

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL**

EDUARDO FELIPE ARDIGO BRAGA

**PROPOSTA DE ENLACE INDUTIVO PARA ALIMENTAÇÃO DE
DISPOSITIVOS IMPLANTÁVEIS**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2020

EDUARDO FELIPE ARDIGO BRAGA

**PROPOSTA DE ENLACE INDUTIVO PARA ALIMENTAÇÃO DE
DISPOSITIVOS IMPLANTÁVEIS**

Proposal of inductive link for powering implantable devices

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), como requisito parcial para obtenção do título de “Mestre em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Francisco Pichorim.

Coorientador: Prof. Dr. Caio Marcelo de Miranda.

CURITIBA

2020



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Esta licença permite que outros distribuam, remixem, adaptem e criem a partir do seu trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que lhe atribuam o devido crédito pela criação original.



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Câmpus Curitiba



EDUARDO FELIPE ARDIGO BRAGA

PROPOSTA DE ENLACE INDUTIVO PARA ALIMENTAÇÃO DE DISPOSITIVOS IMPLANTÁVEIS

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 16 de Dezembro de 2020

Prof Andre Augusto Mariano, Doutorado - Universidade Federal do Paraná (Ufpr)

Prof Caio Marcelo De Miranda, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof Joaquim Miguel Maia, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 16/12/2020.

Dedicado à memória de meus queridos avós
Hedi Ewers e Dario Ardigo.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente aos professores Sérgio Francisco Pichorim e Caio Marcelo de Miranda que acreditaram em mim e em meu trabalho me dando a oportunidade de finalizar este estudo graças aos ensinamentos por eles transmitidos.

Aos meus pais Evertom e Cleusa por terem feito tudo o que estava ao alcance para sempre me dar a oportunidade de estudar e evoluir. Ao meu irmão Vinicíus por sempre ter me apoiado. E a toda minha família por toda ajuda e suporte que me proporcionaram ao longo de minha vida.

À minha namorada Camila por estar comigo há tanto tempo me apoiando, incentivando e me fazendo crer que era possível.

A todos meus professores que contribuíram de qualquer maneira e aos colegas de laboratório e UTFPR que tornaram o caminho menos árduo. E também aos professores da UTFPR de Apucarana que tornaram a conclusão deste trabalho possível ao liberarem a utilização de um de seus laboratórios para que eu realizasse os experimentos finais.

À empresa Würth Elektronik que, com o objetivo de sempre contribuir com o desenvolvimento do conhecimento científico e tecnológico, nos forneceu as bobinas utilizadas neste trabalho.

Por fim, gostaria de agradecer à UTFPR pela oportunidade que me concedeu em fazer o mestrado que tanto sonhei e à CAPES por financiar todo o estudo sob o projeto número: 88882.461728/2019-01.

"Mestre não é quem sempre ensina, mas quem
de repente aprende." João Guimarães Rosa

RESUMO

BRAGA, Eduardo Felipe Ardigo. **Proposta de enlace indutivo para alimentação de dispositivos implantáveis**. 2020. 84 f. Dissertação – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2020.

A utilização de dispositivos médicos implantáveis alimentados de maneira sem fio tem ganhado destaque com a aplicação de acoplamentos indutivos para este fim. Essa técnica permite grandes eficiências na relação entre potência transmitida e fornecida ao implante. Os dispositivos podem ser para os mais variados fins, e no presente trabalho foi definido o desenvolvimento de um acoplamento indutivo para alimentar dispositivos biomédicos no geral. Portanto, para o alcance do objetivo é necessária a apresentação de alguns conceitos e realização de experimentos, a fim de se comparar os resultados. A primeira comparação fica por conta do conjunto com 2, 3 ou 4 bobinas, sendo importante analisar qual melhor se encaixa na aplicação desejada. Os experimentos também foram realizados com diferentes cargas, de 10, 22, 47 e 100 Ω , no intuito de observar o comportamento do sistema devido à variação da carga a ser alimentada. Com auxílio da análise de conceitos teóricos, foi possível elaborar uma comparação entre dados teóricos, calculados através das equações encontradas e de simulações efetuadas, e dados práticos, obtidos através dos experimentos realizados. Foram então utilizadas bobinas comerciais no intuito de realizar os experimentos. Algumas das bobinas utilizadas nos experimentos possuíam um ferrite acoplado a elas, outras bobinas tiveram o ferrite removido. Desta forma, foi importante realizar um estudo experimental acerca da interferência do ferrite no acoplamento entre as bobinas e, conseqüentemente, na eficiência dos conjuntos. Esta questão da interferência do ferrite é algo que não foi encontrado na literatura, portanto apresenta um campo de pesquisa novo e essencial para futuras aplicações como a apresentada neste trabalho. Com isso, foi observada a interferência do ferrite na indutância e no coeficiente de acoplamento magnético entre elas. Os resultados dos experimentos e comparações realizados possibilitam a definição dos melhores parâmetros para construção do conjunto desejado, de forma a atender os dispositivos biomédicos alimentados via transferência de energia sem fio por acoplamento indutivo. As distâncias analisadas variaram de 0 a 10 mm e foi possível observar que nas menores distâncias dessa faixa o sistema de 2 bobinas possui melhores eficiências sobre os outros. Entretanto, na relação entre distância e eficiência o sistema de 3 bobinas foi o que teve melhores resultados, visto que, com o auxílio da bobina repetidora, o sistema consegue oferecer maiores eficiências em distâncias maiores, entre 8 e 10 mm. Já o sistema de 4 bobinas teve menores eficiências, o que se deve a perdas nos circuitos intermediários, visto que este sistema possui muitos acoplamentos entre bobinas não adjacentes, o que pode vir a atrapalhar sua eficiência.

Palavras-chave: Transferência de energia sem fio. Dispositivos médicos implantáveis. Bobinas. Sistema multibobinas. Acoplamento indutivo.

ABSTRACT

BRAGA, Eduardo Felipe Ardigo. **Proposal of inductive link for powering implantable devices**. 2020. 84 p. Dissertação – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2020.

The use of implantable medical devices wirelessly powered has gained prominence with the application of inductive couplings for this purpose. This technique allows for great efficiencies in the relation between transmitted power and delivered to the implant. The devices can be for the most varied purposes, and in the present work, it was defined the development of an inductive coupling to power biomedical devices in general. Therefore, to achieve the objective, it is necessary to present some concepts and carry out experiments in order to compare the results. The first comparison is for the set with 2, 3, or 4 coils, it is important to analyze which one best fits the desired application. The experiments were also carried out with different loads, 10, 22, 47, and 100 Ω , to observe the behavior of the system due to the variation of the load to be fed. With the aid of the analysis of theoretical concepts, it was possible to elaborate a comparison between theoretical data, calculated through the equations found and simulations performed, and practical data, obtained through the experiments carried out. Commercial coils were then used in order to carry out the experiments. Some of the coils used in the experiments had a ferrite attached to them, other coils had the ferrite removed. Thus, it was important to carry out an experimental study about the interference of ferrite in the coupling between the coils and, consequently, in the efficiency of the sets. This issue of ferrite interference is something that has not been found in the literature, so it presents a new and essential research field for future applications like the one presented in this work. Thus, the interference of ferrite in the inductance and in the magnetic coupling coefficient between them was observed. The results of the experiments and comparisons made allow the definition of the best parameters for the construction of the desired set, in order to meet the biomedical devices powered via wireless energy transfer by inductive coupling. The analyzed distances varied from 0 to 10 mm and it was possible to observe that in the shortest distances in this range, the 2-coil system has better efficiencies over the others. However, in the relationship between distance and efficiency, the 3-coil system was the one with the best results, since, with the help of the repeater coil, the system is able to offer greater efficiencies over greater distances, between 8 and 10 mm. The 4-coil system had lower efficiencies, which is due to losses in the intermediate circuits since this system has many couplings between non-adjacent coils, which may hinder its efficiency.

Keywords: Wireless power transfer. Implantable medical devices. Coils. Multi-coil systems. Inductive coupling.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração do princípio do enlace indutivo.	21
Figura 2 – Bobina solenóide (raio a , comprimento l , e n espiras enroladas em núcleo com permeabilidade magnética μ_r). As linhas tracejadas indicam as linhas do fluxo magnético gerado pela corrente i	23
Figura 3 – Indutâncias e capacitâncias entre espiras para um solenóide simples, desconsiderando as capacitâncias entre espiras não adjacentes.	24
Figura 4 – Representação esquemática de um sistema de WPT com 2 bobinas.	27
Figura 5 – Circuito para medição do k prático.	28
Figura 6 – Circuitos genéricos com 2, 3 e 4 bobinas. Sendo: (a) Conjunto com 2 bobinas, (b) Conjunto com 3 bobinas e (c) Conjunto com 4 bobinas.	29
Figura 7 – Gráficos comparativos das aplicações analisadas. Sendo (a) Relação entre eficiência e distância e (b) Relação entre eficiência e frequência.	34
Figura 8 – Sistema de WPT com 2 bobinas. A bateria se encontra no circuito transmissor alimentando a carga no circuito receptor.	35
Figura 9 – <i>Design</i> da bobina flexível. Sendo: (a) Diâmetro da bobina construída, (b) Vista de trás da bobina construída, (c) Demonstração da flexibilidade da bobina e (d) Bobina voltando ao seu estado natural após ter sido dobrada.	37
Figura 10 – Sistema de 3 bobinas com bobinas flexíveis.	37
Figura 11 – Esquema conceitual para a aplicação de <i>biofeedback</i> para melhoria do controle do eletroestimulador.	40
Figura 12 – Configuração utilizada nos experimentos.	43
Figura 13 – Distanciamento entre as bobinas transmissora e receptora realizado com pedaços de papel.	44
Figura 14 – Configuração do experimento no sistema com 2 bobinas.	44
Figura 15 – Configuração do experimento no sistema com 3 bobinas.	45
Figura 16 – Configuração do experimento no sistema com 4 bobinas.	45
Figura 17 – Distanciamento entre as bobinas transmissora e receptora realizado com carne de porco.	46
Figura 18 – Apresentação dos pedaços de carne preparados para os específicos distanciamentos do experimento.	46
Figura 19 – Configuração utilizada para medição das tensões nas bobinas primária e secundária para cálculo do coeficiente de acoplamento magnético.	47
Figura 20 – Foto da bobina WE760308111. Sendo: (a) Bobina acoplada ao ferrite sem estar sintonizada na frequência utilizada e (b) Bobina que teve o ferrite removido e foi sintonizada com capacitores.	49
Figura 21 – Resultados do teste para medição do k	51
Figura 22 – Conjunto de 2 bobinas e carga de 10Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	53
Figura 23 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 22Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	54
Figura 24 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 47Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	54
Figura 25 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 100Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	55

Figura 26 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 10 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	56
Figura 27 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 22 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	56
Figura 28 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 47 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	57
Figura 29 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 100 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	57
Figura 30 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 10 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	58
Figura 31 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 22 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	58
Figura 32 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 47 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	59
Figura 33 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 100 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.	59
Figura 34 – Resultados do teste para medição do k com carne de porco.	60
Figura 35 – Conjunto de 2 bobinas e carga de 10 Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão. . .	61
Figura 36 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 22 Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão. . .	62
Figura 37 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 47 Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão. . .	63
Figura 38 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 100 Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão. . .	63
Figura 39 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 10 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.	64
Figura 40 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 22 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.	64
Figura 41 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 47 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.	65
Figura 42 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 100 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.	65
Figura 43 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 10 Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.	66

Figura 44 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 22Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.	67
Figura 45 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 47Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.	67
Figura 46 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 100Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.	68
Figura 47 – Comparação das curvas de eficiência do sistema com 3 bobinas ao alimentar diferentes cargas com o ar como meio de transmissão.	68
Figura 48 – Comparação das curvas de eficiência dos sistemas com 2, 3 e 4 bobinas ao alimentar a carga de 100Ω com o ar como meio de transmissão.	69
Figura 49 – Comparação das curvas de eficiência nas diferentes simulações realizadas com o sistema de 3 bobinas ao alimentar a carga de 100Ω com o ar como meio de transmissão.	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Principais parâmetros das aplicações analisadas.	32
Tabela 2 – Principais parâmetros da bobina WE760308111.	48
Tabela 3 – Indutâncias medidas na bobina sem ferrite com a sua distância até a bobina com ferrite sendo variada.	51
Tabela 4 – Porcentagem de aumento do k quando utilizado ferrite nas 2 bobinas.	52
Tabela 5 – Valores de k para todas as situações analisadas.	61
Tabela 6 – Correlação entre os experimentos e simulações com o ar como meio de transmissão.	70
Tabela 7 – Correlação entre os experimentos e simulações com carne de porco como meio de transmissão.	70
Tabela 8 – Porcentagem de erro para cada configuração utilizada com o ar como meio de transmissão.	71
Tabela 9 – Porcentagem de erro para cada configuração utilizada com carne de porco como meio de transmissão.	72

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

SIGLAS

DMI	Dispositivos Médicos Implantáveis
EE	Estimulação Elétrica
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
IEEE	Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos
PCB	Placa de Circuito Impresso
WPT	Transmissão de Energia sem Fio (do inglês <i>Wireless Power Transfer</i>)

LISTA DE SÍMBOLOS

C	Capacitância
C_1	Capacitância na primeira bobina
C_2	Capacitância na segunda bobina
C_3	Capacitância na terceira bobina
C_4	Capacitância na quarta bobina
C_{tt}	Capacitância entre espiras
D	Distância entre as bobinas
$E(k)$	Integral elíptica completa de segunda espécie
F	Faraday
H	Intensidade magnética
$K(k)$	Integral elíptica completa de primeira espécie
L	Indutância
L_1	Indutância na primeira bobina
L_2	Indutância na segunda bobina
L_3	Indutância na terceira bobina
L_4	Indutância na quarta bobina
L_t	Indutância por espira
M	Indutância mútua
M_{12}	Indutância mútua entre as bobinas 1 e 2
M_{23}	Indutância mútua entre as bobinas 2 e 3
M_{34}	Indutância mútua entre as bobinas 3 e 4
P_1	Potência na primeira bobina
P_2	Potência na segunda bobina
P_3	Potência na terceira bobina
P_4	Potência na quarta bobina
P_G	Potência fornecida pelo gerador
P_L	Potência entregue à carga
P_T	Potência total do sistema
P_{RG}	Potência dissipada na resistência interna do gerador
Q	Fator de qualidade
R_1	Resistência na primeira bobina
R_2	Resistência na segunda bobina
R_3	Resistência na terceira bobina
R_4	Resistência na quarta bobina
R_{shunt}	Resistor shunt
V	Tensão
V_1	Tensão na primeira bobina
V_2	Tensão na segunda bobina

V_3	Tensão na terceira bobina
V_4	Tensão na quarta bobina
V_{pp}	Tensão pico-a-pico
Ω	Ohm
$\eta_{Link}(\%)$	Eficiência no link
η	Eficiência teórica
$\eta(\%)$	Eficiência global
μ	Coefficiente de permeabilidade magnética
μ_0	Coefficiente de permeabilidade magnética do vácuo
μ_r	Coefficiente de permeabilidade magnética do meio
ω	Frequência angular de operação
ω_0	Frequência angular de autorressonância
d	Distância entre as bobinas
d_{s1}	Segmento infinitesimal do circuito 1
d_{s2}	Segmento infinitesimal do circuito 2
i	Corrente
i_1	Corrente na primeira bobina
i_2	Corrente na segunda bobina
i_3	Corrente na terceira bobina
i_4	Corrente na quarta bobina
k	Coefficiente de acoplamento magnético
l	Comprimento
n_1	Número de espiras da bobina primária
n_2	Número de espiras da bobina secundária
r	Distância entre as bobinas

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	MOTIVAÇÃO DO TRABALHO	17
1.2	OBJETIVOS	18
1.2.1	Objetivo Geral	18
1.2.2	Objetivos Específicos	18
1.3	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	18
2	A TRANSMISSÃO DE ENERGIA SEM FIO	20
2.1	PARÂMETROS IMPORTANTES PARA WPT POR ACOPLAMENTO INDUTIVO	20
2.1.1	Indutância	22
2.1.2	Capacitância entre espiras	24
2.1.3	Frequência de autoressonância	25
2.1.4	Eficiência	26
2.1.5	O coeficiente de acoplamento magnético	26
2.2	DIFERENÇAS ENTRE SISTEMAS A DUAS BOBINAS E MULTI- BOBINAS	28
2.3	SISTEMAS WPT PARA DISPOSITIVOS MÉDICOS IMPLANTÁVEIS	33
2.3.1	Exemplos de aplicações de sistemas WPT para dispositivos médis implantá- táveis	36
2.3.2	WPT para eletroestimuladores implantados	38
3	MATERIAIS E MÉTODOS	41
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	50
4.1	EXPERIMENTO PARA ANÁLISE DA INTERFERÊNCIA DO FER- RITE NO COEFICIENTE DE ACOPLAMENTO MAGNÉTICO . . .	50
4.2	EXPERIMENTO PARA COMPARAÇÃO DE SISTEMAS COM DUAS, TRÊS E QUATRO BOBINAS	52
4.3	EXPERIMENTO PARA COMPARAÇÃO DE SISTEMAS COM DUAS, TRÊS E QUATRO BOBINAS, UTILIZANDO CARNE DE PORCO COMO MEIO DE TRANSMISSÃO	60
5	CONCLUSÃO	74
5.1	TRABALHOS FUTUROS	77
	REFERÊNCIAS	79

1 INTRODUÇÃO

Dispositivos Médicos Implantáveis (DMI) podem ser utilizados para as mais diversas aplicações, como diagnósticos clínicos, tratamentos, monitoramento de parâmetros biológicos e até mesmo para auxílio e sustentação à vida.

Os DMI podem ser encontrados em diversas aplicações, como implantes cocleares, marcapassos, próteses de retina, sensores para monitoramento de biosinais, eletroestimuladores, entre outros, tendo então um papel muito importante no monitoramento e tratamento de várias doenças. Tais dispositivos interagem com processos fisiológicos, incluindo direcionamento de remédios para áreas específicas do organismo.

Existe uma tendência de miniaturização destes dispositivos, uma vez que este processo os torna menos invasivos ao corpo do paciente e diminui a complexidade de procedimentos cirúrgicos, visto que eles podem ser implantados de maneira mais simples e segura se comparados a dispositivos maiores (SIKDER *et al.*, 2017).

Estes dispositivos vêm tomando maiores proporções na contribuição para o avanço da medicina, visto o aumento da utilização e variedade deles. Isso claramente se dá frente à necessidade de técnicas específicas que só podem ser alcançadas com o auxílio destes dispositivos, mas também com outros avanços que vêm ocorrendo e que, conseqüentemente, alavancam o uso deles, como o desenvolvimento de biomateriais, por exemplo.

Os DMI podem ser alimentados de diversas maneiras, a principal delas ainda é com baterias que são implantadas juntamente com os dispositivos. Entretanto, algo que vem ganhando cada vez mais espaço são as tecnologias de transmissão de energia sem fio, onde as baterias não são mais implantadas, e sim ficam externas ao corpo do paciente, alimentando de forma sem fio o circuito implantado. Esta transmissão pode ser feita com várias tecnologias, mas a escolhida para esta aplicação é a transmissão por acoplamento indutivo, via bobinas.

Na Transmissão de Energia sem Fio (do inglês *Wireless Power Transfer*) (WPT), uma fonte externa é responsável por transmitir energia para alimentar os circuitos implantados. Apesar de existirem muitas técnicas para este fim, a escolhida para este trabalho foi a que utiliza acoplamento indutivo e possibilita a transferência de potência de uma bobina transmissora para uma bobina receptora.

A WPT, ao que se sabe, foi primeiramente idealizada por Nikola Tesla no início do século XX (MIRANDA, 2016). Baseadas na ideia de Tesla, foram surgindo ao longo dos anos

diversas pesquisas nesta área, que é vista como promissora por ter potencial de ser aplicada em diversos campos de pesquisa. Apesar da ideia inicial de Tesla ter sido fundamentada na transmissão de energia a nível global, atualmente a grande demanda é a transmissão de energia a médias e curtas distâncias (MIRANDA, 2016), visando alimentar dispositivos biomédicos, por exemplo.

As bobinas normalmente possuem indutância, que é a propriedade de um circuito elétrico de causar indução de uma tensão proporcional à variação no tempo da corrente (PICHORIM, 2011). Porém, elas possuem também resistência e capacitância parasitas, devido à não-idealidade dos componentes.

No caso do sistema proposto são realizados acoplamentos indutivos, ou seja, acoplamentos entre indutores, que possuem, indutância e capacitância parasita atreladas a capacitores utilizados para sintonia. Estas grandezas e componentes são os responsáveis por determinar a frequência de ressonância de cada bobina do acoplamento.

Outro ponto interessante é o crescimento da utilização de sistemas multibobinas com 3 ou 4 bobinas, sistemas estes que em diversos estudos têm demonstrado superioridade de eficiência quando comparados a sistemas com apenas 2 bobinas. Obviamente, nestes casos, pode variar a quantidade de bobinas implantadas e externas de acordo com a aplicação e configuração do sistema. Devido a isso, serão também expostas neste trabalho comparações teóricas e práticas de sistemas com diferentes números de bobinas. Sendo alguns dados de estudos anteriores e outros originais de experimentos realizados especificamente para o desenvolvimento deste trabalho.

Neste trabalho, busca-se então, desenvolver um sistema multibobinas para aplicações biomédicas no geral. Portanto, é proposto um sistema multibobinas para alimentação de dispositivos implantáveis para diversas condições, buscando novas formas de contribuir no tratamento e no bem estar dos pacientes como um todo.

1.1 MOTIVAÇÃO DO TRABALHO

A motivação se dá no âmbito de que, mesmo com as técnicas já existentes para certos tratamentos, é observado que ainda seja possível colaborar com o desenvolvimento de novas técnicas visando aumentar a eficiência e diminuir o desconforto nos pacientes. Por isso a ideia do desenvolvimento de um *link* indutivo para alimentação de dispositivos implantáveis.

Os DMI podem ser utilizados em diversas aplicações, como órgãos artificiais, neuro-

estimuladores, eletroestimuladores para diversas condições, como incontinência urinária por exemplo, próteses de retina, marca-passos, implantes cocleares, entre outras.

Dessa forma, o presente trabalho visa alcançar seu objetivo com o auxílio de WPT em um sistema multibobinas, contribuindo assim para a finalidade desta proposta, mas também para o desenvolvimento de um novo acoplamento capaz de ser utilizado inclusive para outras aplicações.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é propor um enlace de transmissão de energia sem fio, do tipo multibobinas, para alimentação de um dispositivo médico implantável. O enlace proposto será testado nas configurações de 2, 3, e 4 bobinas no intuito de obter melhores eficiências na transmissão.

1.2.2 Objetivos Específicos

Um primeiro objetivo específico seria a confirmação da vantagem de sistemas multibobinas se comparados a sistemas de duas bobinas, a ideia é obter melhores resultados na utilização destes acoplamentos.

Também será buscada a comprovação dos experimentos através de simulações, apresentando comparações entre os resultados teóricos e práticos.

Além disso, deve ser realizado um estudo experimental acerca da interferência do ferrite na indutância das bobinas e, conseqüentemente, no coeficiente de acoplamento magnético entre estas.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O capítulo 2 apresenta uma análise sobre a transmissão de energia sem fio via bobinas, com o resultado da revisão feita sobre os trabalhos ligados à área e também sobre as diferenças entre os sistemas a duas bobinas e multibobinas.

Na sequência, no capítulo 3, são apresentados os materiais e métodos utilizados na

realização dos experimentos, com todas as suas especificidades práticas e teóricas; apresentando de forma breve os materiais e direcionando para os resultados obtidos.

Os resultados dos experimentos e simulações realizados encontram-se no capítulo 4. Foram realizados estudos preliminares para determinação dos experimentos realizados e parâmetros escolhidos, a fim de conduzir os testes da melhor forma possível. Algumas simulações foram realizadas com o auxílio dos *softwares* Excel, Matlab e Qucs, de forma com que fosse possível extrair os resultados para comparar dados práticos e teóricos. Ainda, neste capítulo, são apresentadas as discussões sobre os resultados obtidos.

Por fim, são apresentadas as considerações finais dando ênfase nos resultados e contribuições do presente trabalho, mas também já discutindo sobre o desenvolvimento de trabalhos futuros, dando continuidade à pesquisa nesta vasta área de conhecimento.

2 A TRANSMISSÃO DE ENERGIA SEM FIO

Nikola Tesla pode ser considerado o líder da WPT, pois em 1891 obteve êxito em um experimento onde energizou uma lâmpada com o auxílio de duas bobinas. Um pouco mais tarde ele realizou outro experimento onde conseguiu ligar 200 lâmpadas a 40 metros de distância (MARINCIC, 1982).

A WPT pode ser categorizada em duas abordagens: transmissão em campo próximo e transmissão em campo distante. Normalmente as aplicações de campo próximo possuem melhores resultados de eficiência na transmissão, por isso a maioria das aplicações estão na região de campo próximo (SHADID; NOGHANIAN, 2018).

Segundo Soma *et al.* (1987), o primeiro registro de WPT por acoplamento indutivo é dos anos 60. Onde foi apresentado um sistema para alimentar um coração artificial. Desde então, várias aplicações com DMI têm apresentado métodos semelhantes. Nos anos 70 e 80 já foi possível notar um crescimento da utilização deste técnica como em Soma *et al.* (1987).

Ainda nos anos 70 e 80, alguns autores utilizaram a WPT por acoplamento indutivo para transferir grandes níveis de energia, como pode ser visto em Schuder *et al.* (1971). Esta técnica ainda possui muito potencial para ser desenvolvida, principalmente em aplicações biomédicas.

2.1 PARÂMETROS IMPORTANTES PARA WPT POR ACOPLAMENTO INDUTIVO

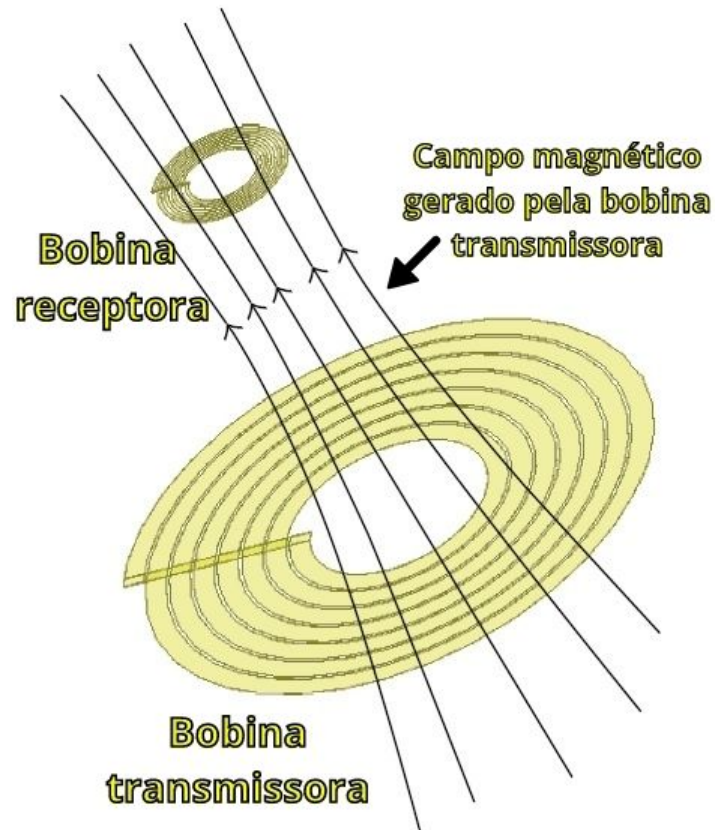
Um sistema de WPT por acoplamento indutivo consiste normalmente em duas bobinas, que podem ser conhecidas como primária e secundária. A transmissão de energia ocorre quando a bobina primária gera campo magnético variante no tempo, induzindo assim uma tensão V na receptora (KIM *et al.*, 2017). Essa relação pode ser observada na seguinte equação dada por Shadid e Noghianian (2018):

$$V = j\omega\mu \int_s \vec{H} \cdot d\vec{s}, \quad (1)$$

onde ω representa a frequência angular de operação e μ representa o coeficiente de permeabilidade magnética. Portanto, de acordo com a Equação 1, o acoplamento entre bobinas depende da quantidade de fluxo magnético no enlace indutivo entre as bobinas primária e secundária, como ilustra a Figura 1.

Uma forma de aumentar o fluxo entre as bobinas seria diminuir as distâncias entre as

Figura 1 – Ilustração do princípio do enlace indutivo.



Fonte: Modificado de (SHADID; NOGHANIAN, 2018)

mesmas, processo este que obviamente possui algumas restrições, principalmente se tratando de DMI que por serem implantáveis já possuem uma distância mínima possível. Também deve-se atentar aos desalinhamentos que podem ocorrer entre as bobinas, os quais podem causar maior perda de energia na transmissão, diminuindo assim a eficiência do conjunto (KONG *et al.*, 2015).

A transferência de energia com alta eficiência e estabilidade pode ser considerada como sendo o objetivo principal da WPT. Tendo isso em vista é possível definir alguns desafios principais no alcance deste objetivo.

O primeiro deles é o tamanho do transmissor e receptor, uma vez que o receptor será implantado no corpo do paciente, seu tamanho deve ser limitado (SIKDER *et al.*, 2017). Este tamanho miniaturizado pode afetar o fator de qualidade Q e diminuir o coeficiente de acoplamento, diminuindo consequentemente a eficiência do conjunto.

O segundo desafio encontra-se na frequência de operação do sistema, visto que em frequências mais altas são maiores as perdas de energia no tecido humano, visto que ela ocasiona aquecimento do tecido, sendo também um problema à segurança do paciente no uso deste sistema (JEGADEESAN *et al.*, 2017).

O terceiro desafio é a razão entre a distância da transmissão e as dimensões do transmissor e receptor pois, assim que esta distância aumenta, a eficiência tende a diminuir de maneira inversamente proporcional.

Já o quarto desafio é devido aos desalinhamentos lateral e angular entre o transmissor e o receptor, os quais podem causar diminuição do fator de acoplamento e consequentemente diminuição da eficiência do conjunto (KONG *et al.*, 2015).

O último desafio a ser levado em conta é a potência necessária a ser entregue no receptor. Para aplicações com baixos níveis de potência a questão principal é como transmiti-la com elevada eficiência, visto que a eficiência tende a diminuir com a redução do nível de energia. No entanto, existem também problemas na transmissão de grandes níveis de potência, visto que essas aumentam o aquecimento do tecido humano, sendo assim um problema de segurança para o paciente ao mesmo tempo em que perde eficiência na transmissão (JEGADEESAN *et al.*, 2017).

2.1.1 Indutância

A indutância L pode ser explicada como sendo a capacidade de um circuito elétrico causar a indução de uma tensão proporcional à variação da corrente no decorrer do tempo. A relação entre a indutância e a tensão pode ser observada na Equação 2:

$$V = L \frac{di}{dt}. \quad (2)$$

Se a tensão induzida for no mesmo circuito onde a corrente circula, a indutância pode ser conhecida como autoindutância. Já, se a tensão induzida estiver em um circuito diferente da corrente de excitação, a indutância pode ser conhecida como indutância mútua M . A indutância mútua pode ser encontrada através da equação de Neumann (SOMA *et al.*, 1987):

$$M_{12} = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint_{C_1} \oint_{C_2} \frac{d_{s_1} \cdot d_{s_2}}{r}, \quad (3)$$

sendo μ_0 a permeabilidade magnética do vácuo, r a distância entre os dois circuitos e d_{s_1} e d_{s_2} os segmentos infinitesimais de seus respectivos circuitos.

Já para duas bobinas circulares e coaxiais a indutância mútua pode ser calculada através

da seguinte variação da equação de Neumann (PICHORIM; ABATTI, 2004):

$$M = \mu_0 n_1 n_2 \sqrt{ab} \left[\left(\frac{2}{k} - k \right) K(k) - \frac{2}{k} E(k) \right], \quad (4)$$

onde n_1 e n_2 representam o número de espiras de cada bobina, a e b os seus respectivos raios, e $K(k)$ e $E(k)$ são as integrais elípticas completas de primeira e segunda espécie. Já o fator de acoplamento k pode ser encontrado com a Equação 5.

$$k = \sqrt{\frac{4ab}{D^2 + (a+b)^2}}, \quad (5)$$

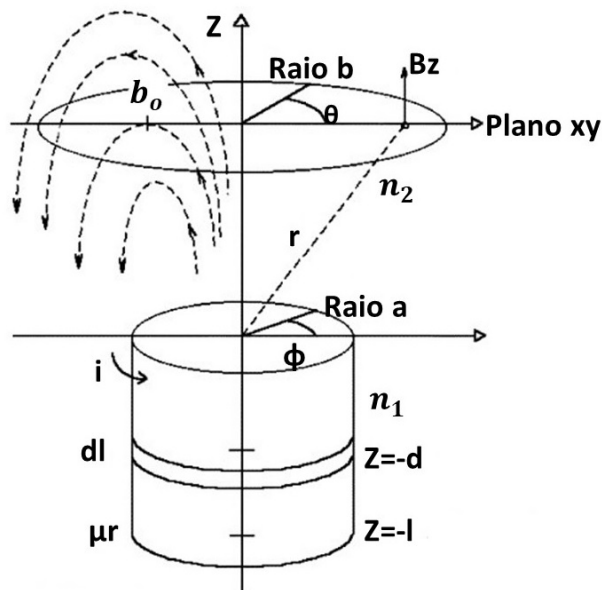
onde D representa a distância entre as bobinas. Porém, vale ressaltar que esta equação não possui uma solução algébrica devido às integrais elípticas (PICHORIM; ABATTI, 2004). As integrais elípticas podem ser encontradas através das seguintes equações:

$$K(k) = \int_0^{\pi/2} \frac{d\theta}{\sqrt{1 - k^2 \sin^2 \theta}}. \quad (6)$$

$$E(k) = \int_0^{\pi/2} \sqrt{1 - k^2 \sin^2 \theta} d\theta. \quad (7)$$

O ângulo θ utilizado nas Equações 6 e 7 pode ser observado na Figura 2.

Figura 2 – Bobina solenóide (raio a , comprimento l , e n espiras enroladas em núcleo com permeabilidade magnética μ_r). As linhas tracejadas indicam as linhas do fluxo magnético gerado pela corrente i .



Fonte: Modificada de (PICHORIM, 2011)

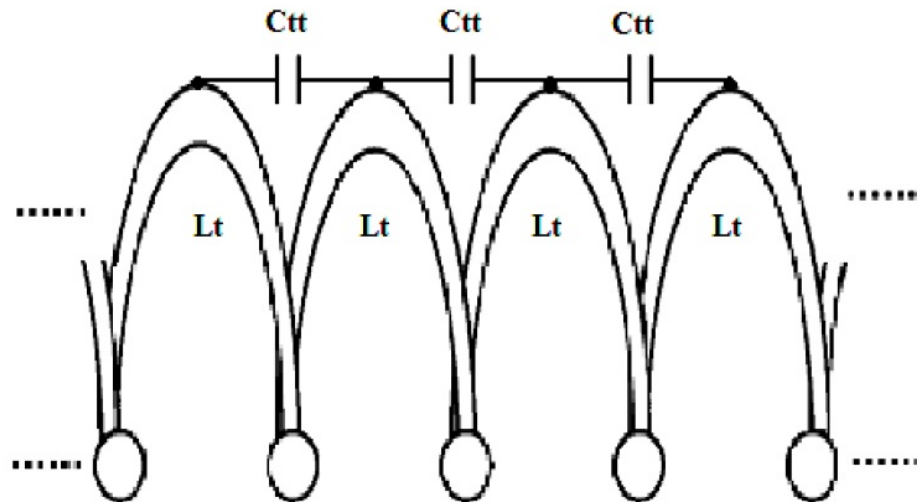
2.1.2 Capacitância entre espiras

Capacitância C pode ser explicada como sendo a capacidade de um circuito elétrico causar a circulação de uma corrente proporcional à variação da tensão no decorrer do tempo,

$$i = C \frac{dv}{dt}. \quad (8)$$

A Equação 8 apresenta a relação direta entre capacitância e corrente, e a Figura 3 apresenta a capacitância entre espiras C_{tt} e a indutância por espira L_t para um solenóide de camada simples e núcleo de ar.

Figura 3 – Indutâncias e capacitâncias entre espiras para um solenóide simples, desconsiderando as capacitâncias entre espiras não adjacentes.



Fonte: Modificada de (PICHORIM, 2011)

A capacitância existe entre dois condutores separados por um dielétrico, logo essa existe entre duas espiras (adjacentes ou não), de uma bobina ou indutor.

As capacitâncias entre espiras interferem diretamente na WPT, visto que agregam à capacitância total do circuito, interferindo diretamente na frequência de autorressonância do enrolamento — uma frequência de ressonância que se deve aos parâmetros intrínsecos da bobina — e dependendo de sua geometria possibilitando até eliminar os capacitores de alguns circuitos, visto que em certos casos os capacitores estavam ali apenas para sintonizar a frequência.

2.1.3 Frequência de autoressonância

A frequência de ressonância natural de um componente ou frequência de autoressonância é um parâmetro de extrema importância na aplicação de um sistema de WPT, pelo fato de facilitar a passagem da energia entre os componentes sintonizados. Isso ocorre, pois quando o objeto está vibrando em sua frequência de autoressonância, sua impedância tende a zero. Essa questão é válida para circuitos LC série, visto que quando objetos vibram na frequência de ressonância natural, tendem a transferir energia mais eficientemente do que quando operam em outras frequências (MIRANDA, 2016).

Ou seja, a maior eficiência pode ser atingida quando ambas indutâncias L_1 e L_2 e capacitâncias equivalentes C_1 e C_2 do transmissor e receptor estão sintonizadas na mesma frequência de operação, conforme demonstrado na Equação 9 para a ressonância de um circuito indutor e capacitor (LC) em série:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{L_1 C_1}} = \frac{1}{\sqrt{L_2 C_2}} \quad (9)$$

A frequência de autorressonância também pode ser indesejada dependendo dos componentes utilizados. Para isso é importante conhecer a autoressonância para evitar trabalhar em frequências menores do que ela. Dessa forma é possível sintonizar as frequências com capacitores para os componentes operarem na mesma frequência.

A resistência do primário converte energia em calor, e a energia é transferida ao secundário através da indutância mútua M entre primário e secundário. A indutância mútua pode ser relacionada ao coeficiente de acoplamento k de acordo com a Equação 10.

$$k = \frac{M}{\sqrt{L_1 L_2}} \quad (10)$$

Em muitas aplicações de WPT, a frequência de autorressonância é considerada como sendo o parâmetro mais importante do circuito (MIRANDA; PICHORIM, 2014; YUN *et al.*, 2012), visto que possui influência direta na eficiência do conjunto. Em um de seus trabalhos, Kurs *et al.* (2007) apresentaram uma nova técnica para WPT que utiliza um acoplamento mais forte magneticamente para acoplamento entre quatro bobinas com núcleo de ar. Este artigo foi muito importante para a fundamentação teórica e prática apresentadas aqui e conseqüentemente para o desenvolvimento do presente trabalho.

A frequência de autorressonância também pode depender da presença de ondas estacionárias no enrolamento, quando as dimensões deste são comparáveis ao comprimento de onda (MIRANDA; PICHORIM, 2014). No entanto, neste trabalho, será utilizado o modelo de ressonância onde se pode considerar os elementos como sendo muito menores que o comprimento de onda, ou seja, o modelo concentrado válido para circuitos elétricos e que pode ser observado na Figura 3.

2.1.4 Eficiência

A eficiência global da transmissão em um sistema WPT é calculada da mesma forma que em outros campos da engenharia. É basicamente a relação entre a potência entregue à carga P_L e a potência fornecida pelo gerador P_G . Obtendo assim um percentual da quantidade de energia que realmente foi entregue à carga. A Equação 11 demonstra isso de maneira mais clara.

$$\eta(\%) = \left(\frac{P_L}{P_G} \right) 100. \quad (11)$$

Este é um índice importantíssimo em aplicações com WPT, pois indica em percentual o quanto da potência fornecida foi realmente entregue à carga. Dessa forma, este índice é muito utilizado para comparar técnicas e abordagens, com o objetivo de identificar a de melhor desempenho.

2.1.5 O coeficiente de acoplamento magnético

O coeficiente de acoplamento magnético k entre duas bobinas representa basicamente a razão entre o fluxo magnético na área da seção transversal da segunda bobina e o fluxo gerado pela primeira, o qual pode ser encontrado através da Equação 10.

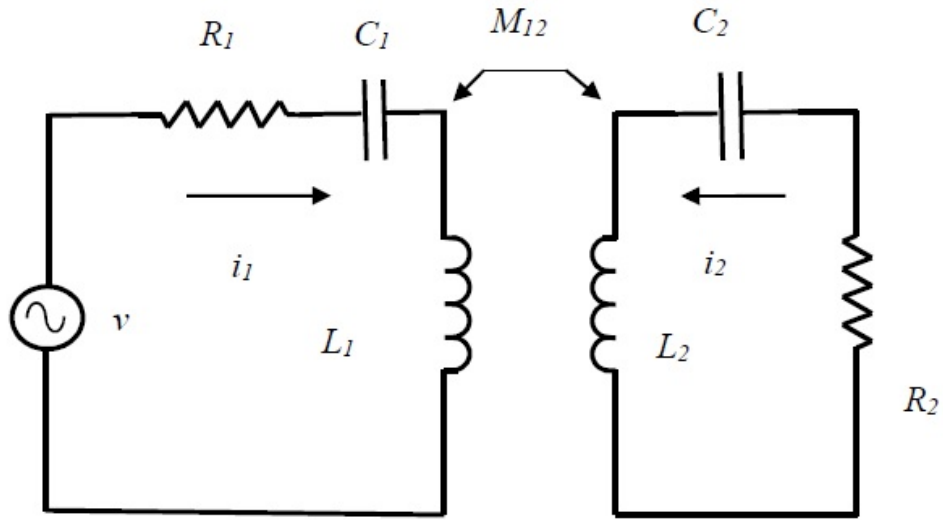
De acordo com Abatti *et al.* (2015), através do método de análise de malhas na Figura 4, é possível extrair as seguintes expressões:

$$V = (R_1 + j\omega L_1) i_1 \pm j\omega M i_2. \quad (12)$$

$$0 = \pm j\omega M i_1 + (R_2 + j\omega L_2) i_2. \quad (13)$$

Definindo uma tensão V_1 aplicada em L_1 , é possível observar que essa irá induzir uma

Figura 4 – Representação esquemática de um sistema de WPT com 2 bobinas.



Fonte: (ABATTI *et al.*, 2015)

tensão sobre a carga R_2 ao se acoplar as duas bobinas magneticamente. Esta tensão pode ser definida como V_2 (ABATTI *et al.*, 2015). E as duas tensões podem ser obtidas por:

$$V_1 = j\omega L_1 i_1 \pm j\omega M i_2. \quad (14)$$

e

$$V_2 = j\omega M i_1 \pm j\omega L_2 i_2. \quad (15)$$

Para o cálculo do coeficiente de acoplamento, basta fazer com que R_2 tenda ao infinito, levando assim a corrente do secundário tender a zero (secundário em aberto). Com a corrente no secundário igual a zero teremos com base nas Equações 14 e 15 as seguintes equações (ABATTI *et al.*, 2015; PICHORIM; ABATTI, 2004):

$$V_1 = j\omega L_1 i_1. \quad (16)$$

$$V_2 = j\omega M i_1. \quad (17)$$

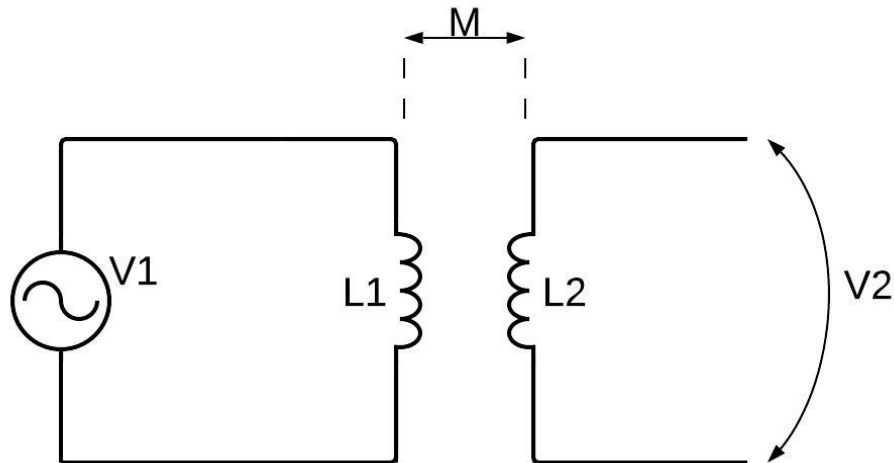
Com base nas equações 10, 16 e 17 é possível isolar o k , obtendo a seguinte expressão:

$$k = \frac{V_2}{V_1} \frac{L_1}{\sqrt{L_1 L_2}}. \quad (18)$$

Na Figura 5 é apresentado o circuito para a medição do k prático, com o secundário em aberto e as variáveis existentes neste circuito. É importante que o circuito para a medição prática

seja montado como apresentado nessa figura, ou seja, sem resistores e capacitores, componentes que iriam interferir diretamente no levantamento do k , gerando assim erros nas medições.

Figura 5 – Circuito para medição do k prático.



Fonte: Autoria própria

Este método para cálculo do k é de grande valor para trabalhos nesta área, visto que possibilita a medição prática do coeficiente e de maneira bem simples, eliminando assim a necessidade de o calcular com modelos matemáticos complexos. Entretanto, é sempre importante lembrar que, para que este método funcione, a frequência de excitação deve ser baixa, da ordem de dezenas de quilohertz, para evitar circulação de corrente na capacitância parasita do secundário (ABATTI *et al.*, 2015).

2.2 DIFERENÇAS ENTRE SISTEMAS A DUAS BOBINAS E MULTIBOBINAS

Nesta seção é realizada uma revisão bibliográfica sobre o estudo e desenvolvimento de sistemas de WPT, e as diferenças entre sistemas a duas bobinas e multibobinas. São também apresentadas as vantagens desta técnica no uso em dispositivos médicos implantáveis.

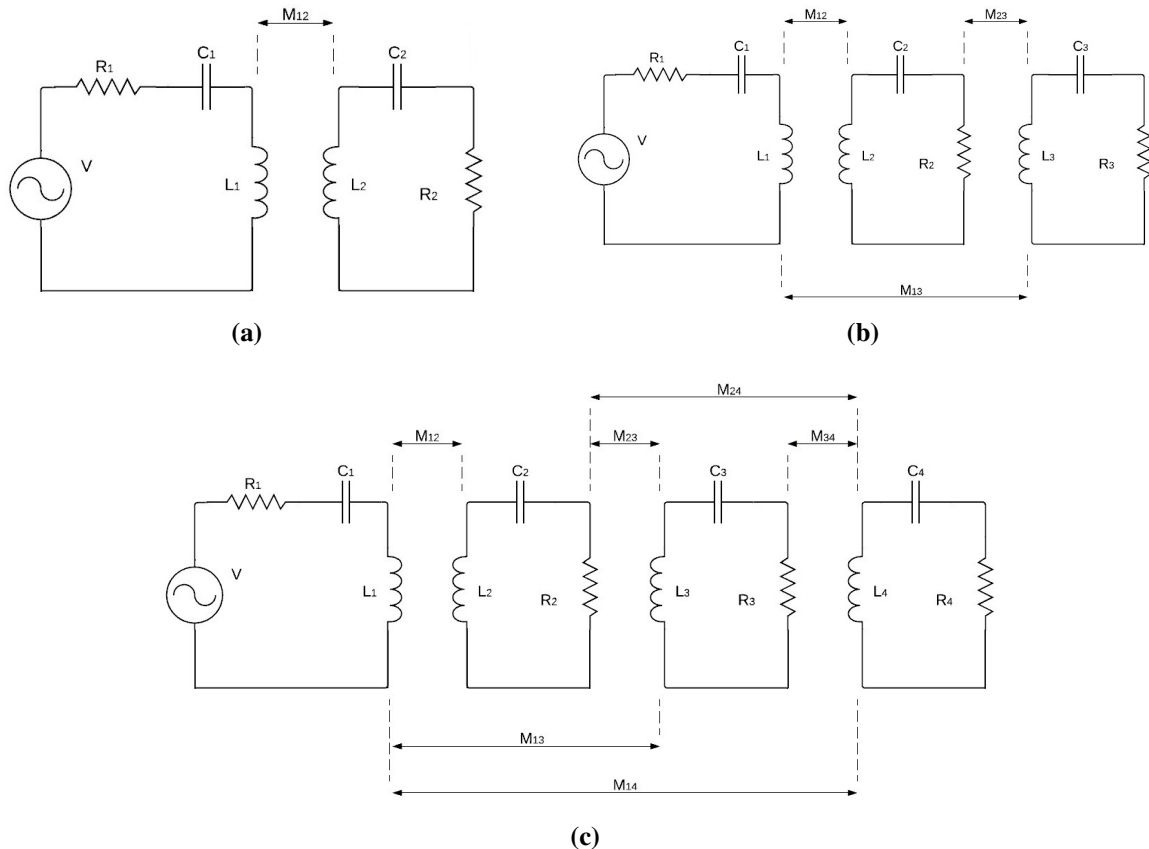
Desde os estudos primordiais de Nikola Tesla sobre a transmissão de energia sem fio (TESLA, 1914), muitos avanços foram feitos. A maioria dos sistemas WPT para implantes biomédicos consistem em duas bobinas, sendo uma externa (transmissora) e outra interna (receptora) (KUMAR *et al.*, 2009). Entretanto, pesquisas mais recentes têm demonstrado que com a utilização de sistemas multibobinas é possível alcançar melhores eficiências em maiores distâncias (SHADID; NOGHANIAN, 2018; KIANI *et al.*, 2011).

Porém, mesmo com estes benefícios existem alguns fatores negativos a serem levados em conta no caso de sistemas multibobinas, pois mesmo com o intuito de alcançar maiores eficiências deve-se observar as perdas existentes nos circuitos intermediários (MIRANDA; PICHORIM, 2017).

A Figura 6, representa circuitos genéricos com 2, 3 e 4 bobinas de um sistema de transferência de energia sem fio por acoplamento indutivo. Os parâmetros M representam a indutância mútua entre duas bobinas, de forma que a corrente que passa em uma bobina produz uma tensão induzida na outra. Os parâmetros R nos circuitos transmissores representam a resistência total dos circuitos (todas as perdas que ocorrem nos mesmos), já os parâmetros R dos circuitos receptores representam a sua resistência total (englobando as resistências das cargas alimentadas e as perdas nos circuitos) (BRAGA *et al.*, 2019).

As perdas nos circuitos intermediários ocorrem principalmente pelas resistências existentes nos próprios fios dos indutores e também devido aos capacitores utilizados nos circuitos. Nos experimentos deste trabalho será utilizada ressonância série em todos os circuitos.

Figura 6 – Circuitos genéricos com 2, 3 e 4 bobinas. Sendo: (a) Conjunto com 2 bobinas, (b) Conjunto com 3 bobinas e (c) Conjunto com 4 bobinas.



Fonte: Modificado de (ABATTI *et al.*, 2015)

O equacionamento apresentado na sequência deste trabalho serve para um sistema ressonante e onde os acoplamentos entre as bobinas não adjacentes podem ser desconsiderados, ou seja quando estes são bem menores se comparados aos acoplamentos entre bobinas adjacentes. Dessa forma, é possível observar as equações empregadas nos sistemas de 2, 3 e 4 bobinas.

O equacionamento para o sistema de 2 bobinas foi apresentado no trabalho de Abatti *et al.* (2015), onde as potências dissipadas na fonte P_1 , e carga P_2 podem ser obtidas através das seguintes equações:

$$P_1 = |i_1|^2 R_1 = \frac{R_1 R_2^2}{(R_1 R_2 + \omega_0^2 M_{12}^2)^2} V^2. \quad (19)$$

$$P_2 = |i_2|^2 R_2 = \frac{R_2 \omega_0^2 M_{12}^2}{(R_1 R_2 + \omega_0^2 M_{12}^2)^2} V^2. \quad (20)$$

Dessa forma, a potência total presente em um sistema de 2 bobinas pode ser obtida por:

$$P_T = V i_1 = P_1 + P_2. \quad (21)$$

Já o cálculo da eficiência teórica do sistema de 2 bobinas pode ser realizado com o auxílio da Equação 22 (ABATTI *et al.*, 2015):

$$\eta = \frac{\omega_0^2 M_{12}^2}{R_1 R_2 + \omega_0^2 M_{12}^2}. \quad (22)$$

O equacionamento para o sistema de 3 bobinas foi apresentado no trabalho de Abatti *et al.* (2017), onde as potências dissipadas na fonte P_1 , comunicação P_2 e carga P_3 podem ser obtidas por:

$$P_1 = |i_1|^2 R_1 = \frac{R_1 (R_2 R_3 + \omega_0^2 M_{23}^2)^2}{(R_1 R_2 R_3 + R_1 \omega_0^2 M_{23}^2 + R_3 \omega_0^2 M_{12}^2)^2} V^2. \quad (23)$$

$$P_2 = |i_2|^2 R_2 = \frac{R_2 R_3^2 \omega_0^2 M_{12}^2}{(R_1 R_2 R_3 + R_1 \omega_0^2 M_{23}^2 + R_3 \omega_0^2 M_{12}^2)^2} V^2. \quad (24)$$

$$P_3 = |i_3|^2 R_3 = \frac{R_3 \omega_0^2 M_{12}^2 \omega_0^2 M_{23}^2}{(R_1 R_2 R_3 + R_1 \omega_0^2 M_{23}^2 + R_3 \omega_0^2 M_{12}^2)^2} V^2. \quad (25)$$

e como a potência total fornecida pela fonte de alimentação é igual a:

$$P_T = V i_1 = P_1 + P_2 + P_3, \quad (26)$$

a eficiência deste sistema pode ser obtida através da seguinte equação:

$$\eta = \frac{R_3 \omega_0^2 M_{12}^2 \omega_0^2 M_{23}^2}{(R_3 \omega_0^2 M_{12}^2 + R_1 (R_2 R_3 + \omega_0^2 M_{23}^2)) (R_2 R_3 + \omega_0^2 M_{23}^2)}. \quad (27)$$

Estas equações são importantíssimas na fundamentação teórica do sistema com 3 bobinas, visto que proporcionam uma maneira direta de calcular parâmetros para serem comparados com os valores práticos obtidos nos experimentos.

Já o equacionamento para o sistema de 4 bobinas foi apresentado no trabalho de Abatti *et al.* (2015), onde as potências dissipadas na fonte P_1 , nas bobinas intermediárias P_2 e P_3 , e na carga P_4 podem ser obtidas por:

$$P_1 = |i_1|^2 R_1 = \frac{R_1}{C^2} V^2. \quad (28)$$

$$P_2 = |i_2|^2 R_2 = \frac{\omega_0^2 M_{12}^2 V^2 R_2}{B^2 C^2}. \quad (29)$$

$$P_3 = |i_3|^2 R_3 = \frac{\omega_0^2 M_{12}^2 \omega_0^2 M_{23}^2 V^2 R_3}{A^2 B^2 C^2}. \quad (30)$$

$$P_4 = |i_4|^2 R_4 = \frac{\omega_0^2 M_{12}^2 \omega_0^2 M_{23}^2 \omega_0^2 M_{34}^2 V^2}{A^2 B^2 C^2 R_4}, \quad (31)$$

onde A , B e C são respectivamente obtidos através das seguintes equações:

$$A = R_3 + \frac{\omega_0^2 M_{34}^2}{R_4}. \quad (32)$$

$$B = R_2 + \frac{\omega_0^2 M_{23}^2}{A}. \quad (33)$$

$$C = R_1 + \frac{\omega_0^2 M_{12}^2}{B}. \quad (34)$$

Portanto a potência total em um sistema de 4 bobinas pode ser obtida por:

$$P_T = V i_1 = P_1 + P_2 + P_3 + P_4. \quad (35)$$

Por fim, o cálculo da eficiência teórica em um sistema com 4 bobinas pode ser realizado através de:

$$\eta = \frac{R_4 \omega_0^2 M_{12}^2 \omega_0^2 M_{23}^2 \omega_0^2 M_{34}^2}{(R_4 \omega_0^2 M_{23}^2 + R_2 (R_3 R_4 + \omega_0^2 M_{34}^2)) (R_1 R_4 \omega_0^2 M_{23}^2 + (R_1 R_2 + \omega_0^2 M_{12}^2) (R_3 R_4 + \omega_0^2 M_{34}^2))}. \quad (36)$$

As equações apresentadas anteriormente se aplicam em sistemas onde os coeficientes de acoplamento magnético entre as bobinas não adjacentes são muito pequenos se comparados aos coeficientes entre as bobinas adjacentes. Dessa forma eles podem ser desprezados e por isso não são considerados nas equações.

Ao analisar as equações é possível antecipar alguns resultados, como o fato de que em sistemas com 2 bobinas a curva de eficiência só tende a decair de acordo com o aumento da distância entre as bobinas. Já nos sistemas multibobinas, com 3 e 4 bobinas, a curva de eficiência tende a subir de acordo com o aumento da distância, e após chegar ao seu ponto ótimo (de máxima eficiência na transmissão) tende a diminuir de acordo com o aumento da distância.

Em um trabalho anterior de Braga *et al.* (2019), foi apresentado um estudo sobre as vantagens e desvantagens do sistema multibobinas, utilizando como base aplicações já desenvolvidas por outros autores para fundamentar os dados analisados.

Os resultados desta análise foram transmitidos para uma tabela com os dados mais importantes de cada aplicação. Tal análise também se encontra neste trabalho afim de ilustrar melhor o que foi analisado e apresentar os resultados de maneira mais clara.

Tabela 1 – Principais parâmetros das aplicações analisadas.

Referência	Nº de bobinas	Frequência (MHz)	Distância (mm)	Eficiência (%)	Meio de transmissão
(YAO <i>et al.</i> , 2019)	3	40,68	15	51	Ar
(MACHNOOR <i>et al.</i> , 2018)	3	5	20	80	Ar
(SUN <i>et al.</i> , 2018)	4	39,86	10	47,2	Diversos tipos de tecido
(MIRBOZORGI <i>et al.</i> , 2017)	3	60	16	2,4	Ar
(YANG <i>et al.</i> , 2017)	4	13,56	10	19,1	Ar
(YANG <i>et al.</i> , 2017)	4	13,56	10	11,7	Músculo
(MIRANDA <i>et al.</i> , 2016)	4	15,07	20	14	Ar
(YI <i>et al.</i> , 2015)	3	6,76	20	82,4	Ar
(LAZZI; RAMRAKHYANI, 2014)	4	3,1	15	53,5	Simulação
(RAMRAKHYANI; LAZZI, 2013)	3	3	12	65	Ar
(RAMRAKHYANI; LAZZI, 2012)	3	3,37	10	58	Ar
(RAMRAKHYANI <i>et al.</i> , 2011)	4	0,7	20	82	Ar
(KIANI <i>et al.</i> , 2011)	3	13,56	10	78,6	Ar
(KUMAR <i>et al.</i> , 2009)	4	10,37	25	58	Ar

Fonte: Modificada de (BRAGA *et al.*, 2019)

Na Tabela 1 são apresentados os parâmetros mais importantes de trabalhos realizados por outros autores, como o número de bobinas no sistema, a frequência de ressonância, a distância entre as bobinas, o meio de transmissão utilizado e a eficiência alcançada na transmissão. A eficiência é um dado que pode ser utilizado para definir a superioridade de um sistema sobre outro, onde nos trabalhos analisados a maior eficiência obtida foi de 82,4% em um sistema com 3 bobinas.

Os dados da Tabela 1 também podem ser observados em dois gráficos comparativos. A Figura 7 apresenta a relação entre eficiência e distância e a relação entre a eficiência e a frequência de operação das aplicações observadas, ambas dispostas em gráficos de dispersão.

De acordo com os dados apresentados na Tabela 1, é possível observar que os autores desenvolveram aplicações nas mais diversas frequências, porém em relação à distância, grande parte dos autores utilizou distâncias de 10 mm. Dessa forma é possível notar as distâncias que são normalmente utilizadas em WPT para dispositivos biomédicos.

2.3 SISTEMAS WPT PARA DISPOSITIVOS MÉDICOS IMPLANTÁVEIS

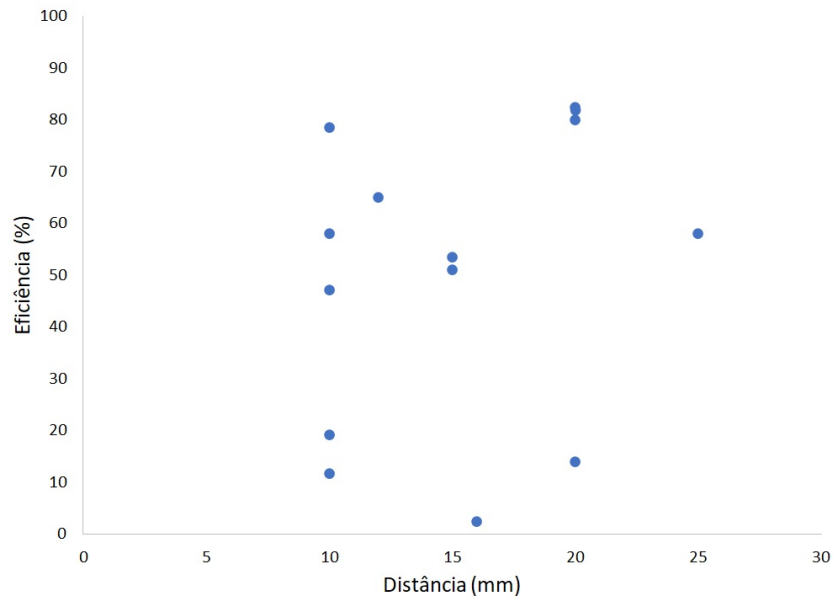
Os trabalhos analisados neste capítulo e, que serviram de base para o desenvolvimento do presente trabalho como um todo, apresentam diversas abordagens, parâmetros, tecnologias e aplicações em transferência de energia sem fio especificamente para dispositivos médicos implantáveis.

A transferência de energia sem fio possui uma vasta gama de aplicações, todavia, na engenharia biomédica existem algumas particularidades a serem levadas em conta para a otimização do projeto de um sistema, como os materiais utilizados na construção do sistema, a frequência de ressonância dentro dos limites permitidos e as dimensões dos componentes implantáveis por exemplo.

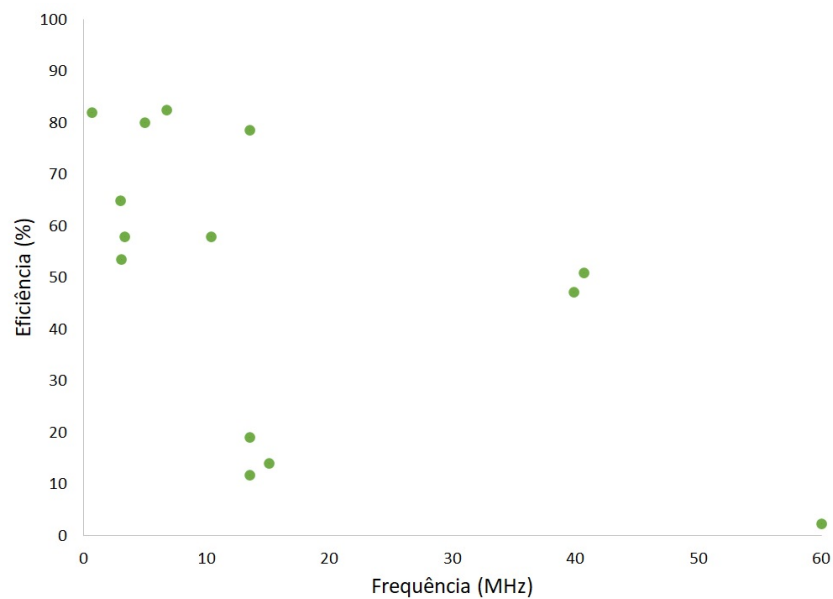
Apesar das vantagens do uso da WPT para dispositivos implantáveis existem alguns problemas que podem complicar a sua aplicação, afinal o circuito interno estará implantado no corpo humano sob uma ou mais camadas de tecido humano, o que ocasiona perdas na transmissão (MONTI *et al.*, 2015).

Para diminuir as perdas devido ao tecido humano deve-se levar em conta a frequência em que o sistema irá operar. As frequências típicas encontradas na literatura variam desde alguns quilohertz até dezenas de megahertz, e esta faixa está relacionada à absorção de energia eletromagnética por tecidos humanos, buscando aumentar a eficiência de acordo com a frequência

Figura 7 – Gráficos comparativos das aplicações analisadas. Sendo (a) Relação entre eficiência e distância e (b) Relação entre eficiência e frequência.



(a)



(b)

Fonte: Modificada de (BRAGA *et al.*, 2019)

(MONTI *et al.*, 2015).

Uma das principais contribuições da transferência de energia sem fio é o fato de que ela possibilita a exclusão das baterias dos circuitos implantáveis. As baterias são componentes essenciais no funcionamento dos dispositivos médicos implantáveis, porém elas apresentam grandes riscos se presentes dentro do corpo humano, podendo ocorrer vazamentos, superaquecimentos e até pequenas explosões que seriam prejudiciais ao organismo do paciente (BRAGA *et al.*, 2019;

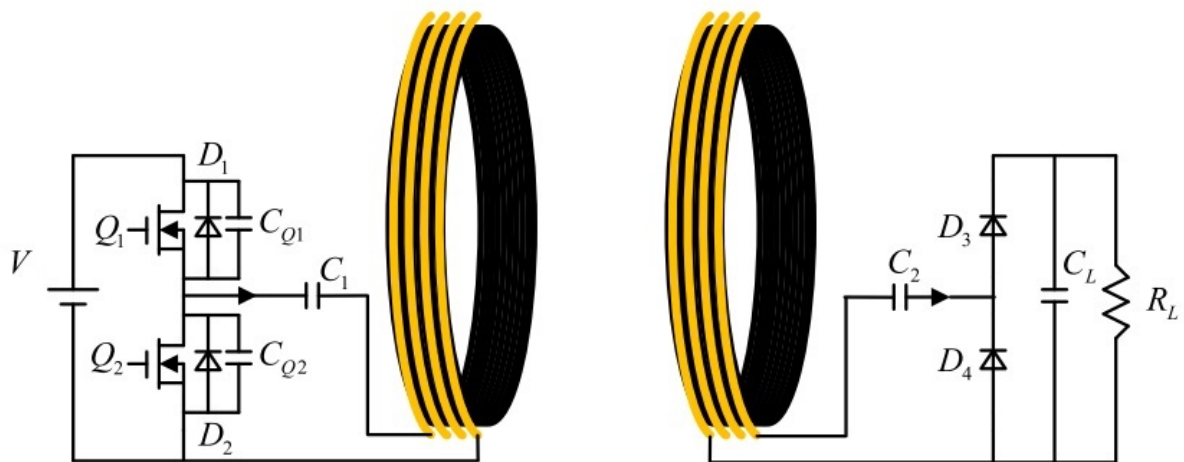
MOSA *et al.*, 2017; HUDEC; KALISKA, 2011; SOMA *et al.*, 1987).

Outro obstáculo na utilização de baterias nos circuitos internos é que, em determinados dispositivos, pode ser necessária a substituição das baterias, o que muitas vezes acarreta em procedimentos cirúrgicos para este fim (BRAGA *et al.*, 2019). Além disso, a bateria é um dos componentes que influenciam nas dimensões de equipamentos para aplicações biológicas (PICHORIM, 2003), e com a não utilização delas os circuitos internos tendem a ficar menores, sendo esta outra vantagem para sua exclusão dos circuitos implantáveis (MONTI *et al.*, 2015). As reduções das dimensões nos equipamentos ao não se utilizar baterias internas são normalmente pequenas, não sendo realmente o principal fator para remoção das baterias internas, porém existem casos mais extremos, como no trabalho de Monti *et al.* (2015), onde com a solução proposta foi possível alcançar uma redução de 89% ao remover a bateria interna.

Um exemplo dessa questão está na utilização de WPT para dispositivos marca-passos, pois as baterias deste equipamento duram normalmente entre 5 e 15 anos, dependendo de vários fatores. E quando a bateria está acabando todo o marcapasso deve ser substituído, o que ocasiona em um novo procedimento cirúrgico com todos os riscos que ele apresenta, como rejeição, infecção, e outros riscos e custos presentes neste tipo de procedimento (XIAO, 2018). Entretanto, vale destacar que com a evolução tecnológica dos marca-passos, alguns deles são substituídos antes mesmo da necessidade de substituir as baterias, ou seja, nestes casos específicos a utilização das baterias não é um ponto negativo em aplicações com dispositivos implantáveis.

Em um de seus trabalhos, Dai *et al.* (2018) propõe um sistema de WPT com duas bobinas com a bateria no circuito externo. A Figura 8 apresenta o circuito proposto por eles.

Figura 8 – Sistema de WPT com 2 bobinas. A bateria se encontra no circuito transmissor alimentando a carga no circuito receptor.



Fonte: Modificada de (DAI *et al.*, 2018)

Novas abordagens para esta área surgem constantemente, com o objetivo de alcançar melhores resultados para as aplicações, principalmente desde que Kurs *et al.* (2007) escreveram sobre as vantagens da utilização de acoplamento indutivo em uma frequência de ressonância definida, gerando assim melhorias no processo de transmissão de energia.

Novas pesquisas também estão apresentando tecnologias de bobinas imersas em microfluidos. Estas tecnologias podem apresentar melhores eficiências e uma melhoria na adaptação ao corpo do paciente, por se tratarem de materiais flexíveis na sua grande maioria (YAO *et al.*, 2019).

Já é de conhecimento que dois ou mais objetos operando em uma mesma frequência de ressonância tendem a trocar energia de maneira mais eficiente do que quando estão vibrando em frequências diferentes (MIRANDA, 2016). Por isso, na maioria das aplicações, com base em diversos fatores, uma frequência de ressonância é definida.

Atualmente os dispositivos médicos implantáveis estão sendo utilizados no tratamento de importantes doenças, como algumas patologias cardíacas por exemplo. Por isso, no intuito de melhorar a performance desses dispositivos, se dá a utilização de tecnologias sem fio para transmissão de dados e energia (MONTI *et al.*, 2015).

2.3.1 Exemplos de aplicações de sistemas WPT para dispositivos médicos implantáveis

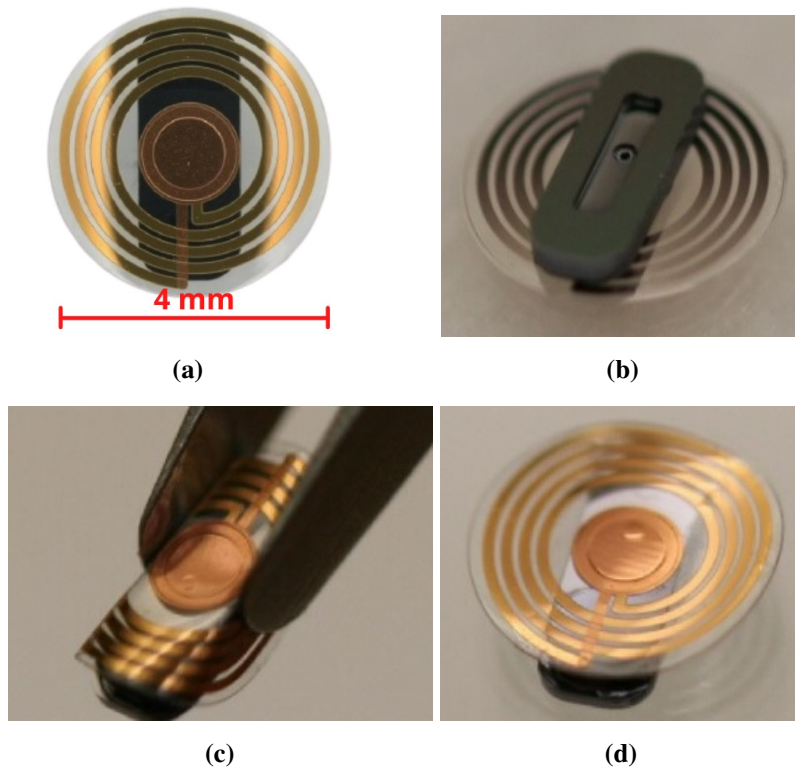
Nesta subseção são apresentados alguns trabalhos encontrados na literatura, que servem de exemplo para como a WPT pode e vem sendo útil na alimentação de DMI.

Lil *et al.* (2006) apresentaram um sistema WPT flexível para atuar como componente para transferência de dados e energia em aplicações com próteses de retina. O componente foi fabricado em Parileno C, sendo este trabalho um dos primeiros a usar essa tecnologia para aplicações deste tipo.

Chen *et al.* (2010) desenvolveram um sistema WPT com bobina flexível para atuar como um sensor de pressão intraocular para monitoramento de pacientes com glaucoma. O sensor também foi fabricado com o uso de Parileno C a fim de criar uma bobina flexível para tal uso. A Figura 9 apresenta o sensor fabricado.

Posteriormente Yao *et al.* (2019) propuseram o desenvolvimento de um sistema com 3 bobinas para dispositivos médicos implantáveis, porém no caso desta aplicação as bobinas flexíveis foram feitas a base de poliamida e a frequência de operação do sistema foi acima do que as observadas em outros trabalhos, sendo a mesma de 40,68 MHz. A Figura 10 apresenta o

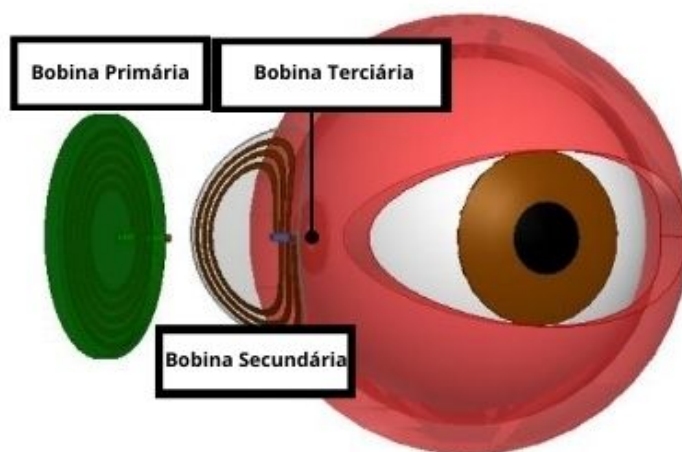
Figura 9 – *Design* da bobina flexível. Sendo: (a) Diâmetro da bobina construída, (b) Vista de trás da bobina construída, (c) Demonstração da flexibilidade da bobina e (d) Bobina voltando ao seu estado natural após ter sido dobrada.



Fonte: Modificada de (CHEN *et al.*, 2010)

sistema proposto.

Figura 10 – Sistema de 3 bobinas com bobinas flexíveis.



Fonte: Modificada de (YAO *et al.*, 2019)

Yi *et al.* (2015) propuseram um sistema WPT com 3 bobinas para implantes biomédicos. O sistema foi construído com bobinas na configuração panqueca a fim de obter um sistema compacto para implantação. Este sistema operava na frequência de 6,76 MHz e se mostrou

eficiente a uma distância de até 50 mm, porém seu ponto ótimo foi encontrado a 20 mm de distância.

Xue *et al.* (2013) apresentaram um sistema WPT com duas bobinas Placa de Circuito Impresso (PCB) espirais planas para alimentação de DMI, tendo a bobina implantável uma área de 25 mm×10 mm. A frequência de operação foi de 13,56 MHz na qual os autores conseguiram obter uma eficiência de 58% na distância de 10 mm, resultados considerados satisfatórios.

Machnoor *et al.* (2018) desenvolveram um sistema WPT com 3 bobinas para alimentação de implantes biomédicos onde conseguiram alcançar uma eficiência de 40% na distância de 40 mm, sendo este projeto muito interessante para uso em aplicações que demandam distâncias um pouco maiores.

Existem outras inúmeras aplicações biomédicas que poderiam ser incluídas aqui para mostrar o que já foi produzido nesta área de pesquisa, porém foram apresentadas apenas algumas que fundamentam este trabalho com parâmetros e rigor experimental semelhantes a este trabalho.

Atualmente, o foco desta área de pesquisa pode ser considerado como sendo a miniaturização dos dispositivos implantáveis a fim de diminuir a complexidade dos procedimentos cirúrgicos e o risco de infecções. Assim, o objetivo da WPT é proporcionar a potência necessária ao circuito receptor ao mesmo tempo em que minimiza o aquecimento do tecido humano durante a absorção de energia. Estes tópicos são alguns dos responsáveis por estarem movendo essas pesquisas para um novo patamar, a fim de maximizar a eficiência e otimizar a frequência de ressonância, além de estudos sobre diferentes geometrias de bobina, casamento de impedâncias e a entrega de energia em si.

Com base nesta revisão é possível notar as vantagens e também desvantagens que a transmissão de energia via acoplamento indutivo possui quando comparada a outras técnicas existentes, como o fato de ser uma tecnologia de baixo custo e que pode ser utilizada para diversas aplicações, dando ênfase nas aplicações dentro da engenharia biomédica.

2.3.2 WPT para eletroestimuladores implantados

Os sistemas acionados remotamente aumentaram significativamente seu desempenho no campo biomédico. Muitas dessas aplicações requerem alguns miliwatts para operar e controlar os sensores e atuadores nos circuitos de recepção. Portanto, para atender a demanda de energia, esses circuitos possuem uma discreta bobina de recepção de energia e transmissão de dados (ARX; NAJAFI, 1999).

A transmissão de dados e energia sem fio possibilitou a aplicação de dispositivos totalmente implantáveis, sem a necessidade de outros procedimentos cirúrgicos (JEGADEESAN *et al.*, 2015). O que se justifica pelo cenário atual, onde os implantes podem ser monitorados, controlados e alimentados sem fio, eliminando o uso de baterias e aumentando sua vida útil (JEGADEESAN *et al.*, 2015).

A Estimulação Elétrica (EE) é uma técnica conhecida há muito tempo por auxiliar no tratamento de pacientes com as mais diversas condições (WANG *et al.*, 2010), e o objetivo deste trabalho foi apresentar os benefícios do uso de WPT para esta técnica e seus usuários (médicos e pacientes).

A EE funcional de músculos e nervos é obtida pela injeção de corrente elétrica nos sistemas biológicos correspondentes, com o auxílio de eletrodos implantados no caso das aplicações desejadas com parâmetros previamente definidos (KEITH *et al.*, 1989) ou com a aplicação de *biofeedback* para auto-regulação de todo o processo.

A EE em diferentes partes do corpo, como a cóclea, retina, partes sensoriais do córtex cerebral e nervos pélvicos, há muito tempo é conhecida por produzir percepções sensoriais que imitam estímulos naturais (YEOMANS, 1990). No trabalho de Myers *et al.* (2006) foi apresentado o desenvolvimento de uma plataforma de estimulação neural sem fio, demonstrando a vasta área de aplicação desta técnica.

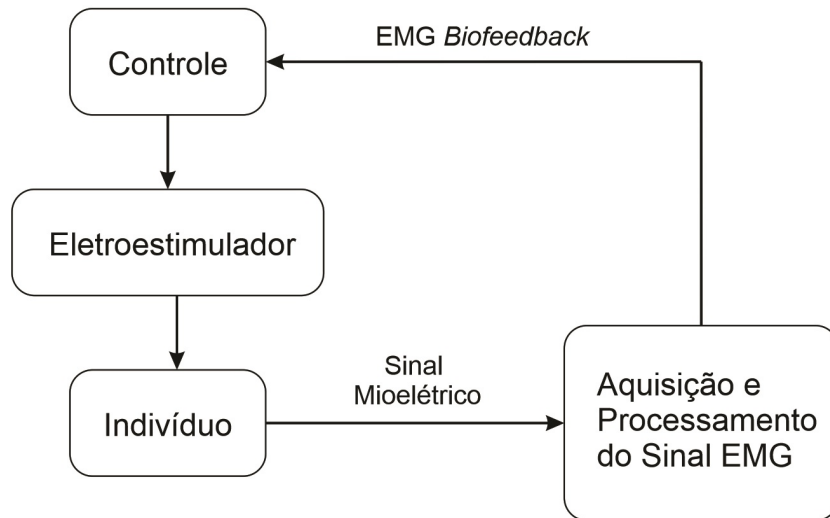
No trabalho de Jegadeesan *et al.* (2015), o estimulador implantado tem uma capacidade de pulso de corrente preciso, multicanal e controlável para injetar carga para estimular os músculos alvo. Controladores semelhantes podem ser encontrados em diversas aplicações com eletroestimuladores, pois são os responsáveis por definir os parâmetros de desempenho do eletroestimulador.

Outra aplicação interessante pode ser encontrada em Lu *et al.* (2018), onde foi proposto um sistema WPT para estimulador medular implantável, com pulsos de estimulação, que pode ser usado para tratar lesão medular, terapia espasmódica e analgesia.

A EE pode ser associada ao Eletromiografia (EMG), o que tem mostrado melhores resultados. EMG é um método frequentemente usado para exame da atividade elétrica do tecido muscular. Essencialmente, EMG usa os eletrodos de superfície ou intramusculares para registrar a intensidade dos sinais que se propagam no músculo fibras durante a contração porque o tecido muscular conduz potenciais elétricos semelhantes aos nervos (ELENA *et al.*, 2020).

Existe ainda a possibilidade de associar a EE com EMG e com *biofeedback*, algo

Figura 11 – Esquema conceitual para a aplicação de com *biofeedback* para melhoria do controle do eletroestimulador.



Fonte: Modificado de Dosen *et al.* (2015)

relativamente inovador nesse campo e que demonstra grande potencial de aplicação para diversas condições.

O *biofeedback* é uma técnica que pode ser utilizada para diversos fins, consiste em monitorar as funções involuntárias do corpo, a fim de estabelecer um tipo de treinamento que proporcione maior controle ao indivíduo (DOSEN *et al.*, 2015). Essa técnica é adotada por especialistas das mais diversas áreas.

Alguns dos processos biológicos que podem ser medidos são temperatura corporal periférica, tensão muscular, frequência cardíaca, atividade cerebral, pressão arterial, reações fisiológicas, entre outros. Esses parâmetros podem ser medidos por meio de temperatura, frequência cardíaca, respiração, Eletroencefalografia (EEG) e , sendo esta última a mais adotada para esta aplicação com eletroestimuladores.

A Figura 11 apresenta o modelo desenhado para aplicação com *biofeedback*, onde um controle em malha fechada é realizado para obter maior precisão na aplicação. Os sinais mioelétricos são extraídos do paciente e transferidos para um sistema de aquisição e processamento desses sinais, e a partir daí, os sinais do paciente servirão de *biofeedback* para ajuste do controle.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta a metodologia utilizada no desenvolvimento deste trabalho, sua fundamentação teórica e os materiais utilizados para construção das bobinas, realização dos experimentos e simulações, e como isso deve servir para que o trabalho atinja o seu objetivo.

Com base na fundamentação teórica realizada nos Capítulos 2 e 3, foi possível identificar os pontos-chave que deveriam ser abordados na parte prática. Por exemplo, foi possível definir os experimentos a serem realizados para comprovar a eficiência da WPT para alimentação de DMI. Experimentos estes que têm seus resultados expostos e discutidos no Capítulo 4.

Além dos resultados práticos, também são apresentados resultados teóricos, com o objetivo de validar os experimentos realizados. Os resultados teóricos são obtidos com o auxílio de *softwares* matemáticos e de simulação de circuitos.

O primeiro experimento definido foi a comparação de sistemas com bobinas similares mas com números de bobinas diferentes. Os testes são feitos em sistemas com 2, 3 e 4 bobinas respectivamente, para comprovação dos resultados com os componentes utilizados para o desenvolvimento deste trabalho.

A última bobina de cada conjunto (receptora) foi responsável por alimentar a carga de prova utilizada nos experimentos. Foram realizados diversos experimentos com diferentes cargas, sendo elas 10 Ω , 22 Ω , 47 Ω e 100 Ω , valores comerciais de resistores a fim de possibilitar a fácil replicação dos experimentos.

Portanto, este trabalho serve para elaboração de um acoplamento capaz de alimentar os sistemas que demandam menores cargas, servindo de base para uma futura aplicação em sistemas de cargas maiores pois, apesar de utilizar valores específicos de cargas, é possível comprovar através das equações que se pode simular qualquer valor de carga. Essa análise é interessante pois valida a escolha das cargas utilizadas nos experimentos. Esta análise também demonstra que as potências no tecido biológico alcançadas através do presente acoplamento proposto estão dentro da faixa aceitável para não oferecer maiores riscos ao paciente.

Para alimentação da bobina transmissora foi utilizado um gerador de funções da marca Tektronix, modelo AFG1022, fornecendo a máxima tensão possível neste modelo 20 volts pico-a-pico, alimentando o sistema com um sinal senoidal a 2,1 MHz. A máxima tensão possível foi utilizada com o objetivo de reduzir possíveis erros nas medições. O gerador possui uma resistência interna de 50 Ω , a qual deve ser considerada nos cálculos referentes ao sistema.

A frequência utilizada se encontra dentro dos limites permitidos pela norma "Std C95.1-2019" do Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos (IEEE). Esta norma elaborada pelo IEEE diz respeito às faixas de frequências permitidas para uso de energia a ser absorvida pelo corpo humano, sendo que para correntes e tensões, em contato e induzidas, a faixa aceitável se encontra de 100 kHz a 110 MHz (IEEE, 2019). Portanto, neste trabalho, a frequência utilizada se encontra dentro da faixa permitida pela normatização e foi escolhida de acordo com os valores expressos na Tabela 1. Também vale destacar que a frequência utilizada encontra-se dentro da faixa de 100 kHz a 10 MHz, a qual não contribui significativamente para choques e queimaduras (WEN; HUANG, 2017).

A tensão utilizada também se encontra dentro das faixas permitidas, como pode ser observado no trabalho de Wen e Huang (2017). E foi escolhido utilizar a tensão máxima do gerador pelo fato de experimentos como os realizados possuírem grande sensibilidade nas medições, ou seja, a tensão máxima foi utilizada com o objetivo de diminuir possíveis erros nas medições. Ainda no trabalho de Wen e Huang (2017), são apresentados os níveis de potência permitidos pela Comissão Internacional de Proteção de Radiações Não-ionizantes, de 3,1 kW, valor bem acima dos praticados neste trabalho.

Para medição dos resultados foi utilizado um Osciloscópio da marca Tektronix, modelo TBS 1052B, que possui 2 canais. O equipamento serviu primeiramente para medição da tensão em aberto do gerador, confirmando assim os 20 volts pico-a-pico, e posteriormente durante os experimentos, medindo em tempo real a tensão sobre o resistor de entrada da bobina transmissora e a tensão sobre a carga na bobina receptora.

O resistor de entrada, com 10Ω de resistência, pode ser observado como um resistor *shunt* R_{shunt} , utilizado apenas para se ter uma referência de cálculo na bobina transmissora, possibilitando o cálculo da corrente real que flui na bobina transmissora. Essa resistência foi escolhida, pois mesmo que ela interfira na transferência de energia, em resistências menores os valores para medição ficam mais sensíveis e suscetíveis a erros. As bobinas são associadas a um ferrite em um de seus lados a fim de melhorar o acoplamento. Porém em alguns casos elas tiveram os seus ferrites removidos, como no caso das bobinas intermediárias.

Essa remoção do ferrite nestas bobinas alterou inclusive a frequência de autoressonância. Portanto, para sintonizar as bobinas que permaneceram com o ferrite foi necessária a utilização de valores diferentes de capacitância dos utilizados nas bobinas que tiveram o ferrite removido.

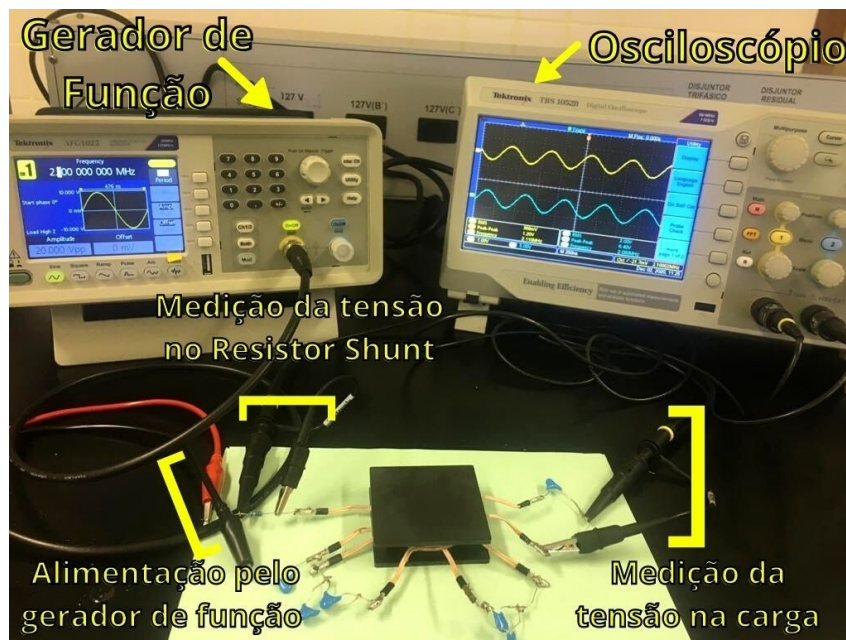
A frequência de autoressonância informada na folha de dados das bobinas 760308111 é

de 11 MHz. Porém, na prática, foi observado, com auxílio de um analisador de impedâncias da marca Agilent modelo HP4294A, que tais bobinas possuem uma frequência natural de 9 MHz. No caso dos experimentos realizados, onde foi utilizada uma frequência de excitação de 2,1 MHz, as bobinas foram sintonizadas para ressonar nesta mesma frequência.

Para isso foram utilizados capacitores cerâmicos de valores comerciais, mas que na prática possuem algumas variações de valor, o que possibilitou selecionar através de associações em paralelo os que proporcionariam de forma exata os valores necessários. No caso das bobinas com ferrite foi utilizado um valor de capacitância total de 0,9 nF. Já no caso das bobinas sem ferrite foi necessário um valor de 1,68 nF.

A configuração da bancada experimental pode ser observada na Figura 12, onde é possível observar a disposição dos equipamentos e componentes utilizados neste experimento.

Figura 12 – Configuração utilizada nos experimentos.

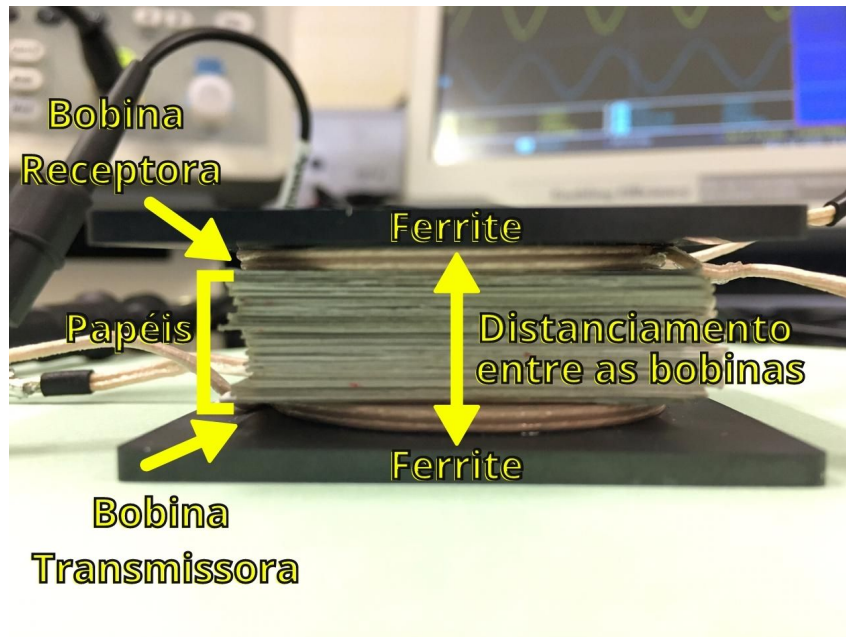


Fonte: Autoria própria

As distâncias entre as bobinas foram variando de 0 até 10 milímetros, e foram escolhidas com base nas distâncias encontradas na literatura, como as citadas na Tabela 1. Para o distanciamento foram utilizados pedaços de papel couché cortados em quadrados pois, com o auxílio de um paquímetro digital, foi observado que 4 destes pedaços sobrepostos possuem a espessura de 1 mm, ou seja, para cada milímetro adicionado ao distanciamento foram utilizados 4 destes pedaços.

A Figura 13 mostra como foram realizados os espaçamentos. No caso da figura, o espaçamento foi de 10 mm.

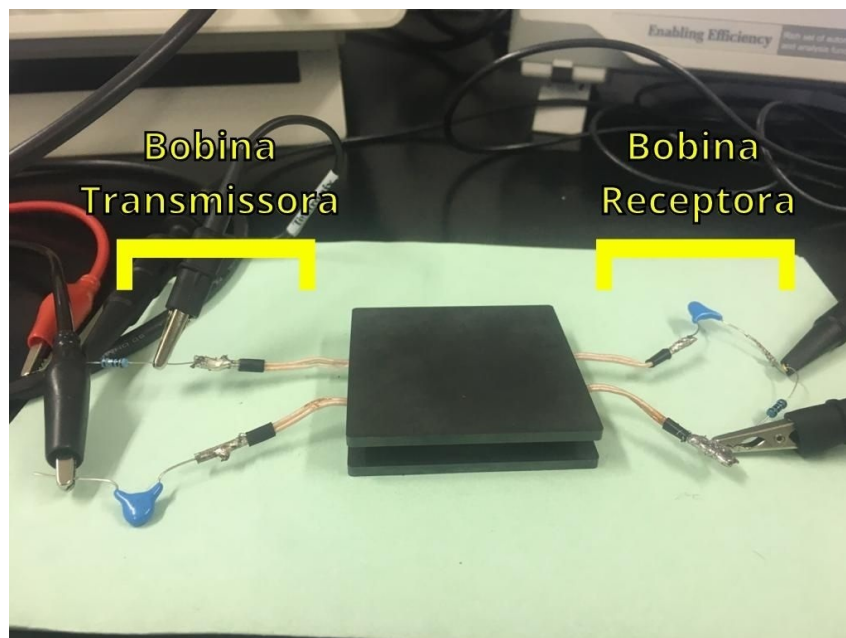
Figura 13 – Distanciamento entre as bobinas transmissora e receptora realizado com pedaços de papel.



Fonte: Autoria própria

Ainda sobre a bancada experimental, nas Figuras 14, 15 e 16 ilustram como foram realizados os testes nos sistemas com 2, 3 e 4 bobinas respectivamente.

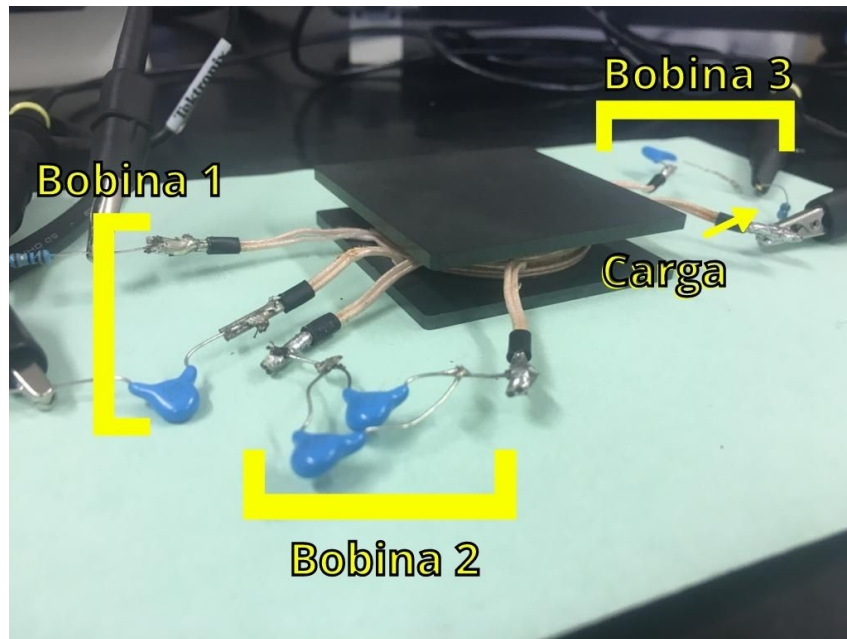
Figura 14 – Configuração do experimento no sistema com 2 bobinas.



Fonte: Autoria própria

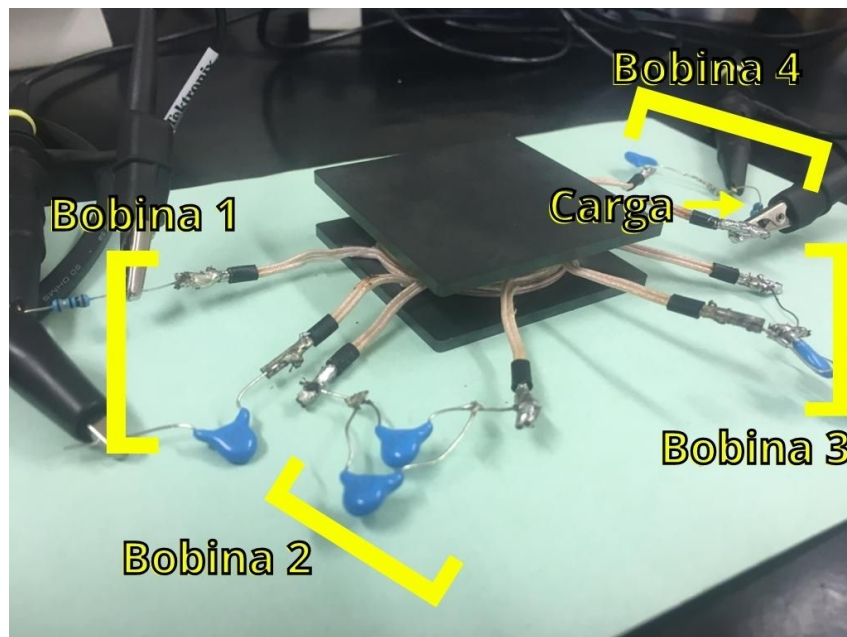
Um segundo experimento ficou por conta da replicação do experimento anterior, porém com carne de porco simulando o meio de transmissão, diferente do anterior que utiliza o ar. O objetivo da carne de porco é simular o tecido humano, ou seja, este possibilita a obtenção de

Figura 15 – Configuração do experimento no sistema com 3 bobinas.



Fonte: Autoria própria

Figura 16 – Configuração do experimento no sistema com 4 bobinas.



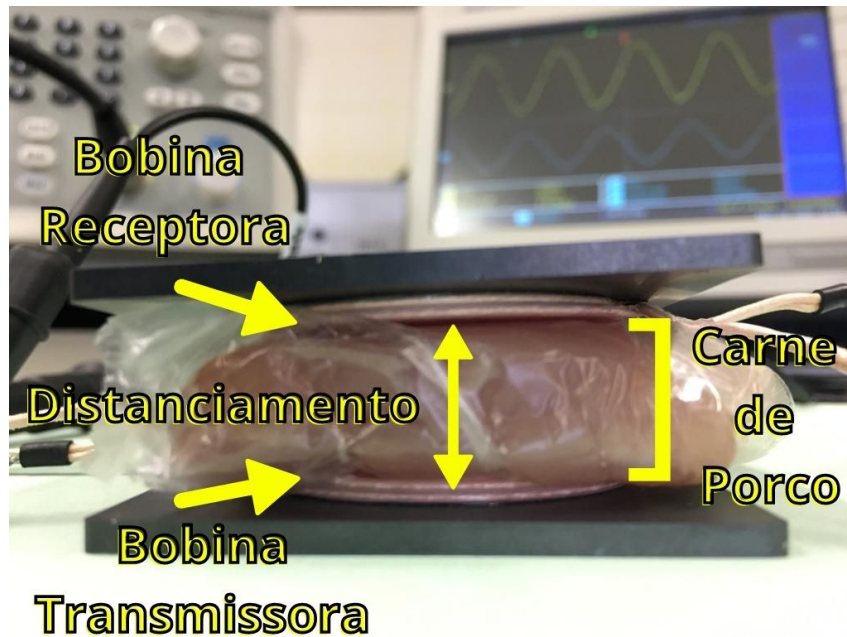
Fonte: Autoria própria

valores mais aproximados dos que os que teríamos com a realização de testes *in-vivo*. A Figura 17 apresenta o distanciamento realizado com a carne.

A Figura 18 apresenta os pedaços de carne de porco elaborados para cada distância do experimento.

Foi também realizado um experimento para comparar o fator de acoplamento k entre

Figura 17 – Distanciamento entre as bobinas transmissora e receptora realizado com carne de porco.



Fonte: Autoria própria

Figura 18 – Apresentação dos pedaços de carne preparados para os específicos distanciamentos do experimento.

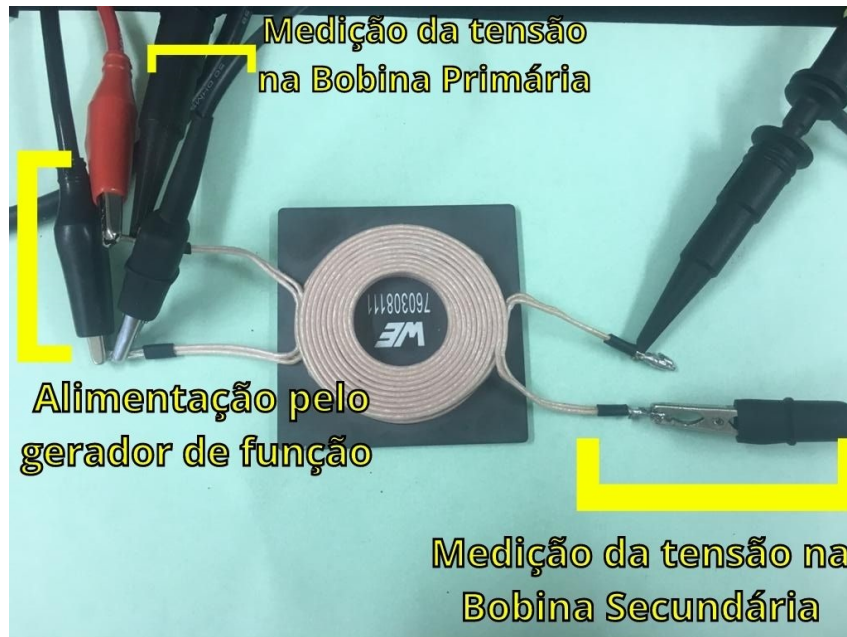


Fonte: Autoria própria

duas bobinas similares. Sendo primeiramente realizado com as duas bobinas com ferrite; depois com apenas uma das bobinas com ferrite; e por último com as duas bobinas sem ferrite. O experimento foi elaborado para analisar o comportamento do ferrite acoplado às bobinas, e como ele interfere no acoplamento magnético do conjunto e, conseqüentemente, sua eficiência na transmissão.

A Figura 19 mostra como foram realizadas as medições para o cálculo do k .

Figura 19 – Configuração utilizada para medição das tensões nas bobinas primária e secundária para cálculo do coeficiente de acoplamento magnético.



Fonte: Autoria própria

Para este tipo de aplicação é interessante medir o coeficiente de acoplamento k com relação à distância entre as bobinas. Dessa forma a bobina primária foi excitada pelo gerador de funções a uma frequência de 10 kHz. Esta frequência foi utilizada pois, para a obtenção do k , o sistema deve ser excitado em baixas frequências, afim de reduzir a influência das capacitâncias parasitas das bobinas (ABATTI *et al.*, 2015).

Essa frequência foi utilizada de acordo com o trabalho de Abatti *et al.* (2015), onde os autores utilizaram a mesma frequência para medição do k e utilizaram os dados obtidos para aplicar nos cálculos com uma frequência de 589 kHz. No caso do presente trabalho a diferença entre as frequências de medição do k e de operação dos sistemas é maior, porém a frequência de 10 kHz continua sendo aplicável.

Foi realizado então um teste para comparar a influência do ferrite acoplado às bobinas. Para isso o teste foi realizado em 3 etapas. A primeira delas constava com ambas bobinas primária e secundária acopladas ao ferrite. A segunda etapa foi realizada com ambas as bobinas sem ferrite. Já a terceira etapa foi realizada com a bobina primária com ferrite e a secundária sem o mesmo.

Para o cálculo do k nas duas primeiras etapas foi realizada uma manipulação na Equação 18, pois como o teste foi realizado com bobinas idênticas que possuem o mesmo valor de

indutância, esta equação pode ser simplificada em:

$$k = \frac{V_2}{V_1}, \quad (37)$$

já para terceira etapa o k foi calculado através da Equação 18, visto que neste caso as bobinas apresentam indutâncias diferentes entre elas, fazendo com que seja necessária a utilização das indutâncias durante o cálculo do k , por isso a utilização da equação completa.

Portanto, para o levantamento das indutâncias da bobina sem ferrite foram realizadas algumas medições com o auxílio de um multímetro RMS verdadeiro modelo ET-2082E. As medições foram realizadas na mesma frequência em que o teste para obtenção do k foi realizado (10 kHz), e com a distância entre a bobina sem ferrite e com ferrite variando entre 0 e 10 mm.

Para realização dos experimentos de comparação foram utilizadas bobinas comerciais da empresa alemã Würth Elektronik, sob o código de referência 760308111. Essas bobinas foram fabricadas na configuração panqueca, o que possibilita aplicações interessantes para DMI. Os principais parâmetros dessas bobinas, com o ferrite, podem ser observados na Tabela 2.

Tabela 2 – Principais parâmetros da bobina WE760308111.

Propriedades	Valores
Indutância	6,3 μ H
Fator de qualidade (Q)	80
Frequência de autorressonância	9 MHz
Diâmetro (interno)	2,1 cm
Diâmetro (externo)	4,2 cm
Diâmetro do fio de Litz	1,5 mm
Resistência	2,42 Ω
Número de espiras	10 espiras por enrolamento
Forma de enrolamento	Duplo

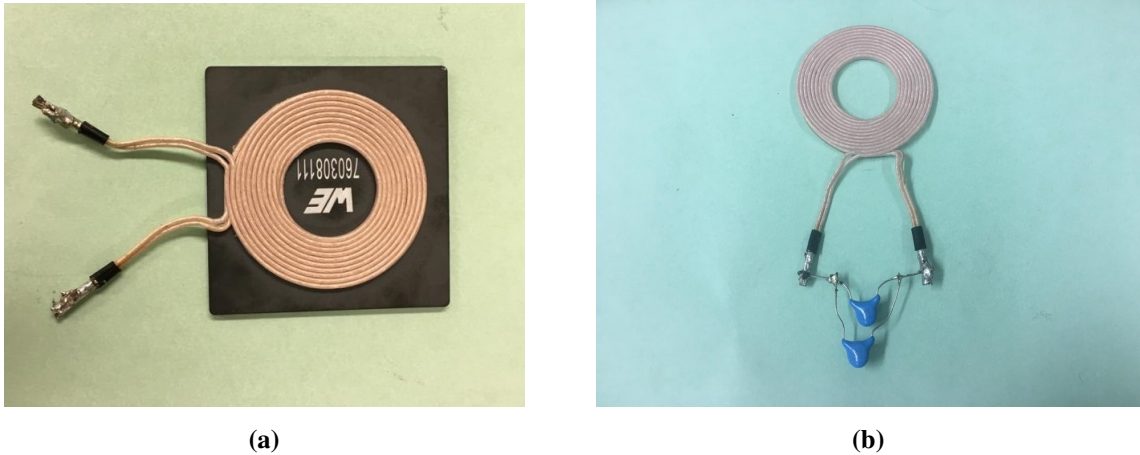
Fonte: Autoria própria

Este modelo de bobina teve sua frequência de ressonância obtida através de um analisador de impedâncias HP4294A. Tal bobina pode ser observada na Figura 20, onde são apresentadas a bobina com ferrite e a bobina sem ferrite sintonizada com capacitores cerâmicos.

Os resultados obtidos são da eficiência global de cada sistema, como apresentado na Equação 38. Já as eficiências teóricas foram calculadas através das Equações 22, 27 e 36. Dessa forma, sendo sempre o mesmo tipo de eficiência trabalhado nos gráficos, fica válida a comparação entre seus resultados.

$$\eta(\%) = \left(\frac{P_L}{P_G} \right) 100. \quad (38)$$

Figura 20 – Foto da bobina WE760308111. Sendo: (a) Bobina acoplada ao ferrite sem estar sintonizada na frequência utilizada e (b) Bobina que teve o ferrite removido e foi sintonizada com capacitores.



Fonte: Autoria própria

Em comparação à eficiência global, a eficiência no *link* normalmente é melhor, visto que esta faz uma relação direta entre a potência entregue à carga e a potência transmitida pela bobina transmissora, ou seja, neste cálculo são desprezados todos os outros componentes do conjunto e suas respectivas perdas, aumentando assim significativamente a eficiência encontrada.

O cálculo para a eficiência no *link* pode ser encontrado na Equação 39.

$$\eta_{Link}(\%) = \left[\left(\frac{P_L}{P_G} \right) - P_{RG} \right] 100, \quad (39)$$

sendo P_{RG} a potência dissipada no gerador em sua resistência interna de 50Ω .

Essas duas diferentes maneiras de calcular a eficiência do conjunto são frequentemente encontradas na literatura. Por isso é importante sempre se manter atento à maneira que os autores calcularam a eficiência, pois são parâmetros essenciais para a análise da funcionalidade de um sistema (SHADID; NOGHANIAN, 2018).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos nos experimentos e simulações realizados. Os parâmetros dos experimentos são novamente apresentados para auxiliar na comparação dos resultados no presente capítulo. O presente capítulo também possui o objetivo de apresentar as discussões sobre os resultados obtidos.

Foram realizados experimentos para comparar sistemas com 2, 3 e 4 bobinas, o qual tem seus resultados apresentados e discutidos na sequência deste capítulo. Já os resultados teóricos, foram calculados através das equações apresentadas no Capítulo 2 e também foram criados os respectivos circuitos no *software* de simulação Qucs, onde foi possível simular os resultados com todos os valores de acoplamento existentes em cada circuito, inclusive os existentes entre as bobinas não adjacentes.

Nas simulações realizadas os componentes utilizados foram de modelos ideais de indutores, capacitores e resistores, ou seja, uma parte dos erros existentes entre os valores medidos e simulados pode derivar dessa questão, visto que diferentemente das simulações os experimentos utilizam modelos reais de componentes, mas com tolerâncias específicas para cada componente que não foram consideradas nas simulações. Ainda sobre as simulações vale informar que suas topologias seguiram basicamente os esquemáticos apresentados na Figura 6.

4.1 EXPERIMENTO PARA ANÁLISE DA INTERFERÊNCIA DO FERRITE NO COEFICIENTE DE ACOPLAMENTO MAGNÉTICO

Conforme foi apresentado no Capítulo 3, as medições da indutância em diferentes distâncias foram definidas pois o ferrite de uma bobina afeta na indutância da que está sem o ferrite, por isso a importância de medir em cada distância e colocar as indutâncias em suas respectivas distâncias no cálculo do k .

A Tabela 3 apresenta as indutâncias observadas neste experimento.

Dessa forma, através das Equações 18 e 37 foi possível calcular o k das 3 etapas, o resultado pode ser observado na Figura 21.

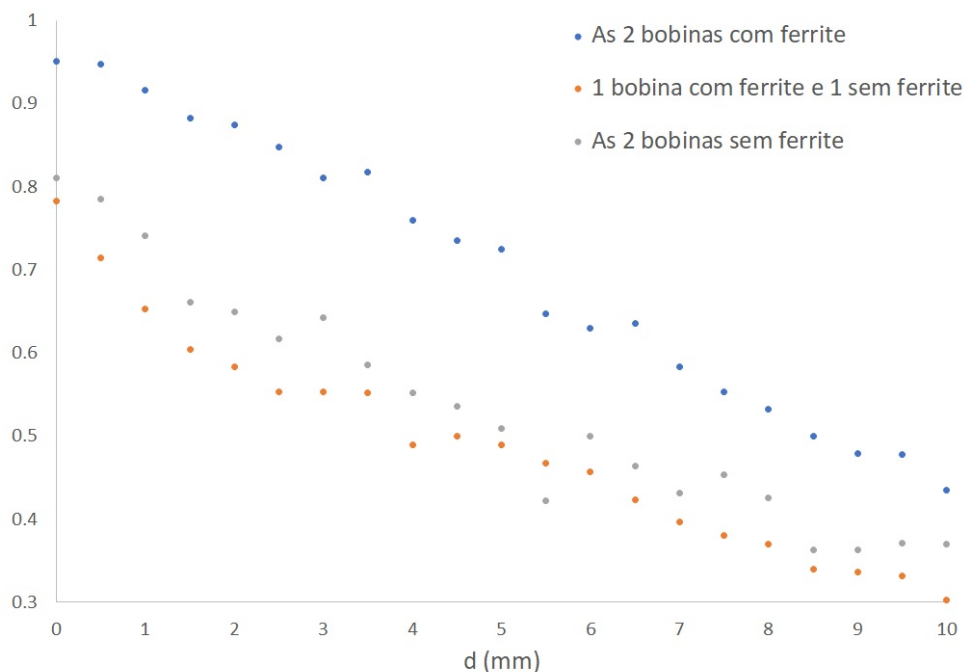
De acordo com a Figura 21, foi possível notar que o ferrite de fato contribuiu para uma melhoria no fator de acoplamento nas bobinas utilizadas neste trabalho, desde que as 2 bobinas possuam ferrite. Para uma visualização mais clara do quanto a utilização do ferrite contribui para

Tabela 3 – Indutâncias medidas na bobina sem ferrite com a sua distância até a bobina com ferrite sendo variada.

Distância (mm)	Indutância (μH)
0	6
1	6
2	5,5
3	7
4	8
5	7,5
6	6
7	5
8	5
9	5
10	5

Fonte: Autoria própria

Figura 21 – Resultados do teste para medição do k .



Fonte: Autoria própria

a melhoria do k , é apresentada uma comparação com a porcentagem de aumento do k entre as 2 bobinas com ferrite sobre as outras duas situações. Esta comparação pode ser observada na Tabela 4.

De acordo com a Tabela 4 foi possível notar que o maior aumento foi de 58,15% ao se utilizar ferrite nas duas bobinas em vez de em apenas uma. Tal aumento foi encontrado quando as bobinas estavam 4 mm distantes uma da outra. O fato do maior aumento ter ocorrido nesta distância pode ser por dois motivos. O primeiro deles é que esta distância seria o d ótimo para as condições utilizadas, sendo assim o ponto onde o acoplamento seria o melhor possível. Já o

Tabela 4 – Porcentagem de aumento do k quando utilizado ferrite nas 2 bobinas.

d (mm)	Aumento obtido com o uso do ferrite nas 2 bobinas se comparado à situação de apenas 1 bobina com ferrite (%)	Aumento obtido com o uso do ferrite nas 2 bobinas se comparado à situação das 2 bobinas sem ferrite (%)
0	21,54	17,38
1	40,36	23,64
2	46,61	34,62
3	50,51	26,05
4	58,15	37,62
5	53,69	42,55
6	38,01	26,01
7	44,01	35,33
8	45,67	24,88
9	38,15	31,91
10	41,44	17,29

Fonte: Autoria própria

segundo motivo seria basicamente por um erro na medição, visto que as medições para este tipo de análise são muito sensíveis.

4.2 EXPERIMENTO PARA COMPARAÇÃO DE SISTEMAS COM DUAS, TRÊS E QUATRO BOBINAS

Foram realizados diversos testes com conjuntos com as mesmas bobinas, porém testes em conjuntos com 2, 3 e 4 bobinas. O intuito deste experimento foi o de realizar uma comparação entre os diferentes conjuntos, afim de definir qual melhor se encaixa para aplicação desejada, com base em sua eficiência na transmissão.

Os dados medidos no osciloscópio são comparados aos dados obtidos através das equações e através de simulações de circuito realizadas no *software* Qucs. Para a realização das simulações e cálculos teóricos foram utilizados os valores dos acoplamentos magnéticos medidos com ajuda do osciloscópio, como explicado no experimento anterior. Por isso as curvas apresentam alguns comportamentos irregulares pois, se fossem calculadas com os coeficientes magnéticos teóricos, apresentariam curvaturas mais suaves. Ou seja, essas irregularidades são reflexo das pequenas variações que podem ocorrer na medição do k prático, variações essas que não afetam significativamente nos resultados obtidos.

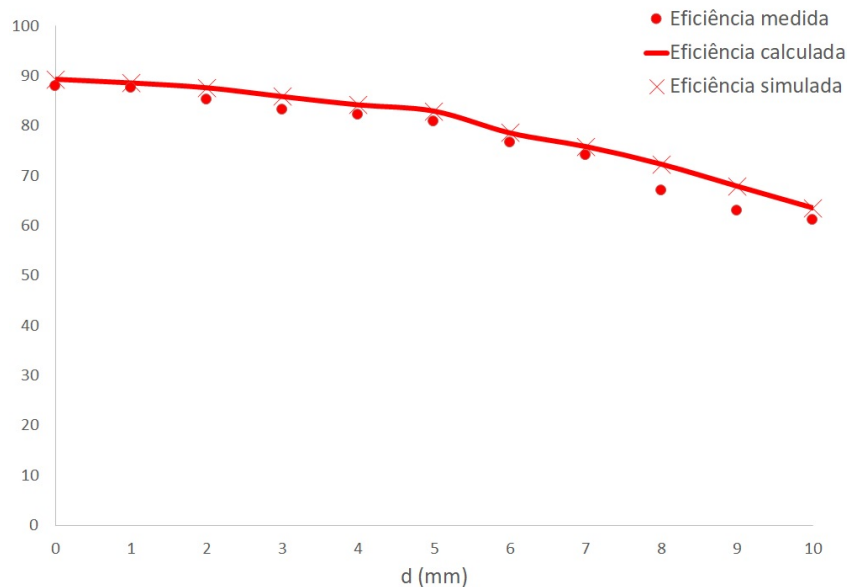
As equações utilizadas não consideram os acoplamentos entre as bobinas não adjacentes, portanto apresentam grandes erros, principalmente no sistema de 4 bobinas, o qual possui 3 acoplamentos entre bobinas não adjacentes e que não são considerados nas equações apresentadas.

Os resultados são novamente apresentados em gráficos de dispersão, onde fica fácil notar as pequenas diferenças entre os valores medidos e calculados, diferenças estas que não comprometem a validação da análise. Essa comparação entre os dois é importante pois valida os dados experimentais, visto que ficaram próximos aos dados teóricos. Os resultados apresentados nos gráficos são da eficiência global de cada sistema.

Os experimentos foram realizados de acordo com as configurações apresentadas no Capítulo 3. Ou seja, no caso dos sistemas com 2 bobinas, ambas possuíam ferrite. Já no caso dos sistemas com 3 bobinas, a primeira e a terceira bobina possuíam ferrite, já a bobina intermediária foi utilizada sem ferrite. Por fim, no caso dos sistemas com 4 bobinas, a primeira e a quarta bobina possuíam ferrite, enquanto as duas bobinas intermediárias foram utilizadas sem o ferrite.

A Figura 22 apresenta os dados do experimento realizado com o conjunto com 2 bobinas WE760308111 operando na frequência de 2,1 MHz e com uma carga de 10 Ω .

Figura 22 – Conjunto de 2 bobinas e carga de 10 Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



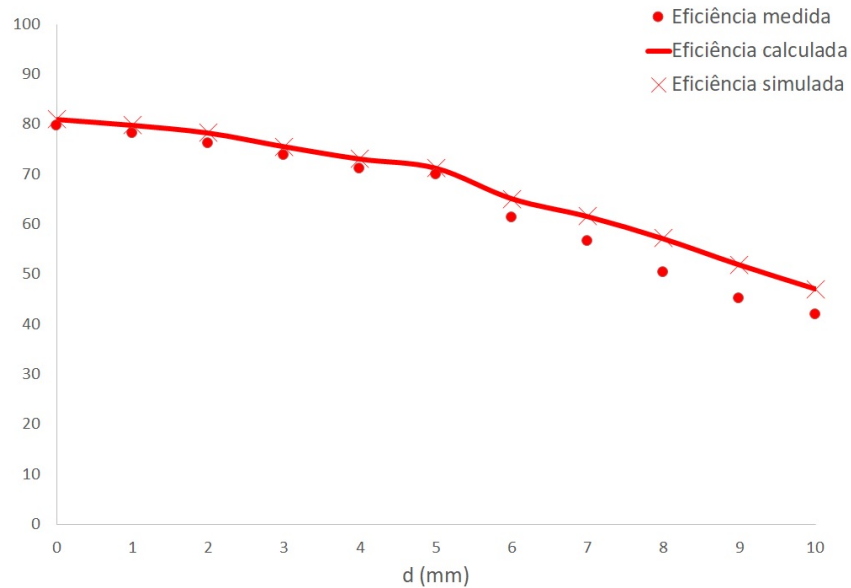
Fonte: Autoria própria

Na sequência, o teste foi realizado com os mesmos parâmetros mas com uma carga de 22 Ω . O intuito deste aumento de carga é de observar a correlação existente entre a carga e a eficiência, de forma a estabelecer o quanto a primeira influencia na segunda. A Figura 23 apresenta os resultados para 22 Ω .

Também foram realizados testes com cargas maiores de 47 Ω e 100 Ω . Seus respectivos resultados podem ser observados nas Figuras 24 e 25.

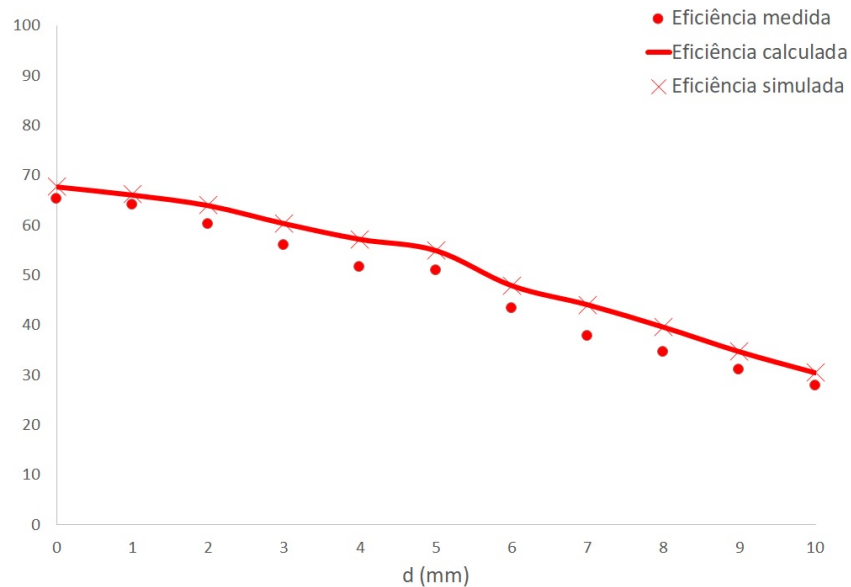
Após a análise dos resultados, foi possível constatar que, nestes casos específicos, o

Figura 23 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 22Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

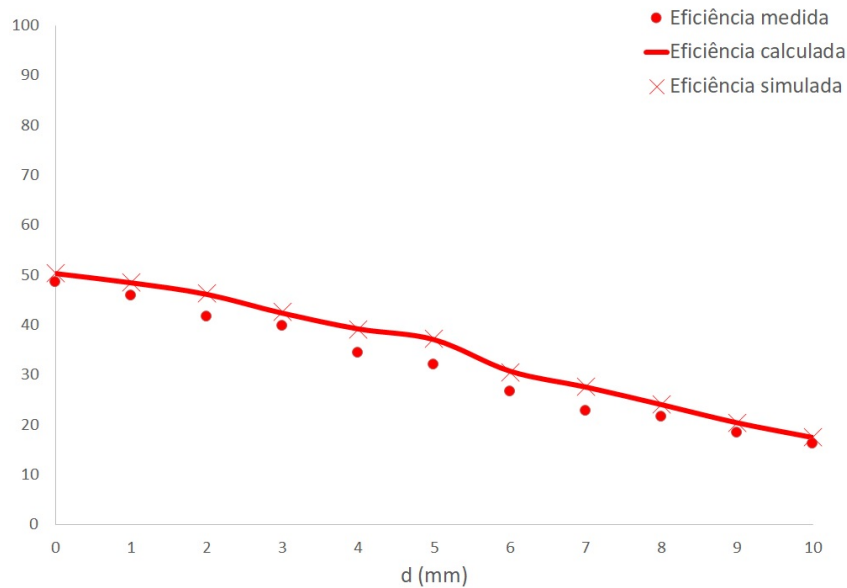
Figura 24 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 47Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

aumento da carga influencia negativamente na eficiência de transmissão do conjunto. Isso ocorre pois uma maior carga demanda uma maior quantidade de energia, e no caso do sistema com 2 bobinas, ele não obteve êxito ao fornecer a maior quantidade de energia necessária para cada carga, por isso a eficiência caiu. Apesar de não ser uma grande influência, de acordo com os valores de carga utilizados, é importante levar isso em conta no desenvolvimento de aplicações com WPT. Ou seja, não basta apenas analisar a eficiência do conjunto em si, mas como a

Figura 25 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 100Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

eficiência se comporta de acordo com a carga que deve alimentar.

No caso dos conjuntos com 3 e 4 bobinas, diversas abordagens poderiam ser analisadas, uma vez que se pode variar a distância apenas entre 2 bobinas e manter as outras fixas, variar a primeira e a segunda distância, enfim várias opções poderiam ser escolhidas.

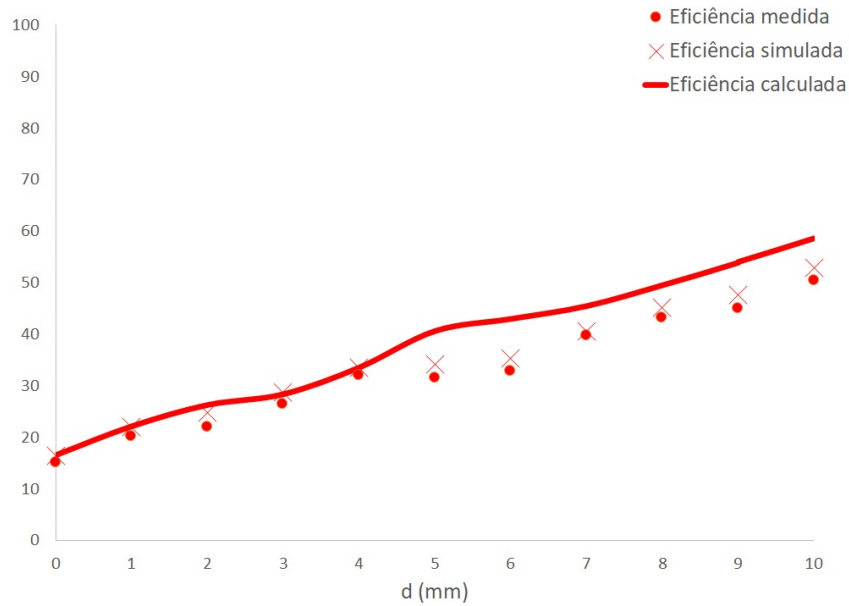
Para o caso deste trabalho, no sistema de 3 bobinas foi escolhido deixar a distância entre a primeira e a segunda bobina fixa em 0 mm e ir variando a distância entre a segunda e a terceira bobina. Os resultados para a carga de 10Ω podem ser observado na Figura 26.

Já os resultados do conjunto com 3 bobinas com carga de 22, 47 e 100Ω podem ser observados respectivamente nas Figuras 27, 28 e 29.

Foi possível observar que nesta aplicação o sistema 3 bobinas apresentou menores eficiências nas menores distâncias, porém a eficiência foi aumentando em distâncias maiores, demonstrando com clareza o efeito da bobina repetidora. Isso ocorre pois nas menores distâncias o coeficiente de acoplamento entre as bobinas não adjacentes é relativamente alto, afetando negativamente na eficiência do sistema. Já neste sistema a eficiência aumentou de acordo com a carga, ou seja, ele deu conta de suprir a maior quantidade de energia demandada por cada carga e, para as cargas utilizadas neste trabalho, conseguiu até oferecer melhores eficiências.

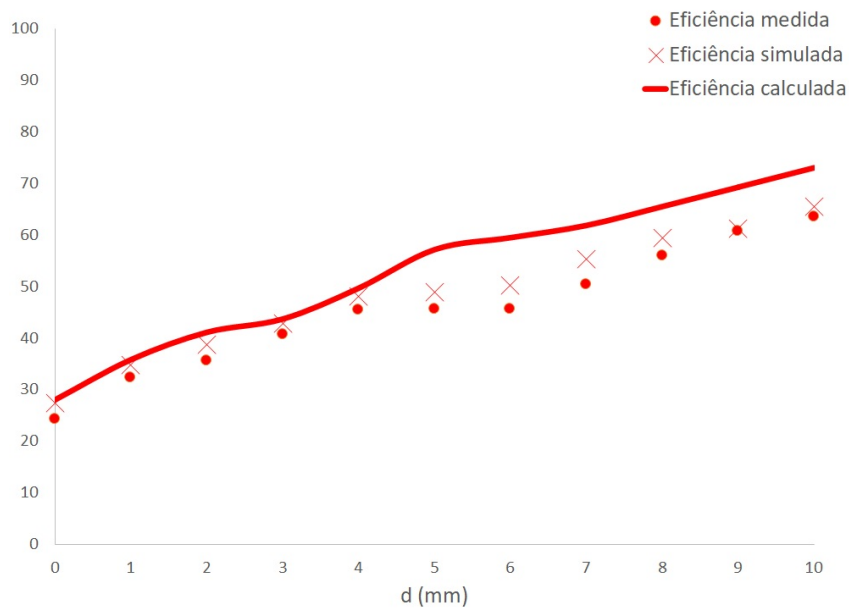
Já para o caso do sistema com 4 bobinas, a distância entre a primeira e a segunda bobina e a distância entre a terceira e a quarta bobina permaneceram fixas em 0 mm. E para a análise do comportamento do sistema ao longo de diferentes d , a distância entre a segunda e a terceira

Figura 26 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 10Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

Figura 27 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 22Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.

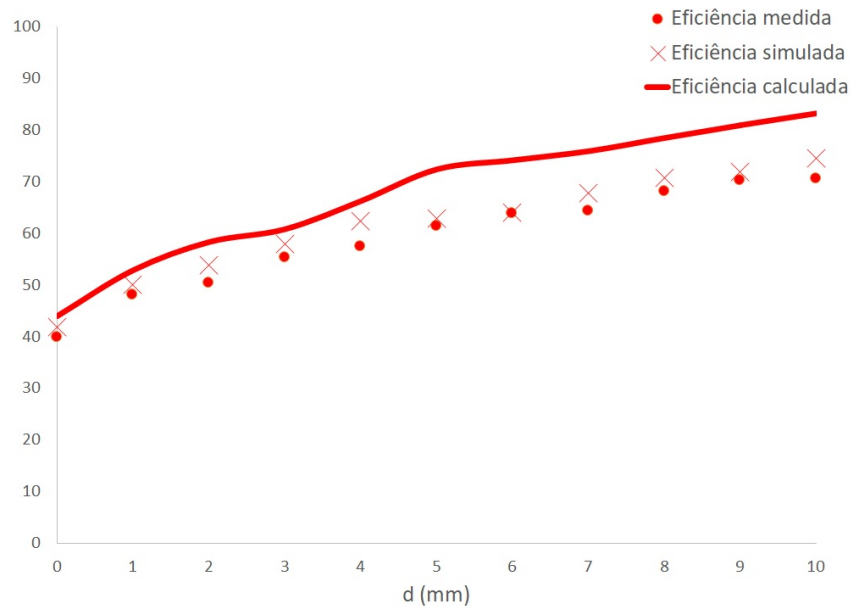


Fonte: Autoria própria

bobina foi variando ao longo do experimento. A Figura 30 apresenta as eficiências do conjunto com 4 bobinas ao alimentar uma carga de 10Ω .

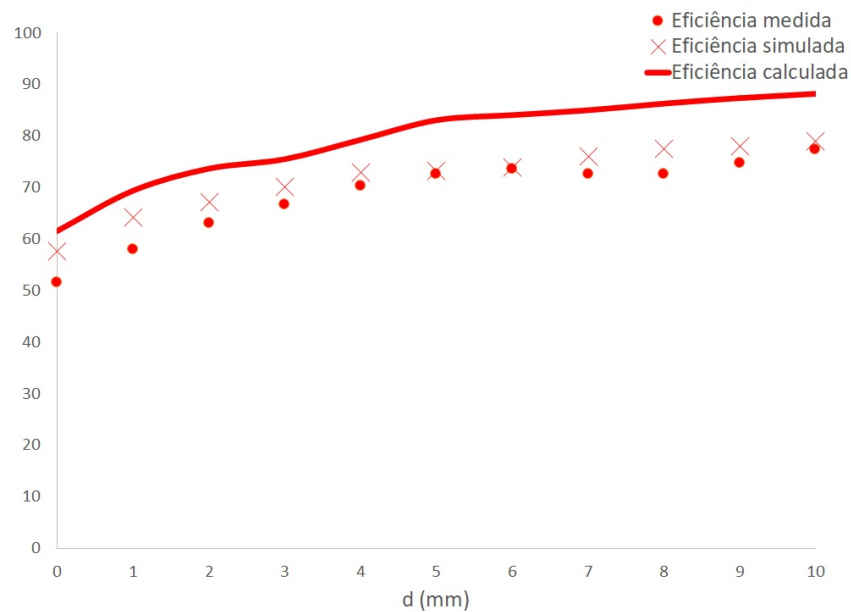
Com o aumento das cargas a serem alimentadas, é possível observar o decaimento da eficiência, demonstrando que a eficiência é inversamente proporcional ao aumento da carga, devido ao mesmo motivo citado no sistema com 2 bobinas, onde tal sistema não está sendo capaz

Figura 28 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 47Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

Figura 29 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 100Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



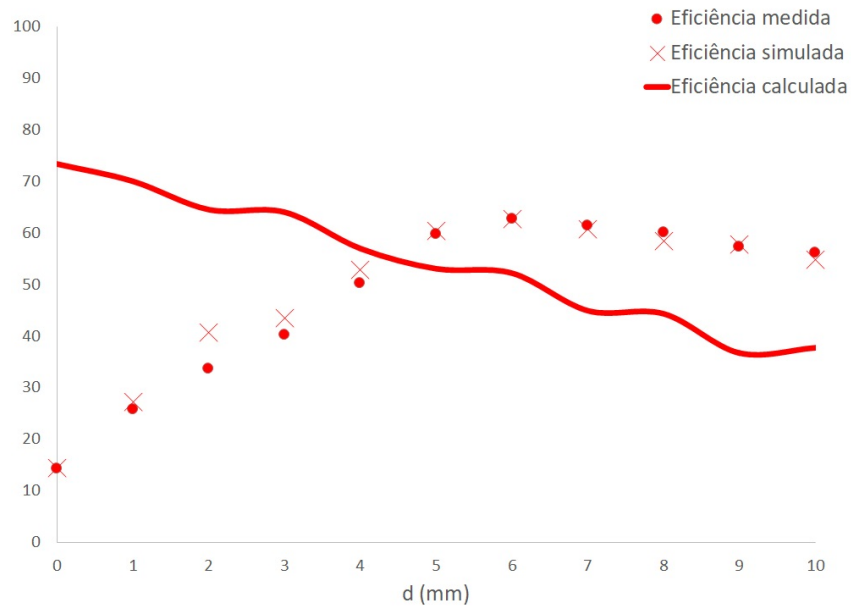
Fonte: Autoria própria

de oferecer a energia necessária demandada pelo aumento da carga. Como pode ser observado na Figura 31 que demonstra as eficiências para uma carga de 22Ω .

Para complementar a análise das eficiências do conjunto de 4 bobinas, são apresentados os gráficos de eficiência para cargas 47Ω e 100Ω , respectivamente contidos nas Figuras 32 e 33.

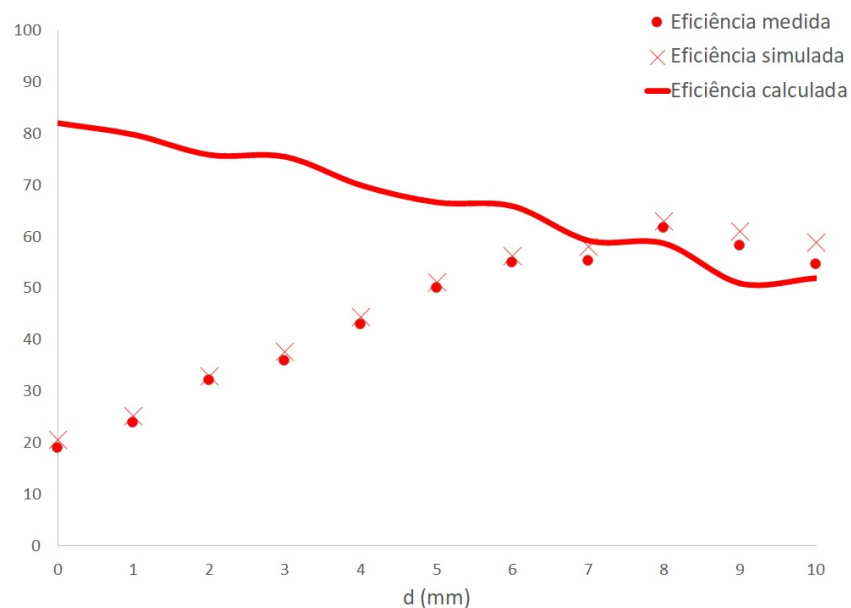
O sistema de 4 bobinas apresentou eficiências menores que os demais, isso se deve

Figura 30 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 10Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

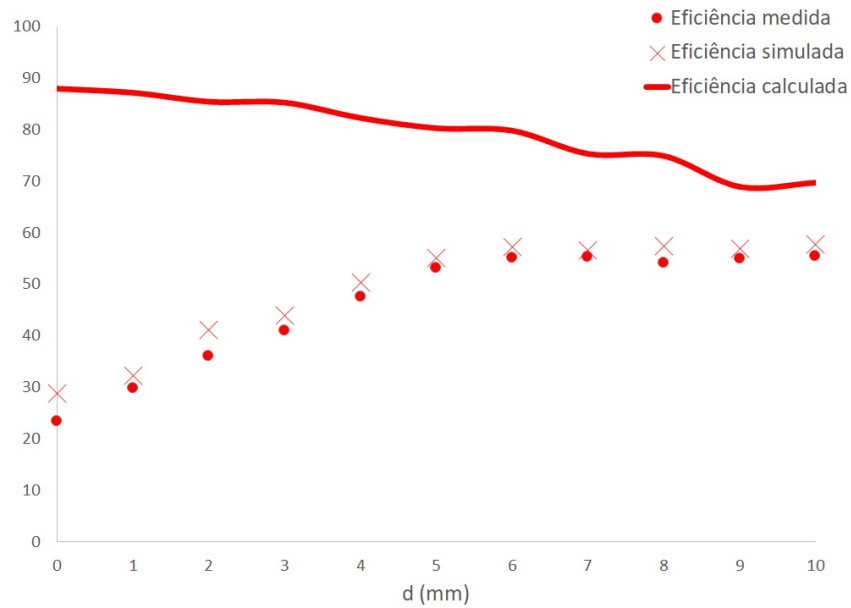
Figura 31 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 22Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

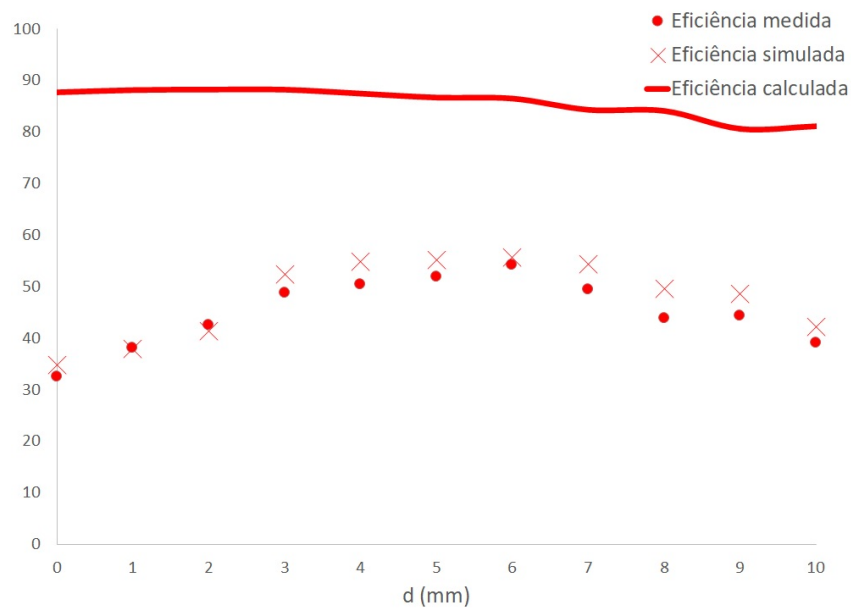
ao fato da quantidade de acoplamentos entre bobinas não adjacentes existentes, os quais em distâncias pequenas como as trabalhadas interferem negativamente na funcionalidade do sistema, resultando assim em grandes perdas na transmissão e, conseqüentemente, menores eficiências. Também foi possível notar grandes erros com relação aos resultados calculados nos sistemas com 4 bobinas, isso se dá por conta das equações utilizadas não levarem em conta os acoplamentos

Figura 32 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 47Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

Figura 33 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 100Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo o ar como meio de transmissão.



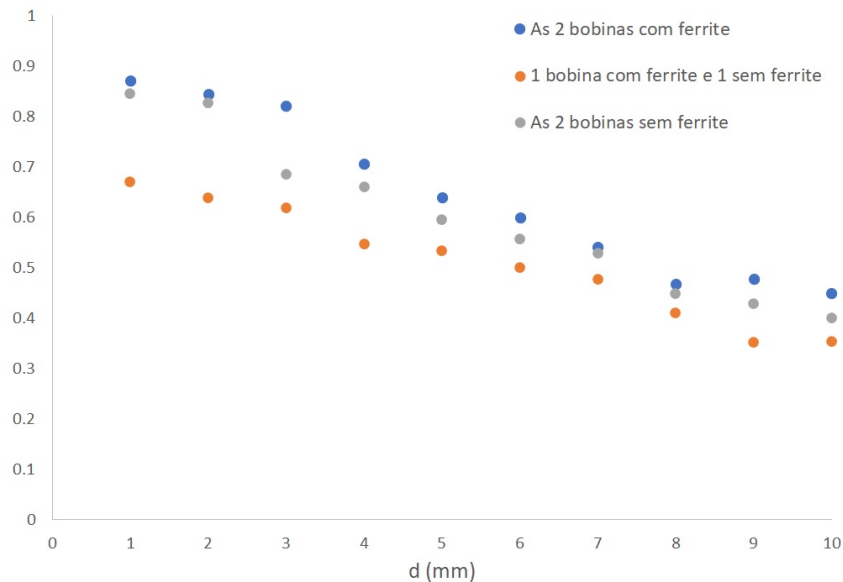
Fonte: Autoria própria

entre bobinas não adjacentes.

4.3 EXPERIMENTO PARA COMPARAÇÃO DE SISTEMAS COM DUAS, TRÊS E QUATRO BOBINAS, UTILIZANDO CARNE DE PORCO COMO MEIO DE TRANSMISSÃO

Também foram realizados experimentos e simulações para os conjuntos com 2, 3 e 4 bobinas com as mesmas condições apresentadas anteriormente, porém dessa vez com a utilização de carne de porco como meio de transmissão, no objetivo de simular o tecido biológico humano. Para o cálculo teórico deste experimento foram realizadas novas medições do k , desta vez com a carne de porco entre os acoplamentos. Dessa forma, é possível validar o presente experimento, visto que são consideradas as perdas devido à carne tanto no cálculo das medições, quanto nos cálculos teóricos. O gráfico dos valores de k com a carne pode ser observado na Figura 34.

Figura 34 – Resultados do teste para medição do k com carne de porco.



Fonte: Autoria própria

A Tabela 5 apresenta os valores de k nas 3 situações analisadas com o ar como meio de transmissão e nas 3 situações com carne de porco. Seu objetivo é apresentar todos os valores de k medidos e que foram utilizados nos cálculos teóricos e nas simulações

A análise da Tabela 5 é interessante para comparar a diferença na eficiência devido ao uso da carne e como isso realmente afeta no acoplamento utilizado. Com o auxílio da Tabela 5, é possível notar que, entre as bobinas com ferrite, o k no ar é maior na maioria das distâncias. Já para as outras duas situações, o k é melhor quando utilizada a carne de porco como meio de transmissão, mesmo assim, pela importância do acoplamento entre as bobinas externas a eficiência tende a cair com a carne de porco, como pode ser observado na sequência deste

Tabela 5 – Valores de k para todas as situações analisadas.

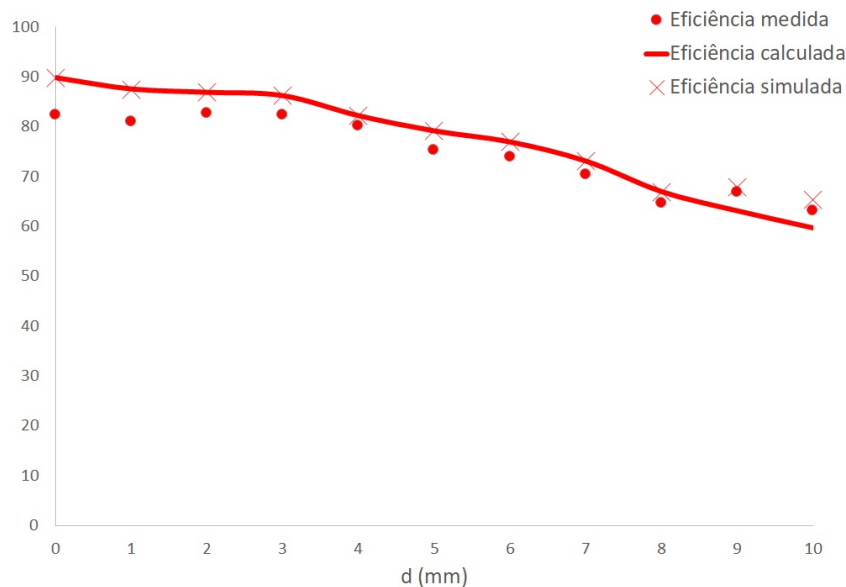
d(mm)	2 bobinas com ferrite (ar)	2 bobinas com ferrite (carne)	1 bobina com ferrite e 1 sem ferrite (ar)	1 bobina com ferrite e 1 sem ferrite (carne)	2 bobinas sem ferrite (ar)	2 bobinas sem ferrite (carne)
0	0,9512	X	0,7826	X	0,8103	X
1	0,9167	0,8709	0,6531	0,6704	0,7413	0,8461
2	0,875	0,8448	0,5968	0,6395	0,65	0,8269
3	0,8103	0,8214	0,5383	0,6191	0,6428	0,6851
4	0,7592	0,7058	0,4801	0,5476	0,5517	0,6603
5	0,7254	0,64	0,4721	0,5348	0,5089	0,5961
6	0,63	0,6	0,4565	0,4998	0,5	0,5566
7	0,5833	0,5416	0,4051	0,4772	0,4311	0,5286
8	0,5319	0,4681	0,3651	0,4107	0,4259	0,4488
9	0,4787	0,4777	0,3465	0,3522	0,3629	0,4292
10	0,4348	0,4505	0,3073	0,3546	0,3706	0,4

Fonte: Autória própria

trabalho.

Para concluir as comparações são apresentados os gráficos das eficiências com a carne de porco. A Figura 35 apresenta a eficiência do conjunto de 2 bobinas sob as condições citadas e alimentando uma carga de 10Ω .

Figura 35 – Conjunto de 2 bobinas e carga de 10Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.

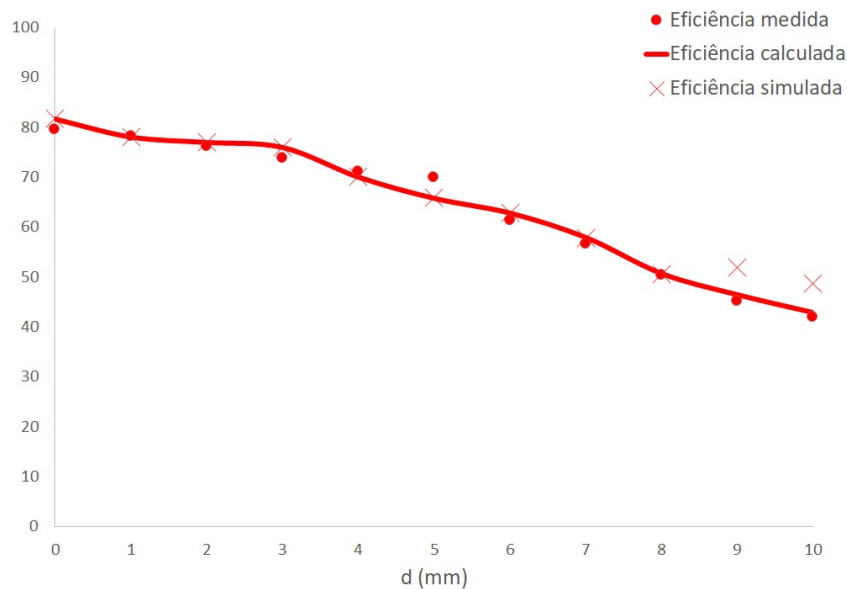


Fonte: Autoria própria

Foram realizadas comparações entre os valores de simulação entre as situações com ar e com carne de porco, os valores de simulação são utilizados aqui por se tratarem de valores mais constantes e que levam em consideração todos os fatores de acoplamento envolvidos. No caso do sistema de 2 bobinas com a carga de 10Ω , a eficiência foi em média 2,37% menor quando utilizada a carne de porco como meio de transmissão.

Assim como no experimento anterior, que tinha o ar como meio de transmissão, o experimento atual possui outras comparações a serem realizadas, como a relação entre a eficiência e o aumento de carga. Esta relação foi preservada mesmo com a utilização da carne, no sistema com 2 bobinas, que novamente não obteve êxito ao oferecer o aumento de energia demandado de acordo com o aumento da carga. A Figura 36 apresenta as eficiências do conjunto ao alimentar uma carga de 22Ω .

Figura 36 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 22Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

Para o sistema de 2 bobinas com a carga de 22Ω , a eficiência foi em média 3,78% menor quando utilizada a carne de porco como meio de transmissão.

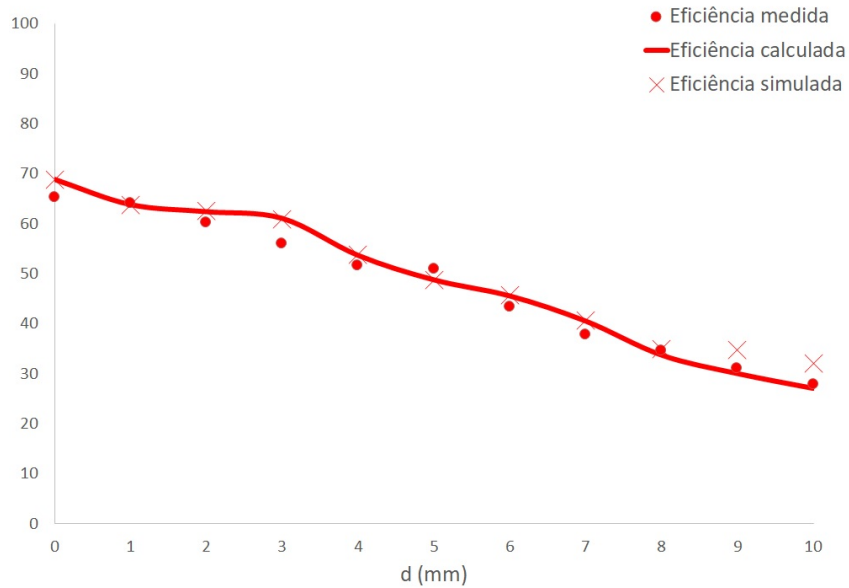
Portanto, para finalizar esta etapa da análise, foram realizados experimentos e simulações com este conjunto alimentando cargas de 47Ω e 100Ω , e os resultados dos mesmos podem ser observados nas Figuras 37 e 38, respectivamente.

Já para os casos com 2 bobinas e com as cargas de 47Ω e 100Ω , as eficiências foram, em média, 5,05 e 6,99% menores quando comparadas ao sistema sem a carne de porco, respectivamente.

Com a utilização da carne também foi desenvolvida uma análise para comparar as eficiências nos conjuntos com 3 e 4 bobinas, além do de 2 bobinas já apresentado. Os resultados do sistema com 3 bobinas ao alimentar uma carga de 10Ω pode ser observado na Figura 39.

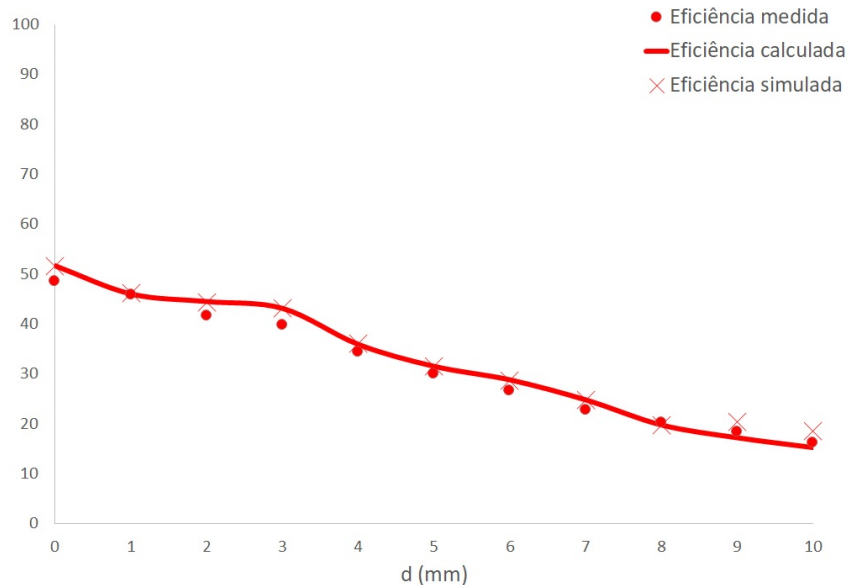
No caso do sistema de 3 bobinas com a carga de 10Ω , a eficiência foi em média 5,09% menor quando utilizada a carne de porco como meio de transmissão.

Figura 37 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 47Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

Figura 38 – Conjunto de 2 bobinas com carga de 100Ω , com a distância entre elas variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.

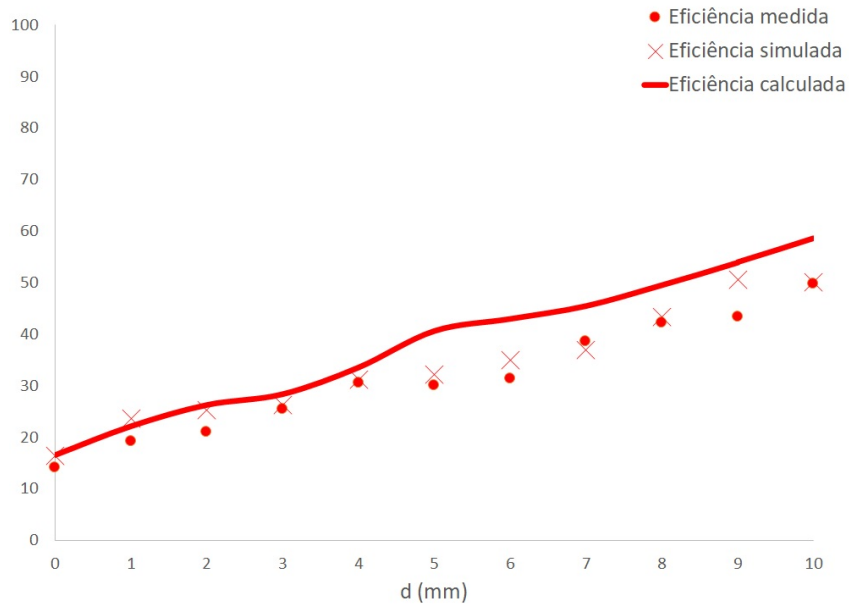


Fonte: Autoria própria

A carga de 22Ω proporciona eficiências um pouco maiores ao sistema do que a carga de 10Ω , comprovando novamente a relação já estabelecida no sistema com 3 bobinas com o ar como meio de transmissão, onde ele é capaz de fornecer a energia necessária devido ao aumento da carga. O gráfico de eficiências para esta carga pode ser observado na Figura 40.

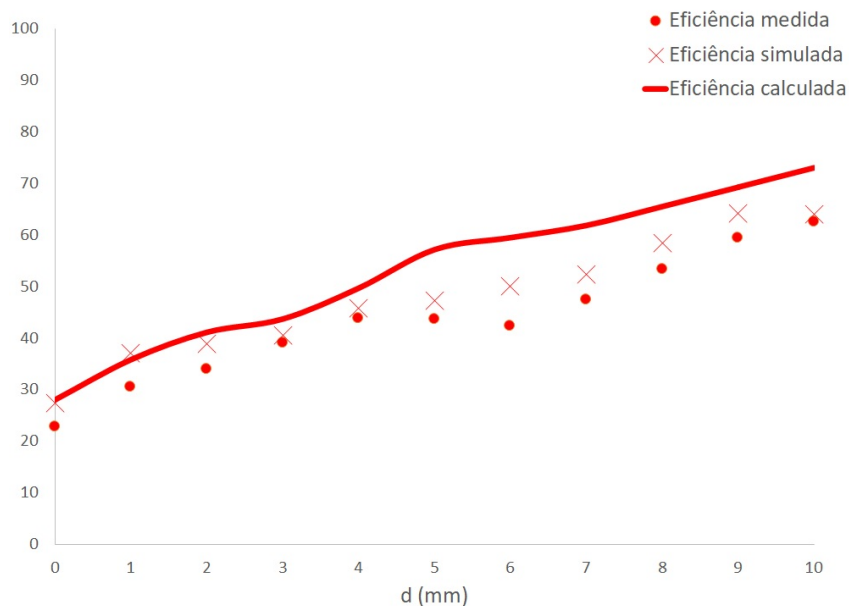
Nesta configuração, para o sistema de 3 bobinas com a carga de 22Ω , a eficiência foi em média 3,21% menor quando utilizada a carne de porco.

Figura 39 – Conjunto de 3 bobinas com carga de $10\ \Omega$, com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

Figura 40 – Conjunto de 3 bobinas com carga de $22\ \Omega$, com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.



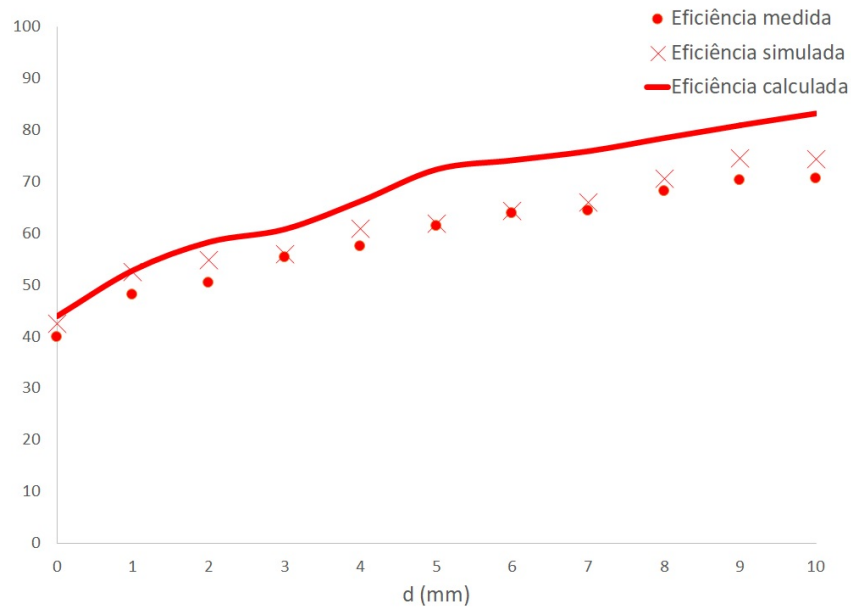
Fonte: Autoria própria

Já os resultados de eficiência para o conjunto de 3 bobinas ao alimentar as cargas de $47\ \Omega$ e $100\ \Omega$ podem ser observados, respectivamente, nas Figuras 41 e 42.

Para as aplicações com 3 bobinas e com as cargas de $47\ \Omega$ e $100\ \Omega$, as eficiências foram em média 2,05 e 1,4% menores quando comparadas ao sistema sem a carne de porco.

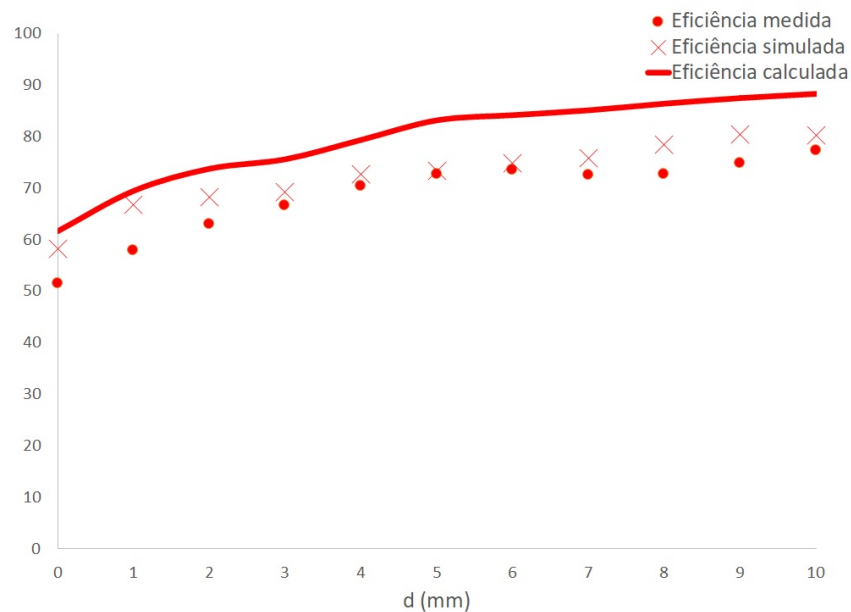
Para finalizar as análises experimentais, foi desenvolvido um conjunto com 4 bobinas

Figura 41 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 47Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

Figura 42 – Conjunto de 3 bobinas com carga de 100Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.

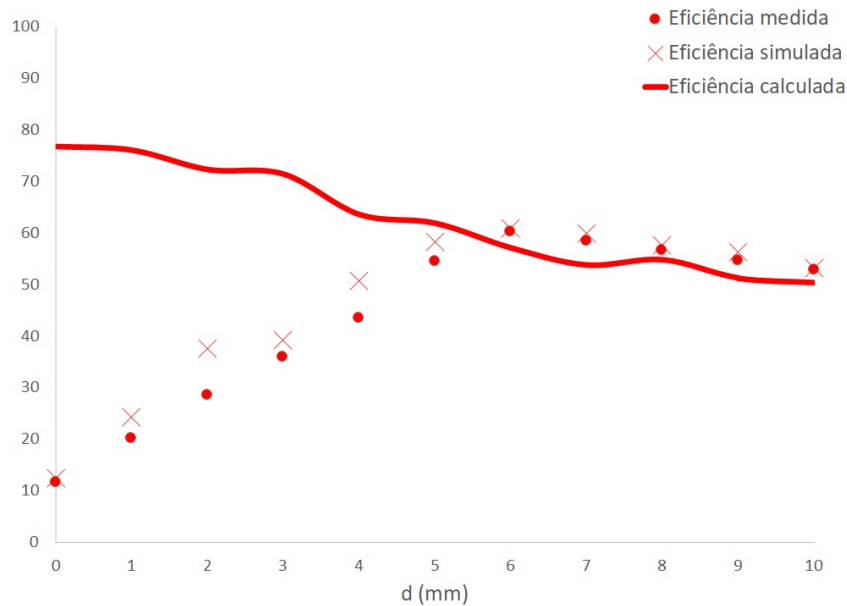


Fonte: Autoria própria

utilizando a carne de porco como meio de transmissão, as carnes utilizadas foram inseridas no *gap* entre a segunda e terceira bobina, e as cargas utilizadas foram os mesmos resistores comerciais já utilizados anteriormente.

A primeira carga utilizada foi a de 10Ω e os valores de eficiência obtidos ao alimentar a mesma podem ser observados na Figura 43.

Figura 43 – Conjunto de 4 bobinas com carga de $10\ \Omega$, com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

No sistema de 4 bobinas alimentando a carga de $10\ \Omega$, a eficiência caiu em média 5,49% na configuração que utilizava a carne de porco.

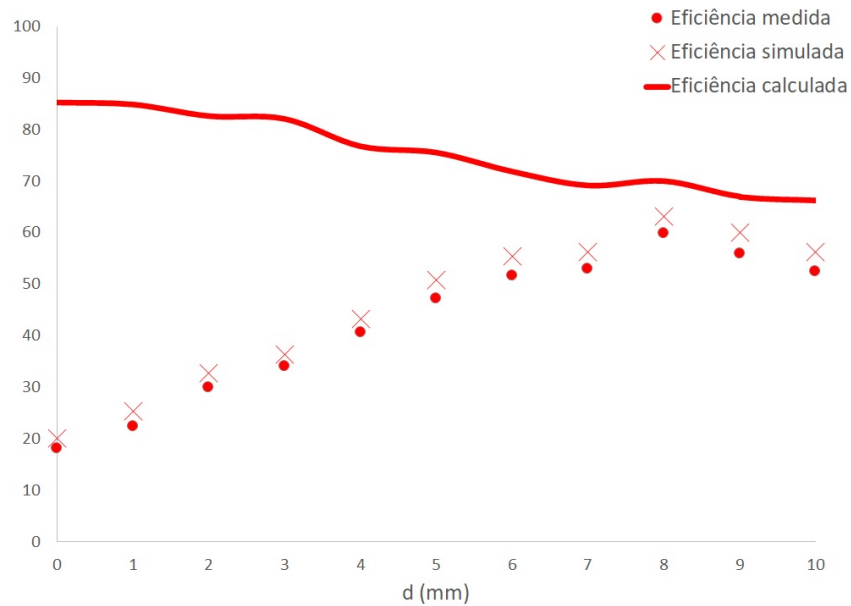
Os resultados para as demais cargas de 22, 47 e 100 ohms podem ser respectivamente encontrados nas Figuras 44, 45 e 46, onde é possível notar que assim como no sistema com 4 bobinas com ar como meio de transmissão, o sistema não foi capaz de fornecer a energia necessária de acordo com o aumento da carga.

Por fim, nos sistemas com 4 bobinas para as cargas de 22, 47 e $100\ \Omega$, as eficiências caíram em média 1,93, 2,17 e 3,54%, respectivamente, quando comparadas ao sistema sem a carne de porco.

Em observação aos resultados de eficiência das simulações e experimentos realizados é possível desenvolver algumas conclusões. A primeira delas a este ponto já é conhecida, sendo a demonstração de que nesta aplicação com o aumento da carga a eficiência tende a decair, mesmo que minimamente nos casos aqui apresentados. Exceto no caso do sistema com 3 bobinas que, nas distâncias trabalhadas, tende a ter eficiências ainda maiores. Isso tende a ocorrer de acordo com o êxito do sistema ao acompanhar ou não o aumento de carga ao fornecer a nova energia demandada. A Figura 47 apresenta essa questão de maneira mais clara.

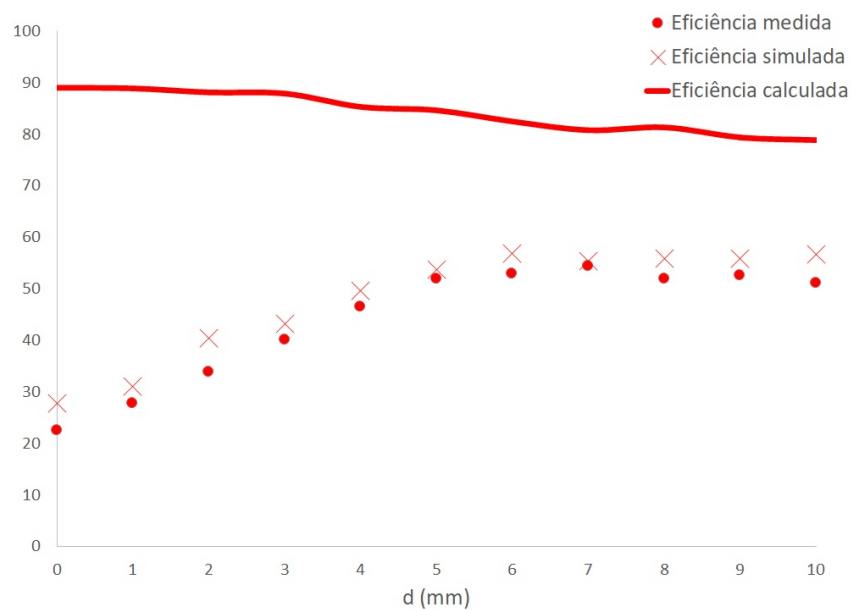
A segunda conclusão é a questão da influência do ferrite que, nos casos avaliados neste trabalho, atua de forma positiva no coeficiente de acoplamento magnético, sendo interessante

Figura 44 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 22Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

Figura 45 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 47Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.

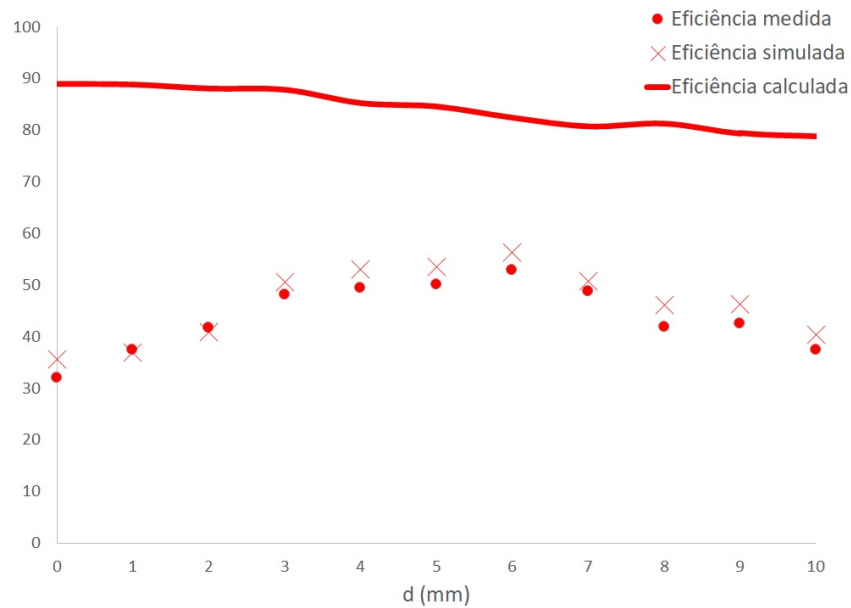


Fonte: Autoria própria

o desenvolvimento futuro de estudos aprofundados para utilização de bobinas com ferrite em aplicações biomédicas. Essa melhora ocorre devido ao fato do ferrite aumentar a concentração do campo magnético, algo que foi comprovado na prática neste trabalho.

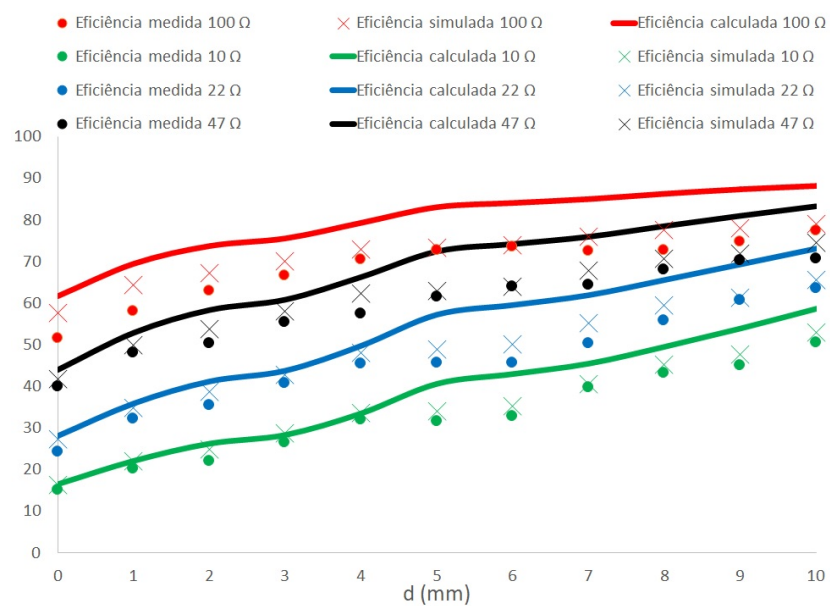
Também é possível observar com base nos resultados a relação entre as eficiências em conjuntos com 2, 3 e 4 bobinas, um dos pontos-chave deste trabalho, no objetivo de determinar

Figura 46 – Conjunto de 4 bobinas com carga de 100Ω , com a distância entre a segunda e a terceira bobina variando ao longo das medições, tendo carne de porco como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

Figura 47 – Comparação das curvas de eficiência do sistema com 3 bobinas ao alimentar diferentes cargas com o ar como meio de transmissão.

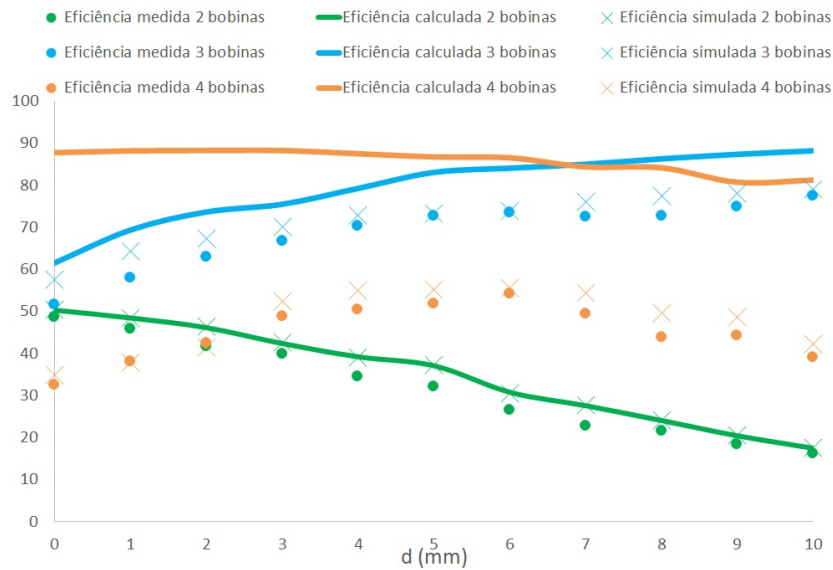


Fonte: Autoria própria

qual o melhor *setup* a ser utilizado. Foi observado, com as comparações já realizadas e com o auxílio da Figura 48, que no caso da configuração utilizada, com a primeira e última bobina com ferrite e as intermediárias sem o ferrite, o sistema com 3 bobinas apresenta melhores eficiências, sendo então o escolhido para a aplicação.

O sistema de 4 bobinas perdeu eficiência pelo fato dos diferentes acoplamentos práticos

Figura 48 – Comparação das curvas de eficiência dos sistemas com 2, 3 e 4 bobinas ao alimentar a carga de 100 Ω com o ar como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

entre as bobinas contidas neste sistema, isso o torna menos eficaz do que o sistema de 3 bobinas para a aplicação desejada.

O sistema de 2 bobinas também apresentou boas eficiências, porém além do com 3 bobinas ter sido melhor, ele também apresenta certo grau de inovação ao conter bobinas com e sem ferrite no mesmo *setup*, utilizando a intermediária sem ferrite como sendo uma segunda bobina transmissora, melhorando dessa forma a eficiência transmitida e justificando novamente a escolha pelo sistema.

É importante destacar que os sistemas com 3 bobinas, assim como os sistemas com 4 bobinas, chegam a um ponto de máxima eficiência em alguma distância e depois a eficiência começa a decair novamente, este ponto para os sistemas de 3 bobinas apenas não foi encontrado dentro das distâncias analisadas neste trabalho. Portanto, foram realizadas novas simulações apenas para identificar a distância ótima para os sistemas com 3 bobinas, a qual foi encontrada em torno dos 14 mm de distanciamento.

Por último foram replicados os experimentos e simulações, porém desta vez com carne de porco como meio de transmissão, inclusive para o cálculo do coeficiente de acoplamento magnético utilizado no cálculo dos valores teóricos. Os resultados obtidos nesta etapa corroboraram as conclusões obtidas nas etapas anteriores e demonstraram que o tecido biológico, em geral, afeta negativamente nos resultados de eficiência.

Mesmo com esta influência negativa ainda foi possível alcançar bons valores de eficiên-

cia na transmissão, validando novamente que o acoplamento desenvolvido pode ser utilizado para as aplicações desejadas.

Para se ter uma noção mais exata da comparação entre os valores medidos nos experimentos e os obtidos através das simulações, foram realizados cálculos de correlação, através da função "correl" no Excel, entre a matriz dos resultados experimentais e a matriz dos resultados simulados, isso para cada configuração utilizada neste trabalho. Os coeficientes de correlação obtidos podem ser observados nas Tabelas 6 e 7.

Tabela 6 – Correlação entre os experimentos e simulações com o ar como meio de transmissão.

Configuração utilizada	Coefficiente de correlação
2 bobinas 10 Ω	0,99413
2 bobinas 22 Ω	0,997209
2 bobinas 47 Ω	0,995478
2 bobinas 100 Ω	0,992731
3 bobinas 10 Ω	0,998332
3 bobinas 22 Ω	0,995105
3 bobinas 47 Ω	0,991504
3 bobinas 100 Ω	0,980674
4 bobinas 10 Ω	0,989415
4 bobinas 22 Ω	0,998201
4 bobinas 47 Ω	0,996649
4 bobinas 100 Ω	0,963113

Fonte: Autoria própria

Tabela 7 – Correlação entre os experimentos e simulações com carne de porco como meio de transmissão.

Configuração utilizada	Coefficiente de correlação
2 bobinas 10 Ω	0,987538
2 bobinas 22 Ω	0,978662
2 bobinas 47 Ω	0,987506
2 bobinas 100 Ω	0,995567
3 bobinas 10 Ω	0,975666
3 bobinas 22 Ω	0,986089
3 bobinas 47 Ω	0,986834
3 bobinas 100 Ω	0,957138
4 bobinas 10 Ω	0,985846
4 bobinas 22 Ω	0,999671
4 bobinas 47 Ω	0,991171
4 bobinas 100 Ω	0,971578

Fonte: Autoria própria

Como é possível observar nas Tabelas 6 e 7, a comparação entre os dados medidos e simulados possuem bons coeficientes de correlação, validando assim os experimentos realizados.

Com o propósito de apresentar comparações entre os 3 valores possíveis (medidos, simulados e calculados), foram realizados cálculos do erro em cada configuração e em cada distância utilizada. Depois disso, foi calculada a média dos erros nas diferentes distâncias para obtenção de apenas um erro que representasse cada configuração.

Portanto foram realizadas três etapas de cálculo. A primeira delas teve o objetivo de identificar os erros entre os valores medidos e os valores simulados. Esta é a etapa que, em geral, apresenta erros menores, validando novamente os experimentos, visto que os experimentos estão sendo comparados às simulações, as quais consideram todos os acoplamentos envolvidos em um sistema. Para o cálculo do erro nesta etapa os valores de simulação foram tomados como sendo os "exatos".

A segunda etapa buscou identificar os erros entre os valores medidos e calculados. No caso dos sistemas com 2 bobinas, os erros nesta etapa são bem próximos aos erros da etapa anterior, visto que nesses sistemas as equações utilizadas funcionam muito bem. Já no caso dos sistemas com 3 e, principalmente, com 4 bobinas os erros desta etapa são maiores, pelo fato das equações não considerarem os acoplamentos entre as bobinas não adjacentes. Para o cálculo do erro nesta etapa os valores de cálculo foram tomados como sendo os "exatos".

Já na terceira etapa, foi realizada uma comparação entre os valores simulados e calculados. Novamente é possível notar que nos sistemas com 2 bobinas os erros são bem pequenos, indicando que tanto os cálculos teóricos, quanto as simulações funcionam para estes sistemas. Entretanto, no caso dos sistemas multibobinas são mais altos, principalmente nos de 4 bobinas, indicando novamente que as equações apresentadas não funcionam em sistemas onde não é possível desconsiderar os acoplamentos entre bobinas não adjacentes. Para o cálculo do erro nesta etapa os valores de simulação foram tomados como sendo os "exatos".

Todos os valores das médias dos erros com o ar como meio de transmissão podem ser encontrados na Tabela 8.

Tabela 8 – Porcentagem de erro para cada configuração utilizada com o ar como meio de transmissão.

Configuração utilizada	Média dos erros entre medição e simulação (%)	Média dos erros entre medição e cálculo (%)	Média dos erros entre simulação e cálculo (%)
2 bobinas 10 Ω	3,31	3,38	0,08
2 bobinas 22 Ω	5,7	5,71	0,09
2 bobinas 47 Ω	8,49	8,49	0,13
2 bobinas 100 Ω	10,11	10,07	0,3
3 bobinas 10 Ω	6,45	13,46	8,79
3 bobinas 22 Ω	6,48	14,07	9,1
3 bobinas 47 Ω	4,22	12,76	9,88
3 bobinas 100 Ω	4,89	13,93	10,5
4 bobinas 10 Ω	3,98	40,95	75,48
4 bobinas 22 Ω	4,34	33,52	80,49
4 bobinas 47 Ω	6,73	40,98	75,46
4 bobinas 100 Ω	6,45	47,53	83,71

Fonte: Autoria própria

Já os valores das médias dos erros para os sistemas que utilizam carne de porco como

meio de transmissão podem ser encontrados na Tabela 9.

Tabela 9 – Porcentagem de erro para cada configuração utilizada com carne de porco como meio de transmissão.

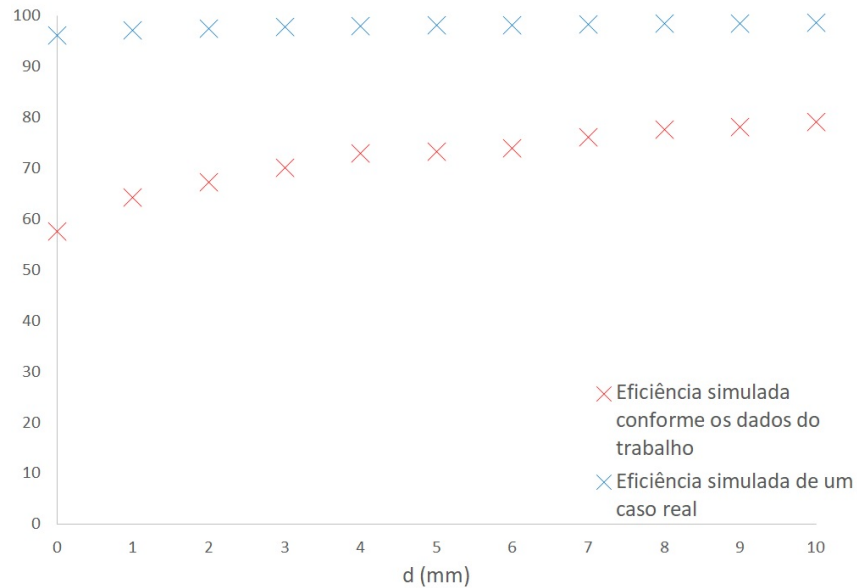
Configuração utilizada	Média dos erros entre medição e simulação (%)	Média dos erros entre medição e cálculo (%)	Média dos erros entre simulação e cálculo (%)
2 bobinas 10 Ω	4,33	4,99	1,44
2 bobinas 22 Ω	4,22	2,33	2,12
2 bobinas 47 Ω	5,68	4,21	3,04
2 bobinas 100 Ω	6,39	5,49	3,25
3 bobinas 10 Ω	8,55	16,91	10,7
3 bobinas 22 Ω	9,68	17,95	9,6
3 bobinas 47 Ω	4,33	12,76	8,72
3 bobinas 100 Ω	5,87	13,93	8,48
4 bobinas 10 Ω	7,79	31,06	88,64
4 bobinas 22 Ω	7,36	42,03	95,96
4 bobinas 47 Ω	8,59	47,07	88,78
4 bobinas 100 Ω	6,02	47,8	86,12

Fonte: Autoria própria

Portanto, ao analisar as Tabelas 8 e 9 é possível concluir que os valores de medição ficaram próximos aos valores simulados. Isso é importante para demonstrar que os sistemas funcionam bem na prática. Também conclui-se que as equações apresentadas não funcionam nos sistemas multibobinas da aplicação proposta. Tais equações foram desenvolvidas para aplicações onde os coeficientes de acoplamento magnético entre bobinas não adjacentes podem ser desprezados, isso é possível quando estes coeficientes são bem menores do que os coeficientes de acoplamento entre bobinas adjacentes. Como nesta aplicação ambos possuíam valores bem próximos, as equações não funcionam, gerando então os erros anteriormente observados nos gráficos e tabelas. Por outro lado, as simulações possuem dados confiáveis e que ficaram bem próximos dos valores experimentais, gerando assim erros pequenos e aceitáveis para este tipo de aplicação.

Apenas para comparar as configurações utilizadas com um sistema mais real onde não existe mais a resistência interna do gerador e com um resistor de entrada de apenas 1 Ω foi realizada uma nova simulação com o sistema de 3 bobinas alimentando a carga de 100 Ω . Os dados dessa simulação foram extraídos e comparados com os dados de simulação do mesmo sistema mas com os parâmetros utilizados no presente trabalho. O gráfico de comparação pode ser observado na Figura 49.

Figura 49 – Comparação das curvas de eficiência nas diferentes simulações realizadas com o sistema de 3 bobinas ao alimentar a carga de 100Ω com o ar como meio de transmissão.



Fonte: Autoria própria

De acordo com a Figura 49 foi possível notar que em casos de aplicações reais os sistemas aqui apresentados tendem oferecer melhores eficiências na transmissão, visto em aplicações reais as perdas são menores por não possuírem certas perdas características de análises experimentais. Nesta simulação as eficiências variaram de 96 a 98,5%.

5 CONCLUSÃO

O presente trabalho apresentou a fundamentação teórica e prática necessária para o desenvolvimento de um acoplamento indutivo para alimentação de dispositivos médicos implantáveis via transmissão de energia sem fio. Dessa forma, os conceitos necessários para isso foram analisados.

Primeiramente foi realizado um estudo prático sobre a interferência do ferrite na indutância das bobinas presentes no conjunto. Além da indutância também foi analisada a influência do ferrite no coeficiente acoplamento magnético presente entre as bobinas.

Através deste estudo foi possível observar que o ferrite influencia positivamente no coeficiente de acoplamento entre as bobinas envolvidas, desde que ambas as bobinas possuam ferrite, isso ocorre pelo fato do ferrite concentrar o campo magnético para ser maior aproveitado pela bobina receptora. Os resultados deste estudo demonstram a importância da utilização do ferrite nas bobinas mais extremas, a fim de melhorar o acoplamento. O maior aumento foi na distância de 4 mm, onde o k teve um aumento de 58,15% ao se utilizar ferrite nas duas bobinas ao invés de apenas em uma. Ainda assim, nas bobinas utilizadas o acoplamento continuou em faixas aceitáveis nas outras duas situações abordadas, confirmando a escolha dessas bobinas para esta proposta. Com base nos experimentos e simulações foi possível observar que a escolha de realizar as medições do k com 10 kHz de frequência foi válida, visto a proximidade obtida entre os resultados dos experimentos e simulações.

Foram realizadas diversas comparações. A primeira delas foi a realização de comparações do sistema com 2 bobinas, mas com diferentes cargas. As mesmas cargas também serviram para análises dos sistemas com 3 e 4 bobinas e nas comparações dos respectivos conjuntos.

Dessa forma, foi possível observar com base nos resultados obtidos que, no caso da configuração utilizada com as bobinas mais extremas com ferrite as bobinas intermediárias sem o ferrite, o sistema de 3 bobinas apresenta melhores eficiências nas distâncias para dispositivos médicos implantáveis, visto que os sistemas com 2 bobinas apresentaram baixas eficiências nas maiores distâncias analisadas e nos sistemas com 4 bobinas a eficiência foi menor devido às perdas existentes nos circuitos intermediários.

As curvas dos sistemas com 4 bobinas chegaram ao seu ponto de máxima eficiência dentro das distâncias analisadas neste trabalho e depois as eficiências começaram a decair. Os sistemas com 3 bobinas apresentam comportamento semelhante, porém o ponto de máxima

eficiência não foi encontrado dentro das distâncias trabalhadas, por isso vale destacar que tais sistemas possuem este ponto e depois dele as eficiências tendem a decair, tal ponto apenas não está inserido dentro da faixa de distância utilizada. De acordo com novas simulações realizadas, a distância de 14 mm é onde os sistemas com 3 bobinas apresentam a maior eficiência na transmissão.

Também foi realizada uma comparação com o mesmo sistema alimentando diferentes valores de cargas comerciais. As cargas escolhidas foram de 10 Ω , 22 Ω , 47 Ω e 100 Ω , valores facilmente encontrados no mercado, possibilitando assim a fácil replicação dos experimentos.

A ideia dessa comparação era entender o comportamento da eficiência no sistema ao alimentar diferentes cargas. Nos sistemas a 2 e 4 bobinas a eficiência cai de acordo com o aumento da carga, visto que estes sistemas não obtiveram êxito ao fornecer o aumento de energia demandado de acordo com o aumento das cargas. Já no sistema a 3 bobinas, com os valores de resistência utilizados, a eficiência aumentou de acordo com a carga, isso ocorreu pois, nos sistemas 3 bobinas a bobina repetidora funcionou muito bem ao transferir maiores potências em maiores distâncias e em maiores cargas, claro que isso se restringe aos valores de distância e cargas utilizados neste trabalho, pois a partir de um determinado valor de carga por exemplo a eficiência começará a decair, o mesmo serve para a distância. Tais pontos apenas não foram localizados dentro das faixas utilizadas neste trabalho, mas eles obviamente existem.

Nos sistemas de 2 bobinas a maior eficiência obtida nos experimentos foi ao alimentar a carga de 10 Ω na distância de 0 mm, onde foi observado 87,95% de eficiência na transmissão. Já nos sistemas com 3 bobinas, nas distâncias analisadas, a maior eficiência foi encontrada ao alimentar a carga de 100 Ω na distância de 10 mm, apresentando 77,37% de eficiência na transmissão. Por fim nos sistemas com 4 bobinas a maior eficiência foi de 62,65%, ao alimentar uma carga de 10 Ω na distância de 6 mm.

Também foi realizada a replicação dos experimentos de comparação, mas nesta etapa tendo carne de porco como meio de transmissão. Utilizando para o cálculo teórico e simulações novos valores de k , dessa vez com a carne de porco entre as bobinas. A utilização da carne de porco serviu para simular o tecido biológico humano, e demonstrou que o tecido afeta negativamente a eficiência transmitida, mas de maneira pouca significativa, validando então o acoplamento proposto mesmo para aplicações reais.

Foi possível observar que, com a carne de porco como meio de transmissão e nos sistemas com 2 bobinas, a maior eficiência encontrada foi de 82,37%, ao alimentar uma carga

de 10Ω na distância de 0 mm. Já para o caso dos sistemas com 3 bobinas, a maior eficiência encontrada foi de 77.37%, ao alimentar uma carga de 100Ω na distância de 10 mm. Por último, nos sistemas com 4 bobinas a maior eficiência foi encontrada ao alimentar uma carga de 10Ω na distância de 6 mm e nestas condições apresentou 60,24% de eficiência na transmissão.

Além disso, graças à fundamentação teórica, foi possível comparar os valores medidos nos experimentos com os valores obtidos nos cálculos e simulações, validando os resultados obtidos nos experimentos quando comparados às simulações. Foi possível observar que, no caso deste trabalho com todos os acoplamentos envolvidos, os dados de simulação são mais confiáveis do que os dados calculados. Visto que como já explicado as equações não funcionam para os sistemas multibobinas aqui propostos, a não ser que fossem utilizadas maiores distâncias entre todas as bobinas, afim de diminuir a importância dos acoplamentos entre as bobinas não adjacentes.

De qualquer forma, os dados obtidos com o auxílio das equações são apresentados e incluídos na maioria das comparações, afim de se comprovar o funcionamento ou não funcionamento das equações nos casos deste trabalho. Sempre lembrando que apesar de não funcionarem com exatidão aqui, elas são extremamente úteis em sistemas onde se é possível desprezar os acoplamentos não adjacentes. No caso dos sistemas 2 bobinas deste trabalho, por exemplo, as equações funcionam e quando comparadas aos dados simulados apresentaram excelentes médias de erro, sendo a maior delas 0,3% nos sistemas apenas com ar e 3,25% nos sistemas com carne de porco.

Foi possível observar que de acordo com as simulações os dados experimentais foram bons, pois apresentaram médias de erros pequenas e aceitáveis em aplicações como esta. Sendo a maior delas 10,11%, como observado nas Tabelas 8 e 9. Os dados experimentais e de simulação também apresentaram coeficientes de correlação satisfatórios entre eles, sendo 0,957138 o menor deles, como pode ser observado nas Tabelas 6 e 7.

Ambos os dados serviram para as comparações apresentadas no Capítulo 4, visto que possibilita a realização das mesmas. Desta forma, foi possível verificar o nível de precisão nos experimentos, sempre comparando com os dados teóricos obtidos. Essas comparações possibilitam validar de forma simultânea os resultados obtidos, nos experimentos, cálculos e simulações.

Também foi realizada uma nova simulação com base em dados mais reais afim de apresentar as eficiências em casos sem as perdas do circuito experimental. Com base nessa

simulação foi observado que as eficiências tendem a ser relativamente maiores nestes casos mais reais.

Portanto, com base nos resultados encontrados, foi possível constatar que o enlace proposto é aplicável na questão da alimentação de dispositivos médicos implantáveis. Pois de acordo com as cargas utilizadas o enlace possuiu bons resultados e vale destacar que mesmo para cargas maiores as questões apresentadas neste trabalho continuam válidas. Também é possível definir que o sistema de 3 bobinas é o ideal a ser utilizado para esta aplicação pois apresentou os melhores resultados em distâncias e cargas maiores. Sendo inclusive proposta uma continuação deste trabalho analisando como o sistema com 3 bobinas se comporta com cargas e distâncias ainda maiores.

No caso do sistema com 3 bobinas proposto, as duas primeiras bobinas ficariam externas ao paciente e somente a terceira bobina seria implantada. Dessa forma seriam preservadas as condições utilizadas nos experimentos e simulações realizados com esta configuração.

Além disso, este enlace pode ser aplicado em outras situações, tanto da área da engenharia biomédica quanto em outras áreas, tendo sua eficiência comprovada, e pelo fato de possuir apenas componentes comerciais, o que o torna facilmente replicável.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho teve o objetivo de apresentar um acoplamento indutivo multibobinas capaz de ser utilizado em aplicações biomédicas no geral. Através deste acoplamento é possível definir diversas frentes de pesquisa utilizando-o como base e aproveitando a fundamentação teórica aqui apresentada.

Uma primeira ideia de trabalho futuro gira em torno da questão da alimentação de maiores cargas, por isso deve-se pensar em técnicas de otimização do enlace proposto afim de alcançar maiores índices de eficiência.

Outro trabalho interessante seria a elaboração de um protótipo de eletroestimulador para tratamento de incontinência urinária englobando todas as questões necessárias para isso. A ideia é o dispositivo ser alimentado por WPT e ser aliado à técnicas de *biofeedback* através da aquisição de sinais EMG. Este protótipo poderá inclusive utilizar o acoplamento e conceitos desenvolvidos no presente trabalho.

Também está sendo pensado o desenvolvimento de um dispositivo automatizado para auxiliar na aquisição dos dados experimentais relacionados às bobinas, uma vez que os métodos

utilizados neste trabalho ainda são muito manuais. O intuito desse dispositivo é otimizar o tempo de medição e tornar os experimentos mais precisos.

De acordo com o trabalho realizado foi identificada a necessidade da realização de um novo equacionamento para os sistemas multibobinas, visto que as aproximações das equações já existentes não são aplicáveis nos casos deste trabalho. Dessa forma é proposto como trabalho futuro o equacionamento completo onde deverão ser considerados todos os acoplamentos entre bobinas não adjacentes.

Uma última proposta de trabalho futuro fica por conta da realização de experimentos semelhantes aos já realizados e novos experimentos, mas dessa vez levando em conta a variação da temperatura que pode ocorrer no tecido biológico, ou seja, nos experimentos com carne de porco deverá ser colocado um termopar na carne para medir possíveis aumentos de temperatura em cada etapa dos experimentos.

REFERÊNCIAS

ABATTI, P J; MIRANDA, C M; SILVA, M A P; PICHORIM, S F. Analysis and optimisation of three-coil wireless power transfer systems. **IET Power Electronics**, v. 11, n. 1, p. 68–72, 2017. ISSN 1755-4535.

ABATTI, P J; PICHORIM, S F; MIRANDA, C M. Maximum Power Transfer versus Efficiency in Mid-Range Wireless Power Transfer Systems. **Journal of Microwaves, Optoelectronics and Electromagnetic Applications**, v. 14, n. 1, p. 97–109, 2015. ISSN 2179-1074. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1590/2179-10742015v14i1433>.

ARX, J A; NAJAFI, K. A wireless single-chip telemetry-powered neural stimulation system. *In: IEEE International Solid-State Circuits Conference*. [S.l.: s.n.], 1999. p. 214–216.

BRAGA, E F A; PICHORIM, S F; MIRANDA, C M. Transmissão de energia sem fio multibobinas para dispositivos médicos implantáveis - revisão crítica. *In: XII Simpósio de Engenharia Biomédica - IX Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas*. Uberlândia: [s.n.], 2019.

CHEN, P J; SAATI, S; VARMA, R; HUMAYUN, M S; TAI, Y C. Wireless intraocular pressure sensing using microfabricated minimally invasive flexible-coiled LC sensor implant. **Journal of Microelectromechanical Systems**, IEEE, v. 19, n. 4, p. 721–734, 2010. ISSN 10577157.

DAI, Z; WANG, J; LI, Y; HE, Y; FANG, Z; HOU, H. Optimal design of magnetic coupling wireless power supply system for monitoring equipment. **IEEE Access**, IEEE, v. 6, n. September 2018, p. 58600–58608, 2018. ISSN 21693536.

DOSEN, S; MARKOVIC, M; SOMER, K; GRAIMANN, B; FARINA, D. EMG Biofeedback for online predictive control of grasping force in a myoelectric prosthesis. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, v. 12, n. 1, p. 1–13, 2015. ISSN 17430003. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1186/s12984-015-0047-z>.

ELENA, S; DRAGANA, Z; RAMINA, S; EVGENIIA, A; ORAZOV, M. Electromyographic Evaluation of the Pelvic Muscles Activity After High-Intensity Focused Electromagnetic Procedure and Electrical Stimulation in Women With Pelvic Floor Dysfunction. **Sexual Medicine**, Elsevier Inc, p. 1–8, 2020. ISSN 20501161. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.esxm.2020.01.004>.

HUDEEC, M; KALISKA, G. Case report of out-of-hospital heat dissipation of an implantable cardioverter-defibrillator. **European Society of Cardiology**, v. 13, n. 6, p. 902–904, 2011.

IEEE. **IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields, 0 Hz to 300 GHz**. New York: [s.n.], 2019. ISSN 21693536. ISBN 9781504455480.

JEGADEESAN, R; AGARWAL, K; GUO, Y X; YEN, S C; THAKOR, N V. Wireless Power Delivery to Flexible Subcutaneous Implants Using Capacitive Coupling. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, IEEE, v. 65, n. 1, p. 280–292, 2017. ISSN 00189480.

JEGADEESAN, R; NAG, S; AGARWAL, K; THAKOR, N V; GUO, Y X. Enabling Wireless powering and telemetry for peripheral nerve implants. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, IEEE, v. 19, n. 3, p. 958–970, 2015. ISSN 21682194.

KEITH, M W; PECKHAM, P H; THROPE, G B; STROH, K C; SMITH, B; BUCKETT, J R; KILGORE, K L; JATICH, J W. Implantable functional neuromuscular stimulation in the tetraplegic hand. **Hand Surgery America**, v. 14, p. 524–530, 1989.

KIANI, M; JOW, U M; GHOVANLOO, M. Design and optimization of a 3-coil inductive link for efficient wireless power transmission. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 5, n. 6, p. 579–591, dec 2011. ISSN 19324545.

KIM, H J; HIRAYAMA, H; KIM, S; HAN, K J; ZHANG, R; CHOI, J W. Review of Near-Field Wireless Power and Communication for Biomedical Applications. **IEEE Access**, v. 5, p. 21264–21285, 2017. ISSN 21693536.

KONG, F; HUANG, Y; NAJAFIZADEH, L. A coil misalignment compensation concept for wireless power transfer links in biomedical implants. *In: 2015 IEEE Wireless Power Transfer Conference, WPTC 2015*. [S.l.]: Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2015. ISBN 9781467374477.

KUMAR, A; MIRABBASI, S; CHIAO, M. Resonance-based wireless power delivery for implantable devices. *In: 2009 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS 2009*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 25–28. ISBN 9781424449187.

KURS, A; KARALIS, A; MOFFATT, R; JOANNOPOULOS, J D; FISHER, P; SOLJAČIĆ, M. Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances. **Science**, v. 317, n. 1, p. 83–86, 2007. ISSN 1095-9203.

LAZZI, G; RAMRAKHYANI, A K. Interference-free wireless power transfer system for biomedical implants using multi-coil approach. **Electronics Letters**, Institution of Engineering and Technology (IET), v. 50, n. 12, p. 853–855, jun 2014. ISSN 0013-5194.

- LIL, W; MENG, E; JAMES, D; DAMIEN, C; HUMAYUN, M S; TAI, Y. Flexible Parylene Packaged Intraocular Coil for Retinal Protheses. *In: International Conference on Microtechnologies in Medecine biology. [S.l.: s.n.]*, 2006. p. 105–108. ISBN 1424403383.
- LU, Y; QIU, D; MENG, X; ZHANG, B; TANG, S C. S-PS resonant topology of WPT system for implantable spinal cord stimulator. **IET Power Electronics**, v. 11, n. 15, p. 2499–2506, 2018. ISSN 17554543.
- MACHNOOR, M; RODRIGUEZ, E S G; KOSTA, P; STANG, J; LAZZI, G. Analysis and Design of a 3-Coil Wireless Power Transmission System for Biomedical Applications. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2018. ISSN 0018926X.
- MARINCIC, A S. Nikola Tesla and the Wireless Transmission of Energy. **IEEE transactions on power apparatus and systems**, PAS-101, n. 10, p. 4064–4068, 1982. ISSN 00189510.
- MIRANDA, C M. **Determinação da frequência de autorressonância por onda estacionária em enrolamentos solenoidais e proposta de um sistema autorressonante de transferência de energia sem fio utilizando bobinas bifilares abertas**. 2016. Tese (Tese) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2016.
- MIRANDA, C M; PICHORIM, S F. Self-resonant frequencies of air-core single-layer solenoid coils calculated by a simple method. **Electrical Engineering**, v. 97, n. 1, p. 57–64, 2014. ISSN 14320487.
- MIRANDA, C M; PICHORIM, S F. A Self-Resonant Two-Coil Wireless Power Transfer System Using Open Bifilar Coils. **IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs**, v. 64, n. 6, p. 615–619, 2017. ISSN 15497747.
- MIRANDA, C M; PICHORIM, S F; FERREIRA, P S. Análise e Desenvolvimento de um Link Indutivo Ressonante com 4 Bobinas para fins Biomédicos. *In: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2016. [S.l.: s.n.]*, 2016. p. 476–479.
- MIRBOZORGI, S A; YEON, P; GHOVANLOO, M. Robust Wireless Power Transmission to mm-Sized Free-Floating Distributed Implants. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 11, n. 3, p. 692–702, 2017. ISSN 19324545.
- MONTI, G; ARCUTI, P; TARRICONE, L. Resonant Inductive Link for Remote Powering of Pacemakers. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, IEEE, v. 63, n. 11, p. 3814–3822, 2015.
- MOSA, I M; PATTAMMATTEL, A; KADIMISSETTY, K; PANDE, P; E, Maher F; BISHOP, G W; NOVAK, M; KANER, R B; BASU, A K; KUMAR, C V; RUSLING, J F. Ultrathin

Graphene–Protein Supercapacitors for Miniaturized Bioelectronics. **Advanced Energy Materials**, v. 7, n. 17, p. 1–12, 2017. ISSN 16146840.

MYERS, F B; SIMPSON, J A; GHOVANLOO, M. A wideband wireless neural stimulation platform for high-density microelectrode arrays. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings**, IEEE, p. 4404–4407, 2006. ISSN 05891019.

PICHORIM, S F. **Sistema biotelemétrico passivo utilizando microunidade injetável em tendão para medição de força muscular**. 2003. 104 p. Tese (Doutorado) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2003.

PICHORIM, S F. **Estudo de bobinas para sensores e telemetria**. 2011. 1–36 p.

PICHORIM, S F; ABATTI, P J. *Propriedades Mecânicas*. v. 5, n. 1, p. 665–668, 2004.

RAMRAKHYANI, A K; LAZZI, G. Multicoil telemetry system for compensation of coil misalignment effects in implantable systems. **IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters**, v. 11, p. 1675–1678, 2012.

RAMRAKHYANI, A K; LAZZI, G. On the design of efficient multi-coil telemetry system for biomedical implants. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 7, n. 1, p. 11–23, 2013. ISSN 19324545.

RAMRAKHYANI, A K; MIRABBASI, S; CHIAO, M. Design and optimization of resonance-based efficient wireless power delivery systems for biomedical implants. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 5, n. 1, p. 48–63, feb 2011. ISSN 19324545.

SCHUDER, J C; GOLD, J H; STEPHENSON, H E. An inductively coupled RF system for the transmission of 1 kW of power through the skin. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, BME-18, n. 4, p. 265–273, 1971.

SHADID, R; NOGHANIAN, S. A Literature Survey on Wireless Power Transfer for Biomedical Devices. **International Journal of Antennas and Propagation**, Hindawi Limited, v. 2018, p. 1–11, apr 2018. ISSN 1687-5869.

SIKDER, M K U; FALLON, J; SHIVDASANI, M N; GANESAN, K; SELIGMAN, P; GARRETT, D J. Wireless induction coils embedded in diamond for power transfer in medical implants. **Biomedical Microdevices**, Springer New York LLC, v. 19, n. 4, dec 2017. ISSN 15728781.

SOMA, M; GALBRAITH, D C; WHITE, R L. Radio-frequency coils in implantable devices: misalignment analysis and design procedure. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, BME-34, n. 4, p. 276–282, 1987.

SUN, G; MUNEEER, B; LI, Y; ZHU, Q. Ultracompact Implantable Design with Integrated Wireless Power Transfer and RF Transmission Capabilities. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., v. 12, n. 2, p. 281–291, apr 2018. ISSN 19324545.

TESLA, N. **Apparatus for transmitting electrical energy**. 1914.

WANG, C C; HSU, C H; TSENG, S B; SHMILOVITZ, D. A one-time implantable wireless power bidirectional transmission spinal cord stimulation system. **Proceedings of 2010 International Symposium on VLSI Design, Automation and Test, VLSI-DAT 2010**, IEEE, p. 288–291, 2010.

WEN, F; HUANG, X L. Human exposure to electromagnetic fields from parallel wireless power transfer systems. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 14, n. 2, 2017. ISSN 16604601.

XIAO, C. An LCC-C Compensated Wireless Charging System for Implantable Cardiac Pacemakers : Theory , Experiment , and Safety Evaluation. **IEEE Transactions on Power Electronics**, IEEE, v. 33, n. 6, p. 4894–4905, 2018.

XUE, R F; CHENG, K W; JE, M. High-efficiency wireless power transfer for biomedical implants by optimal resonant load transformation. **IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers**, v. 60, n. 4, p. 867–874, 2013. ISSN 15498328.

YANG, C L; CHANG, C K; LEE, S Y; CHANG, S J; CHIOU, L Y. Efficient four-coil wireless power transfer for deep brain stimulation. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., v. 65, n. 7, p. 2496–2507, jul 2017. ISSN 00189480.

YAO, Y; MENG, X; TSUI, C Y; KI, W H. Polyimide-Based Flexible 3-Coil Inductive Link Design and Optimization. **2018 IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems, APCCAS 2018**, IEEE, p. 505–508, 2019.

YEOMANS, J S. A brief history of brain stimulation. **Principles of brain stimulation**, p. 3–19, 1990.

YI, Y; BUTTNER, U; FAN, Y; FOULDS, I G. Design and optimization of a 3-coil resonance-based wireless power transfer system for biomedical implants. **International**

Journal of Circuit Theory and Applications, John Wiley and Sons Ltd, v. 43, p. 1379–1390, oct 2015. ISSN 1097007X.

YUN, H C; LEE, G; PARK, W S. Empirical formulas for self resonance frequency of Archimedean spiral coils and helical coils. *In: Proceedings of the IEEE international symposium on Antennas and Propagation Society*. Chicago: [s.n.], 2012.