

# Transmission d'énergie par couplage inductif. Application aux capteurs biomédicaux intégrés

Laroussi BETTAIEB<sup>1</sup>, François COSTA<sup>1</sup> et Jean-Christophe LOURME<sup>2</sup>

<sup>1</sup>SATIE, ENS de Cachan – 61 avenue du président Wilson, 94230 CACHAN

<sup>2</sup>ValoTec – 94 rue Marcel Bonnet, 94320 CACHAN

**RESUME** – Les méthodes de récupération d'énergie reçoivent actuellement une attention très significative de la part de la communauté de recherche. En particulier, dans le cas des dispositifs médicaux implantables, le transfert d'énergie sans fil ou encore par couplage inductif est devenu la méthode principale pour ces genres d'applications. En effet, Cette méthode de transfert d'énergie écarte tout risque d'infection au niveau de la peau grâce à la présence de fil métallique, ainsi que la nécessité de chirurgie pour un changement de pile. Cet article veut faire le point sur ce principe de transfert d'énergie par lien inductif et ces domaines d'applications. Un modèle analytique original de calcul des paramètres électriques du circuit équivalent aux bobines utilisées pour le transfert d'énergie a été développé. Par ailleurs, une nouvelle structure composée de trois, quatre voir cinq bobines visant à améliorer le rendement énergétique du lien inductif a été étudiée. Les résultats obtenus sont bien meilleurs que ceux obtenus par l'usage de deux bobines seulement.

**MOTS-CLES** – Transfert d'énergie sans fil, couplage magnétique, modélisation électromagnétique, dispositifs médicaux implantables, rendement énergétique.

## 1. Introduction

La dernière décennie a connu une poussée dans l'utilisation des systèmes électroniques implantables tels que les capteurs et les neuro-stimulateurs biomédicaux intégrés. En effet, cette catégorie de systèmes, en pleine expansion, suscite de nos jours un grand intérêt dans le monde de la recherche scientifique. On peut trouver alors différentes applications ayant recours à ces systèmes. À titre d'exemples, on note la mesure de divers signaux physiologiques, la restauration des fonctions motrices d'organes affectés à la suite d'un accident ou d'une maladie, la stimulation des muscles et l'allègement des effets de certains types de maladies [1, 2]. Afin d'obtenir un système implantable portable et autonome, les circuits électroniques de l'implant doivent être de taille réduite et consommer peu de puissance. L'alimentation en énergie des implants est donc l'aspect le plus déterminant dans la conception des implants électroniques dans le domaine biomédical. La transmission de l'énergie par lien inductif paraît alors la meilleure solution qui répond à ce déficit [3, 4]. De plus, cette méthode permet d'obtenir un lien de communication avec le monde extérieur. En effet, un lien inductif peut être utilisé à la fois pour transmettre l'énergie nécessaire à l'alimentation et les données simultanément [5]. Cependant, la complexité de la géométrie des bobines couplées dans les liens inductifs rend très difficile voir impossible l'extraction des expressions analytiques générales pour des caractéristiques importantes du lien comme le rendement en puissance ou encore la tension au secondaire. En effet, pour déterminer le comportement électrique des bobines couplées, il faut connaître le coefficient de couplage  $k$ , les inductances propres, les inductances mutuelles et les capacités parasites. Cet article présente tout d'abord l'architecture principale de la structure des implants électroniques et survole leurs principales fonctions. Ensuite, une méthode analytique originale pour le calcul de grandeurs électriques sera élaborée. Une nouvelle structure composée de plusieurs bobines couplées a été étudiée et elle a démontrée un fort potentiel pour ce genre d'application.

## 2. Aperçu des systèmes électroniques implantables (SEI)

Une fois installé dans le corps humain, un dispositif électronique implantable est un appareil dédié à remplir des fonctions de stimulation électrique ou d'observation et de façon générale on peut classer les applications de ce système en deux grandes catégories :

- ✓ Le prélèvement et la transmission des signaux physiologiques utiles pour l'étude de certains types de maladies et la surveillance ou le suivi des maladies.
- ✓ L'établissement (restauration totale ou partielle) des fonctions motrices de certains organes affectés par des paralysies.

Typiquement, un système électronique implantable (SEI) est principalement composé d'une partie allant dans le corps humain (unité interne) et d'une unité de commande externe ou contrôleur externe comme le montre la figure 1. L'implant est placé sous la peau de l'utilisateur et est destiné à fonctionner d'une manière efficace et autonome durant de longues périodes (plusieurs années) pour ne pas avoir recours à différentes chirurgies de remplacement de l'implant ou des batteries d'alimentation.

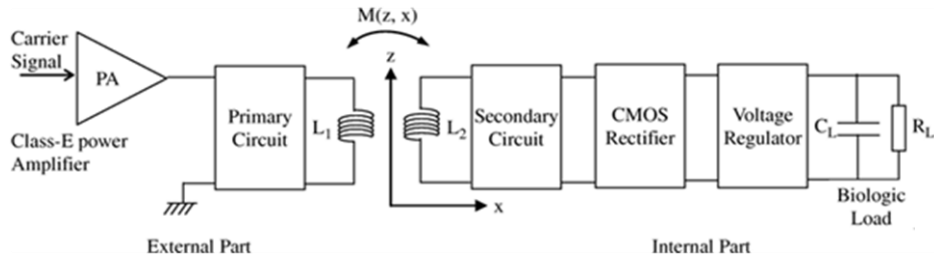


Figure 1 : Schéma bloc d'un système biomédical implantable

### 3. Principe de fonctionnement d'un lien inductif

Le comportement d'un lien inductif comprenant un circuit primaire et un circuit secondaire peut être traité à deux niveaux d'abstraction différents : une description des champs électromagnétiques et une description au niveau circuit. Ces deux abstractions sont complémentaires, cependant il peut être difficile de faire le passage d'une à l'autre. La description électromagnétique est basée sur la géométrie et la composition physique des éléments de liaison, mais elle ne donne pas l'information directe sur la façon dont les signaux électriques se propagent dans le lien de transfert de puissance. Aussi description au niveau circuit peut être utilisée pour déduire les caractéristiques du lien, mais les paramètres clés, c'est-à-dire les éléments composant du circuit comme les inductances, les éléments parasites et le coefficient de couplage magnétique, peuvent seulement être extraits de la description des champs électromagnétiques. Cette extraction de paramètres n'est pas toujours une tâche facile due à la complexité des équations découlant de différentes formes géométriques. Pour ce faire nous allons présenter une méthode analytique qui permet de calculer ces paramètres électriques dans le cas de deux bobines couplées entre eux et situées arbitrairement dans l'espace.

### 4. Modèle électromagnétique

Considérant deux bobines toriques de sections rectangulaires et couplées entre eux: La première notée  $C_p$  de rayon  $R_p$  et comportant  $N_1$  spires. La deuxième notée  $C_s$  de rayon  $R_s$  ( $R_p > R_s$ ), composée de  $N_2$  spires et située arbitrairement à proximité de la première (cf. figure 2).

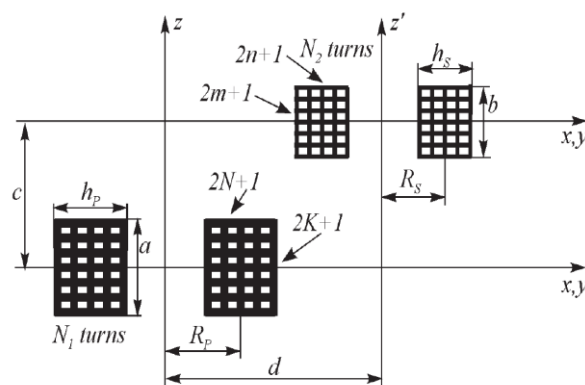


Figure 2 : Bobines de sections rectangulaires couplées entre eux

Dans [6] S. BABIC et all. ont développés une méthode analytique qui permet de calculer l'inductance mutuelle entre deux spires couplées et situées arbitrairement dans l'espace. Nous avons utilisé ces résultats pour déterminer la self-inductance  $L$ , l'inductance mutuelle  $M$  et le coefficient de couplage  $k$  dans le cas de deux bobines toriques de sections rectangulaires. En effet, la section rectangulaire de chaque bobine peut être divisée en plusieurs éléments chacun de surface élémentaire  $dS$  ( $(2N+1) \times (2K+1)$  pour la première bobine et  $(2m+1) \times (2n+1)$  pour la deuxième). Chaque élément est équivalent à une spire élémentaire. La self-inductance  $L_1$  de la première bobine  $C_p$  par exemple est donnée par la formule suivante :

$$L_1 = \frac{N_1 \sum_{i=-K}^{i=K} \sum_{j=-N}^{j=N} L(r_i, R)}{(2K+1)(2N+1)} + \frac{N_1^2 \sum_{i=-K}^{i=K} \sum_{j=-N}^{j=N} \sum_{l=-K}^{l=K} \sum_{m=-N}^{m=N} M(i, j, l, m) (1 - \delta_{ijlm})}{(2K+1)^2 (2N+1)^2}, \quad (1)$$

avec:

- ✓  $L(r_i, R) = \mu_0 \gamma_i \left( \ln \left( \frac{8r_i}{R} \right) - 2 \right)$
- ✓  $M(i, j, l, m) = \frac{2\mu_0 \sqrt{R_{ij} R_{lm}}}{k} \left[ \left( 1 - \frac{k^2}{2} \right) K(k) - E(k) \right]$
- ✓  $\alpha = \frac{R_{lm}}{R_{ij}}, \beta = \frac{z(i, j, l, m)}{R_{ij}}, k^2 = \frac{4\alpha}{(1+\alpha)^2 + \beta^2}, R_{ij} = R_p + \frac{r_p}{(2N+1)} j, R_{lm} = R_p + \frac{r_p}{(2N+1)} m, h_p = R_2 - R_1, R_p = \frac{R_1 + R_2}{2}$
- ✓  $z(i, j, l, m) = z(l, m) - z(i, j) = \frac{2a}{(2K+1)} l - \frac{2a}{(2K+1)} i = \frac{2a}{(2K+1)} (l - i).$

La mutuelle inductance est donnée par :

$$M = \frac{N_1 N_2 \sum_{g=-K}^{g=K} \sum_{h=-N}^{h=N} \sum_{p=-m}^{p=m} \sum_{l=-n}^{l=n} M(h, l, g, p)}{(2K+1)(2N+1)(2m+1)(2n+1)}, \quad (2)$$

avec :

- ✓  $M(h, l, g, p) = \frac{2\mu_0}{\pi} \sqrt{R_p(h) R_s(l)} \int_0^\pi \frac{\left( 1 - \frac{a}{R_s(l)} \cos \varphi \right) \Phi(k)}{k \sqrt{V^3}} d\varphi,$
- ✓  $\alpha(h, l) = \frac{R_s(l)}{R_p(h)}, \beta(h, g, p) = \frac{z(g, p)}{R_p(h)}, k^2(h, l, g, p) = \frac{4\alpha(h, l) V(l)}{(1+\alpha(h, l) V(l))^2 + \beta^2(h, g, p)}, V(l) = \sqrt{1 + \frac{d^2}{R_s^2} - 2 \frac{d}{R_s(l)} \cos \varphi}$
- ✓  $\Phi(k) = \left( \frac{2}{k} - k \right) K(k) - \frac{2}{k} E(k)$  et  $z(g, p) = c + \frac{a}{(2K+1)} g + \frac{b}{(2m+1)} p.$

A titre d'exemple, dans le cas de deux bobines plates couplées entre eux (cf. figure 3) nous avons calculés le coefficient de couplage  $k$  et les résultats obtenus sont représentés sur la figure 4. La première bobine appelée  $D_p$ , de rayon interne  $R_{p\_min}=10\text{mm}$ , de rayon externe  $R_{p\_max}=15\text{mm}$  et comportant 5 spires. La deuxième bobine plate est appelée  $D_s$ , contenant 5 spires, de rayon interne  $R_{s\_min}=8\text{mm}$  et de rayon externe  $R_{s\_max}=10\text{mm}$ .

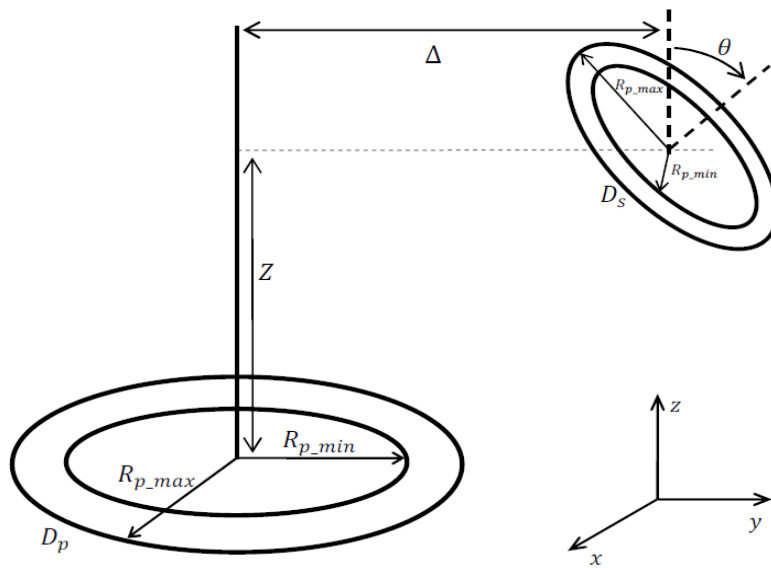
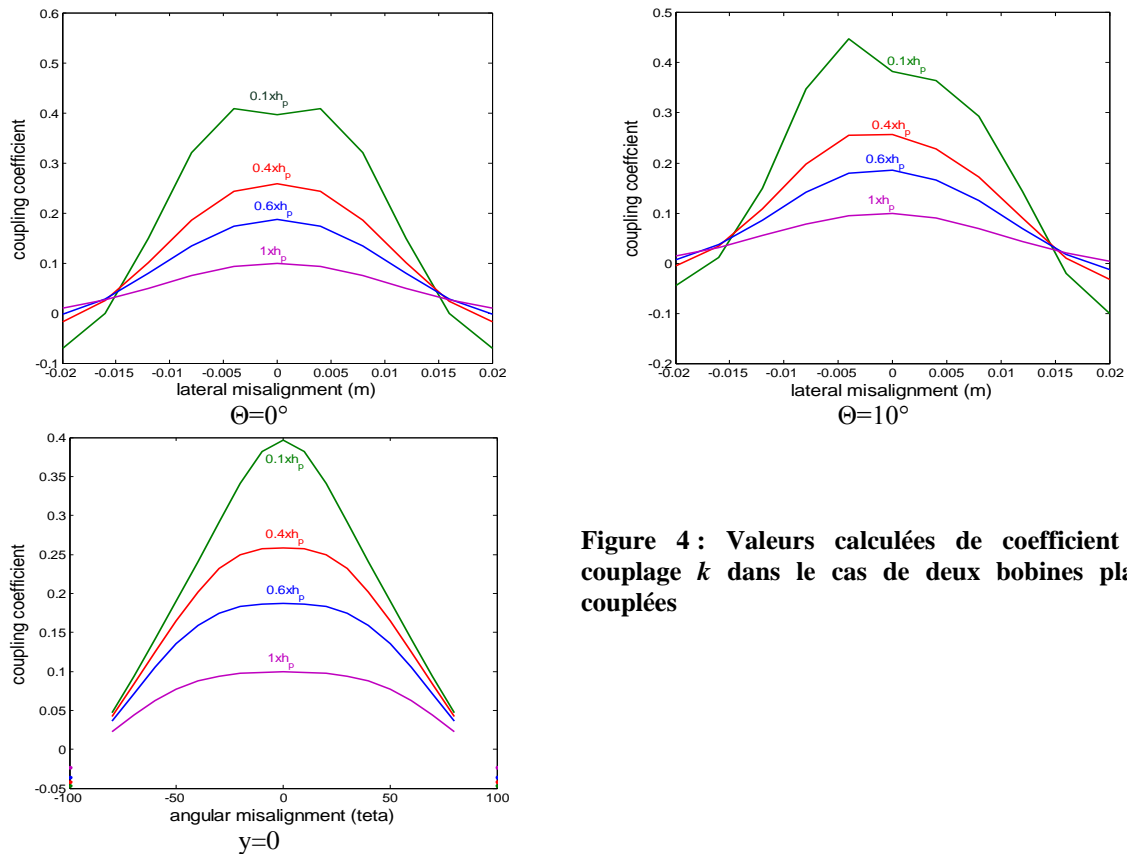


Figure 3 : Bobines plates (disque) couplées entre eux



**Figure 4 : Valeurs calculées de coefficient de couplage  $k$  dans le cas de deux bobines plates couplées**

## 5. Conclusion

Les travaux présentés dans cet article avaient comme objectif la conception d'un système de transfert d'énergie performant et efficace pour les implants médicaux alimentés par lien inductif. Pour ce faire, nous avons développé un modèle analytique permettant d'évaluer avec précision les paramètres électriques et électromagnétiques ainsi que les performances en termes de rendement énergétique du lien inductif. A partir de ce modèle ainsi établi, nous avons pu déterminer les dimensions géométriques des bobines formant le lien. En effet, Ce modèle analytique peut être facilement adapté à d'autres types d'applications (véhicule électrique, robots, éléments de machines outils et appareils domestiques portatifs). Par ailleurs une nouvelle structure composée de plusieurs bobines couplées a été étudiée et les résultats obtenus sont très encourageants et le rendement énergétique du lien inductif est bien meilleur qu'une structure composée de deux bobines seulement. (*L'article final présentera plus de détails*)

## 6. Références

- [1] BROWN J., SALMONS S., « Percutaneous switching of an implantable muscle stimulator via an optical link », Journal of biomedical engineering, vol. 3, pp. 206-208, 1981.
- [2] CARBUNARU R., DURAND D. M., « Toroidal coil models for transcutaneous magnetic stimulation of nerves », IEEE transactions on biomedical engineering, vol. 48, pp. 434-441, 2001.
- [3] Uei-Ming JOW, Maysam GHOVANLOO, « Modeling and optimization of printed spiral coils in air, saline, and muscle tissue environments », IEEE transactions on biomedical circuits and systems, vol. 3, n°. 5, pp. 339-347, 2009.
- [4] Mehdi KIANI, Uei-Ming JOW, Maysam GHOVANLOO, « Design and optimization of a 3-coil inductive link for efficient wireless power transmission », IEEE transactions on biomedical circuits and systems, vol. 5, n°. 6, pp. 579-591, 2011.
- [5] Yu-Ting LI, Cheng-Hung CHANG, Jia-Jin Jason CHEN, Chua-Chin WANG, Chih-Kuo LIANG « Development of implantable wireless biomicrosystem for measuring electrode-tissue impedance », Journal of medical and biological engineering, vol. 25, n°. 3, pp. 1-7, 2005.
- [6] Slobodan BABIC, Frederic SIROIS, Cevdet AKYEL, Claudio GIRARDI, « Mutual inductance calculation between circular filaments arbitrarily positioned in space: alternative to Grover's Formula », IEEE transactions on magnetics, vol. 46, n°. 9, pp. 3591-3600, 2010.