

ANÁLISE DA EFICIÊNCIA ENERGÉTICA DE BOBINAS INDUTIVAMENTE ACOPLADAS PARA DISPOSITIVOS IMPLANTÁVEIS

L. R. Garcia*, B. R. Godoy* e R. Bernardi**

*Graduando do Curso de Engenharia Eletrônica – DAELN/UTFPR, Campo Mourão, Brasil

**Docente do Departamento Acadêmico de Engenharia Eletrônica – UTFPR/CM, Brasil
e-mail: lukas.ricken@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta um estudo da eficiência na transmissão de energia de bobinas indutivamente acopladas, com frequência de ressonância de 125 kHz, para aplicação em dispositivos médicos implantáveis. O estudo apresenta uma otimização do número de espiras de uma bobina multicamadas para carga de 125 Ω e distância de 30 mm. Nestas condições, a eficiência de energia transmitida foi de 27%. Variando-se o valor da carga após a otimização, observou-se uma boa aproximação entre a carga ótima prática e a teórica e um erro médio no valor da eficiência de 10% quando mensurado para diferentes distâncias, corroborando o método de otimização utilizado.

Palavras-chave: bobina, otimização, acoplamento magnético, eficiência energética.

Abstract: The article shows a study of the power transmission efficiency of inductively coupled coils, working in a resonance frequency of 125 kHz, for applications in implantable medical devices. At this study, an optimization of the numbers of winding of a multilayer coil with load of 125 ohms and at a distance of 30 mm is demonstrated. In this condition, an energy efficiency of 27% was achieved. By varying the load after the optimization, a good approximation was noted between optimum practical charge and theoretical one with an average error on the efficiency value of 10% when measured at several distances, corroborating the optimization method used.

Keywords: coil, optimization, inductive coupling, energy efficiency.

Introdução

Os dispositivos eletrônicos implantáveis são comumente usados nas mais diversas áreas da medicina, auxiliando no diagnóstico de forma eficiente, mensurando parâmetros biológicos, estimulando e/ou aplicando diretamente medicamentos indispensáveis ao tratamento.

Na maioria dos implantes, a troca de informações entre o dispositivo implantável e o paciente é de extrema importância, tanto para a leitura dos dados mensurados pelo implante quanto para ajustes necessários ao bom funcionamento do sistema. Assim, o implante precisa transmitir e receber dados de uma unidade externa e, preferencialmente, sem o uso de contatos elétricos já que estes podem ocasionar

infecções e desconforto ao paciente. Dessa forma, quando o dispositivo é passivo, ou seja, o implante não possui fonte de alimentação inclusa, além da energia necessária para a comunicação sem fio também é necessário transmitir energia suficiente para o funcionamento do dispositivo, levando em consideração que um dispositivo implantável, geralmente, consome menos que 100 mW [1].

O uso de um sistema de comunicação passivo via *link* indutivo aplicado a dispositivos médicos implantáveis, como em [1, 2, 3], permite transmitir dados e energia ao mesmo tempo. Tal *link* é formado por um sistema de bobinas indutivamente acopladas, sendo uma localizada no dispositivo externo (*Tx*) e outra no dispositivo implantável (*Rx*), como mostra a Figura 1.

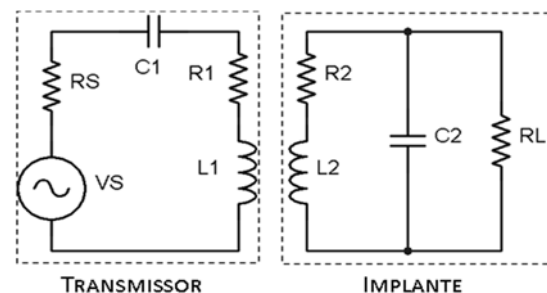


Figura 1: *link* indutivo composto por duas bobinas.

Alinhando as bobinas horizontalmente, forma-se um transformador não ideal que permite a transferência de energia a partir do transmissor para o implante. Já através da modulação do campo magnético acoplado é possível também transmitir dados [4]. Vários estudos buscam melhorar a eficiência desta transmissão de energia, desenvolvendo técnicas com duas, três ou quatro bobinas, amplificadores de potência mais eficientes e otimização no projeto de bobinas [4, 5, 6, 7]. Por exemplo, em [7] é apresentada técnicas de otimização para duas, três e quatro bobinas em um sistema a 13,56 MHz, considerando os efeitos da carga no fator de qualidade e distância do *link* indutivo, avaliando dois parâmetros: a eficiência na transmissão de energia (*PTE*) e a potência entregue a carga (*PDL*).

O presente trabalho busca avaliar dimensões dos indutores e a *PTE*, seguindo a otimização apresentada em [7], porém, projetando um sistema a duas bobinas de fio enrolado (*WWC*) com frequência de ressonância igual a 125 kHz, e assim verificar a influência no

projeto de um *link* indutivo quando trabalha-se com baixas frequências e bobinas multicamadas.

Este trabalho apresenta, primeiramente, a teoria base utilizada para determinar o coeficiente de acoplamento magnético de acordo com a distância e dimensões das bobinas, o diagrama do *link* indutivo projetado, sua respectiva teoria para calcular a eficiência energética e a potência na carga, além das equações propostas em [7] para otimização dos indutores. Na sequência, apresenta-se a metodologia experimental utilizada e a comparação dos resultados obtidos experimentalmente e calculados. E por fim, as discussões e conclusões finais a cerca dos resultados obtidos.

Materiais e métodos

Acoplamento magnético – O coeficiente de acoplamento magnético k entre duas bobinas é definido pela relação entre a mútua indutância e suas respectivas autoindutâncias.

$$k = \frac{M_{ab}}{\sqrt{L_a L_b}} \quad (1)$$

Na qual M_{ab} corresponde à mútua indutância e L_a e L_b são as autoindutâncias das bobinas.

Baseando-se em [4] a mútua indutância entre duas bobinas circulares com núcleo de ar perfeitamente alinhadas no eixo horizontal é dada por:

$$M(a, b, \rho = 0, d) = \mu_0 \mu_r \sqrt{ab} \left[\left(\frac{2}{\kappa} - \kappa \right) K(\kappa) - \frac{2}{\kappa} E(\kappa) \right] \quad (2)$$

Na qual $K(\kappa)$ e $E(\kappa)$ são integrais elípticas completas de primeira e segunda espécie, respectivamente, e κ é dado por:

$$\kappa = \left(\frac{4ab}{(a+b)^2 + d^2} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (3)$$

Sendo, a e b os raios das bobinas L_a e L_b e d a sua distância horizontal. Através da equação da mútua indutância apresentada, é possível obter uma fórmula que determine a autoindutância de uma bobina de apenas uma volta. Como mostrado em [4], considerando que a razão entre o raio do fio R e o raio a da bobina é muito menor que 1, a autoindutância pode ser aproximada por:

$$L(a_i, R) = \mu_0 \mu_r a \left(\ln \frac{8a}{R} - 2 \right) \quad (4)$$

Para uma bobina circular composta por várias voltas N_a concêntricas e com raios diferentes, a autoindutância total L_a é dada por:

$$L_a = \sum_{i=1}^{N_a} L(a_i, R) + \sum_{i=1}^{N_a} \sum_{j=1}^{N_a} M(a_i, a_j, \rho = 0, d = 0) (1 - \delta_{i,j}) \quad (5)$$

sendo $\delta_{i,j} = 1$ quando $i = j$ e $\delta_{i,j} = 0$ caso contrário.

Já para uma bobina solenoide cujo raio das espiras é igual a a , a autoindutância total é igual a autoindutância de uma volta multiplicado pelo quadrado do número de voltas. Portanto, a mútua indutância entre duas bobinas M_{ab} é obtida realizando o somatório das mútuas indutâncias entre cada volta das duas bobinas, como mostra a equação (6). O mesmo conceito foi utilizado para o cálculo de bobinas multicamadas, atentando para a variação do raio de cada volta em conjunto com o incremento da distância d para cada camada.

$$M_{ab} = \sum_{i=1}^{N_a} \sum_{j=1}^{N_b} M(a_i, b_j, \rho, d) \quad (6)$$

Análise do *link* indutivo - O circuito base para as análises de eficiência é mostrado na Figura 1. O transmissor é composto por uma fonte alternada V_s , um circuito LC série, no qual L_1 corresponde a indutância da bobina a ser projetada. C_1 é uma capacitância devidamente projetada para a frequência de ressonância f_0 de 125kHz, sabendo que $f_0 = 1/2\pi\sqrt{LC}$. Já o receptor é composto por um circuito LC paralelo, também ressonante. As resistências R_1 e R_2 correspondem às resistências das bobinas L_1 e L_2 , que serão fundamentais no cálculo do fator de qualidade Q de cada indutor dado por $Q = \omega_0 L/R$. A resistência R_s corresponde à resistência do *drive*.

Seguindo o exposto em [6] e [7] a eficiência energética, PTE , para duas bobinas é obtida através da seguinte equação:

$$\eta_{2-bobinas} = \frac{k_{12}^2 Q_1 Q_2}{1 + k_{12}^2 Q_1 Q_L} \cdot \frac{Q_{2L}}{Q_L} \quad (7)$$

Em que, k_{12} corresponde ao coeficiente de acoplamento entre os indutores L_1 e L_2 com seus respectivos fatores de qualidade Q_1 e Q_2 , $Q_L = R_L/\omega_0 L_2$ e $Q_{2L} = Q_2 Q_L / (Q_2 + Q_L)$. Deve-se considerar que a resistência série do primário é a soma da resistência da bobina L_1 e a resistência da fonte, estes dois fatores influenciarão no fator de qualidade Q_2 . Já a potência na carga, PDL , é obtida através de:

$$P_{L2-bobinas} = \frac{V_s^2}{2R_1} \frac{k_{12}^2 Q_1 Q_2}{(1 + k_{12}^2 Q_1 Q_L)^2} \cdot \frac{Q_{2L}}{Q_L} \quad (8)$$

Otimização para duas bobinas - Através da teoria de otimização de duas bobinas apresentado em [7] é possível definir a melhor relação entre distância e número de voltas para uma determinada carga. Ou seja, obter a relação entre o menor número de voltas possível para a melhor PTE ou PDL , tendo em vista que ambos não possuem um ponto ótimo comum para uma determinada especificação de projeto.

Através de Q_1 , Q_2 e k_{12} foi possível calcular o melhor valor de $R_{L,PTE} = \omega_0 L_2 Q_{L,PTE}$ para maximizar

a PTE para uma distância específica d_{12} , sendo $Q_{L,PTE}$ obtido pela equação:

$$Q_{L,PTE} = \frac{Q_2}{(1 + k_{12}^2 Q_1 Q_2)^{1/2}} \quad (9)$$

Resultados

Definindo as especificações e limites do projeto, foram realizados os cálculos e otimizações através do *software Matlab*®. Assim, por meio de iterações variando o número de voltas de cada bobina, foi possível definir um valor ótimo para determinada carga e distância via equação (9). As especificações utilizadas neste trabalho são mostradas na Tabela 1.

Tabela 1: Especificações e limites do projeto

Especificação	Variável	Valor
Frequência de Ressonância	f_0	125 kHz
Tensão da fonte	V_s	1 Vp
Resistência de prova	R	4,4 Ω
Distância entre L_1 e L_2	d_{12}	3 cm
Raio máximo da bobina L_1	a_{max}	3,6 cm
Raio máximo da bobina L_2	b_{max}	1,5 cm
Comprimento máximo de L_1	$l_{a_{max}}$	1,0 cm
Comprimento máximo de L_2	$l_{b_{max}}$	1,0 cm
Diâmetro do fio de L_1	r_{wa}	0,643 mm
Diâmetro do fio de L_2	r_{wb}	0,643 mm

Para obtenção dos resultados práticos montou-se o circuito apresentado na Figura 2. Como fonte senoidal utilizou-se um gerador de sinais da marca *Minipa*, modelo MFG4201A que possui resistência interna de 50 Ω . Como em [2] e [3], as perdas na resistência interna do gerador foram ignoradas e uma resistência R de 4,4 Ω foi adicionada em série ao circuito para simular a resistência aproximada de um amplificador de potência (PA), possibilitando mensurar a corrente do primário e, conseqüentemente, a potência de entrada P_{in} do circuito. Visando aproximar melhor os resultados práticos e teóricos, foi adicionada uma resistência de 0,5 Ω no primário e secundário devido aos contatos na montagem do circuito.

Os pontos $p1$, $p2$ e $p4$ são os pontos de medição com a ponteira do osciloscópio, tendo como referência os pontos $p3$ e $p5$.

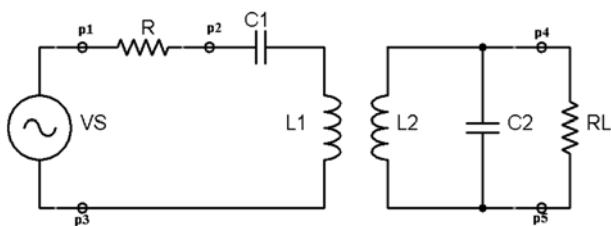


Figura 2: Circuito para obtenção dos resultados práticos

Inicialmente, foram realizados testes com bobinas planares com apenas uma camada e bobinas solenoides simples, com o intuito de verificar a eficiência energética e sua viabilidade quando projetado um *link* indutivo para aplicações biomédicas. A Tabela 2 apresenta os resultados da otimização para $R_{L,PTE}$ desejado igual a 125 Ω a uma distância de 3 cm.

Tabela 2: Resultados da otimização para 3 cm

Bobina	N_1	N_2	$R_{L,PTE,calc.}$	$PTE_{calc.}$
Planar	18	12	20 Ω	1,5 %
Solenóide	11	11	135 Ω	1,5 %

Tendo em vista a baixa PTE obtida e as limitações físicas do projeto, no qual é preciso obter um indutor com dimensões bem reduzidas objetivando o implante, verificou-se a necessidade de projetar bobinas multicamadas, aumentando o número de voltas sem alterar as dimensões especificadas. Obtendo assim, uma eficiência energética adequada à aplicação biomédica.

A Tabela 3 apresenta o resultado da otimização para duas bobinas multicamadas para $R_{L,PTE}$ desejado igual a 125 Ω a uma distância de 3 cm.

Tabela 3: Resultado da otimização para um *link* indutivo entre duas bobinas multicamadas

Especificação	Valor
Tipo de bobina	Multicamada
Número de camadas de L_1	4
Número de camadas de L_2	4
Número de voltas por camada de L_1	26
Número de voltas por camada de L_2	5
$R_{L,PTE,calc.}$	126 Ω
$PTE_{calc.}$	28 %

Montando as bobinas seguindo as especificações da Tabela 1 e 3, obteve-se L_1 igual a aproximadamente 644,3 μH possuindo 104 voltas, enquanto L_2 possui 20 voltas e 23,2 μH de autoindutância. Através de valores de capacitores comerciais, com erro de aproximadamente 10%, utilizou-se C_1 igual a 2,5 nF e C_2 igual a 70 nF, buscando aproximar-se da frequência de ressonância desejada.

A Figura 3 apresenta a PTE teórica e prática para diferentes valores de R_L considerando o projeto com bobinas multicamadas. Verifica-se que para ambas as curvas, o valor máximo de $R_{L,PTE}$ aproximou-se de 125 Ω quando a uma distância de 3 cm, como foi calculado via equação (9). É possível verificar um erro médio de aproximadamente 10% entre os valores da PTE práticos e teóricos. Da mesma forma na Figura 4, cujo gráfico mostra as curvas da PTE teórica e prática para diferentes distâncias, verificou-se um erro médio aproximado de 8%, o que demonstra uma relação

satisfatória entre o modelo adotado para os cálculos e os resultados práticos.

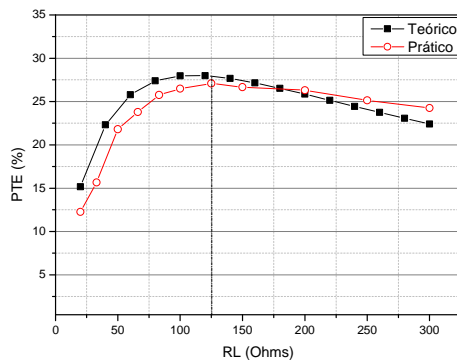


Figura 3: PTE vs R_L a 3 cm para $N_1 = 104$ e $N_2 = 20$ voltas.

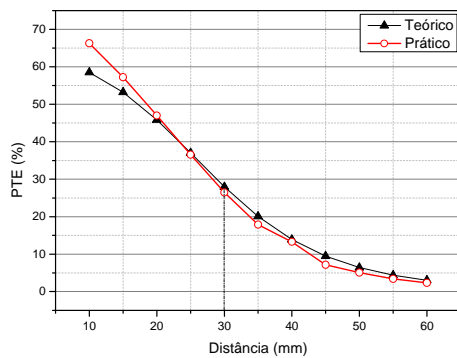


Figura 4: PTE vs distância ente L_1 e L_2 .

Discussão

O uso de circuitos ressonantes em baixas frequências possui como característica um baixo fator de qualidade Q – no caso estudado o fator de qualidade sem carga dos indutores se encontram na faixa de 115 para L_1 e 15 para L_2 – que, conseqüentemente, reduz a eficiência e a potência disponível à carga quando comparado com projetos em alta frequência. Assim, para compensar um baixo Q é necessário aumentar as dimensões das bobinas, o que pode limitar seu uso em projetos de dispositivos implantáveis.

Com o intuito de comparar este efeito da frequência em um *link* indutivo, a Tabela 4 apresenta o resultado de alguns trabalhos em diferentes faixas de frequência.

Tabela 4: Comparação com trabalhos anteriores

Ref.	f_0 (MHz)	$a_{max} - b_{max}$ (mm)	d_{12} (mm)	PTE
[1]	6,78	26 – 5	15	19,3%
[2]	3	20 – 7,5	12	35%
[3]	0,7	32 – 11	20	82%
Este Trab.	0,125	36 – 15	30	27%

Pode-se concluir que os resultados obtidos através dos ensaios realizados demonstraram corroborar o funcionamento do método de otimização proposto em [7], já que o deslocamento de $R_{L,PTE}$ apresentado é mínimo e os erros da PTE não ultrapassaram 20%, o que é um valor aceitável tendo em vista a presença de erros na confecção manual das bobinas e nos valores dos capacitores utilizados. A eficiência na transmissão de energia obtida para duas bobinas multicamadas pode ser considerada satisfatória, levando em consideração uma bobina no secundário com 30 mm de diâmetro.

Para trabalhos futuros, faz-se interessante a comparação da PTE frente às características físicas de sistemas de duas e três bobinas, além do projeto de um sistema de comunicação de dados passivo utilizando o mesmo método aplicado neste trabalho para definição dos parâmetros estruturais das bobinas.

Referências

- [1] Harrison RR. Designing Efficient Inductive Power Links for Implantable Devices. In: IEEE International Symposium on Circuits and Systems; 2007 May 27-30; New Orleans, EUA. 2007. p. 2080-3.
- [2] RamRakhyani AK, Lazzi G. On The Design of Efficient Multi-Coil Telemetry System for Biomedical Implants. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2013; 7(1):11-23.
- [3] RamRakhyani AK, 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. 2011; 5(1): 48-63.
- [4] Zierhofer CM, Hockmair ES. Geometric Approach for Coupling Enhancement of Magnetically Coupled Coils. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1996; 43(7):708-714.
- [5] Pichorim SF, Abatti PJ. Design of Coils for Millimeter and Submillimeter-Sized Biotelemetry. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004; 51(8):1487-1489.
- [6] Yang C-W, Yang C-L. Analysis of Inductive Coupling coils for Extending Distances of Efficient Wireless Power Transmission. In: IEEE Internacional Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications; 2013 Dec 9-11; Singapore. 2013.
- [7] Kiani M, Jow U-M, Ghonvaloo M. Design and Optimization of a 3-Coil Inductive Link for Efficient Wireless Power Transmission. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2011. 5(6):579- 591.