



HAL
open science

Détermination de Propriété Diélectrique d'un Système Biologique

J.-y Wang, F. Benmohamed, Oksana Kunduzova, Junwu Tao

► **To cite this version:**

J.-y Wang, F. Benmohamed, Oksana Kunduzova, Junwu Tao. Détermination de Propriété Diélectrique d'un Système Biologique. 16èmes Journées de Caractérisation Microondes et Matériaux, Nov 2020, Toulouse (virtuel), France. hal-03083219

HAL Id: hal-03083219

<https://hal.science/hal-03083219>

Submitted on 18 Dec 2020

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.

Détermination de Propriété Diélectrique d'un Système Biologique

J.-Y. Wang¹, F. Benmohamed² O. Kunduzova³ and J. Tao¹
¹INP-ENSEEIH, LAPLACE, Toulouse, France

²Université Saint Etienne, Laboratoire Hubert Curien, Saint-Etienne, France

³I2MC-INSERM, U1048, Toulouse, France

e-mail: tao@laplace.univ-tlse.fr

Résumé— L'extraction de propriété diélectrique équivalente des solutions aqueuses utilisées dans l'exposition des systèmes biologiques aux champs électromagnétiques radiofréquence a été réalisée à l'aide d'une cellule de mesure en ligne planaire et plusieurs méthodes d'analyse électromagnétique de l'ensemble de structure. La méthode d'extraction a été validée sur des échantillons des produits de références connus. Des études ont été menées sur un liquide utilisé pour la culture de cellules cardiaques pour son exposition aux champs électromagnétiques, permettant l'évaluation du Débit d'Absorption Spécifique (DAS), et par la suite le dimensionnement du système d'exposition, notamment en terme de la puissance appliquée.

I. INTRODUCTION

L'onde électromagnétique devient omniprésente dans un monde de plus en plus connecté. L'interaction entre les ondes électromagnétiques et les systèmes vivants fait l'objet d'un grand nombre d'études scientifiques car elle pourrait potentiellement provoquer des changements cruciaux et des effets biologiques délétères [1]. L'exposition aux champs électromagnétiques des sujets d'études dans des équipements de type Transverse ElectroMagnetic (TEM) Cell ou Giga Transverse Electromagnetic (GTEM) a été fréquemment rapportée [1-3]. L'intérêt de ces équipements réside dans la possibilité de bien contrôler les conditions expérimentales. Par la suite l'estimation de l'exposition peut être alors obtenue par l'évaluation du Débit d'Absorption Spécifique (DAS).

L'obtention du DAS par l'analyse électromagnétique nécessite la connaissance des propriétés diélectriques du sujet étudié, au moins autour de la fréquence d'exposition. Nous présentons dans cette communication des travaux réalisés dans un projet collaboration entre le Groupe de Recherche en Electromagnétisme du LAPLACE et l'Institut des Maladies Métaboliques et Cardiovasculaires (I2MC) visant des systèmes vivants et notamment des cellules cardiaques dans leur milieu de culture [4]. La technique de l'échantillon rapporté au-dessus d'une ligne microruban initialement mise en place pour la caractérisation des matériaux céramiques [5] sera utilisée afin de déterminer les propriétés diélectriques des cellules vivantes sous forme de permittivité complexe effective.

II. SYSTEMES EXPERIMENTAUX

Des cellules TEM et GTEM, ainsi que des structures transmissions partiellement ouvertes sont les plus utilisées

dans les études sur l'exposition RF des milieux biologiques. Ce sont des équipements qui répondent aux critères larges gammes de fréquences et modulation de forme d'ondes [1-2]. Dans notre projet une cellule TEM a été choisie, car ses dimensions sont compatibles avec des boîtes de pétri utilisées pour la culture des cellules cardiaques; en plus la cellule TEM est facilement intégrable dans un système à température et hydrométrie contrôlées.

La Fig. 1(a) illustre la cellule TEM chargée par une boîte de pétri contenant les cardiomyoblastes dans son milieu de culture. La cellule de mesure des propriétés diélectriques du liquide de culture biologique est montrée dans la Fig.1(b). Son modèle de simulation électromagnétique est donné dans Fig.1(c).

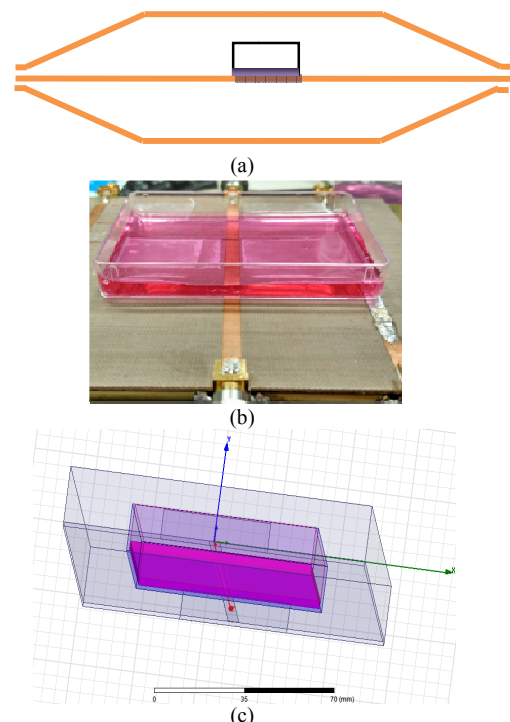


Fig. 1. (a) Boîte de pétri placée dans TEM cell. (b) Cellule de mesure. (c) Modèle de simulation HFSS

III. RESULTATS ET DISCUSSION

Dans un premier temps nous avons étudié la faisabilité de la cellule en ligne microruban pour extraire la permittivité complexe d'une solution aqueuse en utilisant des références connues : l'eau du robinet puis l'éthanol à

90%. Des mesures ont ensuite été menées sur le liquide de culture utilisée pour les cellules cardiaques. Pour l'estimation de la permittivité complexe, deux techniques seront utilisées. La première est basée sur la modélisation inverse qui consiste à minimiser une fonction objective comparant des résultats de simulation électromagnétique issus logiciel commercial HFSS et des mesures effectuées à l'aide d'un analyseur de réseaux vectoriel. La deuxième, une solution alternative moins gourmande en calcul numérique, s'appuie sur la technique de Nicholson-Ross-Weir (NRW) où la partie centrale de la cellule sera traitée comme une ligne microruban chargée dont les principaux caractéristiques, à savoir constante de propagation complexe et impédance caractéristique équivalente, seront déduits des résultats de mesure ; l'extraction de la permittivité relative complexe sera conduite en comparant les résultats d'une analyse directe d'une ligne microruban chargée [5, 6] et les caractéristiques déduites de la technique NRW.

A. Extraction à l'aide des simulations HFSS

Dans la simulation HFSS le milieu aqueux a été modélisé par le modèle de Debye à une seule fréquence de relaxation :

$$\varepsilon_r = \varepsilon_r(\infty) + \frac{\varepsilon_r(0) - \varepsilon_r(\infty)}{1 + (\omega\tau_d)^2} \quad (1)$$

$$\tan \delta_d = \frac{[\varepsilon_r(0) - \varepsilon_r(\infty)] \omega\tau_d}{\varepsilon_r(0) - \varepsilon_r(\infty) + \varepsilon_r(\infty) [1 + (\omega\tau_d)^2]} \quad (2)$$

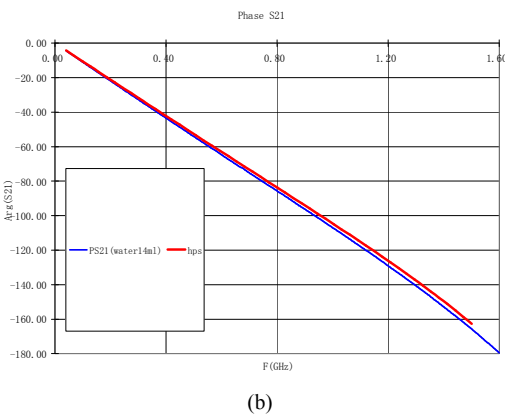
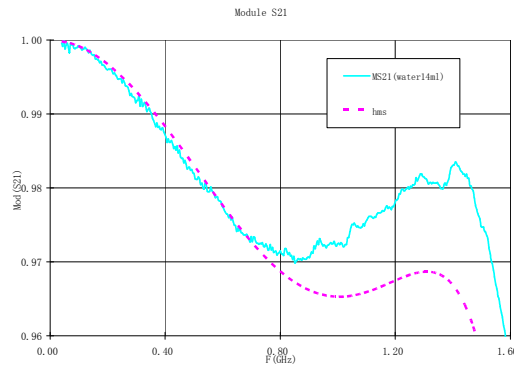


Fig. 2. Comparaison entre mesure et simulation HFSS pour l'eau fraîche (a) Module et (b) Argument du coefficient de transmission

La technique de modélisation inverse s'appuie sur des mesures des paramètres S de la cellule chargée, et des simulations électromagnétiques sur la même structure, comme le montre la Fig.1(c). Dans un premier temps le module et l'argument du coefficient de transmission des mesures avec de l'eau du robinet, d'un volume de 14ml, et de l'éthanol à 90%, d'un volume de 9ml, ont été utilisés pour la définition de la fonction objective. Les paramètres de relaxation permettant l'obtention d'un écart minimal entre une bande de fréquence 40MHz et 1GHz sont données dans le Tableau I.

La Fig.2 montre la comparaison entre coefficient de transmission mesuré et reconstitué pour l'eau de robinet avec les paramètres optimisés. On remarque un écart croissant en haut de bande pour le module. Ce n'est pas le cas pour l'éthanol à 90% dont les résultats dans Fig.3 montrent un accord nettement plus satisfaisant que le cas de l'eau.

TABLEAU I. PARAMETRES DE RELAXATION

Paramètre	Eau fraîche	Ethanol 90%
$\varepsilon_r(0)$	78,4	25
$\varepsilon_r(\infty)$	3,04	4,78
$\tau_d(\text{ps})$	8,21	159

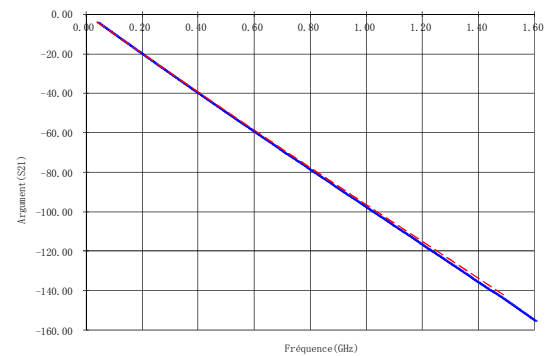
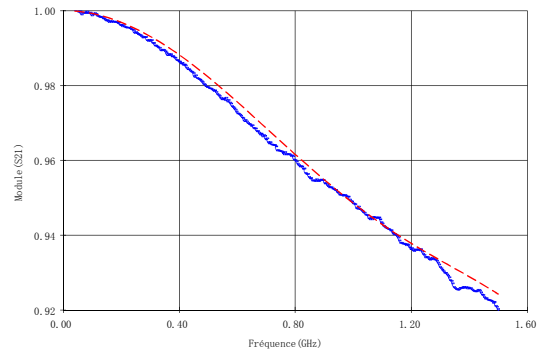


Fig. 3. Comparaison entre mesure et simulation HFSS pour l'éthanol 90% (a) Module et (b) Argument du coefficient de transmission

La différence entre les cas peut être due à la composition du liquide, notamment pour l'eau du robinet dont les impuretés ne sont pas contrôlées. Des essais avec l'eau distillée sont envisagés pour obtenir de meilleur accord entre simulation et mesure.

Le travail de recherche d'un modèle de relaxation pour le liquide de marque commercial GlutaMax utilisée pour la culture des cellules cardiaques est plus difficile car il s'agit

d'un mélange avec beaucoup d'ingrédients dont les paramètres sont inconnus. Néanmoins, par des petites touches successives sur le choix du paramètre de relaxation équivalent et de permittivité relative équivalente un accord convenable a pu être obtenu comme le démontre la Fig.4(a). Ici, la permittivité relative statique est 98, alors que celle à fréquence infinie est 5 ; le temps de relaxation est choisie respectivement à 5ns ('o') et 3ns ('x'). Le choix de 3ns permet l'obtention d'un bon accord sur le module du coefficient de transmission jusqu'à 1,4GHz. Cependant sur les arguments du coefficient de transmission le temps de relaxation a peu d'influence ; il y a un écart important par rapport aux résultats de mesure comme constaté sur la Fig.4(b).

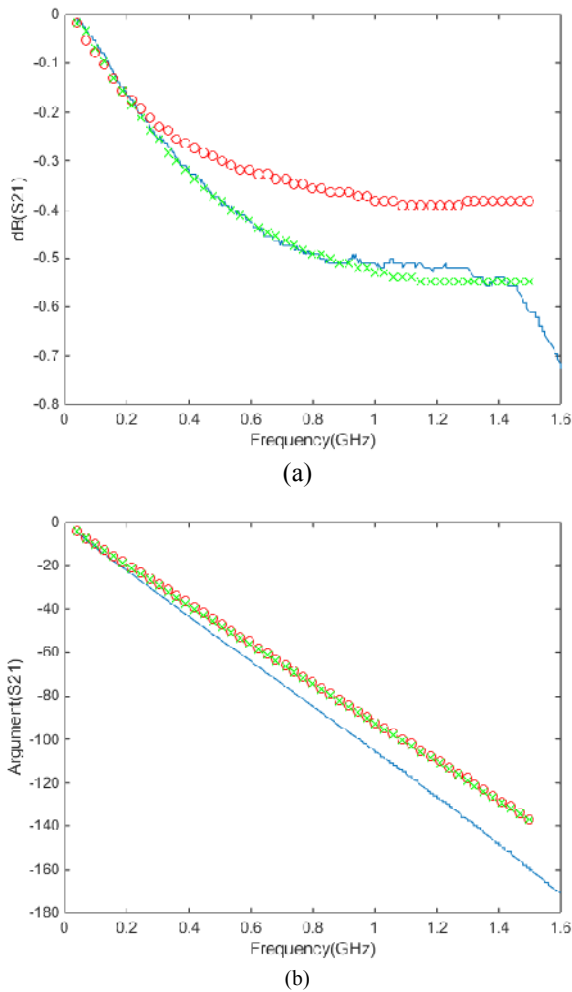


Fig. 4. Influence des paramètres de relaxation sur le coefficient de transmission. (a) Module de S_{21} en dB ; (b) Argument de S_{21} . Comparaison entre mesures (traits pleins) et simulation ('o' et 'x').

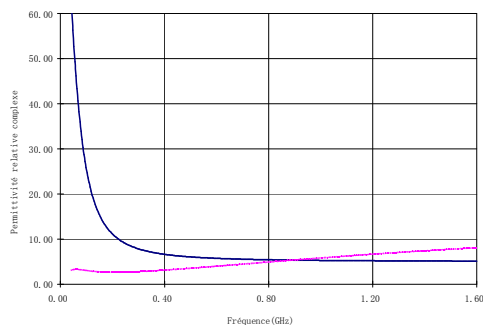


Fig. 5. Partie réelle (bleu) et imaginaire (rose) de la permittivité relative effective du liquide GlutaMax.

La permittivité relative complexe effective selon les paramètres estimés est tracée dans la Fig.5. On constate une partie imaginaire relativement importante qui augmente avec la fréquence.

B. Extraction à l'aide de la technique NRW

La modélisation inverse basée sur l'utilisation d'un logiciel de commerce peut être remplacée par une solution alternative moins lourde en termes de calcul numérique. En effet la cellule de mesure en ligne planaire s'adapte bien à la technique de Nicholson-Ross-Weir (NRW) avec le choix adéquat de la forme d'échantillon qui peut former avec la ligne planaire une ligne chargée dont les paramètres de propagation dépendent de la propriété électrique de l'échantillon [5,6].

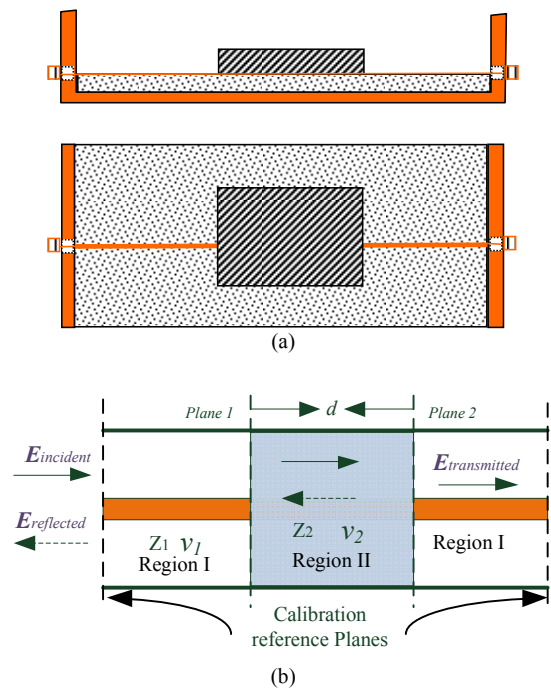


Fig. 6. Cellule de mesure (a) et schéma équivalent en ligne de transmission (b) pour application de l'algorithme NRW

La Fig.6 montre le modèle utilisé pour l'application de la technique NRW (Fig.6(a)), et la représentation en terme des jonctions idéales en cascade entre des lignes de transmission (Fig.6(b)). Avec l'hypothèse de l'absence des modes d'ordre supérieur, les paramètres S à l'interface entre les deux lignes sont selon Nicholson et Ross [6]

$$S_{11} = \frac{(1 - P^2)\Gamma}{1 - P^2\Gamma^2}, \quad S_{21} = \frac{(1 - P^2)P}{1 - P^2\Gamma^2}$$

où $P = e^{-\gamma d}$ est fonction de l'exposant de propagation complexe γ et de la longueur d de la section centrale.

$$\Gamma = (Z - Z_0)/(Z + Z_0)$$

A l'aide d'une calibration Thru-Reflect-Line (TRL) nous ramenons les paramètres S obtenus avec un analyseur de réseaux vectoriel à l'entrée et à la sortie de la partie centrale de la structure (Fig.6(b)). Pour le cas du liquide GlutaMax

d'une contenance de 9ml, l'application de la technique NRW conduit à l'obtention des parties réelle et imaginaire de la permittivité relative effective de la ligne chargée comme les montrent la Fig.7.

On remarque sur Fig.7(a) un problème de signe pour la partie imaginaire de la permittivité relative effective en dessous de 200MHz. Ceci est probablement dû au kit de calibrage fabrication maison. Afin d'élargir la plage fréquentielle d'investigation il sera intéressant de diviser cette plage en plusieurs sous bande, avec des kits conçus pour chaque sous bande.

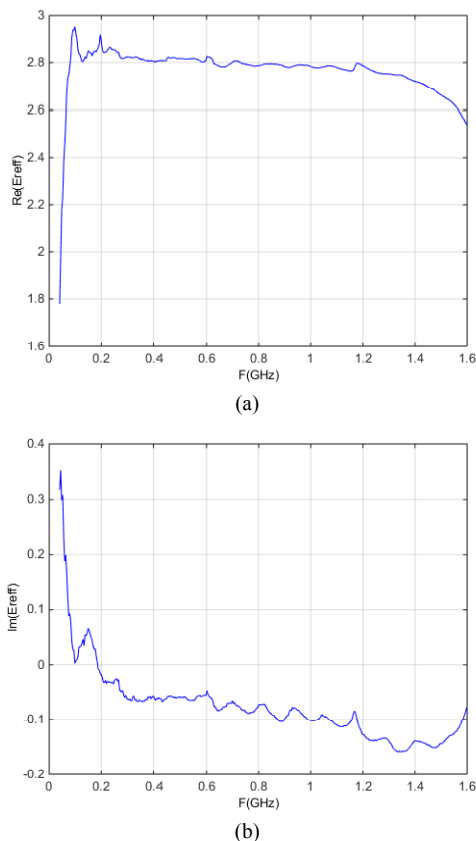


Fig. 7. Cellule de mesure (a) et schéma équivalent en ligne de transmission (b) pour application de l'algorithme NRW

La modélisation inverse s'appuiera cette fois ci sur des courbes d'étalonnage d'une structure multicouche selon la méthode décrite dans [7]. En ne pas considérant les tangentes de pertes on obtient une série de courbe illustrée dans la Fig.8.

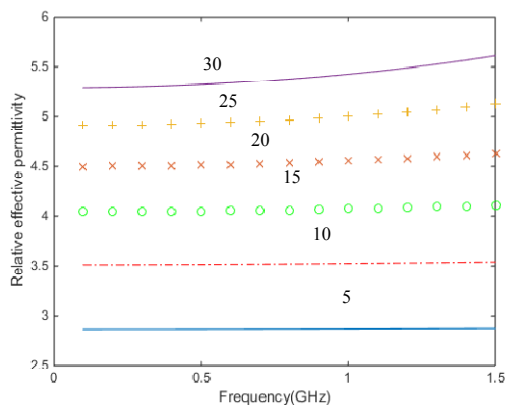


Fig. 8. Permittivité effective relative de la ligne chargée paramètre par valeur test de la permittivité inconnue

En fonction des résultats des Fig.7(a) et Fig.8 on peut conclure que pour le moment la variation de la permittivité relative est comprise entre 5 et 10 pour le GlutaMax sur toute la bande fréquentielle. Cela est très différent des résultats de la Fig.5. Il y a deux raisons possibles pour expliquer cette différence. En premier, la non prise en compte de la partie imaginaire qui normalement augmente avec la fréquence et qui demeure très importante. En second, la couche d'air entre la boîte de liquide et la piste gravée sur le substrat n'est pour le moment pas considérée. L'inclusion de ces deux facteurs dans une future version de notre code devra produire des résultats beaucoup plus réaliste pour un problème de milieu aqueux aux pertes modérées mais non négligeables.

REFERENCES

- [1] A. Paffi *et al.*, "Review of exposure setups for biological experiments in the radiofrequency range: specifications and emerging trends," *URSI General Assembly*, 2008.
- [2] M. Burkhardt *et al.*, "Numerical and experimental dosimetry of Petri dish exposure setups," *Bioelectromagnetics*, vol.17, pp.483-493, 1996.
- [3] J. Bakos *et al.*, "GSM modulated radiofrequency radiation does not affect 6-sulfatoxymelatonin excretion of rats," *Bioelectromagnetics*, vol.24, pp.531-534, 2003.
- [4] M. Cinato *et al.*, "Investigation of electromagnetic fields on cardiac cells," *17th Int. Conf. on Microwave and High Frequency Heating*, Valence, Spain, Sept., 2019.
- [5] J.-Y. Wang *et al.*, "Microwave characterization of nanostructured material by modified Nicolson-Ross-Weir method", *AMPERE Newsletter*, Issue 94, pp.35-41, Dec. 2017
- [6] A. M. Nicolson, G. F. Ross, "Measurement of the Intrinsic Properties of Materials by Time-Domain Techniques," *IEEE Trans. on IM*, 19, pp.377-382, 1970.
- [7] F. Benmohamed *et al.*, "Spectral domain modeling of ferrite-loaded device by Iterative Green's function computation for multilayer structures," *COMPUMAG 2019*, 15-19 July, Paris.