

IMMUNITÉ DES IMPLANTS CARDIAQUES AUX CHAMPS ÉLECTRIQUES DE 50/60 Hz

Cihan GERCEK¹, Djilali KOURTICHE¹, Pierre SCMITT¹, Isabelle MAGNE²,
Martine SOUQUES³, Patrice ROTH¹, Mustapha NADI¹

¹Université de Lorraine, CNRS, Institut Jean Lamour, UMR 7198, Nancy, BP 70239, 54506 Vandœuvre, France, cihan.gercek@univ-lorraine.fr, djilali.kourtiche@univ-lorraine.fr, pierre.schmitt@univ-lorraine.fr, patrice.roth@univ-lorraine.fr, mustapha.nadi@univ-lorraine.fr

²EDF R&D, Avenue des Renardières – Ecuellen, 77818, Moret-sur-Loing, France, isabelle.magne@edf.fr

³ EDF SEM, Immeuble Carré Vert, 45 rue Kleber, 92309 Levallois-Perret, France, martine.souques@edf.fr

Le nombre de porteur d'implants médicaux ne cesse de croître, y compris dans la population active avec une moyenne d'âge des patients qui diminue. Les avancées des technologies biomédicales ont augmenté l'efficacité et la fiabilité des implants. Malgré ces progrès, ces implants ne sont pas encore totalement immuns aux champs électromagnétiques. Les sources d'interférences électromagnétiques sont nombreuses et considérées comme une des principales causes de dysfonctionnement des implants médicaux actifs. L'interaction du corps humain avec les champs électriques reste complexe et dépend de multiples facteurs dont la fréquence, la puissance et la modulation des champs. Nous proposons un système d'exposition aux champs électriques permettant de tester un implant inséré dans un fantôme simulant les propriétés électriques du corps humain. Pour ce faire, nous allons dans un premier temps analyser par des méthodes de simulation numérique les grandeurs mises en jeu (champs et courants induits) au niveau de l'implant, à partir des données de champs électriques externes appliqués et l'interaction qui en résulte. La seconde étape consiste à concevoir la métrologie d'essais et le protocole permettant de réaliser des tests in vitro sur des implants médicaux actifs soumis à une source modèle de champ électrique 50/60 Hz.

Pour établir une démarche permettant l'obtention de seuils de dysfonctionnement des implants en présence d'un champ électrique, il est impératif que ce dernier soit uniforme. De ce fait, un système d'exposition qui génère un champ électrique homogène a été étudié. Nous avons constaté dans les simulations réalisées avec les logiciels FEMM[®] (2D) et CST[®]

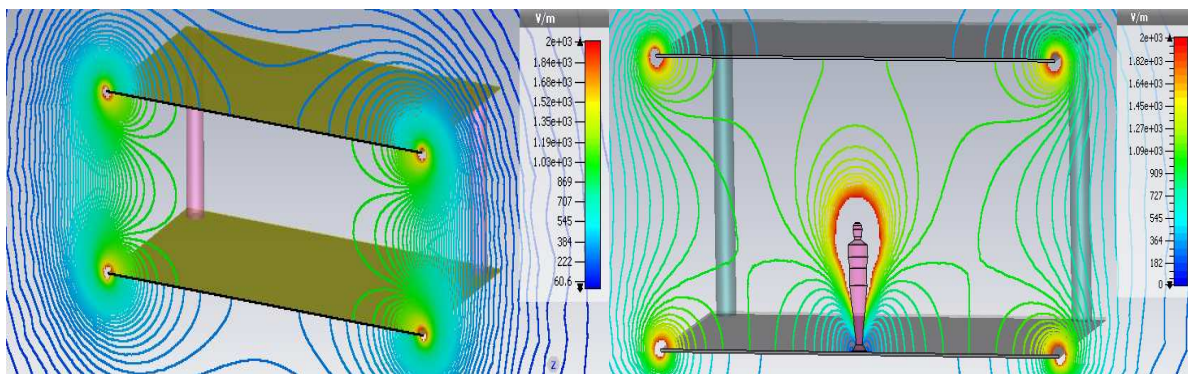


Fig. 1. Système d'exposition 1 kV/m à 50 Hz :
deux plaques d'aluminium de 2mx2m
séparées de 75 cm avec des isolateurs en
porcelaine

Fig. 2. Le champ électrique extérieur du
modèle axisymétrique sous notre système
d'exposition à 1 kV/m à 50 Hz

(3D) que des plaques de 2 m x 2 m espacées de 75 cm représentent le meilleur compromis parmi plusieurs dimensions étudiées pour notre étude expérimentale. Dans la figure 1, nous pouvons observer que le champ électrique dans le volume central est homogène, malgré les effets de bords qui restent locaux. La variation du champ électrique sur l'axe vertical est de 0,3 % au maximum près des plaques. Nous avons miniaturisé le fantôme axisymétrique proposé par la norme CEI 62226-3-1 à des fins de simulation sous le champ électrique homogène généré par le système d'exposition. Une comparaison entre les valeurs d'induction annoncées par la norme et les valeurs obtenues a été effectuée. La figure 2 illustre la répartition du champ électrique à l'extérieur du corps humain. L'erreur du champ électrique induit à l'intérieur du corps humain au niveau du cou est de 0,73 % par rapport à la norme, ce qui est négligeable.

Pour plus de précision, nous avons étudié un modèle anatomique humain complet ; en position debout avec les pieds reliés à la terre (cas pire d'exposition). Le modèle est composé de 272 organes avec 28 différentes propriétés électriques des tissus. Le maillage utilisé pour la simulation est tétraédrique avec un pas de maillage de 2 mm. Le champ électrique vertical induit au niveau du cœur est comparé avec celui du modèle axisymétrique (figure 3). L'induction du champ électrique du modèle anatomique est supérieure de 20 % à 100 % à celle du modèle géométrique au niveau du cœur, ce qui montre la nécessité d'un modèle complexe.

La figure 4 illustre la différence de champ électrique induit dans le modèle anatomique avec et sans implant. Sous une exposition de 1kV/m 50Hz, nous avons observé une tension perturbatrice de 0,924 mV entre les deux électrodes de la sonde de l'implant. Ce résultat concorde avec les simulations de M. Stuchly [1] et l'étude « in-vivo » de J. Silny [2]. Les simulations en cours, avec différents modèles d'implants cardiaques au niveau des sites d'implantation dans le modèle anatomique, vont nous permettre de concevoir un fantôme expérimental capable de reproduire les mêmes perturbations qu'en situation réelle. L'étude expérimentale permettra de vérifier le comportement de différents modèles d'implants cardiaques soumis à un champ électrique, afin de définir d'éventuels seuils de dysfonctionnement.

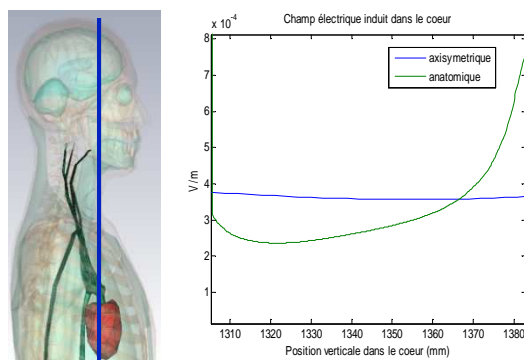


Fig. 3. Champs électriques induits sur le modèle anatomique et comparaison avec le modèle axisymétrique à 1 kV/m à 50 Hz

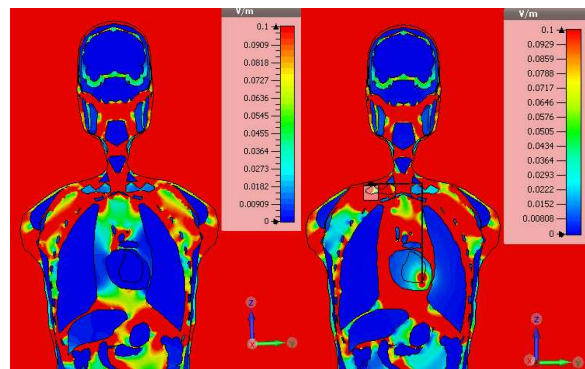


Fig. 4. Les champs électriques induits sur le modèle anatomique (gauche) et le modèle anatomique doté d'un implant cardiaque (droite) par à 1 kV/m à 50 Hz

References

- [1] M. A. Stuchly, R. Kavet "Numerical Modeling of Pacemaker Interference in the Electric-Utility Environment" IEEE Transactions on device and materials reliability, Vol. 5, N° 3, September 2005
 [2] S Joosten, K Pammler and J Silny, "The influence of anatomical and physiological parameters on the interference voltage at the input of unipolar cardiac pacemakers in low frequency electric fields", Phys. Med. Biol.54(2009) 591–609