

Capteur micro-ondes en vue du diagnostic médical de l'athérosclérose

J.Masini^{1,2}, R.Shahbaz¹, F.Deshours¹, G.Alquié¹, S.Feruglio², O.Meyer¹, D.Galayko², H.Kokabi¹ et J-M.Davaine³
¹Sorbonne Université, CNRS UMR8507, Laboratoire Génie Électrique et Électronique de Paris (GeePs), F-75005 Paris, France
²Sorbonne Université, CNRS UMR7606, Laboratoire d'Informatique de Paris 6 (LIP6), F-75005 Paris, France
³Sorbonne Université, Service de chirurgie vasculaire, Pitié Salpêtrière, F-75013 Paris, France
josephine.masini@sorbonne-universite.fr

Résumé - *L'atténuation importante des ondes électromagnétiques (EM) dans les tissus biologiques en raison de leur conductivité est un obstacle important dans l'utilisation des capteurs micro-ondes (MO) destinés aux diagnostics médicaux. Notre objectif étant de développer une technique d'identification des plaques d'athérome carotidiennes en positionnant directement un capteur sur le cou du patient, il est nécessaire que les MO puissent pénétrer suffisamment en profondeur dans les tissus. Des études précédentes ont montré qu'un capteur résonnant à anneaux fendus complémentaires (CSRR) permettait d'identifier des tissus excisés d'animaux ou humain prélevés en post-opératoire. Cet article présente une amélioration de ce type de capteurs conçus sur un substrat à faibles pertes permettant d'améliorer le compromis entre l'énergie emmagasinée dans le résonateur, et l'énergie rayonnée dans les tissus biologiques. Les performances du nouveau résonateur ont été validées à partir de simulations EM 3D et de mesures ex-vivo sur des tissus animaux frais (peau, graisse, muscle) de différentes épaisseurs et formes (monocouche et multicouches). Nos résultats simulés et expérimentaux ont montré une meilleure résolution et une plus grande profondeur de pénétration dans ces tissus par rapport aux précédentes générations de capteurs CSRR.*

Mots clés : *Capteurs micro-ondes ; caractérisation diélectrique distribution du champ électrique ; profondeur de pénétration ; monocouche ; multicouches.*

I. INTRODUCTION

L'utilisation de capteurs micro-ondes (MO) pour sonder les tissus biologiques de façon non invasive est un domaine d'investigation très prometteur pour le diagnostic de nombreuses pathologies. En ingénierie biomédicale, les études actuelles concernent principalement l'imagerie cérébrale et le cancer du sein [1,2]. D'autres applications d'aide au diagnostic sont également proposées pour évaluer les mélanomes [3], l'atrophie musculaire [4], le taux de glucose [5], ... Une application à très fort impact clinique concerne l'analyse non invasive in-situ de la composition des plaques athéromateuses, en particulier au niveau de la carotide.

L'athérosclérose de l'artère carotidienne est une maladie qui se caractérise par l'accumulation de plaques dans les artères qui irriguent le cerveau. C'est une cause très fréquente d'accidents vasculaires cérébraux (AVC) ischémiques, qui se produisent lorsque la circulation sanguine dans le cerveau est bloquée [6].

Le diagnostic de l'athérosclérose peut être effectué à l'aide de plusieurs méthodes, notamment les examens physiques et d'imagerie tels que l'échographie, la tomographie par émission de positons (TEP) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Toutefois, il n'existe pas à l'heure actuelle de moyen de diagnostic capable de déterminer avec précision le risque d'AVC en lien avec la lésion carotidienne. A défaut, l'indication chirurgicale repose sur le degré de rétrécissement de l'artère mesuré en échodoppler et scanner. Cependant, elle ne prend pas en compte la complexité de la plaque et, en particulier, sa composition chimique. L'histologie est la seule méthode validée permettant d'identifier les plaques à risque. Toutefois, cette analyse est fortement invasive, puisque le résultat n'est disponible qu'après prélèvement chirurgical.

Les capteurs MO étant à même de différencier les tissus biologiques par leurs propriétés diélectriques, ils permettent d'envisager un outil de diagnostic pour cette problématique de santé publique [7,8]. L'un des verrous technologiques pour fournir aux chirurgiens des informations complémentaires sur la composition des plaques en préopératoire est lié à la pénétration des ondes électromagnétiques (EM) dans les différentes couches de tissus successives précédant l'artère carotide [9]. De plus, le capteur doit permettre de différencier les types de plaques d'athérome (e.g., calcifiées ou lipidiques).

Cet article présente les résultats d'un nouveau prototype de capteur MO à base de résonateur en anneaux fendus complémentaires (CSRR). Ce capteur a été développé dans la perspective d'améliorer, par rapport à l'état de l'art et la profondeur de pénétration des ondes EM à travers des structures multicouches semblables à celles qui seront traversées in-vivo pour atteindre la carotide. Des expériences ont été effectuées sur des échantillons de porc ex-vivo. Les propriétés diélectriques de la peau, de la graisse et du muscle d'origine porcine ont été mesurées. L'association des tissus pour former un multicouche a été ensuite étudiée et validée par simulation EM à l'aide des logiciels HFSS et CST.

Après avoir rappelé la technique de caractérisation diélectrique utilisée, des modifications ont été apportées au capteur d'origine pour améliorer ses performances. Les résultats simulés de la pénétration des ondes EM dans des tissus monocouches puis multicouches sont ensuite comparés aux

mesures des tissus porcins. Une conclusion résume les performances du capteur MO et précise les perspectives de son utilisation pour la caractérisation in-vivo de plaques d'athérome.

II. PRINCIPE ET CONCEPTION DU CAPTEUR MICRO-ONDES

A. Technique de caractérisation

La caractérisation diélectrique mise en œuvre dans nos expériences est effectuée par une technique résonnante. Elle consiste à modifier la réponse fréquentielle d'un résonateur micro-ondes lorsque celui-ci est chargé par un matériau diélectrique. Les propriétés diélectriques de l'échantillon sont ainsi déterminées à partir du déplacement fréquentiel de la résonance par rapport à la fréquence de résonance à vide, ce qui permet d'obtenir la permittivité relative (ϵ_{rs}); en outre de l'élargissement du pic de résonance lié aux pertes de l'échantillon ($\tan\delta_s$) [10].

La structure résonnante choisie est une structure planaire de type CSRR en raison de ses dimensions réduites ($< \lambda/10$) [11,12]. Elle est alimentée par une ligne microruban et se comporte comme un filtre coupe-bande. Les paramètres du résonateur sont déterminés à partir du coefficient de transmission (paramètre S_{21}) mesuré en fonction de la fréquence de l'onde incidente.

Les résultats préliminaires ex-vivo obtenus en utilisant une première version du capteur fonctionnant autour de 2,4 GHz ont montré que les plaques carotidiennes à risque (riches de nécrose et lipides) avaient une permittivité diélectrique plus élevée (entre 30 et 45) que les plaques fortement calcifiées (entre 7 et 12) [7,8]. Par conséquent, le contraste diélectrique élevé entre les plaques carotidiennes aux fréquences MO peut être exploité pour les identifier et les différencier.

B. Améliorations du capteur

Le capteur initial pris comme référence et précédemment utilisé dans nos expériences, consiste en une structure classique. Le CSRR comporte deux anneaux circulaires fendus gravés dans le plan de masse et une ligne d'alimentation microruban 50Ω dans le plan supérieur du substrat. Il a été réalisé sur un substrat faible coût (FR4, $\epsilon_r = 4,6$ et $\tan\delta = 0,02 @ 1 \text{ MHz}$) d'épaisseur $h = 0,73 \text{ mm}$. Souhaitant améliorer ses performances tout en conservant les paramètres géométriques du CSRR ($a = 4,54 \text{ mm}$, $s = t = g = 0,5 \text{ mm}$), plusieurs solutions ont été envisagées.

Tout d'abord, une amélioration du coefficient de qualité à vide peut être obtenue en utilisant un substrat à plus faibles pertes, mais présentant une permittivité diélectrique et une épaisseur de même ordre de grandeur que celle du FR4. Le substrat Rogers RO4003C™ ($\epsilon_r = 3,38$ et $\tan\delta = 0,0027 @ 10 \text{ GHz}$, $h = 0,81 \text{ mm}$) a été retenu. Ensuite, l'élargissement de la ligne micro-ruban au-dessus de la zone de couplage avec le

résonateur, permet d'améliorer le couplage entre le résonateur et la ligne d'accès (figure 1.a). Cette discontinuité de ligne à faible impédance contribue à une meilleure localisation de l'énergie dans le substrat et le résonateur, et permet de réduire l'énergie rayonnée en champ proche dans l'air au-dessus de cette ligne élargie. L'ajout d'un troisième anneau à l'intérieur des deux autres permet enfin d'augmenter la capacité C_R du résonateur (et donc de diminuer sa fréquence de résonance). La fréquence de résonance f_0 du CSRR est en effet donnée par la relation [8] :

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

avec L_R et C_R qui sont respectivement l'inductance et la capacité du résonateur, et C_C la capacité de couplage

Par ailleurs, pour améliorer le rayonnement vers l'échantillon disposé sous le CSRR, quatre trous identiques ont été gravés symétriquement au centre de l'anneau supplémentaire (figure 1.b). Toutes ces modifications apportées à la géométrie du résonateur contribuent à diminuer la fréquence de résonance du CSRR (sans changer ses dimensions), favorisant ainsi une plus grande profondeur de pénétration des champs. Une photographie de la nouvelle version du capteur réalisée est donnée à la figure 2. Une simulation sous HFSS de la réponse en transmission $|S_{21}|$ de cette nouvelle structure entre 1 et 3 GHz présente une fréquence de résonance de 1,97 GHz avec un coefficient de qualité de 98,5 (figure 3). Pour la caractérisation de tissus excisés, une lame de verre protège le résonateur de l'humidité des échantillons [7-8]. Celle-ci a été prise en compte dans les simulations.

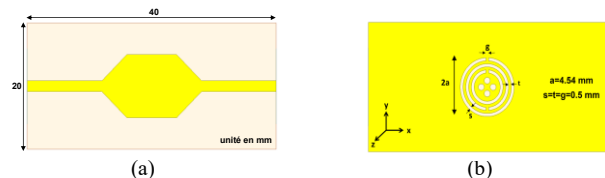


Figure 1. Schéma de la nouvelle topologie
(a) Ligne d'alimentation élargie (b) Plan de masse : anneaux fendus



Figure 2. Photographie du nouveau capteur MO

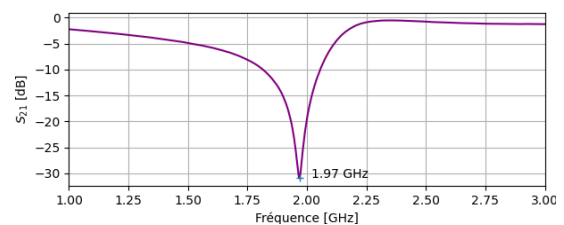


Figure 3. Résultat de simulation du module du coefficient de transmission S_{21} en fonction de la fréquence pour le nouveau dispositif à vide

C. Simulation du champ électrique rayonné du CSRR à vide

La figure 4 représente une simulation sous CST de la distribution du champ électrique du résonateur non chargé dans le plan (y0z) perpendiculaire au CSRR, à la fréquence de 1,97 GHz. La ligne élargie agit comme un réflecteur pour le champ rayonné dans l'air au-dessus de la ligne. Le champ électrique est donc plus uniforme et concentré dans le substrat diélectrique. Par conséquent, le champ électrique rayonné vers l'échantillon qui sera positionné au-dessus du résonateur est plus important que dans nos prototypes précédents [8]. Par exemple, à une distance de 2 mm du centre du CSRR, l'intensité du champ électrique est supérieure de 5 dB à celle obtenue avec le capteur initial.

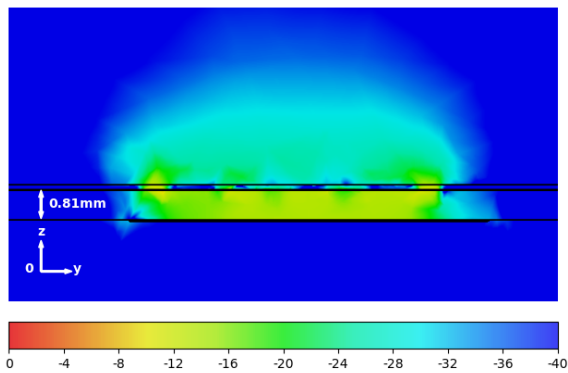


Figure 4. Simulation CST du champ électrique du résonateur à vide dans le plan (y0z)

III. RESULTATS EXPERIMENTAUX

A. Protocole expérimental

Lors de mesures in-vivo, le capteur devrait être positionné sur le cou, au niveau de la bifurcation carotidienne. Les ondes EM émises traversent alors une structure multicouche de tissus biologiques composée d'une couche de peau, de graisse et de muscle. Afin de reproduire ces différentes couches, l'étude a été réalisée sur des échantillons de tissus prélevés, dans le cadre d'un projet expérimental [13], sur un porc adulte dont les propriétés diélectriques des tissus sont proches de celles des tissus humains correspondants. Les prélèvements de peau, graisse et muscle ont été réalisés au niveau dorsal par un chirurgien. L'échantillon de peau comprend les couches de l'épiderme et du derme. Le tissu adipeux sous-cutané est la couche la plus interne de la peau. Il est appelé graisse dans ce contexte, par souci de simplification. Les échantillons, prélevés sur l'animal, ont été conservés dans un récipient hermétique pour éviter leur dessèchement. Ils ont été transférés au laboratoire et mesurés trois heures après le prélèvement. La température de la pièce climatisée était de 23°C pendant la durée de l'étude et la température des échantillons a été mesurée à l'aide d'un thermomètre infrarouge avant et après l'acquisition des données. Ces échantillons ont été mesurés lorsqu'une température surfacique de 20°C était atteinte.

La mesure des paramètres S du CSRR chargé par les échantillons de porc a été effectuée à l'aide d'un analyseur de réseau vectoriel ZNB20 de Rohde & Schwarz, préalablement étalonné. Une monture de test en Plexiglas permet de maintenir le résonateur avec une lame nécessaire pour le préserver de l'humidité inhérente aux tissus biologiques (figure 5).

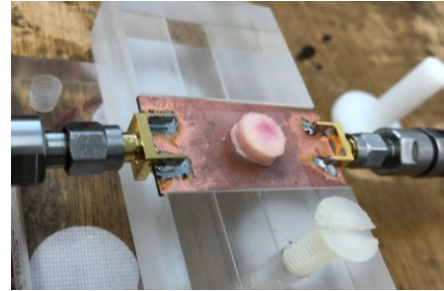


Figure 5. Monture de test pour les mesures ex-vivo

B. Mesures de monocouches et de multicouches

Dans un premier temps, des échantillons monocouches de peau, de graisse et de muscle de porc ont été, dans un premier temps, caractérisés individuellement (figure 6). Les paramètres diélectriques de ces tissus extraits après optimisation sont résumés dans le tableau I.

Plusieurs structures multicouches ont été ensuite réalisées en superposant les trois couches précédemment caractérisées (peau + graisse + muscle). Sur les figures 6 et 7, on observe un décalage de la fréquence de résonance de 40 MHz entre la mesure de la peau seule montrant une pénétration suffisante des ondes EM. En comparant les fréquences de résonance mesurée et simulée du résonateur chargé par le multicouche, on obtient un écart inférieur à 30 MHz (figure 7). Cette différence est probablement liée à l'incertitude des mesure des épaisseurs des couches (0.5 mm à 1 mm près), au positionnement des tissus sur le capteur et aux valeurs extraites des permittivités diélectriques des différentes couches.

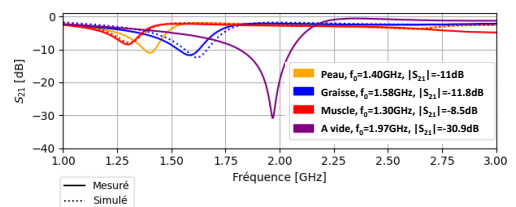


Figure 6. Mesure et simulation des tissus monocouches

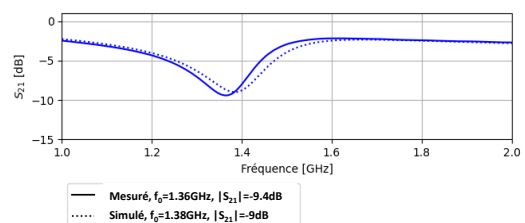


Figure 7. Mesure et simulation du multicouche (peau + graisse + muscle)

TABLEAU I. PROPRIETES DIELECTRIQUES DU MULTICOUCHE COMPARE AUX MONOCOUCHE LE CONSTITUANT

Tissu	Epaisseur (mm)	ϵ_{rs}	$\tan \delta_s$	f_0 (GHz)
Peau	5,3	22,5	0,18	1,4
Graisse	5,8	10,8	0,21	1,58
Muscle	6,1	36	0,23	1,3
Multicouche	17,2	26	0,18	1,35

C. Sensibilité en fréquence selon l'épaisseur des couches

Des simulations EM ont permis d'évaluer la sensibilité du capteur pour détecter la présence des couches étudiées expérimentalement. Deux structures multicouches (bicouche et tricouche) ont été simulées ; les épaisseurs et les paramètres diélectriques des différentes couches utilisées correspondent aux valeurs mesurées (tableau I). Chaque structure comprend une première couche de peau d'épaisseur fixée à 5,3 mm. La première structure (bicouche) comporte en plus une couche de graisse variant entre 1 et 6 mm. La deuxième structure (tricouche) est constituée de la couche précédente de peau, d'une couche de graisse d'épaisseur fixe de 5,8 mm et d'une couche supplémentaire de muscle d'épaisseur variant entre 1 et 6 mm.

La figure 8 représente la simulation du décalage fréquentiel induit par la couche supplémentaire de graisse pour l'échantillon bicouche (en prenant comme référence la peau) et par la couche de muscle pour le tricouche (en prenant comme référence la peau et la graisse d'épaisseur 5,8 mm). Ces résultats montrent que la couche externe a une influence sur le décalage fréquentiel, et donc sur la sensibilité du capteur vis-à-vis de celle-ci. L'influence de la graisse sur le décalage en fréquence est supérieure à 10 MHz, donc détectable en mesure dans les conditions actuelles. En revanche, comme les variations liées au muscle donnent des décalages de l'ordre de 1 à 5 MHz, on atteint la limite de détection (précision actuelle de la mesure de l'ordre de 10 MHz).

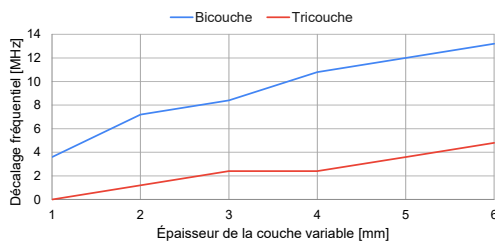


Figure 8. Décalage fréquentiel simulé en fonction de l'épaisseur de la couche externe (graisse pour la bicouche et muscle pour le tricouche)

IV. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Dans le cadre de nos études sur la caractérisation des plaques athéromateuses, le développement de capteurs sensibles pour distinguer leurs propriétés diélectriques in-vivo est indispensable. Un capteur, basé sur un résonateur planaire de type CSRR a été adapté pour obtenir un rayonnement amélioré

du champ électrique dans les tissus biologiques traversés aussi bien en monocouches que multicouches. Ces améliorations ont permis d'obtenir une meilleure profondeur de pénétration dans ces tissus. Les simulations EM montrent que les déplacements de la fréquence de résonance correspondent aux limites de sensibilité du capteur, encore insuffisante pour les mesures in-vivo. En effet, le déplacement de fréquence mesurable dans nos conditions expérimentales actuelles est d'environ 0,5 % de la fréquence de résonance à vide.

En perspective, d'autres voies d'amélioration sont en cours d'étude, notamment l'optimisation des dimensions de ces résonateurs. Cela permettrait de modifier et d'ajuster leur résonance afin d'améliorer leur sensibilité en fréquence, et par ailleurs d'augmenter le coefficient de qualité du résonateur à vide pour obtenir des valeurs de champ plus importantes. De même, la surface du capteur peut être optimisée.

REFERENCES

- [1] Hossain, A.; Islam, M.T.; Beng, G.K. et al. Microwave Brain Imaging System to Detect Brain Tumor Using Metamaterial Loaded Stacked Antenna Array. *Scientific Reports* 2022, 12, 16478. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-20944-8>.
- [2] Aldhaeebi, M.A.; Alzoubi, K.; Almongee, T.S.; Bamatraf, S.M.; Attia, H.; Ramahi, O.M. Review of Microwaves Techniques for Breast Cancer Detection. *Sensors*, 2020, 20, 2390. <https://doi.org/10.3390/s20082390>.
- [3] Dubuc D.; Grenier K.; Morfoisse F. and Susini-Garmy B. In vitro and in vivo investigations toward near-field microwave-based detection of melanoma. *2017 First IEEE MTT-S International Microwave Bio Conference*, Gothenburg, Sweden, 2017, pp. 1-4. <https://doi.org/10.1109/IMBIOC.2017.7965789>.
- [4] Mattsson, V.; Ackermans, L.L.G.C.; Mandal, B.; Perez, M.D.; Vesseur, M.A.M.; Meaney, P.; Ten Bosch, J.A.; Blokhuis, T.J.; Augustine, R. MAS: Standalone Microwave Resonator to Assess Muscle Quality. *Sensors* 2021, 21, 5485. <https://doi.org/10.3390/s21165485>.
- [5] Omer, A.E.; Shaker, G.; Safavi-Naeini, S.; Kokabi, H.; Alquié, G.; Deshours, F.; Shubair, R.M. Low-cost portable microwave sensor for non-invasive monitoring of blood glucose level: Novel design utilizing a four-cell CSRR hexagonal configuration. *Sci. Rep.* 2020, 10, 15200.
- [6] Flaherty, M.L.; Kissela, B.; Khoury, J.C.; Alwell, K.; Moomaw, C.J.; Woo, D.; Khatri, P.; Ferioli, S.; Adeoye, O.; Broderick, J.P.; et al. 548 Carotid Artery Stenosis as a Cause of Stroke. *Neuroepidemiology* 2012, 40, 36-41. <https://doi.org/10.1159/000341410>.
- [7] Shahbaz, R.; Deshours, F.; Alquié, G. et al. Diagnosis of atheromatous Carotid Plaque: Dielectric Constant Measurement Using Microwave Resonant Technique versus Ultrasound B-mode Images. In *Proceedings of the 2021 USNC-URSI Radio Science Meeting (USNC-URSI RSM)*. IEEE, 2021. <https://doi.org/10.23919/usnc-ursirms52661.2021.9552356>.
- [8] Shahbaz, R.; Deshours, F.; Alquié, G. et al. Identification 545 of Carotid Plaques Composition Through a Compact CSRR-Based Microwave Sensor. *IRBM* 2022, p100734. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2022.09.001>.
- [9] Masini, J.; Shahbaz, R.; Deshours, F.; Alquié, G.; El bastami, C.; Kokabi, H. Penetration Depth in Multilayered Biological Tissues using a Compact Microwave Biosensor. In *Proceedings of the 32nd European Microwave Conference (EuMC)*, Milan, Italy, 25-30 September 2022.
- [10] Jilani, M.T. A Brief Review of Measuring Techniques for Characterization of Dielectric Materials. *International Journal of Information 580 Technology and Electrical Engineering* 2012.
- [11] Pendry J.B.; Holden A.J.; Robbins D.J. and Stewart W.J. Magnetism from conductors and enhanced nonlinear phenomena. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 47, No. 11, pp. 2075-2083, November 1999.
- [12] Bernard P.A. and Gautray J.M. Measurement of dielectric constant using a microstrip ring resonator. *IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 39, No. 3, pp. 592-595, 1991.
- [13] APAFIS #35484-20220217159154 v4, n°2022-03-15-05, approuvée par MESR et le comité d'éthique de l'ENVA (Anses/ENVA/UPEC n° 16).