



Etude expérimentale d'un transducteur magnétoélectrique pour les besoins de la télé-alimentation de capteurs biomédicaux implantés.

Kévin Malleron, Aurélie Gensbittel, Hakeim Talleb, Zhuoxiang Ren

► To cite this version:

Kévin Malleron, Aurélie Gensbittel, Hakeim Talleb, Zhuoxiang Ren. Etude expérimentale d'un transducteur magnétoélectrique pour les besoins de la télé-alimentation de capteurs biomédicaux implantés.. Journées d'Etude sur la TélésANTé, 6ème edition, Pôle Capteurs, Université d'Orléans, May 2017, Bourges, France. hal-01565003

HAL Id: hal-01565003

<https://hal.science/hal-01565003>

Submitted on 19 Jul 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Etude expérimentale d'un transducteur magnétoélectrique pour les besoins de la télé-alimentation de capteurs biomédicaux implantés.

Kévin Malleron, Aurélie Gensbittel, Hakeim Talleb et Zhuoxiang Ren.
UPMC Univ. Paris 06, UR2, L2E, F-75005, Paris, France
kevin.malleron@upmc.fr

Abstract – *En prévision de l'alimentation de capteurs biomédicaux implantés, la caractérisation d'un matériau magnétoélectrique ayant des dimensions adaptées pour prévoir la télé-alimentation d'un capteur de ce type est analysée. Des résultats encourageants montrent une puissance délivrable proche de 60 μ W pour des fréquences inférieures à 100 kHz pour des champs magnétiques appliqués statique et dynamique qui respectent les normes de dosimétrie en vigueur.*

Keywords: *Matériaux magnétoélectrique, télé-alimentation, transducteur d'énergie.*

I. INTRODUCTION

Le concept de « internet des objet » (IoT) ou « objets communicants » suppose une multiplication de dispositifs électroniques miniatures, capables d'interagir avec l'environnement et de communiquer des informations à travers des *Wireless Sensor Node* (WSN). Cette technologie accroît la maîtrise de l'environnement et permet ainsi d'améliorer la sécurité et le confort. L'IoT s'ouvre ainsi à de nombreuses applications dans le domaine de la santé telles que les dispositifs implantables, le monitoring de la santé ou l'assistance aux personnes (handicapées, âgées ou en convalescence). L'un des défis majeurs est la création des technologies associées aux besoins de l'e-santé afin de rendre accessible à distance et en temps réel un certain nombre de paramètres physiologiques pour renforcer une prise en charge rapide et efficace par le corps médical.

Sur le plan technique, la principale difficulté reste le développement de dispositifs implantables ayant une autonomie énergétique efficiente, à savoir une puissance d'alimentation allant de 10 μ W à 1 mW. En effet, les accumulateurs (piles ou batteries) ont généralement une durée de vie limitée, et leur remplacement régulier n'est pas toujours possible ni même désiré quand il s'agit du corps humain. C'est ainsi que la récupération d'énergie reste la principale piste pour l'autonomie des dispositifs miniatures communicants. Deux approches doivent être distinguées en parlant de la récupération d'énergie. Dans certains cas, il s'agit d'utiliser une partie de l'énergie « perdue », par exemple, l'énergie des vibrations ambiantes. Dans d'autre cas, particulièrement important pour les applications médicales, l'énergie de l'environnement est

générée artificiellement pour alimenter le dispositif de récupération d'énergie du capteur. Il s'agit alors d'une télé-alimentation : une alimentation à distance.

Les transducteurs d'énergie à base de matériaux magnétoélectriques (ME) [1] combinent les avantages des capteurs magnétiques (basses fréquences donc peu d'absorption par le corps humain) et piézoélectriques (petites dimension, forte densité d'énergie, compatibilité avec les contraintes de l'électronique implantable). Leur mode de fonctionnement en télé-alimentation est basé sur une excitation par un champ magnétique extérieur (composé d'une composante continue et d'une alternative) afin que les couches magnétostrictives jouent le rôle d'actionneurs mécaniques en appliquant des contraintes mécaniques sur la couche piézoélectrique. Ainsi, une tension est récupérable aux bornes des électrodes de la couche piézoélectrique.

II. ETUDE DU TRANSDUCTEUR

A. Cahier des charges

Dans le cas d'une télé-alimentation par induction magnétique, les niveaux d'exposition des sources d'excitation doivent respecter les normes de dosimétrie des restrictions de base définies par l'INIRC [2]. Dans le cas de matériaux ME, il est nécessaire d'appliquer un champ magnétique extérieur composé d'une composante statique et d'une composante dynamique petit signal. Dans le cas du champ statique, la norme en vigueur impose une limitation à 4000 Oe [2,3]. En revanche, les restrictions de base du champ magnétique dynamique sont dépendantes de la fréquence de travail f . En se limitant à des champs magnétiques inférieurs à 100 kHz, la limitation n'est pas liée au Débit d'Absorption Spécifique (DAS) mais à la densité de micro-courants induits (mA/m^2) dans le corps qui peut être approximée localement comme :

$$J = \bar{\sigma} \pi R f B \quad (1)$$

où R représente le rayon équivalent de la bobine réceptrice, $\bar{\sigma}$ une conductivité moyenne du corps fixée à 0.2 S/m et B l'induction magnétique en T ou Wb/m^2 . Pour des champs compris entre 1 kHz et 100 kHz, la densité maximale J est fixée à $f/500 \text{ mA/m}^2$

Une autre contrainte à prendre en compte est la place allouée au transducteur ainsi que son mode d'implantation. La possibilité de l'insertion via un cathéter est une solution mini-invasive envisagée. L'espace maximal serait alors de 3 mm de

largeur, 3 mm d'épaisseur pour une vingtaine de millimètre de longueur au maximum.

B. Présentation de l'échantillon

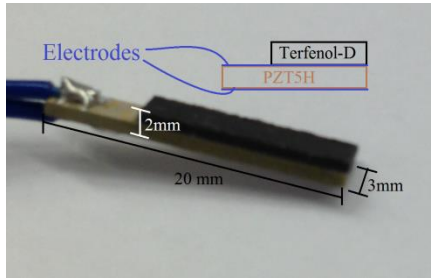


Figure 1. Echantillon analysé.

La figure 1 représente le transducteur ME testé qui respecte les dimensions précédemment citées pour une éventuelle implantation par voie de cathéter. Le composite se base sur l'assemblage d'une couche de Terfenol-D pour la phase magnétostrictive et d'une couche de PZT-5H pour la phase piézoélectrique. Les deux couches ont été assemblées à l'aide d'une colle du type Epoxy sous contrainte mécanique par presse.

C. Mesures de l'échantillon

Le banc de mesure représenté en figure 2 est composé d'un montage à aimants permanents afin d'obtenir les coefficients de magnétostrictions optimaux, d'une bobine de 100 spires pilotée par un GBF qui permet d'émettre le champ dynamique qui va transmettre l'énergie et d'une charge adaptative pilotée par une source de tension continue qui nous permet de mesurer l'impédance. L'ensemble est piloté par ordinateur afin de récupérer la tension de sortie à vide aux bornes du ME, ainsi que la puissance maximale de sortie en adaptant automatiquement la charge électrique placée aux bornes des électrodes du piézoélectrique.

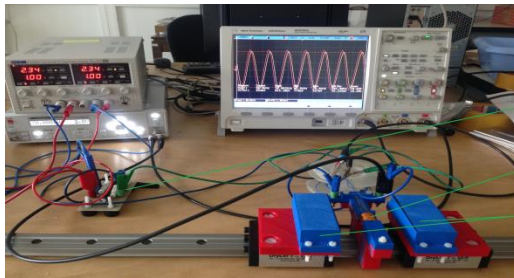


Figure 2. Banc de mesure automatisé. Les aimants permanents génèrent le champ magnétique statique, la bobine de 100 spires le champ dynamique, l'échantillon se trouve dans la bobine.

Les mesures sont effectuées sous un champ statique de 400 Oe, ce qui permet, d'une part, d'obtenir une striction optimal du Terfenol-D employé et, d'autre part, de respecter la limitation en vigueur. Les mesures harmoniques petits signaux sont réalisées pour un champ magnétique dynamique de 1 Oe

efficace. En considérant une bobine carrée équivalente de 6 mm^2 , on obtient d'après (1) densité de courant $J = 8,4 \text{ mA/m}^2$ à $f = 70 \text{ kHz}$ soit beaucoup plus faible que les $f/500 = 140 \text{ mA/m}^2$ maximum autorisés.

On remarque sur la figure 3 qu'il y a une fréquence de résonance pour laquelle le capteur délivre une tension crête à crête à vide proche de 1.2 V pour une impédance interne de environ 956 Ohms pour la fréquence 69.7 kHz. Si la charge est la charge optimale, alors l'échantillon délivre une puissance de 58 μW voir figure 4.

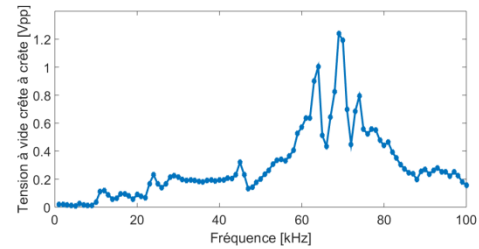


Figure 3. Tension à vide délivrée par l'échantillon en fonction de la fréquence.

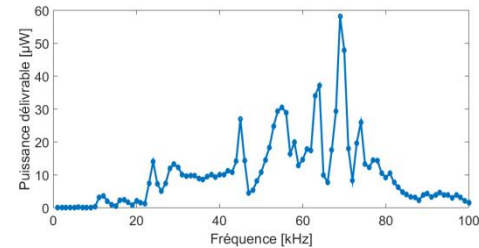


Figure 4. Puissance délivrable dans la charge.

III. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Ces premiers résultats montrent que les matériaux ME pourraient être de bons candidats pour la télé-alimentation de capteurs biomédicaux implantés. Dans les conditions utilisées, ils respectent les normes de niveaux d'exposition pour les champs magnétiques statique et dynamique. Le champ magnétique dynamique pourrait être augmenté de façon à augmenter la tension de sortie linéairement, et la puissance de manière quadratique. Les futures études envisagées sont la caractérisation d'un échantillon de même type dans un fantôme de corps humain afin d'analyser la perte de puissance ainsi que le développement d'une électronique de conditionnement pour l'utilisation de la puissance délivrée pour alimenter un capteur biomédical.

REFERENCES

- [1] Kevin Malleron, Hakeim Talleb, Aurélie Gensbittel, Zhuoxiang Ren. Finite Element Modeling of Magnetolectric Energy Transducers with Interdigitated Electrodes. IEEE Transactions on Magnetics, Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2017, PP (99), pp.1.
- [2] ICNIRP guidelines on limits exposure to static magnetic fields, health physics 96(4):504-514; 2009.
- [3] ICNIRP guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz), Health Physics 74 (4):494-522; 1998.