

Universidade Federal de Juiz de Fora
Faculdade de Engenharia
Graduação em Engenharia Elétrica – Energia

Gustavo Henrique de Menezes Paschoalim

Estudo sobre Transferência Indutiva de Potência: Aplicações Biomédicas

Juiz de Fora
2024

Gustavo Henrique de Menezes Paschoalim

Estudo sobre Transferência Indutiva de Potência: Aplicações Biomédicas

Monografia apresentada ao Curso de Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Juiz de Fora como parte dos requisitos para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Eng. Israel Filipe Lopes

Juiz de Fora

2024

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Paschoalim, Gustavo Henrique.

Estudo sobre Transferência Indutiva de Potência : Aplicações Biomédicas / Gustavo Henrique Paschoalim. -- 2024.
84 p.

Orientador: Israel Filipe Lopes
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Engenharia, 2024.

1. Transferência de Potência sem fio . 2. Aplicações biomédicas sem fio. 3. Dispositivos biomédicos. I. Lopes, Israel Filipe, orient. II. Título.

Gustavo Henrique de Menezes Paschoalim

Estudo sobre Transferência Indutiva de Potência: Aplicações Biomédicas

Monografia apresentada ao Curso de Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Juiz de Fora como parte dos requisitos para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Eng. Israel Filipe Lopes

Aprovada em:

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Eng. Israel Filipe Lopes (Orientador)

Prof. Dr. Eng. Cristiano Gomes Casagrande

Juiz de Fora

2024

AGRADECIMENTOS

Gerar este Trabalho de Conclusão de Curso não seria viável se não fosse graças à ajuda de algumas pessoas às quais sou tremendamente grato. Em primeiro lugar, gostaria de agradecer a Deus por me dar a força, saúde e inspiração para fazer isso. Agradeço também a meus pais, Carlos e Flávia, e a minha irmã Vanessa por todo amor, apoio e esforço que sempre me deram. Sem tua confiança e palavras não teria sido capaz de conseguir superar desafios e realizar meus objetivos.

Ao meu orientador Israel Filipe Lopes pela valiosa orientação, paciência e comprometimento. Sua expertise e conselhos foram imprescindíveis para a realização deste trabalho. Aos meus colegas de curso, que se tornaram grandes amigos nesta jornada. À Universidade Federal de Juiz de Fora, por todo o ambiente de aprendizado oferecido e pelas oportunidades ao longo do curso. Agradeço a todos os professores e funcionários, cujos ensinamentos e suporte me foram valiosos, de alguma forma, durante todos esses anos.

Aos meus amigos e familiares, pelo apoio constante, compreensão e encorajamento em todos os momentos. Sem vocês meus amigos, manter a motivação e o foco necessários para concluir esta etapa teriam sido uma tarefa impossível. E a todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização deste Trabalho de Conclusão de Curso (TCC): muito obrigado por cada palavra de incentivo, cada gesto de apoio e pela confiança em mim depositada.

“O sucesso na engenharia vem de encontrar um bom problema, e em seguida, resolvê-lo de maneira criativa e eficiente.”

-Elon Musk

RESUMO

Este trabalho apresenta o estudo sobre a tecnologia de transferência de potência sem fio aplicada em dispositivos médicos implantáveis. Inicialmente, é feita uma introdução ao tema de transferência de energia elétrica sem contato, abordando marcos históricos do desenvolver da área, assim como uma breve descrição dos tipos de transferência sem fio encontradas na literatura. Sendo assim, há uma descrição de sistema indutivo e indutivo ressonante com suas determinadas características que auxiliam na WTP (Wireless Transfer Power). São abordadas ainda as características tanto da bobina de transmissão quanto de recepção que estão envolvidas no processo de transmissão sem fio. Posteriormente, como o trabalho apresenta uma revisão bibliográfica de aplicação da tecnologia, onde serão apresentadas algumas aplicações com a utilização de link indutivo e indutivo ressonante em dispositivos médicos. Além disso, alguns desafios na WTP e sugestões de segurança para o paciente que utiliza o sistema de transferência sem fio também estão abordados no trabalho. Por fim, são realizadas considerações finais sobre o tema, apontando as áreas que estão em destaques nas pesquisas e desenvolvimentos científicos, assim como possíveis temas para trabalhos futuros.

Palavras Chaves: Transferência indutiva de potência; Transferência de potência sem fio; Dispositivos implantáveis; Dispositivos médicos sem fio

ABSTRACT

This work presents a study on wireless power transfer technology applied to implantable medical devices. Initially, an introduction to contactless electrical energy transfer is provided, covering historical milestones in the field, as well as a brief description of wireless transfer types found in the literature. Subsequently, the text delves into the description of inductive and resonant inductive systems, highlighting their specific characteristics that contribute to Wireless Transfer Power (WTP). The features of both the transmitting and receiving coils involved in the wireless transmission process are also discussed. Furthermore, the work includes a literature review of technology applications, showcasing examples of inductive and resonant inductive links in medical devices. Additionally, safety challenges and recommendations for patients using wireless transfer systems are addressed. Finally, concluding remarks highlight areas currently prominent in research and scientific development, along with potential topics for future work.

Keywords: Inductive power transfer; Wireless power transfer; Implantable devices; Wireless medical devices

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Técnicas de WTP	19
Figura 2 - Delimitação das regiões do campo próximo e distante à quantidade de comprimento de onda eletromagnética	20
Figura 3 - Comparação da eficiência entre as Técnicas de WPT levando em consideração o alcance do campo	20
Figura 4 - Modelo de um transformador ideal.....	26
Figura 5 - Modelo de um transformador com ausência de núcleo.....	27
Figura 6 - Representação de um enlace indutivo	31
Figura 7 - Estrutura do acoplamento indutivo ressonante	32
Figura 8 - Representação do AMC entre o substrato de silício e a bobina	42
Figura 9 - Controle da radiação pelo AMC	42
Figura 10 - Representação dos campos gerados na bobina integrada	43
Figura 11 - Vista de uma perspectiva de corte sobre a bobina de integração	43
Figura 12 - Circuito equivalente de uma bobina integrada	44
Figura 13 - Geometrias mais utilizadas em bobinas.....	45
Figura 14 - Aplicação método de Mohan.....	45
Figura 15 - Modelagem da capacitância entre terminais	48
Figura 16 - Modelagem do substrato de silício	49
Figura 17 - Desalinhamento lateral das bobinas. (a) geometria circular representando o solenoide e as bobinas espirais circulares. (b) geometria quadrada representando as bobinas espirais quadradas.....	51
Figura 18 - Desalinhamento angular das bobinas. (a) geometria circular representando o solenoide e as espiras circulares. (b) geometria quadrada representando as bobinas espirais quadradas.....	51
Figura 19 - Implante coclear.....	54
Figura 20 - Implante convencional x Implante com WTP	55
Figura 21 - Sistema indutivo em DMI	56
Figura 22 - Monitoramento de um paciente com a utilização de bobinas integradas	57
Figura 23 - Componentes básicos para um link indutivo	58
Figura 24 - Representação de diversas abordagens de hardware biomédico.....	60
Figura 25 - Marca passo com WTP proposto	61
Figura 26 - Modelagem do marca-passo proposto	65

Figura 27 - Circuito equivalente do marca-passo proposto	65
Figura 28 - Carregamento coclear proposto.....	67
Figura 29 - Modelo proposto (a- Bobina externa fixada nos óculos. b- Demonstração das lentes acionadas pelos óculos. c- Uma aproximação de b. d- Descrição do tamanho da bobina na plataforma de Parileno vestível).....	68
Figura 30 - Circuito equivalente proposto de carregamento.....	69
Figura 31 - Circuito equivalente proposto.....	70
Figura 32 - Protótipo no nervo periférico	71
Figura 33 - Link de indução para o implante neural periférico.....	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Coeficiente para cálculo da indutância

SIGLAS E ABREVIações

AMC	Condutor magnético artificial (do inglês <i>Artificial Magnetic Conductor</i>)
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
AoC	Antenna-on-chip
BICMOS	Bipolar Complementary Metal-Oxide Semiconductor
CA	Corrente Alternada
Ci	Circuito integrado
CC	Corrente Contínua
CMOS	Complementary Metal-Oxide-Semiconductor
DMI	Dispositivo Médico Implantável
DRC	Design Rule Check
EMI	Interferência Eletromagnética (do inglês <i>Electromagnetic Interference</i>)
FET	Transistores de efeito de campo
GHz	Gigahertz
IPT	Transferência Indutiva de Potência (do inglês, <i>Inductive Power Transfer</i>)
LC	Indutor Capacitor
LCC	Indutor Capacitor Capacitor
LCL	Indutor Capacitor Indutor
MHz	Megahertz
MOS	Metal-Oxide-Semiconductor
NMOS	Transistor de óxido de metal semiconductor negativo
OMS	Organização Mundial da Saúde
PAD	Programa de Automação da Distribuição
PMOS	Transistor de óxido de metal semiconductor positivo
PTE	Eficiência de Transferência de Energia (do inglês, <i>Power Transfer Efficiency</i>)
SAR	Specific Absorption Rat
Wb	Weber
WTP	Transmissão de potência sem fio (do inglês, <i>Wireless Power Transmission</i>)

Sumário

Capítulo 1: INTRODUÇÃO	13
1.1 APRESENTAÇÃO	13
1.2 MOTIVAÇÃO	14
1.3 OBJETIVO	14
1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO	14
Capítulo 2: TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA SEM FIO	16
2.1 O SURGIMENTO DA WPT	16
2.2 EVENTOS HISTÓRICOS.....	17
2.3 TÉCNICAS DE WPT.....	19
2.3.1 <i>Near Field & Far Field</i>	21
2.3.2 <i>Benefícios e limitações de transferência de energia sem fio</i>	22
Capítulo 3: FUNDAMENTOS TEÓRICOS SOBRE WTP	24
3.1 ACOPLAMENTO INDUTIVO	24
3.2 MODELAGEM DOS ENLACES INDUTIVOS.....	25
3.2.1 <i>Indutância, Indutância mútua e Fator de acoplamento</i>	28
3.3 ESTRUTURA DOS ENLACES INDUTIVO E INDUTIVO RESSONANTE	31
3.3.1 <i>Estrutura do Enlace Indutivo</i>	31
3.3.2 <i>Estrutura do Elance Indutivo Ressonante</i>	32
3.3.2.1 <i>Eficiência do Enlace Indutivo Ressonante</i>	34
3.4 BOBINAS PARA WTP	35
3.4.1 <i>Características das bobinas</i>	36
3.4.1.1 <i>Bobina de Transmissão</i>	36
3.4.1.2 <i>Bobina de recepção</i>	37
3.4.2 <i>Bobinas Integradas para transferência de energia sem fio</i>	37
3.4.2.1 <i>Características das bobinas integradas</i>	38
3.4.2.2 <i>Tecnologia na bobina de integração</i>	40
3.4.2.3 <i>Comportamento de uma bobina integrada</i>	42
3.4.2.4 <i>Modelagem das Bobinas Integradas</i>	43

3.4.2.5	Cálculo dos parâmetros do circuito equivalente de uma Bobina Integrada	44
3.4.3	<i>Desalinhamento e alinhamento de bobinas.....</i>	50
Capítulo 4: A WTP EM DISPOSITIVOS MÉDICOS IMPLANTÁVEIS.....		53
4.1	DISPOSITIVOS MÉDICOS IMPLANTÁVEIS.....	53
4.2	INTRODUÇÃO DA WTP POR INDUÇÃO ELETROMAGNÉTICA NOS DISPOSITIVOS MÉDICOS	54
4.2.1	<i>Estrutura de um dispositivo médico implantável com WTP por campo próximo</i>	55
4.2.2	<i>Bobinas Integradas em dispositivos médicos.....</i>	56
4.2.3	<i>Link Indutivo e transmissão de dados sem fio.....</i>	57
4.3	APLICAÇÕES DE WTP EM DISPOSITIVOS MÉDICOS.....	59
4.3.1	<i>Dispositivos Implantáveis</i>	59
4.3.1.1	Marcapassos cardíacos	60
4.3.1.2	Implante coclear.....	66
4.3.1.3	Implante Ocular.....	68
4.3.1.4	Implante Neural Periférico	70
4.4	SEGURANÇA DOS DISPOSITIVOS MÉDICOS	71
4.5	DESAFIOS DOS IMPLANTES MÉDICOS IMPLANTAVEIS COM WTP	73
Capítulo 5: CONCLUSÃO		76
5.1	SUGESTÕES TRABALHOS FUTUROS	78
REFERÊNCIAS.....		80

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO

1.1 APRESENTAÇÃO SOBRE O TEMA

Em um mundo cada vez mais conectado, a necessidade de uma transmissão eficiente de energia é mais importante do que nunca. Neste contexto, surge a transferência de potência por indução, uma técnica que permite a transferência de energia sem a necessidade de conexões físicas.

Baseada nos princípios de indução magnética, essa tecnologia tem o potencial de revolucionar uma série de campos, desde o carregamento sem fio de dispositivos eletrônicos até o fornecimento de energia para implantes médicos.

O dispositivo médico implantável (DMI) é uma ferramenta versátil para uma variedade de funções, desde diagnósticos clínicos e tratamentos até monitoramento de parâmetros biológicos e suporte à vida. Estes dispositivos incluem implantes cocleares, marcapassos, próteses de retina, sensores de sinais e eletroestimuladores, os quais interagem diretamente no sistema fisiológico, podendo até direcionar medicamentos para áreas específicas do corpo. Portanto, o DMI é importante na área da medicina moderna, proporcionando benefícios significativos para a saúde dos pacientes (SIKDER *et al.*, 2017).

Segundo Sikder (2017), existe uma tendência em relação à miniaturização do DMI, assim conseguem ser menos invasivos para o corpo do paciente e simplifica procedimentos cirúrgicos. Dispositivos menores podem ser implantados de uma forma mais segura e fácil em comparação a dispositivos maiores.

O DMI precisa garantir uma operação altamente confiável, pois é projetado com funcionalidade vital no corpo, e não pode tolerar falhas. Sendo assim, uma das obrigações fundamentais para este circuito é a necessidade uma alimentação que seja robusta por meio de transmissor, pois uma falha na energia do sistema implantado pode ocasionar graves problemas ao paciente (SIKDER *et al.*, 2017).

Na intersecção entre engenharia e biomedicina, o estudo sobre a transferência de potência por indução, a projeção das bobinas de transmissão e de recepção, e a elaboração do circuito de controle de gerenciamento de energia, desempenham um papel crucial para o desenvolvimento dos DMI de última geração. A promessa de

maior flexibilidade, conveniência e segurança torna a transferência de potência por indução uma área de pesquisa e desenvolvimento empolgante.

1.2 MOTIVAÇÃO

O interesse em explorar a Transferência Indutiva de Potência (IPT) na área de biomedicina é impulsionado por uma variedade de necessidades e obstáculos encontrados no domínio interdisciplinar, bem como na oportunidade única que essa tecnologia oferece para o avanço da medicina e na engenharia biomédica.

Dispositivos como marcapassos, neuro estimuladores e implantes cocleares demandam fontes de energia confiáveis, garantindo um funcionamento eficaz e seguro.

1.3 OBJETIVO

Este trabalho realiza um estudo sobre a transferência indutiva de potência aplicada a sistemas biomédicos, derivada de uma revisão bibliográfica sobre o tema. A investigação abrange os princípios teóricos fundamentais, o estado atual da tecnologia e a disponibilidade na parte da biomedicina.

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

No capítulo 2 será apresentado um histórico que envolve a Transferência de Potência Sem Fio. Ainda no capítulo, serão apresentadas técnicas utilizadas para transferência em curto alcance e de longo alcance, denominadas respectivamente por *Near Field* e *Far Field*.

No capítulo 3 serão apresentados os campos magnéticos que surgem através da indução eletromagnética entre bobinas, a modelagem dos enlaces indutivos e indutivos ressonantes e uma breve discussão sobre alinhamento e desalinhamento de bobinas. O capítulo analisará sobre as bobinas de integração que possuem uma maior eficiência energética do que bobinas convencionais que estão sendo utilizadas em DMI.

No capítulo 4 é apresentada a aplicação de link indutivo no DMI. O capítulo também discutirá técnicas de segurança e os desafios proporcionados pelo link indutivo em dispositivo implantável.

No capítulo 5 é realizada uma conclusão sobre o tema desta revisão bibliográfica, e sugestões para futuros trabalhos para a melhoria e evolução de DMI com a utilização de WTP (Transferência de Potência Sem Fio).

CAPÍTULO 2: TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA SEM FIO

A tecnologia de transferência de energia sem fio (WTP) possui uma história que remonta há mais de um século. Neste capítulo é discutido surgimento da tecnologia até o emprego em tempos atuais.

2.1 O SURGIMENTO DA WPT

O progresso das técnicas de Transferência de Energia Sem Fio (WPT) foi gradual até o início do século XX, quando a indústria de dispositivos móveis começou a buscar formas de carregar aparelhos sem a necessidade de cabos. Desde então, a tecnologia WTP tem evoluído rapidamente, com as técnicas de acoplamento indutivo e ressonante, bem como o uso de campos magnéticos para transferir energia.

Atualmente, a WTP é amplamente utilizada ou estudada para diversas aplicações, como carregamento de dispositivos móveis, veículos elétricos, dispositivos biomédicos e sistemas de energia renovável. O uso da WTP também tem o potencial de melhoria da eficiência energética, reduzir a poluição ambiental e aumentar a segurança eliminando a necessidade de cabos e fios (KURS *et al.*, 2007) e (JAWAD, 2017).

Um sistema de Transmissão de Energia Sem Fio (WTP) consiste em uma unidade transmissora que está conectada a uma fonte de energia principal ou a uma bateria. Esta unidade é responsável por transformar a energia elétrica em um campo eletromagnético. Este campo pode ser captado por um ou mais receptores, que têm a função de reverter a energia do campo de volta para a eletricidade, alimentando a carga elétrica.

No receptor são utilizados sistemas de acoplamento ou bobinas semelhantes para transformar o campo eletromagnético recebido em corrente elétrica. Esta corrente pode ser coletada e usada para alimentar os dispositivos, permitindo que funcionem. Assim, a WTP abre caminho para dispositivos móveis e outras aplicações similares (MOTTA, 2016) e (JAWAD, 2017).

2.2 EVENTOS HISTÓRICOS

A transferência de energia sem fio (WPT) tem uma história rica em descobertas significativas, embora dificuldades inerentes tenham dificultado a sua utilização no século passado. Os avanços foram notáveis para as atuais aplicações. A seguir serão apresentados marcos importantes para seu surgimento.

- O desenvolvimento da WPT está ligado ao avanço dos princípios de indução elétrica, descobertos por Michael Faraday (1791–1867) em 1831 (SILVA, 2012) e da teoria e equações formuladas por James Clark Maxwell (1831 – 1879) em 1868. Estas equações envolvem a superposição da força elétrica originada de um campo elétrico com a força magnética de Hendrik Antoon Lorentz (1853–1928) (TIPLER; MOSCA, 2009).
- Mais tarde, com estudos realizados por Maxwell há o desenvolvimento das equações do próprio, quando Heinrich Rudolf Hertz (1857-1894) comprovou a existência da radiação eletromagnética ao criar um transmissor e um receptor de rádio frequência.
- Em seguida, Guglielmo Marconi (1874-1937) aplicou os princípios de rádio frequência na implementação da telegrafia sem fio, pela qual recebeu a patente (FALCIASECCA; VALOTTI, 2009).
- O avanço mais significativo da WPT foi impulsionado pela disputa entre Nikola Tesla (1856-1943) e Thomas Alva Edison (1847-1931), que levou as primeiras experiências práticas da WPT. Em 20 de junho de 1891, Tesla demonstrou a primeira WPT, através de indução eletrostática utilizando a bobina de indução de alta tensão. Em 1896, Tesla conseguiu transmitir sinais a uma distância de aproximadamente 48 km (LELAND, 2002).
- Um dos esforços mais notáveis na história foi o projeto da Torre Wardenclyffe (1901-1966), liderado por Nikola Tesla. A torre foi originalmente projetada para estabelecer um sistema de rádio para a comunicação global e demonstrar a possibilidade de transferência de energia sem fio em longas distâncias. No entanto, o projeto foi abandonado em 1906 (IEEE, 2015).
- Os experimentos de Tesla conforme registros históricos estavam muito além da tecnologia disponível naquela época. Foi apenas por volta de 1930 que

novos experimentos para WPT foram realizados. Um destes experimentos foi conduzido por H.V. Noble no laboratório de Westinghouse, envolvendo a transmissão e recepção de energia utilizando dipolos localizados a 8 metros de distância com uma frequência de 100 MHz transmitindo centenas de watts de potência (BROWN, 1984).

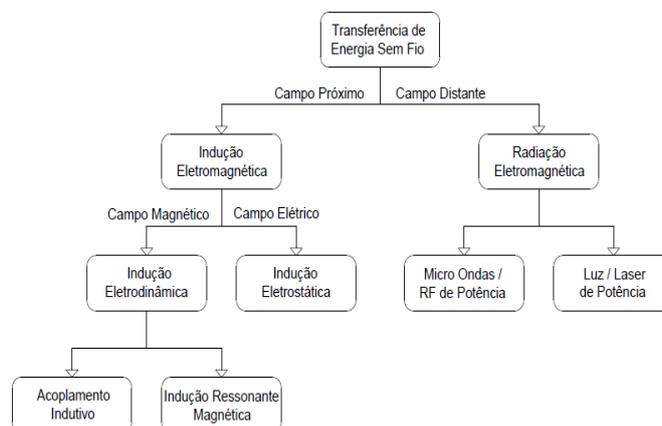
- No final da década de 1950, Willian C. Brown (1916-1999) conduziu uma série de pesquisas relacionadas à transmissão de energia sem fio, através de micro ondas e divulgando em vários trabalhos acadêmicos. Brown conseguiu demonstrar um sistema que operava a 2,45 GHz e era capaz de transmitir energia a uma distância de 7,6 metros. A energia foi convertida em um sistema de corrente contínua com uma eficiência de 26 % (BROWN, 1984).
- Em 1988 um grupo de pesquisadores de eletrônica de potência da Universidade de Auckland, na Nova Zelândia, sob a supervisão do professor John Boys, criou e construiu um inversor para a transmissão de energia por indução. Mais tarde, o mesmo grupo desenvolveu uma tecnologia inovadora que permitia a operação de múltiplos veículos na mesma rede de alimentação indutiva, proporcionando controle independente para cada veículo (COVIC; BOYS, 2013).
- No ano de 2001, a empresa Splashpower desenvolveu um sistema de transmissão de energia sem fio, que utilizava bobinas ressonantes acopladas em um formato plano, denominado “pad”. Este dispositivo era capaz de transferir dezenas de watts para uma ampla gama de dispositivos de consumo (IEEE, 2015).
- A Sony Corporation, em 2009, revelou o desenvolvimento de um sistema de transmissão sem fio (WPT) altamente eficaz, que não necessita de cabos de energia em dispositivos eletrônicos, como televisores. Este sistema tem capacidade de transmitir 60 W de energia elétrica a uma distância de 50 cm, com uma eficiência de 60 %.
- Em 2012, os primeiros smartphones equipados apresentando tecnologia “Qi”, foram lançados no mercado. Desde então, essa tecnologia passou por melhoras significativas, sendo capaz de fornecer uma potência de até 2200 W (WPCONSORTIUM,2021).

- No término de 2013, foram introduzidos os primeiros circuitos integrados (CIs), projetados especificamente para a implementação de sistemas de WPT, destinados a carregamento de bateria a distância de 1,5 cm (BARCELO, 2013). Ainda segundo Barcelo (2013), na última década, diversas foram as implementações, aplicações e áreas que se beneficiaram com a evolução da WPT. Na mobilidade urbana, linhas de trens elétricos alimentados por sistemas de *link* indutivos. Automóveis elétricos que dispensam o uso de cabos para realizar carregamento de suas baterias. Dispositivos elétricos portáteis como os *smartphones*, fones de ouvidos e *tablets* com carregamento utilizando “*pads*” indutivos. Na engenharia biomédica o desenvolvimento de diversos sensores como neuro estimuladores e desfibrilador cardíaco e sistemas de telemetria como eletrocardiogramas e glicose.

2.3 TÉCNICAS DE WPT

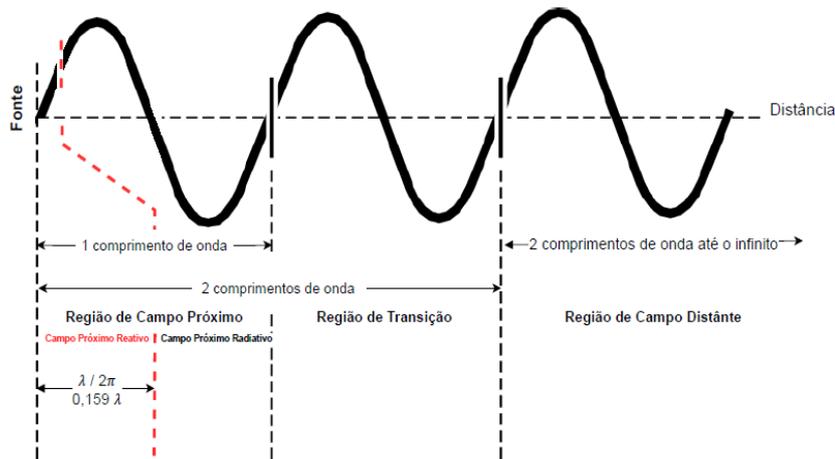
Métodos para Transferência de Energia sem Fio são definidos por campo próximo (*Near Field*) e campo distante (*Far Field*), que são demonstrados na figura 1. Se a distância de transferência exceder o comprimento de onda (λ) eletromagnético, a transmissão é classificada como distante. Por outro lado, se a distância de transferência for inferior ao comprimento de onda (λ) do sinal eletromagnético, a transmissão é classificada de campo próximo. A figura 2 exemplifica o que foi citado em relação a comprimento de onda e distância de transmissão (JAWAD, 2017).

Figura 1 - Técnicas de WPT



Fonte: Adaptado de Siddabattula (2021)

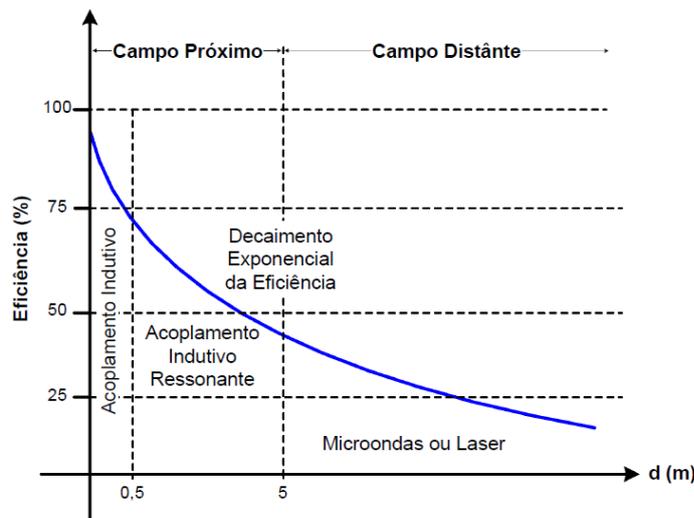
Figura 2 - Delimitação das regiões do campo próximo e distante à quantidade de comprimento de onda eletromagnética



Fonte: Adaptado de Umenei (2011)

Segundo Jawad et al.,2017, com aplicação das técnicas de compensação na direcionalidade do sinal e na eficiência, na técnica de campo distante pode atingir vários quilômetros e operar na faixa de alguns GHz, embora a eficiência seja baixa, como demonstrado na figura 3. A técnica de campo próximo, que será discutida com ênfase nesta monografia sendo utilizado em dispositivos biomédicos, tem a vantagem de operar em frequências mais altas, ter a melhor eficiência e permitir a miniaturização das bobinas utilizadas resultando em um alcance limitado.

Figura 3 - Comparação da eficiência entre as Técnicas de WPT levando em consideração o alcance do campo



Fonte: Adaptado de Jawad (2017)

Uma transmissão em campo próximo ocorre em distâncias dentro do comprimento de onda do campo gerado ($d \ll \lambda$) e tem uma distância ideal diretamente proporcional ao raio da bobina transmissora para uma transmissão eficaz de energia, conforme a equação 2.1 (KI,2017).

$$d \approx \frac{R}{\sqrt{2}} \quad (2.1)$$

2.3.1 *Near Field & Far Field*

As técnicas de WPT se definem a partir da distância de transmissão de energia, sendo campo curto (*Near Field*) ou campo distante (*Far Field*). Sendo assim, a definição de qual técnica usar está relacionada à distância do campo de transmissão.

A utilização das técnicas para campos de longa distância, *Far Field*, tem como propriedade os campos radioativos. Os campos radioativos como é definido por Mota (2016), Jawad (2017) e Rao; Geetha (2016) se propagam em forma de onda eletromagnética, por meio de rádio, micro ondas /RF e luz / laser de potência. Estas ondas têm a capacidade de atingir grandes distâncias em diferentes direções, além de carregarem energia e informações.

Ondas eletromagnéticas são utilizadas em diversas tecnologias da atualidade como radiodifusão, radares entre outros. Entretanto, devido a sua natureza propagativa, os campos radioativos se dissipam à medida que se afastam da fonte, resultando em diminuição de sua intensidade ao longo da distância. Além disso, a exposição prolongada a campo radioativo pode causar danos na saúde.

Os campos não radioativos são gerados por sistemas que envolvem corrente elétrica ou sistemas eletromagnéticos confinados em uma área restrita. Por não se dissiparem muito e estarem associados a transmissão de curto alcance, *Near Field*, o uso é empregado por exemplo na biomedicina, parte de interesse desta revisão bibliográfica.

Existem três tipos de técnicas para WPT em curto alcance, que são o acoplamento indutivo, o acoplamento indutivo ressonante e acoplamento capacitivo, sendo que este último está fora do escopo do trabalho.

A formação de um campo não radioativo é produzida por acoplamento magnético ou acoplamento capacitivo, onde a energia é transferida entre duas bobinas ou dispositivos próximos, possibilitando a transferência de energia elétrica.

O acoplamento indutivo envolve o acoplamento de duas bobinas magneticamente acopladas para transferir energia entre o emissor e o receptor. Já o acoplamento indutivo ressonante está associado na sintonização da frequência de ressonância entre as bobinas do emissor e do receptor, proporcionando uma energia mais eficiente e estendendo a distância de transmissão em relação ao acoplamento indutivo convencional. Já o outro método que não será visto aqui é o acoplamento capacitivo, que envolve a transferência de energia através do acoplamento elétrico entre as placas do capacitor permitindo maior flexibilidade e design do dispositivo de WTP. Contra o acoplamento capacitivo pesa a baixa eficiência energética em relação aos outros dois acoplamentos indutivos já mencionados.

Cada método utilizado para *Near Field* apresenta suas características e especificações e limitações para serem utilizados da melhor maneira possível. Sendo assim, nesta revisão bibliográfica tal método é para aplicação de WPT na biomedicina.

2.3.2 *Benefícios e limitações de transferência de energia sem fio*

Primeiramente, é importante salientar que a WPT oferece a vantagem significativa de eliminar a necessidade de cabos convencionais para a transferência de energia. Essa inovação confere aos aparelhos uma maior flexibilidade de movimentação, permitindo que sejam utilizados em áreas de acesso complicado ou em situações nas quais a existência de fios poderia ser perigosa. Adicionalmente, a WPT facilita o carregamento de dispositivos móveis, como celulares e tablets, tornando o processo mais simples e conveniente para os usuários.

A tecnologia WPT é destacável também pela sua eficiência energética, sendo capaz de otimizar e reduzir perdas durante sua transferência, assegurando assim que uma parcela considerável de energia seja transmitida eficazmente do emissor ao receptor, contribuindo para a diminuição do desperdício energético.

É crucial enfatizar que a transmissão de energia sem fio enfrenta desafios que não podem ser ignorados. Fatores como a distância entre transmissor e receptor, obstáculos físicos e interferência eletromagnética podem impactar negativamente na transmissão.

O aumento da distância é um dos fatores que mais interfere na eficiência do sistema sem fio, haja visto a notável queda na dissipação e dispersão de energia. Outro ponto considerável é a potência de transmissão, pois ocorre em frequências de rádio e micro ondas, limitando consideravelmente a quantidade de energia que pode ser enviada eficientemente. Assim, o desenvolvimento de métodos e sistemas capazes de transferir energia de maneira eficaz a longas distâncias representa um desafio significativo (KURS *et al.*, 2007).

O quesito de segurança e a compatibilidade eletromagnética na transmissão de energia sem fio também devem ser consideradas. A introdução de campos eletromagnéticos deve ser mantida dentro de padrões seguros protegendo os usuários. Já a compatibilidade eletromagnética é crucial para prevenir interferências que possam prejudicar o funcionamento de outros dispositivos eletrônicos (CHRIST, 2013).

Ainda segundo Christ 2013, um desafio adicional é referente à padronização e operabilidade dos sistemas de transmissão sem fio. A diversidade de tecnologias e padrões existentes podem complicar a integração e compatibilidade de dispositivos e sistemas distintos. Assim, é crucial a definição de normas universais que favoreçam a interoperabilidade entre variados dispositivos e a convivência equilibrada de várias tecnologias de transmissão de energia.

CAPÍTULO 3: FUNDAMENTOS TEÓRICOS SOBRE WTP

De acordo com Nussenzveig (2015), Faraday é reconhecido como pioneiro dos princípios fundamentais da indução eletromagnética, após o experimento feito em 1863, no qual constituiu um solenoide utilizando vários metros de fio de cobre e conectou a um galvanômetro. Com o resultado, Faraday conseguiu observar que a indução da corrente dependia do movimento entre o solenoide e o ímã, ou seja, é presente uma associação em relação à variação de campo magnético que atravessava o solenoide e o ímã.

Nesta revisão bibliográfica, o estudo do acoplamento indutivo, e o acoplamento indutivo por ressonância são os métodos mais comuns e utilizados para transmissão de WPT em campo próximo.

3.1 ACOPLAMENTO INDUTIVO

O acoplamento indutivo, é formado por uma bobina de transmissão que gera um campo magnético alternado, e uma bobina de recepção que tem a capacidade de captar o campo magnético e converter a energia magnética em energia elétrica.

Quando uma corrente alternada percorre a bobina transmissora, um campo magnético é gerado ao redor das espiras tendo uma intensidade gerada diretamente proporcional ao número de voltas e à corrente.

O campo gerado é descrito matematicamente em Halliday, Walker e Resnick (2009) na equação 3.1:

$$B_1 = \frac{\mu_0 N_1 R^2 I_1(t)}{2(R^2 + d^2)^{3/2}} \omega \cos(\omega t) \quad (3.1)$$

Onde: B_1 é o fluxo do campo magnético produzido pela bobina transmissora

μ_0 é a constante de permeabilidade do vácuo ($\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$)

N_1 é o número de voltas da bobina de transmissão

R é o raio da bobina

ω é a frequência de oscilação da corrente elétrica aplicada

$i_1(t)$ é a corrente aplicada na bobina de transmissão

I_1 é o valor de corrente aplicada na bobina de transmissão

d é a distância da bobina ao ponto onde é medido o campo magnético

O campo magnético atravessa a bobina receptora, induzindo nesta uma corrente elétrica que pode alimentar dispositivos eletrônicos ou recargas de baterias (HALLIDAY; WALKER; RESNICK, 2009). O fluxo magnético que atravessa a bobina de recepção é matematicamente expresso na equação 3.2 por:

$$\Phi_1 = \int B_1 * dA_2 \quad (3.2)$$

Assim, pela Lei de Faraday para indução eletromagnética, estabelece que a tensão induzida em uma bobina é proporcional à taxa de variação do fluxo magnético que atravessa a bobina (MOTTA, 2016). Ainda, segundo Motta (2016) a tensão induzida na bobina de recepção é dada pela equação 3.3.

$$v_2 = -N_2 * \frac{d\Phi_1}{dt} = \frac{\pi\omega_0 N_1 N_2 R^4 I_{(t)1}}{2(R^2 + d^2)^{\frac{3}{2}}} \omega \text{sen}(\omega t) \quad (3.3)$$

Onde: v_2 é a tensão induzida na bobina receptora

N_2 é o número de voltas na bobina receptora

$\frac{d\Phi}{dt}$ é a taxa de variação do fluxo magnético que atravessa a bobina receptora

O sinal negativo na equação 3.3 é denominado na Lei de Lenz, onde a corrente induzida por um campo magnético oscilante cria o seu próprio campo magnético oscilante que se opõe ao campo magnético que induz a corrente (HALLIDAY; WALKER; RESNICK, 2009).

3.2 MODELAGEM DOS ENLACES INDUTIVOS

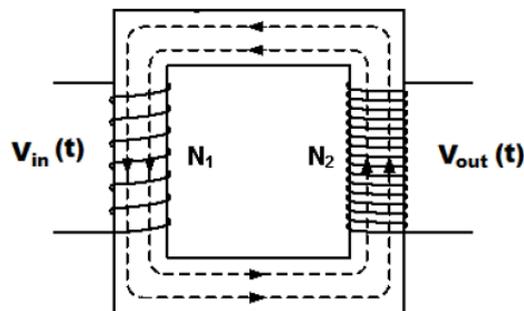
O estudo de WPT envolve a análise básica sobre circuitos de transformadores. Segundo Tipler e Mosca (2009), um transformador é definido como um dispositivo eletromagnético, que atua como um conversor de energia, facilitando a transferência de energia elétrica em corrente alternada (CA) de um circuito para o outro. A transferência ocorre através do acoplamento indutivo entre duas bobinas de fio, conhecidas como bobina primária e secundária.

Para o contexto de WPT, o transformador tem um papel importante na transferência de energia com eficiência, entre o emissor e o receptor. A bobina primária está do lado do emissor, recebendo energia da fonte de alimentação, criando um campo magnético variável. Este campo induz uma tensão na bobina secundária, lado receptor, permitindo assim a transferência de energia.

A eficiência na transferência de energia é influenciada por vários pontos, incluindo a distância entre as bobinas e a presença de um núcleo de ferro. Portanto, a análise e a otimização destes parâmetros são fundamentais para maximizar a eficiência de um sistema de WPT.

Um transformador ideal pode ser demonstrado na figura 4. Uma bobina primária, ou de entrada, é submetida a uma tensão de entrada em relação ao tempo $V_{in}(t)$, sendo composta por N_1 voltas. Uma outra bobina, denominada secundária ou de saída é submetida a uma tensão de saída em relação ao tempo $V_{out}(t)$, composta por N_2 voltas. Ambas bobinas estão entrelaçadas em torno de um núcleo de material ferromagnético.

Figura 4 - Modelo de um transformador ideal



Fonte: Adaptado de Tipler e Mosca (2009)

Um modelo ideal é caracterizado desconsiderando as perdas energéticas envolvendo as bobinas e o núcleo durante o funcionamento. Segundo Chapman (2013), as perdas mais significativas em um transformador são:

- Perdas por corrente parasita: correntes que geram calor, ocasionando perda de energia.
- Perdas por histerese: atraso de resposta à mudança do campo magnético, onde essa defasagem ocasiona aquecimento e conseqüentemente perda de energia.

- Perda no coeficiente de acoplamento entre as bobinas, onde a distância entre as bobinas pode determinar a força de acoplamento entre elas e influenciar na perda de energia de transmissão.

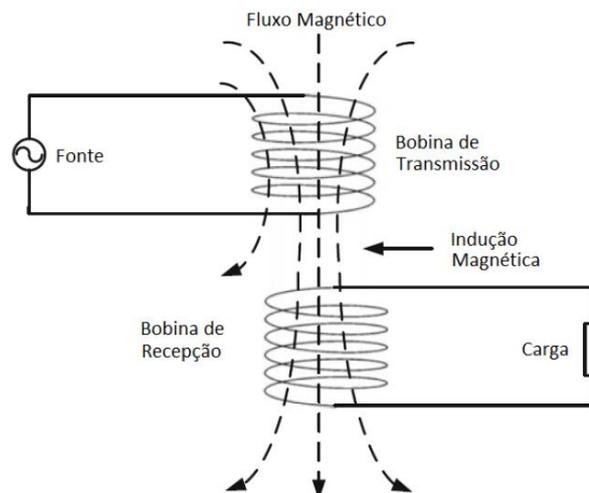
Ainda segundo Chapman (2013), a relação entre as bobinas primária e secundária de um transformador ideal pode ser dada da seguinte forma:

$$V_{out}(t) = \frac{N_2}{N_1} * V_{in}(t) \quad (3.4)$$

onde N_2 é o número de espiras da bobina 2, N_1 é o número de espiras da bobina 1, $V_{out}(t)$ valor de tensão de saída, e $V_{in}(t)$ é o valor de tensão de entrada.

Na WPT utilizada em dispositivos biomédicos, o núcleo do transformador deixa de ser ferromagnético e passa a ter um meio não ferroso, como o ar ou tecidos que formam o corpo humano. Sendo assim, o fluxo magnético apresenta perdas sendo necessário uma análise para um transformador sem núcleo. Um modelo de transformador linear sem a presença de núcleo é representado na figura 5.

Figura 5 - Modelo de um transformador com ausência de núcleo



Fonte: Adaptado de Zhang (2018)

O transformador com ausência de núcleo é representado na figura 5, é observada a inexistência da interligação física entre a bobina primária e secundária. A bobina primária, denomina também como bobina de transmissão é conectada a uma

fonte de corrente alternada (CA), gerando um fluxo magnético propagado por meio não ferroso, até se encontrar com a bobina secundária, denominada também como bobina receptora, no qual por indução magnética é transferida energia para a carga.

Uma análise de transformadores com ausência de núcleo engloba o estudo da indutância, da indutância mútua e do fator de acoplamento.

3.2.1 Indutância, Indutância mútua e Fator de acoplamento

A indutância L é a capacidade de um circuito elétrico causar a indução de uma tensão proporcional à variação da corrente em função do tempo. Matematicamente a indutância L pode ser definida entre o fluxo magnético total, dividido pela corrente na bobina, e sendo representado pela expressão (HALLIDAY; WALKER; RESNICK, 2009).

$$L = \frac{Nd\phi(i)}{di} \quad (3.5)$$

Onde L representa a indutância da bobina, N representa o número de espiras da bobina, $d\phi(i)/di$ representa a variação do fluxo magnético em função da corrente elétrica.

A variação de tensão no indutor é representada pela equação 3.6 por (HALLIDAY; WALKER; RESNICK, 2009):

$$V(t) = L \frac{di(t)}{dt} \quad (3.6)$$

Onde V é a tensão induzida na bobina, L é a indutância da bobina e $di(t)/dt$ corresponde a variação da corrente em função do tempo.

A bobina de transmissão, formada por N_1 voltas de fio condutor, produz um fluxo magnético quando uma corrente alternada é aplicada. Parte do fluxo magnético percorre a bobina receptora, composta por N_2 voltas de fio condutor.

O fluxo magnético formado da bobina de transmissão pode ser decomposto em duas componentes, onde ϕ_1 representa apenas a bobina de transmissão, e ϕ_{12} relaciona a bobina de transmissão com a bobina de recepção. A expressão que representa essa decomposição citada acima pode ser expressa da seguinte forma:

$$\Phi_1 = \Phi_{11} + \Phi_{12} \quad (3.7)$$

Onde:

Φ_1 é o fluxo magnético total da bobina de transmissão [Wb]

Φ_{11} é o fluxo magnético relacionado a bobina de transmissão [Wb]

Φ_{12} é o fluxo magnético da bobina de transmissão/ recepção [Wb]

O fluxo magnético que a bobina de recepção gera na bobina de transmissão é representado por:

$$\Phi_2 = \Phi_{21} + \Phi_{22} \quad (3.8)$$

Onde:

Φ_2 é o fluxo magnético total da bobina de recepção [Wb]

Φ_{21} é o fluxo magnético da bobina de recepção/transmissão [Wb]

Φ_{22} é o fluxo magnético relacionado a bobina de recepção [Wb]

A indutância mútua é a capacidade de uma bobina de induzir uma corrente em outra bobina próxima devido à variação do fluxo magnético. Sendo assim, existem diversos fatores que influenciam na indutância mútua entre a bobina de transmissão e a bobina de recepção que estão no circuito, sendo levados em consideração o número de voltas, a orientação e geometria de ambas, além do material do núcleo compartilhado entre elas.

O cálculo da indutância mútua entre as bobinas pode ser expresso para a bobina de transmissão na equação 3.9, e na bobina de recepção na equação 3.10. Nas equações, M_{12} é a indutância mútua da bobina de transmissão em relação a bobina de recepção, e M_{21} corresponde a indutância mútua da bobina de recepção em relação a bobina de transmissão. Ambas indutâncias mútuas estão relacionadas ao número de voltas que cada bobina possui, e com respectiva variação do fluxo magnético em relação a corrente (HALLIDAY; WALKER; RESNICK, 2009).

$$M_{12} = N_1 * \frac{d\Phi_{21} (i)}{di_2} \quad (3.9)$$

$$M_{21} = N_2 * \frac{d\phi_{12}(i)}{di_1} \quad (3.10)$$

Onde:

ϕ_{21} é o fluxo magnético da bobina de recepção/transmissão [Wb]

ϕ_{12} é o fluxo magnético da bobina de transmissão/ recepção [Wb]

i_1 fluxo de corrente que passa pela bobina 1 [A]

i_2 fluxo de corrente que passa pela bobina 2 [A]

N_1 número de espiras da bobina 1

N_2 número de espiras da bobina 2

É possível obter após a demonstração do cálculo da indutância mútua, a existência de uma associação entre ambas. Considerando como constante as condições físicas do circuito da bobina de transmissão em relação a bobina de recepção e aplicando a mesma fonte de energia em ambas, é possível concluir que a indutância mútua entre ambas é a mesma independente da direção da corrente (NILSSON; RIEDEL, 2009).

A equação (3.11) representa a igualdade entre as indutâncias mútuas é verificada por (NILSSON; RIEDEL, 2009).

$$M_{12} = M_{21} = M \quad (3.11)$$

Onde M é a indutância mútua do sistema.

A indutância mútua também pode ser escrita na equação 3.12 em função do coeficiente de acoplamento magnético K.

$$M = K * \sqrt{L_1 L_2} \quad (3.12)$$

Sendo M a indutância mútua do sistema, K é o coeficiente de acoplamento, L_1 é a indutância da bobina de transmissão e L_2 é a indutância da bobina receptora.

O acoplamento magnético pode ser calculado através da equação 3.13. O valor do coeficiente varia com valores entre 0 a 1, onde o valor 1 indica um

acoplamento perfeito entre bobinas através do fluxo magnético, e 0 indica que não há acoplamento mútuo entre as bobinas (IRWIN; NELMS; MARK, 2013).

$$K = \frac{\Phi_{12}}{\Phi_{11} + \Phi_{12}} \quad (3.13)$$

Onde:

Φ_{12} é o fluxo magnético da bobina de transmissão/ recepção [Wb]

Φ_{11} é o fluxo magnético relacionado a bobina de transmissão [Wb]

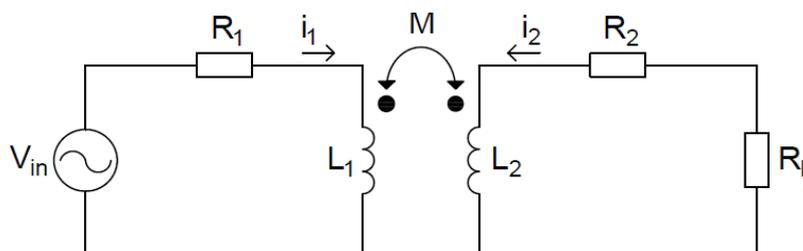
3.3 ESTRUTURA DO ENLACES INDUTIVO E INDUTIVO RESSONANTE

Os enlaces indutivo e indutivo ressonante são técnicas importantes para a transferência de energia em sistemas eletrônicos e de comunicação. Sendo assim, ambas estruturas permitem a criação de dispositivos que possuem transmissão de energia sem fio como por exemplo os dispositivos médicos que serão estudados neste trabalho.

3.3.1 Estrutura do Enlace Indutivo

A estrutura do enlace indutivo é a parte mais importante de um sistema de transferência de potência. A estrutura pode ser vista na figura 6, onde serão representadas as bobinas de transmissão e recepção magneticamente acopladas, gerando entre si uma indutância mútua M , a fonte de corrente alternada representada por V_{in} , por dois indutores L_1 e L_2 , e suas respectivas resistências R_1 e R_2 .

Figura 6 - Representação de um enlace indutivo



Fonte: Adaptado de Zhong; Xu; Hui (2009)

O circuito pode ser modelado utilizando a análise de malhas, de acordo com a Leis de Kirchhoff obtendo as seguintes expressões:

$$V_{in} = (R_1 + j\omega L_1)i_1 + j\omega M i_2 \quad (3.14)$$

Isolando as correntes é obtido as correntes I_1 e I_2 , em 3.15 e 3.16

$$I_1 = \frac{V_{in} - j\omega M i_2}{R_1 + j\omega L_1} \quad (3.15)$$

$$I_2 = \frac{j\omega M i_1}{R_2 + R_L + j\omega L_2} \quad (3.16)$$

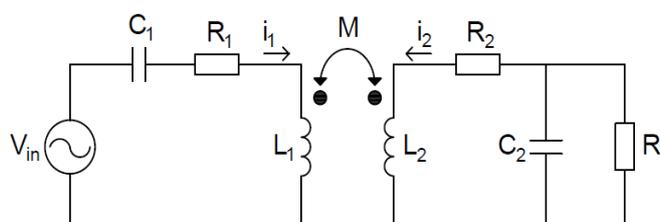
Observando as equações 3.15 e 3.16 é verificado que a corrente que circula no WTP, possui grande dependência da reatância gerada pelas bobinas em corrente alternada senoidal ($j\omega L_1$ e $j\omega L_2$), ou seja, quanto maior a reatância menor será a corrente, afetando consideradamente a Eficiência de Transferência de Energia (PTE).

3.3.2 Estrutura do Elance Indutivo Ressonante

A estrutura do acoplamento indutivo ressonante pode ser observada na figura 7, é uma técnica moderna que tem como objetivo melhorar a eficiência e a distância de transferência em comparação ao acoplamento indutivo visto anteriormente.

A forma de utilização das bobinas é o diferencial entre acoplamento indutivo e o acoplamento indutivo ressonante. O primeiro é a utilização de duas bobinas com acoplamento direto, já o segundo utiliza duas ou mais bobinas em um circuito ressonante sintonizado para operar na mesma frequência projetada em todas as bobinas, aumentando a eficiência na transmissão de energia e a faixa de transmissão.

Figura 7 - Estrutura do acoplamento indutivo ressonante



Fonte: Autor

No circuito da figura 7, é demonstrado um capacitor em série com a bobina de transmissão, e um capacitor em paralelo com a bobina e recepção, onde ambos têm o objetivo de realizar a compensação da reatância indutiva. A indutância L_1 é compensada utilizando o capacitor C_1 , já a indutância L_2 é compensada com o capacitor C_2 . Com esta estrutura, utilizando uma tensão de entrada menor é possível obter correntes mais elevadas na bobina de transmissão e recepção, melhorando a capacidade de transmissão de energia por WPT.

As malhas do circuito na figura 7 podem ser expressas pelas equações 3.17 e 3.18.

$$V_{in} = \left(\frac{1}{j\omega C_1} + j\omega L_1 + R_1 \right) * I_1 + j\omega M I_2 \quad (3.17)$$

$$0 = \left(\frac{R_L}{j\omega C_2 + 1} + j\omega L_2 + R_2 \right) * i_2 + j\omega M I_1 \quad (3.18)$$

Manipulando a equação 3.18 e substituindo em 3.17 é obtido a impedância de entrada na equação 3.19.

$$Z_{in} = \frac{V_{in}}{I_1} = R_1 + j\omega L_1 + \frac{1}{j\omega C_1} + \frac{\omega^2 M^2}{R_2 + j\omega L_2 + \frac{1}{j\omega C_2} + \frac{1}{\omega^2 C_2^2 R_L}} \quad (3.19)$$

Na equação 3.19, os três primeiros termos equivalem à impedância de transmissão, e os demais correspondem à impedância de recepção vista pela fonte. Analisando que o sistema está em ressonância, o termo imaginário do valor deixa de existir, restando apenas a parcela resistiva. Assim o sistema opera com maior taxa de transferência de energia para a carga. Resumidamente, a impedância refletida pela bobina de recepção e a bobina de entrada na bobina de transmissão podem ser representadas pelas equações 3.20 e 3.21

$$Z_{ref} = \frac{\omega^2 M^2}{R_2 + \frac{1}{\omega^2 C_2^2 R_L}} \quad (3.20)$$

$$Z_{in-res} = R_1 + \frac{\omega^2 M^2}{R_2 + \frac{1}{\omega^2 C_2^2 R_L}} \quad (3.21)$$

Autores como, Zaroni e Bertotti (2018), Imura (2017) e Agbinya (2016), constataram que o impacto da reatância indutiva, em relação a eficiência e distância, pode ser minimizado com a compensação de um capacitor em série ou paralelo com o circuito. Sendo assim, o sistema encontra-se em ressonância, representado pela equação 3.22, pois a reatância indutiva é cancelada pela reatância da capacitiva.

$$j\omega L - \frac{j\omega}{c} = 0 \quad (3.22)$$

Um sistema em ressonância se baseia nas características intrínsecas da resistência e do capacitor, resultando em um aumento significativo na corrente, e conseqüentemente no fluxo magnético entre as bobinas. No entanto, existem fatores que afetam a condição de ressonância de um sistema, como indutâncias e capacitâncias parasitas. Segundo Garcia (2022), para realizar a compensação adequada, a indutância e as capacitâncias parasitas precisam ser ajustadas corretamente.

Zhang (2018), classifica a estrutura de um sistema ressonante da seguinte forma:

- Número de bobinas que compõem o sistema.
- Disposição das bobinas ressonantes que compõem o sistema, sendo elas em paralelo, série e indutor-capacitor-indutor.

3.3.2.1 Eficiência do Enlace Indutivo Ressonante

Em Nilsson e Riedel (2009), observa que a máxima eficiência do sistema não significa que ele esteja operando em máxima transferência de potência. Sendo assim, a máxima transferência de potência ocorre quando a resistência da carga R_L é igual à resistência equivalente da fonte de energia que alimenta o circuito. É concluído, que apenas metade da potência gerada é dissipada na carga, o que resulta em 50 % de

eficiência. A eficiência de um circuito pode ser expressa na expressão 3.22 (IRWIN; NELMS; MARK, 2013).

$$\eta = \frac{P_{out}}{P_{out} + P_{in}} = \frac{R_L}{R_L + R_{in}} \quad (3.22)$$

Onde:

η é a eficiência do sistema

P_{out} é a potência de saída

P_{in} é a potência de entrada

A equação 3.22 determina que a maior eficiência do sistema que ocorre quando a resistência R_{in} é muito menor que a resistência de carga R_L . Nesta condição, a eficiência será próxima de 1 e a potência como calor na fonte será mínima.

A eficiência de um circuito ressonante em WTP com duas bobinas, pode ser representada como o produto da eficiência de transmissão pela eficiência da bobina de recepção na equação 3.23

$$\begin{aligned} \eta = \eta_T * \eta_R &= \frac{Z_{ref}}{Z_{ref} + R_1} * \frac{Z_{out}}{Z_{out} + R_2} = \frac{\frac{\omega^2 M^2}{R_2 + R_L}}{\frac{\omega^2 M^2}{R_2 + R_L} + R_1} * \frac{\frac{1}{\omega^2 C_2^2 R_L}}{\frac{1}{\omega^2 C_2^2 R_L} + R_2} \\ &= \frac{1}{1 + \frac{R_1(R_2 R_L)}{\omega^2 M^2}} * \frac{1}{1 + \omega^2 C_2^2 R^2 R_L} \end{aligned} \quad (3.23)$$

3.4 BOBINAS PARA WTP

O papel da bobina é fundamental para a WTP, sendo responsável pela geração do campo magnético ou eletromagnético que são utilizados para a transmissão de energia de uma fonte para um dispositivo receptor.

A bobina mais utilizada é a bobina sem núcleo. Estas bobinas possuem uma boa eficiência na transmissão de energia além de possuírem uma fácil fabricação, pois são constituídas por um condutor enrolado em forma espiral, sem a presença de um núcleo magnético.

A bobina de ressonância, segundo Motta (2016), também é muito utilizada na WTP. Estas bobinas são fabricadas para operarem em frequências de ressonância

específicas, aumentando consideravelmente a eficiência de transmissão. A ressonância ocorre quando a frequência do campo gerado coincide com a frequência de ressonância da bobina receptora, causando uma transferência com maior eficiência e em maior distância. Porém um ajuste da frequência desta bobina requer um maior cuidado para garantir uma compatibilidade entre a bobina transmissora e a bobina receptora.

3.4.1 Características das bobinas

Existem características importantes para as bobinas em um sistema de WTP que devem ser consideradas, como a geometria e o material utilizado de formação desses componentes, o número de espiras e seus espaçamentos, a frequência de operação e a distância que estas bobinas serão implementadas no sistema. As características mencionadas devem ser otimizadas para a fabricação da bobina de transmissão quanto de recepção.

3.4.1.1 Bobina de Transmissão

A bobina de transmissão possui a característica de fornecer a potência necessária para a transferência eficiente de energia. As principais características sobre a bobina de transmissão estão relatadas por Karim (2019), Motta (2016), Duong e Lee (2011) e Mulders *et al* (2022).

- Alta indutância permitindo uma transferência de energia eficiente. A indutância é responsável por armazenar a energia magnética na bobina, que será transportada para a bobina receptora
- Baixa resistência para evitar perdas de energia por dissipação de calor, onde uma baixa resistência ajuda a maximizar a eficiência de transmissão de energia.

Alto fator de qualidade Q , que mede a eficiência da energia de uma bobina. Uma bobina que possui um alto fator Q , demonstra uma alta capacidade de armazenar e transferir energia de forma eficiente e minimizando as perdas.

- Frequência de ressonância adequada, proporciona uma maior eficiência na transmissão de energia. Uma frequência ajustada corretamente entre bobina de transmissão e recepção é fundamental para o funcionamento do sistema.
- Design compacto e eficiente de uma bobina de transmissão, deve ser projetada para ocupar pouco espaço, sendo eficiente em termos de consumo de energia, minimizando as perdas e maximizando a transferência de energia para a bobina receptora.

3.4.1.2 Bobina de recepção

Segundo Karim (2019), Motta (2016), Duong e Lee (2011) e Mulders *et al* (2022) a bobina receptora possui algumas características importantes:

- Alta capacidade para captar eficientemente o campo gerado pela bobina de transmissão. Isto resulta em uma alta taxa de variação.
- Alta eficiência de conversão para converter a energia eletromagnética recebida energia elétrica de forma eficiente. Isso envolve minimizar as perdas de energia durante o processo de conversão.
- Baixa resistência compatível, onde a bobina receptora deve ser projetada para operar em uma frequência de ressonância compatível com a bobina transmissora. A frequência de ressonância é o ponto em que a transferência de energia é maximizada. Assim, alinhar a frequência de ressonância da bobina receptora com a bobina transmissora é essencial para uma eficiência máxima.
- Apresentação de um design compacto, a bobina receptora deve ser projetada para permitir sua integração em dispositivos e sistemas diversos, permitindo um desempenho considerável em diversos cenários.

3.4.2 Bobinas Integradas para transferência de energia sem fio

A bobina integrada em chip (AoC, Antenna-on-chip), utilizada em dispositivos biomédicos que serão abordados na presente revisão bibliográfica no capítulo 4, é uma tecnologia promissora para a transmissão de energia sem fio.

O tipo de bobina integrada é caracterizado por bobinas planares instaladas diretamente em substratos de silício junto ao circuito eletrônico, que fará o processamento da energia recebida pela antena, no mesmo substrato. Para a realização deste procedimento é necessário que as bobinas possuam tamanho compacto (ótimo para frequências mais altas), boa eficiência e boa largura de banda (MANDAL; SUJIT; MAL, 2017).

3.4.2.1 Características das bobinas integradas

A utilização de bobina integrada possui diversas vantagens como, confiabilidade, regulação, isolamento, flexibilidade e como principal vantagem a eficiência. Com uma eficiência considerável, a bobina integrada possibilita o carregamento de dispositivos a uma considerável distância através do acoplamento indutivo ressonante.

Na otimização do acoplamento indutivo ressonante, é necessária a utilização da técnica de ressonância magnética, onde a frequência de operação é ajustada para coincidir com a frequência natural do sistema. Isto faz com que se reduzam as perdas por reatância e aumenta a transferência de energia. Uma outra estratégia é utilizar a eletrônica de potência para controlar e monitorar a energia transferida, resultando em um ajuste dinâmico e eficiente.

Cheema e Shamim (2013) apresenta algumas vantagens da bobina integrada em relação às bobinas convencionais que estão mencionadas a seguir:

- Correspondência de impedância simplificada; integrar a bobina no mesmo chip que o circuito eletrônico permite que as impedâncias de seção RF (Rádio Frequência) e da bobina se correspondam de forma conjugada. Isto simplifica o projeto, eliminando a necessidade de uma rede de correspondência de impedâncias e reduzindo a necessidade de componentes extras.
- Melhor desempenho em frequências mais altas; antenas integradas proporcionam melhor desempenho em frequências mais altas. Elas eliminam as perdas e a degradação de desempenho que podem ocorrer com antenas convencionais conectadas por condutores de ligação. A interconexão de metal permite uma conexão direta entre o circuito integrado e a antena, aumentando a confiabilidade e o desempenho.

- Miniaturização e integração multifuncional; a implementação em chips permite a miniaturização dos sistemas e facilita a integração multifuncional. Isto elimina a necessidade de espaço adicional para antenas separadas e possibilita a criação de dispositivos, que combinam várias funcionalidades, como comunicação sem fio, processamento de sinais e sensores, em um único chip.
- Redução de custos e esforço de projeto; a implementação de bobinas em chips reduz custos e esforços do projeto, eliminando a necessidade de componentes extras e simplificando o casamento de impedâncias. Isto também elimina as incertezas causadas pelos condutores de ligação.
- Otimização conjunta de circuitos e antenas; permite uma otimização conjunta, possibilitando aos projetistas explorar os graus de liberdade entre o circuito e a antena para obter um desempenho otimizado. Isto permite um melhor aproveitamento dos recursos e sistemas mais eficientes e de alta qualidade.

Ainda de acordo com Cheema e Shamim (2013), Mandal; Sujite e Mal (2017), JOW e GHOVANLOO (2007), projetar antenas integradas à chips apresentam diversos desafios relacionados abaixo:

- Baixa resistividade do substrato de silício; o substrato de silício apresenta resistividade baixa resultando em perdas de energia significativa. Estas perdas representam a maior parte das perdas totais em uma antena on-chip. As perdas na metalização do chip são menores em comparação com os de silício. Portanto, é crucial observar tais perdas ao projetar a antena para maximizar a eficiência de radiação.
- Alta permissividade do substrato de silício; com este alto fator, há confinamento maior da energia no substrato ao invés de irradiá-la para o espaço livre. Isto degrada a eficiência da radiação da antena. Sendo assim é necessária a utilização de técnicas que ajudem a dissipar mais energia para fora do substrato e para o espaço livre, obtendo como consequência a melhor eficiência da antena.
- Ausências de regras específicas padrão; dificuldade na resolução de erros de Design Rule Check (DRC) no layout da antena. A espessura máxima permitida da camada de metal superior na tecnologia CMOS (Complementary Metal-

Oxide-Semiconductor) padrão geralmente não é suficiente para projetar uma antena eficiente em termos de radiação eletromagnética. Isto limita a capacidade de lidar com altas correntes e resulta em uma radiação fraca.

- Incorporação de radiação espúria durante a medição prática; as características de radiação da bobina integrada não podem ser medidas diretamente a menos que o chip esteja montado em uma placa ou dispositivo de teste especial. No entanto, essa montagem pode resultar em radiação indesejada devido a interferência de componentes do circuito próximo. Portanto, é necessário considerar cuidadosamente as condições de medição e o ambiente para obter resultados precisos sobre o desempenho da antena.

Em resumo, a utilização de bobinas integradas no chip oferece uma série de vantagens incluindo a simplificação da correspondência de impedância, melhor desempenho em frequências mais altas, miniaturização e integração multifuncional, redução de custos e esforço do projeto, além de uma otimização conjunta entre circuitos e antenas. Estas vantagens tornam a bobina integrada em chip com condições mais atraentes em comparação a bobina convencional.

3.4.2.2 Tecnologia na bobina de integração

O estudo dos dispositivos biomédicos que transmitem energia sem fio será apresentado no capítulo 4 desta revisão bibliográfica, utilizam a tecnologia de Silício, como CMOS e BICMOS (Bipolar Complementary Metal-Oxide Semiconductor) em suas bobinas integradas. A utilização desta tecnologia apresenta uma escolha altamente atrativa, devido aos benefícios de baixo consumo de energia, perfil compacto e custo reduzido (KARIM, 2019).

A tecnologia CMOS é um método de produção de circuitos integrados que emprega transistores de efeito de campo (FETs) do tipo MOS (Metal-Oxide-Semiconductor) para construir aparelhos eletrônicos. Esta tecnologia é uma das mais utilizadas na indústria de semicondutores por sua eficiência energética, capacidade de escala, consumo de energia reduzido e custos de produção comparativamente baixos (ALLEN; HOLBERG, 2011).

Os CMOS denominados também como “complementares”, são tecnologias utilizadas em transistores do tipo NMOS (Transistor de Óxido de Metal Semiconductor

Negativo) e PMOS (Transistor de Óxido de Metal Semicondutor Positivo), sendo responsáveis pelo desempenho e eficiência aprimorados. Estes transistores são feitos de camadas finas de um semicondutor, geralmente coberto com óxido de silício e metal, onde o silício é mais barato do que Arseneto de Gálio, que também é utilizado. Além disso, o funcionamento desses transistores é baseado na regulação da corrente elétrica por meio do controle da tensão nos terminais do transistor.

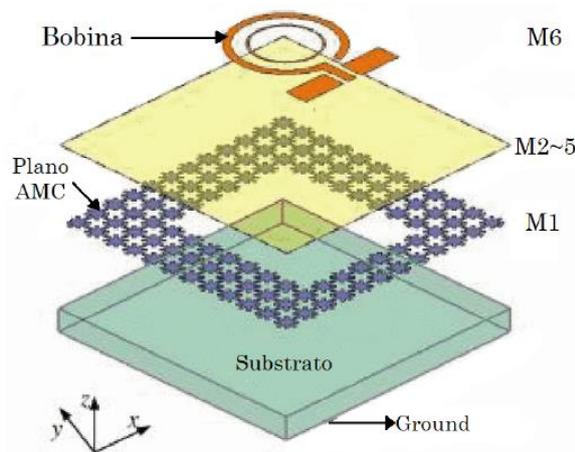
A tecnologia BICMOS facilita a criação de indutores com um fator de qualidade superior, graças a maior resistividade do substrato de silício, o que significa a criação de blocos de radiofrequência. No entanto, a implementação dessa tecnologia requer a utilização de máscaras adicionais durante o processo de fabricação, o que aumenta o custo de produção (KOWALTSCHUK, 2003).

Segundo KIM *et al.*(2017), quatro vantagens significativas para bobinas de integração que utilizam frequência acima de 100 MHz, dispositivos médicos por exemplo possuem frequência entre 401-406 MHz, que podem ser verificadas abaixo:

- Miniaturização dos implantes, eliminando o espaço ocupado pela bobina receptora e externa.
- Redução das capacitâncias e resistências parasitas entre a bobina receptora e sua rede de casamento de impedâncias.
- Não há a necessidade de um processo de fabricação especial para integrar a bobina receptora no chip.
- Simplicidade no encapsulamento, já que não haverá conexão externa ao chip.

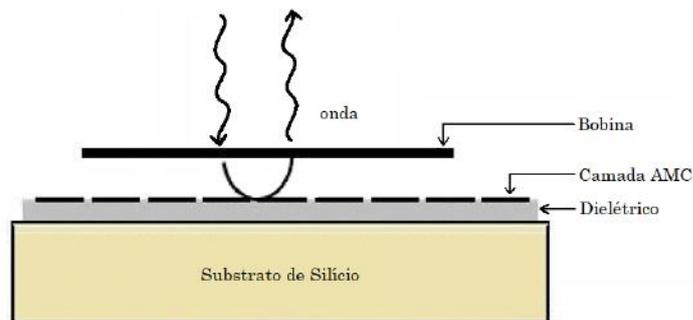
Para solucionar o problema da eficiência, Mandal, Sujite e Mal (2017), sugerem a implementação de um condutor magnético artificial (AMC), entre a bobina no chip e o substrato. Ao utilizar AMC, é possível eliminar a radiação absorvida pelo substrato, permitindo um maior controle sobre as propriedades eletromagnéticas do sistema, resultando em um melhor desempenho e eficiência. A representação da adição do AMC entre o substrato e a bobina no chip é representada na figura 8. Para o controle da radiação com a inserção do AMC é representado na figura 9.

Figura 8 - Representação do AMC entre o substrato de silício e a bobina



Fonte: Adaptado de Manda Sujit e Mal (2017)

Figura 9 - Controle da radiação pelo AMC



Fonte: Adaptado de Mandal Sujit e Mal (2017)

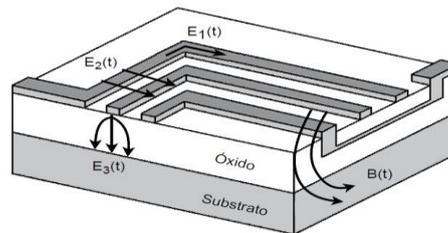
3.4.2.3 Comportamento de uma bobina integrada

Na utilização de CMOS como tecnologia em bobinas de integração quando está aplicada sobre uma tensão, há o surgimento de quatro campos, sendo um campo magnético e três campos elétricos. A formação destes campos pode ser verificada na figura 10 (KOWALTSCHUCK, 2003).

A figura 10 representa o campo magnético $B(t)$, é gerado pela corrente alternada que flui pelas trilhas da bobina, sendo responsável por induzir correntes parasitas nas trilhas do substrato. O campo elétrico E_1 é formado pela diferença de potencial nos terminais da bobina, fazendo fluir uma corrente pela bobina que, devido à resistividade do material, causará perdas ôhmicas. O campo elétrico $E_2(t)$ é gerado pela diferença de potencial entre cada enrolamento da bobina, ocasionando uma

capacitância parasita entre as trilhas. O campo elétrico E_3 é gerado pela diferença de potencial entre a bobina e o substrato, que normalmente é aterrado, ocasionando uma capacitância parasita entre a bobina e o substrato e perdas ôhmicas no substrato.

Figura 10 - Representação dos campos gerados na bobina integrada



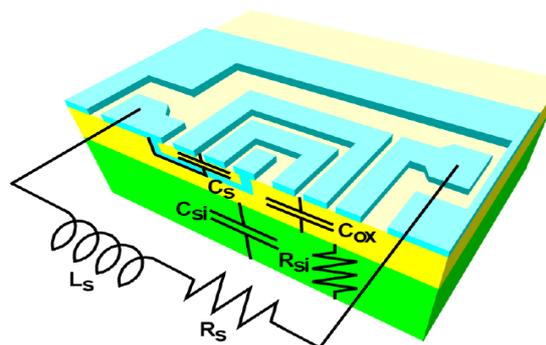
Fonte: Adaptado de Kowaltschuck (2003)

3.4.2.4 Modelagem das Bobinas Integradas

A determinação de circuito equivalente para determinar bobinas integradas é algo desafiador. Antenas e indutores não são componentes padronizados nas tecnologias atuais de circuitos integrados, dificultando assim a inclusão na biblioteca de design. A utilização de modelo padronizado tem sido projetada, mas não são totalmente escaláveis em relação à dimensão dos dispositivos e aos parâmetros utilizados (KOWALTSCHUCK, 2003).

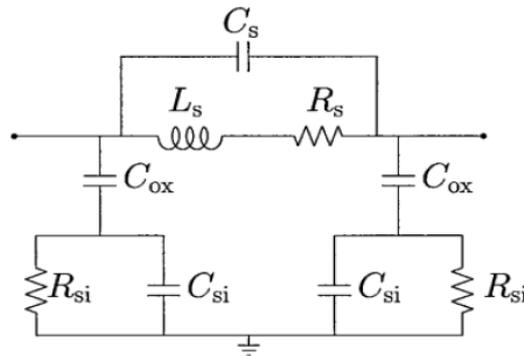
Os modelos padronizados apresentam a modelagem tratando separadamente a indutância da bobina e suas componentes parasitas. Na figura 11, a bobina de integração é representada a bobina (R_s), a indutância da bobina (L_s), capacitância parasita entre os enrolamentos da bobina (C_s), a capacitância parasita no óxido (C_{ox}) e as capacitâncias e resistências parasitas entre a bobina e o substrato (C_{si} e R_{si}). Na figura 12 é representado o circuito equivalente proposto para a bobina de integração.

Figura 11 - Vista de uma perspectiva de corte sobre a bobina de integração



Fonte: Adaptado de Yue (1998)

Figura 12 - Circuito equivalente de uma bobina integrada



Fonte: Adaptado de Mohan *et al.*(1999)

Jow e Ghovanloo (2007) definem que os principais parâmetros que interferem na eficiência do sistema de transmissão de energia sem fio são a indutância (M) e o fator de qualidade (Q_1 e Q_2), pois ambos parâmetros estão ligados a geometria e a área da bobina.

3.4.2.5 Cálculo dos parâmetros do circuito equivalente de uma Bobina Integrada

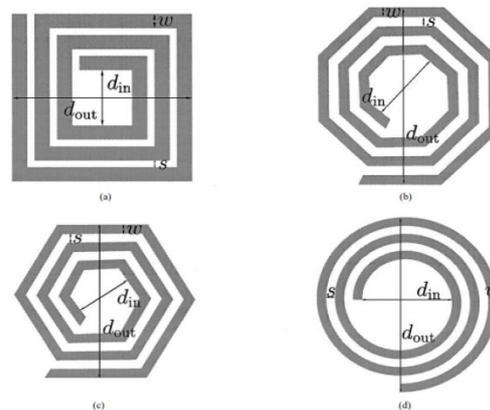
As propriedades elétricas desejadas, como a indutância e os elementos parasitas, como a resistência e a capacitância são diretamente influenciadas pela geometria das bobinas. Uma geometria inadequada pode levar às perdas de energia, interferência eletromagnética e um desempenho baixo. É extremamente essencial considerar cuidadosamente as geometrias das bobinas durante o projeto, levando em conta fatores como a frequência de operação, a área disponível no chip, restrições de fabricação e as características desejadas no dispositivo. Com a otimização da geometria das bobinas, é possível alcançar um melhor desempenho na transmissão, recepção e acoplamento em sistemas sem fio, resultando em uma operação mais eficiente e confiável.

Com base em estudo realizado por Kowaltschuck (2003), existem diversos modos para calcular a indutância de bobina integrada, onde alguns são mais exatos que outros. Nesta revisão bibliográfica terá como base o método de Mohan.

O método de Mohan se baseia em uma aproximação de lados da geometria por placas com densidade de correntes equivalentes para obter uma expressão

simples e exata da indutância da bobina, sendo aplicadas a qualquer um dos 4 tipos de geometria, figura 13. Esse método depende da razão s/ω , onde s é a distância entre as trilhas e ω é a espessura da trilha da bobina.

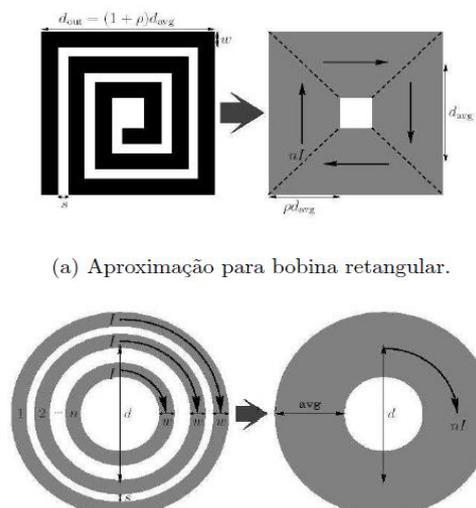
Figura 13 - Geometrias mais utilizadas em bobinas



Fonte: Adaptado de Mohan *et al.*(1999)

Indutância por Método de Mohan: simplificação que relaciona a indutância com os parâmetros geométricos da bobina, como o número de espiras, o raio da bobina, a espessura do condutor e a distância entre as espiras aproximando a geometria da bobina por um conjunto de placas de corrente como é demonstrado na figura 14. Neste método é considerado o efeito das bordas, onde pode ser afetada a distribuição do campo magnético e em consequência afetar a indutância.

Figura 14 - Aplicação método de Mohan



(a) Aproximação para bobina retangular.

Fonte: Adaptado de Kowaltschuck (2003)

A modelagem da indutância L pelo método de Mohan é dada na expressão 3.24 abaixo (KOWALTSCHUK, 2003).

$$L_S = \frac{\mu n^2 d_{avg} c_1}{2} \left[\ln \left(\frac{C_2}{\rho} \right) + C_3 + C_4 \rho^2 \right] \quad (3.24)$$

Onde:

μ é a permeabilidade magnética do meio H/m

ρ é a razão entre a largura da placa da corrente aproximada e seu comprimento médio n número de espiras

d_{avg} é o comprimento médio das espiras, em metros

Os coeficientes C_i dependem da geometria da bobina conforme a tabela 1

Uma das principais vantagens do método de Mohan é a facilidade de implementação, onde é possível rapidamente calcular a impedância de bobinas planares integradas de quatro geometrias possíveis durante a elaboração do projeto. O método de Mohan é um método de aproximação, logo, pode conter erros em comparação a métodos mais sofisticados ou em simulações mais detalhadas.

Tabela 1 - Coeficiente para cálculo da indutância

Geometria	C_1	C_2	C_3	C_4
Quadrada	1,27	2,07	0,18	0,13
Hexagonal	1,09	2,23	0	0,17
Octagonal	1,07	2,29	0	0,19
Circular	1	2,46	0	0,2

Fonte: Adaptado de Kowaltschuck (2003)

Cálculo da resistência série: em frequências menores do que 500 MHz, a resistência em série de um componente pode ser representada por resistência simples CC, resistência medida em corrente contínua, conforme em Vanackern (2011). Isto é permitido devido ao fato de que neste intervalo, os efeitos capacitivos e indutivos dos componentes são mínimos em relação a resistência. Desta forma, resistência CC, serve como uma aproximação de resistência em série em frequências mais baixas.

O aumento da frequência, acima de 500 MHz, há o surgimento dos efeitos capacitivos e indutivos que começam a desempenhar de uma forma mais significativa, formando o efeito skin.

O surgimento do efeito skin é um fenômeno empregado em bobinas planares ou (qualquer condutor) devido a correntes alternadas de alta frequência. O efeito skin é o resultado da concentração de corrente elétrica na superfície externa do condutor, enquanto o núcleo do condutor apresenta corrente reduzida. Esta diferença é dada porque a corrente induz campos magnéticos opostos na região interna do conduto, inibindo o fluxo da corrente nesta área.

A profundidade de penetração é o parâmetro mais complexo relacionado aos efeitos das correntes parasitas. O cálculo do efeito skin pode ser verificado na equação 3.25 por Vanackern (2011), onde se baseia na distância característica que a corrente elétrica se concentra na superfície de um condutor quando submetidos a correntes alternadas de alta frequência.

$$\delta = \sqrt{\frac{\rho}{\pi \mu f}} \quad (3.25)$$

Onde:

δ representa o efeito skin

ρ representa a resistividade do condutor, em $\Omega \text{ m}$

μ representa a permeabilidade magnética do material H/m

f representa a frequência da corrente elétrica em Hz

A resistência da bobina pode ser representada pela equação 3.25

$$R_s = \frac{\rho l}{W t_{eff}} = \frac{\rho l}{W \delta (1 - e^{-\frac{t}{\delta}})} \quad (3.25)$$

Onde:

R_s representa a resistência em série

l é o comprimento da espiral, em m

t_{eff} representa a espessura eficaz da trilha, em m

s é o espaço entre as trilhas, em m

d_{out} é o diâmetro externo da bobina, em m

t representa a espessura física da trilha, em m

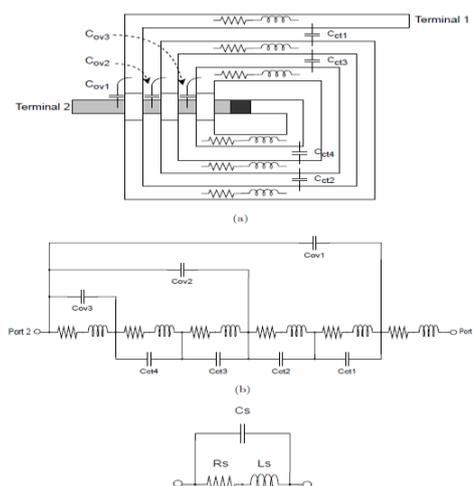
W é a largura da trilha, em m

O efeito pelicular, por atuar na seção transversal efetiva da trilha da bobina, tem como resultado o aumento da resistência aparente do condutor, a redução de eficiência do sistema e a interferência da capacidade da transmissão de energia (KOWALTSCHUCK, 2003). A utilização adequada da geometria da bobina, incluindo o espaçamento e a espessura do condutor, conseguem otimizar a distribuição da corrente e reduzir efeitos inapropriados do efeito skin.

Cálculo da Capacitância nos Terminais: o fenômeno de acoplamento capacitivo não intencional que se manifesta na entrada e saída do indutor é representado pelo cálculo da capacitância entre os terminais C_S . Esta capacitância permite que o sinal transmita diretamente entre os terminais, desviando da espiral do indutor, como é demonstrado na figura 15. Para examinar a configuração física do indutor, tanto o acoplamento entre as bobinas adjacentes quanto a de sobreposição entre a bobina e o terminal de saída contribuem para o valor da capacitância.

A modelagem entre os terminais, resultando na capacitância de sobreposição C_S , segundo Vanackern (2011), é ocasionada pela soma das capacitâncias C_{ov1} , C_{ov2} e C_{ov3} . O acoplamento entre as espiras adjacentes e entre a própria espira também contribuem minimamente para C_S .

Figura 15 - Modelagem da capacitância entre terminais



Fonte: Adaptado de Vanackern (2011)

O cálculo da capacitância entre os terminais pode ser expresso na equação 3.26. Vale lembrar que esta equação é apenas para frequências menores do que 5

GHZ. Para frequências maiores do que 5Gz as capacitâncias adjacentes se tornam consideráveis para cálculo de C_s

$$C_s = nW^2 \frac{\epsilon_{ox}}{t_{ox}(m1 - m2)} \quad (3.26)$$

Onde:

C_s é a capacitância entre terminais

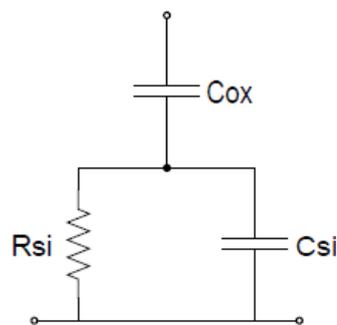
n é o número de sobreposições

$t_{ox}(m1 - m2)$ é a espessura entre a camada de metal da espiral e do terminal inferior

ϵ_{ox} é a permissividade do óxido.

Cálculo das características parasitas do substrato: o modelo para o substrato de silício é representado na figura 3.16, onde é caracterizado pela capacitância de óxido C_{ox} , e pela resistência e capacitância do substrato representados por R_{si} e por C_{si} respectivamente.

Figura 16 - Modelagem do substrato de silício



Fonte: Adaptado de Vanackern (2011) e Kowaltschuck (2003)

Na capacitância e a resistência do substrato estão relacionadas proporcionalmente à área ocupada pela bobina, com os cálculos representados nas equações 3.27, 3.28 e 3.29.

$$C_{ox} = \frac{1}{2} lW \frac{\epsilon_{ox}}{t_{ox}} \quad (3.27)$$

$$C_{si} = \frac{1}{2}lWC_{sub} \quad (3.28)$$

$$R_{si} = \frac{2}{lWG_{sub}} \quad (3.29)$$

Onde C_{sub} é a capacitância por unidade de área para o substrato de silício e G_{sub} é a condutância por unidade de área para o substrato de silício.

Fator de qualidade: representado pela letra Q, é a eficiência da bobina e armazenar energia magnética em relação às perdas. O fator Q, expresso na expressão 3.30, é a razão da energia armazenada pela energia dissipada nas perdas do sistema. Para o resultado desta razão, é observado que quanto maior Q, maior é a energia armazenada pela bobina, menor é a perda dissipada e resultando em uma maior eficiência.

$$Q = 2\pi \frac{\text{Energia armazenada}}{\text{Energia dissipada}} \quad (3.30)$$

Para melhorar a eficiência de armazenamento das bobinas algumas técnicas são utilizadas, como a redução das perdas ôhmicas nos condutores, a minimização das perdas dielétricas no substrato e a otimização do layout da bobina para reduzir o acoplamento parasita. A utilização de materiais de baixa resistividade e dielétricos de baixa perda também contribuem para um melhor desempenho na eficiência da bobina

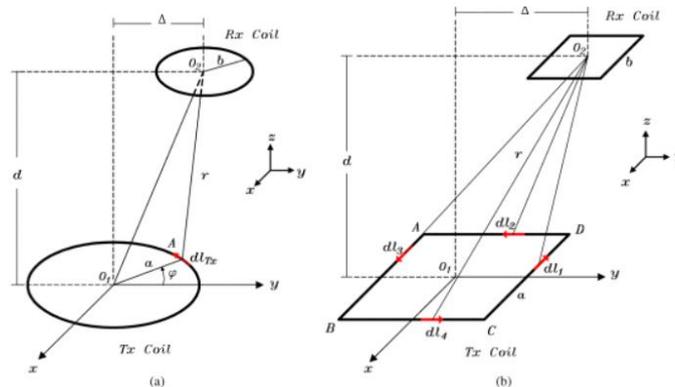
3.4.3 Desalinhamento e alinhamento de bobinas

A orientação da bobina é um fator crucial no desenvolvimento de sistemas indutivos que utilizam o acoplamento indutivo. Sendo assim, para avaliar a variação na potência transferida pelo link indutivo quando a bobina de recepção é deslocada da sua orientação coaxial, são estudadas duas formas principais de desalinhamento (KYRIAKI; FLYNN, 2010)

- Desalinhamento lateral, o par de bobinas acopladas, transmissão e recepção, estão situadas em planos paralelos, separados por uma distância d, e seus centros estão deslocados por uma distância Δ , representada na figura 17.

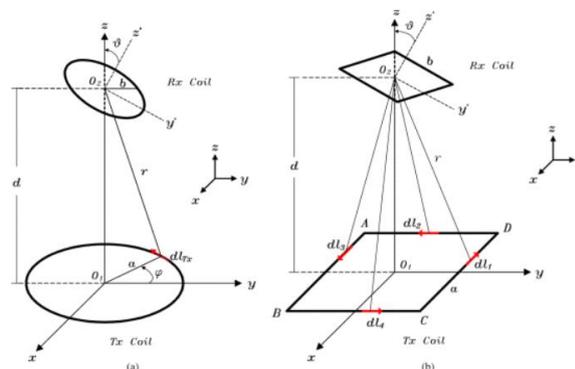
- Desalinhamento angular, o plano da bobina de recepção é inclinado para formar um ângulo ϑ , assim o eixo de uma bobina passa pelo centro da outra bobina, conforme a figura 18.

Figura 17 - Desalinhamento lateral das bobinas. (a) geometria circular representando o solenoide e as bobinas espirais circulares. (b) geometria quadrada representando as bobinas espirais quadradas



Fonte: Adaptado de Kyriaki e Flynn (2010)

Figura 18 - Desalinhamento angular das bobinas. (a) geometria circular representando o solenoide e as espiras circulares. (b) geometria quadrada representando as bobinas espirais quadradas.



Fonte: Adaptado de Kyriaki e Flynn (2010)

A associação entre o desalinhamento lateral e o desalinhamento angular há o surgimento do desalinhamento axial ou geral. Esse tipo de desalinhamento se dá pelo fato da não existência de uma forte interação entre os dois desalinhamentos citados acima. Basicamente, quando há um pequeno desalinhamento lateral o efeito angular predomina, já em grandes desalinhamentos laterais prevalece o efeito lateral. Sendo assim, as duas configurações de desalinhamento podem ser estudadas visando uma melhor otimização de configuração entre as bobinas (KYRIAKI; FLYNN, 2010).

Formas de mitigar o efeito do desalinhamento entre as bobinas que utilizam a WTP estão citadas abaixo (KYRIAKI ; FLYNN, 2011).

- Utilização de capacitores como compensação, onde estes são responsáveis para ajustar a impedância do circuito melhorando o acoplamento magnético mantendo assim a eficiência da transferência de energia.
- Variação da frequência de operação, ajustando corretamente uma frequência de operação do sistema capaz de encontrar o ponto de ressonância que maximize a transferência de energia.
- Materiais com alta permeabilidade magnética, sendo responsáveis por aumentar o campo magnético entre as bobinas de transmissão e recepção, reduzindo a sensibilidade de desalinhamento. Uma forma de conseguir esta alta permeabilidade magnética é o uso de materiais de núcleos de ferrite ou outros materiais magnéticos.

Com a modelagem dos sistemas Indutivo e Indutivo Ressonante foram demonstrados alguns dispositivos médicos implantáveis no próximo capítulo destacando a forma de operação e a funcionalidade de cada um

CAPÍTULO 4: A WTP EM DISPOSITIVOS MÉDICOS IMPLANTÁVEIS

Os microssistemas biomédicos sem fio estão sendo impulsionados pela constante evolução dos componentes eletrônicos, transformando o panorama da indústria eletrônica e médica (BASHIRULLAH, 2010).

O DMI sem utilização de fios possui uma grande aplicação, passando por monitoramento de diagnósticos e intervenções médicas eficazes sem a necessidade de grandes procedimentos cirúrgicos.

Neste capítulo é abordado e elaborado um histórico do surgimento do dispositivo médico implantável, passando pela sua formação física, aplicações, normas aplicáveis, vantagens e desvantagens dos DMI com WTP.

4.1 DISPOSITIVOS MÉDICOS IMPLANTÁVEIS

A utilização dos DMI teve seu início em 1950, quando Wilson Greatbatch e William M. Chardack desenvolveram de uma forma eficiente um marca-passo implantável em animais, e logo depois em seres humanos. No final da década de 60, o Dr. Michel Mirowski desenvolveu um dispositivo capaz de detectar o início de uma fibrilação ventricular e interrompê-la através de estímulo elétrico direto no coração. Nas décadas de 70 e 80, devido ao desenvolvimento da eletrônica de potência e com a utilização de técnicas de transmissão sem fio, diversos dispositivos foram criados. (NEBEKER (2002) e GREATBATCH (1991)).

Na figura 19, um exemplo de implante é o coclear. Sendo composto por um dispositivo externo (1), responsável pela captação das ondas sonoras do ambiente, convertendo em sinal digital e transportando via acoplamento magnético (2) para o dispositivo implantado. Logo em seguida o dispositivo implantado (3) transmite o estímulo até um array de eletrodos localizado na cóclea do paciente, estimulando o nervo auditivo (4), conectado ao sistema nervoso central.

Figura 19 - Implante coclear



Fonte: Adaptado de Zeng, Rebscher e Sun (2008)

4.2 INTRODUÇÃO DA WTP POR INDUÇÃO ELETROMAGNÉTICA NOS DISPOSITIVOS MÉDICOS

Atualmente é vivenciada a era da revolução tecnológica, com uma grande aplicação na área médica. Tratamentos para diversas doenças que eram consideradas fatais têm sido aprimorados graças ao uso de tecnologia avançada. Uma dessas tecnologias é a utilização de dispositivos biomédicos implantáveis.

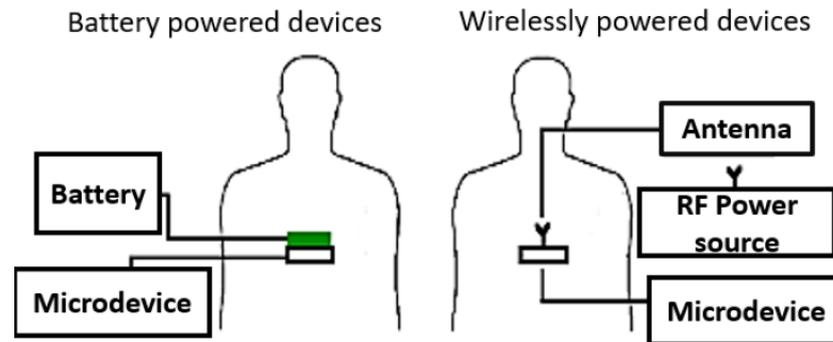
A utilização dos dispositivos implantáveis tem desempenhado um papel fundamental na melhoria e qualidade de vida de pacientes, onde é permitido um monitoramento contínuo e preciso nas condições de saúde, permitindo assim intervenções médicas mais seguras e eficazes.

Uma forma de alimentar os dispositivos médicos de uma forma mais segura e menos intrusiva é com a utilização de técnicas WTP. Na figura 20, é feita uma comparação entre a técnica convencional e uma aplicação de WTP moderna (DINIS, 2015).

Podemos observar que no lado esquerdo da ilustração há utilização de bateria para armazenar energia durante um período de tempo. Já à direita da ilustração, é utilizada técnica de WTP, sem necessidade de fios, onde a energia é obtida através de um sinal RF externo (a telemetria em dispositivos médicos implantáveis não será abordada pela presente revisão bibliográfica).

Para a utilização de dispositivos sem fio, há a necessidade da utilização de antenas, utilizando pares, uma é implementada dentro do organismo humano e a outra no exterior do corpo. Estas antenas possuem uma dimensão pequena garantindo portabilidade do sistema e conforto ao paciente.

Figura 20 - Implante convencional x Implante com WTP



Fonte: Adaptado de Dinis (2015)

Segundo Zeng; Rebscher; Sun (2008), a utilização de dispositivos implantáveis com técnica de WTP, diversos fatores devem ser considerados entre eles:

- Avaliar a profundidade e a localização no qual o dispositivo será implantado, definindo assim a distância mínima entre as bobinas.
- Reduzir o consumo necessário para carregar a bateria no menor tempo possível.
- Discutir as limitações de energia em forma de campo magnético que podem ser aplicados nos tecidos biológicos.
- Reduzir possível aumento de temperatura, o que diminuiria as perdas pelo efeito Joule na bobina e no próprio sistema do DMI.

Portanto, um estudo sobre o controle das características de eficiência e potência transmitido na WTP é primordial para o bom funcionamento do sistema implantável.

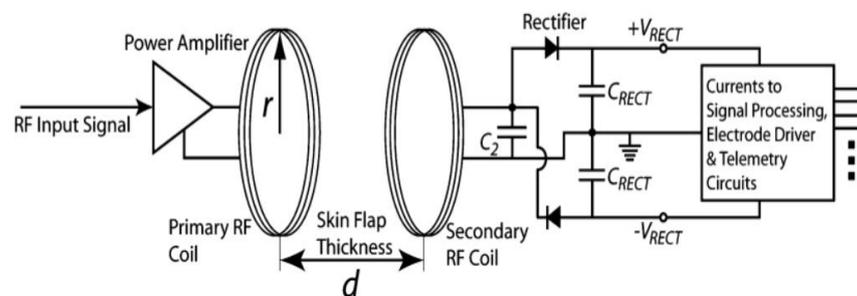
4.2.1 Estrutura de um dispositivo médico implantável com WTP por campo próximo

A estrutura de uma ligação indutiva, que já foi demonstrada no capítulo 3, é ilustrada na figura 21, como um DMI, utilizando a transferência de energia sem fio. Neste sistema um amplificador de potência de radiofrequência (RF) ativa uma bobina de (RF) primária, transmitindo energia de forma indutiva através da pele do paciente para uma bobina de RF secundária. O sinal recebido pela bobina secundária é

retificado e utilizado para gerar uma fonte de alimentação. Esta alimenta os circuitos internos de processamento de sinal, eletrodos e circuitos de controle de eletrodo, circuitos de detecção de sinal ou sinais de telemetria dependendo da aplicação específica (BAKER, 2007).

Ainda segundo Baker (2007), é crucial que a ligação de RF seja projetada de tal forma que a tensão da fonte de alimentação gerada do secundário seja relativamente inalterada pelas distâncias variáveis de ligação entre o primário e o secundário. Isto é devido à variabilidade da espessura do retalho cutâneo do paciente, ao posicionamento e à variabilidade do dispositivo. Sendo assim, a concepção adequada da ligação de RF pode garantir uma operação eficiente e confiável do sistema de acoplamento de energia indutiva

Figura 21 - Sistema indutivo em DMI



Fonte :Adaptado de Baker (2007)

4.2.2 Bobinas Integradas em dispositivos médicos

A integração de bobinas, onde foi demonstrado no capítulo 3 seus parâmetros, está se destacando em uma área de crescente interesse no domínio da tecnologia médica.

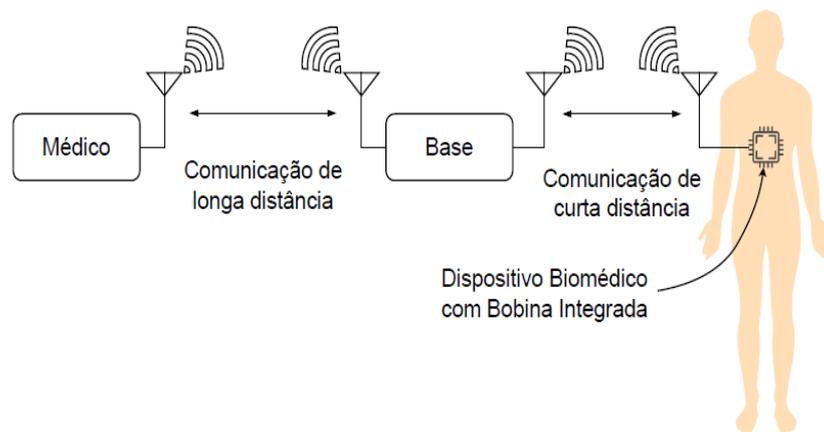
As bobinas integradas, segundo *Karin et al (2019)*, exercem um papel fundamental na transmissão e recepção de energia sem fio em dispositivos implantáveis, possibilitando a comunicação e alimentação entre o dispositivo implantado ou conectado ao paciente e um dispositivo externo. Na figura 22 é demonstrado um cenário onde a comunicação ou alimentação do dispositivo do paciente é realizada a curta distância, sendo processada e enviada para um

dispositivo a longa distância que transmite os dados para o médico, denominada telemetria.

A telemetria em dispositivos médicos implantáveis por indução é uma técnica que permite a transferência de dados, e em alguns casos transferência de energia entre dispositivos implantados no corpo do paciente e equipamentos externos sem a necessidade de cabos ou conectores físicos.

É possível concluir segundo Karin (2019), que a tecnologia de transmissão sem fio em DMI proporciona benefícios significativos, como a miniaturização dos dispositivos e conseqüentemente maior conforto ao paciente.

Figura 22 - Monitoramento de um paciente com a utilização de bobinas integradas



Fonte: Adaptado de Karin (2019),

Assim, é importante lembrar que o estudo de bobinas integradas deve ser levado a todas as considerações como o uso do espaço, consumo de energia e compatibilidade com o tecido humano. Além disso, é importante garantir a eficiência da transferência de energia sem fio, permitindo um carregamento e uma operação contínua dos dispositivos implementáveis (KARIM, 2019).

4.2.3 Link Indutivo e transmissão de dados sem fio

A alimentação de dispositivos médicos sem fio é realizada através de links indutivos de baixa frequência. Esses links utilizam campos magnéticos que conseguem penetrar bem em meios biológicos devido à sua baixa frequência. No entanto, é importante observar que a intensidade do campo magnético em relação ao

perceptíveis na bobina secundária. Para a telemetria reversa, ou seja, do implante para o dispositivo externo, é utilizada a modulação de carga, modulando a impedância refletida na bobina primária, através de alterações na impedância observada pela bobina secundária.

Ainda de acordo com o autor Bashirullah (2010), o acoplamento indutivo de sistemas como o da figura 21, operam em uma faixa abaixo de 10 MHz, reduzindo assim o aquecimento nos tecidos por radiofrequência, com uma potência de saída que varia de 10 a 250 mW, e taxas de transmissão de dados prática que podem atingir 1 a 2 Mb/s.

4.3 APLICAÇÕES DE WTP EM DISPOSITIVOS MÉDICOS

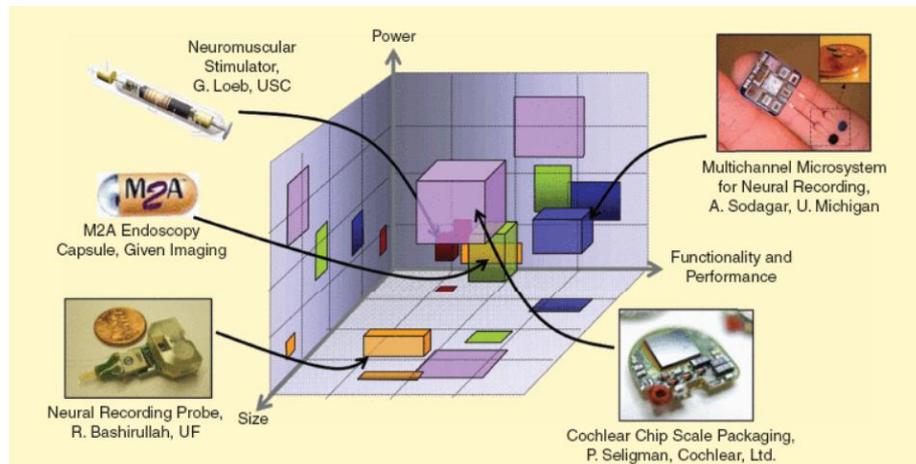
4.3.1 *Dispositivos Implantáveis*

No mundo dos dispositivos médicos implantáveis, cada aplicação possui suas próprias características. No entanto, quando se trata da estrutura de hardware, o conjunto de restrições como o tamanho do dispositivo, a potência e a funcionalidade se tornam primordiais para a elaboração de dispositivos implantáveis. Portanto, essa interconexão define a capacidade do processamento dos dispositivos eletrônicos, autonomia dos implantes alimentados por bateria e a capacidade de comunicação sem fio.

Observando a figura 24, é demonstrado como diversas tecnologias biomédicas se encaixam no panorama de tamanho, potência e funcionalidade. Reduzir um dispositivo médico pode gerar um efeito cascata nas características da funcionalidade, afetando na eficiência e no desempenho computacional do sistema como um todo. Ainda segundo Bashirullah (2010), o aumento da funcionalidade do sistema, como maior resolução do canal do sensor, a largura da banda computacional e as taxas de transmissão de dados, elevam o aumento do consumo de energia e consequentemente no tamanho do implante.

Sendo assim, do ponto de vista do hardware, é possível concluir que o design desses dispositivos implantáveis deve ser guiado por um certo equilíbrio entre as características de funcionalidade, potência e tamanho. Encontrar este equilíbrio é um desafio, mas como consequência, é possível obter um dispositivo altamente funcional, com consumo de energia ultra baixo e em miniatura.

Figura 24 - Representação de diversas abordagens de hardware biomédico



Fonte: Adaptado de Bashirullah (2010)

Alguns dispositivos médicos implantáveis serão objetos de estudo abaixo, em relação a carregamento dos mesmos, onde o dispositivo marca passo é demonstrado todos os parâmetros para implementação de indução no referido dispositivo. Entretanto, outros dispositivos serão abordados de uma forma mais resumida. Vale ressaltar ainda, que o presente trabalho de revisão bibliográfica é focado na transferência de indução de potência para os dispositivos, e não no funcionamento destes como um todo.

4.3.1.1 Marcapassos cardíacos

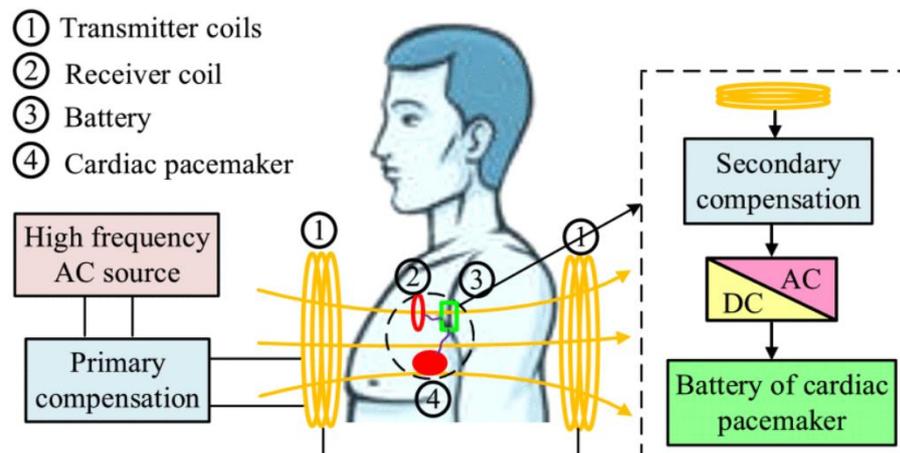
Um marcapasso típico é composto por duas partes principais: um gerador de pulso e um eletrodo. O gerador de pulso é equipado com uma bateria, capaz de detectar batimentos cardíacos e gerar um pulso elétrico quando a frequência cardíaca está muito abaixo ou irregular. O eletrodo tem a função de transmitir os pulsos elétricos gerados para o músculo cardíaco e, simultaneamente, enviar os sinais de ritmo de volta ao gerador de pulso.

O gerador de marcapasso possui um tamanho de aproximadamente de 5 cm x 4 cm, sendo geralmente posicionado no lado esquerdo do peito, a uma distância de aproximadamente 10 mm da superfície da pele. A localização do eletrodo dentro do coração pode variar dependendo das condições específicas de cada paciente.

Na figura 25 é proposto por Liu (2018) a elaboração de um marcapasso com a configuração “sanduíche” e a utilização da WTP. A forma “sanduíche” é uma técnica bastante utilizada em dispositivos médicos implantáveis, pois envolve a colocação de uma bobina de transmissão e uma bobina de recepção de cada lado de um meio (como a pele). Ainda no marcapasso proposto foram utilizadas 2 bobinas de transmissão e 2 bobinas de recepção denominando acoplamento de ressonância visto no capítulo 3, com o objetivo de melhorar a eficiência de transmissão.

As bobinas de recepção são instaladas na superfície da caixa de marcapasso de duas baterias que está localizado no corpo humano. Enquanto isso, uma das bobinas de transmissão deve ser colocada na pele da clavícula e a outra nas costas. Sendo ando, o projeto de campo eletromagnético é construído entre duas bobinas de transmissão e a potência de transferência não diminuirá significativamente com uma distância de trabalho controlável.

Figura 25 - Marcapasso com WTP proposto



Fonte: Adaptado de Liu (2018)

O marcapasso proposto é apresentado nas figuras 26 e 27 com a modelagem e o circuito equivalente respectivamente.

O sistema proposto compreende 4 unidades básicas que devem ser consideradas:

- Utilização de um inversor classe E (classificação devido as características específicas do funcionamento e aos parâmetros de projeto que diferem de outras classes), para produzir a fonte de alimentação CA de alta frequência
- O transmissor com tanque LC (indutor capacitor)

- O receptor com tanque LC
- Regulador de tensão

Essencialmente, os dois transmissores são conectados em série e acionados por um único inversor. Logo, as duas bobinas transmissoras e as duas bobinas receptoras estão em série conectadas com a única fonte de corrente sob a mesma fase e magnitude, concluindo assim como um único indutor integrado. Além disso, o inversor classe E, possui as vantagens de alta frequência operacional, alta potência e estrutura simplificada de switch único.

Na figura 27, R_P e R_S , são resistências internas das bobinas transmissora e receptora respectivamente. Já C_P e C_S são as capacitâncias compensadas do transmissor e do receptor respectivamente. L_{P1} , L_{P2} , L_{S1} e L_{S2} , representam as indutâncias das bobinas do transmissor e do receptor. E por último, V_S , V_{OUT} e R_L , representam a Tensão de saída do inversor classe E, a Tensão de entrada do retificador e a resistência de carga equivalente, respectivamente. Como as duas bobinas do transmissor e do receptor estão conectadas em série, com a mesma magnitude de corrente e mesma fase, as duas bobinas formam um único indutor. Logo é possível considerar L_P como indutância da bobina transmissora, L_S como indutância da bobina receptora e M_{PS} como a indutância mútua.

O cálculo da Tensão de saída V_{out} , da corrente de saída I_s e da carga na saída são expressos abaixo:

$$V_{out} = \frac{2\sqrt{2}}{\pi} V_{re} \quad (4.1)$$

$$I_s = \frac{\pi}{2\sqrt{2}} I_{re} \quad (4.2)$$

$$R_L = \frac{8}{\pi^2} \frac{V_{re}}{I_{re}} \quad (4.3)$$

Para a parte do transmissor a impedância Z_P pode ser expressa na equação 4.4:

$$Z_P = j\omega L_P + \frac{1}{j\omega C_P} + R_P \quad (4.4)$$

Já a tensão de entrada V_S pode ser expressa em 4.5:

$$V_S = I_P R_P + \frac{1}{j\omega C_P} + j\omega L_P I_P + j\omega M_{PS} I_S \quad (4.5)$$

Onde:

M_{ps} é a indutância mútua entre o transmissor e o receptor

I_p é a corrente na bobina transmissora

I_s é a corrente na bobina receptora

Na parte do receptor, a impedância Z_s demonstrada no circuito equivalente, é calculada na equação 4.6:

$$Z_S = j\omega L_S + \frac{1}{j\omega C_S} + R_S \quad (4.6)$$

Sendo assim, a tensão de indução V_{IND} da bobina receptora pode ser calculada com base no potencial induzido pela bobina transmissora. V_{IND} é calculada da seguinte forma na equação 4.7:

$$V_{IND} = j\omega M_{PS} I_P \quad (4.7)$$

E então a tensão de saída V_{OUT} , e a corrente I_s podem ser calculadas nas expressões 4.8 e 4.9 respectivamente.

$$V_{OUT} = \frac{V_{IND}}{Z_S + R_L} R_L \quad (4.8)$$

$$I_S = \frac{V_{IND}}{Z_S + R_L} \quad (4.9)$$

A capacidade de transferência de energia deste sistema, é dependente da potência aparente S_{Trans} , sendo calculada na equação 4.10 da seguinte forma:

$$S_{Trans} = I_P^2 Z_{SP} \quad (4.10)$$

Onde Z_{SP} , é a impedância refletida da parte receptora para a parte transmissora, sendo calculada na equação 4.11

$$Z_{SP} = \frac{-j\omega M_{PS}}{I_P} = \frac{\omega^2 M_{PS}^2}{Z_S + R_L} \quad (4.11)$$

A resistência refletida e a reatância são expressas nas equações 4.12 e 4.13 abaixo

$$R_e(Z_{SP}) = \frac{\omega^4 M_{PS}^2 (R_L + R_S)}{(\omega^2 L_S - \frac{1}{C_S})^2 + \omega^2 (R_L + R_S)^2} \quad (4.12)$$

$$I_m(Z_{SP}) = \frac{-\omega^3 M_{PS}^2 (\omega^2 L_S - \frac{1}{C_S})}{(\omega^2 L_S - \frac{1}{C_S})^2 + \omega^2 (R_L + R_S)^2} \quad (4.13)$$

Na otimização da potência fornecida à carga, é essencial manter o fator de potência da energia transferida no valor máximo. Ou seja, reduzir ou até mesmo eliminar a potência reativa no canal de transmissão. A expressão 4.14 de potência reativa Q é demonstrada abaixo.

$$Q = I_m(Z_{SP}) I_P^2 = \frac{-\omega^3 M_{PS}^2 I_P^2 A}{\omega^2 C_S^2 (R_L + R_S)^2 + A} \quad (4.14)$$

Onde $A = \omega^2 C_S L_S - 1$, conseqüentemente determinando $A=0$, o fator de potência do receptor pode ser zero e, então, eliminar a potência reativa. Sendo assim, a frequência pode ser calculada na figura 4.15.

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{L_S C_S}} \quad (4.15)$$

Considerando a eficiência de transmissão do sistema, a potência de entrada para o tanque LC do transmissor e para a potência de saída na carga é expressa na equação 4.16 e 4.17, respectivamente.

$$P_{in} = V_S I_P = \left| \frac{V_S^2 (Z_S + R_L)}{(M_{PS} \omega)^2 + Z_P (Z_S + R_L)} \right| \quad (4.16)$$

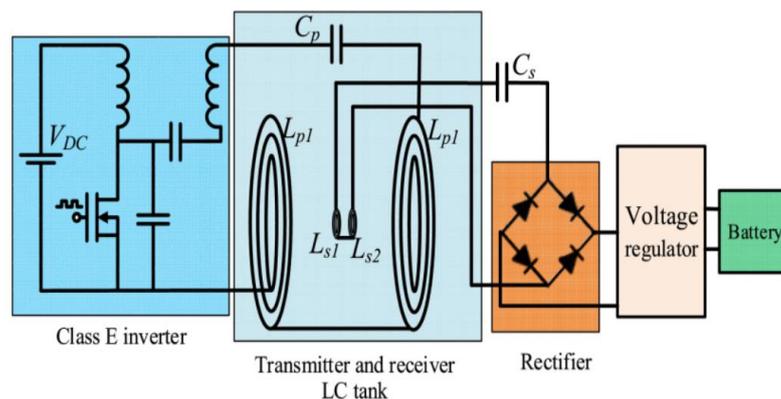
$$P_{out} = I_s^2 R_L = \left| \frac{M_{PS} \omega^2 V_s^2 R_L}{((M_{PS} \omega)^2 + Z_P(Z_S + R_L))^2} \right| \quad (4.17)$$

A eficiência do dispositivo é calculada em 4.18.

$$\eta = \frac{P_{out}}{P_{in}} \quad (4.19)$$

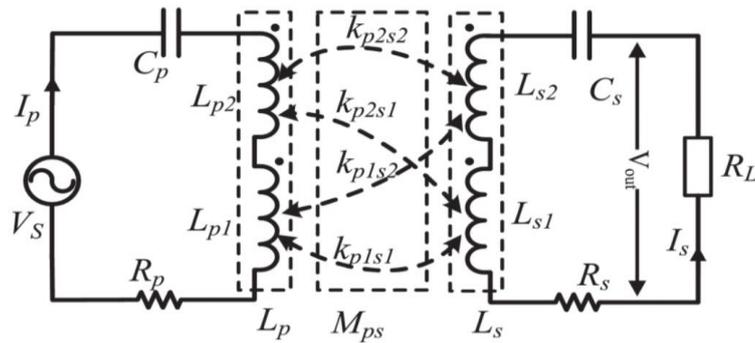
Algumas observações sobre a modelagem do sistema proposto devem ser levadas em consideração. Primeiro, a potência de carga nominal, a corrente e a tensão são determinadas para que a resistência de carga equivalente no receptor possa ser calculada. A segunda consideração, a bobina de recepção deve ser enrolada de acordo com o tamanho limitado, para que seja possível calcular o capacitor compensado com base na frequência selecionada. A terceira consideração é referente à bobina de transmissão, que deve atender os requisitos do sistema, e assim o capacitor utilizado na compensação pode ser determinado utilizando a frequência de ressonância selecionada. E finalmente, a quarta consideração está relacionada com base na potência, tensão e corrente do sistema, a tensão de entrada e os parâmetros do inversor classe E utilizado.

Figura 26 - Modelagem do marca-passo proposto



Fonte: Adaptado de Liu (2018)

Figura 27 - Circuito equivalente do marca-passo proposto



Fonte: Adaptado de Liu (2018)

4.3.1.2 Implante coclear

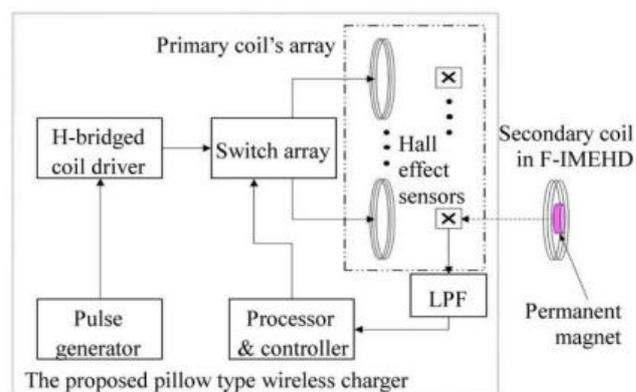
Os dispositivos auditivos médicos implantáveis, como os cocleares, têm atraído a atenção de cientistas, médicos e pessoas com deficiência auditiva. Sendo assim, estes dispositivos apresentam o potencial de superar várias limitações dos aparelhos auditivos convencionais.

O funcionamento dos implantes cocleares é possível devido à incorporação de uma bateria recarregável implantável. Este componente é fundamental para que o dispositivo funcione de uma maneira contínua e confiável sem a necessidade de substituições frequentes, o que é primordial para a segurança e conforto do paciente.

A transmissão de energia eficiente deste dispositivo é alcançada por meio de um acoplamento magnético entre duas bobinas e o uso da ressonância RC. Isso permite que a energia seja transferida de forma eficaz e sem fio para o dispositivo implantado, garantindo assim a operação do mesmo e que a bateria que faz parte deste sistema possa ser recarregada regularmente sem a necessidade de procedimentos invasivos.

Inúmeros dispositivos que têm a função de carregar DMI cocleares já foram produzidos, entre eles o carregador “almofada”. Este dispositivo inclui várias bobinas, o que pode gerar um alto consumo de energia, pois todas as bobinas primárias presentes devem carregar a bateria simultaneamente. Além disso, os pacientes podem se expor desnecessariamente a campo eletromagnéticos gerados pelas bobinas primárias desacopladas. Sendo assim, os coreanos Lim e Kim (2009) propõem um sistema que consegue carregar a bateria presente no dispositivo implantável, minimizando tanto o consumo de energia quanto a exposição por campos eletromagnéticos. O sistema proposto pode ser verificado na figura 28 abaixo.

Figura 28 - Carregamento coclear proposto



Fonte: Adaptado de Lim e Kim (2009)

O carregamento proposto por Lim e Kim (2009) inicia quando a bobina primária é posicionada próximo da bobina secundária implantada. O ímã presente na bobina secundária ativa a bobina primária, garantindo que a transferência de energia só ocorra quando as bobinas estiverem corretamente alinhadas e em proximidade. Isso faz com que não há exposição desnecessária com campos eletromagnéticos. Sendo assim, com a bobina primária ativada há a transferência de energia para a bobina secundária através da ressonância eletromagnética. Esta energia então é utilizada para carregar a bateria recarregável implantada no DMI auditivo.

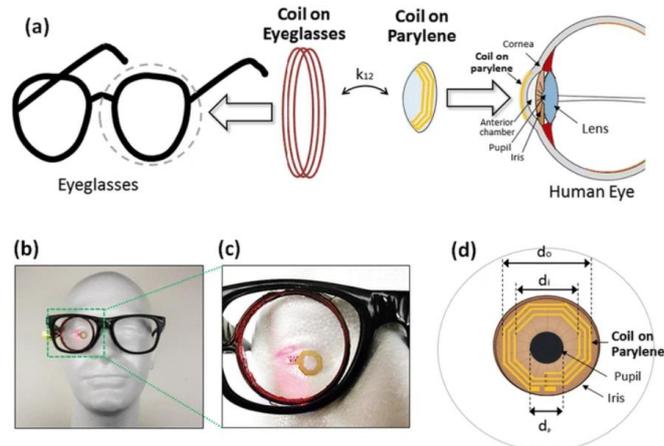
O método proposto por Lim e Kim (2009) e sua equipe representa um avanço tecnológico dos dispositivos cocleares, pois operar com apenas uma bobina primária, há a redução de exposição com campos eletromagnéticos, diferentemente do método antigo, quando eram necessárias várias bobinas primárias. Além disso a eficiência no carregamento é notavelmente melhor.

4.3.1.3 Implante Ocular

O desenvolvimento de um sensor inteligente que se assemelha a uma lente de contato tem ganhado relevância no mundo das pesquisas científicas e estudos sobre implantes médicos. O avanço destas pesquisas chega a patamares promissores, visto que há diversos sintomas que podem ser monitorados e levados a diagnósticos de diversas doenças como glaucoma e doenças metabólicas.

O implante proposto por Kin, Maeng e Irazoqui (2015) é mostrado na figura 29. O dispositivo semelhante a uma lente de contato é micro fabricado em um substrato de Parileno, sendo alimentado sem fio por uma bobina externa embutida em óculos. Sendo assim, a bobina presente no Parileno é alimentada sem fio pela bobina externa, graças ao acoplamento magnético junto com a utilização de ressonância.

Figura 29 - Modelo proposto (a- Bobina externa fixada nos óculos. b- Demonstração das lentes acionadas pelos óculos. c- Uma aproximação de b. d- Descrição do tamanho da bobina na plataforma de Parileno vestível)



Fonte: Adaptado de Kin, Maeng e Irazoqui (2015)

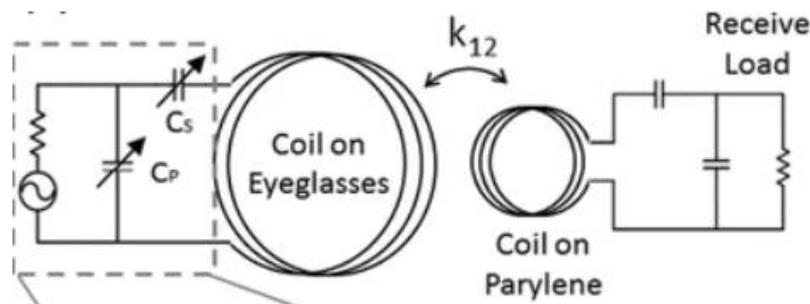
O circuito equivalente do implante pode ser visto na figura 30. A bobina de transmissão possui menores restrições em comparação à bobina de recepção. Sendo assim, os parâmetros da bobina que transmite podem ser previamente calculados e implementados no circuito.

Com os valores calculados, é de extrema importância levar em consideração que os olhos humanos estão em frequente movimento, e a localização dos óculos externos podem mudar, o que irá variar o coeficiente de acoplamento interferindo bruscamente na eficiência de energia. Assim, para minimizar a queda do fator de

acoplamento, é aplicado no dispositivo um banco de capacitores programável apenas no lado de transmissão, resultando em uma recuperação de mais de 90 % de energia.

A bobina de recepção possui um formato ortogonal e deve ser do tamanho adequado visto que se localiza na plataforma de Parileno. O diâmetro externo e interno da bobina é determinado levando em consideração o tamanho de uma lente gelatinosa comercial e o diâmetro de uma pupila humana. São levados em consideração também o número de voltas que a bobina possui, assim como a largura e o espaço necessário que elas ocupam. Vale novamente ressaltar, como apenas o lado da bobina de transmissão possui capacitores para minimizar a perda de eficiência, na bobina de recepção é a utilização do aumento de espessura dos materiais que a compõem, minimizando a resistência em série da bobina.

Figura 30 - Circuito equivalente proposto de carregamento



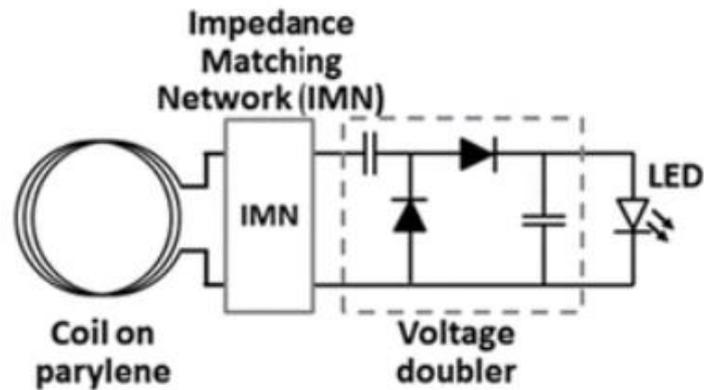
Fonte: Adaptado de Kin, Maeng e Irazoqui (2015),

Para analisar a eficiência de transferência de energia, os autores Kin, Maeng e Irazoqui (2015) utilizaram técnicas de afastamento entre as bobinas, sendo que o dispositivo foi alinhado à bobina de transmissão externa, enquanto a distância vertical variou de 5mm a 30 mm. Foi utilizada ainda uma fonte de tensão de 2 W, e um amplificador de potência. Ainda no sistema proposto para análise de transferência de energia, figura 31, foram utilizados um duplicador de tensão e um diodo emissor de luz (LED), para a verificação de coleta de energia do protótipo da lente de contato. É importante ressaltar que o LED de saída no circuito representa qualquer microchip que consome energia, verificando a eficiência de energia a partir das distâncias entre as bobinas.

As bobinas mais próximas, cerca de 5 mm, mostraram uma eficiência de 42,3 %. Já para o afastamento entre as bobinas o resultado foi de aproximadamente de 17,5 %.

Concluindo, o protótipo mostrou-se seguro e eficiente para implantes oculares, visto que a ressonância é fundamental alimentando o DMI de forma eficiente e confiável.

Figura 31 - Circuito equivalente proposto



Fonte: Adaptado de Kin, Maeng, Irazoqui (2015),

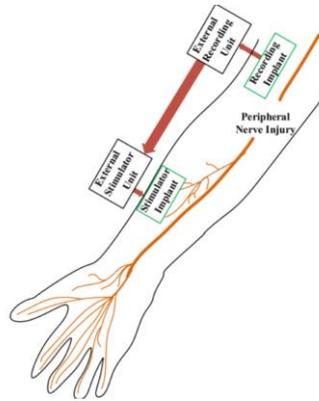
4.3.1.4 Implante Neural Periférico

As lesões nos nervos periféricos causam restrições motoras e sensoriais dos membros, onde a técnica para uma restauração destes movimentos é através da intervenção cirúrgica. Uma outra abordagem é transmitir diretamente sinais nervosos para o músculo afetado, restaurando imediatamente a funcionalidade sem esperar a regeneração nervosa (JEGADEESAN; NAG, 2015).

A estimulação muscular funcional é alcançada pela aplicação de correntes nos músculos, utilizando eletrodos em uma sequência e intensidade específicos. O estimulador implantável possui a capacidade de controlar a injeção de correntes com precisão e operando em múltiplos canais, permitindo assim a estimulação do músculo alvo. Para a transferência de energia, foco desta revisão bibliográfica, da unidade externa para o protótipo estudado a seguir, os autores R Jegadeesan e Nag (2015) utilizaram a WTP por indução eletromagnética.

O protótipo proposto é uma prótese em mãos, como na figura 32. A energia para este estimulador é através de um link de energia indutivo composto por uma bobina de transmissão colocada fora do corpo no antebraço, e uma bobina receptora implantada logo abaixo na pele também localizado no antebraço.

Figura 32 - Protótipo no nervo periférico

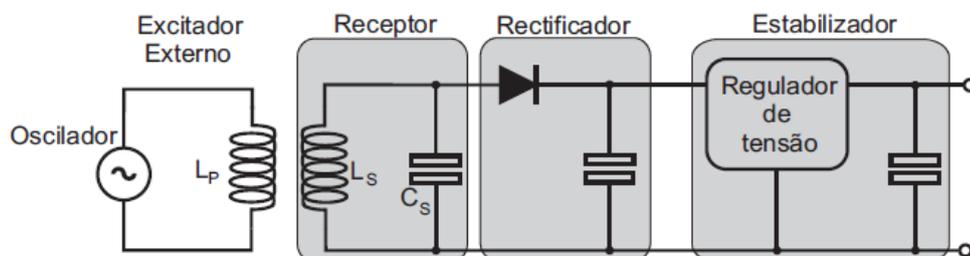


Fonte: Adaptado de R Jegadeesan e Nag (2015)

O link de indução proposto pelos autores pode ser resumidamente verificado na figura 33, onde a configuração de ressonância paralela foi utilizada com o objetivo de otimizar a alimentação de energia ao protótipo. Na topologia proposta, logo após o circuito ressonante, é normal a retificação do sinal recebido utilizando um diodo de germânio ou equivalente, de forma a reduzir ao máximo a perda de potencial com esta função. Além do retificador, é necessário um regulador de tensão responsável para manter o potencial estável.

A escolha da plataforma indutiva pelos autores mostrou-se totalmente confiável para transferir energia sustentável para o implante neural periférico.

Figura 33 - Link de indução para o implante neural periférico



Fonte: Autor

4.4 SEGURANÇA DOS DISPOSITIVOS MÉDICOS

Os dispositivos médicos implantáveis desempenham um papel crucial nas diversas condições médicas crônicas. Sendo assim, a segurança destes dispositivos é uma preocupação central devido à sua interação direta e contínua com o corpo humano.

A segurança dos DMI é fortemente regulamentada pela Organização Mundial da Saúde (OMS) com apoio de órgão aqui no Brasil como a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Estes órgãos estabelecem padrões rigorosos para a aprovação de novos dispositivos médicos implantáveis, incluindo testes clínicos extensivos e revisões de segurança. Apenas após a aprovação destes requisitos o dispositivo é liberado.

O fenômeno da absorção de ressonância pelo corpo humano, sendo medido pelo SAR (Specific Absorption Rate), deve ser levado em conta sobre o tecido biológico em uma forma pontual, onde é localizado o DMI. Estudos apontam que uma frequência acima de 236 MHz a SAR localizada aumenta (SILVA, 2012).

Diversos fatores estão relacionados à segurança para que dispositivos médicos sejam aprovados, e serão citados abaixo:

- **Biocompatibilidade:** refere-se a capacidade de um material desempenhar sua função como uma resposta adequada ao hospedeiro, ou seja, sem causar reações adversas significativas no corpo humano. Materiais que são utilizados nos DMI, como por exemplo titânio e polímeros especiais, são rigorosamente testados, garantindo assim uma não inflamação ou rejeição pelo implantado. Além disso, a durabilidade destes materiais também é crucial, já que estes dispositivos devem permanecer funcionais e intactos dentro do corpo humano por muitos anos (WILLIAMS, 2008).
- **Resistência e Interferência eletromagnética (EMI):** é uma preocupação significativa para dispositivos médicos implantáveis, devido à exposição de campos eletromagnéticos. O DMI é projetado para resistir à interferência eletromagnética, garantindo assim o funcionamento adequado (MATTEI; CALCAGNINI; CENSI, 2014). Além disso, os dispositivos médicos implantáveis devem passar por rigorosos testes, garantido que operem de uma maneira segura e eficiente em contato com campos eletromagnéticos de alta

intensidade. Sendo assim, a resistência é essencial para prevenir mau funcionamento ou falhas, que podem ter consequências graves para a saúde.

- **Monitoramento e Manutenção:** a manutenção regular do DMI, é um fator importante para a segurança de tais dispositivos. Tecnologia como a telemetria, que permite o monitoramento remoto do dispositivo, é frequentemente utilizada para verificar a funcionalidade e detectar qualquer anomalia precocemente (VARMA,2010). Isto permite que os profissionais de saúde intervenham rapidamente em caso de problemas, melhorando assim o resultado para os pacientes.
- **Confiabilidade do Software e Segurança Cibernética:** muitos dos DMI são equipados com software avançado que controlam suas funções. Sendo assim, a confiabilidade é vital para o funcionamento seguro dos dispositivos. Erros em software podem levar a consequências graves, colocando a vida do paciente em risco (HALPERIN, 2008). Outra parte que deve ser tomada com cuidado é a segurança cibernética, sendo que muitos dispositivos médicos implantáveis podem sofrer ataques cibernéticos. Sendo assim, é de suma importância a robustez de sistemas, garantindo assim a segurança para evitar ataques contra o acesso não autorizado e manipulação de dados. A criptografia e a criação de protocolos de segurança são medidas utilizadas para garantir a segurança.

Concluindo, a segurança dos dispositivos médicos implantáveis é um processo importante que envolve diversos fatores vistos acima. A regulamentação por parte das autoridades competentes é fundamental para assegurar que apenas dispositivos seguros e eficazes sejam disponibilizados para uso dos pacientes. Sendo assim, os DMI conseguem proporcionar benefícios significativos à saúde de pacientes, melhorando a qualidade de vida com mínimos riscos.

4.5 DESAFIOS DOS IMPLANTES MÉDICOS IMPLANTÁVEIS COM WTP

Os dispositivos médicos implantáveis que utilizam a WTP, sendo fracamente ou fortemente acoplados magneticamente, relacionado ao número de bobinas que são utilizadas no sistema, apresentam múltiplos desafios que devem ser considerados em sua fabricação.

Alguns desafios foram ilustrados por Khan (2020) e estão citados abaixo:

A) Fracamente acoplada magneticamente

- O movimento dos DMI pode causar desalinhamento na bobina implantável, reduzindo assim a eficiência do link de WTP. Sendo assim, pesquisas se concentram na arquitetura de uma bobina implantável ortogonal 3D, mitigando o efeito do desalinhamento.
- O grande requisito de energia de alguns DMI multifuncionais pode proibir o uso de um sistema de WTP que possa gerar uma taxa de absorção específica, denominada SAR (Specific Absorption Rate), limite recomendado pela ONS, devido à segurança dos tecidos humanos.
- A robustez do sistema é um outro grande desafio. A incompatibilidade da capacitância na ressonância pode ocorrer devido às características de flexão das bobinas de implante. Portanto, é necessário um sistema de autoajuste, mantendo a eficiência estável.
- A biocompatibilidade do material utilizado nas bobinas de WTP não está amplamente divulgada na literatura. Esta informação é de importância crítica, visto que facilitaria a acessibilidade médica do implante.
- Otimização para apenas uma carga específica para atingir a potência máxima. Sendo assim, para a operação eficiente no link indutivo, é necessário um aprimoramento em condições de carga variável que ainda precisa ser resolvido.

B) Fortemente acoplada magneticamente

- Apresentam uma maior complexibilidade do sistema, devido à arquitetura com múltiplas bobinas.
- O tamanho da bobina implantada é problemático, visto que a utilização de bobinas receptoras aumenta o espaço necessário.
- O alinhamento das bobinas implantadas deve ser cuidadosamente realizado, visto que qualquer desalinhamento ocasiona perda de eficiência.
- A capacitância parasita é geralmente utilizada para sintonizar tanto a bobina transmissora quanto a receptora em comum frequência de ressonância. Além

disso, o tecido biológico possui uma constante dielétrica maior que o espaço livre, aumentando assim a capacitância parasita da bobina implantada.

Este sistema possui uma frequência mais elevada. Sendo assim, o SAR está sujeito a um limite de segurança e deve ser estudado cuidadosamente.

A superação dos diversos desafios citados é crucial e de extrema importância para o desenvolvimento seguro e eficaz dos DMI. Investimentos em pesquisas, assim como desenvolvimentos de novas normas e regulamentações, serão necessários para o enfrentamento dos desafios. Assim, é essencial o aproveitamento das tecnologias que estão disponíveis para transferência de potência sem fio para dispositivos médicos.

CAPÍTULO 5: CONCLUSÃO

O presente trabalho de revisão bibliográfica ofereceu uma visão sobre o esquema de comunicação e alimentação sem fio em DMI por campo próximo.

O capítulo 2 apresentou um histórico detalhado do desenvolvimento da WTP, desde os princípios de Maxwell até os avanços atuais. Foram verificados os benefícios e desafios da transmissão de energia sem fio e as técnicas para a utilização da mesma, sendo classificadas em campo próximo ou campo distante, denominados por *Near Field* e *Far Field* respectivamente.

No capítulo 3, foi realizado levantamento teórico e matemático sobre a WTP, onde foram discutidos o acoplamento indutivo e o acoplamento indutivo ressonante. Além disso, foram demonstradas características das bobinas de transmissão e de recepção e a modelagem da bobina integrada.

O acoplamento indutivo se estabelece na indução eletromagnética simples, ou seja, uma corrente alternada em uma bobina (bobina de transmissão) gera um campo magnético variável, induzindo uma corrente em outra bobina (bobina de recepção). Dois tipos de acoplamento indutivo foram discutidos neste trabalho.

O acoplamento indutivo deve operar com a distância entre as bobinas separadas por alguns centímetros ou até milímetros e com a utilização de baixas frequências. Sobre a eficiência da transferência de energia deste acoplamento, é verificado que decresce em longas distâncias.

O acoplamento indutivo ressonante se baseia na ressonância entre a bobina de transmissão e a bobina de recepção. Ambas as bobinas são ajustadas para ressoar em uma frequência maior, aumentando assim a eficiência de transmissão em distâncias maiores. O acoplamento indutivo ressonante é utilizado em DMI, foco deste trabalho.

Um paralelo entre as características da bobina convencional de transmissão e de recepção em relação com a bobina de integrada pode ser observado no capítulo 3. É possível ser concluído após o estudo que bobina convencional apresenta um maior histórico de confiabilidade, porém, as bobinas de integração apresentam uma melhor eficiência em relação à diminuição de perdas e transferência de energia sem fio.

A ocorrência do desalinhamento de bobinas na WTP também foi discutida neste trabalho, sendo originária de movimentações mecânicas como vibrações, ou de

deslocamento físico como por exemplo movimentações de dispositivos portáteis durante a utilização. Além disso, deformações nas bobinas podem ser encontradas, sendo relacionadas a má montagem do sistema, com a utilização de suportes que não são robustos o suficiente. As consequências de um desalinhamento de bobinas são: redução de eficiência em transmissão de energia; a instabilidade de transferência de energia; e as perdas de energia, tanto por calor quanto por radiações indesejadas.

Os desalinhamentos são classificados como desalinhamento lateral, desalinhamento angular e desalinhamento axial. O desalinhamento lateral é originário do deslocamento lateral entre as bobinas. O desalinhamento angular refere-se ao quanto as bobinas estão inclinadas entre si. Para o desalinhamento axial há uma variação na distância entre as bobinas ao longo do eixo, sendo relacionadas tanto ao deslocamento lateral, quanto ao deslocamento angular.

O alinhamento de bobinas de WTP foi retratado neste trabalho, sendo responsável por mitigar os efeitos do desalinhamento. Um alinhamento entre as bobinas maximiza a eficiência de acoplamento magnético, interferindo diretamente na eficiência de transmissão e recepção de energia sem fio e na redução de perdas de energia. Foram apresentados os tipos de desalinhamento e formas de mitigação para tal problema.

Algumas técnicas de alinhamento foram citadas, como uso de capacitores como forma de compensação, a variação da frequência operacional e o uso de materiais magnéticos.

O capítulo 4 mostrou que a revolução sem fio começou a se infiltrar na comunidade médica, sendo por implantes biomédicos ou por monitoramento de saúde do paciente. A rápida evolução de tecnologias sem fio, juntamente com avanços poderosos em campos adjacentes, como design de biossensores, sistemas operados por bateria de baixa potência e diagnósticos para gerenciamento inteligente de informações, abriu uma infinidade de novas aplicações para sistemas sem fio na biomedicina.

A alimentação do DMI pode ser realizada por diversas maneiras onde podemos citar o acoplamento indutivo ou pelo método antigo com a utilização de pequenas baterias que podem ser utilizadas por alguns anos. A utilização da alimentação por link indutivo é estudada neste trabalho, sendo acrescentada muitas vezes a utilização da ressonância, sendo acoplada por baixa frequência.

Ainda no capítulo 4, foram demonstradas algumas aplicações do link indutivo. Em destaque, foi demonstrado um marca-passo cardíaco com a utilização da técnica de sanduíche. O método mostrou ser eficaz, sendo que testes com distância maiores entre bobina de transmissão e bobina de recepção devem ser realizados.

Foram realizados estudos de link indutivo em implantes cocleares, implantes oculares e implante neural periférico. Ambos implantes demonstraram uma boa eficiência de transmissão de energias sendo que ainda apresentam a necessidade de aprimoramentos para um carregamento entre variadas distâncias entre bobinas.

Temas como segurança do DMI com utilização de WTP assim como os desafios que apresentam, foram discutidos e podem ser relacionados.

O quesito de segurança em um DMI é um campo dinâmico, onde são necessárias uma atenção contínua e uma adaptação às novas ameaças de vulnerabilidade. Sendo assim, medidas de segurança como a biocompatibilidade e a resistência dos materiais são algumas formas que podem relacionar a segurança do paciente implantado com a eficácia operação do DMI.

É possível concluir, mesmo com os diversos desafios apresentados pelo DMI, um alto potencial para a qualidade de vida do paciente. Sendo assim, é necessário um ser melhor estudo sobre os dispositivos, visto que apresentam desafios para aprimoramento e esbarram ainda na parte de segurança para o paciente. Abordar estes desafios requer um esforço contínuo envolvendo fabricantes de DMI, profissionais de saúde e inovações em tecnologia.

5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Alguns levantamentos para discussão em trabalhos futuros são expressos abaixo.

- Teste de bobinas de WTP em variadas distâncias, observando a capacidade de tolerância de posição e alta eficiência de transmissão.
- Desenvolvimento de um inversor CA de alta frequência, reduzindo assim problemas de radiação eletromagnética.
- Outras topologias de compensação poderiam ser analisadas, como por exemplo as topologias LCC (indutor-capacitor-capacitor) e LCL (indutor-capacitor-indutor).

- Desenvolvimento de DMI que seja resistente ao corpo humano, incluindo corrosão, desgastes, fadiga e altas temperaturas.

REFERÊNCIAS

AGBINYA, J. **Wireless Power Transfer**. Institute of Technology. Melbourne. 2016.

ALLEN; HOLBERG. **CMOS Analog Circuit Design**. 3a. ed. New York: [s.n.], 2011.

BAKER. Análise de feedback e projeto de links de potência de RF para sistemas biônicos de baixa potência. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, 2007.

BARCELO, T. Transferência de energia sem fio (WTP). **Analog Devices**, 2013. Disponível em: <https://www.analog.com/en/resources/technical-articles/faq-wireless-power-transfer-wpt-ltc4120.html>. Acesso em: 8 maio 2024.

BASHIRULLAH. Implantes sem fio. **IEEE Microwave Magazine** , n. 11a, 2010.

BROWN. The history of power transmission by radio waves. **Transaction on Microwave Theory and Techniques**, 1984.

CHAPMAN, S. **Fundamentos de Máquinas Elétricas**. 5. ed. São Paulo: [s.n.], 2013.

CHEEMA; SHAMIM. A última barreira: antenas on-chip. **IEEE Microwave Magazine**, 2013.

CHRIST. Evaluation of wireless resonant power transfer systems with human electromagnetic exposure limits. **IEEE Transactions on Electromagnetic compatibility**, 2013.

COVIC, G.; BOYS, J. Inductive power transfer. **Proceedings of the IEEE**, 2013.

DINIS. **Performance assessment of electrically small antennas for implantable microsystems with wireless power and communications**. Univerisade do Minho. [S.I.]. 2015.

DUONG; LEE. Resultados experimentais de transferência de energia sem fio de acoplamento ressonante de alta eficiência usando um método de acoplamento variável. **Microwave and Wireless Components Letters**, 2011.

FALCIASECCA, G.; VALOTTI, B. The pioneer of wireless communications. **European Microwave Conference**, 2009.

GARCIA. **Determinação do desempenho de Sistemas de Transferência de Energia Sem Fio Sem Medição Direta no Lado da Carga**. Universiade de Tenclogia Federal do Paraná. Paraná. 2022.

GREATBATCH. História dos dispositivos implantáveis. **Revista IEEE Engineering in Medicine and Biology** , 1991.

HALLIDAY, D.; WALKER, J.; RESNICK, R. **Fundamentos de Física: Eletromagnetismo**. [S.l.]: [s.n.], 2009.

HALPERIN. Marcapassos e desfibriladores cardíacos implantáveis: ataques de rádio de software e defesas de energia zero. **Simpósio IEEE 2008 sobre Segurança e Privacidade**, 2008.

IEEE, E. IEEE. **https://wirelesspower.ieee.org/wpt-history/**, 2015. Disponível em: <https://wirelesspower.ieee.org/wpt-history/>. Acesso em: 5 abriu 2024.

IMURA, T. Using Magnetic and Electric Resonance Coupling Techniques. **Wireless Power Transfer**, Noda, 2017.

IRWIN; NELMS; MARK. **Análise Básica para Circuitos em Engenharia**. 10a. ed. Rio de Janeiro: [s.n.], 2013.

JAWAD. Oportunidades e desafios para transferência de energia sem fio de campo próximo; uma revisão, junho 2017.

JEGADEESAN; NAG. Habilitando alimentação sem fio e telemetria para implantes de nervos periféricos. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics** , 2015.

JOW; GHOVANLOO. Projeto e otimização de bobinas espirais impressas para transmissão de energia indutiva transcutânea eficiente. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, 2007.

KARIM, R. Os potenciais, desafios e direções futuras das antenas on-chip para aplicações sem fio emergentes, 2019.

KHAN. Técnicas de transferência de energia sem fio para dispositivos médicos implantáveis: uma revisão. **Sistemas IoT inteligentes para assistência médica generalizada**, 2020.

KIM, C. *et al.* Design of miniaturized wireless power receivers for mm-sized implants. **IEEE Custom Integrated Circuits Conference (CICC)**, Austin, 2017.

KIN, J.; MAENG, J.; IRAZOQUI. Plataforma semelhante a lentes de contato alimentadas por óculos com alta eficiência de transferência de energia. **Biomed Microdevices**, 2015.

KOWALTSCHUCK. **Projetos de Indutores Espirais Integrados por Seleção em Banco Gerados por Simulação Eletromagnética e Redes Neurais**. Universidade Federal do Paraná. [S.l.]. 2003.

KOWALTSCHUK. **Projeto de Indutores Espirais Integrados por seleção em banco de dados gerado por simulação Eletromagnética e Redes Neurais**. Universidade Federal do Paraná. [S.l.]. 2003.

KURS, A. *et al.* **Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances**. Science. [S.l.]: [s.n.], 2007.

KYRIAKI; FLYNN. Transferência de energia sem fio em links fracamente acoplados: modelo de desalinhamento de bobina. **IEEE Transactions on Magnetics**, 2010.

LELAND, A. **Nikola Tesla to Wireless Telegraphy, Telephony and Transmission of Power**. Colorado: [s.n.], 2002.

LIM; KIM. A method for reducing body exposure to electromagnetic field of pillow type wireless charger in fully implantable middle ear hearing device. **IEICE Electronics Express**, 2009, 2009.

LIU. Um sistema de transferência de energia sem fio em sanduíche eficaz para carregar marcapasso cardíaco implantável. **IEEE Transactions on Industrial Electronics** , 2018.

MANDAL, S.; SUJIT, M.; MAL, A. Antenas on- chip usando tecnologia CMOS padrão: uma breve visão geral, Shillong, 2017.

MATTEI; CALCAGNINI; CENSI. Safety of pacemakers and implantable cardioverter defibrillators in magnetic resonance imaging: which patients can be scanned. **European Heart Journal**, 2014.

MOHAN, S. *et al.* Expressões simples e precisas para indutâncias espirais planas. **IEEE Journal of Solid-State Circuits**, 1999.

MOTTA. **Transmissão de Energia sem Fio**. UFRS. [S.l.]. 2016.

MULDERS *et al.* Transferência de energia sem fio: sistemas, circuitos, padrões e casos de uso. **Tecnologia de transferência de energia sem fio para IoTs e dispositivos habilitados para sensores**), 2022.

NEBEKER. Conquistas de ouro na engenharia biomédica. **Revista IEEE Engineering in Medicine and Biology**, 2002.

NILSSON, J.; RIEDEL. **Circuitos Elétricos**. 8a. ed. São Paulo: [s.n.], 2009.

NUSSENZVEIG. **Curso de Física Básica**. São Paulo: [s.n.], 2015.

RAO; GEETHA. Categories, standards and recent trends in wireless power transfer. **Indian journal of science and technology**, 2016.

S. *et al.* Bobinas de Indução sem fio embutidas em diamante para transferência de energia em implantes médicos. **Microdispositivos Biomédicos**, 2017.

SIDDABATTULA, K. Why Not a Wire? The Case for wireless power. **Wireless Power Consortium**, 2021. Disponível em: <https://www.wirelesspowerconsortium.com/data/downloadables/1/2/1/1/why-not-a-wire-the-case-for-wireless-power.pdf>. Acesso em: 8 Abril 2024.

SIKDER *et al.* Bobinas de indução sem fio embutidas em diamante para transferência de energia em implantes médicos. **Microdispositivos biomédicos**, 2017.

SILVA, M. **Métodos de projeto para acoplamento indutivo aplicado em implantes biomédicos**. UFMG. [S.l.]. 2012.

SONNY. Sony develops highly efficient wireless power transfer system based on magnetic resonance. <https://www.sony.com/en/SonyInfo/News/Press/>, 2015. Acesso em: maio 2024.

TIPLER; MOSCA. **Física para Cientistas e Engenheiros**. 6a. ed. [S.l.]: [s.n.], 2009.

U. A Understanding low frequency non radioactive power transfer, junho 2021.

UMENEI. Understanding low frequency non-radioative power transfer, 2011.

VANACKERN. **Eficácia e segurança do monitoramento remoto automático para acompanhamento de cardioversor-desfibrilador implantável: o ensaio Lumos-T reduz com segurança o acompanhamento de rotina de dispositivos de consultório (TRUST)**. Boise State University. [S.l.]. 2011.

VARMA , N. Eficácia e segurança do monitoramento remoto automático para acompanhamento de cardioversor-desfibrilador implantável: o ensaio Lumos-T reduz com segurança o acompanhamento de rotina de dispositivos de consultório (TRUST), 2010.

WILLIAMS. Sobre os mecanismos de biocompatibilidade. **Science Direct**, 2008.

YUE. **On-chip spiral inductors for silicon-based radio-frequency integrated circuits**. Stanford University. [S.l.]. 1998.

ZANONI; BERTOTTI. **Modeling and practical evaluation of a class e amplifier with a tree-coil link**. UTFPR. Pato Branco. 2018.

ZENG; REBSCHER; SUN. Implantes cocleares: projeto, integração e avaliação do sistema. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering** , 2008.

ZHANG, Y. **Key Technologies of Magnetically Coupled Resonant Wireless Power Transfer**. Beijing: [s.n.], 2018.

ZHONG, W.; XU, D.; HUI, S. Y. **Wireless Power Transfer Between Distance and Efficiency**. Springer: [s.n.], 2009.