



**HAL**  
open science

## Optimisation des performances de résonateurs en anneaux fendus complémentaires (CSRRLs) pour le diagnostic de l'athérosclérose

Joséphine Masini, Frédérique Deshours, Georges Alquié, Olivier Meyer, Sylvain Feruglio, Dimitri Galayko, Hamid Kokabi

### ► To cite this version:

Joséphine Masini, Frédérique Deshours, Georges Alquié, Olivier Meyer, Sylvain Feruglio, et al.. Optimisation des performances de résonateurs en anneaux fendus complémentaires (CSRRLs) pour le diagnostic de l'athérosclérose. 23ème Journées Nationales Microondes, Jun 2024, Antibes - Juan les Pins, France. hal-04730669

**HAL Id: hal-04730669**

**<https://hal.science/hal-04730669v1>**

Submitted on 10 Oct 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.

# Optimisation des performances de résonateurs en anneaux fendus complémentaires (CSRRs) pour le diagnostic de l'athérosclérose

J. Masini<sup>1,2</sup>, F. Deshours<sup>1</sup>, G. Alquié<sup>1</sup>, O. Meyer<sup>1</sup>, S. Feruglio<sup>2</sup>, D. Galayko<sup>2</sup> et H. Kokabi<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Sorbonne Université, CNRS UMR8507, Laboratoire Génie Électrique et Électronique de Paris (GeePs), F-75005 Paris, France

<sup>2</sup> Sorbonne Université, CNRS UMR7606, Laboratoire d'Informatique de Paris 6 (LIP6), F-75005 Paris, France  
Josephine.masini@sorbonne-universite.fr

**Résumé** – Cet article présente l'optimisation d'un résonateur en anneaux fendus complémentaires (CSRR) utilisé comme capteur microondes pour la détection in-vivo de plaques d'athérome. La géométrie du capteur a été optimisée sur un substrat à faibles pertes pour améliorer le compromis entre l'énergie stockée dans le résonateur et l'énergie rayonnée dans les tissus biologiques. En prévision de son positionnement au niveau du cou du patient, les nouveaux capteurs ont été simulés sous HFSS en présence de structures multicouches puis mesurés en utilisant des échantillons de viandes d'origine animale. Enfin, un modèle tridimensionnel de l'artère carotidienne a été développé pour étendre l'analyse au-delà des tissus du cou. Les résultats simulés offrent de bonnes perspectives pour le diagnostic in-vivo des plaques d'athérome carotidiennes à l'aide de ces CSRRs optimisés.

## 1. Introduction

En raison de leurs propriétés électromagnétiques particulières, divers types de capteurs microondes planaires conçus à partir de métamatériaux sont utilisés pour des applications médicales, à des fins de détection (cancer du sein, mélanome, atrophie musculaire, taux de glucose, ...) [1] [2]. L'utilisation de métamatériaux permet de concevoir des éléments résonants compacts et à sensibilité élevée tout en fonctionnant à des fréquences relativement basses, ce qui permet de minimiser le coût de l'électronique associée. Les résonateurs en anneaux fendus complémentaires (CSRRs) sont particulièrement sensibles aux propriétés diélectriques des matériaux. En mesurant les changements de fréquence et/ou d'amplitude induits par l'interaction avec un matériau diélectrique, ils permettent de caractériser les propriétés diélectriques de l'échantillon. Des études antérieures ont notamment montré l'utilité potentielle des CSRRs pour le diagnostic de l'athérosclérose. Leur capacité à distinguer les plaques athéromateuses carotidiennes molles à haut risque (riches en nécrose et lipides) des plaques carotidiennes fortement calcifiées, considérées comme stables et donc moins risquées, a été mise en évidence lors de mesures ex-vivo effectuées sur une quarantaine d'échantillons [3]. Une application à très fort impact clinique serait donc l'analyse non invasive in-situ de la composition des plaques athéromateuses au niveau de la carotide.

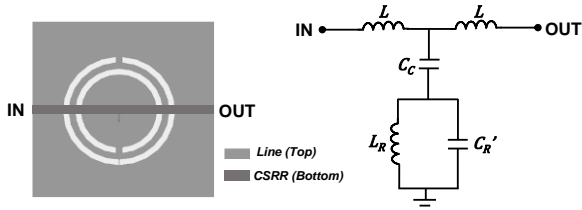
En matière de détection, le choix de la topologie du résonateur et de l'élément résonant joue un rôle crucial dans les performances du capteur, notamment en termes de sensibilité, de résolution et de dynamique. Dans le cadre d'une application impliquant plusieurs grandeurs à mesurer, différentes sensibilités, incluant les sensibilités croisées, peuvent être définies. Par conséquent, parvenir à des conclusions de l'impact de la géométrie du résonateur sur la sensibilité et la résolution se révèle extrêmement compliqué. Cette complexité rend la détermination du résonateur « optimal » difficile. Néanmoins, certaines tendances significatives peuvent être exploitées pour pouvoir optimiser la structure du capteur. Par exemple, dans le cas de la caractérisation diélectrique, la partie réelle de la permittivité complexe du matériau sous test affecte principalement la fréquence de résonance de l'élément de détection (à travers des effets capacitifs), tandis que la partie imaginaire (liée à la tangente de perte) influe principalement sur le coefficient de qualité et l'amplitude du pic de résonance. Pour un résonateur donné, la stratégie d'optimisation de ces sensibilités « naturelles » permet de déduire des indications utiles, notamment sur le choix du substrat, de la fréquence de fonctionnement et de la géométrie du résonateur.

Cet article présente les résultats de l'étude menée conjointement sur la sensibilité en fréquence et en amplitude d'un capteur initialement développé à partir d'un CSRR [3], afin d'améliorer la détection et l'identification in-vivo de plaques d'athérome situées au niveau de la bifurcation carotidienne. Les optimisations réalisées sous le logiciel Ansys HFSS (High Frequency Structure Simulation Software) ont porté notamment sur le choix du substrat et de la géométrie du CSRR, pour avoir une surface de contact importante avec l'échantillon, tout en gardant une fréquence de résonance assez élevée. De nouveaux capteurs ont été simulés en présence de structures multicouches similaires à celles rencontrées in-vivo pour atteindre la carotide, puis réalisés et testés en présence de tissus d'origine animale (peau, graisse et muscle). Finalement, un modèle tridimensionnel (3D) de l'artère carotide encapsulé dans un fantôme de tissus multicouches imitant le cou humain a été développé pour évaluer la sensibilité de ces nouveaux capteurs microondes à détecter la présence d'athéromes.

## 2. Analyse de la sensibilité

Pour la mesure des propriétés diélectriques, la variable d'entrée est la permittivité diélectrique relative complexe des plaques d'athérome et les variables de sortie sont les caractéristiques du pic de résonance de la structure de détection de type coupe-bande (fréquence de résonance, amplitude, coefficient de qualité).

La topologie usuelle et le schéma électrique équivalent du CSRR en charge sont donnés à la figure 1 [4].  $C_C$  est la capacité de couplage entre la ligne d'accès et le CSRR,  $L$  est l'inductance de la ligne d'alimentation située au-dessus du résonateur,  $C'_R$  est la capacité du CSRR chargé par le matériau et  $L_R$  est l'inductance du CSRR qui n'est pas affecté par le matériau.



**Figure 1. Topologie classique d'un CSRR et schéma électrique équivalent du résonateur en charge**

### 2.a. Sensibilité fréquentielle

La sensibilité du CSRR ( $S$ ) est définie comme la dérivée de la fréquence de résonance ( $f_0$ ) par rapport à la permittivité relative du matériau sous test, ( $\epsilon_{rs}$ ) :

$$S = \frac{df_0}{d\epsilon_{rs}} \quad (1)$$

Afin de disposer d'une base commune de comparaison pour des capteurs fonctionnant par variation de fréquence, il est préférable de ramener cette variation sur une échelle relative à leur fréquence de résonance. Par conséquent, on définit la sensibilité relative ( $S_r$ ) comme paramètre de comparaison [2] :

$$S_r = \frac{1}{f_0} \times \frac{df_0}{d\epsilon_{rs}} \quad (2)$$

En supposant que l'échantillon se trouve dans la zone du résonateur où le champ électrique est le plus intense, une variation de la permittivité relative du matériau va modifier la capacité du CSRR, entraînant ainsi un déplacement de la fréquence de résonance. Ainsi, la sensibilité relative peut être exprimée de la manière suivante :

$$S_r = \frac{1}{f_0} \times \frac{df_0}{dC'_R} \times \frac{dC'_R}{d\epsilon_{rs}} \quad (3)$$

$$\text{avec : } f_0 = \frac{1}{2\pi} \times \frac{1}{\sqrt{L_R(C_C + C'_R)}} \quad (4)$$

En considérant un matériau uniforme semi-infini et en contact avec l'élément résonnant, un substrat uniforme et suffisamment épais et des métallisations parfaites, la capacité  $C'_R$  du résonateur en charge est donnée par :

$$C'_R = C_R \times \frac{\epsilon_r + \epsilon_{rs}}{\epsilon_r + 1} \quad (5)$$

où  $C_R$  est la capacité du CSRR non chargé et  $\epsilon_r$ , la permittivité relative du substrat utilisé pour la conception du capteur.

En dérivant l'équation (4) par rapport à la capacité  $C'_R$  et l'équation (5) par rapport à  $\epsilon_{rs}$ , on obtient :

$$\frac{df_0}{dC'_R} = -\frac{1}{2} \times \frac{f_0}{C_C + C'_R} \quad (6)$$

$$\frac{dC'_R}{d\epsilon_{rs}} = \frac{C_R}{\epsilon_r + 1} \quad (7)$$

Finalement, la sensibilité relative du résonateur est donnée par :

$$S_r = -\frac{1}{2} \times \frac{C_R}{C_C(\epsilon_r + 1) + C_R(\epsilon_r + \epsilon_{rs})} \quad (8)$$

Cette formule montre qu'il est intéressant de concevoir les résonateurs avec des substrats à faible constante diélectrique, ce qui a tendance à diminuer la capacité de couplage. Toutefois, il est nécessaire d'avoir un bon couplage entre la ligne et le résonateur pour avoir un champ rayonné suffisant.

### 2.b. Sensibilité en amplitude

Après simplification, le calcul du minimum du module du coefficient de transmission ( $S_{21}$ ) est donné par :

$$|S_{21}|_{min} \approx \frac{2}{(2\pi f_0)^2 \times C_C^2 \times R_p \times Z_0} \quad (9)$$

où  $R_p$  représente les pertes dans l'échantillon et le substrat.

Comme  $|S_{21}|_{min}$  est inversement proportionnel au carré de la fréquence de résonance, l'amplitude du pic de résonance va donc diminuer avec la fréquence, pour un substrat donné. Au contraire, plus la fréquence est basse, plus la sensibilité en amplitude augmente, ainsi que le coefficient de qualité (on détectera donc de plus faibles variations de fréquence de façon plus précise), mais la sensibilité en fréquence diminue. C'est pourquoi, il est nécessaire de trouver un compromis en termes de géométrie et de pertes diélectriques en jouant sur la forme du capteur et sur le choix du substrat.

## 3. Conception de capteurs optimisés

Dans le contexte de mesures in-vivo, le signal microondes doit traverser une structure multicouche composée de peau, de graisse et de muscle. Pour améliorer la pénétration des ondes électromagnétiques (EM) dans ces tissus, le capteur microondes qui a été utilisé lors de nos précédentes recherches sur la caractérisation diélectrique de plaques d'athérome a été adapté en conséquence [3].

### 3.a. Choix du substrat

Comme noté précédemment, l'une des solutions pour améliorer la sensibilité en fréquence et en amplitude du capteur est d'utiliser un substrat à faible permittivité relative et faibles pertes. Les substrats choisis sont le Rogers RT/duroid® 5880 ( $\epsilon_r = 2.2$ ,  $\tan\delta = 0.0009$  à 10 GHz) d'épaisseur 0.79 mm et le Rogers RO4003CTM ( $\epsilon_r = 3.38$ ,  $\tan\delta = 0.0027$  à 10 GHz) d'épaisseur 0.81 mm. Les métallisations sont en cuivre d'épaisseur 35  $\mu\text{m}$  et de conductivité  $\sigma = 5.8 \times 10^8 \text{ S.m}^{-1}$ .

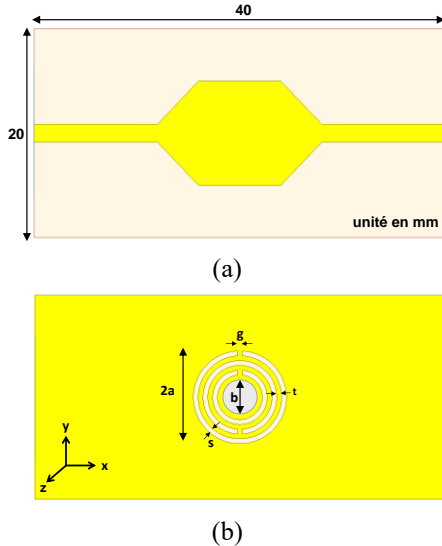
### 3.b. Topologie de la ligne d'accès

La ligne microruban d'alimentation a été élargie au niveau de la zone de couplage avec le résonateur, (figure 2.a). Cette discontinuité de ligne à faible

impédance caractéristique (environ  $10 \Omega$ ) agit comme un réflecteur et permet de réduire l'énergie rayonnée en champ proche dans l'air, ce qui contribue à une meilleure localisation de l'énergie dans le substrat et le résonateur.

### 3.c. Géométrie des résonateurs

Afin d'augmenter l'énergie rayonnée dans les tissus biologiques, un anneau fendu et une fente circulaire située au centre du CSRR ont été rajoutés à la structure résonante initiale (figure 2.b) [3] ; la surface de contact avec l'échantillon restant du même ordre de grandeur.



**Figure 2. Topologie de la structure du capteur microondes (a) Ligne d'alimentation élargie (b) Plan de masse gravé avec le CSRR**

### 3.d. Simulation et mesure des CSRRs à vide

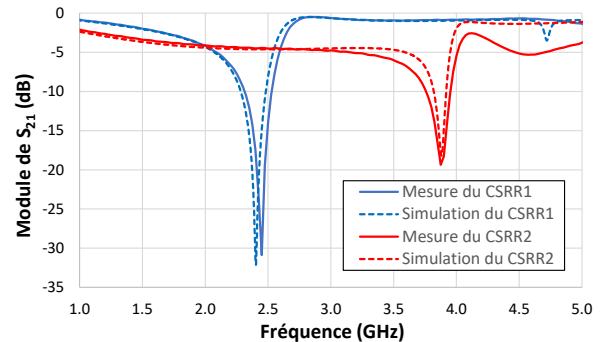
Deux nouveaux capteurs résonants à des fréquences différentes ont été fabriqués par gravure laser, l'un sur RT/duroid® 5880 (désigné par CSRR1) et l'autre sur RO4003C™ (désigné par CSRR2). Leurs dimensions et caractéristiques à vide (fréquence de résonance  $f_0^{air}$  obtenu pour  $\epsilon_{rs}=1$  dans le cas de l'air,  $|S_{21}|$  à  $f_0^{air}$  et coefficient de qualité Q) sont résumées dans le tableau 1.

Paramètre	CSRR1	CSRR2
a (mm)	4.54	3
g (mm)	0.48	0.45
s (mm)	0.48	0.45
t (mm)	0.48	0.45
b (mm)	1.5	0.5
$f_0^{air}$ (GHz)	2.404	3.882
$ S_{21} $ (dB)	-32.1	-18.2
Q	167	104

**Tableau 1. Paramètres des capteurs**

La figure 3 représente la réponse en transmission mesurée et simulée des deux résonateurs non chargés entre 1 GHz et 5 GHz. Pour éviter les courts-circuits entre les anneaux des CSRRs dus à l'humidité résiduelle dans les tissus biologiques, une plaque de verre de  $120 \mu\text{m}$  d'épaisseur a été placée sur chaque CSRR. Cette plaque de

verre a été prise en compte dans la simulation. On obtient un écart fréquentiel de l'ordre de 50 MHz sur les valeurs de  $f_0^{air}$  mesurées et simulées, lié principalement à la gravure des capteurs. Les nouveaux CSRRs ont un meilleur coefficient de qualité (167 et 104, respectivement) que le résonateur initial (Q=60) [3], ce qui a permis d'améliorer la précision de la mesure des paramètres diélectriques des matériaux à pertes élevées. Avec des pics de résonance plus fins, la résolution est meilleure, assurant une détermination plus précise des fréquences de résonance et une meilleure évaluation des décalages de fréquence induits par les échantillons. C'est aussi un atout pour explorer plus en profondeur les tissus.



**Figure 3. Comparaison de  $|S_{21}|$  (dB) simulé et mesuré**

## 4. Etude de structures multicouches

### 4.a. Sensibilité fréquentielle

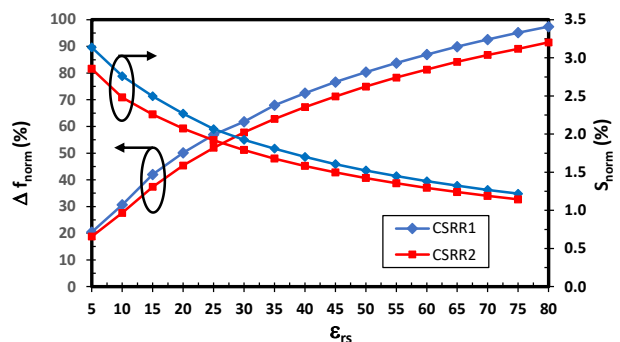
Les variations relatives de la fréquence de résonance ( $\Delta f_{norm} = \Delta f / f_0$ ) des capteurs sont représentées à la figure 4 pour des valeurs de  $\epsilon_{rs}$  comprises entre 5 et 80 et pour une épaisseur de tissus de 4 mm. Ces informations sont aussi retranscrites en termes de sensibilité normalisée pour permettre de comparer précisément les CSRRs.

La formule de la sensibilité normalisée utilisée pour évaluer les performances des résonateurs est donnée par :

$$S_{norm} = 100 \times \frac{\Delta f}{f_0 (\epsilon_{rs} - 1)} \quad (10)$$

où  $\Delta f = f_0^{air} - f_0$  est la différence entre la fréquence de résonance à vide et la fréquence de résonance du CSRR chargé, ( $\epsilon_{rs} - 1$ ) étant la variation relative de la permittivité.

Les résultats de simulations de la figure 4 montrent que le résonateur le plus sensible est celui conçu sur le substrat de permittivité relative la plus faible (CSRR1 sur RT/duroid® 5880).



**Figure 4. Décalage fréquentiel relatif et sensibilité des CSRRs en fonction de  $\epsilon_{rs}$**

#### 4.b. Structures monocouches et multicouches

Des échantillons de peau, de graisse et de muscle d'origine animale ont tout d'abord été mesurés individuellement. Les paramètres diélectriques de ces tissus ont été ensuite extraits à partir des courbes d'étalonnage des deux capteurs dans le but de caractériser des structures multicouches similaires à celles du cou humain (peau+graisse+muscle). Le tableau 2 donne les valeurs de  $\epsilon_{rs}$  obtenues pour les trois échantillons et les écarts relatifs ( $\Delta\epsilon$ ) calculés par rapport aux bases de données de référence [5] sont satisfaisants.

Capteur	Tissu	$\Delta f$ (MHz)	$ S_{21} _{dB}$	$\epsilon_{rs}$	$\Delta\epsilon$ (%)
CSRR1	Peau	880	-5.3	32	13.5
	Graisse	380	-11.2	6.6	12
	Muscle	1100	-4.6	50.7	6
CSRR2	Peau	1186	-6.3	45.6	-23
	Graisse	505	-10.7	7.9	-5.5
	Muscle	1525	-5.7	58.9	-9

Tableau 2. Résultats de mesures des tissus

Deux structures multicouches, multicouche 1 (peau+graisse) et multicouche 2 (peau+graisse+muscle) ont été ensuite réalisées en empilant les tissus précédemment caractérisés. Pour le multicouche 1, les épaisseurs sont respectivement de 1.7 mm pour la peau et 3.8 mm pour la graisse. Elles correspondent à des valeurs typiques d'épaisseurs pour les tissus du cou humain. Pour le multicouche 2, les épaisseurs sont les mêmes que pour le multicouche 1 en ajoutant 3 mm de muscle. Lors de la mesure, elles ont été réduites de moitié en exerçant une pression sur la structure, pour assurer un meilleur contact entre elles. Cette situation pourrait représenter, pour des mesures in-vivo, la pression exercée par le capteur sur le cou du patient.

Les décalages fréquentiels simulés et mesurés des deux multicouches sont donnés dans le tableau 3. Le CSRR 2 donne des déplacements de fréquence plus importants, ce qui donne une meilleure précision sur la détermination de la permittivité relative de l'ensemble de la structure multicouche. Les écarts observés en mesure par rapport à la simulation peuvent s'expliquer par une imprécision sur les épaisseurs des couches qui ont été comprimées lors de l'expérimentation. Par ailleurs, les effets de bord des CSRRs sont sensibles au diamètre et à la position de l'échantillon sur le champ rayonné par le CSRR. Toutefois, les CSRRs perdent en précision pour les fortes valeurs de  $\epsilon_{rs}$  en raison de l'effet de saturation.

#### 4.c. Simulation de la plaque d'athérome dans l'artère

Un modèle 3D de l'artère carotidienne a été implanté sous HFSS et la réponse des capteurs a été simulée en prenant en compte les différents tissus (peau, graisse, muscle et tissu conjonctif) se trouvant sur le trajet des ondes EM. La figure 5 illustre le profil du champ électrique normalisé qui est rayonné par le CSRR 1 à travers la structure multicouche jusqu'à une plaque d'athérome stable dans le plan (y0z). Les résultats simulés montrent que les ondes EM sont atténuées d'environ 50 dB lorsqu'elles atteignent la plaque d'athérome et que

le CSRR 1 permet une meilleure pénétration des ondes dans les tissus traversés par le champ électrique.

Capteur	Multi-couches	$\Delta f$ simulé (MHz)	$\Delta f$ mesuré (MHz)
CSRR 1	1	895	890
	2	900	954
CSRR 2	1	1420	1266
	2	1453	1490

Tableau 3. Résultats de mesures des multicouches

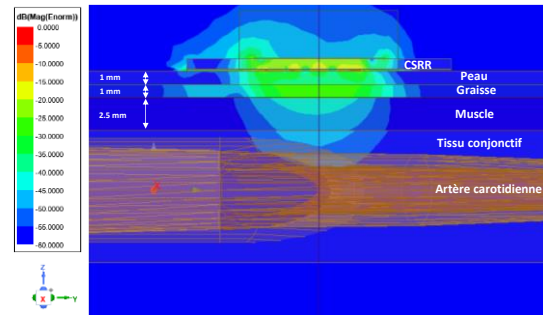


Figure 5. Distribution du champ électrique rayonné par le CSRR 1 dans un multicouche et la carotide

## 5. Conclusion

Deux structures de CSRR ont été optimisées afin de permettre d'obtenir des champs électriques élevés dans des tissus biologiques à forte permittivité diélectrique. Les paramètres pertinents sur lesquels on peut agir, sont les paramètres géométriques de la structure (ici des CSRRs circulaires), mais aussi la permittivité du substrat sur lequel ils sont gravés. L'étude de sensibilité de ces capteurs a été confirmée aussi bien par simulation électromagnétique que par des mesures effectuées sur des tissus d'origine animale. Les résultats obtenus sur ces matériaux en monocouche ou multicouches montrent une pénétration des ondes suffisante pour permettre d'envisager des mesures in-vivo et détecter des plaques athéromateuses dans l'artère carotidienne.

## Références

- [1] F. Martín, P. Vélez, J. Muñoz-Enano and L. Su, « Planar Microwave Sensors », September 2022, Wiley-IEEE Press.
- [2] M. Abdolrazzagli, V. Nayyeri and F. Martín, « Techniques to improve the performance of planar microwave sensors: a review and recent developments ». Sensors 2022, 22, 6946.
- [3] R. Shahbaz, et al., « Identification of Carotid Plaques Composition Through a Compact CSRR-Based Microwave Sensor », IRBM 2022, p. 100734.
- [4] F. Deshours, et al., « Modélisation de résonateurs en anneaux fendus pour la mesure de permittivités complexes », XXIIèmes Journées Nationales Microondes, JNM, Caen, Juin 2019.
- [5] D. Andreuccetti, et al. « An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz – 100 GHz », 1997. Based on data published by C. Gabriel et al. in 1996.