

Alimentation sans fil des dispositifs biomédicaux implantés : Investigation sur l'apport des matériaux magnétoélectriques

Tianwen HUANG, Doll Spencerh BIDOUBA, Aurélie GENSBITTEL, Yunlin ZHENG, Erwan DANDEU, Hakeim TALLEB, Massimiliano MARANGOLO

⁽¹⁾Sorbonne Université, CNRS, Laboratoire de Génie Electrique et Electronique de Paris, 75252, Paris, France
Université Paris-Saclay, CentraleSupélec, CNRS, Laboratoire de Génie Electrique et Electronique de Paris, 91192, Gif-sur-Yvette, France.

⁽²⁾Sorbonne Université, CNRS, Institut des NanoSciences de Paris, INSP, UMR7588, F-75005 Paris, France

E-mail: tianwen.huang@sorbonne-universite.fr

RESUME - Ce papier présente un composite magnétoélectrique (ME) innovant, Ni/LNO (LiNbO_3)/Ni, conçu pour la télé-alimentation de dispositifs micro-électroniques. Les premiers résultats expérimentaux ouvrent la voie à des perspectives encourageantes pour des implants biomédicaux alimentés sans fil, à des fréquences compatibles avec un transfert d'énergie non atténué à travers les tissus biologiques.

Mots-clés—Télé-Alimentation, magnétoélectrique (ME) auto-polarisé, coefficient ME, Bobine de Helmutz

1. INTRODUCTION

L'autonomie des dispositifs biomédicaux implantés en profondeur (jusqu'à une dizaine de centimètres dans le corps) demeure un défi majeur. Les solutions actuelles, principalement fondées sur l'utilisation de batteries, sont limitées par leur capacité énergétique et nécessitent des interventions chirurgicales régulières pour leur remplacement [1]. Une alternative prometteuse réside dans la télé-alimentation, c'est-à-dire la transmission de puissance à distance. Dans ce contexte, les composites magnétoélectriques (ME) [2], capables de convertir un champ magnétique en électricité via leur coefficient α_{ME} , suscitent un intérêt croissant.

Traditionnellement, ces matériaux associent une couche piézoélectrique encadrée par deux couches magnétostrictives, et nécessitent une double excitation : un champ magnétique statique H_{DC} pour polariser les couches magnétostrictives, et une composante dynamique h_{ac} de faible amplitude pour activer la résonance mécanique du composite. Cette polarisation est essentielle pour assurer un fonctionnement dans la zone optimale du matériau, où α_{ME} est maximal. Cependant, l'assemblage des différentes couches repose généralement sur l'utilisation d'adhésifs de type époxy, ce qui introduit un amortissement mécanique nuisible au facteur de qualité du composite. En outre, ce type de collage est mal adapté aux applications de long terme, en raison du vieillissement des matériaux et de la dégradation progressive de l'adhésif, pouvant entraîner un décollement des couches au fil du temps.

Par ailleurs, la couche piézoélectrique nécessite l'intégration d'électrodes pour son fonctionnement. Or, le dépôt des couches magnétostrictives par-dessus ces électrodes impose, en pratique, une étape de grattage ou d'ouverture localisée afin de pouvoir accéder électriquement aux électrodes, ce qui complique le

procédé de fabrication et peut fragiliser la structure. De plus, la polarisation requiert la présence d'aimants permanents pour générer le champ H_{DC} , ce qui complique davantage l'intégration.

Ces deux contraintes — adhésif et aimants permanents — limitent fortement l'usage de ces structures dans les dispositifs implantables.

Dans cette étude, nous proposons un nouveau composite ME constitué de couches magnétostrictives de nickel (Ni) déposées par pulvérisation cathodique (sputtering) sur un substrat cristallin de lithium niobate (LiNbO_3 , LNO). Cette configuration assure une adhésion directe et homogène entre les matériaux, tout en permettant aux couches de Ni de faire également office d'électrodes. Le procédé de dépôt induit, par effet thermique et refroidissement, une contrainte résiduelle intrinsèque responsable d'un phénomène d'auto-polarisation du composite. Ce mécanisme permet de s'affranchir du champ magnétique statique H_{DC} , traditionnellement nécessaire à la polarisation des couches magnétostrictives. L'excitation repose ainsi uniquement sur un champ magnétique alternatif, ce qui maximise l'efficacité de conversion lorsque la fréquence d'excitation coïncide avec la résonance mécanique longitudinale du dispositif. Pour un composite de l'ordre du centimètre, cette fréquence de résonance se situe typiquement autour de quelques centaines de kHz. À ces fréquences, le corps humain est quasi transparent au champ magnétique, ce qui permet de maintenir un flux peu atténué jusqu'au composite, condition favorable à une télé-alimentation efficace. Dans le cadre d'un rapport bénéfico-risque favorable concernant les effets thermiques potentiels au-delà de 100 kHz pour les patients en contexte médical, l'amplitude du champ magnétique dynamique h_{ac} doit être conforme aux recommandations révisées de l'ICNIRP 2020 [3] et la norme IEEE C95.1-2019 [4].

Ce papier propose une analyse de la solution de télé-alimentation appliquée à un composite Ni-LNO-Ni, en s'appuyant sur des résultats issus à la fois de la modélisation/simulation et de l'expérimentation, afin d'évaluer sa pertinence dans le contexte des dispositifs biomédicaux implantables.

La partie 2 est consacrée à un rappel des aspects réglementaires relatifs aux niveaux de champs magnétiques. La partie 3 décrit la structure et les caractéristiques du composite Ni-LNO-Ni utilisé. La partie 4 aborde la modélisation et les simulations numériques menées pour évaluer le comportement du composite

en régime statique et dynamique. Enfin, la partie 5 présente les résultats expérimentaux obtenus dans le cadre de la mise en œuvre de la télé-alimentation.

2. REGLEMENTATION DES NIVEAUX LIMITES POUR LE CHAMP MAGNETIQUE A 100 KHz

L'utilisation de champs magnétiques à des fréquences autour de 100 kHz, est encadrée par des recommandations internationales visant à garantir la sécurité des personnes exposées, en particulier dans le contexte des dispositifs médicaux. Les deux principales références sont les lignes directrices de l'ICNIRP (2020) [3] et la norme IEEE C95.1-2019 [4] toutes deux harmonisées pour éviter de quelconques effets thermiques.

Pour le grand public, l'ICNIRP et l'IEEE fixent à cette fréquence une valeur limite d'exposition pour l'induction magnétique B donnée par les relations suivantes :

$$H_{lim_ICNIRP} = 2.2/f_M \quad (1)$$

$$H_{lim_IEEE} = 16.3/f_M \quad (2)$$

avec f_M la fréquence en MHz.

Pour maintenir un régime linéaire et minimiser les non-linéarités et la génération d'harmoniques, les composites ME sont généralement excités par un champ magnétique dynamique h_{ac} de 1 Oe, ce qui équivaut à environ 80 A/m. En conservant cette valeur standard dans l'étude actuelle, la figure 1 présente les limites d'exposition en fonction de cette dernière.

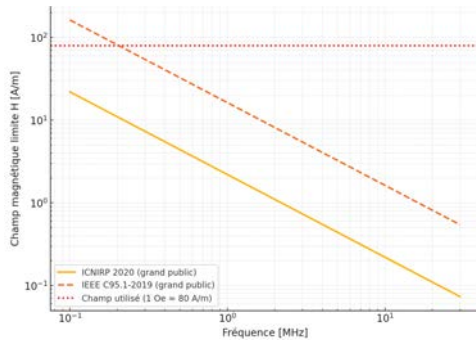


Figure 1 : Limites d'exposition au champ magnétique 100 kHz-200 kHz

Il est important de noter que l'utilisation d'un champ magnétique de 80 A/m se situe en dessous des limites d'exposition fixées par l'IEEE pour la fréquence entre 100 kHz et 200 kHz. Cependant, cette valeur dépasse les recommandations de sécurité de l'ICNIRP pour le grand public à cette fréquence si on considère une exposition ponctuelle, mais reste en dessous des limites recommandées pour des durées d'exposition de 6 minutes pour une exposition locale et 30 minutes pour tout le corps. Dans tous les cas, il est essentiel de prendre en compte le contexte d'application, notamment dans le cadre d'une utilisation médicale avec des patients sous surveillance, ce qui pourrait justifier des niveaux d'exposition plus élevés, à condition de respecter les protocoles de sécurité appropriés et de maintenir les durées d'exposition recommandées.

Par ailleurs, à ces fréquences autour de 100 kHz, le champ magnétique traverse le corps humain sans être significativement atténué, en raison de la faible conductivité des tissus biologiques (typiquement une moyenne 0.5 S/m) à ces fréquences et de la grande longueur de pénétration du champ magnétique. Contrairement aux champs électriques, les champs magnétiques ne sont pas écartés par les tissus, ce qui permet un transfert d'énergie efficace vers un dispositif implanté, tout en maintenant un niveau de sécurité compatible avec les normes

internationales, sous réserve de respecter les durées d'exposition recommandées.

3. LE COMPOSITE MAGNETOELECTRIQUE

Le composite ME proposé ici est un tri-lames comme illustré sur la figure 2, qui est constitué d'une couche piézoélectrique de LNO encadrée par deux couches magnétostrictives de Ni. Il bénéficie d'un bon coefficient de qualité (> 100) du LNO selon certaines coupes cristallographiques comme la coupe 36° ou la coupe 163° [5], permettant de générer une tension de sortie élevée malgré des dimensions réduites lorsqu'il est excité à sa fréquence de résonance par le champ magnétique dynamique h_{ac} , quelle que soit l'orientation de h_{ac} . Les dimensions « longueur x largeur x épaisseur » des couches du Ni sont $(L_m \times W_m \times t_m)$ et pour le de LNO orientée selon un angle de coupe 36° Y-cut, $(20 \text{ mm} \times 5 \text{ mm} \times 100 \text{ }\mu\text{m})$. Les couches de nickel (Ni) présentent des dimensions de $18 \text{ mm} \times 3 \text{ mm} \times 10 \text{ }\mu\text{m}$ (longueur $\times$ largeur $\times$ épaisseur). La couche centrale de lithium niobate (LNO), orientée selon un angle de coupe 36° Y-cut, a des dimensions de $20 \text{ mm} \times 5 \text{ mm} \times 100 \text{ }\mu\text{m}$.

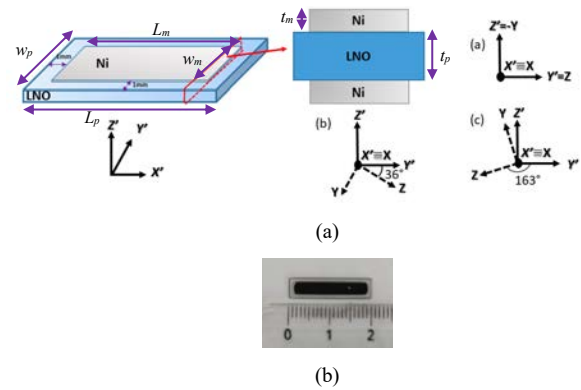


Figure 2 : (a) Illustration d'un composite ME Ni/LNO (LiNbO₃)/Ni, (b) Composite réalisé par pulvérisation cathodique en salle blanche

La figure 3 présente la courbe d'hystérésis $M(H)$ du Ni déposé sur le LNO obtenue à l'aide d'un magnétomètre à échantillon vibrant (VSM). Cette dernière est essentielle pour évaluer l'impact du dépôt sur les propriétés magnétiques du matériau. Le processus de dépôt par pulvérisation cathodique, l'interaction avec le substrat piézoélectrique (LNO), ainsi que les contraintes résiduelles peuvent modifier la réponse magnétique du Ni.

La courbe d'hystérésis $M(H)$ permet ainsi d'identifier la zone optimale de polarisation H_{DC} de quantifier la coercivité, et d'alimenter les modèles numériques de couplage ME. Elle est également indispensable pour alimenter les modèles analytiques [6] ou numériques, notamment ceux intégrant un comportement non linéaire ou hystérétique du Ni dans des simulations FEM couplées [7-8].

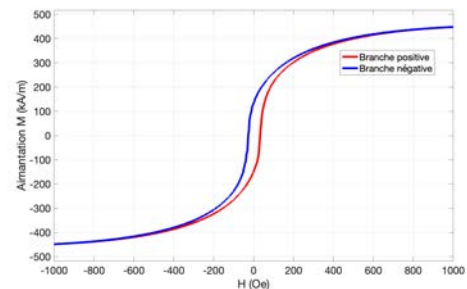


Figure 3 : Courbe $M(H)$ du Ni déposé par méthode VSM

Le coefficient ME α_{ME} est défini comme le rapport entre la tension induite crête-à-crête V_{out} de sortie aux bords du piézoélectrique et le champ magnétique dynamique h_{ac} pour un champ H_{DC} fixé.

$$\alpha_{ME} = \frac{V_{out}}{h_{ac}} \Big|_{H_{DC}=H_{DC0}} \quad (3)$$

La figure 4 présente le banc expérimental utilisé pour l'extraction du coefficient α_{ME} en configuration L-T, où le champ magnétique excite longitudinalement les couches magnétostrictives, tandis que la réponse piézoélectrique est transversale. Le dispositif comprend une paire d'aimants permanents en opposition de pôles (N-S / S-N), générant un champ statique H_{DC} réglable par déplacement motorisé des aimants. Une bobine de 26 mm de diamètre, comportant 100 spires et entourant le composite, génère le champ dynamique h_{ac} , via un générateur de fonctions dont la tension est ajustée pour maintenir un champ de 1 Oe. La tension crête-à-crête V_{out} induite aux bornes du composite est mesurée à l'oscilloscope.

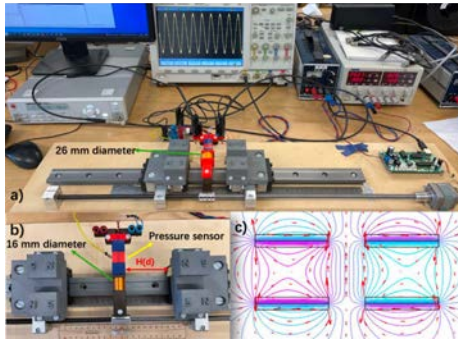


Figure 4 : Banc d'expérimentation pour caractériser α_{ME} en régime dynamique et quasi-statique

La figure 5 présente la réponse dynamique du coefficient α_{ME} révélant une résonance marquée à 159,4 kHz, avec un facteur de qualité Q de 147,4. À cette fréquence, la tension de sortie $V_{out} = \alpha_{ME} \cdot h_{ac}$ atteint 1 V, une valeur suffisante dans des microsystèmes pour alimenter un redresseur passif, charger un condensateur, ou encore réveiller un circuit d'acquisition ultra-basse consommation. Cependant il est préférable de s'appuyer sur la puissance optimale réellement délivrée dans une charge. Pour cela cette dernière peut être exprimée ainsi :

$$P_{opt} = \frac{V_{RMS}^2}{\text{real}(Z)} \quad (4)$$

avec $V_{RMS} = V_{out}/2\sqrt{2}$ et où Z est l'impédance interne préalablement mesurée avec un VNA.

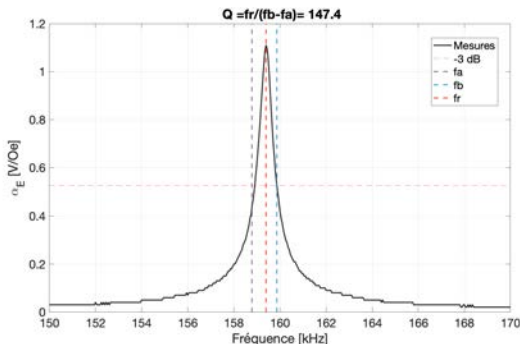


Figure 5 : Mesure du coefficient α_{ME} en régime dynamique

La figure 6 présente la puissance délivrable, avec un maximum estimé à 16 μW à la résonance. Bien que modeste, cette puissance est suffisante pour alimenter des circuits ultra-basse consommation en mode intermittent, comme les capteurs de température LMT70 [9] ou MAX30205 [10], qui peuvent fonctionner avec moins de 20 μW en mode duty-cycled. L'énergie peut ainsi être stockée entre deux cycles pour déclencher ponctuellement une acquisition ou une transmission.

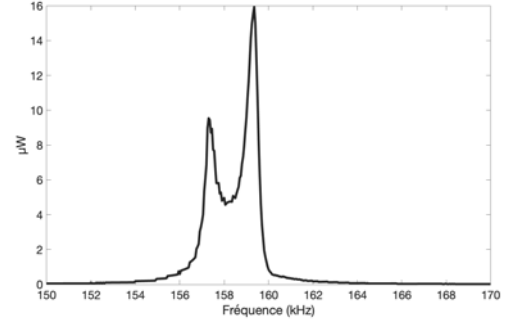


Figure 6 : Puissance optimale délivrée vs fréquence

Ainsi, bien que la puissance instantanée disponible reste modeste, elle demeure adaptée à des fonctions passives ou intermittentes, ouvrant la voie à des architectures autonomes en énergie pour des capteurs implantables de nouvelle génération.

La figure 7 illustre l'évolution quasi-statique du coefficient α_{ME} en fonction du champ magnétique statique H_{DC} , à la fréquence de résonance fixée à 159,4 kHz. On observe que, quelle que soit la direction du balayage (branche positive ou négative), le maximum de α_{ME} est atteint à proximité de $H_{DC} \approx 0$ Oe, ce qui confirme la présence d'un effet d'auto-polarisation dans le composite.

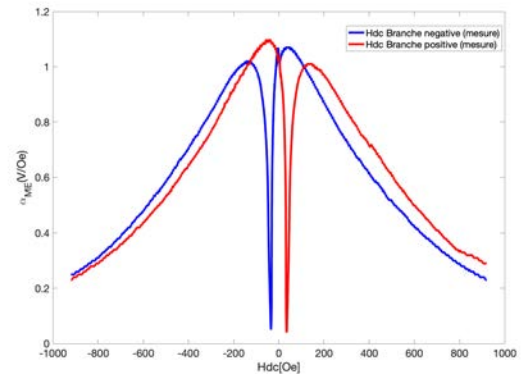


Figure 7 : α_{ME} en régime quasi-statique

4. MODELISATION ANALYTIQUE

Le comportement du composite ME laminé autour de la résonance peut être modélisé par le modèle de type Mason [6] modifié représenté sur la figure 8, intégrant une excitation magnétique dynamique h_{ac} , un circuit mécanique transformé électriquement, et la capacité diélectrique C_0 . Les couches de nickel, par leur couplage magnétomécanique avec le LNO, conditionnent la génération de charge via l'effet ME indirect. Dans les structures en couches minces, une rétroaction électromécanique peut également être introduite dans la branche mécanique, souvent modélisée par une capacité équivalente négative [11], reflétant l'interaction forte entre les différentes couches du composite.

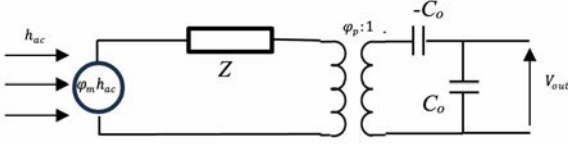


Figure 8 : modèle de Mason du composite ME

En recombinaut le secondaire au primaire, on peut alors être écrire que :

$$\left| \frac{\phi_p V_{out}}{\phi_m h_{ac}} \right| = \left| \frac{Z_{Co} \phi_p^2}{Z_{Co} \phi_p^2 + Z'} \right| \quad (5)$$

$$\text{où } Z' = Z - Z_{Co} \phi_p^2, \text{ avec } Z = -\frac{1}{2} j A \bar{\rho} \bar{v} \cot \left(\frac{kL}{2} \right)$$

Ainsi, on obtient le coefficient ME tel que :

$$\alpha_{ME} = \left| \frac{V_{out}}{h_{ac}} \right| = \left| \frac{\phi_p \phi_m}{j Z_{Co} \omega} \right| \quad (6)$$

$$Z_{Co} = \frac{1}{j C_o \omega}, C_o = \frac{\epsilon_{33}^T w_p L_p}{t_p}, \phi_p = w_p \frac{d_{31p}}{s_{11}^E} \text{ et } \phi_m = w_m t_m \frac{d_{33m}}{s_{33}^H}, A = 2A_1 + A_2, A_1 = t_m \times w_m, A_2 = t_p \times w_p$$

$s_{11}^E, d_{31p}, \epsilon_{33}^T, w_p, t_p, L_p$ sont respectivement le coefficient d'élasticité, le coefficient piézoélectrique, la permittivité à contrainte constante, la largeur, l'épaisseur et la longueur de la couche piézoélectrique (LNO). $s_{33}^H, d_{33m}, w_m, t_m$ sont respectivement le coefficient d'élasticité, le coefficient piézoélectrique, la largeur et l'épaisseur d'une couche magnétostrictive (Ni). Toutes les valeurs des coefficients des matériaux sont fournies en annexe.

$$\bar{\rho} = \frac{2\rho_m A_1 + \rho_p A_2}{A} = n\rho_m + (1-n)\rho_p \text{ est la densité volumique}$$

effective du composite, $\bar{v}_{LT} = \sqrt{\frac{\frac{n}{s_{33}^H} + \frac{1-n}{s_{11}^E}}{\bar{\rho}}}$ est la vitesse effective de propagation du composite selon le mode LT, $n = 2A_1/A$ représente le facteur de remplissage, $k = \frac{\omega}{\bar{v}_{LT}}$ est le nombre d'onde et $\omega = 2\pi f$ la pulsation.

L'aspect quasi-statique du comportement magnétomécanique peut être introduit à travers le coefficient d_{33m} , qui peut être estimé à partir de la courbe d'aimantation $M(H)$ du Ni présentée en figure 2.

$$d_{33m} = \frac{3\lambda_s}{2M_s^2} \frac{\partial M^2}{\partial H} \quad (7)$$

La dérivation numérique de la courbe expérimentale $M(H)$, en particulier pour estimer $\partial M^2 / \partial H$, peut s'avérer fortement bruitée, en raison des incertitudes de mesure et des fluctuations locales. Pour pallier cette difficulté, l'utilisation d'un modèle analytique basé sur une approche énergétique constitue une alternative efficace comme le montre la figure 9 : bien qu'il ne soit pas détaillé ici, ce type de modèle permet de reconstruire des courbes lissées et physiquement cohérentes pour l'aimantation, la magnétostriction et les coefficients dérivés tels que d_{33m} représentée sur la figure 10. La figure 11 montre une comparaison du coefficient α_{ME} en régime quasi-statique à la fréquence de résonance. Le modèle reproduit correctement la symétrie et le maximum de α_{ME} autour de $H_{DC} \approx 0$ Oe, ce qui confirme l'effet d'auto-polarisation. De légers écarts sur les flancs peuvent être attribués à des effets d'hystérésis ou de non-linéarité non modélisés. La figure 12 met en évidence la très bonne concordance entre les résultats expérimentaux en régime dynamique et les prédictions du modèle, lorsque le champ

magnétique statique H_{DC} est fixé à la valeur optimisant le coefficient d_{33m} .

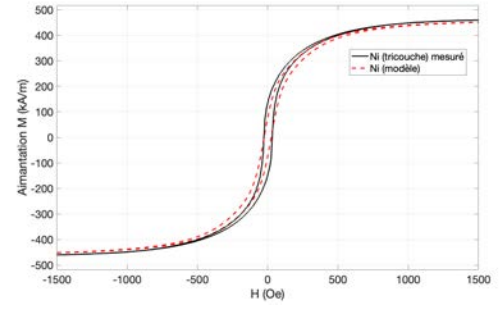


Figure 9 : Reconstruction de la mesure de la courbe $M(H)$

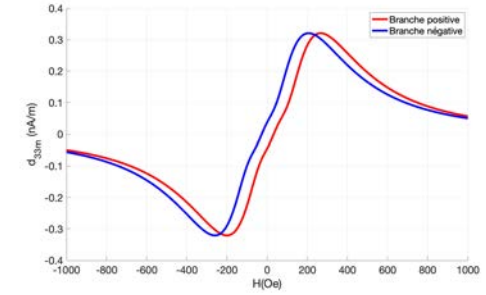


Figure 10 : Reconstruction du coefficient d_{33m}

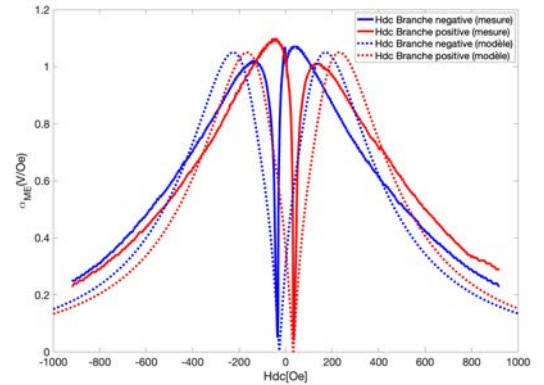


Figure 11 : Comportement quasi-statique à la fréquence de résonance

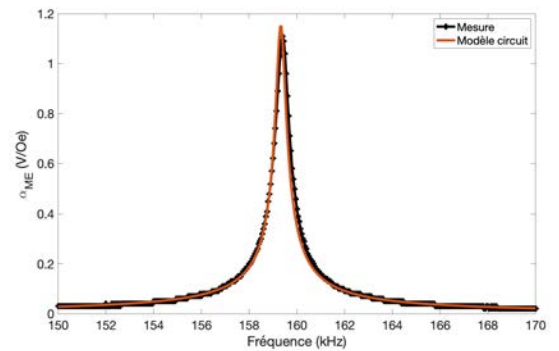


Figure 12 : Reconstruction du coefficient d_{33m}

L'un des principaux atouts d'un modèle électrique équivalent est sa compatibilité avec des outils de simulation comme Cadence ou LTspice, permettant d'intégrer le générateur ME dans une chaîne complète de simulation. Cela facilite l'analyse et l'optimisation des circuits de redressement, de conditionnement et de gestion de l'énergie, en particulier pour les applications implantables à très faible puissance.

5. BOBINES DE TELE-ALIMENTATION

Pour mettre en œuvre la télé-alimentation par le champ magnétique h_{ac} contrôlé à une distance d'au moins 10 cm, un système de bobines de Helmholtz connectées en série, comme illustré sur la figure 13, a été configuré (rayon $R = 20$ cm, $N = 22$ tours de fil de Litz). Ce dispositif génère un champ magnétique quasi-uniforme, conformément à l'expression (1).

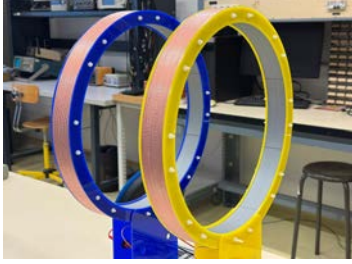


Figure 13 : Bobines de Helmholtz réalisées

$$H_c = \left(\frac{4}{5}\right)^{3/2} \frac{NI}{R} \quad (8)$$

Le courant issu d'un GBF est maintenu à 1 A grâce à un amplificateur de puissance (HSA42011), permettant de générer un champ magnétique dynamique h_{ac} d'environ 1 Oe, indépendamment de la fréquence choisie. Pour y parvenir, il est nécessaire de compenser la réactance inductive des bobines, exprimée par $L\omega j$ (où L est l'inductance totale des deux bobines en série), en fonction de la fréquence de résonance f_r du composite ME (159 kHz ici).

À cette fin, une capacité C_s est placée en série afin de satisfaire la condition suivante :

$$C_s = \frac{1}{(2\pi f_r)^2 L} \quad (9)$$

Afin d'éviter une surtension aux bornes du condensateur, celui-ci est remplacé par M capacités C_i montées en série, de manière à vérifier la relation $C_s = C_i/M$. La valeur de M doit être choisie de façon à limiter la tension aux bornes de chaque condensateur C_i à un seuil acceptable, typiquement inférieur à 90 V.

La valeur de L peut être extraite expérimentalement ou approximée à l'aide de l'expression (10) :

$$L = \mu_o N^2 \pi R \left(1 + \frac{1}{2\sqrt{2}}\right) \quad (10)$$

La figure 14 montre la mesure de l'amplitude du champ magnétique mesurée selon la fréquence. On observe qu'à la fréquence de résonance du composite (159 kHz), l'amplitude du champ atteint précisément 1 Oe, conformément aux conditions expérimentales fixées pour l'excitation magnétique.

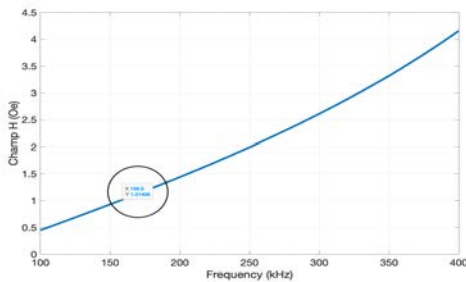


Figure 14 : Évolution du champ magnétique vs la fréquence

6. CONCLUSIONS

Cette étude met en évidence le potentiel des composites ME auto-polarisés Ni/LNO/Ni pour la télé-alimentation sans fil de dispositifs biomédicaux implantés. Exploitant une auto-polarisation induite par contrainte résiduelle, sans adhésif ni champ magnétique statique, ce composite assure une conversion efficace de l'énergie magnétique en tension autour de la résonance. Les performances dynamiques (1 V, 16 μ W à 159 kHz) sont compatibles avec l'alimentation de capteurs ou circuits ultra-basse consommation en mode intermittent. La compatibilité du modèle électrique avec les outils de simulation et l'utilisation de bobines de Helmholtz compensées en réactance permettent une optimisation conjointe matériau-électronique.

7. ANNEXE : PROPRIETES DES MATERIAUX

LNO : $s_{11}^E = 4.6 \cdot 10^{-12}$, $d_{31p} = 1.1510 \cdot 10^{-11}$, $\epsilon_{33}^T = 4.267510 \cdot 10^{-10}$, $w_p = 5$ mm, $t_p = 100 \mu$ m, $L_p = 20$ mm. **Ni** : $s_{33}^H = 1.25 \cdot 10^{-10}$, d_{33} (équation 7), $w_p = 3$ mm, $t_m = 10 \mu$ m, $L_m = 18$ mm

8. REMERCIEMENTS

Ce travail est soutenu par le projet MINOS financé par l'Alliance Sorbonne Université

9. REFERENCES

- [1] Techniques de l'Ingénieur, «InjectPower : des microbatteries pour révolutionner les dispositifs médicaux », 2024. [En ligne]. Disponible : <https://www.techniques-ingenieur.fr/actualite/articles/injectpower-des-microbatteries-pour-revolutionner-les-dispositifs-medicaux-118735/>.
- [2] P. TMartins,, R. Brito-Pereira, S. Ribeiro, S. Lanceros-Mendez, C. Ribeiro, « Magnetoelctrics for biomedical applications: 130 years later, bridging materials, energy, and life ». Nano Energy, 2024, 126, 109569. doi.org/10.1016/j.nanoen.2024.109569
- [3] ICNIRP. (2020). «Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields (100 kHz to 300 GHz). International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection».
- [4] IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields, 0 Hz to 300 GHz, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), 2019.
- [5] T. Huang, et al, U. Acevedo Salas, Z. Ren, M. Marangolo, « Self-biased magnetoelectric Ni/LiNbO3/Ni for body embedded electronic energy harvesters», Phys. Rev. Applied 20, 034059, Sept 2023. DOI: 10.1103/PhysRevApplied.20.034059.
- [6] S. Dong, J-F Li and D. Viehland, "Longitudinal and transverse magnetoelectric voltage coefficients of magnetostrictive/piezoelectric laminate composite: theory," in IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 50, no. 10, pp. 1253-1261, Oct. 2003, doi: 10.1109/TUFFC.2003.1244741.CV
- [7] H. Talleb, Z. Ren, « A new nonlinear multiscale magnetostrictive approach for FEM modelling of magnetoelectric composites under magneto-thermo-elastic loading», Composite Structures, Volume 303, 2023, 116260, ISSN 0263-8223.
- [8] T. Huang, H. Talleb A. Gensbittel, et al. FEM modeling of magnetoelectric composites using line elements for thin film structure. Journal of Intelligent Material Systems and Structures. 2024;0(0). doi:10.1177/1045389X24.
- [9] Texas Instruments, LMT70 – $\pm 0.05^\circ\text{C}$ Max Analog Output Temperature Sensor, Datasheet, Rev. H, Nov. 2017. [En ligne]. Disponible sur : <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lmt70.pdf>
- [10] Analog Devices, MAX30205 – $\pm 0.1^\circ\text{C}$ Accurate Human Body Temperature Sensor, Datasheet, Rev. 3, Mar. 2020. [En ligne]. Disponible sur : <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/MAX30205.pdf>
- [11] Stewart Sherrit and Binu K. Mukherjee, “ Characterization of Piezoelectric Materials for Transducers” , Dielectric and Ferroelectric Reviews, 2012:175-244, ISBN: 978-81-308-0378-4.