10 a 30 μ W em funcionamento normal (espera), apresentam uma duração média das baterias entre 8 e 12 anos (YANG *et al.*, 2021, v. 31, p. 5).

Pesquisas buscam identificar outros métodos de armazenamento de energia, mais eficientes, que apresentem uma melhor densidade de energia, prolongando a vida útil do dispositivo, característica favorável e desejável em uma fonte de energia, reduzindo o ônus da substituição ou recarga. Outra característica importante é que a fonte seja hermeticamente

selada, visando a segurança no seu uso em implantes. Alguns dispositivos são apresentados na Figura 2.22, com a comparação de suas densidades de energia em relação à potência (RASOULI; PHEE, 2010, p. 695).

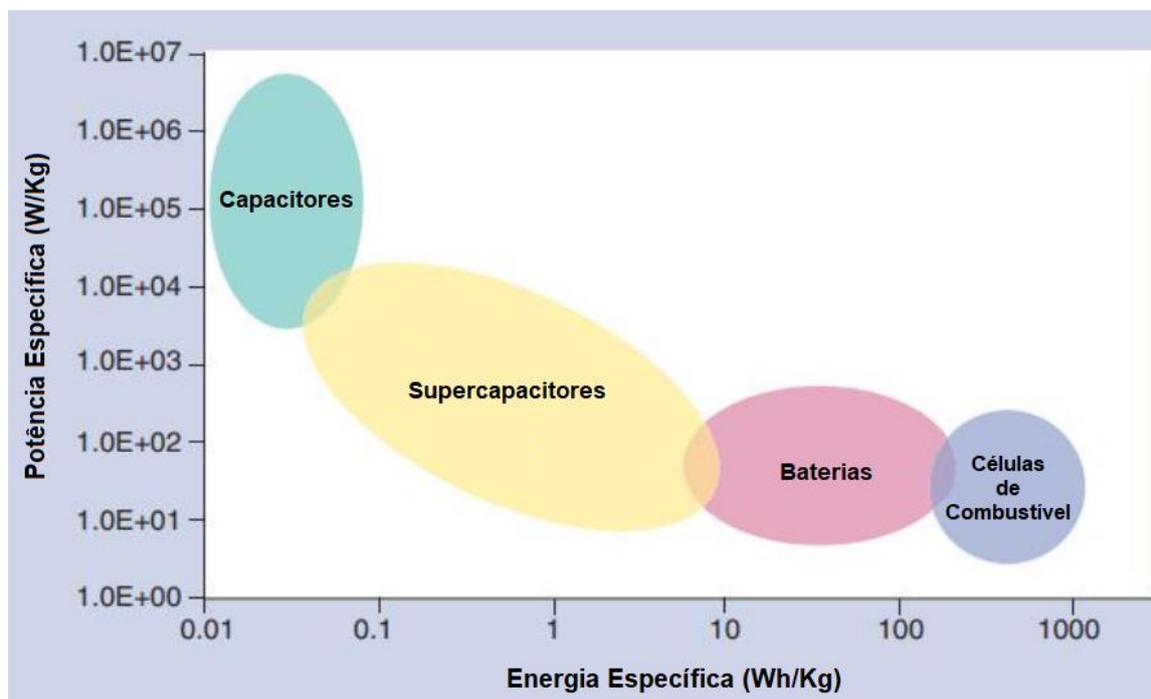


Figura 2.22 – Características elétricas de dispositivos de armazenamento de energia.
Fonte: Adaptação (RASOULI; PHEE, 2010).

Dentre os dispositivos apontados, destacam-se as células de combustível, as quais possibilitam cargas para dispositivos de baixa potência, contudo com uma densidade de energia superior à das baterias.

Vários são os desafios enfrentados pela atual tecnologia na busca por soluções que possibilitem às baterias utilizadas em DMI's atenderem aos padrões específicos desta área, tanto técnicos quando de segurança, gerando desafios e avanços cada vez mais elaborados (YANG *et al.*, 2021, v. 31, p. 7). A seguir serão abordados 4 (quatro) modelos amplamente identificados nas pesquisas atuais:

- Íon-Lítio: como anteriormente apontado, têm sido a escolha padrão para o fornecimento de energia de dispositivos médicos, por possuírem alta densidade de energia, um perfil de descarga plano, previsível e confiável, o que é desejável em dispositivos médicos, contudo apresenta alguns inconvenientes, tais como alto custo de fabricação, corrente de descarga moderada, questões de segurança e capacidade limitada de reciclagem.

- Óxido de Prata: têm densidades de energia similares ou ligeiramente inferiores às de lítio padrão. Uma vantagem do uso de baterias de óxido de prata em dispositivos médicos implantáveis é que não são propensas à fuga térmica, entretanto, o metal tóxico e os eletrólitos cáusticos nestas baterias ainda podem ser perigosos em caso de rompimento.
- Níquel e Metal Híbrido: foram desenvolvidas como um substituto para as baterias Níquel-Cádmio anos 90. Têm uma maior densidade de energia e são menos tóxicas que as predecessoras, mas têm um ciclo de vida útil mais curto (carga/descarga), contudo são mais seguras por não oferecerem riscos efeito memória, alta taxa de autodescarga e de explosão quando sobrecarregadas.
- Metais Não-Lítio: pesquisas se concentraram no desenvolvimento de novas tecnologias de baterias que não são baseadas em metais de lítio, tais como sódio, potássio, cálcio e magnésio, propostos como materiais alternativos. Além de serem mais seguros, têm menor custo e são mais abundantes na natureza. Apresentam altas densidades de energia e são relativamente mais seguras.

A fim de estimar o tempo de recarga da bateria poderia ser utilizada a Lei de Ohm para o cálculo de potência elétrica, Equação 2.11, a qual define que o valor da potência (P) é o resultado do produto da tensão (U) pela corrente (i):

$$P = U \cdot i \quad (2.11)$$

Conhecendo-se a potência a ser aplicada bem como a tensão da bateria, será possível calcular a corrente a ser fornecida. A partir deste valor, utilizando a fórmula de cálculo da corrente elétrica com base na carga e sua dissipação no tempo, Equação 2.12, chegar-se-á ao tempo necessário para a recarga completa da bateria:

$$i = \frac{\Delta Q}{\Delta t} \quad (2.12)$$

Consultando as especificações no manual de um DMI comercial (Visia AF MRI™ S VR SureScan™ DVFC3D4) desenvolvido pela Medtronic elencamos os seguintes parâmetros técnicos (MEDTRONIC, 2020):

- Composição química: lítio/prata Hybrid CFx e óxido de vanádio;
- Tensão nominal: 3,2 V;
- Capacidade média para tempo de reposição recomendado (RRT): 1,0 Ah;

Levando em consideração estes parâmetros, associando à potência de 1W (30dBm) proposta anteriormente (SHAW *et al.*, 2021, p. 4118) como sendo segura e eficaz na WPT, é possível, aplicando os valores conhecidos às Equações 2.11 e 2.12, chegar a uma corrente de 312mA e, posteriormente, a um tempo de recarga de 3h e 12min, com a duração dependente da aplicação da bateria e da potência despendida. Faz-se necessário ressaltar que não é o objetivo desta simulação calcular este parâmetro, por limitações do próprio software utilizado.

2.9 NORMAS BRASILEIRAS

No tocante às considerações de segurança abordadas, insta citar também aquelas atribuídas pela ANVISA, que dispõem sobre os requisitos essenciais de segurança e eficácia relativas aos produtos aplicados à saúde. Nesse contexto, ressalta-se a Resolução de Diretoria Colegiada (RDC) nº 546, de 30 de agosto de 2021 (MINISTÉRIO DA SAÚDE², 2021, pp. 2-5), em seu Artigo 43, o qual determina a redução dos riscos de geração de campos eletromagnéticos, no projeto e na fabricação desses produtos, que possam prejudicar a operação de outros equipamentos próximos aos DMI's. Outro artigo da mesma resolução, número 49, define que as partes ou zonas no entorno do DMI não podem alcançar temperaturas que representem perigo em condições normais de uso.

Já a Instrução Normativa (IN) nº 116 de 21 de dezembro de 2021 (MINISTÉRIO DA SAÚDE¹, 2021, pp. 5-10) aponta as normas técnicas a serem utilizadas na certificação de conformidade dos equipamentos, dentre as quais é possível ressaltar as seguintes:

- ABNT NBR IEC 60601-1-2/2017 (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2017, pp. 17-19): em uma simulação fisiológica de um paciente, para uma operação normal do Equipamento Eletromédico, contendo conexões acopladas ao mesmo, não deverá fornecer uma conexão condutiva ou capacitiva intencional à terra durante os ensaios.
- ABNT NBR IEC 60601-1/2012 (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2012, p. 262): aponta as temperaturas máximas permitidas para contato com a pele com partes do Equipamento Eletromédico, conforme apontado na Tabela 2.7, em relação direta aos materiais do invólucro e ao tempo de contato.

Tabela 2.7 – Temperaturas máximas permitidas para o contato com a pele.

<i>Partes Aplicadas do Equipamento Eletromédico</i>		<i>Temperatura Máxima °C</i>		
		Metal e Líquidos	Vidro, porcelana, material vítreo	Material moldado, plástico, borracha, madeira
<i>Contato com o paciente por um tempo “t”</i>	$t < 1 \text{ min}$	51	56	60
	$1 \text{ min} \leq t < 10 \text{ min}$	48	48	48
	$10 \text{ min} \leq t$	43	43	43

Fonte: Adaptação (ANVISA, 2012, p. 138).

Para o registro destes equipamentos a ANVISA estabelece na RDC nº 185, de 22 de outubro de 2021, na Parte 2 Item 1, o risco intrínseco que representam à saúde do paciente, classificando-os na identificação 13.1, Produto Médico Ativo, sendo definido como qualquer equipamento que tenha dependência de fonte de energia elétrica distinta daquela gerada pelo corpo humano (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2001, p. 8).

Com base nas normas citadas, é possível enquadrar dispositivos biomédicos dentro do preconizado pelo órgão de controle, sempre levando em consideração a segurança no uso dos mesmos pelo paciente, possibilitando o registro de um equipamento conforme o estudo em curso.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho caracteriza-se, quanto à abordagem, como pesquisa quantitativa, já que busca dados e parâmetros que auxiliem na resolução de variáveis tidas como primordiais para a avaliação dos métodos de WPT.

Quanto à natureza, é uma pesquisa aplicada, demonstrando através de simulações um ambiente proposto em busca de resultados. Em relação aos objetivos, é descritiva, pois apresenta soluções e procedimentos inerentes à busca de conhecimentos. Já quanto aos procedimentos, é experimental, utilizando simulação para atingir as metas; bibliográfica, pois avalia estudos de outros autores sobre os assuntos abordados; e estudo de caso, apresentando uma situação problema específica no uso de dispositivos implantados.

A proposta é avaliar os conhecimentos já construídos em outros estudos, buscando tão somente responder às hipóteses já formuladas, resumindo as ideias apresentadas pelos autores (GERHARDT; SILVEIRA, 2009, pp. 66-68) através de simulação, com base em parâmetros já identificados nas mesmas análises e outros definidos por órgãos de controle, com o fito de aplicar o método de indução magnética por campo aproximado no desenvolvimento de um dispositivo implantável que seja recarregado por WPT, atendendo aos objetivos aqui dispostos.

Para tanto foi utilizado um modelo similar ao proposto por AGARWAL *et al.* (2017), Figura 3.1, apresentando o campo magnético (B), variável no tempo, produzido pela bobina transmissora (AntenaExt) induz uma força eletromotriz (EMF) nos terminais da bobina receptora (AntenaInt). Essa EMF é captada pelo dispositivo implantado como a corrente elétrica recebida (I) (AGARWAL *et al.*, 2017, p. 137). Os parâmetros utilizados são aqueles definidos na seção 3.2, a saber: Corrente, Tensão e Frequência aplicadas ao circuito externo e distância entre o emissor e o receptor. Já em relação à Corrente e à Tensão gerados pelo método WPT na antena interna, bem como os parâmetros relativos à temperatura e à SAR na pele, serão obtidos nos resultados da simulação.

Aqui serão abordados os procedimentos adotados, com base nos parâmetros elencados e nas configurações necessárias, para a montagem da simulação e sua execução.

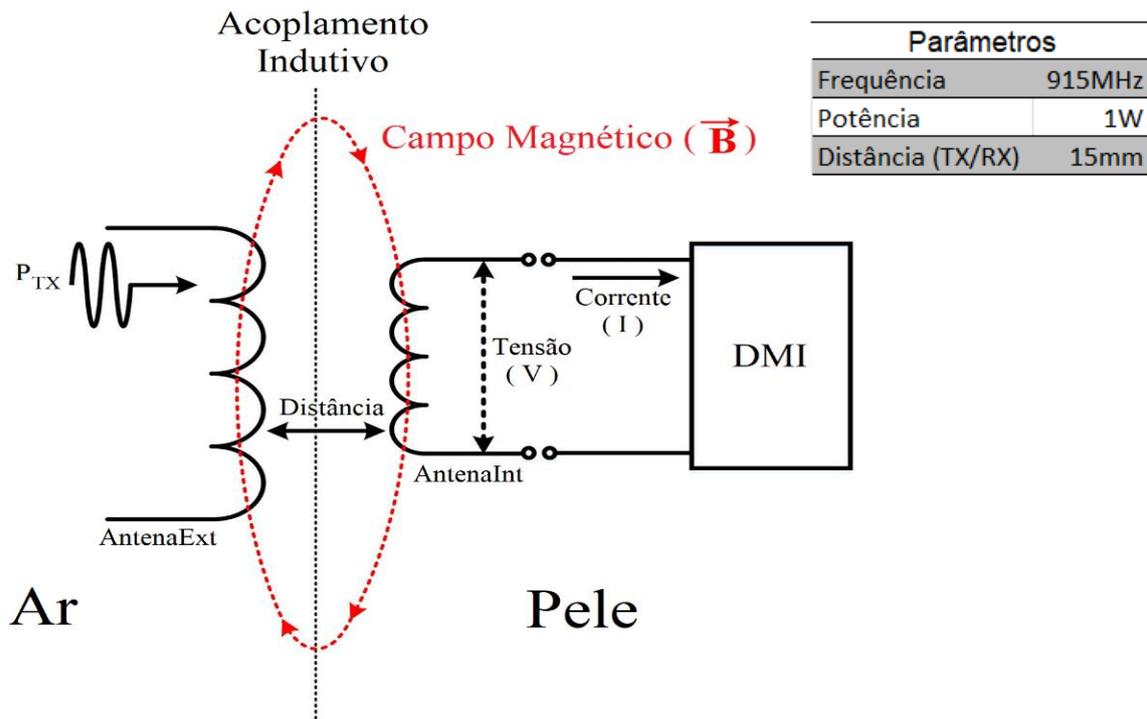


Figura 3.1 – Circuito Básico para a aplicação da WPT em DMI's.
 Fonte: Adaptação (AGARWAL *et al.*, 2017).

Para uma melhor comparação, a Figura 3.2 representa o ambiente de simulação criado em menor escala e com orientação da face no eixo Y.

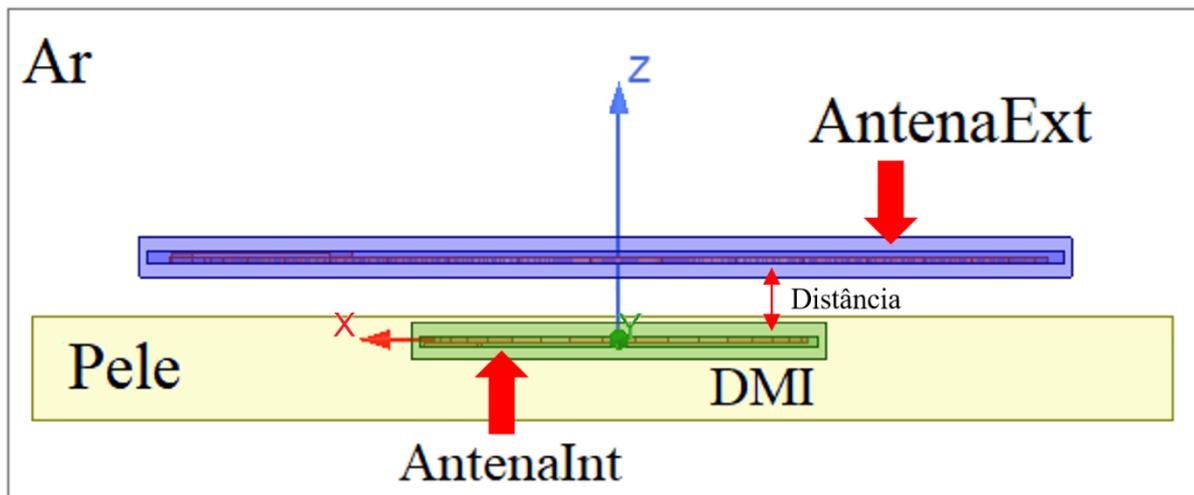


Figura 3.2 – Modelo criado e utilizado na Simulação.

O polígono transparente compõem o ambiente ar; já o polígono amarelo é a pele, contendo em seu interior o DMI e a antena Rx, em verde; aquele em azul representa o dispositivo externo com a antena de Tx, ilustrando o método de transferência de energia indutiva de campo próximo.

3.1 AMBIENTE DE SIMULAÇÃO

Maxwell HFSS[®] é um simulador de campo eletromagnético de alto desempenho para modelagem de dispositivos passivos, da empresa Ansoft Corporation, que utiliza a interface gráfica do Sistema Operacional Windows[®], da Microsoft, possibilitando a visualização do ambiente com geometria 3D arbitrária. Aplica o Método dos Elementos Finitos (FEM, do inglês *Finite Element Method*), técnica onde uma estrutura é subdividida em subseções menores, chamadas elementos finitos, usados em um modelo de malha, composta por elementos denominados arestas (faces) e nós (pontos de interseção das arestas). Uma solução é encontrada para os campos, dentro dos elementos finitos, quando estes estão inter-relacionados e são aplicados nas equações de Maxwell, ou seja, quando os limites entre os elementos são satisfeitos, produzindo uma solução para toda a estrutura (ANSYS, 2013, pp. 5-9).

A interface é intuitiva e de fácil entendimento, possuindo uma estrutura tecnicamente simplificada, envolvendo basicamente 4 passos, os quais podem ser observados, com suas nuances, na Figura 3.3, definidos conforme a seguir (Ansoft Coporation, 2005, p. 17):

1. Definição de modelos paramétricos, criando a geometria, os limites físicos e as excitações geradas;
2. Configuração da análise, definindo a solução desejada e as varreduras de frequência;
3. Criação dos relatórios, gráficos e simulações 2D ou 3D nas áreas de campo, buscando a apresentação dos resultados, e;
4. Execução do Loop de Soluções, onde o processo que é totalmente automatizado, executa as análises e cálculos pertinentes.

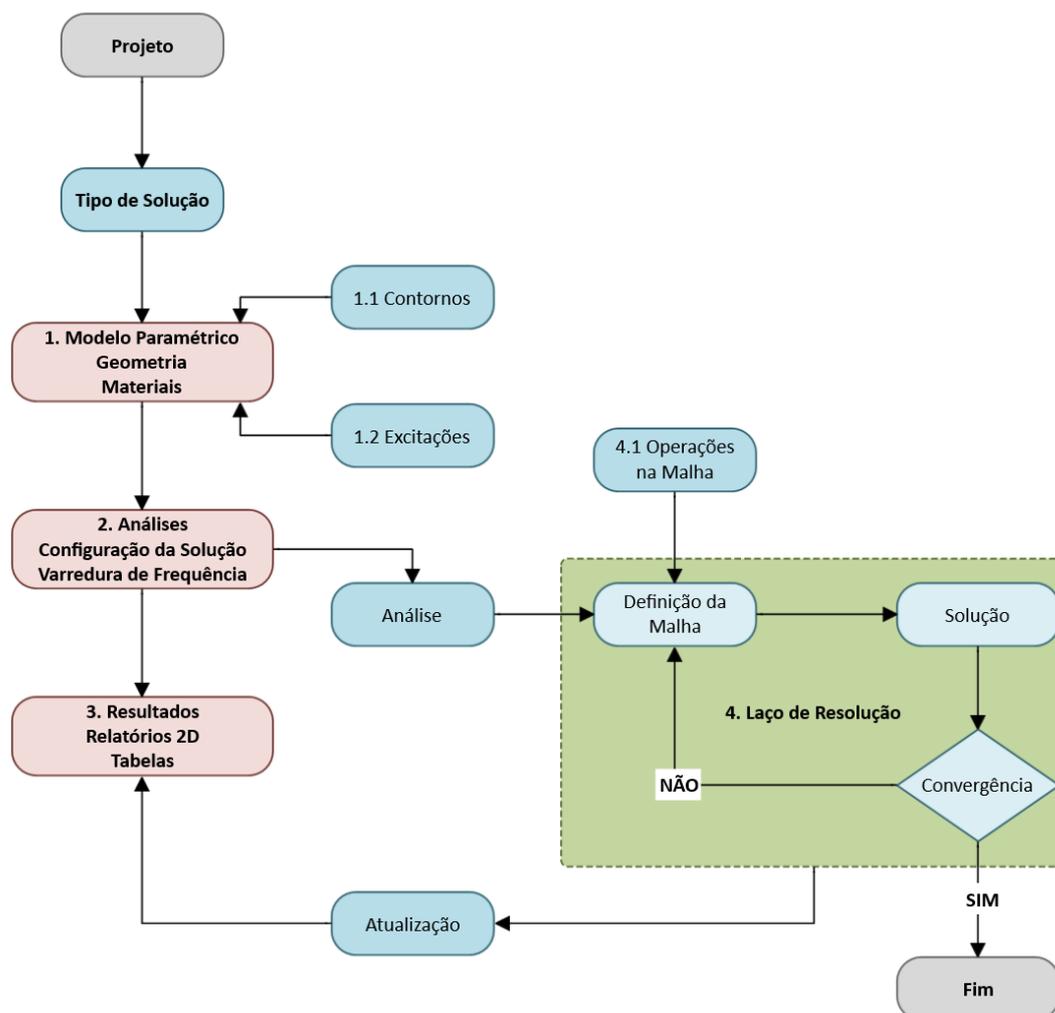


Figura 3.3 – Passos para a criação de simulações no HFSS.
Fonte: Adaptação (Ansoft Corporation, 2005).

Outros sistemas de simulação existentes, tais como:

- AWR Design Environment;
- Comsol Multiphysics;
- CST Studio Suite;
- FEKO;
- MATLAB (Antenna Toolbox), e;
- Sonnet.

A escolha do HFSS se deu tecnicamente em virtude de ser especialmente projetado para simulações de alta frequência com antenas, além da capacidade de simulação de geometrias complexas e estruturas multicamadas, com foco em dispositivos eletromagnéticos avançados, tornando-o indicado para o uso no presente trabalho.

3.2 PARÂMETROS ADOTADOS

No desenvolvimento da simulação buscou-se diversos parâmetros elétricos referentes aos materiais e tecidos, bem como as dimensões e composição dos invólucros dos dispositivos, visando, desta forma, aproximar ao máximo os resultados aqui obtidos daqueles observados fisicamente em situações reais. Seguem os parâmetros identificados:

- a) Características Físicas DMI, utilizando como base o dispositivo da *Medtronic* modelo *Visia AF MRI SureScan*[®] (MEDTRONIC, 2020, p. 25):
 - Medidas (H x W x D): 64mm x 51mm x 13mm;
 - Material do Invólucro: Poliuretano.
- b) Propriedades Elétricas do Poliuretano (XIDONG *et al.*, 2015, p. 865) (Apêndice I):
 - Resistividade = $1.4 \times 10^{11} \Omega\text{m}$;
 - Permissividade = 5 a 7,5;
 - Fator Dielétrico $\tan(\delta) = 0,025$ a $0,225$ (frequência na faixa de 1Hz a 1×10^7 Hz).
- c) Frequência de operação (SHADID, 2018, pp. 102, 109):
 - Em relação à SAR = 915MHz;
 - Em relação ao maior coeficiente de transferência e eficiência = 905MHz.
- d) Propriedades Elétricas dos tecidos (SHADID, 2018, p. 37):
 - Pele (Apêndice I):
 - Permissividade Elétrica (ϵ_r) = 41,40
 - Condutividade (σ) = 0,87
 - Tangente de Perdas ($\tan \delta$) = 0,42
- e) Características físicas e parâmetros das antenas (SHADID, 2018, p. 38-48[40]):
 - Externa:
 - (1) Altura da Trilha = 0,5mm;
 - (2) Largura da Trilha (W) = 1,6mm;
 - (3) Início do Raio = 21mm (a 30mm);
 - (4) Incremento do Raio por volta = 3mm (Largura da trilha + 1,4mm de distância entre as espirais);
 - (5) Passo da Espiral (S) = 0mm (plana);
 - (6) Voltas = 4.

- Interna:
 - (1) Altura da Trilha = 0,5mm;
 - (2) Largura da Trilha (W) = 300 μ m;
 - (3) Início do Raio = 10,5mm (a 14mm);
 - (4) Incremento do Raio por volta = 800 μ m (Largura da trilha + 500 μ m de distância entre as espirais);
 - (5) Passo da Espiral (S) = 0mm (plana);
 - (6) Voltas = 5.
- f) Distância entre a fonte de emissão e a carga (SHADID, 2018, p. 36):
 - 15mm;
- g) Outros parâmetros, referentes ao Ar, Cobre e demais materiais ou tecidos necessários para a execução desta simulação, já existem na biblioteca de dados do sistema.

3.3 SIMULAÇÃO

Inicialmente a escolha do método de simulação é necessário para a correta obtenção dos resultados, já que o HFSS possibilita uma vasta gama de soluções. Portanto, será utilizado o método *Driven Modal*, possibilitando calcular os campos e a distribuição de energia dos modos de interesse nas estruturas, com base nos parâmetros S , e o tipo de solução *Modal Network*, a qual utiliza a matriz S para calcular potências incidentes e refletidas, opções indicadas pelo desenvolvedor para a aplicação em antenas. Desta forma, a simulação será desenhada seguindo o disposto na Figura 3.3 e utilizando os parâmetros já elencados na Seção 3.2, Parâmetros Adotados.

3.3.1 Definição dos Parâmetros, Criação da Geometria, dos Limites e Excitações

Serão geradas as antenas, as quais serão denominadas de AntenaExt, aquela utilizada para gerar o sinal que induzirá o sinal para recarregar o DMI, e AntenaInt, que estará dentro do dispositivo implantado.

Nesse passo será utilizado o tipo de solução Modal usada para a maioria das simulações HFSS, especialmente aquelas que incluem estruturas passivas de alta frequência, tais como micro *strips*, guias de onda e linhas de transmissão.

Na criação das antenas será utilizada a ferramenta de desenho nas opções:

- *User Defined Primitive*, onde são apresentados modelos padronizados para a criação de geometrias planas;
- *SegmentedHelix*, possibilita gerar uma geometria helicoidal;
- *RectHelix*, permite segmentar a geometria criada em seções transversais;
- Enfim preenchendo a tabela com os respectivos parâmetros, nesse caso, da Antena Externa e logo na sequência repetindo estas ações para a Antena Interna, alterando também o material para *Cooper* (Cobre) já existente na biblioteca da aplicação.

Após as sequências anteriormente descritas obtêm-se a estrutura conforme a Figura 3.4, composta por duas bobinas dispostas no eixo Y e alinhadas pelo centro geométrico de ambas.

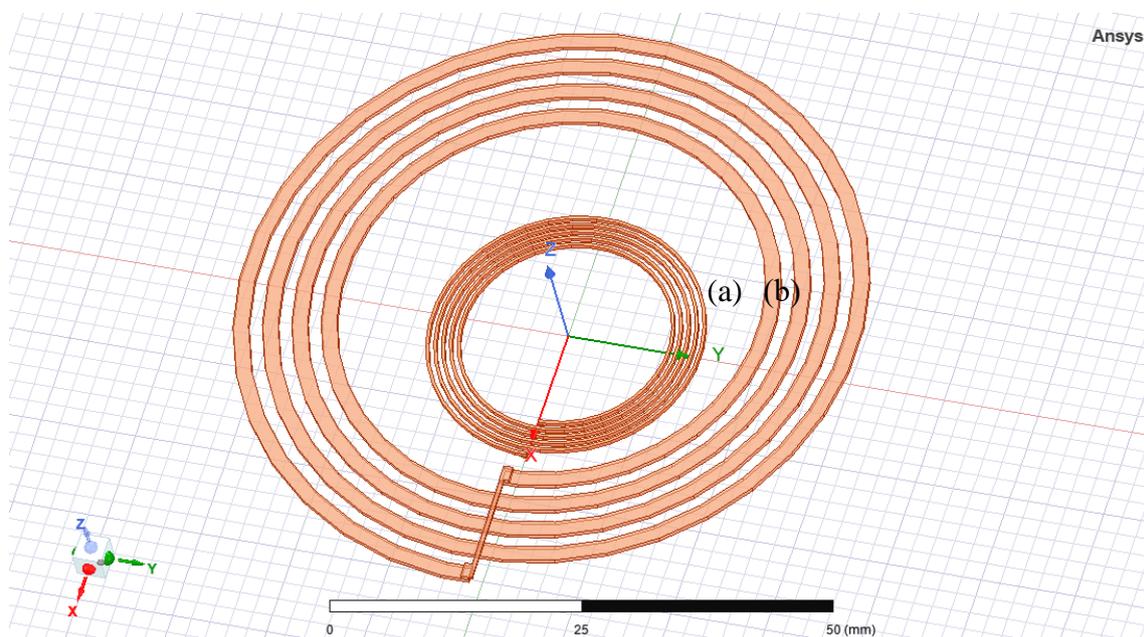


Figura 3.4 – Estrutura de simulação das Antenas Interna (a) e Externa (b) após suas definições.

Em busca de resultados mais próximos de situações reais, criou-se um BOX envolvendo as bobinas, o qual simula o Ar, utilizando a ferramenta *Draw – Box*, editando os parâmetros do mesmo como segue:

- Posição: 100, -100, -5 (definindo as coordenadas nos eixos X, Y e Z respectivamente);
- Tamanhos: -200, 200, 30 (definindo os respectivos tamanhos em X, Y e Z).
- A seguir, deve-se alterar o material para *Air* (Ar).

Como resultado teremos um ambiente simulando o Ar onde estarão inseridas as antenas anteriormente criadas, formando uma estrutura conforme aquela apresentada na Figura 3.5.

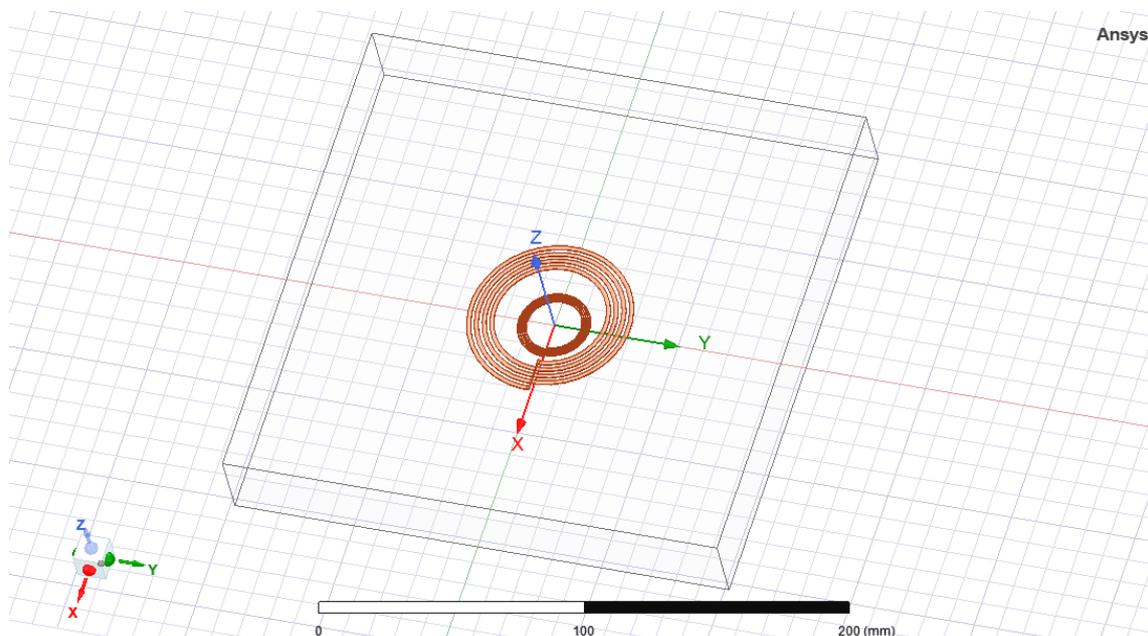


Figura 3.5 – Criação do ambiente Ar, envolvendo as antenas, para a simulação no HFSS.

Outros 3 ambientes são necessários, com vistas a definir condições específicas e calcular resultados diferenciados nos dispositivos e tecidos:

- O corpo humano, coberto por pele;
- O invólucro do DMI, construído em Poliuretano, e;
- O invólucro do dispositivo de recarga, usado externamente.

A criação desses ambientes secundários foi, inicialmente, no mesmo formato daquele que definiu o ambiente Ar, considerando apenas o tamanho e a disposição dos mesmos de forma a atenderem às questões de distância entre si. Entretanto notou-se que ao se definir os mesmos, vários erros de *InterSect*, que surgiam na validação do modelo, limitavam a simulação. Foram efetuadas pesquisas na documentação do sistema visando encontrar uma solução, resultando na determinação de que esse método não é o ideal, já que o sistema identifica dois objetos inclusos no mesmo local do espaço, indo de encontro ao conceito da impenetrabilidade (MATTOS, 2000, p. 5). Os componentes da estrutura final podem ser observados na Figura 3.6 a seguir.

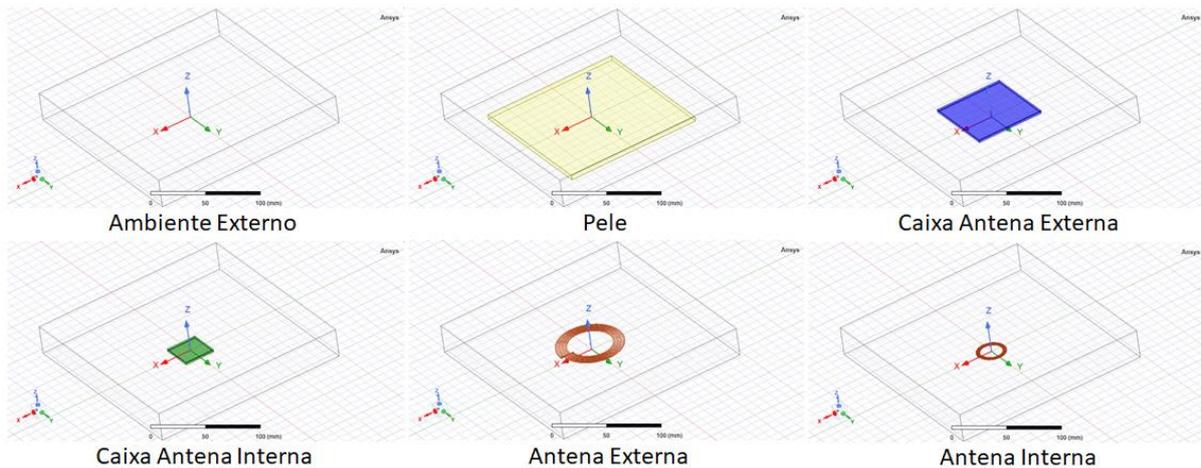


Figura 3.6 – Estruturas criadas que compõem o ambiente de simulação.

Nesse contexto buscou-se formas de gerar os dispositivos no formato proposto utilizando as ferramentas disponibilizadas pelo sistema, a saber:

- *InterSect*: visa eliminar interseções de objetos antes que uma malha seja criada, contudo deve ser utilizada quando faces estão em contato, não corrigindo a questão de um objeto, antena, dentro de outro, invólucro;
- *Imprint*: possibilita alterar a geometria de um objeto com base em outro que o cruza, resultando em uma face maior composta pela linha de interseção das bordas dos objetos.

Outra solução que foi aplicada visando sanar os erros, foi a definição de *Boundary Conditions* separando as malhas interna e externa, contudo não surtiu o efeito desejado.

A solução encontrada foi recriar os ambientes utilizando a ferramenta *Box* gerando todas as faces do invólucro, aplicando após a montagem a ferramenta *Unite*, gerando uma caixa dentro da qual as antenas serão inseridas; e na criação do ambiente *Pele*, mantendo apenas as distâncias necessárias entre as bordas dos objetos de forma que não se cruzem, desta forma a análise não apontará erros que impeçam a simulação.

Assim foram definidas as medidas e distâncias, bem como o material dos ambientes conforme a Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Parâmetros para a criação dos ambientes secundários.

	<i>Invólucro</i>		
	Interno (DMI)	Externo	Corpo
<i>Posicionamento (X, Y e Z)</i>	-15.5, -15.5, -1.5	35.5, -36, 5.75	70, -70, -3.5
<i>Tamanho X</i>	31	-70	-140
<i>Tamanho Y</i>	31	70	140
<i>Tamanho Z</i>	1	1	5
<i>Material</i>	Poliuretano		Skin (Pele)

Após esses passos, a estrutura de simulação será tal qual a apresentada na Figura 3.7, onde podem ser identificados os ambientes Ar, polígono transparente, o corpo (pele) em amarelo, em azul o dispositivo externo e em verde o DMI.

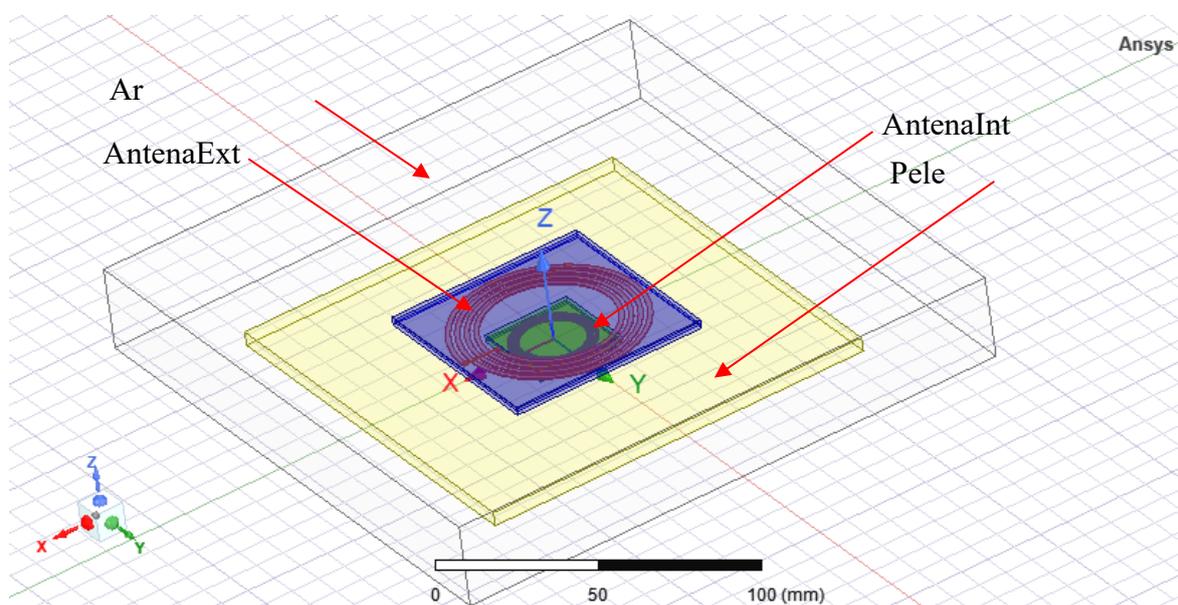


Figura 3.7 – Simulação com os ambientes já definidos.

Nesse passo serão criadas as conexões e os respectivos *links* de alimentação das antenas. Para tanto, novamente utilizaremos a ferramenta *Draw box* do HFSS.

Inicialmente cria-se um Box em cada extremo da antena, com especial atenção ao fato de que devem estar em contato com aquela ocupando toda a superfície da extremidade, conforme Figura 3.8.

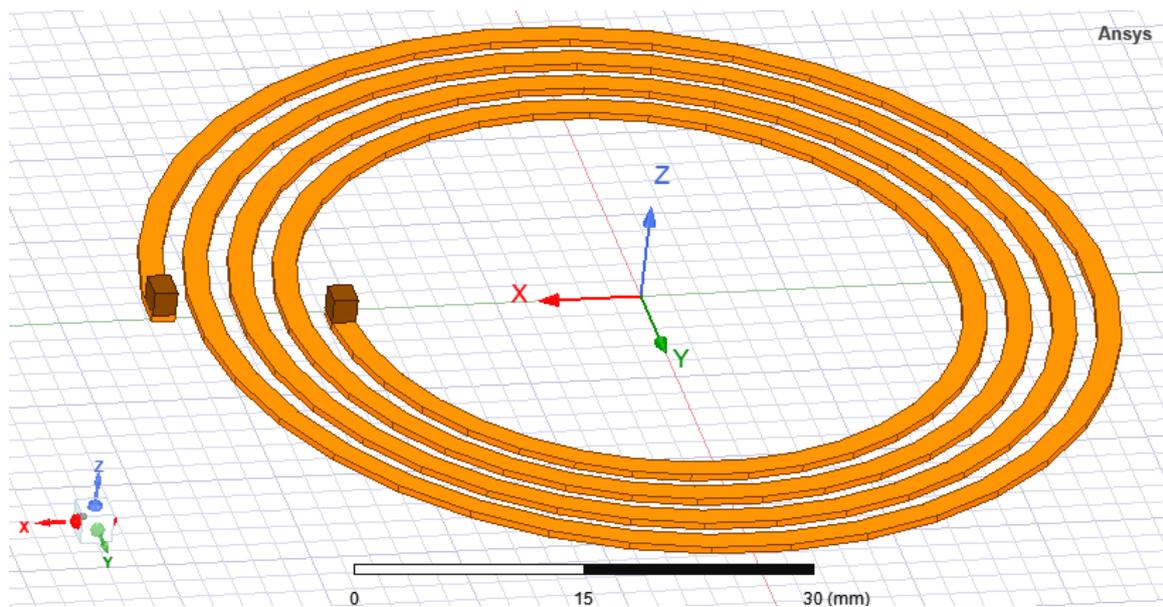


Figura 3.8 – Criação e posicionamento das conexões com a antena.

É possível notar que a disposição das conexões proporciona uma área onde a ligação (*link*) ficará posicionada de forma a tocar ambas as estruturas, evitando, porém, tocar as voltas da antena em outros pontos, conferindo maior realidade nos cálculos que serão gerados pela simulação. Se necessário alguns ajustes de posicionamento deverão ser efetuados para garantir o correto posicionamento.

Em seguida será criado o *link* de alimentação da antena, o qual consiste em uma extensão entre as conexões criadas no passo anterior Figura 3.9 (a), devendo manter um posicionamento acima da estrutura, Figura 3.9 (b).

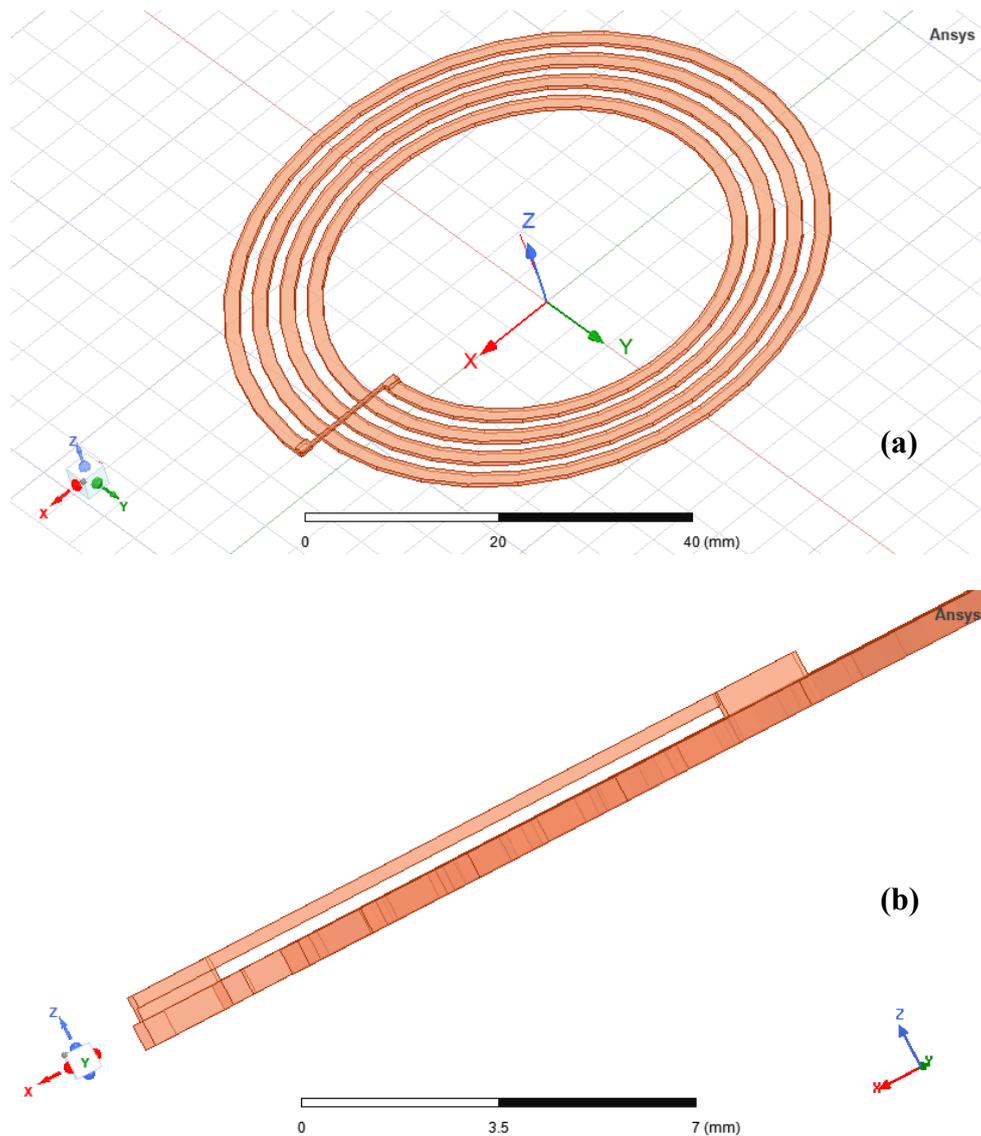


Figura 3.9 – Criação e posicionamento dos links com as conexões da antena.

Para que a estrutura composta pelos objetos antena, conexões e *link* se comportem como um só, dever-se-á seleccionar todos esses itens e utilizar a ferramenta *Unite*, que pode ser acessada pelo menu *Modeler*, opção *Boolean*, do HFSS. Os mesmos procedimentos devem ser tomados com a estrutura da antena interna do DMI.

3.3.2 Configuração da Solução

Nesse tópico serão alocados os sinais de excitação da antena de Tx bem como serão invocados os sinais resultantes de Rx. Também serão criadas as malhas de leitura referentes aos campos gerados nas respectivas antenas e as malhas de aquecimento definidas na área da pele e do DMI implantado (Apêndice II).

Para criar as condições de contorno na área Ar, que é delimitada e conhecida, será criada uma região denominada AmbienteExt, a qual possibilitará limitar a radiação no contorno da região.

No tocante às malhas de cálculo (Apêndice III), serão selecionados os itens relativos ao InvólucroDMI e ao Corpo, que equivalem aos materiais Poliuretano e à Pele respectivamente. Para o invólucro os cálculos levarão por base o comprimento, enquanto que para o Corpo serão baseados na profundidade, visando avaliar as alterações no tecido. Os valores serão os padrões, já preenchidos pelo sistema, com exceção da profundidade da pele, em inglês *Skin Depth*, que será de 3mm, valor definido na seção 2.5.1, Tabela 2.3.

Deverá ser definida a análise das configurações efetuadas (Apêndice IV) com base na frequência desejada, 915MHz, bem como o número de simulações para efetuar os cálculos necessários. Para tanto, será necessário a definição de parâmetros definirão a convergência dos campos elétricos ou magnéticos entre as antenas.

A solução da SAR no tecido pele e no invólucro do DMI será calculada com uma função *Calculator*, localizada no menu HFSS (Apêndice V), a qual proverá a medida *LocalSAR*.

Outra necessidade foi a criação de uma variável vinculada à AntenaExt, nomeada como GIRO (Apêndice VIII), deslocando a fonte de emissão em até 1,5° (um grau e meio), tal qual fosse um ajuste no posicionamento, haja vista que o alinhamento das antenas é fator primordial para um percentual alto de PTE, utilizada no simulador para a definição de energia.

Por fim, foi inserido outro modelo de solução, o *Mechanical Desingn (Thermal)*, para a análise das temperaturas, o qual se mostrou um desafio inicialmente (fato corroborado pela quantidade de versões da presente simulação), haja vista que não era possível mensurá-las através do modelo inicialmente adotado, o HFSS *Design (Modal Network)*. Contudo, a importação do projeto e sua configuração facilitou a realização deste trabalho. A Figura 3.10 apresenta a tela do sistema de simulação com os modelos de solução adotados, bem como os materiais que compõe o ambiente. O título, localizado na barra superior da janela, indica a versão final do projeto (14).

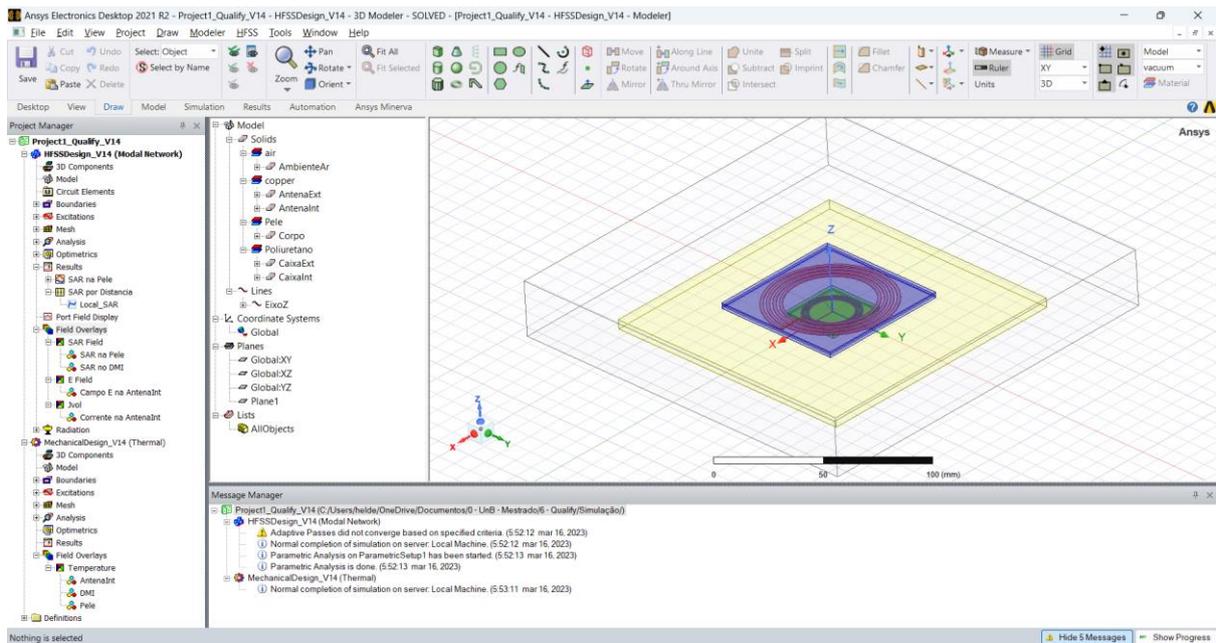


Figura 3.10 – Ambiente final de simulação com os dois modelos de solução adotados.

3.3.3 Execução da Simulação

Ao término de todas as configurações anteriores deve-se executar a validação do modelo em *Validation Check*. Estando todos os itens em verde, como na Figura 3.11, basta executar a opção *Analyze All* e aguardar o término da análise.

Os resultados serão apresentados nas opções *Results* e *Filed Overlays*.

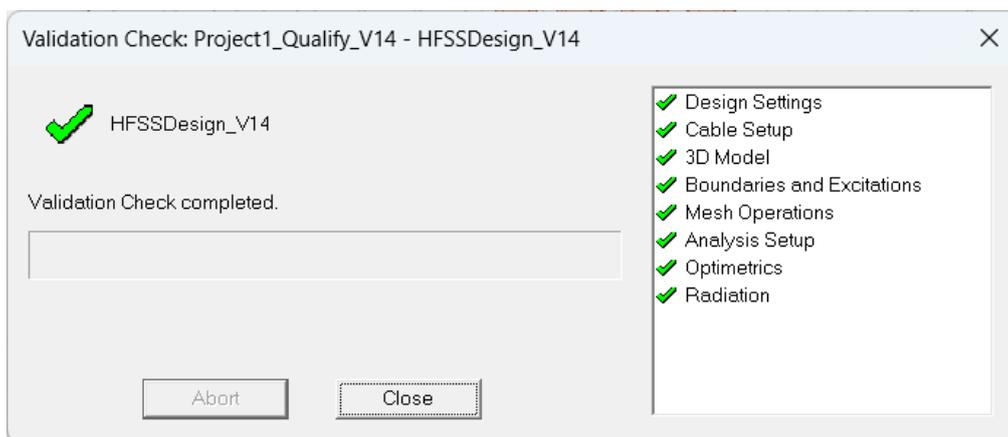


Figura 3.11 – Resultado da validação referente a configuração da simulação.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Em relação aos resultados obtidos, apresentando a medição da SAR na pele bem como a média das medições em relação às distâncias, obteve-se o gráfico apresentado na Figura 4.1. Aqui ressalta-se o exposto no item 3.3.2, no tocante à variável GIRO (Apêndice VIII), com variação de 0 a 1,5° e 0,50° de passo, totalizando 3 (três) ajustes, o que possibilitou a geração dos gráficos apresentados.

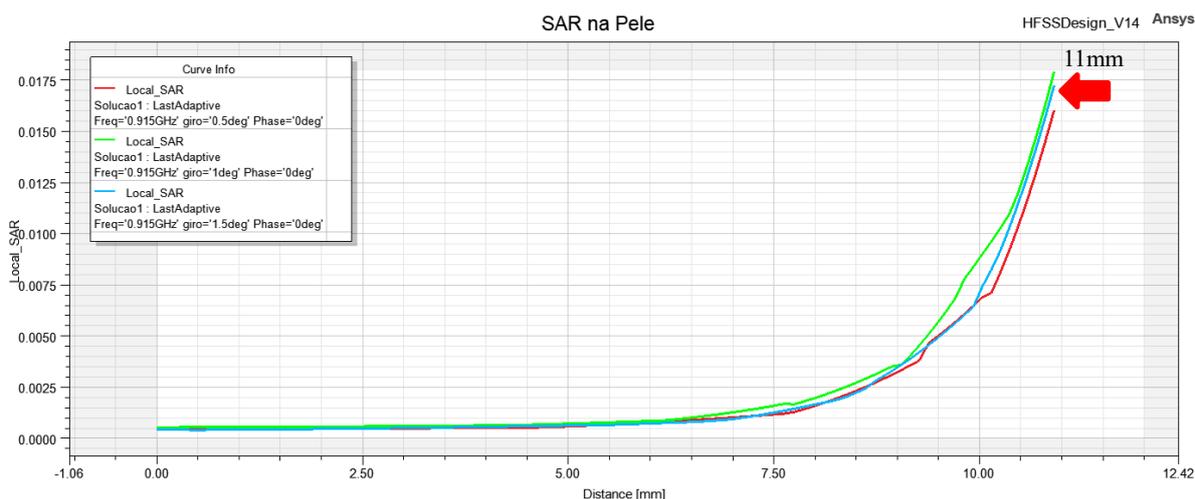


Figura 4.1 – SAR medida na superfície da pele (a) e as médias (b).

A escala que representa a distância em relação à taxa de absorção específica na superfície da pele, varia em uma distância de 0 a 11mm, sendo que a adotada na simulação foi de 15mm, alteração ocorrida devido ao cálculo do HFSS levar em consideração as espessuras das estruturas dos invólucros e da pele.

Visando uma avaliação visual da SAR na pele e no DMI, foi gerada a Figura 4.2 (a) e (b), que apresenta as áreas afetadas na recarga com colorações diferenciadas e seus valores, respectivamente.

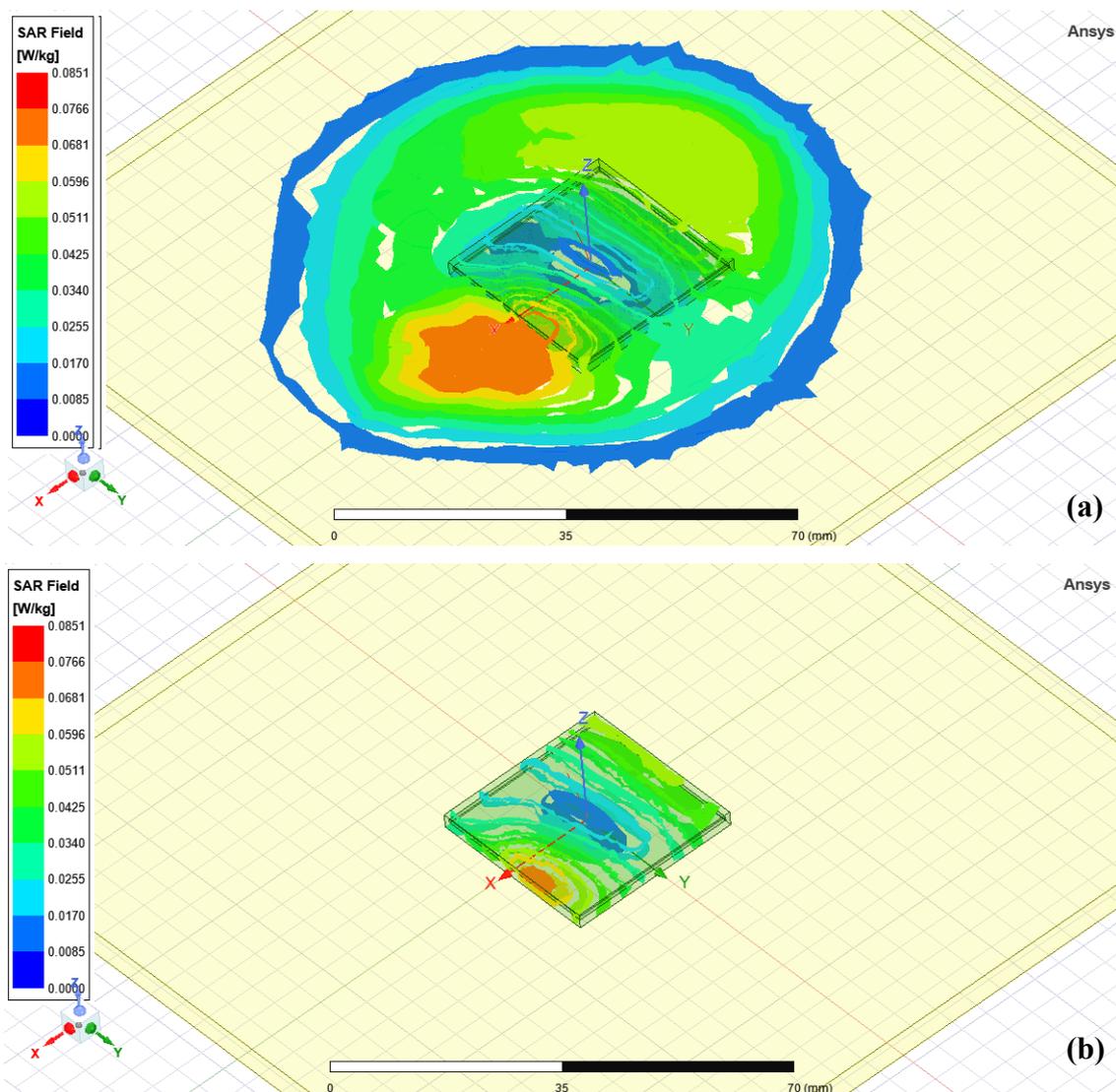


Figura 4.2 – SAR gerada na superfície da pele (a) e no DMI (b).

Esperava-se identificar a SAR relativa na pele, com valor dentro dos parâmetros recomendados, algo entre 0,08 W/kg e 1,6 W/kg por $1g^3$ de tecido (BERCICH *et al.*, 2013, p. 4). Após a simulação a SAR máxima encontrada foi de 0,0766W/Kg tanto no DMI quanto na região definida como pele, valores abaixo daquele inicialmente definido, demonstrando um comprometimento mínimo na região de aplicação da energia. Com base nos relatórios gerados, constata-se que a maior parte da SAR na área definida como pele se encontra no local da alimentação da AntenaExt, contudo, o valor ainda é dentro dos parâmetros propostos.

Ainda no contexto da SAR, sobre a questão da distância da fonte externa em relação ao DMI, variando a distância entre as antenas de 0 até 11mm, é possível comprovar que a alteração no valor da SAR pode ser desconsiderada, conforme pode ser observado na Figura 4.3,

salientado que a distância utilizada no presente trabalho foi de 15mm entre as antenas e a diferença de 4mm se dá em virtude das espessuras das paredes dos invólucros, externo e interno, e da pele serem abatidas da adotada.

SAR por Distancia HFSSDesign_V14 Ansys

Distance [mm]	Local_SAR Solucao1 : LastAdaptive Freq='0.915GHz' giro='0.5deg' Phase='0deg'	Local_SAR Solucao1 : LastAdaptive Freq='0.915GHz' giro='1deg' Phase='0deg'	Local_SAR Solucao1 : LastAdaptive Freq='0.915GHz' giro='1.5deg' Phase='0deg'
1	0.000000	0.000488	0.000546
2	0.991091	0.000498	0.000569
3	1.982182	0.000505	0.000586
4	2.973273	0.000507	0.000610
5	3.964364	0.000529	0.000641
6	4.955455	0.000595	0.000724
7	5.946545	0.000772	0.000855
8	6.937636	0.001016	0.001248
9	7.928727	0.001517	0.001894
10	8.919818	0.003091	0.003492
11	9.910909	0.006443	0.008321
12	10.902000	0.016018	0.017891

Figura 4.3 – SAR em relação à distância entre as Antenas.

No que diz respeito ao campo elétrico induzido na área do DMI, obteve-se como resultado aquele visualizado na Figura 4.4, a qual apresenta a configuração dos vetores do campo elétrico a partir da antena do dispositivo.

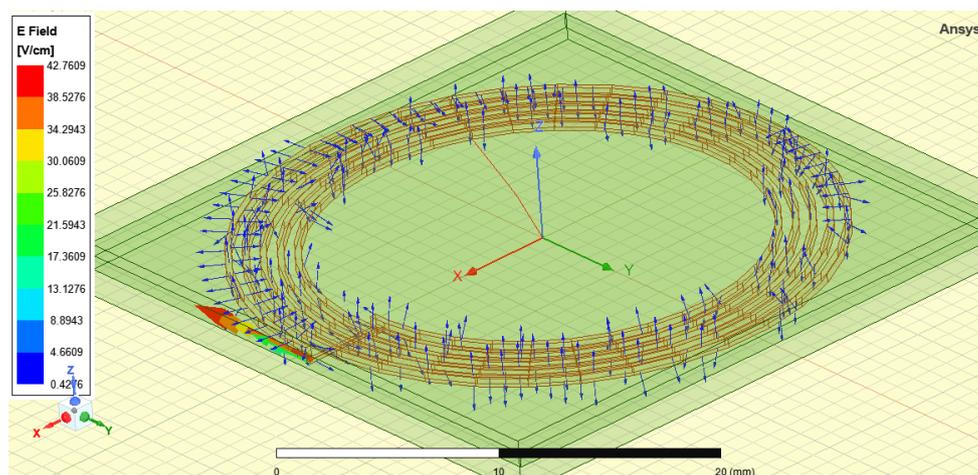


Figura 4.4 – Intensidade do campo elétrico induzido na antena Rx e seus vetores.

Em relação à energia induzida especificamente na AntenaInt, Figura 4.4, é possível observar que o campo elétrico induzido tem o valor de 4,6609V/cm. No tocante à corrente a Figura 4.5, com atenção ao detalhe em primeiro plano, visualiza-se o valor de 0,1853A/cm² medido no link de conexão entre os extremos da AntenaInt.

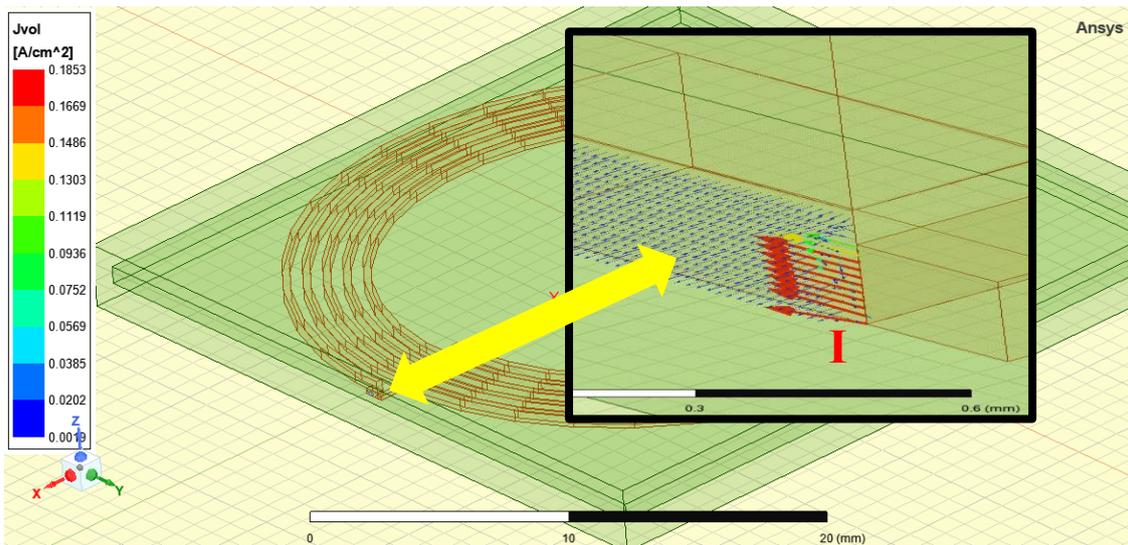


Figura 4.5 – Corrente adquirida (I) na AntenaInt (recorte ampliado).

Utilizando a ferramenta *Measure* do HFSS, obteve-se a medida da área da AntenaInt, Figura 4.6, no valor de $117,66\text{mm}^2$, possibilitando calcular que a corrente nominal é de 218mA.

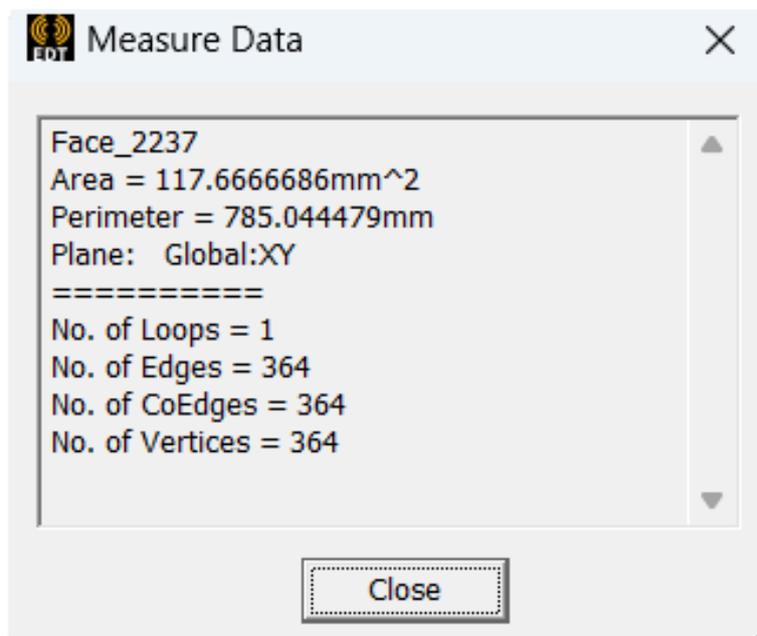


Figura 4.6 – Medidas da AntenaInt.

Quanto às temperaturas, houve a necessidade de implementar outra solução no Projeto do HFSS, visando obter tais resultados. Desta forma, inseriu-se um *Mechanical Desingn (Thermal)* para o qual foram copiados todos os componentes 3D referentes ao ambiente de simulação. Após as atribuições de Perda de Excitação Eletromagnética (*EM Loss*) nas regiões que interferem na indução (Apêndice VI), nesse caso o ar, a pele e os invólucros das antenas,

foi definida a Fronteira de Convecção (*Boundary Convection*), forma de transferência de energia térmica (calor), buscando a análise das temperaturas na Pele, no Invólucro do DMI e na AntenaInt (Apêndice VII). Contudo alguns parâmetros até então não definidos foram necessários.

Para o cálculo da temperatura na Pele usou-se as propriedades definidas na Tabela 4.1 (HO; JONES, 2008, v. 130, p. 3).

Tabela 4.1 – Propriedades Térmica e Mecânicas da pele.

<i>Material</i>	<i>Pele</i>
<i>Condutividade k (W/m K)</i>	0,37 ^a
<i>Densidade ρ (Kg/m³)</i>	1000 ^c
<i>Capacidade Térmica Específica c (J/Kg K)</i>	3770 ^c
<i>Coefficiente de Atrito (κρc)^{1/2} (J/m² s^{1/2} K)</i>	1181
<i>Difusividade Térmica α (m²/s)</i>	9,81 x 10 ⁸
<i>Superfície de Atrito R_q^d (μm)</i>	21,69 ^e
<i>Inclinação da Asperidade Δa (rad)</i>	0,3 ^e

Fonte: Adaptação (HO; JONES, 2008).

Quanto ao parâmetro necessário para o cálculo da temperatura no invólucro do DMI, o qual é composto por Poliuretano, foi usado o valor referente a sua Condutividade Térmica determinada em 0,29W/mK (LASANCE, 2001).

Almejava-se mensurar o aquecimento na região onde o DMI está localizado, e no próprio dispositivo, com valor admitido não superior a 2°C, já que para variações acima desse limiar estudos mostram efeitos adversos sobre células vivas (BERCICH *et al.*, 2013, p. 2). Levando-se em conta que a temperatura corporal deve estar na faixa de 35,8 a 37,1°C (EPSTEIN *et al.*, 1997, p. 47) e que a medida na simulação não ultrapassou 20,21°C, considerando o aquecimento no DMI, é possível notar que o método atende sobremaneira ao requisito de segurança.

Ressalta-se que em estudos de laboratório, dispositivos implantados foram mantidos na temperatura das amostras e, após 15min de recarga, mantiveram a temperatura adjacente aos mesmos estável, sendo apontado que os tecidos dissipam boa parte do calor gerado pela

aplicação da potência de 40mW. Os resultados relativos à temperatura podem ser visualizados na Figura 4.7.

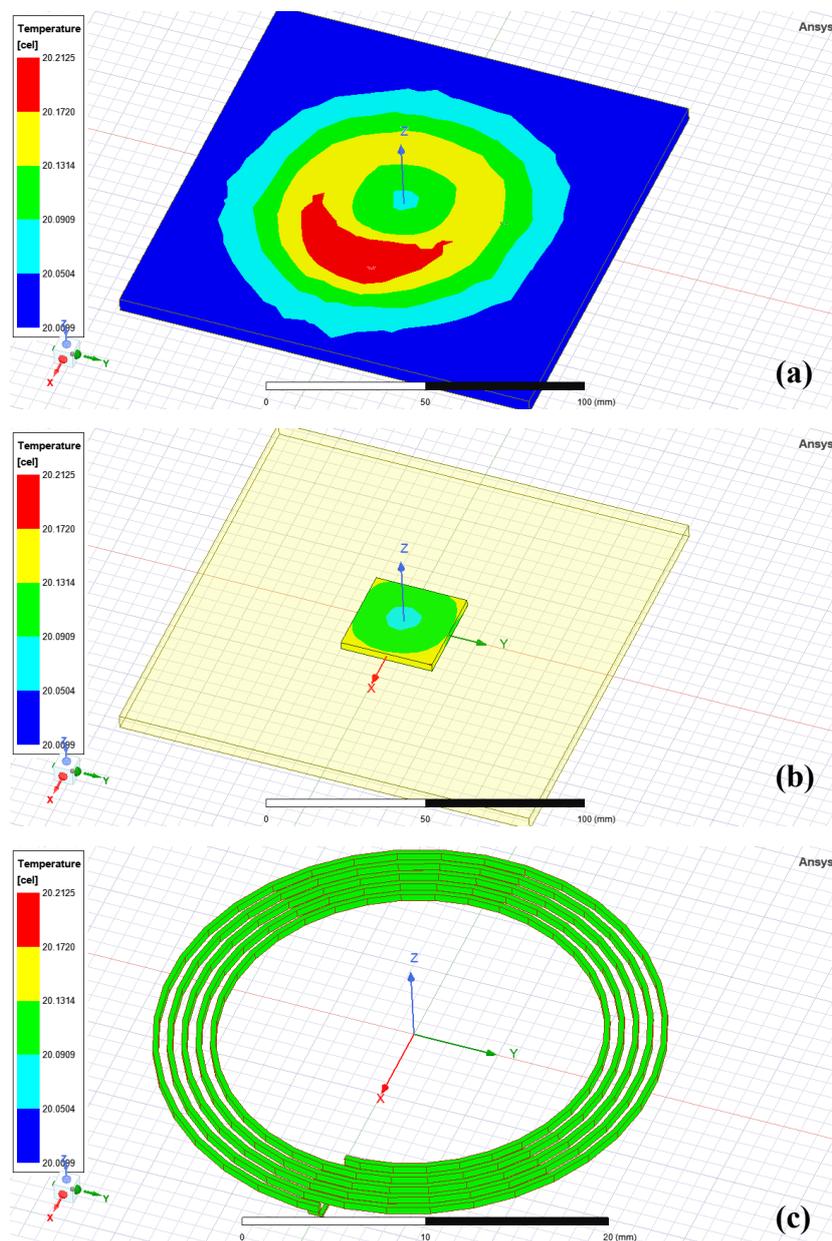


Figura 4.7 – Resultados da análise de temperatura na Pele (a), no DMI (b) e na AntenaInt (c).

Por fim, no tocante à quantidade de energia gerada na Antena Rx, validando se a capacidade de recarga de um dispositivo implantado seria possível, ensaios em laboratórios aplicando o método ora abordado, utilizaram tensões entre 3,5V e 5V com correntes de até 300mA, alcançando resultados satisfatórios (ANWAR *et al.*, 2022, v. 69, pp. 3074, 3077 e 3085). Desta forma, estando a tensão e a corrente obtidas próximas das utilizadas comercialmente, acredita-se ser possível ajustar os parâmetros iniciais visando alcançar valores

que possibilitem a aplicação sugerida nesta pesquisa, sem inferir grandes alterações nos outros resultados.

No que se refere à tensão induzida na AntenaInt, utilizou-se a funcionalidade *Fields Calculator* do próprio HFSS, Figura 4.8, que leva em consideração o cálculo da eficiência (PTE), aplicando a integral do escalar dos vetores na superfície da antena, chegando ao valor de 3,249V.

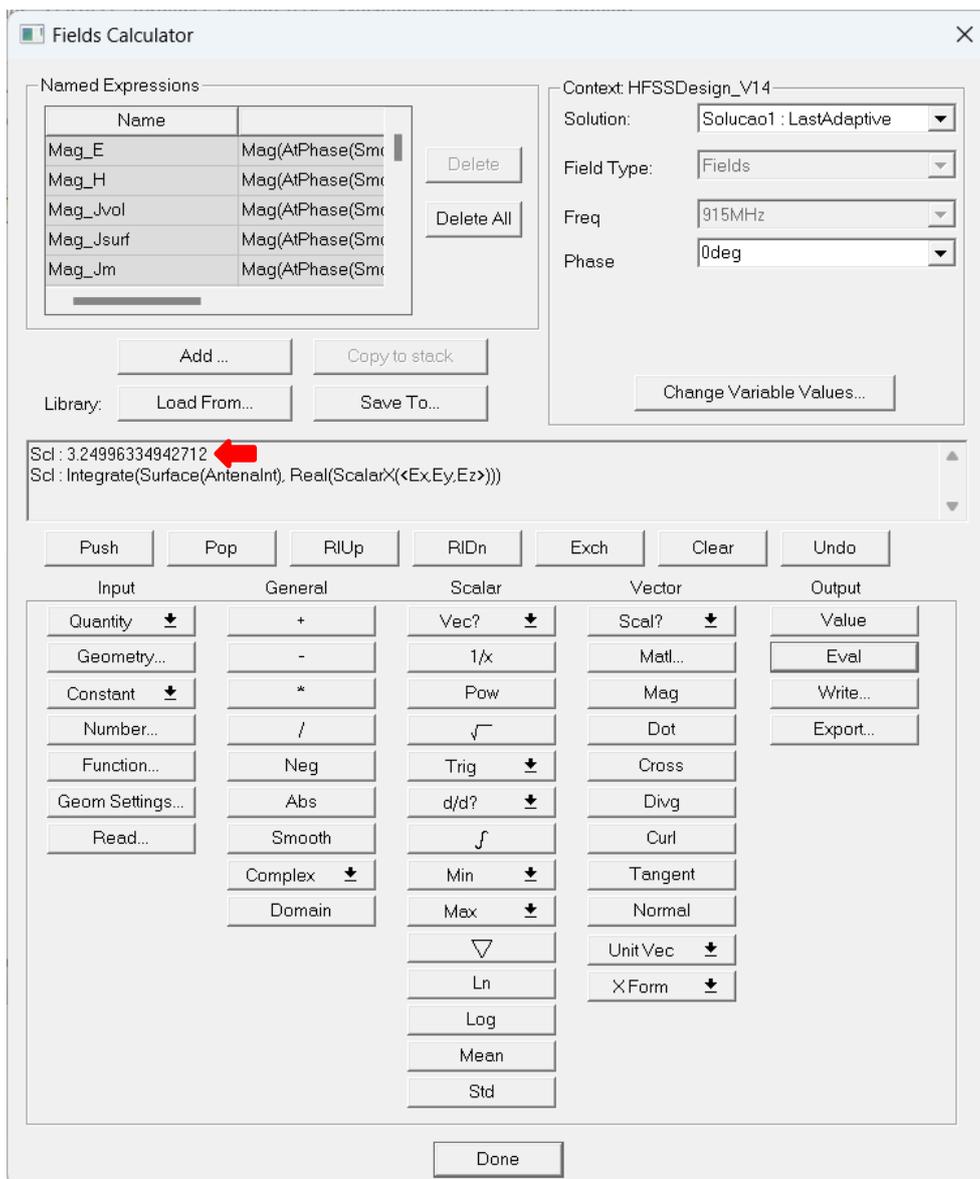


Figura 4.8 – Resultado do cálculo da Tensão na AntenaInt.

Os resultados alcançados, após a execução da análise do sistema de simulação, seguindo os parâmetros previamente definidos, estão relatados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Resultados obtidos.

<i>Parâmetro</i>		<i>Valor Obtido</i>	<i>Limiar</i>	<i>Referência</i>
<i>Tensão Induzida na Antena Interna</i>	<i>Campo Elétrico</i>	<i>4,66V</i>	-	-
	<i>Nominal</i>	<i>3,25V</i>	<i>3,20V</i>	<i>(Shaw et al., 2021)</i>
<i>Corrente Nominal na Antena Interna</i>		<i>218mA</i>	<i>312mA</i>	
<i>Temperaturas</i> <i>(máx. 37,1°C)</i> <i>(EPSTEIN et al., 1997)</i>	<i>Na Pele</i>	<i>20,21°</i>	<i>Alterações não podem exceder 2°C na máxima.</i>	<i>(Bercich et al., 2013)</i>
	<i>No DMI</i>	<i>20,17°</i>		
	<i>Na Antena Interna</i>	<i>20,13°</i>		
<i>SAR na Pele</i> <i>ICNIRP limita entre 0,4 e 4W/Kg</i>		<i>0,0851W/Kg</i>	<i>Entre 0 e 1,6W/Kg</i>	<i>(Barrera, 2019)</i>

Obtido com sucesso a definição destes valores e estando todos dentro dos limites definidos pelos órgãos de controle, pode-se concluir que o método de WPT por acoplamento indutivo é realmente adequado para a recarga de DMI's, sem causar danos ao paciente, promovendo uma inovação no uso dos equipamentos.

4.1 MODELOS DE SIMULAÇÃO DESCARTADOS

Diversas simulações, diferenciando a configuração dos ambientes, foram executadas buscando aproximar os resultados ao estado da arte.

Buscou-se um melhor método onde os invólucros dos dispositivos, interno e externo, permitissem a medição dos parâmetros relativos à alteração dos sinais induzidos, devido ao material componente das paredes, bem como uma forma de se aproximar do real posicionamento do DMI no corpo, próximo a pele, mensurando as alterações que porventura pudessem surgir quando do uso dos dispositivos conforme já apontados.

A primeira simulação, Figura 4.9, foi desenhada levando-se em consideração as antenas, com alimentação apenas por corrente elétrica, desprezando-se a frequência, e movimento vertical da antena de Tx, separada da Rx por uma lâmina de material de mesmas propriedades elétricas que a pele.

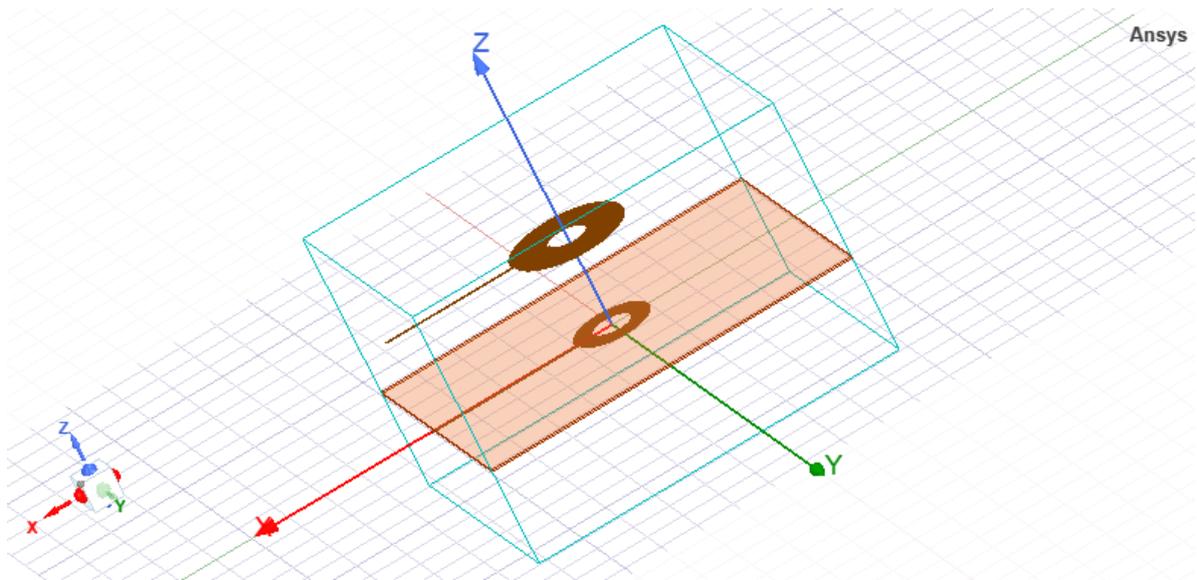


Figura 4.9 – Simulação inicial (V1) com antenas Tx e Rx, separadas por uma lâmina (pele).

Nesta simulação os resultados são parciais e com pouca proximidade dos desejados, já que os sinais não sofrem alterações, devido à falta dos materiais dos invólucros, bem como ao comportamento relativo da pele na recepção da energia, pois está inserida dentro de um ambiente em que o Ar preenche ambos os lados, externo e interno.

Já na segunda versão da simulação, Figura 4.10, ainda utilizando alimentação apenas com corrente elétrica, procurou-se criar os ambientes descritos na pesquisa, em consonância com os objetivos, buscando resultados mais realistas.

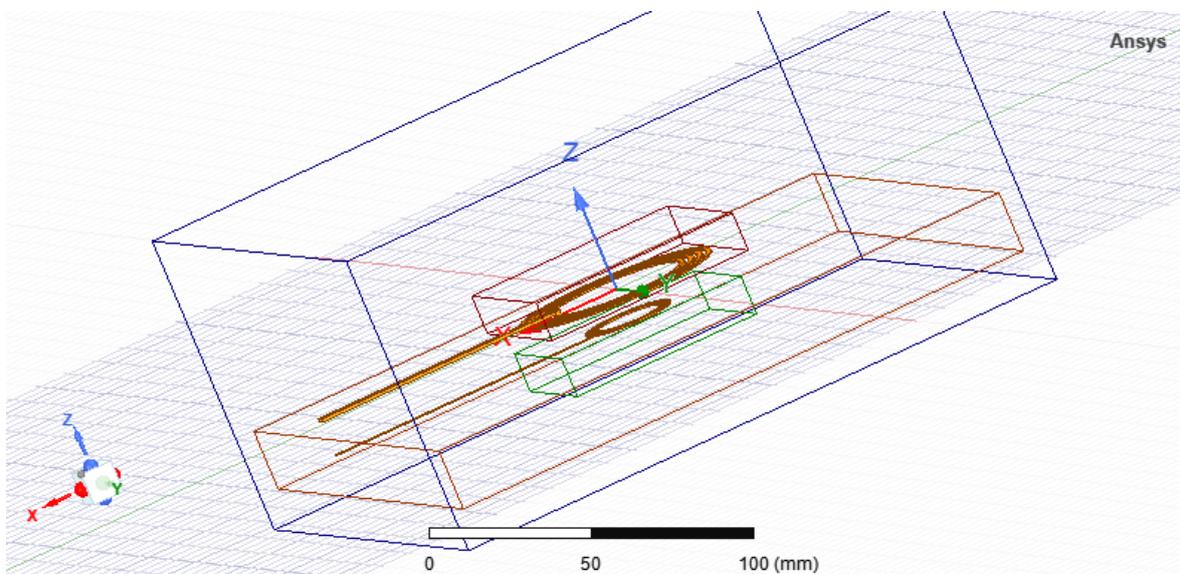


Figura 4.10 – Simulação V2 com os invólucros das antenas e a definição da área relativa à pele.

Apesar de atender ao proposto na pesquisa, erros de interseção foram apresentados no *check* desta versão, os quais foram identificados por irem de encontro com os conceitos de impenetrabilidade dos corpos. Após várias análises em busca de soluções, foi descartada por não ser possível executar a simulação.

A terceira versão utilizou o ambiente relativo ao tronco humano existente na biblioteca do sistema, Figura 4.11, sobre o qual foram aplicados os dispositivos, alinhando o posicionamento dos mesmos tal qual descrito nos levantamentos efetuados sobre os implantes (CAMPI *et al.*, 2016, pp. 639-640).

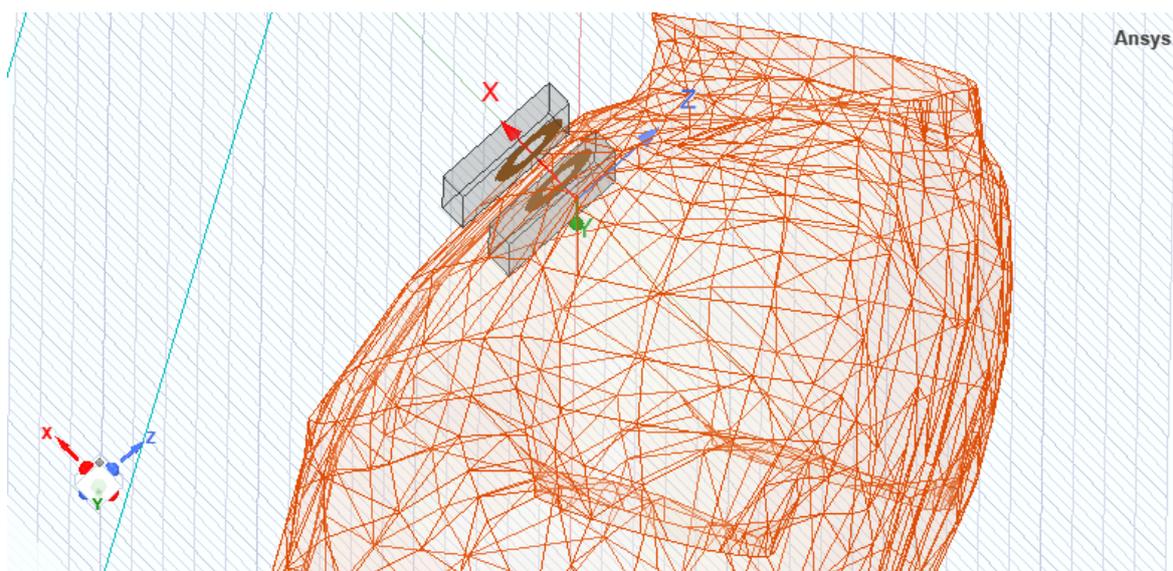


Figura 4.11 – Simulação V3 com os dispositivos em invólucros alocados em um tronco humano.

Nesse caso ainda existiram erros decorrentes de interseção bem como restrições nas condições de contorno do modelo, haja vista que em suas definições os parâmetros elétricos são equivalentes à carne humana, tanto internamente quanto na superfície, que deveria ser diferenciada, considerando, nesse caso, como pele.

4.2 PERSPECTIVAS FINAIS

Os resultados obtidos são próximos daqueles definidos como limiares por outros autores, constantes da 3ª coluna da Tabela 4.2.

O uso de uma antena na frequência de 915MHz apresenta resultados adequadamente próximos no tocante aos obtidos por simulação e em medição real, com um ganho considerado

baixo, o que não afeta na aplicação por campo próximo em tecidos humanos (NOGUEIRA, 2020, pp. 49-50).

Simulações no sistema HFSS demonstram que a densidade máxima do fluxo de energia no implante atende ao definido para aplicações ISM (BERCICH *et al.*, 2013, pp. 2110-2111).

Na Figura 4.12 é possível avaliar o aumento da temperatura local em um tecido, a qual não aumenta mais que 1°C a uma potência irradiada de 40mW, mais do que o necessário para energizar um implante em qualquer profundidade e dentro dos limiares técnicos e de segurança existentes (BERCICH *et al.*, 2013, p. 2111).

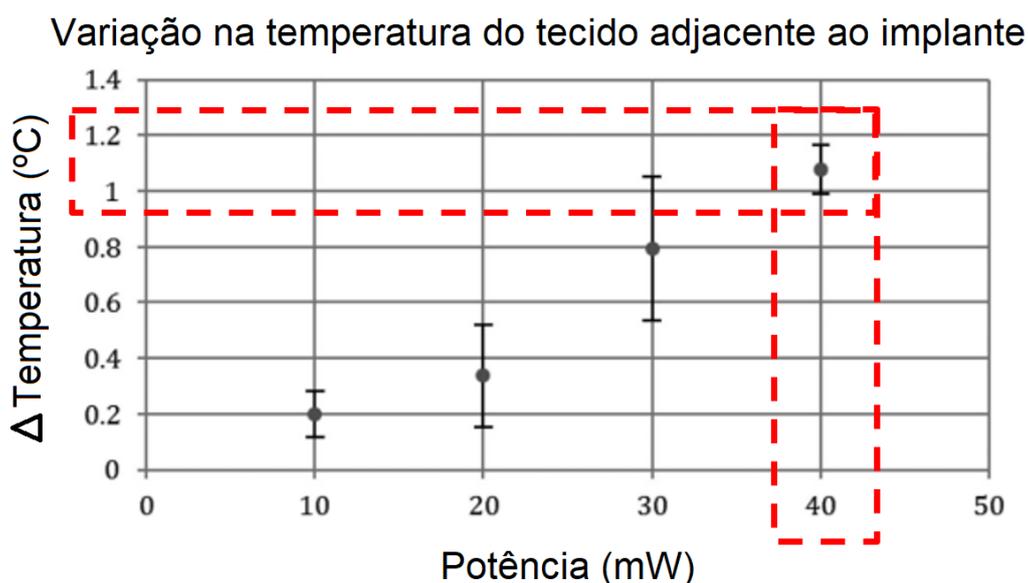


Figura 4.12 – Medição teórica de temperatura na aplicação de potências de 0 a 50mW.
Fonte: Adaptação (BERCICH *et al.*, 2013).

O presente trabalho propôs como antena um dispositivo de cobre helicoidal, com parâmetros definidos por outros autores, o qual pode ser substituído por antenas mais atuais como as *Microstrips*, ou antenas de microfita, as quais consistem em um elemento irradiador metálico sobre uma superfície dielétrica, conhecida como substrato, Figura 4.13.

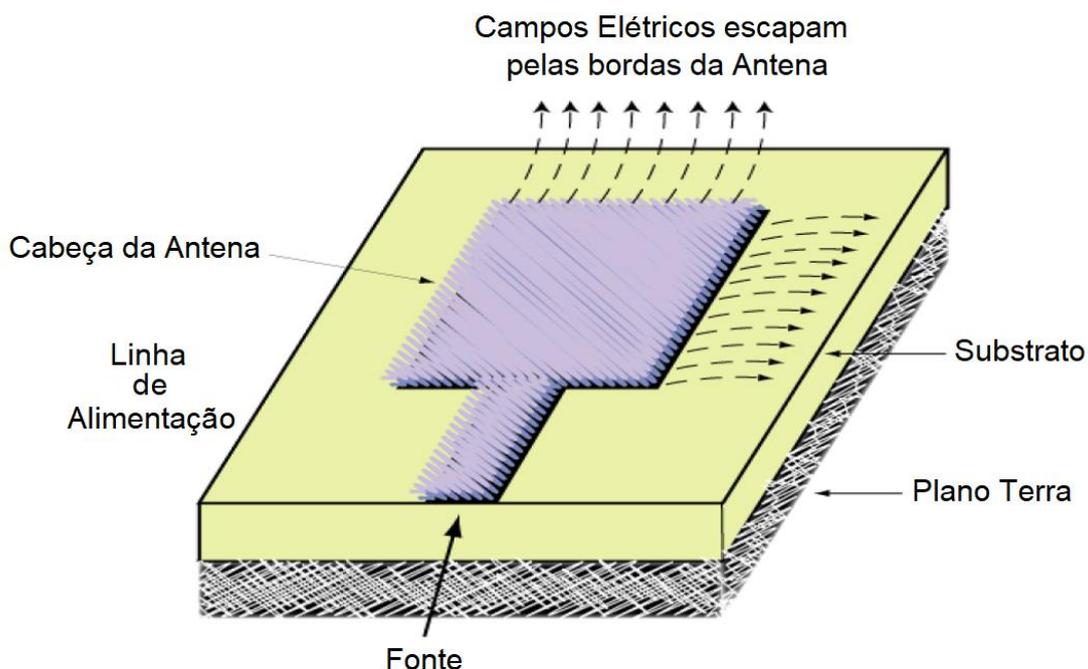


Figura 4.13 – Modelo de *Microstrip* e sua Irradiação.
 Fonte: Adaptação (MISRA *et al.*, 2015).

Tem perfil baixo, são compatíveis com superfícies planas e não planas, bastante simples, leves e muito menos dispendiosas de fabricar utilizando moderna tecnologia de circuito impresso, mecanicamente fortes e duradouras quando escalonadas em superfícies duras ou inflexíveis, e possibilitam polarização circular e linear com alimentação simples (MISRA *et al.*, 2015, v. 3, p. 95).

Outros autores abordaram o uso das *Microstrips* em seus trabalhos, como Shadid (2018), que aplicou este modelo de construção em antenas, visando minimizar o tamanho, propondo um modelo híbrido compacto baseado em um par de bobinas indutivas, em forma de G, inseridas em um substrato de alta permissividade, otimizando a eficiência e o tamanho. Nogueira (2020) apresentou as principais características das antenas de microfita, ou planares, bem como as técnicas e métodos de alimentação aplicadas, focando em aplicações biomédicas. Por fim, Shaw (2021), utilizou estas antenas ao abordar em seu projeto, de um sistema WPT a ser aplicado no tronco humano e na região da cabeça, concluindo que seu uso oferece estabilidade e apresenta grandes possibilidades na aplicação em DMI's.

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

A busca pelo grau de aquecimento no DMI e na região onde o mesmo está implantado foi considerada como fator primordial, haja vista a segurança do paciente, para o qual desponta o propósito de oferecer uma qualidade de vida maior e mais confortável. Visando propor uma solução que atenda ao requisito apontado, ao recarregar o DMI, foi efetuado um levantamento bibliográfico em busca de parâmetros que possibilitassem a avaliação de um método de WPT, com base em uma análise ambiental próxima ao ambiente real encontrado no dia a dia dos pacientes. A partir de uma fonte externa induzindo um sinal em uma antena acoplada ao DMI, buscou-se a relação da carga gerada pela distância, bem como a medição da temperatura que surge, no processo de recarga, no dispositivo e na região onde o mesmo se encontra, avaliando se estes valores estão dentro dos limites estipulados pelas legislações vigentes, tanto nacionais como internacionais.

Importante salientar que o presente trabalho tem como foco a análise do método de transmissão de energia sem fio, por meio de antenas, e a avaliação dos possíveis danos à pele decorrentes do aquecimento causado. Cabe ressaltar que, para o propósito deste estudo, a construção física dos dispositivos não foi considerada, a fim de se concentrar exclusivamente na análise dos efeitos do aquecimento na pele, e na tensão e corrente elétricas obtidas. Outra informação que merece ser enfatizada é que, na pesquisa em tela, utilizou-se um único tecido entre as antenas, no caso a pele, resultando na análise em relação a uma variável com influência na transferência de energia, necessitando assim de estudos mais aprofundados com a inserção de outros tecidos, tais como gordura e músculo, gerando análises mais precisas com um maior número de variáveis.

Os resultados obtidos nesta pesquisa confirmam a hipótese estabelecida, demonstrando que a transferência de energia sem fio é uma opção viável e segura para recarregar baterias em DMI's, bem como comprovam sua eficiência e segurança de acordo com as normas da ANVISA e da ABNT. Esses resultados são importantes, de forma prática, para o desenvolvimento de novas tecnologias, garantindo o uso destes equipamentos por pacientes, possibilitando um maior conforto e qualidade de vida. Atendem, ainda, aos padrões definidos pela SBC, classificados como "aceitável com risco", conforme item 2 da seção 2.7 do presente trabalho, também utilizada para colchões magnéticos, celulares e dispositivos Wi-Fi. No

entanto, é importante destacar que ainda há espaço para novas pesquisas na área, visando aprimorar ainda mais essa tecnologia e expandir suas aplicações clínicas.

Como proposta para trabalhos futuros, sugere-se que o sistema seja composto por *Microstrips*, antena que pode ser fabricada embutida em um material dielétrico, ou substrato, reduzindo a área desse componente, aumentando a eficiência energética e reduzindo o coeficiente de acoplamento, proporcionando maior eficácia e sendo mais versátil, além de apresentar baixo custo de fabricação, em conformidade com as pesquisas já apontadas de outros autores. Associadas à antena em questão, novas frequências podem ser avaliadas, buscando maior eficiência na recarga das baterias aplicadas aos DMI's, e até mesmo ajustes automáticos de frequência e potência, de acordo com a distância. Outra sugestão é um estudo do posicionamento dos dispositivos, buscando áreas onde a relação entre estes parâmetros com os tecidos, viabilize um maior aproveitamento da energia transferida. Considera-se, ainda, a possibilidade de inserir outros tecidos entre a fonte externa e o DMI, estando este mais profundo no corpo, gerando a necessidade de analisar o método ora abordado com base em mais de uma variável, tal como gordura e músculo, e não apenas a pele.

O sistema de simulação HFSS substitui a complexidade do Método dos Elementos Finitos ao possibilitar a configuração dos parâmetros do ambiente e executar toda a matemática existente no método, contudo um modelo de resolução por tempo, substituindo o tradicional por repetições, facilitaria a execução do trabalho em tela, funcionalidade esta que não foi encontrada. Outro ponto a ser considerado foi a dificuldade em alterar parâmetros modais, aqueles que foram definidos no início da simulação, obrigando o retorno de vários passos para que os mesmos fossem corrigidos. Ainda sobre a simulação, alguns relatórios não são compreensíveis, faltando clareza na estrutura, a qual, se permitisse adaptações, poderia atender a vários fins de acordo com o pesquisador.

Isso posto, é possível apontar que os objetivos do trabalho foram alcançados, comprovando que as bibliografias são assertivas quanto ao uso da WPT para a recarga de DMI's, trazendo o conforto desejado, com segurança, aos portadores destes dispositivos. No entanto, é importante salientar que este estudo foi realizado em um ambiente simulado e ainda há desafios práticos a serem superados antes que essa tecnologia possa ser amplamente adotada na prática clínica, reforçando a necessidade de continuidade deste trabalho visando solucionar completamente o problema da recarga de baterias em dispositivos médicos implantáveis com a tecnologia abordada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGARWAL, Kush *et al.* Wireless Power Transfer Strategies for Implantable Bioelectronics. **IEEE REVIEWS IN BIOMEDICAL ENGINEERING**, Singapore, ano 2017, v. 10, p. 136-161, 29 dez. 2017.

AHN, Jangyong *et al.* An Out-of-Phase Wireless Power Transfer System for Implantable Medical Devices to Reduce Human Exposure to Electromagnetic Field and Increase Power Transfer Efficiency. **IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS**, Korea, ano 2022, v. 16, n. 06, p. 1166-1180, 17 nov. 2022.

ANSOFT CORPORATION (USA). **HFSS: High Frequency Structure Simulator**. 10. ed. rev. Pistburg: Ansoft, June 2005. 801 p.

ANSYS, INC (USA). An Introduction to HFSS. *In: FUNDAMENTAL Principles, Concepts, and Use*. USA: [s. n.], 2013. p. 1-46.

ANWAR, Usama *et al.* Towards a Leadless Wirelessly Controlled Intravenous Cardiac Pacemaker. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, California, ano 2022, v. 69, n. 10, p. 3074-3086, 10 out. 2022.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (Brasil). NBR/IEC 60601-1-2. **Equipamento eletromédico Parte 1-2: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial**: Norma Colateral: Perturbações eletromagnéticas ? Requisitos e ensaios, Rio de Janeiro: ABNT, ano 2017, n. 60601-1-2, p. 1-106, 4 dez. 2017.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (Brasil). NBR/IEC 60601-1. **Equipamento eletromédico Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial**, Rio de Janeiro: ANVISA, ano 2012, n. 60601-1, p. 1-374, 1 jan. 2012.

BAIKOVA, Elena N. *et al.* Simulation and Experiment on Electric Field Emissions Generated by Wireless Energy Transfer. **UNINOVA - CTS and FCT of Universidade Nova de Lisboa**, Lisboa, ano 2017, p. 1-8, 2017.

BALANIS, Constantine A. **Antenna Theory: Analysis and Design**. 3. ed. Canada: John Wiley & Sons, 2005. 1072 p. ISBN 0-471-66782-X.

BAO, Jiarui *et al.* Optimization of the Coupling Coefficient of the Inductive Link for Wireless Power Transfer to Biomedical Implants: Article ID 8619514. **International Journal of Antennas and Propagation**, Shanghai/China, ano 2022, 6 jan. 2022. DOI: 10.1155/2022/8619514, p. 1-12.

BARRERA, Brayan E. R. Diseño y Simulación de una antena microstrip de Rango de Operación de Super Altas Frecuencia (3.5 Ghz a 6 Ghz) para la evaluación de la tasa de absorción específica en Tejidos Humanos. *In*: BARRERA, Brayan E. R. **Diseño y Simulación de una antena microstrip de Rango de Operación de Super Altas Frecuencia (3.5 Ghz a 6 Ghz) para la evaluación de la tasa de absorción específica en Tejidos Humanos**. Orientador: Camilo Eduardo Téllez Villamizar. 2019. Trabajo de Grado para optar al título de Ingeniero Electrónico y Telecomunicaciones (Licenciado en Ingeniería Eléctrica) - Licenciado, Bogotá, 2019. f. 114.

BECHIR, M. H. *et al.* Planar inductor equivalent circuit model taking into account magnetic permeability, loss tangent, skin and proximity effects versus frequency. **Analog Integrated Circuits and Signal Processing**, Springer, New York, ano 2016, n. 88, p. 105-113, 3 fev. 2016.

BERCICH, Rebecca A.; DUFFY, Daniel R.; IRAZOQUI, Pedro P. Far-Field RF Powering of Implantable Devices: Safety Considerations. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, USA, ano 2011, v. 60, ed. 8, p. 2107-2112, August 2013.

CAMPI, Tommaso *et al.* Wireless Power Transfer Charging System for AIMDs and Pacemakers. **IEEE Transactions on Microwaves Theory and Techniques**, Japan, ano 2016, v. 64, ed. 2, p. 633-642, February 2016.

CÂMARA DOS DEPUTADOS. Lei nº 11.934 de 05 de maio de 2009 nº 11934, de 5 de maio de 2009. Dispõe sobre. **Limites de exposição humana a campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos**, Brasília: Brasil, ano 2009, p. 1-7, 5 maio 2009.

DALTIO, Murilo Leonardelli. **Sistema de Transmissão de Energia sem fio com ajuste automático de frequência de ressonância para maximização da potência transferida.** Orientador: Prof. Walbermark Marques dos Santos. 2019. 86 f. Sistema de Transmissão de Energia sem fio com ajuste automático de frequência de ressonância para maximização da potência transferida (Engenharia Eletricista) - Engenheiro, Vitória, 2019.

DIA do Portador de Marcapasso: Para o seu coração manter o ritmo. **Guia Ilustrado**, São Paulo, ano 2021, ed. 1, p. 1-10, 23 set. 2021. Disponível em: https://abecdeca.org.br/dia-do-portador-de-marcapasso/cartilha-marcapasso_2021.pdf. Acesso em: 3 out. 2022.

DIAS, Patrícia Ariana Grilo. **Caracterização de Propriedades Eletromagnéticas de Substratos Dielétricos e Magnéticos em Alta Frequência.** Orientador: Dr. José Osvaldo Rossi. 2014. 121 f. Dissertação de Mestrado (Mestre em Engenharia e Tecnologia Espaciais) - Mestranda, INPE, São José dos Campos/SP, 2015.

DIZAJI, Telnaz Zarifi. **Design of Distributed Wireless Power Transmission System.** 2016. 107 f. A thesis submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (Master of Science in Electromagnetics and Microwaves) - Master, Edmonton/Canadá, 2016.

EDWARDS, Terry C.; STEER, Michael B. **Foundations for Microstrip Circuit Design.** 4. ed. India: Wiley, IEEE, 1 2016. 681 p. ISBN 9781118936191.

EPSTEIN, Owen *et al.* **Clinical Examination.** 2. ed. Espanha: Grafos SA, 1997. 383 p. v. 1. ISBN 0723425760.

ERDOGAN, Okan. Electromagnetic Interference on Pacemakers. **Pacing and Electrophysiology Journal**, Indian, ano 2022, v. 22, n. 5, p. 74-78, 2002.

FCC - FEDERAL COMMUNICATIONS COMMISSION (USA). Code of Federal Regulations. **Title 47 - Telecommunication**, USA: National Archives, ano 2022, p. 1-550, 4 out. 2022.

GERHARDT, Tatiana Engel; SILVEIRA, Denise Tolfo. **Métodos de Pesquisa: Série Educação à Distância.** 1. ed. Porto Alegre: UFRGS, 2009. 120 p. ISBN 9788538600718.

GONÇALO, Sumaya S. **Avaliação da qualidade de vida relacionada à saúde de pacientes portadores de marca-passo**. Orientador: Profa. Carina Aparecida Marosti Dessotte. 2018. 104 f. Dissertação de Mestrado (Mestre em Ciências, Programa Enfermagem Fundamental) - Mestranda, Ribeirão Preto, 2018.

HA-VAN, Nam *et al.* An Efficient Wireless Power Transfer for Retinal Prosthesis using Artificial Intelligent Algorithm. **50th European Microwave Conference (EuMC)**, Netherlands, ano 2020, n. 50, 12 jan. 2021. DOI 10.23919/EuMC48046.2021.9338235, p. 115-1118.

HARVARD BIOSCIENCE. Data Science International Inc. DSI PhysioTel? Implant Feature Summary. *In: DSI PhysioTel? Implant Feature Summary*. [S. l.], 2017. Disponível em: <https://www.datasci.com/products/implantable-telemetry/implant-comparisons>. Acesso em: 26 set. 2022.

HO, Hsin-Ni; JONES, Lynette A. Modeling the Thermal Responses of the Skin Surface During Hand-Object Interactions. **Journal of Biomechanical Engineering**, Cambridge, ano 2008, v. 130, n. 021005-1, p. 2-9, 27 mar. 2008.

HU, Sanming; CHEONG, Jia Hao; GAO, Yuan; HO, Michael Chee Keong; JE, Minkyu; MADIHIAN, Mohammad. A Low-Cost 2.45-GHz Wireless Power Link for Biomedical Devices. **Asia-Pacific Conference on Antennas and Propagation**, Singapore, ano 2012, p. 1-2, 27 ago. 2012.

INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS. IEEE Std C95.1?-2019. **Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields, 0 Hz to 300 GHz**: International Committee on Electromagnetic Safety, [S. l.]: IEEE, ano 2019, p. 1-312, 8 fev. 2019.

IQBAL, Amjad *et al.* Wireless power transfer system for deep?implanted biomedical devices. **Scientific Reports**, Canada, ano 2022, v. 12, ed. 13689, p. 1-13, 11 ago. 2022.

KYPTA M.D., Alexander *et al.* Leadless Cardiac Pacemaker Implantation After Lead Extraction in Patients With Severe Device Infection. **Journal of Cardiovascular Electrophysiology**, Austria, ano 2016, v. 27, n. 9, p. 1067-1071, 7 jun. 2016.

LASANCE, Clemens J. M. The Thermal Conductivity of Unfilled Plastics. *In*: LASANCE, Clemens J. M. **The Thermal Conductivity of Unfilled Plastics**. 2. ed. Filadelfia, 1 maio 2001. Disponível em: <https://www.electronics-cooling.com/2001/05/the-thermal-conductivity-of-unfilled-plastics/>. Acesso em: 15 mar. 2023.

LE-HUU, Hoang; SEO, Chulhun. Anti-Symmetric Wing Transmitter for Angular Misalignment Insensitive Wireless Power Transfer to Biomedical Implants. **IEEE Access**, South Korea, ano 2023, v. 11, 15 mar. 2023. DOI 10.1109/ACCESS.2023.3257343, p. 26375-26382.

LIU, Changrong *et al.* Design and Safety Considerations of an Implantable Rectenna for Far-Field Wireless Power Transfer. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, China, ano 2014, v. 62, n. 11, p. 5798-5806, November 2014.

LUO, Lingzhi *et al.* Compact dual-band antenna with slotted ground for implantable applications. **Microw Opt Technol Lett.**, USA, ano 2019, v. 61, p. 1314-1319, 2019.

MATTOS, Cristiano R. *et al.* Uma comparação entre as Propriedades Gerais da Matéria nos livros didáticos de Física e livros didáticos de Ciências: o caso da impenetrabilidade. **USP**, São Paulo, ano 2000, p. 1-10, 2000.

MEDTRONIC (USA). **Visia AF MRI S VR SureScan DVFC3D4**: Digital single chamber implantable cardioverter defibrillator with SureScan Technology. USA: Medtronic USA, Inc., January 2020. 44 p.

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÕES (Brasil). Agência Nacional de Telecomunicações. Ato nº 458 de 24 de janeiro de 2019. **Exposição ocupacional e da população em geral a campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos na faixa de radiofrequências entre 8,3 kHz e 300 GHz**, [S. l.]: ANATEL, 24 jan. 2019.

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÕES (Brasil). Agência Nacional de Telecomunicações. Diretriz. **Limitação da Exposição a campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos variáveis no tempo (até 300 GHz)**, Brasília: ANATEL, ano 1999, p. 1-54, Dezembro 1999.

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÕES (Brasil). Agência Nacional de Telecomunicações. Resolução nº 700 de 28 de setembro de 2018. **Regulamento sobre a Avaliação da Exposição Humana a Campos Elétricos, Magnéticos e Eletromagnéticos Associados à Operação de Estações Transmissoras de Radiocomunicação**, Brasília: ANATEL, ano 2018, p. 1-5, 28 set. 2018.

MINISTÉRIO DA SAÚDE (Brasil)¹. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. IN nº 116/2021. **Instrução Normativa**, Brasília: ANVISA, ano 2021, n. 116, p. 1-13, 21 dez. 2021.

MINISTÉRIO DA SAÚDE (Brasil)². Agência Nacional de Vigilância Sanitária. RDC nº 546/2021. **Resolução da Diretoria Colegiada**, Brasília: ANVISA, ano 2021, n. 543, p. 1-6, 30 ago. 2021.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Agência Nacional de Saúde Suplementar. Temas de Interesse: Dispositivos Médicos Implantáveis (DMI). *In: Temas de Interesse: Dispositivos Médicos Implantáveis (DMI)*. [S. l.]: ANVISA, 2019. Disponível em: <http://www.ans.gov.br/temas-de-interesse/dispositivos-medicos-implantaveis-dmi>. Acesso em: 26 set. 2022.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. RDC nº 185, de 22 de outubro de 2001. **Resolução da Diretoria Colegiada: Regulamento Técnico**, [S. l.]: ANVISA, ano 2001, n. 185, p. 1-22, 22 out. 2001.

MISRA, Gourav *et al.* Design and Performance Evaluation of Microstrip Antenna for Ultra-Wideband Applications Using Microstrip Feed. **American Journal of Electrical and Electronic Engineering**, Estados Unidos, ano 2015, v. 3, n. 4, p. 93-99, 13 set. 2015.

MOLEFI, Makhetha; MARKUS, Elisha Didam; ABU-MAHFOUZ, Adnan. Wireless Power Transfer for LoRa Low-Power wide-area Networks (LPWANs). **2019 Southern African Universities Power Engineering Conference/Robotics and Mechatronics/Pattern**

Recognition Association of South Africa (SAUPEC/RobMech/PRASA), Bloemfontein/South Africa, ano 2019, 28 jan. 2019. DOI 10.1109/RoboMech.2019.8704805, p. 105-110.

NATIONAL RESERACH COUNCIL (Italy). Nello Carrar Institute of Applied Physics. Nello Carrar Institute of Applied Physics. *In: Nello Carrar Institute of Applied Physics*. Italy, 2022. Disponível em: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>. Acesso em: 2 out. 2022.

NOGUEIRA, Jurgen Klinsmann Azevedo. **Análise de Antenas Planares para Aplicações Médicas nas Bandas ISM de 435 MHz, 915 MHz e 2,45 GHz**. Orientador: Prof. Adaildo Gomes D'Assunção. 2020. 63 f. Dissertação de Mestrado (Mestre em Ciências) - Mestrando, Rio Grande do Norte, 2020.

NUNES, Genildo F. *et al.* Cardiodesfibrilador implantável subcutâneo: um novo dispositivo para o tratamento da morte súbita. **Relampa**: Artigo de Revisão, Tocantins, ano 2014, p. 1-6, 03 2014.

OLIVEIRA, Hélder L.; PIZO, Gerardo A. I. Métodos de Transmissão sem fio voltados para a Recarga de Baterias aplicadas a Implantes Biomédicos. *In: A SOCIEDADE do conhecimento e suas tecnologias: Estudos em Ciências Exatas e Engenharias*. São Paulo: Dialética, 2022. v. 6, cap. 4, p. 69-86. ISBN 9786525258461.

PASSOS, Marly N. S. *et al.* Aplicações das Equações de Maxwell. **Revista Acadêmica: Ensino de Ciências e Tecnologias**, Cubatão, ano 2019, v. 4, n. 4, p. 260-273, Julho 2019.

POZAR, David M. **Microwave Engineering**. 4th. ed. Massachusetts: John Wiley & Sons, Inc, 2011. 756 p. v. 1. ISBN 978-0-470-63155-3.

RASOULI, Mahdi; PHEE, Louis S. J. Energy sources and their development for application in medical devices. **Expert Reviews: Medical Devices**, Singapore, ano 2010, v. 7, ed. 5, p. 693-709, 2010.

ROSA, Bruno M. G. *et al.* NFC-Powered Implantable Device for On-Body Parameters Monitoring With Secure Data Exchange Link to a Medical Blockchain Type of Network. **IEEE Transactions on Cybernetics**, London, ano 2021, p. 1-13, 9 jun. 2021.

SHADID, Reem. **Wireless Power Transfer for Biomedical Applications**. Orientador: Sima Noghianian. 2018. 146 f. Thesis (Ph. D. in Electrical Engineering) - Doctor of Philosophy, Grand Forks, North Dakota, 2018.

SHAW, Tarakeswar *et al.* Efficient Wireless Power Transfer System for Implantable Medical Devices Using Circular Polarized Antennas. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, India, ano 2021, v. 69, ed. 7, p. 4109-4122, July 2021.

SILVA, Marcus T. P. **Métodos de projeto para o acoplamento indutivo aplicado a Implantes Biomédicos**. Orientador: Prof. Flávio Henrique Vasconcelos. 2012. 199 f. Tese de Doutorado (Doutor em Engenharia Elétrica) - Doutorando, Belo Horizonte, 2012.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ARRITMIAS CARDÍACAS - SOBRAC/SBC. Diretriz nº S/N, de 17 de outubro de 2008. Dispõe sobre os Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis (DCEI). **Diretrizes Brasileiras de Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis**, São Paulo: SBC, ano 2007, p. e210-e238, 2007.

SUN, Tianjia *et al.* **Wireless Power Transfer and Telemetry for Implantable Bioelectronics**. New York: Springer, 2013. 189 p. v. 1. ISBN 9781461477013.

TOLEDO, Paula Muruel. **Concepção de um Sistema Ressonante para Transmissão de Energia Sem Fio**. Orientador: Profª. Úrsula do Carmo Resende. 2015. 94 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenheiro Eletricista) - Engenheiro, Belo Horizonte, 2015.

UDAYANGA, Nilan *et al.* Orientation-Insensitive Multi-Antenna Reader for Wireless Biomedical Applications. **IEEE Biomed Circuits Syst Conf**, California, ano 2022, p. 1-13, March 2022.

UTHAYAKUMAR, U.; JAYAWEERA, Y. Wireless Power Transfer for Cardiac Pacemaker. **2022 IEEE Symposium on Wireless Technology & Applications (ISWTA)**, Kuala Lumpur, Malaysia, ano 2022, 17 ago. 2022. DOI: 10.1109/ISWTA55313.2022.9942779, p. 62-67.

VIANNA, Mayara S. *et al.* Plano de orientações a pacientes após o implante de dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis. **Relampa**: Artigo Original, Belo Horizonte, ano 2014, p. 1-7, 03 2014.

WANG, Mengfan *et al.* Broadband Implantable Antenna for Wireless Power Transfer in Cardiac Pacemaker Applications. **IEEE Journal of Electromagnetics, RF, and Microwaves in Medicine and Biology**, China, ano 2021, v. 5, ed. 1, p. 2-8, March 2021.

WANG, Ting-Wei; LIN, Ting-Tse. Wireless Power Transmission on Biomedical Applications. *In: KISHK, Ahmed; YEAP, Kim Ho. **Recent Microwave Technologies***. London: IntechOpen, 2022. cap. 11, p. 237-256. ISBN 978-1-80355-928-5.

WARD, Catherine *et al.* A short history on pacemakers. **International Journal of Cardiology**, London, p. 244-248, 29 ago. 2013.

WEN, Feng; HUANG, Xueliang. Human Exposure to Electromagnetic Fields from Parallel Wireless Power Transfer Systems. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, China, ano 2017, v. 14, ed. 157, p. 1-15, 8 fev. 2017.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Environmental health criteria n. 238. **Extremely Low Frequency Fields**, [S. l.]: WHO, ano 2007, p. 1-543, 2007.

XIDONG , Liang *et al.* Investigations on the Basic Electrical Properties of Polyurethane Foam Material. **IEEE 11th International Conference on the Properties and Applications of Dielectric Materials**, Sydney, ano 2015, p. 863-866, 15 out. 2015.

YANG, So-Yoon *et al.* Powering Implantable and Ingestible Electronics. **HHS Public Access**, Massachusetts, ano 2021, v. 31, n. 44, p. 1-99, 28 out. 2021.

YOO, Seugwon *et al.* Wireless Power Transfer and Telemetry for Implantable Bioelectronics: Review. **Advanced Science News: Advanced Healthcare Materials**, Wiley, Weinheim, ano 2021, p. 1-24, 10 2021.

APÊNDICE I – PARÂMETROS DA PELE E DO POLIURETANO

View / Edit Material

Material Name
Pele

Properties of the Material

Name	Type	Value	Units
Relative Permittivity	Simple	41.4	
Relative Permeability	Simple	1	
Bulk Conductivity	Simple	0	siemens/m
Dielectric Loss Tangent	Simple	0.42	
Magnetic Loss Tangent	Simple	0.42	
Electric Coersivity	Vector		
- Magnitude	Vector Mag	0	
Magnetic Coersivity	Vector		
- Magnitude	Vector Mag	0	A_per_meter
Thermal Conductivity	Simple	0.37	W/m-C
Magnetic Saturation	Simple	0	tesla
Lande G Factor	Simple	2	
Delta H	Simple	0	A_per_meter
- Measured Frequency	Simple	9.4e+09	Hz
Core Loss Model	None		w/m^3
Mass Density	Simple	1000	kg/m^3
Composition		Solid	
Specific Heat	Simple	3770	J/kg-C
Young's Modulus	Simple	0	N/m^2
Poisson's Ratio	Simple	0	
Thermal Expansion Coefficient	Simple	3.8	1/C
Magnetostriction	Custom	Edt...	
Inverse Magnetostriction	Custom	Edt...	
Thermal Material Type		Solid	
Solar Behavior	Simple	0	

View/Edit Material for

Active Design

Active Project

All Properties

Physics:

Electromagnetic

Thermal

Structural

View/Edit Modifier for

Thermal Modifier

Spatial Modifier

Material Appearance

Use Material Appearance

Color:

Transparency:

Validate Material

Notes

Set Frequency Dependency... Calculate Properties for:

Reset OK Cancel

View / Edit Material

Material Name
Poliuretano

Properties of the Material

Name	Type	Value	Units
Relative Permittivity	Simple	6	
Relative Permeability	Simple	1	
Bulk Conductivity	Simple	0	siemens/m
Dielectric Loss Tangent	Simple	0.2	
Magnetic Loss Tangent	Simple	0.2	
Electric Coersivity	Vector		
- Magnitude	Vector Mag	0	
Magnetic Coersivity	Vector		
- Magnitude	Vector Mag	0	A_per_meter
Thermal Conductivity	Simple	0.29	W/m-C
Magnetic Saturation	Simple	0	tesla
Lande G Factor	Simple	2	
Delta H	Simple	0	A_per_meter
- Measured Frequency	Simple	9.4e+09	Hz
Core Loss Model	None		w/m^3
Mass Density	Simple	0	kg/m^3
Composition		Solid	
Specific Heat	Simple	0	J/kg-C
Young's Modulus	Simple	0	N/m^2
Poisson's Ratio	Simple	0	
Thermal Expansion Coefficient	Simple	0	1/C
Magnetostriction	Custom	Edt...	
Inverse Magnetostriction	Custom	Edt...	
Thermal Material Type		Solid	
Solar Behavior	Simple	0	

View/Edit Material for

Active Design

Active Project

All Properties

Physics:

Electromagnetic

Thermal

Structural

View/Edit Modifier for

Thermal Modifier

Spatial Modifier

Material Appearance

Use Material Appearance

Color:

Transparency:

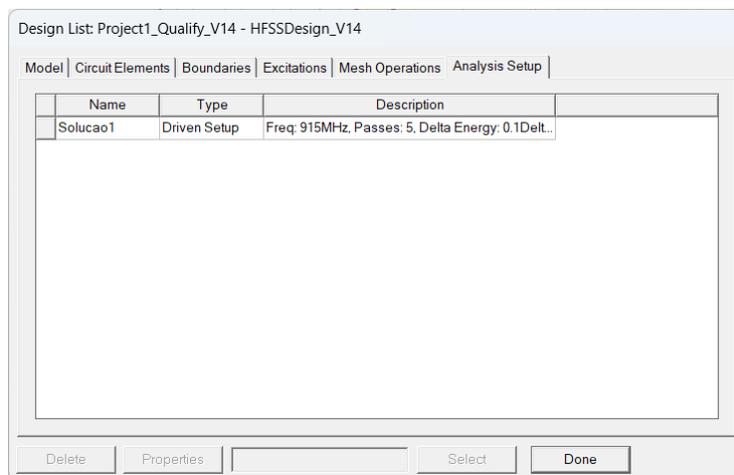
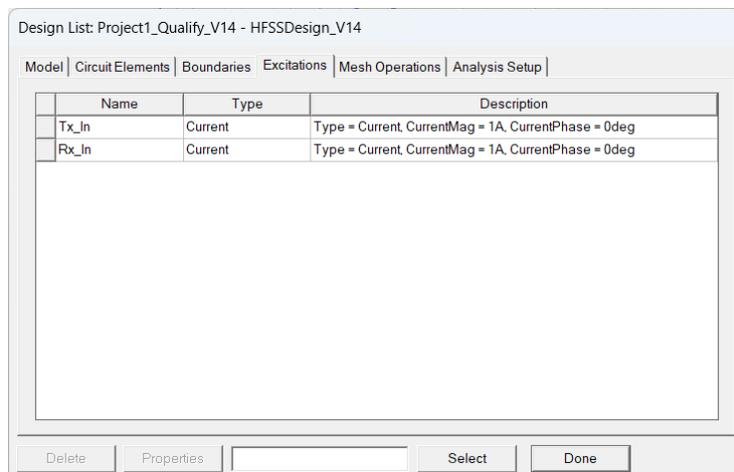
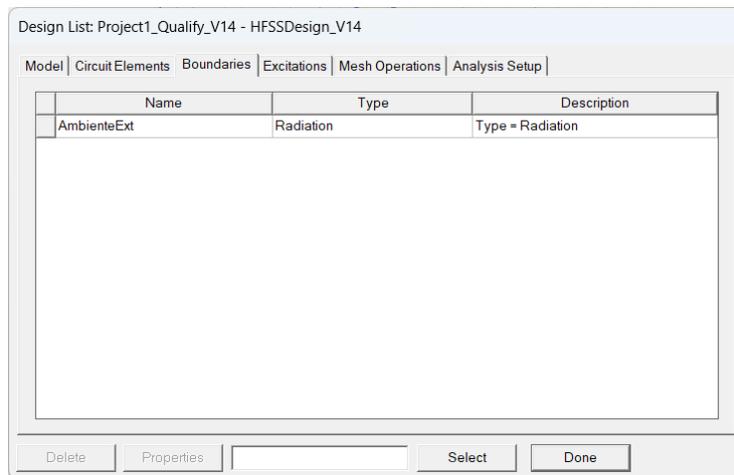
Validate Material

Notes

Set Frequency Dependency... Calculate Properties for:

Reset OK Cancel

APÊNDICE II – EXCITAÇÕES CONFIGURADAS



APÊNDICE III – MALHAS DE ANÁLISE CRIADAS

Element Length Based Refinement ✕

Name: Enable

Restrict the length of elements

Set maximum element length:

Restrict the number of additional elements

Maximum number of additional elements:

Element Length Based Refinement ✕

Name: Enable

Restrict the length of elements

Set maximum element length:

Restrict the number of additional elements

Maximum number of additional elements:

APÊNDICE IV – CONFIGURAÇÃO DAS ANÁLISES

Driven Solution Setup

General | Options | Advanced | Expression Cache | Derivatives | Defaults

Setup Name:

Enabled

Adaptive Solutions

Frequency: MHz

Maximum Number of Passes:

Maximum Delta Energy:

Driven Solution Setup

General | Options | Advanced | Expression Cache | Derivatives | Defaults

Initial Mesh Options

Do Lambda Refinement

Lambda Target: Use Default Value

Use Free Space Lambda

Adaptive Options

Maximum Refinement Per Pass: %

Maximum Refinement:

Minimum Number of Passes:

Minimum Converged Passes:

Solution Options

Order of Basis Functions:

Direct Solver

Iterative Solver

Relative Residual:

Domain Decomposition

Relative Residual:

Enhanced low frequency accuracy

Driven Solution Setup

General | Options | Advanced | Expression Cache | Derivatives | Defaults

Title	Expression	Context	Intrinsic	Convergence
Average_SAR1	Average_SAR	EixoZ	NormalizedDistance='0' Phase='0deg'	1 %
Temperature1	Temperature	EixoZ	NormalizedDistance='0' Phase='0deg'	1 %
Mag_E1	Mag_E	EixoZ	NormalizedDistance='0' Phase='0deg'	1 %

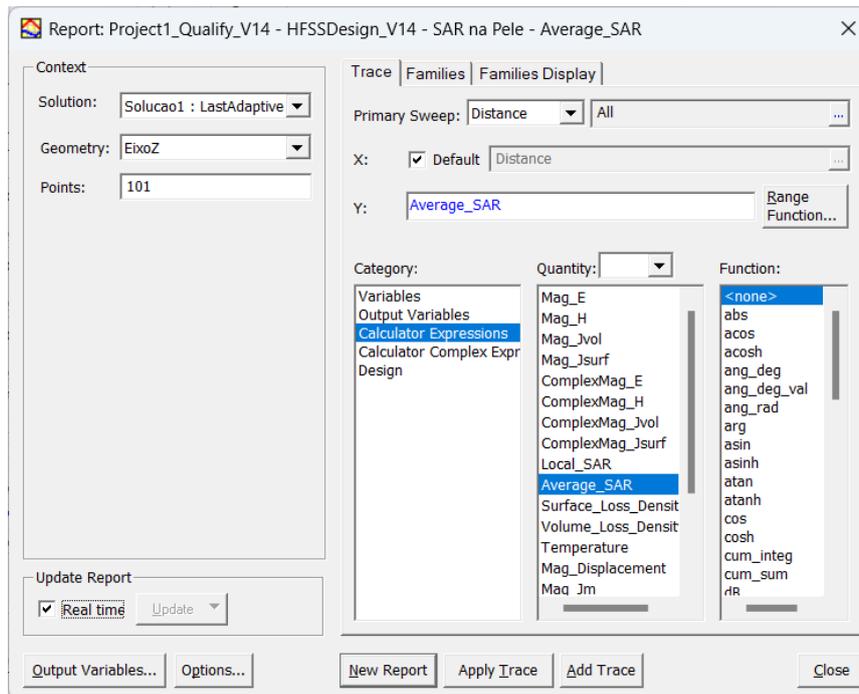
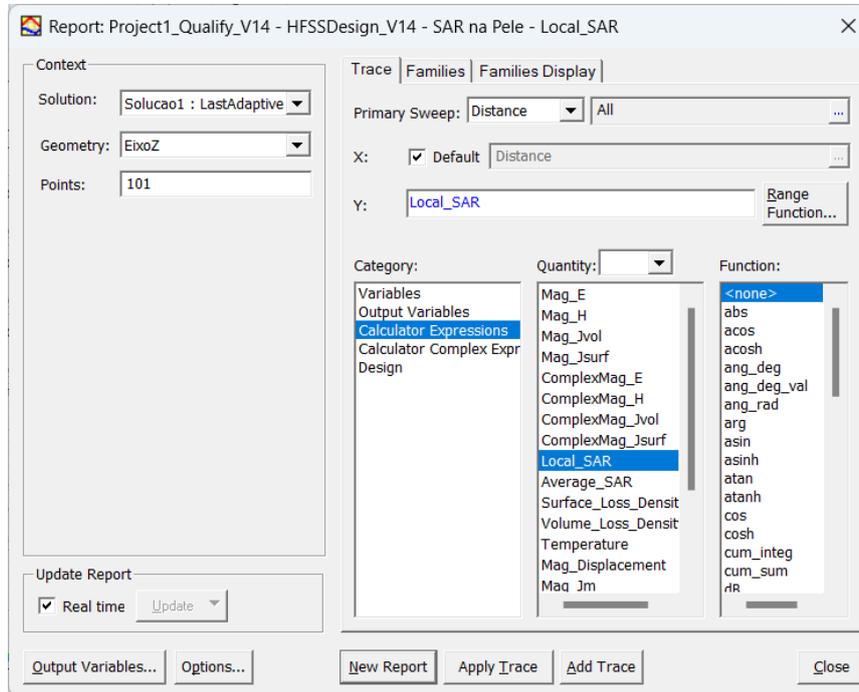
Driven Solution Setup

General | Options | Advanced | Expression Cache | Derivatives | Defaults

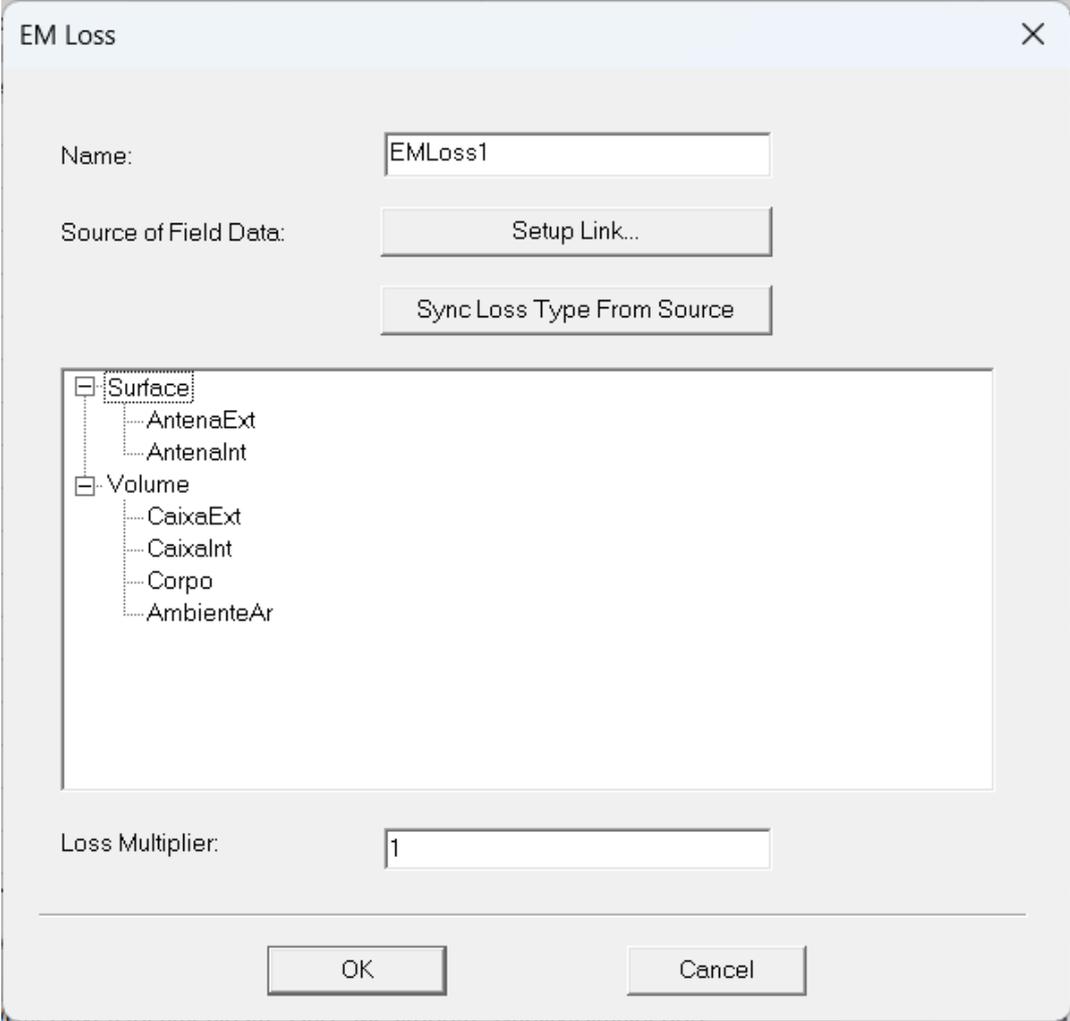
Produce Derivatives for these variables

Name	Use
giro	<input type="checkbox"/>

APÊNDICE V – CONFIGURAÇÃO DOS RESULTADOS PARA ANÁLISE DO HFSS



APÊNDICE VI – EXCITAÇÃO REFERENTE ÀS PERDAS DE ENERGIA ELETROMAGNÉTICAS



The image shows a dialog box titled "EM Loss" with a close button (X) in the top right corner. The dialog contains the following elements:

- Name:** A text input field containing "EMLoss1".
- Source of Field Data:** A button labeled "Setup Link...".
- Sync Loss Type From Source:** A button.
- Tree View:** A hierarchical list of objects:
 - Surface
 - AntenaExt
 - AntenaInt
 - Volume
 - CaixaExt
 - CaixaInt
 - Corpo
 - AmbienteAr
- Loss Multiplier:** A text input field containing "1".
- Buttons:** "OK" and "Cancel" buttons at the bottom.

APÊNDICE VII – CRIAÇÃO DOS LIMITES DE TRANSMISSÃO DE CALOR POR COVECÇÃO

The image shows a dialog box titled "Convection" with a close button (X) in the top right corner. The dialog has two tabs: "General" and "Defaults", with "General" currently selected. The "Name" field contains "Convection1". The "Film Coefficient" section has two radio buttons: "Uniform" (selected) and "Non-Uniform". The "Uniform" option has a text input field with the value "5" and a dropdown menu showing "w_per_m2kel". The "Non-Uniform" option has a "Setup Link..." button. The "Temperature" field contains "AmbientTemp" and has a dropdown menu. At the bottom of the dialog is a "Use Defaults" button. At the very bottom of the window are "OK" and "Cancelar" buttons.

Convection

General | Defaults

Name: Convection1

Film Coefficient:

- Uniform: 5, w_per_m2kel
- Non-Uniform: Setup Link...

Temperature: AmbientTemp

Use Defaults

OK Cancelar

APÊNDICE VIII – MÉTRICAS E MOVIMENTOS INSERIDOS NO MODELO

