

## Etude d'un stent aortique comme transpondeur biomedical RFID

### Study of an aortic stent as biomedical RFID transponder

---

Hakeim Talleb, Gérard Sou

Sorbonne Universités, UPMC Univ Paris 06, UR2, L2E, F-75005, Paris, France [hakeim.talleb@upmc.fr](mailto:hakeim.talleb@upmc.fr)  
[gerard.sou@upmc.fr](mailto:gerard.sou@upmc.fr)

---

Mots clés : Capteurs biomédicaux, Stent aortique, RFID

---

#### Résumé

Ce papier présente une étude concernant un stent aortique opérant comme antenne dans un tag RFID à 13.56MHz dans le domaine biomédical. Le comportement résonant obtenu en mesure et étudié par des simulations permet d'entrevoir l'élaboration d'endo-prothèses communicantes adaptables au corps humain.

#### Introduction

Actuellement, les études sur les capteurs biomédicaux utilisant l'identification sans contact pour le suivi des patients génèrent un véritable engouement dans la communauté scientifique [1-4]. En raison de son caractère vital, une des applications envisagées est le suivi du traitement d'un anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) par voie endo-vasculaire, à l'aide d'une endoprothèse communicante. Une des solutions souhaitée serait de transmettre les informations d'un capteur de pression embarqué, à l'aide d'un transpondeur utilisant la prothèse comme antenne. Cette dernière, présentée sur la figure 1, est un dispositif métallique maillé et tubulaire. Afin de minimiser les pertes dues à l'absorption des ondes électromagnétique par le corps humain et afin d'assurer une bonne lecture à une distance d'au moins 10cm du corps, il est essentiel d'utiliser une des bandes de fréquences basses ISM (industriel, scientifique, et médical) comme la bande 125-135kHz, ou la fréquence de 13.56MHz tout en respectant les normes internationales ISO14443 ou ISO15693. Parmi les travaux les plus récents [5], [6] il a été récemment proposé d'incorporer au stent un transpondeur composé d'un tag extérieur RFID travaillant à 13.56MHz et d'un micro-capteur de pression. Dans [5], le design du tag extérieur RFID du transpondeur est fixé avec un capteur embarqué sur un des motifs du stent avec une dimension surfacique de 1.8cmx7.5cm. Les puissances présentées allant de 7dBm à 20dBm selon le design du lecteur (rayon et nombre de boucles de l'antenne d'excitation) nécessite l'emploi d'une induction magnétique de quelques Testlas ce qui de facto implique le non respect de la norme ISO15693 concernant la limitation du champ magnétique de l'antenne d'émission à 5A/m. Dans [6], le tag extérieur RFID a été fabriqué avec 8 boucles distantes de 100µm pour une dimension surfacique optimisée de 1.5cmx1.85cm sur de l'Epoxy à 100µm d'épaisseur afin de lui assurer une souplesse suffisante pour le conformer autour du stent. De part son coefficient de qualité de 60, les résultats indiquent la possibilité d'avoir une distance de communication (tout en respectant la limitation du champ de la norme ISO15693) allant de 10cm pour un lecteur de 5cm de rayon à 60cm pour un lecteur de rayon 20cm. Bien que les résultats de ces deux études soient encourageants et que les capteurs de pression sont aujourd'hui de l'ordre du mm [7], les tags extérieurs RFID doivent être nécessairement protégés par des films biocompatibles et ne peuvent en raison de leurs formes et de leurs dimensions être introduits d'une manière non-invasive ce qui les rend incompatibles avec les techniques endo-vasculaires. Or la majorité des chirurgiens demandent qu'un stent aortique embarquant un capteur de pression soit introduit de manière conventionnelle, sans ajout de geste supplémentaire, à savoir en pénétrant par voie fémorale puis en le faisant progresser le long d'un cathéter par voie endo-vasculaire jusqu'à l'AAA. C'est dans ce contexte que ce papier propose de montrer qu'il n'est plus nécessaire d'introduire un tag RFID extérieur sur le stent puisqu'en raison de sa forme métallique maillée et tubulaire il est possible de faire fonctionner un des motifs de ce dernier comme une boucle magnétique autour des 13.56MHz. La première partie est consacrée à l'élaboration du circuit électrique équivalent à l'aide de mesures et expose la méthode afin d'obtenir une résonance avoisinant les 13.56MHz tout en conservant un fort coefficient de qualité même lors d'une immersion dans une solution saline (10g/l). La seconde partie aborde le comportement magnétique du stent à l'aide de simulations électromagnétiques réalisées sous le logiciel CST MWS.

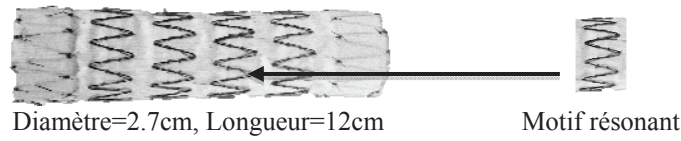
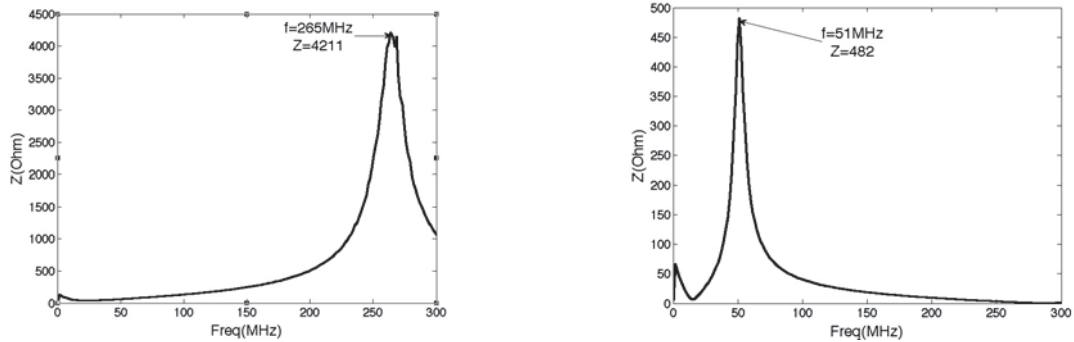


Figure 1 : Stent aortique étudié

**Elaboration du circuit électrique équivalent**

La figure 2 montre les réponses fréquentielles du module de l'impédance du stent mesurée à vide et chargée en parallèle par une capacité  $C_{add}$  de 47pF. Les mesures ont été effectuées l'aide d'un analyseur de réseaux 4393B de chez Agilent en reliant à un motif du stent un connecteur SMA qui possède aux fréquences étudiées une capacité moyenne  $C_{SMA}$  de 0.1pF vers 20MHz. La première mesure confirme le comportement résonant du motif du stent à vide avec une résonance  $f_1$  à 270MHz et la seconde mesure montre un décalage de la fréquence de résonance  $f_2$  à 51MHz mais avec une dégradation du coefficient de qualité due à l'infime partie résistive  $r_c$  de la capacité de 47pF.



Le schéma électrique du motif du stent peut alors se définir selon les deux modèles équivalents standards (série ou parallèle) représentés sur la figure 3.

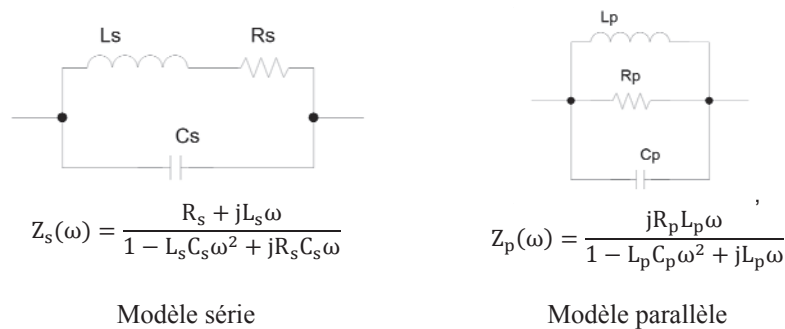


Figure 3 : Schéma électrique équivalent du motif du stent

Ces deux modèles sont équivalents en employant les relations suivantes :

$L_p = L_s$ ,  $C_p = C_s$ ,  $R_p = R_s Q_s^2$ ,  $Q_p = Q_s$  où  $Q_s = \frac{L_s\omega}{R_s}$ , et  $Q_p = \frac{R_p}{L_p\omega}$  sont les coefficients de qualité série et parallèle.

En prenant en compte la légère influence de la capacité moyenne  $C_{SMA}$ , les éléments électriques peuvent être approximés à l'aide du modèle parallèle en suivant cette procédure :

$$f_1 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_p C_p}}, f_2 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_p(C_p+C_{add})}} \quad (1)$$

$$C_p = \frac{C_{add}}{\left(\frac{f_1}{f_2}\right)^2 - 1} - C_{SMA} \quad (2)$$

$$L_p = \frac{1}{4\pi^2 f_1^2 C_p} \quad (3)$$

$$R_p = Z_p(\omega_1) \quad (4)$$

Soit :  $C_p \approx 0.6pF$ ,  $L_p \approx 0.2\mu F$  et  $R_p \approx 4.2k\Omega$  à vide,  $482\Omega$  avec  $47pf$ ,  $Q_p(\omega_1) \approx 12$  à vide et  $Q_p(\omega_2) \approx 8$  chargé par  $47pF$

Afin de contrecarrer la détérioration du coefficient de qualité, le motif du stent a été modifié en lui ajoutant une inductance de  $1\mu H$  en série, ainsi qu'une capacité de  $0.12nF$  afin d'avoir une résonance avoisinant les  $13.56MHz$ . Ainsi le nouveau schéma électrique équivalent est représenté sur la figure 4.

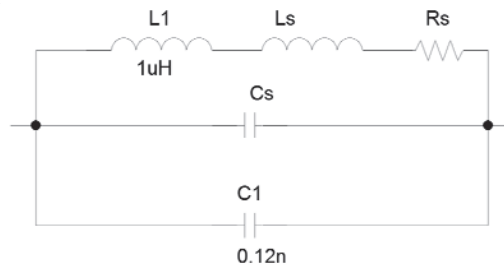


Figure 4 : Schéma électrique du motif du stent modifié

Puisque  $L_s < L_1$  et  $C_s \ll C_1$  la nouvelle fréquence de résonance ainsi que le coefficient de qualité prédit à cette fréquence sont donnés par les relations suivantes:

$$f_3 \approx \frac{1}{2\pi\sqrt{(L_1+L_s)C_1}} = 13.2MHz \quad (5)$$

$$Q_s(\omega_3) \approx \frac{L_1\omega_3}{R_s} = 18 \quad (6)$$

Ces résultats sont confirmés par la mesure du module de l'impédance représentée sur la figure 5.

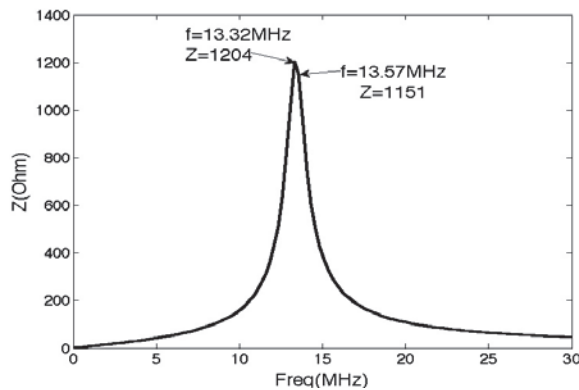
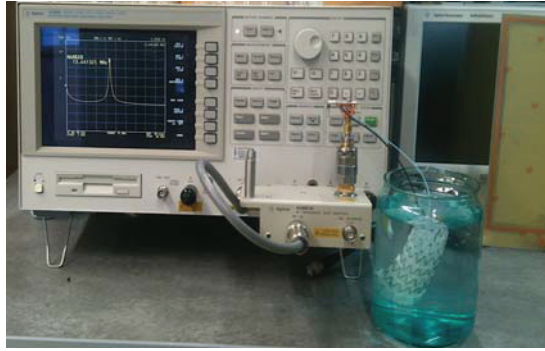
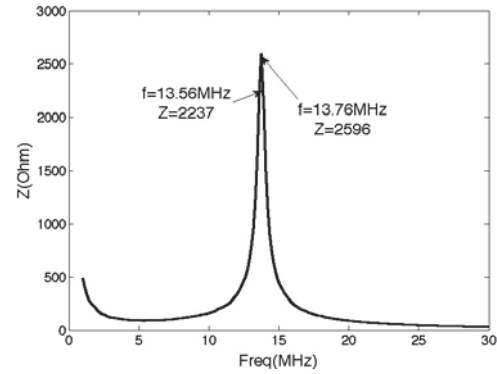


Figure 5 : Mesure du module de l'impédance du stent chargé par  $L_1$  et  $C_1$

Afin de s'assurer que l'efficacité du stent ne sera pas influencée par le corps humain, ce dernier a été plongé comme le montre la figure 6 dans un volume de solution saline. Ainsi, il n'est pas utile d'envisager l'ajout d'un film de protection biocompatible sur le stent.



Principe de la mesure



Module de l'impédance du stent immergé

Figure 6 : Stent immergé dans un volume d'eau salinisé

Des mesures complémentaires à l'aide d'une antenne « lecteur » alimentée par un oscillateur à 13.56MHz ont montré que la tension récupérée est plus importante lorsque l'antenne est placée perpendiculairement à l'axe du stent. Ce résultat implique que le motif du stent se comporte comme une boucle magnétique classique pour laquelle ses lignes de champ s'enroulent autour de son axe.

### Simulation du comportement magnétique

Les précédents résultats ont montré que le stent, à travers un motif alimenté, joue le rôle de boucle magnétique et que l'accord autour de 13.56MHz est réalisé par les éléments  $C_1$  et  $L_1$  ajoutés. Afin d'étudier la distribution du champ magnétique émanant du stent, des simulations électromagnétiques ont été effectuées sous le logiciel CST MWS à l'aide des répliques (mêmes dimensions que le stent réel) représentées sur la figure 6.



Figure 6 : Réplique du stent simulé sous CST MWS

En plus de montrer une bonne concordance avec les précédents résultats de mesure, la figure 7 prouve que les autres motifs du stent n'ont aucune influence sur le motif résonant. Ce dernier point s'explique à l'aide de la figure 8 puisque les lignes du champ magnétique autour du motif résonant ne sont nullement influencées par les autres motifs. Comme remarqué par les mesures, l'orientation des lignes de champs montre qu'elles s'enroulent au centre de l'axe longitudinal du stent.

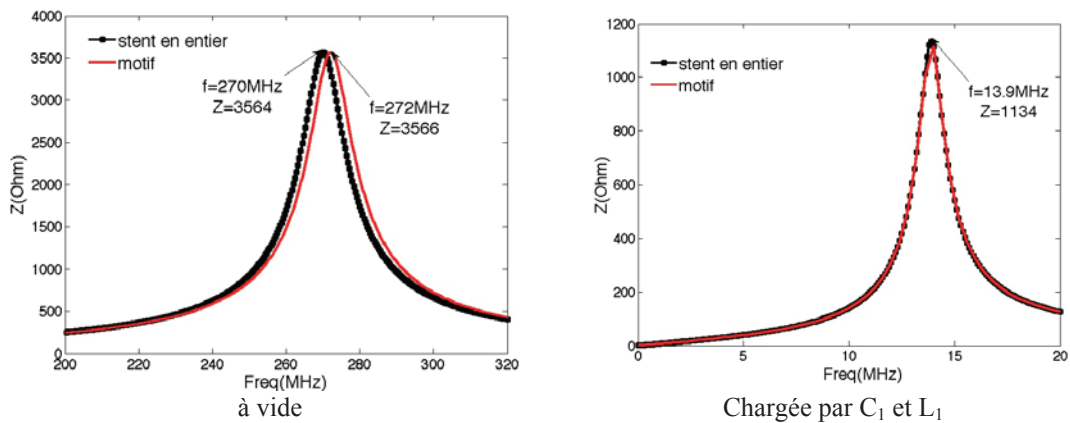


Figure 7 : Simulations du module de l'impédance du stent et du motif

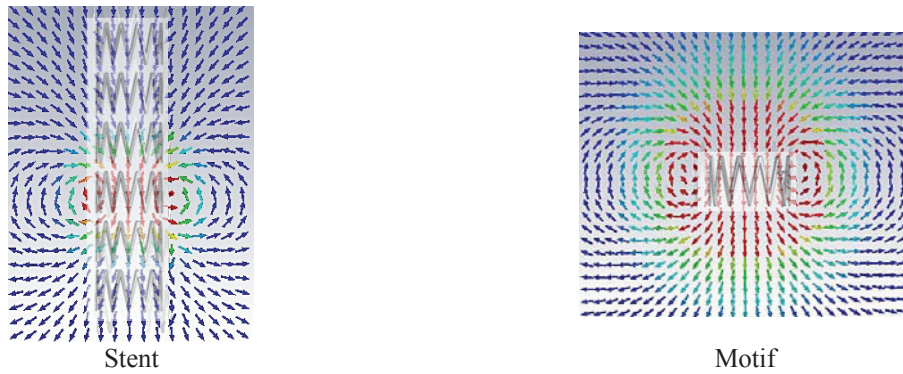


Figure 8 : Distribution du champ magnétique

Dans le but de vérifier que le corps humain, qui est plus complexe que la solution saline utilisée en mesure, n'a aucune influence sur les performances du stent, ce dernier a été introduit sous forme d'une boîte de Huygens au sein d'un fantôme numérique (modèle HUGO). Les distributions normalisées du champ magnétique représentées sur la figure 9 confirment que le champ magnétique ne subit aucune influence du corps.

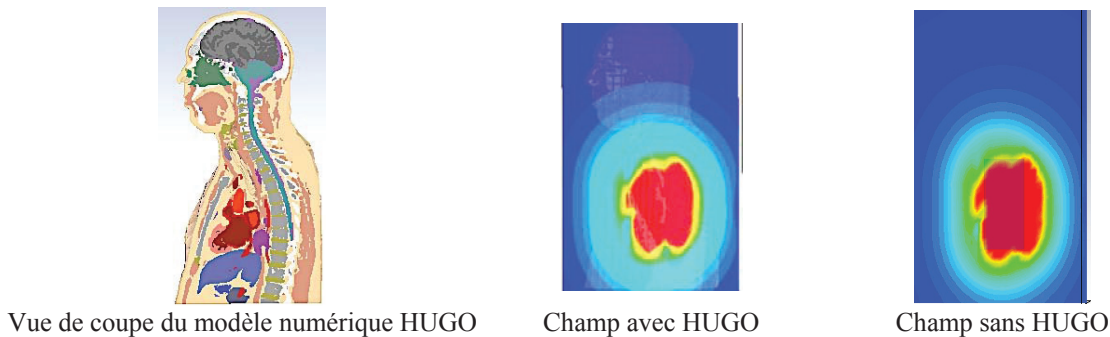


Figure 9 : Distribution du champ magnétique avec et sans HUGO

## Conclusion

Cette étude a montré qu'un stent aortique peut être efficacement utilisé comme une boucle magnétique résonant à 13.56MHz, en ajoutant une inductance en série et une capacité en parallèle sur un des motifs. Ainsi l'insertion d'un circuit intégré de l'ordre du  $\text{mm}^2$ , comprenant un micro-capteur de pression et l'électronique de conditionnement, permettra de répondre à la principale demande des chirurgiens à savoir introduire une endoprothèse communicante de manière conventionnelle sans modification du geste ou de la procédure opératoire.

## Références bibliographiques

- [1] Heetderks W.J, "RF powering of millimeter and submillimeter sized neural prosthetic implants", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 5, pp.323-327, May. 1988.
- [2] Liu W., Vichienchom K., Clements M., DeMarco S.C., Hughes C., McGucken E., Humayun M.S., De Juan E., Weiland J.D., Greenberg R., "A neuro-stimulus chip with telemetry unit for retinal prosthetic device", *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 35, no. 10, pp.1487-1497, Oct. 2000.
- [3] Heetderks W.J, Rf powering of millimeter and submillimeter sized neural prosthetic implants", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 35, No. 5, 323-327, 1988. 5.
- [4] Soma M, Galbraith C.D, and White R, Radio-frequency coils in implantable devices: Misalignment analysis and design procedure, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 34, No. 4, 276-282, 1987.
- [5] Bradford B., Krautschneider W., Schröder D. "Wireless Power and Data Transmission for a Pressure Sensing Medical Implant", *BMT 2010, Proceedings of the Biomedizinische Technik Conference*, Germany, October 2010.
- [6] Talleb H., Faci S., Lautru D., Hanna V. F., Wiart J. Investigation on an RFID planar coil for a wireless communicative aortic stent, *Comptes Rendus Physique de l'Académie des Sciences* (2013).
- [7] Achkar C., Haentjens Y., Leborgne A., Alquié G., Sou G., Molina J., Koskas F., Bertsch N., Talbot P., Stutz G. et al, "Capture électronique des données pour le suivi médical personnalisé", *In IRBM (Ingénierie et Recherche Biomédicale) - Recherche en Imagerie et Technologies pour la Santé RITS 2011*.