

Évaluation des perturbations induites sur un stimulateur cardiaque par un système de recharge sans contact pour véhicule électrique

Chaïma ELHARTI^{1,2}, Den PALESSONGA^{1,2}, Lionel PICHON¹, Mohamed BENSETTI¹

¹ Laboratoire de Génie Électrique et Électronique de Paris (GeePs), Université Paris-Saclay, CNRS, CentraleSupélec, Sorbonne Université, 91192 Gif-sur-Yvette, France

² ESME Research Lab, 94200 Ivry-sur-Seine, France

Le déploiement des véhicules électriques est freiné par des enjeux liés à leur autonomie, au coût, et au poids des batteries. Bien que la recharge inductive émerge comme une solution innovante, elle soulève des risques pour la santé en raison du rayonnement électromagnétique émis, ce qui pose des défis en matière de compatibilité électromagnétique (CEM). Par conséquent, l'exposition humaine à ces champs rayonnés doit être réglementée, en particulier pour les personnes portant des dispositifs médicaux implantables actifs (DMIA). Cette étude, centrée sur le cas spécifique des stimulateurs cardiaques, vise à évaluer les tensions induites au niveau des implants et les niveaux de champ autour de la source de rayonnement, afin de quantifier les risques d'interaction entre l'implant et les champs ainsi rayonnés par le système de recharge inductive du véhicule électrique.

Mots-clés – Transfert d'énergie sans contact (TESC), Compatibilité électromagnétique (CEM), Modélisation électromagnétique, Dispositifs médicaux implantables actifs (DMIA).

1. INTRODUCTION

Le développement des véhicules électriques (VE) représente une avancée majeure dans la transition énergétique mondiale, visant à réduire la dépendance aux combustibles fossiles et à diminuer les émissions de gaz à effet de serre. Toutefois, cette transition rencontre plusieurs obstacles techniques et économiques importants. Parmi ces défis, l'autonomie limitée des véhicules électriques, le coût et le poids des batteries de grande capacité, ainsi que les contraintes logistiques liées à la recharge fréquente et prolongée, restent des obstacles majeurs à leur adoption à grande échelle. Pour répondre à ces limitations, la recharge inductive émerge comme une solution attrayante. Cette technologie permet un TESC, via un champ magnétique généré entre une bobine émettrice située au sol et une bobine réceptrice embarquée dans le véhicule, opérant typiquement autour de 85 kHz, conformément aux normes en vigueur pour les véhicules électriques [1]. En plus d'éliminer les connexions filaires, vulnérables à l'usure mécanique et aux conditions environnementales, cette méthode permet surtout de s'affranchir des contraintes liées à l'immobilisation des véhicules, en rendant possible la recharge dynamique, c'est-à-dire en mouvement. Cela ouvre la voie à une réduction significative de la taille des batteries tout en augmentant la flexibilité d'usage.

Bien que cette technologie en soit encore aux prémices de son déploiement, notamment dans les infrastructures publiques telles que les routes ou les autoroutes, elle suscite d'ores et déjà des préoccupations croissantes, notamment en ce qui concerne ses effets potentiels sur la santé humaine [2]. En particulier, les systèmes de recharge par induction utilisés pour les véhicules électriques, génèrent des champs électromagnétiques dont l'intensité et la fréquence peuvent interagir avec certains dispositifs médicaux. Une attention accrue est ainsi portée aux porteurs de dispositifs médicaux implantables actifs (DMIA), tels

que les stimulateurs cardiaques, les défibrillateurs automatiques implantables ou encore les neurostimulateurs. Ces dispositifs, conçus pour assurer des fonctions vitales chez les patients, sont sensibles aux perturbations électromagnétiques. Une exposition au rayonnement généré par les infrastructures de recharge sans fil pourrait potentiellement entraîner des interférences électromagnétiques compromettant leur bon fonctionnement. Parmi les effets indésirables possibles, on recense des phénomènes tels qu'une détection erronée de signaux biologiques, une inhibition inappropriée de la stimulation prévue, ou, à l'inverse, le déclenchement intempestif de thérapies non nécessaires, ce qui pourrait avoir de graves conséquences cliniques.

Cette étude se concentre spécifiquement sur les stimulateurs cardiaques, qui représentent les DMIA les plus couramment implantés, avec environ 75 000 implantations par an en France [3]. Ces dispositifs détectent l'activité électrique du cœur et délivrent une stimulation en cas de besoin. Lorsqu'ils sont exposés à des champs électromagnétiques intenses, comme ceux générés par les systèmes de recharge par induction, leurs circuits de détection peuvent être perturbés, induisant des dysfonctionnements allant d'un déclenchement inapproprié à une suppression totale du signal utile. Bien que quelques études, telles que celles de [4] et [5], aient exploré ces risques de manière générale, les travaux disponibles restent peu nombreux, et les évaluations quantitatives encore plus rares. Certaines études quantitatives ont toutefois été menées, comme celles de Vivarelli et al. [6] et de Campi et al. [7]. L'étude conduite par Campi s'est focalisée sur l'analyse de la tension induite au sein d'une sonde unipolaire de stimulateur cardiaque, avec des mesures réalisées dans l'air. La présente étude étend cette analyse en considérant les configurations de sondes unipolaire et bipolaire, cette fois dans une solution saline reproduisant les propriétés physiologiques du corps humain. L'analyse repose sur deux paramètres clés définis dans les normes en vigueur [8] : les niveaux de champs électromagnétiques générés par le système de recharge, ainsi que la tension induite résultante au niveau des sondes du stimulateur cardiaque conformément à la norme NF 50527-1 [8] et à la littérature [4], [7].

Dans un premier temps, un modèle électromagnétique 3D est développé afin de caractériser la distribution spatiale du champ proche généré par le système de recharge, notamment par l'évaluation de cartographies de champ au dessus du coupleur magnétique. Ce modèle est ensuite validé expérimentalement à l'aide de mesures sur un banc de test champ proche. L'étape suivante consiste à quantifier les valeurs de tension induite pour différentes configurations de sondes (unipolaire et bipolaire) en solution saline, imitant les propriétés physiologiques humaines, en utilisant le modèle électromagnétique validé.

2. MODÉLISATION DE LA SOURCE DE RAYONNEMENT

2.1. Modélisation

La source de rayonnement considérée est un coupleur magnétique composé de deux bobines et de deux ferrites. La bobine de transmission, située au sol, est alimentée par un courant de 1,9 A. Le modèle du coupleur magnétique est ainsi représenté à la figure 1.

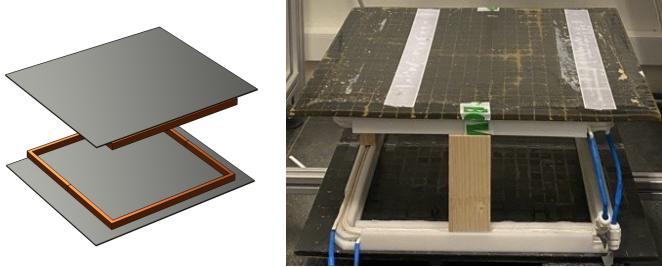


FIG. 1. Coupleur magnétique

Les dimensions du coupleur magnétique rectangulaire sont basées sur la taille réelle du coupleur utilisé sur le banc d'essai de 3 kW disponible au laboratoire GeePs et sont données ci dessous 1.

TABLEAU 1. Dimensions des bobines et des ferrites

Paramètres des bobines	Valeur (mm)	Paramètres des ferrites	Valeur (mm)
Longueur de la bobine	468	Longueur de la ferrite	500
Largeur de la bobine	442	Largeur de la ferrite	600
Hauteur de la bobine	13	Hauteur de la ferrite	2
Distance entre bobines	150	Type de ferrite	TDK N27

Les bobines, constituées de fil de Litz, sont modélisées comme des structures homogénéisées, pour mieux correspondre à la réalité. Afin d'optimiser les temps de calcul, chaque bobine est représentée par une structure équivalente plutôt que d'être modélisée spire par spire. Une fois le modèle géométrique défini, il est résolu à l'aide d'une approche magnétodynamique dans COMSOL Multiphysics. L'étude se poursuit par l'analyse des paramètres électriques et la validation expérimentale.

2.2. Paramètres électriques

Les mesures de l'inductance propre et de l'inductance mutuelle ont été effectuées à l'aide d'un RLC Mètre (LCX100 de Rohde & Schwarz). L'inductance mutuelle a été mesurée en suivant la méthodologie présentée dans [9]. Les valeurs obtenues sont présentées dans le tableau 2.

TABLEAU 2. Valeurs obtenues par mesure et modélisation.

Paramètre	Expérimentation	Modélisation	Erreur relative (%)
L_1 (μ H)	58.5	63.5	9
M (μ H)	12.0	13.7	13

L'erreur observée provient du fait que les bobines sont modélisées comme des structures homogénéisées, ce qui simplifie leurs propriétés structurales et matérielles. Cette simplification induit une marge d'erreur par rapport à la mesure. De plus, quelques erreurs de dimensionnement peuvent expliquer l'erreur entre le modèle et la mesure.

2.3. Mesures de l'induction magnétique

Dans cette section, l'objectif est de vérifier la concordance entre les profils d'induction simulés et mesurés. Le dispositif de mesure de la densité de flux magnétique (figure 2) comprend les composants suivants :

- Un robot à 4 axes (3 axes de translation et 1 axe de rotation) permettant de déplacer la sonde magnétique,
- Une sonde magnétique PBS H3 de AARONIA,
- Un amplificateur à faible bruit MITEQ AU-1442 connecté à la sortie de la sonde pour améliorer la sensibilité,
- Un analyseur de spectre Tektronix RSA5106A pour afficher la puissance mesurée par la sonde.

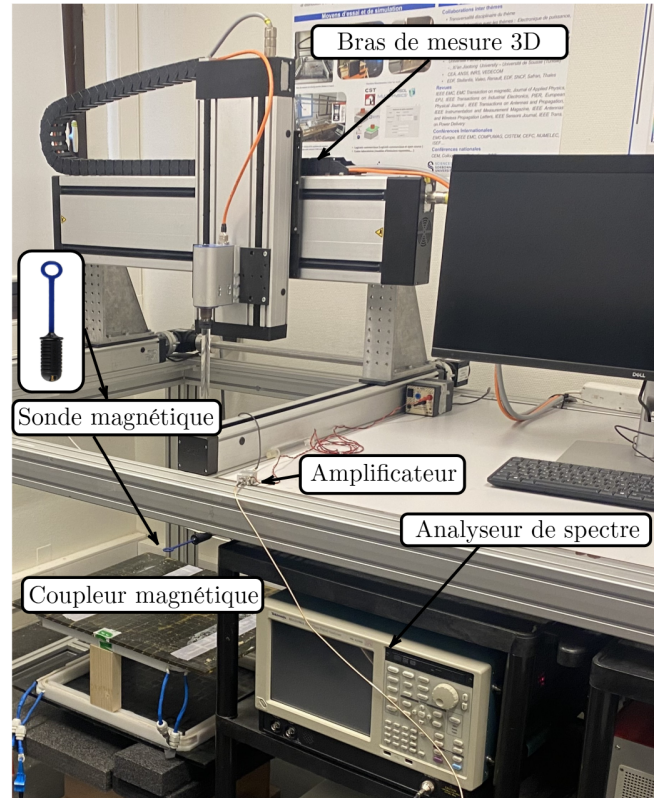
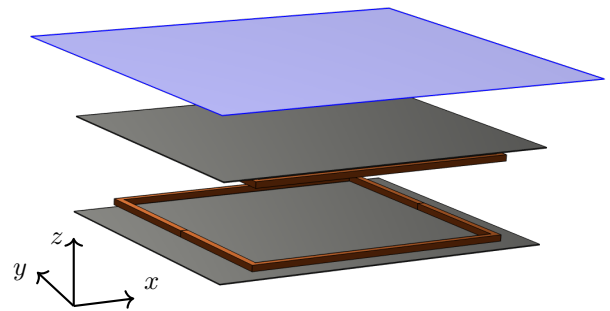


FIG. 2. Dispositif de mesure de la densité de flux magnétique.

Ce dispositif expérimental permet l'évaluation de la densité de flux magnétique autour du coupleur magnétique, afin de valider la consistance entre le modèle et l'expérimentation. La première étape consiste à évaluer cette concordance sur un plan. Le plan de mesure considéré est celui représenté à la figure 3.



Les mesures sont prises tous les 3,5 cm le long de l'axe des x et tous les 2,6 cm le long de l'axe des y. En utilisant le dispositif expérimental décrit précédemment, les cartographies suivantes sont obtenues.

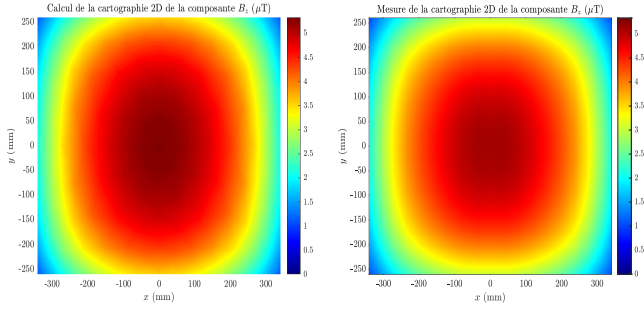


FIG. 3. Composante B_z de l'amplitude de l'induction magnétique calculée et mesurée à 15 cm du coupleur magnétique.

La tendance générale montre une bonne concordance entre le modèle et les mesures, avec un pic d'induction au centre du coupleur magnétique qui diminue progressivement vers l'extérieur. Ensuite, il peut être judicieux de l'évaluer le long d'une ligne au dessus du coupleur magnétique, la ligne considérée est schématisée à la figure 4.

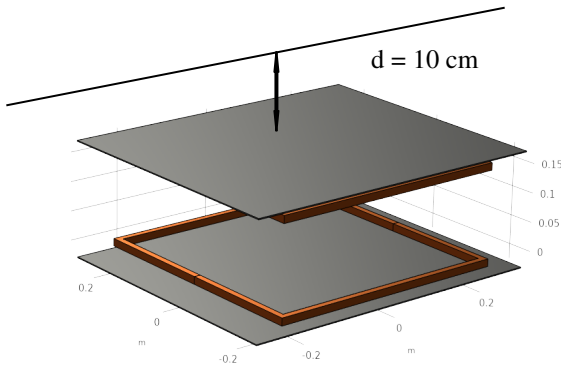


FIG. 4. Ligne de mesure de la densité de flux magnétique

Les résultats de calcul et de mesure sont superposés dans la Figure 5. Les mesures ont été effectuées avec une résolution d'une mesure par centimètre.

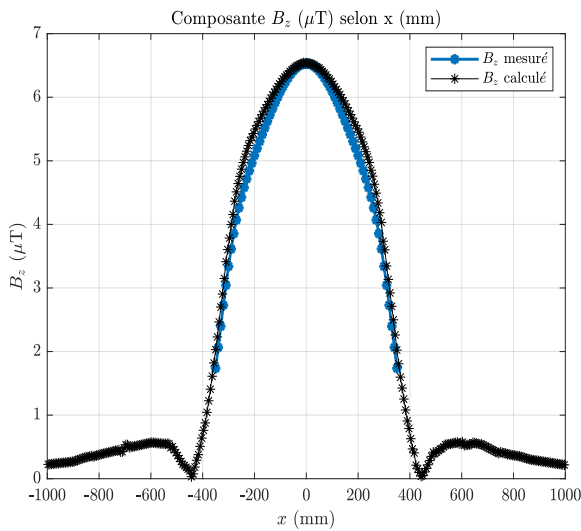


FIG. 5. Amplitude de la composante B_z de l'induction magnétique obtenue par calcul et mesure à 10 cm du coupleur magnétique.

L'allure des deux courbes est globalement satisfaisante, confirmant ainsi la validité du modèle.

3. MODÉLISATION DE L'IMPACT SUR UN STIMULATEUR CARDIAQUE

La source de rayonnement étant entièrement caractérisée, l'étape suivante consiste à modéliser le stimulateur cardiaque, qui sera soumis à la source de rayonnement ainsi définie.

3.1. Modélisation du stimulateur cardiaque

Un stimulateur cardiaque est un dispositif médical utilisé pour réguler le rythme cardiaque. Il se compose d'un générateur d'impulsions et de sondes qui délivrent des impulsions tout en surveillant l'activité cardiaque (figure 6).

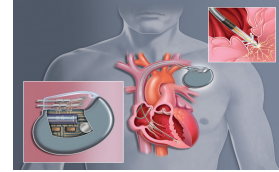


FIG. 6. Illustration de stimulateur cardiaque [10]

Pour étudier les interactions entre les champs électromagnétiques en présence et un stimulateur cardiaque, il est nécessaire de modéliser précisément les composants du dispositif, notamment le boîtier en titane. Les sondes sont essentiellement des câbles coaxiaux, avec un noyau en platine, une isolation en polyuréthane entre les deux conducteurs, un conducteur extérieur en platine, et l'isolation extérieure est généralement en polyuréthane, comme décrit dans [11]. De plus, pour dimensionner correctement la sonde, il est nécessaire de prendre en compte la surface inductive maximale recommandée dans la norme NF EN 50527-2-1 [12], qui est d'environ 225 cm². Étant donné que la surface inductive d'une sonde unipolaire est semi-circulaire, cela correspond à un rayon de sonde d'environ 8,46 cm. Les dimensions déterminées à partir de ces considérations sont résumées dans le tableau 3.

Composant	Paramètre	Valeur (mm)
Boîtier	Largeur	50
	Hauteur	40
	Profondeur	6
Sonde	Rayon demi-cercle	84,6
	Rayon de l'âme	0,4
	Rayon du blindage	0,8
	Rayon du conducteur	1
	Rayon de l'isolation extérieure	1,4

TABLEAU 3. Dimensions du stimulateur cardiaque pour les deux sondes

Afin de représenter l'environnement humain, un réservoir de solution saline de dimensions 34 × 36 × 5 cm³, avec une conductivité de 0,2 S/m, est utilisé pour simuler les propriétés corporelles moyennes, conformément à [13]. Le stimulateur cardiaque est positionné au dessus du coupleur magnétique, de manière à obtenir les niveaux de champ les plus importants, permettant ainsi d'évaluer les effets des champs rayonnés sur le stimulateur cardiaque, comme le montre la figure 7.

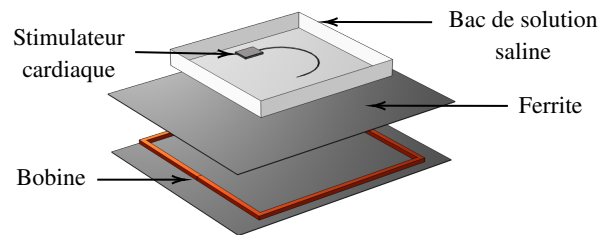


FIG. 7. Stimulateur cardiaque dans une solution saline soumis aux champs magnétiques émis par le coupleur magnétique

3.2. Tensions induites calculées

Une implantation de stimulateur cardiaque peut être considérée comme une **boucle de circuit ouvert** dans un champ magnétique.

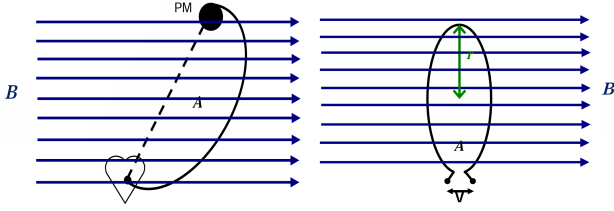


FIG. 8. Boîtier et sonde reliée au cœur, formant une boucle [8]

Ainsi, la tension induite V_{ind} entre les deux extrémités d'une boucle ouverte dans un champ uniforme est

$$V_{ind} = - \int_s \frac{d\mathbf{B}}{dt} \cdot d\mathbf{s} \quad \text{Donc,} \quad V_{ind} = -2\pi f \iint \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S}$$

où V_{ind} est la tension induite (V), f est la fréquence (Hz), S est la surface de la boucle (m^2). D'autre part, comme $\mathbf{B} = \text{rot} \times \mathbf{A}$, on peut ajouter que $V_{ind} = -2\pi f \oint \mathbf{A} \cdot d\mathbf{l}$ en considérant le potentiel vecteur magnétique $\mathbf{A}$. Avec le système maintenant entièrement défini et tous les paramètres établis, l'étape suivante consiste à évaluer les tensions induites dans les différentes zones définies, en utilisant les deux formulations du flux : l'intégrale linéique et surfacique.

TABLEAU 4. Valeurs des tensions induites obtenues pour une sonde de stimulateur cardiaque exposé au modèle du coupleur magnétique

Sonde	Intégration linéaire (mV) $V = -2\pi f_0 \oint_C \mathbf{A} \cdot d\mathbf{l}$	Intégration de surface (mV) $V = -2\pi f_0 \iint \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S}$	Erreur relative
Unipolaire	29,31	31,42	7%
Bipolaire	4,02	3,83	5%

L'erreur relative entre les résultats obtenus par ces différentes méthodes est inférieure à 10 %, cette erreur reste acceptable, avec des valeurs de tension induite dans la plage des dizaines de millivolts. Les normes NF EN 50527-2-1 [12], ISO 14117 [14] et NF EN ISO 19363 [15] recommandent une valeur maximale de tension induite de 180,31 mV RMS à 85 kHz, ce qui est respecté ici. Ces faibles valeurs de tension induite sont principalement dues au fait que le courant injecté dans la source de rayonnement n'est pas représentatif d'un système réel. Dans les étapes suivantes, des valeurs de courant plus représentatives seront utilisées pour simuler un système de recharge inductive pour véhicules électriques plus réaliste.

4. CONCLUSIONS

Cette étude a conduit au développement d'un modèle initial permettant de calculer le champ magnétique autour d'un coupleur magnétique et son impact sur un pacemaker. Le modèle a été confronté aux mesures expérimentales au niveau de la source de rayonnement, permettant de confirmer sa validité pour simuler la distribution du champ électromagnétique.

Dans son état actuel, le modèle offre déjà des premiers éléments de compréhension sur le comportement des sondes de pacemaker lorsqu'elles sont exposées à de tels champs, les valeurs de tension induite simulées restant largement en dessous des limites fixées par les normes de sécurité en vigueur. Bien qu'une valeur de courant faible par rapport aux courants circulant dans les systèmes de TESC ait été utilisée à ce stade, cette approche constitue une base pour des simulations plus réalistes impliquant des valeurs de courant représentatives des systèmes de recharge inductive réels.

Les travaux futurs porteront sur le développement d'un banc d'essai expérimental permettant de mesurer directement les tensions induites dans le cas des sondes unipolaires et bipolaires. Une fois le modèle entièrement validé, il sera possible de réaliser des évaluations plus complètes de l'immunité électromagnétique dans des scénarios d'exposition réalistes, notamment sur le banc de recharge par induction du GeePs, fonctionnant à des puissances de 2 kW. Ces essais tiendront compte de multiples variables réelles, notamment la géométrie des sondes (unipolaires ou bipolaires), la posture du patient et l'orientation spatiale de l'implant par rapport à la source de champ.

En définitive, la méthodologie développée dans cette étude pourra être étendue à un plus large éventail de dispositifs médicaux implantables actifs (DMIA), incluant les neurostimulateurs et les défibrillateurs automatiques implantables (DAI).

5. RÉFÉRENCES

- [1] SAE International. (2020). SAE J2954 — Transfert d'énergie sans fil (WPT) pour les véhicules légers rechargeables/électriques et méthodologie d'alignement
- [2] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (1 Hz to 100 kHz)," Health Phys., vol. 99, no. 6, pp. 818–836, 2010.
- [3] Timmis A, Townsend N, Gale C, Grobbee R, Maniadakis N, Flather M, Wilkins E, Wright L, Vos R, Bax J, Blum M, Pinto F; ESC Scientific Document Group. "European Society of Cardiology : Cardiovascular Disease Statistics 2017." *Eur Heart J*. 2018 Feb 14;39(7) :508-579. doi : 10.1093/eurheartj/ehx628.
- [4] Hikage T, Nojima T, Fujimoto H. "EMI assessment for active implantable medical devices in LF and HF wireless power transfer bands." *Phys Med Biol*. 2016;61(12) :4522-36. doi : 10.1088/0031-9155/61/12/4522.
- [5] Vivarelli C, Censi F, Calcagnini G, Freschi F, Giaccone L, Canova A, Mattei E. "Electromagnetic Immunity of Pacemakers and Defibrillators to Automotive Wireless Power Transfer Systems." *IEEE Trans Electromagn Compat*. 2024;66 :97-107. doi : 10.1109/TEM.2023.3338453.
- [6] Vivarelli C, Mattei E, Censi F, Calcagnini G, Freschi F, Giaccone L, Canova A. "Numerical evaluation of the voltage induced on pacemakers and implantable defibrillators by wireless power transfer systems for automotive." *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2024 Jul;2024 :1-4. doi : 10.1109/EMBC53108.2024.10781703.
- [7] Campi, S. Cruciani, F. Maradei and M. Feliziani, Pacemaker Lead Coupling With an Automotive Wireless Power Transfer System, in *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 61, no. 6, pp. 1935-1943, Dec. 2019, doi : 10.1109/TEM.2019.2906328.
- [8] NF EN 50527-1 (2017). Procédure pour l'évaluation de l'exposition des travailleurs porteurs de dispositifs médicaux implantables actifs aux champs électromagnétiques. Partie 1 : Généralités.
- [9] Terrah M, Smail M-K, Pichon L, Bensetti M. Parametric Design Approach for Wireless Power Transfer System : UAV Applications. *Drones*, 2024, 8, pp.735. doi : 10.3390/drones8120735. hal-04823139
- [10] Bailly, D. (n.d.). *Stimulateur cardiaque : ça m'intéresse*. Disponible [ici](#).
- [11] Jean-Paul Andretzko. Contribution à l'optimisation et à la modélisation d'un banc de mesure CEM - Application à la caractérisation de l'immunité des stimulateurs cardiaques. Thèse de doctorat en Ingénierie biomédicale, Université Henri Poincaré - Nancy I, 2007. Français. NNT : tel-00405118.
- [12] NF EN 50527-2-1 (2017). Procédure pour l'évaluation de l'exposition des travailleurs porteurs de dispositifs médicaux implantables actifs aux champs électromagnétiques. Partie 2-1 : Spécification de l'évaluation pour les travailleurs avec un simulateur cardiaque.
- [13] Lucien Hammen. Compatibilité électromagnétique des dispositifs médicaux implantables actifs exposés à des sources de champ industrielles : cas des pacemakers. Thèse de doctorat, Université Paris Saclay, 2024. Français. ref : tel-04971996
- [14] ISO 14117:2019 Active implantable medical devices - Electromagnetic compatibility - EMC test protocols for implantable cardiac pacemakers, implantable cardioverter defibrillators and cardiac resynchronization devices
- [15] NF EN ISO 19363 (2021). Véhicules routiers électriques - Transmission d'énergie sans fil par champ magnétique - Exigences de sécurité et d'interopérabilité.