



HAL
open science

Capteur de concentration de glucose à haute sensibilité exploitant les couplages inter-résonateurs

Carlos G. Juan, Benjamin Potelon, Cédric Quendo, Enrique Bronchalo, José Sabater-Navarro

► **To cite this version:**

Carlos G. Juan, Benjamin Potelon, Cédric Quendo, Enrique Bronchalo, José Sabater-Navarro. Capteur de concentration de glucose à haute sensibilité exploitant les couplages inter-résonateurs. XXIIèmes Journées Nationales Microondes, Jun 2024, Antibes (06), France. hal-04588520

HAL Id: hal-04588520

<https://hal.science/hal-04588520>

Submitted on 27 May 2024

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.

Capteur de concentration de glucose à haute sensibilité exploitant les couplages inter-résonateurs

C. G. Juan^{1,2,3}, B. Potelon^{3,4}, C. Quendo³, E. Bronchalo⁵, J. M. Sabater-Navarro¹

¹ Institut de Bioingénierie, Université Miguel Hernández de Elche, 03202 Elche, Espagne

² Dépt. Électronique, Techn. Inform. et Projets, Université Technique de Carthagène, 30202 Carthagène, Espagne

³ Univ. Brest, CNRS, Lab-STICC, UMR CNRS 6285, F-29238 Brest, France

⁴ IMT Atlantique, Lab-STICC, UMR CNRS 6285, F-29238 Brest, France

⁵ Dépt. d'Ingénierie des Communications, Université Miguel Hernández d'Elche, 03202 Elche, Espagne
carlos.juan01@umh.es; benjamin.potelon@imt-atlantique.fr

Résumé – Nous présentons un capteur micro-ondes résonant pour le suivi de la concentration de glucose. La nouveauté repose sur l'utilisation de couplages entre deux résonateurs pour suivre les propriétés des liquides. Le circuit est composé de deux résonateurs microruban couplés électriquement, avec un porte-échantillon placé dans la région de couplage. Ainsi, la réponse électrique du dispositif dépend des propriétés diélectriques des solutions, lesquelles sont liées à leurs compositions physico-chimiques. L'utilisation de cette topologie permet d'atteindre des niveaux de sensibilités élevés, lesquels ont été confirmés par des mesures. Les résultats obtenus sont cohérents avec la littérature existante et apportent une augmentation remarquable de la sensibilité par rapport aux travaux précédents (+298 %).

1. Introduction

Les propriétés diélectriques des matériaux et leurs variations constituent une technique de détection largement utilisée actuellement pour l'identification et la caractérisation des matériaux [1]. Entre autres techniques, les résonateurs micro-ondes sont souvent utilisés. Leur principe de fonctionnement repose sur le fait que leur réponse en fréquence est sensible aux propriétés diélectriques du milieu environnant. De cette façon, des capteurs de permittivité diélectrique peuvent être développés en caractérisant et en mesurant leur réponse en fréquence lorsque les échantillons sont placés à côté d'eux.

L'un des domaines d'usage est la détection du glucose [2], car certains travaux ont montré que la présence de glucose dans des solutions aqueuses fait varier les propriétés diélectriques globales ([3], [4], par exemple). Un capteur capable de modifier sa réponse en fonction du niveau de glucose d'une solution à proximité est donc souhaitable dans toute situation dans laquelle les concentrations de glucose doivent être contrôlées.

Une application industrielle concerne le contrôle de la production de boissons contenant du glucose, comme les jus ou les sodas. Une autre utilisation possible se trouve dans la production de bières, de vins et de spiritueux, où le glucose est fréquemment utilisé comme substrat de fermentation, et le contrôle de ce processus est crucial pour la qualité du produit final [5].

Le suivi de la concentration en glucose peut également trouver une application dans la maîtrise de la glycémie. Il s'agit notamment d'un facteur clé dans la gestion du diabète, puisque le traitement repose sur l'autocontrôle de la glycémie par le patient, afin d'effectuer le bon actionnement à chaque instant [6].

Les méthodes de concentration de glucose les plus couramment utilisées dans ces processus sont basées sur des techniques chimiques qui utilisent des consommables et qui altèrent les échantillons prélevés. De plus, le contrôle en continu et en temps réel des concentrations des solutions permettraient d'améliorer la précision des mesures et la qualité du suivi.

L'application des techniques micro-ondes à cette fin a été largement étudiée ces dernières années en raison de leurs avantages [7]. Plusieurs tentatives ont été faites, souvent basées sur différentes configurations de résonateurs micro-ondes ([8]–[11], entre autres). Un inconvénient majeur de ces études réside dans la sensibilité des capteurs qui reste relativement faible.

Nous proposons ici une nouvelle topologie de capteur micro-ondes de glucose. Le capteur présenté est basé sur deux résonateurs couplés. Ces résonateurs sont des open-loops (résonateurs demi-onde repliés), similaires aux conceptions présentées dans un ensemble de capteurs à résonateur unique précédemment étudiés et évalués [10], [11]. Suite aux résultats prometteurs de ces travaux antérieurs, notre objectif est d'augmenter la sensibilité de ces appareils tout en maintenant la petite quantité requise de volume de liquide (5 μ L).

La principale nouveauté repose donc sur l'utilisation du couplage entre les résonateurs à des fins de détection, qui a une grande influence sur la réponse en fréquence et est très sensible aux échantillons diélectriques situés à proximité. Elle a été mise en œuvre et évaluée, et les résultats comparés à ceux de la littérature mettent en évidence une amélioration remarquable en termes de sensibilité.

2. Conception du capteur

Dans un travail précédent [10], trois résonateurs micro-ruban demi-onde repliés (avec des fréquences centrales de ~ 2 à 7 GHz) ont été implémentés et évalués en tant que capteurs de concentration de glucose,

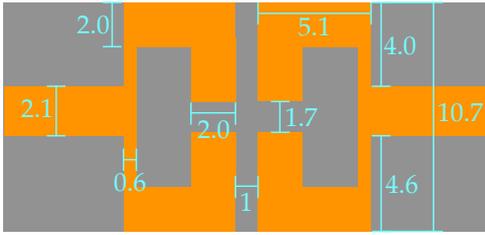


Figure 1. Masque du capteur. Toutes les dimensions sont en mm.

aboutissant ainsi à des résultats prometteurs. Le principe de fonctionnement est simple : la réponse électrique dépend des propriétés diélectriques du substrat (qui ne varient pas) et des matériaux testés sur celui-ci. Afin de maximiser cette dépendance, une configuration en boucle ouverte a été choisie de manière à ce que le maximum de champs électrique soit concentré dans une zone où le porte-échantillon serait placé. Ce contenant, spécialement conçu pour cette configuration a été fabriqué et placé sur l'intervalle ouvert, afin d'être rempli avec les liquides à mesurer. Les résultats des mesures de solutions aqueuses de glucose ont montré que le facteur Q à vide [11], ainsi que l'amplitude du pic de transmission maximale (S_{21}) [2], [10] sont plus pertinents que les fréquences de résonance pour suivre avec précision les variations du niveau de glucose.

Suite à ces résultats, et afin d'améliorer encore la sensibilité et la précision, l'exploitation du couplage mutuel entre deux résonateurs micro-ondes est proposée. La démarche classique de conception de filtres passe-bande microruban [12] a été appliquée pour concevoir le dispositif représenté sur la Figure 1, composé de deux résonateurs à saut d'impédance (SIR) en boucle ouverte capacitivement couplés.

Le circuit a été implémenté sur un substrat à faibles pertes et faible permittivité (Taconic TLX-8, $\epsilon_r = 2.55$, $\tan \delta = 0.0017$). Étant donné que le dispositif n'est pas destiné à réaliser une fonction de filtrage, une adaptation sur toute la bande passante n'est pas nécessaire. Par ailleurs, la réponse électrique a été optimisée afin d'obtenir une sensibilité maximale vis-à-vis de la zone de couplage. La dimension de la fente de couplage représente un compromis entre l'intensité du champ électrique dans la zone de couplage (entre open-loops) et la répartition appropriée des champs électriques de chaque résonateur (entre la ligne microruban et la masse d'une part et dans l'intervalle entre les deux extrémités de la ligne microruban constituant le résonateur d'autre part).

Ensuite, le porte-échantillon a été conçu, comme dans [10], avec l'idée d'essayer de maintenir une bonne sensibilité tout en conservant un petit volume et une fabrication aisée. Le volume interne est d'environ 5 μL . Ce porte-échantillon a été placé au centre de la zone de couplage. De cette façon, lorsqu'il est rempli d'une solution, les champs électriques de la structure microruban interagissent avec le liquide. Le matériau choisi pour le contenant est le polytétrafluoroéthylène (PTFE) en raison de sa faible permittivité et de ses faibles pertes. Un plan du contenant vu de dessus est visible sur la Figure 2, avec une hauteur totale de 1.65 mm et une

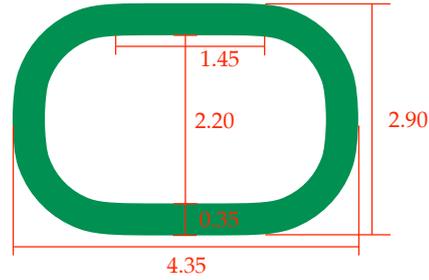


Figure 2. Porte-échantillon (contenant). Toutes les dimensions sont en mm.

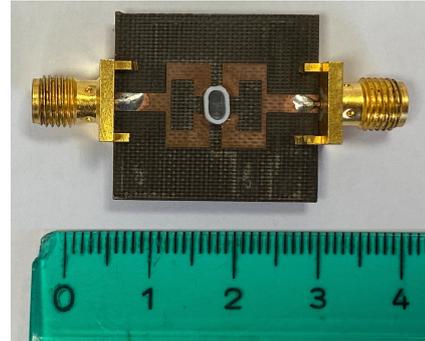


Figure 3. Vue d'ensemble du capteur fabriqué. La règle est en cm.

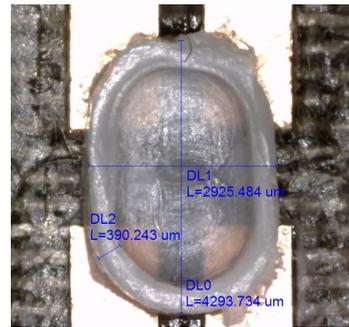


Figure 4. Détail du porte-échantillon. Toutes les dimensions sont en μm .

hauteur de la base de la pièce jusqu'au fond du récipient d'environ 60 μm .

Les fréquences des pôles mesurés pour le circuit sans porte-échantillon (circuit planaire seul) sont à 4.40 et 4.51 GHz. Ces pics sont décalés à 4.32 et 4.46 GHz après avoir collé le porte-échantillon sur le circuit. Une image du dispositif final est présentée sur la Figure 3, tandis que le détail de la zone du porte-échantillon réalisé est visible sur la Figure 4.

3. Mesures et résultats

Une fois le dispositif réalisé, des mesures de solutions aqueuses de glucose à différentes concentrations ont été effectuées afin d'évaluer son comportement en tant que capteur de concentration de glucose. Huit concentrations également espacées allant de 1.25 % à 10.00 % en masse ont été préparées, celles-ci sont notées CgX.XX, où X.XX indique le pourcentage massique de glucose dans la suite de ce document.

Pour chaque concentration, des mesures ont été effectuées avec un analyseur de réseau vectoriel (VNA),

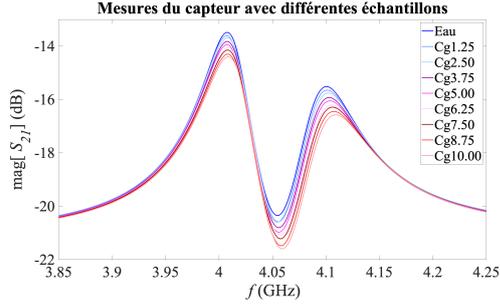


Figure 5. Mesures du capteur.

chacune consistant à remplir le porte-échantillon avec 5 μ L de la solution correspondante à l'aide d'une micropipette et à enregistrer les paramètres S obtenus. Toutes les mesures ont été effectuées à une température ambiante stable de ~ 22 °C. Les paramètres S_{21} obtenus sont présentés à la Figure 5.

Comme on peut le constater, le capteur est sensible aux variations de concentration en glucose. La différence de concentration en glucose se traduit par une modification de la permittivité diélectrique de la solution, ce qui dans ce dispositif se traduit par une variation du couplage entre les résonateurs, produisant ainsi des réponses électriques différentes. Il est intéressant de noter qu'il existe une relation entre la concentration en glucose et l'amplitude maximale du paramètre S_{21} , qui est plus accentuée au niveau du premier pic. Ceci est cohérent avec l'idée proposée dans [10], [11] qui suggère qu'à ces fréquences, la contribution majeure des variations de concentration de glucose réside dans les pertes, car les changements interviennent principalement sur la partie imaginaire de la permittivité. Pour l'illustrer, sur la Figure 6, la variation de l'amplitude du maximum de S_{21} des solutions aqueuses de glucose (tous liés au pôle le plus bas en fréquence) par rapport à celui de l'eau désionisée a été tracée pour différentes concentrations. La ligne de régression est également affichée, ainsi que les résultats des simulations.

Selon ces résultats, une analyse plus approfondie est souhaitable. Ainsi, suite aux conclusions de [10], [11], le facteur Q à vide (Q_u) du premier pic résonant a été étudié, en raison de sa sensibilité prouvée aux changements de concentration. Cependant, afin d'éviter l'influence du deuxième pic, la bande passante nécessaire au calcul du facteur Q chargé (Q_L utilisée pour obtenir le Q_u plus tard [13]) a dû être calculée en considérant -2 dB par rapport au maximum S_{21} , au lieu des -3 dB communément choisis (demi-puissance). Néanmoins, afin que la comparaison soit possible, les Q chargés corrigés ont été pris en compte dans l'analyse en utilisant la méthode décrite dans [13] au moyen de (1), où $\delta(p)$ est la bande passante relative à la fraction de puissance p , f_r est la fréquence de résonance et $\Delta f_{r|_{-2\text{ dB}}}$ est la bande passante obtenue à -2 dB par rapport au maximum.

$$Q_L = \frac{1}{\delta(p)} \sqrt{\frac{1-p}{p}} \cong 0.765 \frac{f_r}{\Delta f_{r|_{-2\text{ dB}}}} \quad (1)$$

Par conséquent, les changements absolus dans les facteurs Q_u pour toutes les solutions eau-glucose par rapport à l'eau déminéralisée sont tracés en fonction de la concentration de glucose sur la Figure 7, ainsi que de la

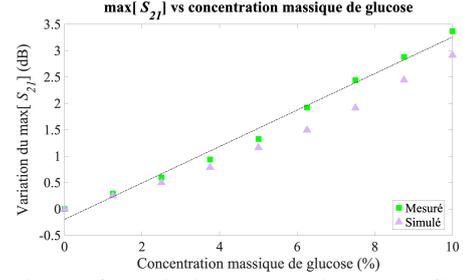


Figure 6. Variation du maximum de S_{21} .

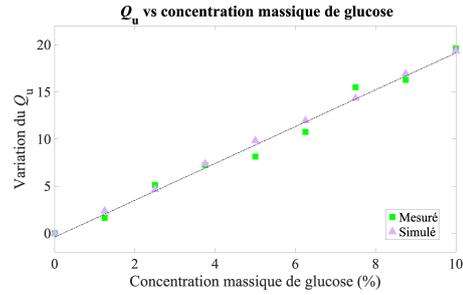


Figure 7. Variation du Q_u .

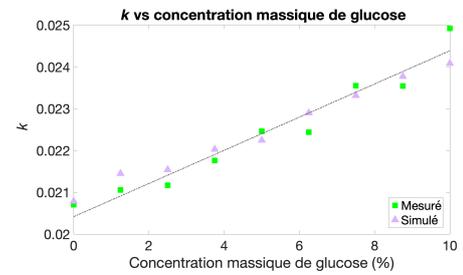


Figure 8. Valeurs obtenues pour k .

ligne de régression et les résultats de simulation. Les Q_u ont été obtenus à partir des Q_L résultant de la conversion en (1).

Cependant, outre ces deux indicateurs liés à S_{21} et Q_u les résultats de mesures ont également montré des variations dans les fréquences de résonance des deux pôles, puisque le couplage entre résonateurs a une grande influence sur la réponse en fréquence. Nous avons ainsi choisi d'étudier la corrélation entre la différence de fréquence des pôles et la concentration en glucose. Pour le démontrer clairement, le facteur de couplage k a été analysé. Ce facteur dépend des fréquences de résonance des premier (f_1) et deuxième (f_2) pics (2). Sur la Figure 8, les valeurs k obtenues pour différentes solutions sont tracées en fonction de la concentration en glucose. La ligne de régression est également tracée, en plus des résultats de simulation.

$$k = \frac{f_2^2 - f_1^2}{f_2^2 + f_1^2} \quad (2)$$

4. Discussion

Les résultats présentés dans la Section III mettent en évidence l'exploitabilité du couplage entre les résonateurs à des fins de détection. Les variations de la réponse en fréquence sont suffisamment perceptibles pour être traitées, et elles obéissent aux variations des propriétés diélectriques des échantillons, qui sont ici liées à la concentration en glucose. Ainsi, un tel dispositif s'avère

non seulement pertinent mais aussi prometteur en tant que capteur de concentration de glucose.

Les résultats présentés dans ce travail sont cohérents avec les travaux précédents [10], et montrent également une amélioration. Ils montrent la pertinence de l'idée de suivre les concentrations de glucose grâce à leur contribution aux pertes diélectriques [14]. De plus, le fait d'exploiter les perturbations créées par les solutions aqueuses de glucose lors des couplages entre résonateurs permet l'extraction de plusieurs informations à partir des mesures [15], [16].

Concernant la sensibilité, les mesures ont montré une sensibilité de 0,340 dB/% pour l'amplitude du S_{21} et de 1,96 % pour Q_u , contre respectivement 0,084 dB/% et 0,658 % (meilleur cas dans [10]). Par conséquent, l'amélioration est évidente puisque le dispositif proposé nécessite un échantillon dont le volume est cinq fois inférieur tout en augmentant la sensibilité de 405 % et 298 % respectivement. Concernant le cas de capteurs basés sur des volumes d'échantillon similaires [10], ces augmentations sont de 708 % et 473 %. La sensibilité obtenue pour K est de $2,49 \cdot 10^{-3}$ %.

5. Conclusion

Le capteur proposé, basé sur l'exploitation des perturbations des couplages entre résonateurs montre des résultats intéressants. La commodité d'utiliser des zones de couplage pour détecter des phénomènes dans lesquels se produisent des variations de la permittivité diélectrique a été soulignée, et les résultats ont montré des améliorations significatives par rapport aux études antérieures. Il s'agit donc d'un concept pertinent et prometteur, et des recherches ultérieures pourraient être axées sur de nouvelles conceptions afin d'en maximiser les avantages.

6. Remerciements

Carlos G. Juan souhaite remercier Région Bretagne, ainsi que « Conselleria d'Innovació, Universitats, Ciència i Societat Digital de la Generalitat Valenciana » (Gouvernement de Région Valencia, Espagne) et European Social Fund, et aussi « Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades » (Gouvernement d'Espagne) et l'Union Européenne, pour avoir financé partiellement son travail à travers des projets SAD–No-Needle, CIAPOS/2021/267 (APOSTD), et RYC2022-036257-I (programme « Ramón y Cajal »), respectivement.

Références

- [1] U. Kaatz, « *Techniques for measuring the microwave dielectric properties of materials* », *Metrologia*, vol. 47, n° 2, pp. S91–S113, 2010.
- [2] C. G. Juan, et al., « *Microwave planar resonant solutions for glucose concentration sensing: A systematic review* », *Appl. Sci.*, vol. 11, n° 15, p. 7018, 2021.
- [3] B. Potelon, et al., « *Electromagnetic signature of glucose in aqueous solutions and human blood* », *Proc. MEMSWAVE Conf.*, La Rochelle, France, 2014.

- [4] C. G. Juan, et al., « *Dielectric characterization of water glucose solutions using a transmission/reflection line method* », *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 31, n° 1, pp. 139–147, 2017.
- [5] A. L. Galant, et al., « *Glucose: Detection and analysis* », *Food Chem.*, vol. 188, pp. 149–160, 2015.
- [6] V. Raicu et Y. Feldman, *Dielectric Relaxation in Biological Systems: Physical Principles, Methods and Applications*, Oxford, UK: Oxford Univ. Press, 2015.
- [7] T. Yilmaz, et al., « *Radio-frequency and microwave techniques for non-invasive measurement of blood glucose levels* », *Diagnostics*, vol. 9, n° 1, p. 6, 2019.
- [8] T. Yilmaz, et al., « *Towards accurate dielectric property retrieval of biological tissues for blood glucose monitoring* », *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 62, n° 12, pp. 3193–3204, 2014.
- [9] H. Choi, et al., « *Design and in vitro interference test of microwave noninvasive blood glucose monitoring sensor* », *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 63, n° 10, pp. 3016–3025, 2015.
- [10] C. G. Juan, et al., « *Concentration measurement of microliter-volume water–glucose solutions using Q factor of microwave sensors* », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 68, n° 7, pp. 2621–2634, 2019.
- [11] C. G. Juan, et al., « *Study of Q_u -based resonant microwave sensors and design of 3-D-printed devices dedicated to glucose monitoring* », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 70, p. 8005716, 2021.
- [12] J.-S. Hong, *Microstrip Filters for RF/Microwave Applications*, 2^{ème} Édition, John Wiley & Sons, 2011.
- [13] J. R. Bray et L. Roy, « *Measuring the unloaded, loaded, and external quality factors of one- and two-port resonators using scattering-parameter magnitudes at fractional power levels* », *IEE Proc.-Microw. Antennas Propag.*, vol. 151, n° 4, pp. 345–350, 2004.
- [14] C. G. Juan, et al., « *Highly-sensitive glucose concentration sensor exploiting inter-resonators couplings* », 49th Europ. Microw. Conf., EuMC, Paris, France, 2019, pp. 662–665.
- [15] C. G. Juan, et al., « *On the selectivity of planar microwave glucose sensors with multicomponent solutions* », *Electronics*, vol. 12, n° 1, pp. 191, 2023.
- [16] O. S. Bakam Nguenouho, et al., « *Dielectric characterization and modelling of aqueous solutions involving sodium chloride and sucrose and application to the design of a bi-parameter RF-sensor* », *Sci. Rep.*, vol. 12, p. 7209, 2022.