



Caractérisation microondes de plaques d'athérome calcifiées

Frédérique Deshours, Georges Alquié, Jean-Michel Davaine, Lilia Aboueb, Amina Aissaoui, Tawous Goudjil, Hamid Kokabi, Olivier Meyer, Fabien Koskas

► To cite this version:

Frédérique Deshours, Georges Alquié, Jean-Michel Davaine, Lilia Aboueb, Amina Aissaoui, et al.. Caractérisation microondes de plaques d'athérome calcifiées. 7ème édition des Journées d'Etude en TélésANTé (JETSAN), May 2019, Paris, France. hal-02161043

HAL Id: hal-02161043

<https://hal.science/hal-02161043>

Submitted on 20 Jun 2019

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.

Caractérisation microondes de plaques d'athérome calcifiées

F. Deshours¹, G. Alquié¹, J-M. Davaine², L. Aboubé¹, A. Aissaoui¹, T. Goudjil¹, H. Kokabi¹, O. Meyer³ et F. Koskas²

¹Sorbonne Université, Laboratoire d'Électronique et Électromagnétisme, L2E, F-75005 Paris, France

²Sorbonne Université, AP-HP, Hôpital Pitié-Salpêtrière, Service de chirurgie vasculaire, F-75005 Paris, France

³GeePs, CNRS UMR 850, CentraleSupélec, Université Paris-Sud, Sorbonne Université, Gif-sur-Yvette, France

frederique.deshours@sorbonne-universite.fr

Abstract – Les capteurs microondes sont très prometteurs pour les applications biomédicales et offrent notamment la possibilité de caractériser de façon non invasive les tissus biologiques par contraste diélectrique. Dans cet article, nous présentons les résultats de mesures obtenus sur des plaques d'athérome en vue de déterminer leur niveau de calcification qui a été identifié comme très influent sur leur stabilité et donc sur leur potentiel à générer des accidents cardio-vasculaires. Différents types de plaques athéromateuses ont été caractérisés ex-vivo dans la bande de fréquences (1-4 GHz) et leurs propriétés diélectriques ont été extraites à partir de mesures effectuées à l'aide d'un résonateur planaire microondes.

Keywords: Capteur microondes, Caractérisation diélectrique, Calcifications artérielles.

I. INTRODUCTION

Malgré la prévention, les avancées technologiques en matière de dépistage et les progrès des traitements, les maladies cardio-vasculaires sont la première cause de décès dans les pays occidentaux et restent un problème de santé publique au XXIème siècle. Il a été démontré que le risque de maladies cardio-vasculaires augmente avec la présence de calcifications artérielles (CA), et ce indépendamment des autres facteurs pouvant entraîner un problème cardiaque. La formation des calcifications artérielles a été, pendant très longtemps, considérée comme provenant d'un mécanisme passif et dégénératif, mais en réalité elle fait suite à un processus hautement régulé mettant en jeu différents mécanismes cellulaires et moléculaires. Au niveau carotidien, les CA influencent fortement la stabilité des plaques athéromateuses et par conséquent le risque d'accidents vasculaires cérébraux (AVC) [1]. Les analyses histologiques postopératoires et les résultats d'imagerie courante ont montré que les lésions carotidiennes asymptomatiques étaient plus calcifiées que les lésions carotidiennes symptomatiques. Cependant, aucun paramètre biologique ou d'imagerie préopératoire ne permet de différencier les plaques carotidiennes stables des plaques carotidiennes instables et donc de savoir quel patient doit être ou non opéré. Tout l'enjeu est d'arriver à évaluer l'état de calcification des plaques carotidiennes par la

détermination de leurs propriétés diélectriques reflétant leur composition en présence d'un rayonnement électromagnétique.

Les méthodes de caractérisation diélectrique microondes sont des techniques non invasives car elles peuvent fournir des données sur les tissus biologiques sans contact ou presque avec le milieu et franchir des obstacles structurels. Les paramètres mesurés sont alors la constante diélectrique et les pertes associées à la dissipation de l'énergie électromagnétique dans les tissus. De plus, par rapport aux rayons X, l'exposition aux ondes électromagnétiques de faible énergie aux fréquences microondes présente très peu de risque pour la santé, ce qui permet d'envisager la conception de dispositifs intégrés et communicants [2]. L'idée est ainsi de développer un outil de diagnostic basé sur un capteur microondes miniaturisé permettant de distinguer les plaques d'athérome en fonction de leur contenu calcique. Dans cet article, nous présentons une structure microondes résonante à base d'anneaux fendus complémentaires (CSRR) apte à caractériser des plaques athéromateuses en vue de les différencier en termes de propriétés diélectriques.

II. METHODE EXPERIMENTALE

Les résonateurs sont largement utilisés comme un instrument précis pour déterminer les propriétés des matériaux dans un environnement électromagnétique, telles les permittivités et perméabilités complexes aux fréquences microondes. Les caractéristiques de la résonance d'une telle structure (fréquence de résonance, largeur de la résonance ou coefficient de qualité) sont modifiées lorsque celle-ci est en présence d'un matériau qui la remplit plus ou moins partiellement. Si la structure est planaire, cela correspond à un recouvrement plus ou moins partiel de sa surface. Lorsque le matériau diélectrique est disposé à un endroit de champ électrique élevé, les modifications de la résonance qui en découlent sont une signature des propriétés de ce matériau. Il s'agit ainsi d'une méthode de perturbation qui est exploitée pour préciser les caractéristiques du matériau sous test, appelé superstrat.

Les modifications fréquentielles de ce résonateur sont mesurées soit en réflexion, si ce résonateur est en

terminaison d'une ligne de transmission, soit en réflexion et transmission (figure 1) s'il est partiellement couplé à cette ligne. Dans ce dernier cas, il se comporte comme une charge qui absorbe partiellement l'onde incidente dans la plage de fréquences caractéristique du résonateur.

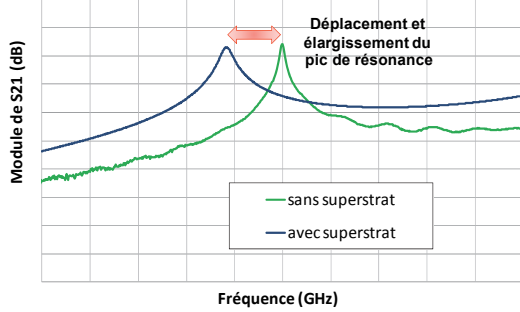


Figure 1. Influence du superstrat sur le comportement d'un résonateur de type filtre passe-bande.

Parmi l'ensemble des résonateurs planaires qui ont été étudiés [3] [4] [5], nous avons retenu des structures à éléments localisés permettant d'avoir de faibles dimensions dans le domaine de fréquences envisagé (environ 2,5 GHz). Ceci est nécessaire si l'on souhaite développer un capteur permettant d'effectuer des mesures relativement locales. Par ailleurs, selon le substrat sur lequel est gravé le résonateur, son coefficient de qualité est relativement élevé, ce qui permet d'obtenir une bonne précision dans la détermination des paramètres diélectriques du matériau à caractériser.

III. MODELISATION ET REALISATION DU CAPTEUR MICROONDES

Le capteur développé est un résonateur en anneaux circulaires à éléments localisés appelé CSRR (Complementary Split Ring Resonator) composé de deux fentes circulaires concentriques gravées dans un plan de masse (figure 2). Les dimensions du résonateur ont été optimisées avec le logiciel HFSS pour obtenir une fréquence de résonance f_0 de 2.4 GHz [6]. Le CSRR présente des caractéristiques similaires à celle d'un filtre coupe-bande avec un coefficient de qualité d'environ 50 (figure 3).

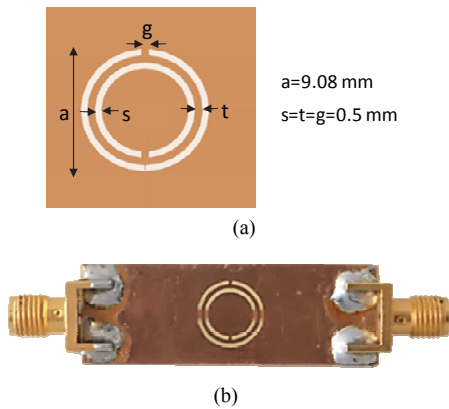


Figure 2. Géométrie et photographie du capteur réalisé

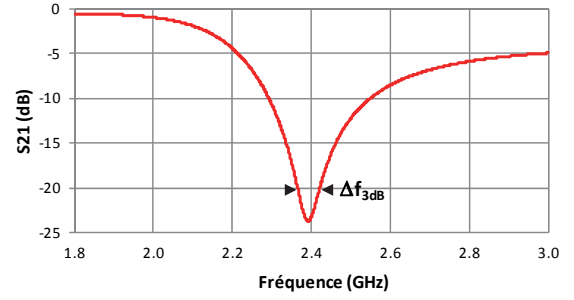


Figure 3. Réponse en transmission simulée du CSRR

D'un point de vue comportemental, le résonateur est modélisé par un circuit résonnant parallèle (L_R, C_R) dont les pertes sont représentées par la résistance R_R en parallèle (figure 4). Cette résistance de pertes dépend des caractéristiques diélectriques du substrat (pertes diélectriques) et des pertes par conduction des rubans métalliques. Le couplage de ce dispositif avec le système d'alimentation RF s'effectue par l'intermédiaire d'une ligne microruban d'impédance caractéristique 50Ω réalisée sur la face supérieure d'un substrat de FR4 ($\epsilon_r=4.4$, $h=0.8$ mm, $\tan\delta=0.02$). D'un point de vue électrique, ce couplage est modélisé par un tronçon de ligne de transmission à pertes L_c, C_c, R_c .

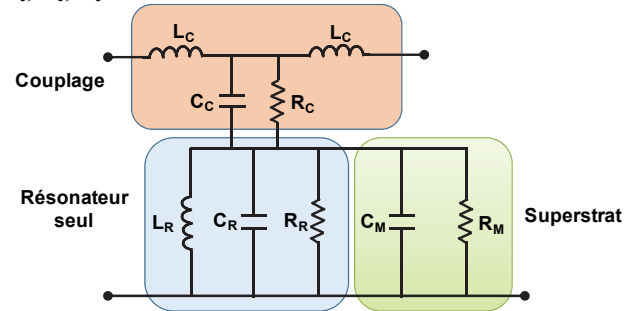


Figure 4. Modèle électrique en RF du résonateur couplé en présence du superstrat

La fréquence de résonance de ce dispositif est déterminée par la relation :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_R(C_R+C_C)}} \quad (1)$$

et le facteur de qualité est défini par la largeur du pic de résonance à 3dB, à savoir :

$$\frac{1}{Q} = \frac{\Delta f_{3dB}}{f_0} = \frac{1}{2\pi f_0 R_P (C_R + C_C)} \quad (2)$$

où R_P est la résistance résultant de la mise en parallèle de R_R et R_C .

En présence d'un matériau appliqué sur la surface du résonateur (superstrat), son environnement diélectrique est modifié ; la capacité résultante du résonateur chargé consiste en celle du résonateur à vide avec en parallèle une capacité C_M et une résistance R_M due à la constante diélectrique complexe ($\epsilon=\epsilon'+j\epsilon''$) du matériau. Il en résulte une diminution de f_0 et une augmentation des pertes (R_P

diminue) entraînant une diminution du coefficient de qualité par rapport à sa valeur à vide.

Afin d'éviter de perturber le fonctionnement du CSRR par la présence de liquide (sérum) lors de la mesure des plaques d'athérome, ce qui entrainerait un court-circuit entre les pistes métalliques du résonateur, une très mince plaque de verre a été collée sur la partie supérieure du résonateur ; il s'en suit un léger décalage de la résonance vers les basses fréquences de 150 MHz. Ce CSRR à vide (sans plaque athéromateuse) présente alors une nouvelle fréquence de résonance de 2.25 GHz.

IV. CARACTERISATION EX-VIVO DE PLAQUES D'ATHEROME

La méthode de caractérisation repose sur la modification de la résonance du CSRR en présence de l'échantillon à tester (le superstrat) placé à la surface du résonateur, dans une région où le champ électrique est fortement concentré (figure 5). Les mesures de l'écart fréquentiel et de l'élargissement observés entre les pics de résonance à vide et en charge permettent d'extraire les valeurs de la constante diélectrique (ϵ_r) et des pertes diélectriques ($\tan\delta$) du superstrat par optimisation sous le logiciel HFSS.

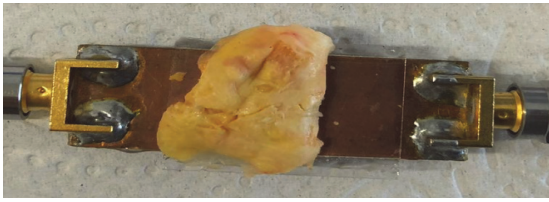
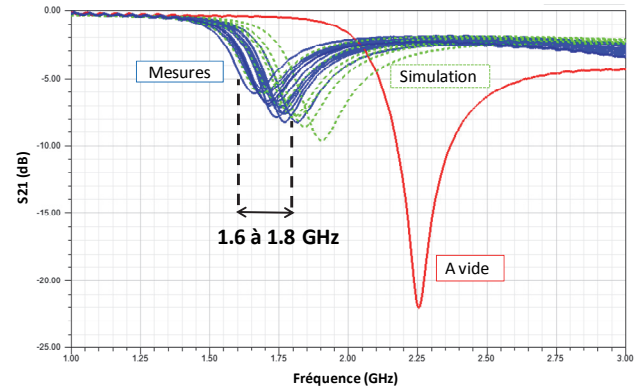


Figure 5. Caractérisation d'une plaque carotidienne asymptomatique.

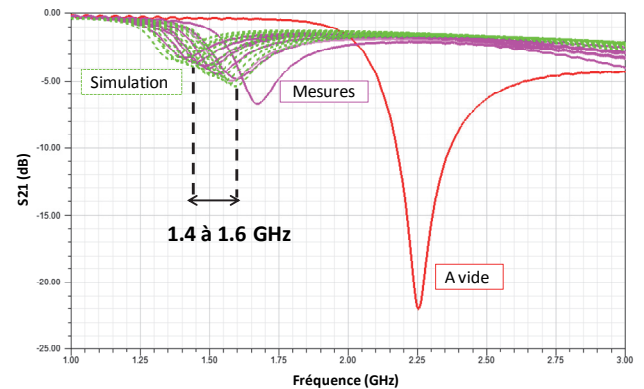
Trois groupes de plaques d'athérome (fémorales, carotidiennes asymptomatiques et symptomatiques) issues de déchets opératoires ont été étudiées. Les plaques fémorales sont considérées comme le groupe témoin, car ces lésions sont connues pour être fortement calcifiées. Les différentes plaques ont été conservées au frais dans du sérum physiologique jusqu'à leur test. Elles ont été ensuite séchées à température ambiante pendant quelques minutes puis déposées sur le CSRR. Les paramètres S du résonateur en charge sont mesurés à l'aide d'un analyseur de réseaux entre 1 et 4 GHz.

Les résultats expérimentaux obtenus pour les différents types de plaques sont représentés à la figure 6. Ils mettent en évidence que le déplacement du pic résonance vers les basses fréquences est moins important pour les plaques fémorales (1.6 à 1.8 GHz) que pour les plaques carotidiennes asymptomatiques (1.4 et 1.6 GHz) et symptomatiques (1.3 et 1.4 GHz). Ceci indique que les plaques fémorales présentent une constante diélectrique plus faible et sont plus calcifiées. Les valeurs des paramètres diélectriques extraits à partir des mesures et de simulations électromagnétiques 3D confirment le fait que la composition des plaques fémorales se rapprochent bien de celle de l'os cortical ($\epsilon_r=11.5$, $\tan\delta=0.25$ à 2.3 GHz) (tableau 1).

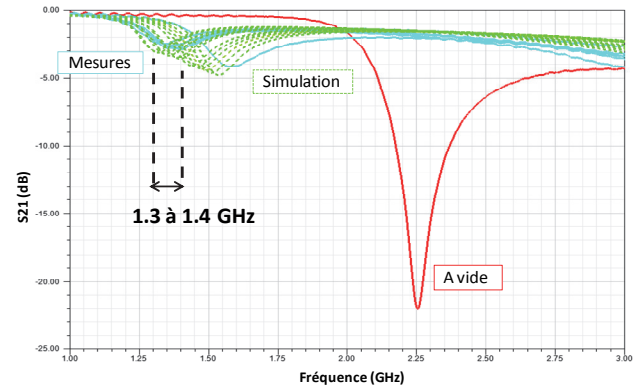
Pour les plaques carotidiennes, les résultats obtenus indiquent que les calcifications sont moins présentes dans ce type de plaques. En effet, les plaques carotidiennes asymptomatiques ont une constante diélectrique plus élevée (environ 25) tandis que celle des plaques symptomatiques est de l'ordre de 35 (tableau 1). Ceci peut s'expliquer par la présence d'une plus grande quantité de sang dans ces plaques. On peut aussi remarquer un élargissement des pics de résonance, ce qui indique un coefficient de qualité plus faible et traduit des pertes diélectriques plus élevées.



(a) Plaques fémorales



(b) Plaques carotidiennes asymptomatiques



(c) Plaques carotidiennes symptomatiques

Figure 6. Mesure et simulation du module du coefficient de transmission du résonateur chargé par les plaques d'athérome.

Type de plaques d'athérome	f_0 (GHz)	ϵ_r	$\tan\delta$	Nature du tissu assimilé
Fémorales	1.6-1.8	8-12	0.2	Forte calcification : os cortical
Carotidiennes asymptomatiques	1.4-1.6	25-35	0.2	Moyenne calcification
Carotidiennes symptomatiques	1.3-1.4	30-40	0.2	Faible calcification

Tableau 1. Valeurs des paramètres diélectriques des plaques d'athérome extraites des mesures.

Malgré les incertitudes rencontrées dans ces mesures préliminaires, un profil pour chaque type de plaques athéromateuses pourrait être avancé (tableau 1). Ces résultats restent bien évidemment à confirmer en effectuant des mesures supplémentaires sur d'autres échantillons qui permettraient une étude statistique pour une classification plus précise. Une étude complémentaire effectuée à l'aide d'autres techniques (histologie, rayons X, Doppler) est nécessaire pour mieux sélectionner les échantillons représentatifs d'un état athéromateux de ces plaques.

V. CONCLUSION

Les résultats préliminaires obtenus sur la caractérisation microondes de plaques d'athérome s'avèrent prometteurs pour analyser l'état de calcification de ces lésions en vue de distinguer les plaques stables des plaques instables. Toutefois, il est nécessaire de disposer d'un plus grand nombre d'échantillons pour essayer de confirmer cette tendance et proposer une classification plus précise de ces familles d'athéromes. A cet effet, le capteur microondes doit être amélioré en termes de sensibilité afin de pouvoir mesurer avec une plus grande précision des tissus très hétérogènes et de forme irrégulière ; une miniaturisation plus importante permettrait aussi d'effectuer des mesures plus locales en vue d'une utilisation dans un environnement clinique.

REFERENCES

- [1] R. Chandra, H. Zhou, I. Balasingham and R.M. Narayanan, "On the Opportunities and Challenges in Microwave Medical Sensing and Imaging", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 62, Issue 7, pp. 1667-1982, July 2015.
- [2] J-M. Davaine, T. Quillard, R. Brion, O. Lapérine, B. Guyomarch, T. Merlini, M. Chatelais, F. Guilbaud, M.A. Brennan, C. Charrier, D. Heymann, Y. Gouëffic and M.F. Heymann, "Osteoprotegerin, pericytes and bone-like vascular calcification are associated with carotid plaque stability", PLoS One. 2014 Sept 26; 9(9):e107642. doi: 10.1371/journal.pone.0107642.
- [3] P.A. Bernard and J.M. Gautray, "Measurement of dielectric constant using a microstrip ring resonator", IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, Vol. 39, No. 3, pp. 592-595, 1991.
- [4] J.B. Pendry, A.J. Holden, D.J. Robbins and W.J. Stewart, "Magnetism from conductors and enhanced nonlinear phenomena", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 47, No. 11, pp. 2075–2083, November 1999.

- [5] J.D. Baena, J. Bonache, F. Martín, R. Marqués Sillero, F. Falcone, T. Lopetegui, M. A. G. Laso, J. García-García, I. Gil, M.F. Portillo and M. Sorolla, "Equivalent-Circuit Models for Split-Ring Resonators and Complementary Split-Ring Resonators Coupled to Planar Transmissions Lines", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 53, No. 4, pp. 1451-1461, April 2005.
- [6] S. Hardinata, F. Deshours, G. Alquié, H. Kokabi, T. Goudjil and F. Koskas, "Complementary Split-Ring Resonators for Non-Invasive Characterization of Biological Tissues", 18th International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics, Waterloo, Canada, August 19–22, 2018.