

FREQUENCY CHARACTERIZATION OF WIRE ELECTRODES DEVICES FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS

NEFZI AMANI¹, LEVEQUE PHILIPPE¹, ARNAUD-CORMOS DELIA¹

¹ Univ. Limoges, CNRS, XLIM, UMR 7252, F-87000 Limoges, France

Abstract : Nanosecond Pulsed Electric Fields (nsPEFs) are pulsed electric fields with high-intensities (few MV / m) and ultra-short durations (a few nanoseconds). These electromagnetic fields are used for biomedical applications such as cancer treatment. The application of the nsPEFs can be carried out by different exposure devices. In this article, four wire electrode devices are characterized in the frequency domain to assess their adaptation to nsPEFs exposures. The results show that these devices are capable of applying nsPEFs of 10 ns durations

Keywords: nsPEF, nanosecond pulses, wire electrodes device, biological medium

1. INTRODUCTION

Les champs électriques pulsés nanosecondes (nsPEFs) sont utilisés pour des applications biomédicales telles que le traitement du cancer. Ces champs électromagnétiques sont caractérisés par leurs hautes intensités (quelques MV/m) et leurs durées ultra-courtes (quelques nanosecondes). Les dispositifs d'exposition permettent de transformer les impulsions nanoseconde générées en nsPEF. Plusieurs dispositifs sont dédiés à l'application du nsPEF [1]-[3]. Ils peuvent exposer les cellules aux champs électromagnétiques par différentes approches : par couplage, par conduction ou par rayonnement. L'applicateur utilisé dans cette étude est le dispositif à électrodes filaires qui applique le champ par conduction. Un dispositif basé aussi sur des électrodes filaires est décrit dans [4], il est fabriqué de fils en tungstène avec une distance inter-électrodes de 0.1 mm et il peut appliquer des nsPEFs de l'ordre de 10 MV/m et de durées 2.5 ns - 5 ns. Les brèves durées des impulsions exigent des dispositifs d'exposition de large bande de fréquence parce que la largeur de bande est inversement proportionnelle à la durée d'impulsion. L'étude fréquentielle des quatre dispositifs est nécessaire pour déterminer leurs caractéristiques (réflexion, impédance,...). Cet article décrit dans un premier temps le dispositif à électrodes filaires et le banc expérimental utilisé. Les résultats de mesures sont présentés et analysés ensuite.

2. MONTAGE EXPERIMENTAL ET METHODES

2.1. Dispositif à électrodes filaires

Le dispositif typique utilisé (figure 1) se compose de deux électrodes métalliques qui ont la forme d'un cylindre creux (figure 1b). Ils sont connectés à un connecteur SHV (figure 1a et 1c) qui permet de supporter l'application de haute tension. L'une de ces électrodes est liée au potentiel de référence (la masse du câble) et l'autre à l'âme centrale du câble coaxial (le potentiel appliqué). A l'exception des extrémités qui servent à appliquer les nsPEFs, les électrodes sont couvertes avec des gaines isolantes afin d'éviter le claquage du dispositif. Quatre dispositifs sont étudiés, ils présentent des distances inter-électrodes différentes (deux dispositifs avec un gap de 1.6 mm et deux avec un gap de 1.2 mm).

* Corresponding author, courriel amani.nefzi@etu.unilim.fr

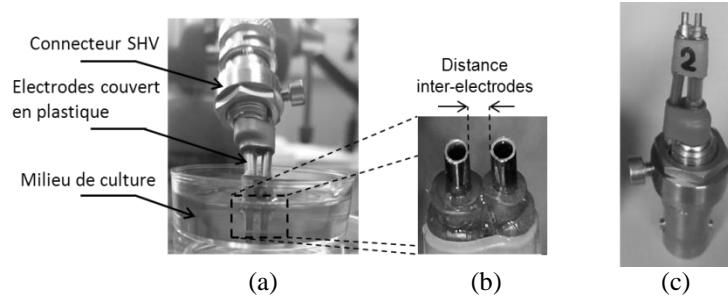


Fig.1. Dispositif à électrodes filaires, (a) dispositif immergé dans le milieu biologique contenu dans une boîte de Petri, (b) vue rapprochée des extrémités dédiées à l'exposition, (c) Prototype avec un gap de 1.2 mm.

2.2. Banc de mesure

La caractérisation fréquentielle des dispositifs est réalisée expérimentalement par un analyseur de réseau vectoriel (en anglais « Vector Network Analyser » VNA un instrument typique de mesure haute fréquence qui permet de déterminer les paramètres S d'un circuit microonde). Le paramètre de réflexion S_{11} des quatre dispositifs est obtenu par cet instrument. L'impédance d'entrée des dispositifs est déduite à partir des paramètres S_{11} . Une boîte de Petri remplie de 3ml de milieu biologique de culture typique est utilisée pour ces mesures (figure 1a). Les extrémités des électrodes sont immergées dans la solution biologique et elles sont placées en contact avec le fond de la boîte de Petri.

3. RESULTATS ET DISCUSSION

La figure 2 présente les résultats de mesures dans le domaine fréquentiel des dispositifs. Le paramètre de réflexion S_{11} et l'impédance d'entrée des dispositifs sont illustrés sur les figures 2a et 2b, respectivement. Le tableau 1 affiche les valeurs du paramètre S_{11} , de la bande de fréquence et de l'impédance extraites des courbes de mesures. Les courbes des paramètres de réflexion présentées sont similaires. En basse fréquence (à 1 MHz), les valeurs de réflexion S_{11} des différents dispositifs varient entre -15 et -17 dB (voir valeurs tableau 1, colonne 1). Ces valeurs reflètent la bonne adaptation des dispositifs parce qu'elles sont inférieures à -10 dB (valeur seuil typique considérée pour la caractérisation de circuits microondes). A noter que les dispositifs sont connectés en parallèle à une charge 50 Ω pour améliorer leur adaptation d'impédance. La bande passante est définie comme l'intervalle de fréquence dans lequel le paramètre de réflexion est inférieur au seuil de -10 dB. Les bandes de fréquence à -10 dB des quatre prototypes varient entre 113 et 121 MHz (tableau 1, colonne 2). Cela signifie qu'ils sont adaptés pour transmettre des impulsions de durée de l'ordre de 10 ns (la durée des impulsions est inversement proportionnelle à la bande de fréquence).

Les courbes de variation des impédances d'entrée des dispositifs (figure 2b) sont constantes autour de 37 Ω jusqu'à 30 MHz (tableau 1 colonne 3). L'impédance de ces dispositifs [5] dépend de leurs dimensions ainsi que des propriétés électriques du milieu biologique comme le montre l'équation (1):

$$Z_e = \frac{d}{S(\sigma + j\epsilon_0\epsilon_r\omega)} \quad (1)$$

avec d la distance inter-électrodes en mm, S la surface des deux extrémités en mm^2 , σ la conductivité de la solution en S/m, ϵ_0 la permittivité de l'air, ϵ_r la permittivité du milieu et ω la pulsation en rad/s.

L'équation (1) permet de calculer l'impédance d'entrée des électrodes planaires sans prendre en compte la charge 50 Ω et elle peut être utilisée dans notre cas pour estimer l'impédance de nos dispositifs. Les valeurs des impédances dépendent non seulement des valeurs des distances inter-électrodes mais aussi de la surface des extrémités non couvertes correspondant au canal d'exposition (zone d'application) des nsPEFs au milieu biologique. Les propriétés électriques du milieu de culture sont considérées constantes jusqu'à 500 MHz avec dans ce cas une conductivité de 1.5 S/m et une permittivité de 77. Prenons l'exemple du dispositif 3 de gap 1.2

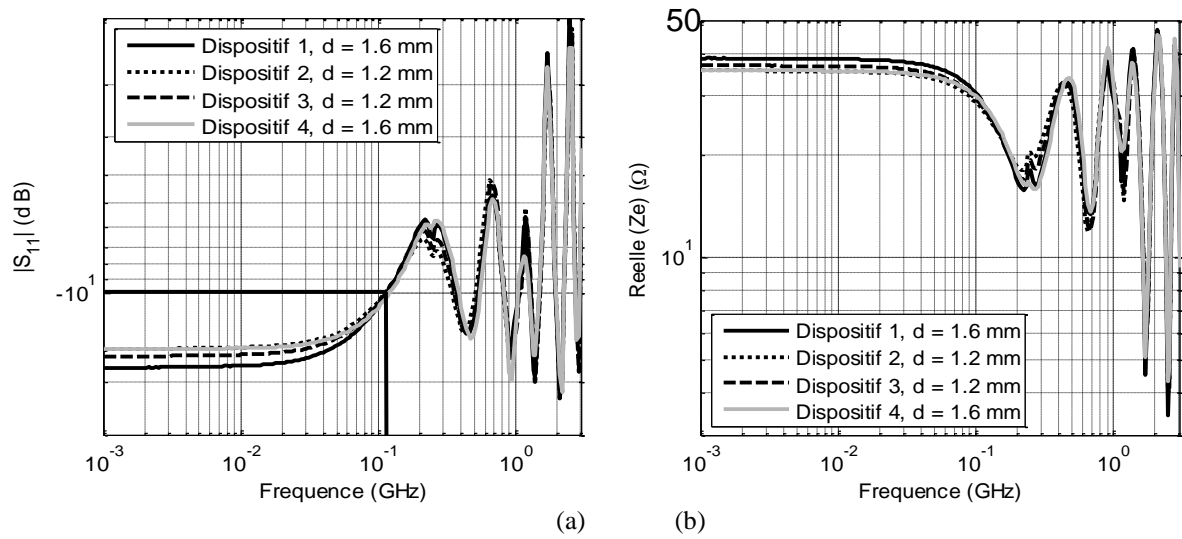


Fig.2. Mesures des quatre dispositifs, (a) Paramètres de réflexion (S_{11}), (b) Partie réelle de l'impédance d'entrée.

mm. Le canal de ce dispositif a une longueur de 1.9 mm et une largeur de 1.2 mm. En considérant les électrodes planaires, la surface totale des électrodes est égale à 2.28 mm^2 ($1.2 \text{ mm} \times 1.9 \text{ mm}$). En basse fréquence, il est possible de négliger le terme $j\epsilon_0\epsilon_r\omega$ et obtenir une impédance qui vaut :

$$Z_e = \frac{d}{S\sigma} = \frac{1.2 \text{ mm}}{2.28 \text{ mm}^2 \times 1.5 \text{ S/m}} = 350.8 \Omega \quad (2)$$

L'impédance globale calculée du dispositif et de la charge 50Ω en parallèle est égale à 43.7Ω . L'équation (1) est plutôt adaptée au calcul de l'impédance d'électrodes planaires mais cette valeur calculée est néanmoins comparable à celle obtenue par mesure (38Ω).

Les électrodes sont branchées à un connecteur SHV et la connexion des dispositifs au VNA est faite via un câble ayant des connecteurs de type N. Des transitions N vers SHV sont utilisées pour connecter les dispositifs au câble. Ces connecteurs supportent des tensions jusqu'à 10 kV. Les dispositifs sont caractérisés aussi avec des connecteurs HN vers SHV spécifiquement développés pour supporter des tensions supérieures à 10 kV. Les résultats de mesures présentés dans le tableau 1 montrent que les connecteurs HN/SHV permettent de réduire la réflexion, d'élargir la bande de fréquence et d'augmenter légèrement l'impédance d'entrée.

Tableau 1 : Mesure des quatre dispositifs avec la charge 50Ω placée en parallèle ; Le paramètre de réflexion S_{11} à 1 MHz, la bande de fréquence, l'impédance d'entrée, mesures avec les connectiques N/SHV et HN/SHV (electrodes 2 et 3).

	S_{11} (dB) à 1 MHz	Bande de fréquence (MHz)	Impédance (Ω)	Connecteur
Dispositif 1	-17	116	38.6	N / SHV
Dispositif 2	-15	112.7	35	N / SHV
	-16.2	185	36.6	HN / SHV
Dispositif 3	-16.4	114	36.8	N / SHV
	-18	188	38	HN / SHV
Dispositif 4	-15	121	35	N / SHV

Avec les deux types de connecteurs les électrodes présentent des bandes passantes compatibles avec l'application des nsPEFs de durée 10 ns. La connectique HN vers SHV nous permet cependant d'appliquer des tensions plus fortes que la connectique N vers SHV.

4. CONCLUSIONS

Dans ces travaux, nous avons présenté les nouveaux dispositifs à électrodes filaires et montré qu'ils peuvent appliquer les nsPEFs avec des durées de l'ordre de 10 ns. L'étude fréquentielle montre que les caractéristiques des quatre prototypes sont assez proches et leur bon fonctionnement assure un transport d'énergie optimal. La connectique HN vers SHV a amélioré les performances (bande fréquentielle, niveau de tension appliquée) des dispositifs et elle a permis une meilleure isolation aux niveaux des transitions.

REFERENCES

- [1] Kohler, S., Vu, T. D. T., Vernier, P. T., Arnaud-Cormos, D., & Leveque, P. Open transverse electromagnetic (tem) cell as applicator of high-intensity nsPEFs and electro-optic measurements. In Power Modulator and High Voltage Conference (IPMHVC), 2012 IEEE International (pp. 764-767).
- [2] Sun, Y., Vernier, P. T., Behrend, M., Marcu, L., & Gundersen, M. A. Electrode microchamber for noninvasive perturbation of mammalian cells with nanosecond pulsed electric fields. 2005 IEEE Transactions on Nanobioscience, 4(4), 277-283.
- [3] Dalmay, C., Villemejeane, J., Joubert, V., Silve, A., Arnaud-Cormos, D., Français, O., Mir, L.M., Lévêque, P. and Le Pioufle, B. A microfluidic biochip for the nanoporation of living cells. 2011 Biosensors and Bioelectronics, 26(12), 4649-4655.
- [4] Wu, Y. H., Arnaud-Cormos, D., Casciola, M., Sanders, J. M., Leveque, P., & Vernier, P. T. Moveable wire electrode microchamber for nanosecond pulsed electric-field delivery. 2013 IEEE Transactions on Biomedical engineering, 60(2), 489-496.
- [5] Kenaan, M., El Amari, S., Silve, A., Merla, C., Mir, L.M., Couderc, V., Arnaud-Cormos, D. and Leveque, P. Characterization of a 50- Ω exposure setup for high-voltage nanosecond pulsed electric field bioexperiments. 2011 IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 58(1), pp.207-214.