



République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université Amar Telidji- Laghouat

FACULTE: TECHNOLOGIE

DEPARTEMENT : ELECTRONIQUE

MEMOIRE DE MASTER

Réalisé par : NAIBA Ameer et BOUTAIBA Ibrahim

DOMAINE : SCIENCES ET TECHNOLOGIES

FILIERE : ELECTRONIQUE

OPTION : INSTRUMENTATION

Thème

CONCEPTION ET SIMULATION DE BIO-CAPTEUR PLANAIRE

Jury de soutenance :

Nom et Prénom	Grade	Qualité
DJERFAF Fatima	Pr	Encadreur
GUEFFAF Hamza	MCA	Président
BENSAFIEDDINE Djalal Eddine	Docteur	Examineur

Promotion : 2020/2021

Résumé :

Dans ce mémoire, une approche efficace est présentée pour concevoir des biocapteurs sensibles à base des cellules résonnantes métamatériaux pour des applications médicales.

La simulation de ces biocapteurs est réalisée à l'aide d'un logiciel haut fréquence et les résultats de la simulation sont discutés.

Mots-clés : Biocapteur, résonateurs métamatériaux.

ملخص:

في هذه الأطروحة، تم تقديم نهج فعال لتصميم أجهزة استشعار حيوية حساسة تعتمد على الخلايا الرنانة للمواد الفوقية للتطبيقات الطبية.

يتم إجراء محاكاة هذه المستشعرات الحيوية باستخدام برنامج عالي التردد ومناقشة نتائج المحاكاة.

الكلمات المفتاحية: حساس طبي، المواد استثنائية الخصائص ، حلقة الرنانة ذات الشق

Abstract :

In this thesis, an efficient approach is presented to design sensitive biosensors based on metamaterial resonant cells for medical applications.

The simulation of these biosensors is performed using high frequency software and the results of the simulation are discussed.

Key words: BIO-SENSOR, metamaterials, SRR

SOMMAIRE

Résumé	
Liste de figures	
Liste de tableaux	
Liste d'abréviations	
Glossaire de symboles	
Introduction Générale.....	01

Chapitre I : Généralités

I.1.Introduction	02
I.2. Définition des métamatériaux.....	02
I. 3. Paramètres S	06
I.4. Types des résonateurs à activité magnétique	07
I.4.1. Cellule SRR carrée.....	08
I.4.2.Cellule SRR circulaire.....	10
I.4.3. Broadside coupled SRR « BC-SRR »	11
I.4.4. Cellule BC-SRR circulaire.....	12
I.4.5. Cellule C-SR.....	14
I.5. Métamatériaux et leurs applications de filtrage.....	15
I.6. Technologie micro ruban.....	17
I.7. Conclusion.....	18

Chapitre II : Biocapteurs

II.1 Introduction.....	19
II.2Définition d'un biocapteur.....	19
II.3Caractéristiques d'un biocapteur.....	19
II.4Techniques hyperfréquences pour la caractérisation de liquides.....	20
II.4.1 Technique de mesure en réflexion.....	20
II.4.1.a – Câble coaxial.....	20
II.4.1.b – Guide d'onde volumique.....	21

II.4.2 Techniques de mesure en transmission	22
II.4.2.a – Câble coaxial.....	22
II.4.2 .b – Guide d’onde volumique.....	23
II.4.2 .c – Guide d’onde miniature.....	24
II.5 Dispositifs résonants.....	25
II.5.1. Cavité résonantes.....	25
II.5.2 Résonateurs miniatures.....	26
II.6 Capteurs à base des métamatériaux.....	27
II.7 Conclusion.....	29

Chapitre III : Conception et simulation de biocapteurs

III.1 Introduction.....	30
III.2 Présentation d’un logiciel HF.....	30
III.3. structure des Biocapteurs.....	31
III.4. Résultats de conception et de simulation.....	32
III.4.1 Etapes de Conception des biocapteurs.....	32
III.4.2 Structure de biocapteur N°1..	32
III.4.2.1 Simulation de structure N°1 sans échantillons (à vide).....	33
III.4.2.2 Simulation de structure N°1 avec les échantillons.....	34
III.4.3. Structure de biocapteur N°2.....	35
III.4.3.1 Simulation de structure N°2 sans échantillons (à vide).....	37
III.4.3.2 Simulation de structure N°2 avec les échantillons.....	38
III.4.4 Structure de biocapteur N°3.....	40
III.4.4.1 simulation de structure N°3 sans échantillons (à vide).....	41
III.4.4.2 simulation de structure N°3 avec des échantillons	42
III.4.5. Structure de biocapteur N°4.....	44
III.4.5.1 Simulation de structure N°4 sans échantillons (à vide).....	45
III.4.5.2 Simulation de structure N°4 avec des échantillons	45
III.5 Conclusion.....	50
Conclusion Générale.....	51

LISTE DE FIGURES

Figure I. 1: propagation d'une onde à travers un milieu selon le signe de ces paramètres constitutifs (permittivité et perméabilité).	3
Figure I. 2: (a) Trièdre direct (matériaux main droite) et (b) trièdre indirect (matériaux main gauche).....	5
Figure I. 3: Loi de snell-descartes lors du passage d'une] onde d'un milieu man droite (a) vers un milieu main droite (angle positif), (b) vers un milieu main gauche (angle négatif).....	5
Figure I. 4: Signaux aux bornes d'un dispositif micro-onde.	6
Figure I. 5: Graphe de fluence d'un quadripôle.	7
Figure I. 6: Le circuit équivalent de SRR.	8
Figure I. 7: Représentation et dimensions d'une unité de cellule du SRR carrée.....	8
Figure I. 8: Coefficients de réflexion et transmission en dB : (a) E selon l'axe y. (b) E selon l'axe z.	9
Figure I. 9: Représentation et dimensions d'une unité de cellule du RAF circulaire.	10
Figure I. 10: Coefficients de réflexion et transmission en dB : (a) E selon l'axe y. (b) E selon l'axe z.	11
Figure I. 11: Représentation et dimensions d'une unité de cellule du BC- SRR.....	12
Figure I. 12: Représentation d'une unité de cellule de BC-SRR circulaire.....	13
Figure I. 13: BC-SRR circulaire avec selon z : (a) Réflexion et transmission en dB. (b) Parties réelle et imaginaire de la perméabilité effective.	13
Figure I. 14: Représentation et dimensions d'une unité de cellule d'un SRR en double c	14
Figure I. 15: SRR en double C avec $E \vec{z}$ selon z : (a) Réflexion et transmission en dB. (b) Parties réelle et imaginaire de la perméabilité effective.	15
Figure I. 16: SRRs associés à une ligne micro-ruban de 50Ω	15
Figure I. 17: Résultats de simulation pour les SRRs associés à une ligne micro-ruban de 50Ω	16
Figure I. 18: SRR associés aux résonateurs micro-rubans.....	16
Figure I. 19: Structure de filtres à ligne couplée (a) filtre à ligne couplée associée à des cellules SRR(b) Filtre à ligne couplée chargée par des cellules CSRRs	17
Figure I. 20: configuration d'une ligne en technologie micro ruban.....	17

Figure I. 21: configuration des champs électrique (E) et magnétique (H) pour une ligne de transmission en technologie micro ruban.	18
Figure II. 1 : 1Schéma du principe de fonctionnement d'un biocapteur.	19
Figure II. 2: Représentation des lignes de champ électrique se propageant dans un câble coaxial.....	20
Figure II. 3 Présentation du montage expérimental pour la caractérisation de liquides par un guide d'onde rectangulaire -utilisé en réflexion.....	21
Figure II. 4 : Illustration du câble coaxial mesuré en transmission pour la caractérisation de liquides.....	22
Figure II. 5: Illustration du dispositif expérimental mis au point par Toropaine et al.pour la caractérisation diélectrique hyperfréquence de liquides par sonde coaxial en transmission. ...	22
Figure II. 6 : Illustration du dispositif expérimental mis au point par Esteban et al.	23
Figure II. 7: (a) Guide d'onde coplanaire miniature. (b) Lignes de champ électrique et magnétique se propageant dans la ligne coplanaire.	24
Figure II. 8 : Exemple de ligne coplanaire et de canaux micro fluidiques développés l'équipe pour l'analyse hyperfréquence de liquides biologiques.	25
Figure II. 9 : cavité résonante dans laquelle se propage un mode TM ₀₁₀	26
Figure II. 10 : Résonateur de type « split ring » excité par couplage magnétique via une ligne micro ruban pour l'analyse hyperfréquences de liquides.	27
Figure II. 11 : (a) Biocapteur de micro-onde, model biotine-streptavidin.....	28
Figure III. 1: Vue de dessus de la conception SRR.	31
Figure III. 2: Structure de biocapteur N°1	32
Figure III. 3: Répartition du champ E de la structure.....	33
Figure III. 4: Réponse de S ₁₁ simulée de la structure N°1	33
Figure III. 5: Structure de biocapteur N°1 avec échantillon.	34
Figure III. 6: Réponse S ₁₁ simulée pour différents échantillons	35
Figure III. 7: Structure de biocapteur N°2	36
Figure III. 8: Réponse de S ₁₁ simulée de la structure N°2.....	37
Figure III. 9: Structure de biocapteur N°2 avec échantillon.	38
Figure III. 10: Réponse S ₁₁ simulée pour différents échantillons	39
Figure III. 11: Structure de biocapteur N°3	40
Figure III. 12: Réponse S ₁₁ simulée de la structure N°3	41
Figure III. 13 : Structure de biocapteur N°1 avec échantillon	42

Figure III. 14 : Réponse S_{11} simulé pour différents échantillons	43
Figure III. 15: Structure de biocapteur N° 4	44
Figure III. 16: Réponse S_{11} simulée de la structure proposée.....	45
Figure III. 17 : Structure de biocapteur N°4.	46
Figure III. 18 : Réponse S_{11} simulée de différents échantillons.....	47

LISTE DE TABLEAUX

Tableau III. 1: Géométries de biocapteur référence.	31
Tableau III. 2: Écarts de fréquence des échantillons et fréquences de résonance.....	35
Tableau III. 3: Géométries de biocapteur N°2.	36
Tableau III. 4: Écarts de fréquence des échantillons et fréquences de résonance.....	39
Tableau III. 5: Géométries de biocapteur N°3	41
Tableau III. 6 :Écarts de fréquence des échantillons et fréquences de résonance.....	43
Tableau III. 7 : Géométries de biocapteur N°4	44
Tableau III. 8 :Écarts de fréquence des échantillons et fréquences de résonance.....	47
Tableau III. 9 Comparaison entre les quatre structures de biocapteurs conçus	49

LISTE DES ABREVIATIONS

MT : Méta Matériaux

MN : Magnétique Négative

EN : Electric al Négative

LHM: Left Handed Material

DPS: Double Positive

DNG : Double Négative

MMG : Matériaux Main Gauche

RAF : Résonateur en Anneau Fendu

SRR : Split Ring Résonateur

FEM: Finite Element Method

SMA: Sub miniature version A

CSRR: Complementary-Split-Ring-Resonator

BC-SRR: Broadside-Coupled Split Ring Resonator

GLOSSAIRE DES SYMBOLES

ε : Perméabilité

μ : Permittivité

λ : vecteur d'onde

ω : Pulsation angulaire

ρ : Densité des électrons

S_{11} : Coefficient de réflexion

S_{12} : Coefficient de transmission

\vec{E} : Champ électrique

\vec{H} : Vecteur champ magnétique

\vec{S} : Vecteur poyntinge

\vec{K} : Vecteur d'onde

n : indice de réfraction

V_g : vitesse de groupe

V_φ : vitesse de phase

INTRODUCTION GENERALE

Les biocapteurs sont devenus aujourd'hui primordiaux du fait de leurs nombreuses applications dans des domaines très divers de recherche scientifique. En outre, des besoins très importants sont apparus récemment dans l'ensemble des sciences de la médecine

Dans ce mémoire, on a construit un capteur sensible à base de résonateur métamatériau pour des applications biomédicales.

L'objectif de ce mémoire est de mettre en évidence les propriétés intéressantes d'un résonateur métamatériau en vue d'application comme un biocapteur qui peut détecter les tissus humains cancéreux.

Ce manuscrit se compose en trois chapitres :

1. Le premier chapitre est consacré aux notions de base sur les métamatériaux. Nous présentons, en premier lieu, les définitions et les principaux résonateurs métamatériaux.
2. Le deuxième chapitre présente l'état de l'art des biocapteurs micro-ondes pour l'analyse des tissus biologiques.
3. Le troisième chapitre présente une approche hyperfréquence efficace pour concevoir un capteur sensible à base de méta matériaux des tinéaux applications biomédicales. Le capteur sera conçu pour différencier les différents types d'échantillons humains cancéreux en fonction de leurs propriétés électromagnétiques.

Chapitre I :

Généralités

I.1 Introduction :

En général les métamatériaux sont fabriqués à partir d'inclusions métalliques noyées dans un substrat diélectrique. Parmi les structures les plus connues nous trouvons le split ring résonateur (SRR) ou résonateur en anneau fendu (RAF)[1]. L'interaction des champs électromagnétiques avec les inclusions produit le comportement résonant typique qui caractérise les métamatériaux. Le champ magnétique induit un courant dans les anneaux métalliques produisant un effet inductif. Un effet capacitif apparaît également entre les parties métalliques placées à différents potentiels. Ces interactions sont à l'origine de valeurs négatives de l'indice de réfraction lorsque la permittivité et la perméabilité du matériau sont simultanément négatives. [2]

L'objectif principal de ce premier chapitre est l'étude d'un ensemble de configurations de cellules métamatériaux unitaires notamment les SRR.

I.2. Définition des métamatériaux :

Les métamatériaux sont des structures composites qui peuvent présenter des propriétés électromagnétiques singulières que nous ne retrouvons pas dans la nature ou dans leurs constituants pris séparément. Généralement les métamatériaux sont fabriqués à partir d'inclusions métalliques noyées dans un substrat diélectrique, ce qui leur confère une structure hétérogène. La représentation électromagnétique de ces milieux à partir d'une permittivité et d'une perméabilité μ effective, est limitée aux cas des cellules élémentaires dont les dimensions sont très largement inférieures à la longueur d'onde. [4] le terme « métamatériaux » regroupe donc tous les matériaux périodiques artificiels ayant des propriétés électromagnétiques particulières. Néanmoins, cette appellation est employée principalement pour les structures présentant un indice de réfraction négatif. Pour qu'un matériau présente un indice de réfraction négatif, il doit révéler à la fois une permittivité et une perméabilité relatives négatives :

$$\mathbf{n} = \pm\sqrt{\epsilon\mu} \quad (\text{I.1})$$

ϵ : Perméabilité.

μ : Permittivité.

La première spéculation sur l'existence des matériaux à indice de réfraction négatif et la prévision de leurs propriétés fondamentales a été faite par le physicien russe Victor Veselago en 1967[5].

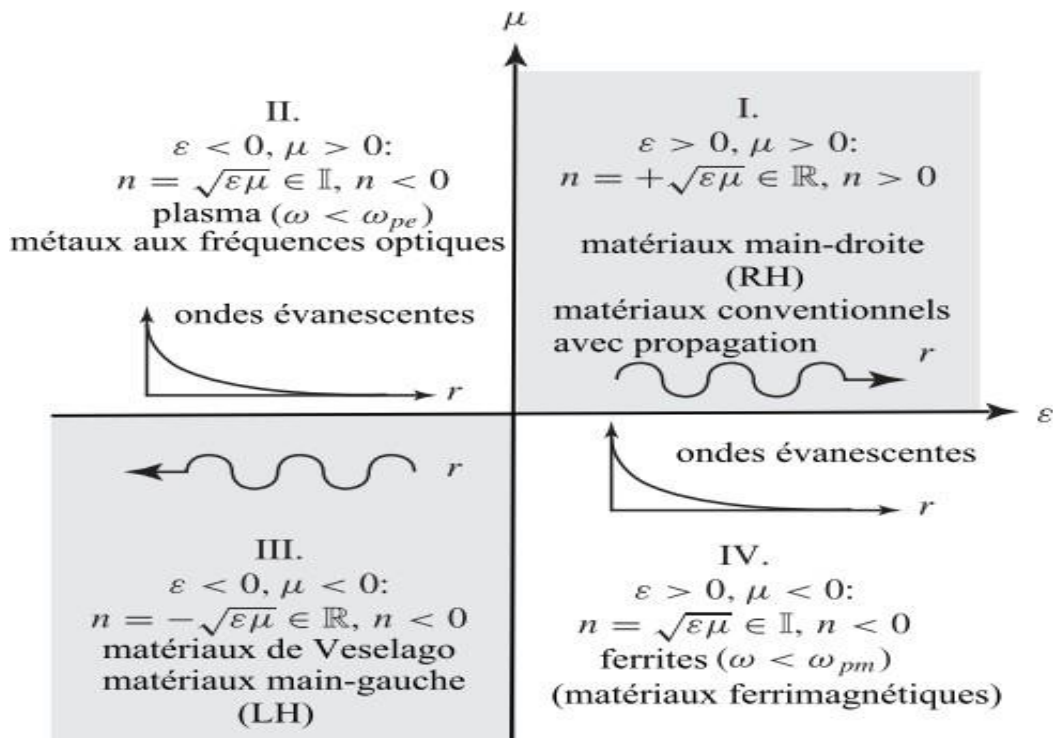


Figure I. 1: propagation d’une onde à travers un milieu selon le signe de ces paramètres constitutifs (permittivité et perméabilité) [5].

Dans la nature, il n’existe aucun matériau de ce type. Il existe des matériaux de permittivités négatives ou de perméabilités négatives, mais aucun ne présente les deux phénomènes simultanément. Pour le créer, il a fallu associer deux structures que J. Pendry explicite en 1998 à travers les deux articles fondateurs des matériaux à indice de réfraction négatif. Le premier montre qu’un réseau de fils métalliques parallèles a un comportement de type plasma et présente ainsi une permittivité négative [6]. Le deuxième présente un arrangement de résonateurs à anneaux fendus, ou Split Ring Résonateur (SRR) qui ont des réponses du type de celles des matériaux magnétiques et donc révèle une perméabilité négative [7].

En général. La réponse électromagnétique d’un matériau quelconque face à une onde Électromagnétique incidente est déterminée par ses deux paramètres intrinsèques ϵ_r et μ_r donc, selon les signes de ϵ_r et μ_r , quatre combinaisons sont possibles. La Figure I.1 représente les différents types de matériaux selon ces combinaisons. Les cadrans 1 et 4 sont les zones qui satisfont l’équation de propagation.

Le cas où $\epsilon_r > 0$ et $\mu_r > 0$ (main droite) représente le cas des matériaux classique comme les diélectriques. Le cas où $\epsilon_r < 0$ et $\mu_r < 0$ (main gauche) représente le cas de méta- matériaux.

Les zones 2 et 3 sont des zones où l'onde ne se propage pas (onde évanescente). Le cas où $\epsilon_r > 0$ et $\mu_r > 0$ représente le cas des ferrites. Le cas où $\epsilon_r < 0$ et $\mu_r < 0$ représente le cas des plasmas. Revenons au cas qui nous intéresse (cadran 4), comme noté auparavant, les métamatériaux appelés également matériaux main gauche ou encore matériaux doublement négatifs n'existent pas dans la nature.

La vitesse de phase est définie par l'équation (I.2) et la vitesse de groupe par l'équation (I.3)

$$V_\phi = \frac{\omega}{K} \quad (\text{I.2})$$

$$V_g = \frac{\partial \omega}{\partial K} \quad (\text{I.3})$$

V_g : vitesse de groupe

V_ϕ : vitesse de phase

K : Vecteur d'onde

ω : Pulsation angulaire

Le fait que les trois vecteurs \vec{E} , \vec{H} , \vec{k} . Forment un trièdre indirect implique que la vitesse de phase et la vitesse de groupe de l'onde sont dans des directions opposées :

Milieu main droite : $V_\phi > 0$ ($k > 0$) et $V_g > 0$

Milieu main gauche : $V_\phi < 0$ ($k < 0$) et $V_g > 0$

Le fait que soit toutes les deux négatives implique réfraction n du milieu est négatif, car :

Comme nous concluons qu'avec ϵ et μ simultanément positives, Les vecteurs \vec{E} , \vec{H} , \vec{K} . Forment un trièdre direct ou main droite (Figure II.2.a). l'énergie est décrit par le vecteur de poyting qui s'écrit :

$$\vec{P} = \vec{E} \times \vec{H} \quad (\text{I.4})$$

Par conséquent \vec{P} et \vec{K} suivent la même direction.

Nous pouvons également déduire qu'une autre possibilité satisfait cette équation. C'est le cas où ϵ et μ sont simultanément négative. Dans ce cas, les vecteurs $\vec{E}, \vec{H}, \vec{K}$ forment un trièdre indirect ou main gauche (Figure I.2.b). C'est l'hypothèse théorique qui était introduite pour la première fois en 1964 par Veselago [8]. Le chercheur russe a exposé

Plusieurs propriétés physique d'un tel matériau qui n'existe pas dans la nature d'où le nom de méta matériau. Ces propriétés seront exposées par la suite.

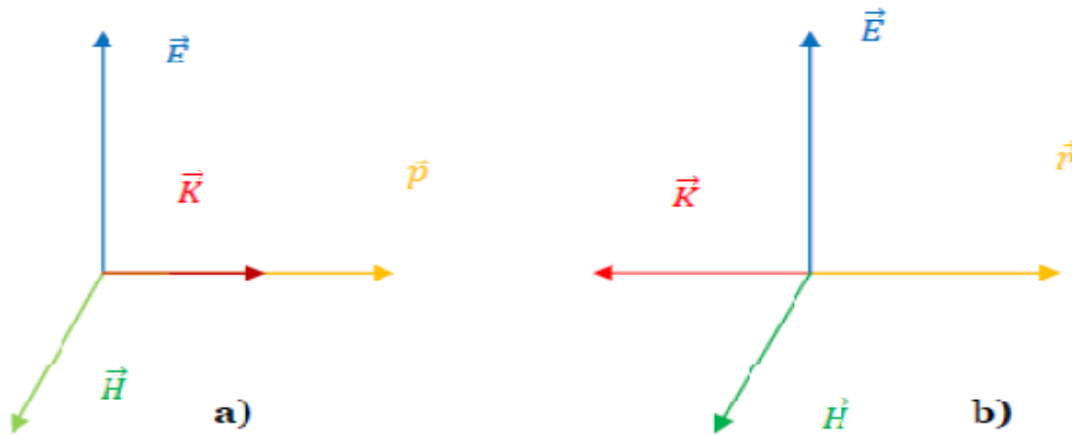


Figure I. 2: (a) Trièdre direct (matériaux main droite) et (b) trièdre indirect (matériaux main gauche)

Cela provoque l'inversion de la loi de snell-descartes .car lors du passage d'un milieu man droite à un milieu gauche. L'onde réfractée sera transmise du même côté de la normal que l'onde incident [9].Figure (I.3)

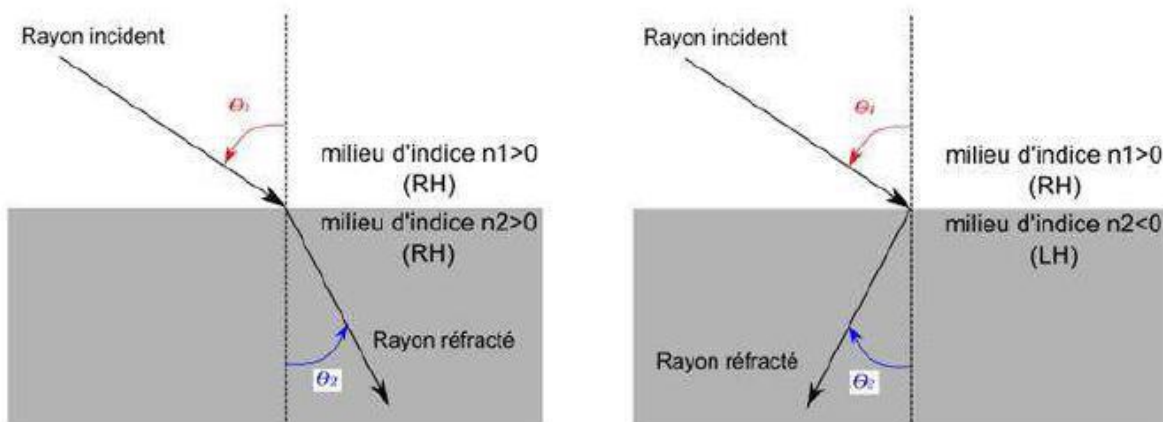


Figure I. 3: Loi de snell-descartes lors du passage d'une] onde d'un milieu man droite (a) vers un milieu main droite (angle positif), (b) vers un milieu main gauche (angle négatif)[8]

Les matériaux main gauche impliquent d'autres changements sur des phénomènes physiques bien connus, comme l'inversion de l'effet doppler, l'inversion de l'effet cerenkovet l'inversion de la convergence et de la divergence dans les lentilles concaves et convexes respectivement [8].

I. 3. Paramètres S :



Figure I. 4: Signaux aux bornes d'un dispositif micro-onde.

Soit :

a_1 : Champs électriques de l'onde entrante à l'entrée de la composante.

a_2 : Champs électriques de l'onde entrante à la sortie de la composante.

b_1 : Champs électriques de l'onde sortante à l'entrée de la composante.

b_2 : Champs électriques de l'onde sortante à la sortie de la composante.

À partir de ces variables, on définit les paramètres S :

$$\mathbf{S}_{11} = \frac{b_1}{a_1} \quad \mathbf{S}_{21} = \frac{b_2}{a_1} \quad \mathbf{S}_{12} = \frac{b_1}{a_2} \quad \mathbf{S}_{22} = \frac{b_2}{a_2} \quad (\text{I.5})$$

Tel que :

\mathbf{S}_{11} = coefficient de réflexion à l'entrée.

\mathbf{S}_{21} = coefficient de transmission.

\mathbf{S}_{12} = isolation.

\mathbf{S}_{22} = coefficient de réflexion à la sortie.

Dans le domaine des hyperfréquences, un quadripôle est généralement défini par ses paramètres S (paramètres de répartition) qui permettent de définir complètement les

caractéristiques d'un multi-pôle linéaire ne comportant pas de sources d'énergie internes et en particulier d'un quadripôle linéaire passif tel qu'un filtre (passif). Le graphe de fluence des paramètres S est présenté sur la figure I.5 [16_17]

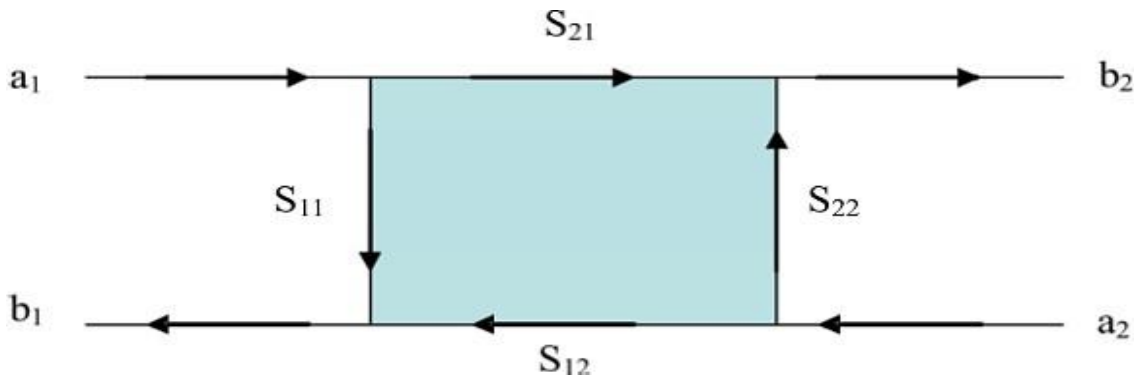


Figure I. 5: Graphe de fluence d'un quadripôle.

Les ondes sortantes \mathbf{b}_i sont liées aux ondes entrantes \mathbf{a}_i par :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{b}_1 \\ \mathbf{b}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{S}_{11} & \mathbf{S}_{12} \\ \mathbf{S}_{21} & \mathbf{S}_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{a}_2 \end{bmatrix} = [\mathbf{s}] \begin{bmatrix} \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{a}_2 \end{bmatrix} \quad (\text{I.6})$$

I.4. Types des résonateurs à activité magnétique :

Le résonateur SRR est un anneau métallique avec une fente gravée sur la structure et fonctionne comme une structure résonnante LC [18]. Ces SRR peuvent être arrangés dans une rangée pour former un matériau qui montre des valeurs négatives de μ et ainsi des valeurs négatives de l'indice de réfraction. Cette structure montre une résonance magnétique à une fréquence particulière. La position de cette fréquence de résonance peut être variable en changeant les différents paramètres géométriques de SRR [19]. Le SRR peut avoir différents types de structures. Il peut avoir des anneaux simples ou doubles avec des fentes simples ou multiples. L'anneau peut être circulaire ou carré, et que ce soit sur une ou deux faces du substrat.

Comme il est mentionné ci-dessus, le SRR est constitué d'un ou plusieurs anneaux métalliques avec une fente présentée dans un certain bras de sa structure. Quand un courant circule dans l'anneau nous avons un moment dipolaire magnétique. Le moment dipolaire vectoriel produit est perpendiculaire au plan de l'anneau. L'anneau métallique agit en tant qu'enroulement (l'inductance L) et la fente dans l'anneau crée un condensateur parallèle

(capacité C). La combinaison d'un enroulement avec un condensateur nous donne un circuit LC [20,21]. Donc les SRR se comportent comme des circuits LC.

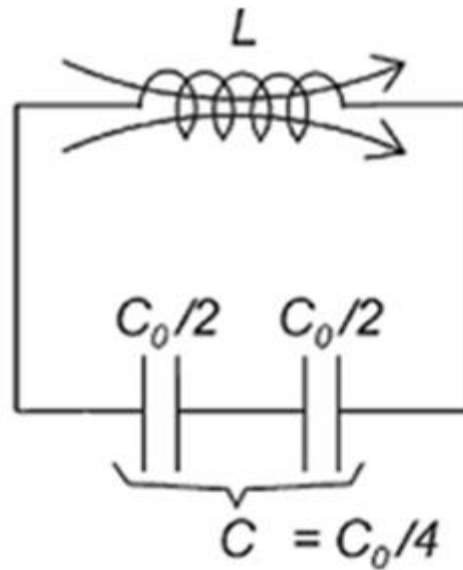


Figure I. 6: Le circuit équivalent de SRR [20].

I.4.1. Cellule SRR carrée :

Le résonateur en anneau fendu carré ou circulaire introduit par pendry [22] a été dimensionné pour un fonctionnement en bande x [8,2 GHz ; 12,4 GHz]. Le coté externe du carré est égal à 3 mm, la largeur de la piste en cuivre est de 0,33 mm, la largeur de la coupure des anneaux est de 0,33 mm et l'espacement entre les deux anneaux est de 0,33 mm (figure I.7). Le substrat utilisé est le RO4003C de chez Rogers qui présente une permittivité relative de 3.38, des pertes tangentielles de l'ordre de 0,0027 et une épaisseur de 0,81 mm ce substrat sera aussi utilisé pour la plupart des autres résonateurs dans ce chapitre [23].

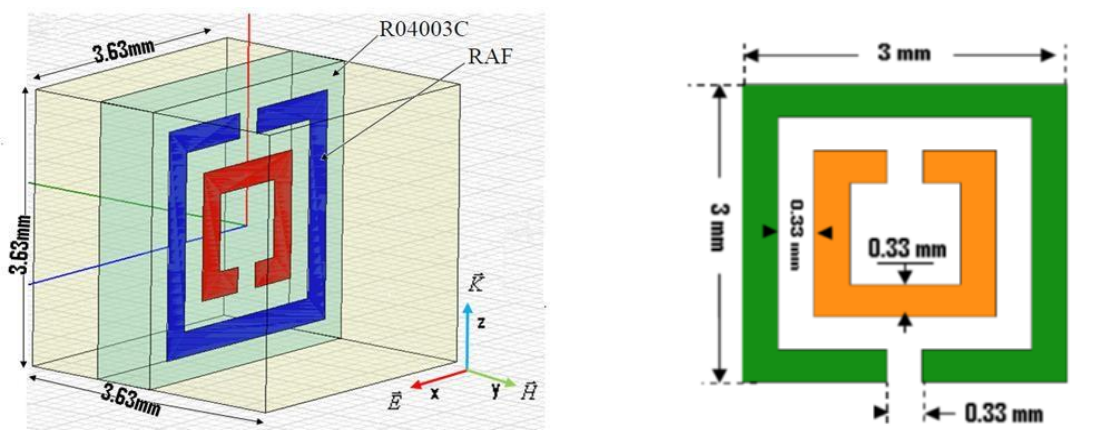


Figure I. 7: Représentation et dimensions d'une unité de cellule du SRR carrée [23].

La figure I.8 représente les coefficients de réflexion S11 et de transmission S21 en dB du SRR carré présenté dans la figure I.7. Nous remarquons que le SRR présente une transmission de -24.38 dB pour une fréquence de 7.0 GHz dans le premier cas où le champ \vec{E} est orienté selon l'axe y. cette résonance est une résonance magnétique et électrique obtenue suite à une pénétration du champ à travers les anneaux et produit un courant induit circulant sur les anneaux et aussi excite les coupures des anneaux.

Pour le deuxième cas qui présente un champ électrique \vec{E} orienté suivant l'axe z, les résultats montrent une fréquence de résonance de 6.71 GHz avec une transmission de -23,42 dB [23].

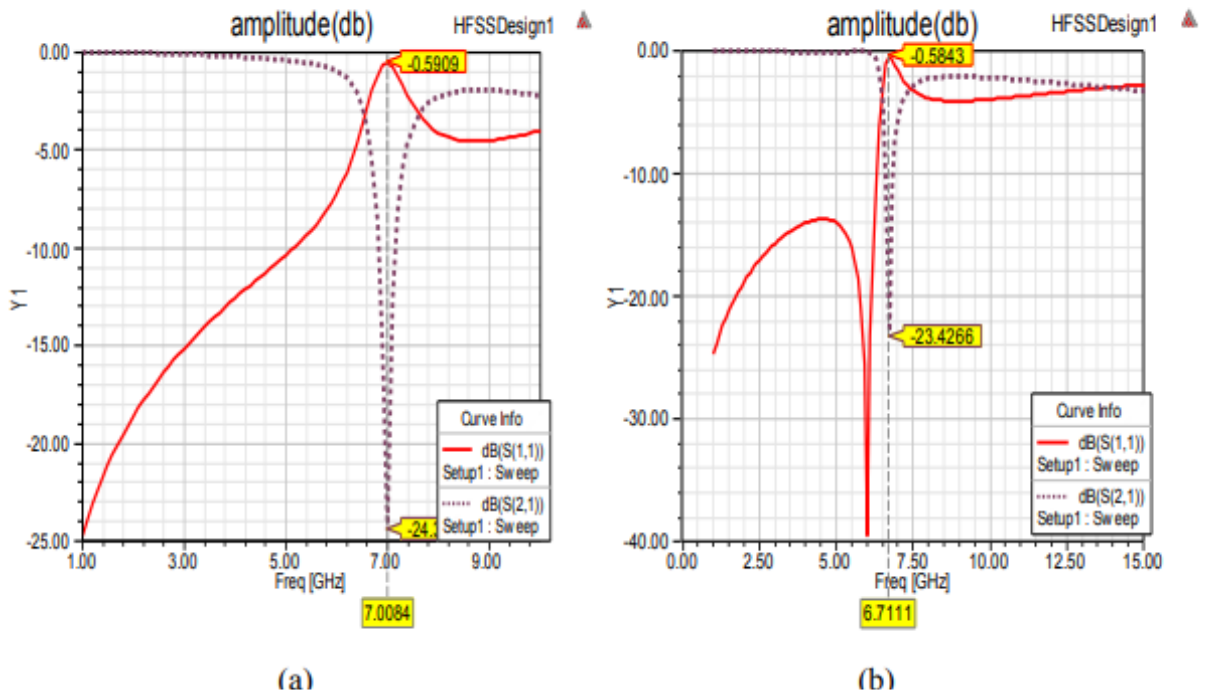


Figure I. 8: Coefficients de réflexion et transmission en dB : (a) \vec{E} selon l'axe y. (b) \vec{E} selon l'axe z [23].

I.4.2. Cellule SRR circulaire :

Dans cette partie nous allons présenter un autre motif métallique qui permet d'avoir une perméabilité négative autour de sa fréquence de résonance

La figure I.9 présente un résonateur circulaire formé par deux anneaux concentriques de diamètres extérieurs de 3 mm et de 2.34 mm respectivement. Le SRR est déposé sur un substrat de type RO4003C de ROGERS de permittivité relative 3.38 et de pertes tangentielles de 0.00197.

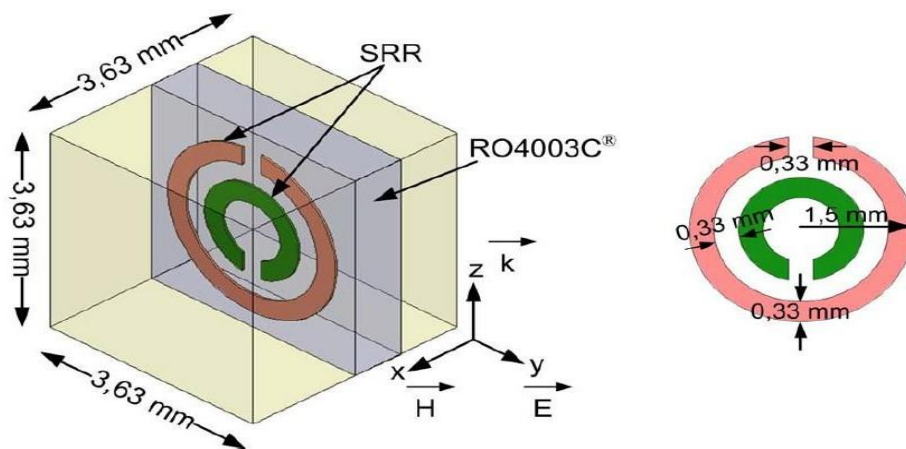


Figure I. 9: Représentation et dimensions d'une unité de cellule du RAF circulaire [23].

La figure I.10(a) présente les coefficients de transmission et de réflexion en dB. Pour le premier cas où le champ électrique \vec{E} est polarisé suivant l'axe y et le vecteur d'onde \vec{K} est orienté suivant l'axe z, cette structure présente une fréquence de résonance de 11.09 GHz et une transmission de -26.95 dB. Pour le deuxième cas, le champ \vec{E} est orienté suivant l'axe z et la propagation se fait suivant l'axe y comme le montre la figure I.10 (b). Dans ce cas le SRR circulaire présente un coefficient de transmission de l'ordre de -23.50 dB avec une fréquence de résonance de 10.61 GHz [23].

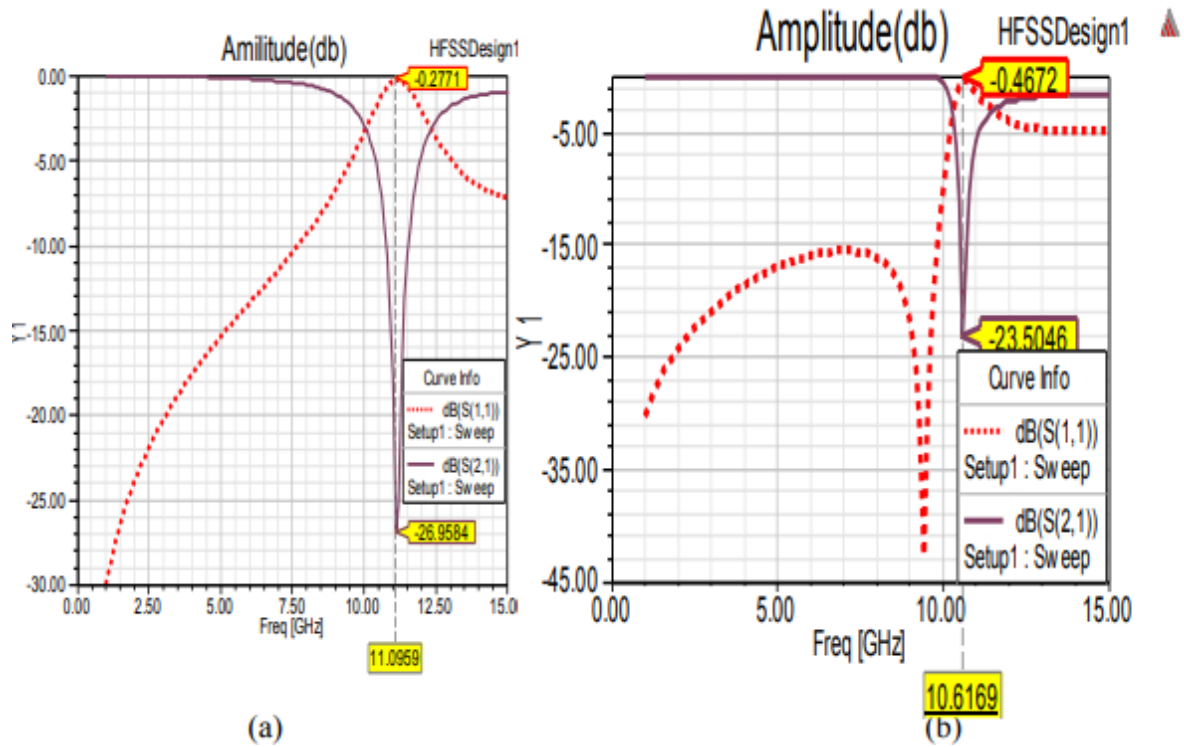


Figure I. 10: Coefficients de réflexion et transmission en dB : (a) \vec{E} selon l'axe y. (b) \vec{E} selon l'axe z [23].

Tout comme le SRR, ce motif est équivalent à un circuit LC en série, et la fréquence de résonance peut s'écrire alors :

$$f_{\text{res}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad \text{I.7)}$$

f_{res} : Fréquence de résonance

L : Inductance

C : Capacité

I.4.3. Broadside coupled SRR « BC-SRR »:

Dans [23], a étudié la bi-anisotropie existant dans les SRRs. Les résonateurs carrés ou circulaires présentent un couplage électromagnétique dans le cas où le vecteur d'onde \vec{k} ne respecte pas la symétrie de la structure [24]. Les motifs introduits par [23] devraient donc éliminer le phénomène de couplage magnéto-électrique. Le résonateur à activité magnétique présenté est appelé donc broadside- coupled SRR « BC-SRR » qui peut être carré ou circulaire [23].

La figure I.11 présente une unité de cellule du BC- SRR carré. Notons que le BC- SRR est composé de deux anneaux déposés sur les deux faces du substrat diélectrique chacun

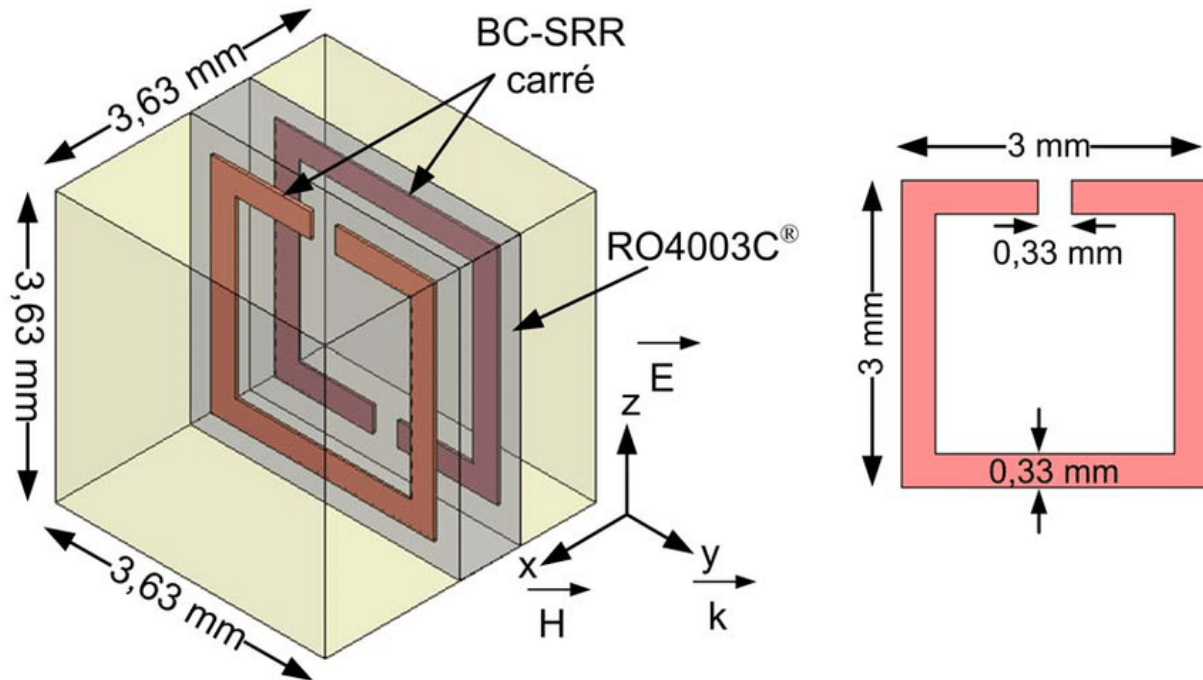


Figure I. 11: Représentation et dimensions d'une unité de cellule du BC- SRR [23].

I.4.4. Cellule BC-SRR circulaire :

Le BC-SRR circulaire est identique à celui carré, ils ont les mêmes caractéristiques, il est composé de deux anneaux circulaire déposés sur les deux faces du substrat. Les dimensions des anneaux sont celles de la structure étudiée du SRR circulaire (figure I.9).

La configuration du BC-SRR circulaire est donnée par la figure I.12 les résultats de simulation montrent une transmission de -24.95 dB avec une fréquence de résonance de 9. 21 GHz [23].

Le BC-SRR circulaire est caractérisée aussi par une partie réelle de la perméabilité négative dans une bande étroite autour de la fréquence de résonance qui varie de 0 à -6.92.

En dehors de cette bande, la partie réelle de la perméabilité est positive comme le montre la figure I.12 (b) [23].

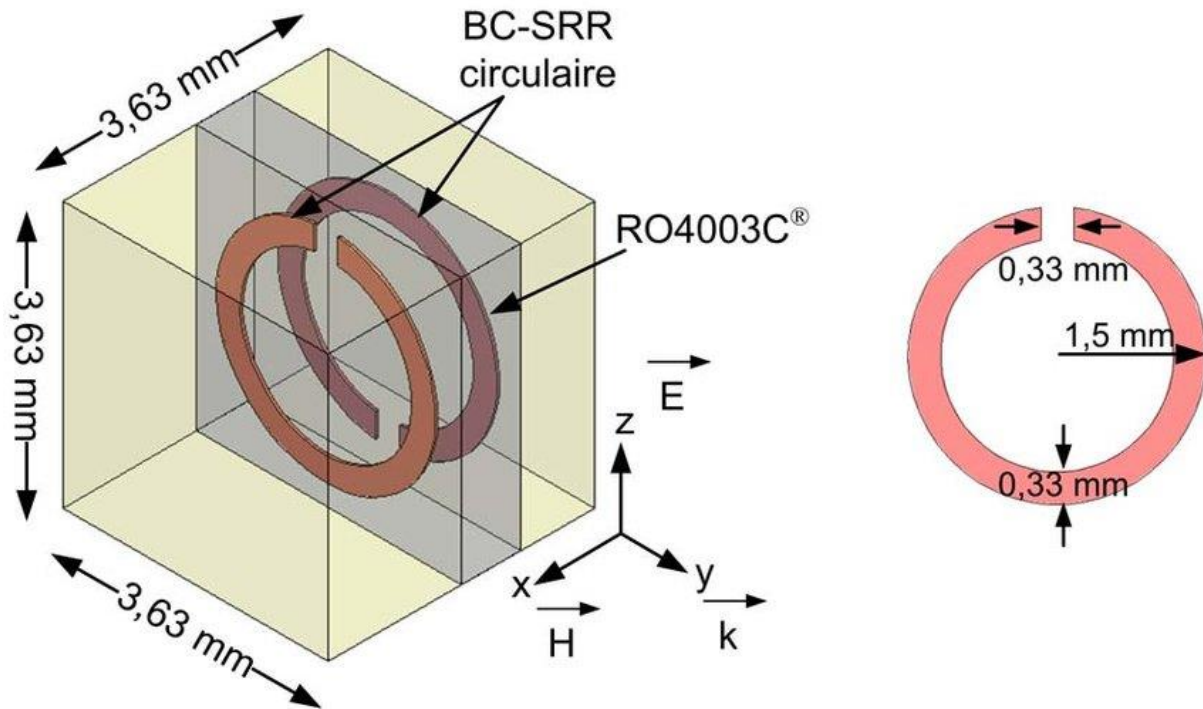


Figure I. 12: Représentation d'une unité de cellule de BC-SRR circulaire [23].

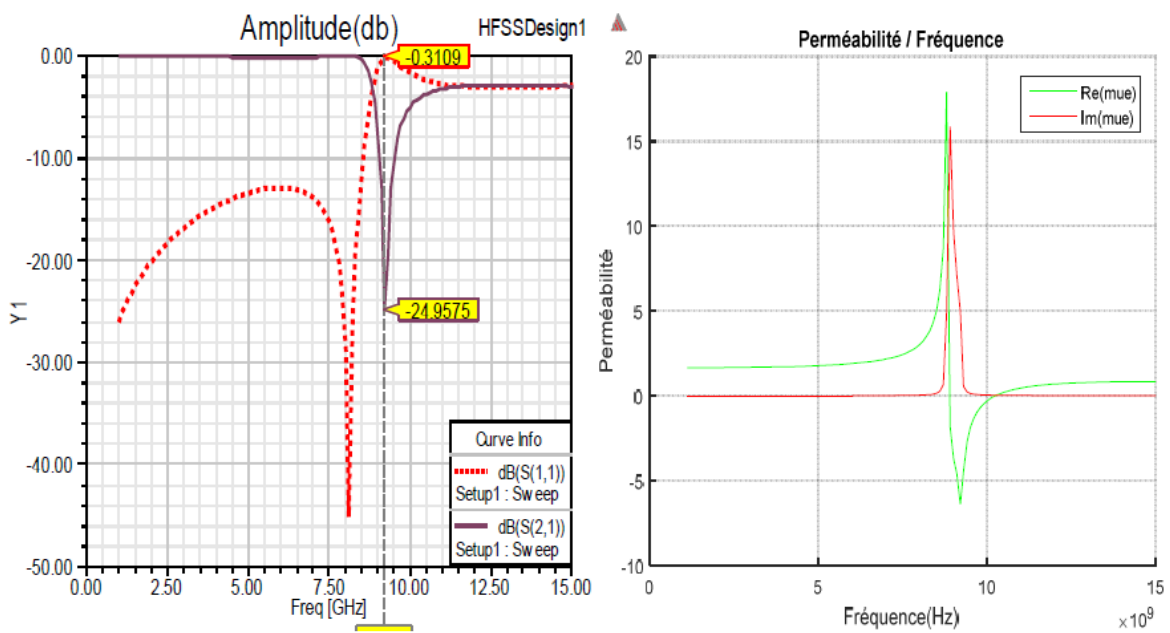


Figure I. 13: BC-SRR circulaire avec $\vec{\mu}$ selon z : (a) Réflexion et transmission en dB. (b) Parties réelle et imaginaire de la perméabilité effective [23].

I.4.5. Cellule C-SRR:

La C-SRR en anglais a été introduite par O'Brien [25]. Cette structure est composée de deux SRRs en C déposés sur une face du substrat comme le montre la figure I.14. Pour la simulation, nous nous intéressons seulement au cas où le champ électrique \vec{E} est polarisé suivant l'axe z et le vecteur d'onde \vec{k} est suivant l'axe y . les coefficients de transmission et de réflexion sont présentés dans la figure I.15 (a). Nous pouvons noter qu'à la fréquence de résonance $f_{res}=13.29$, le C-SRR présente une transmission de -24,52db.

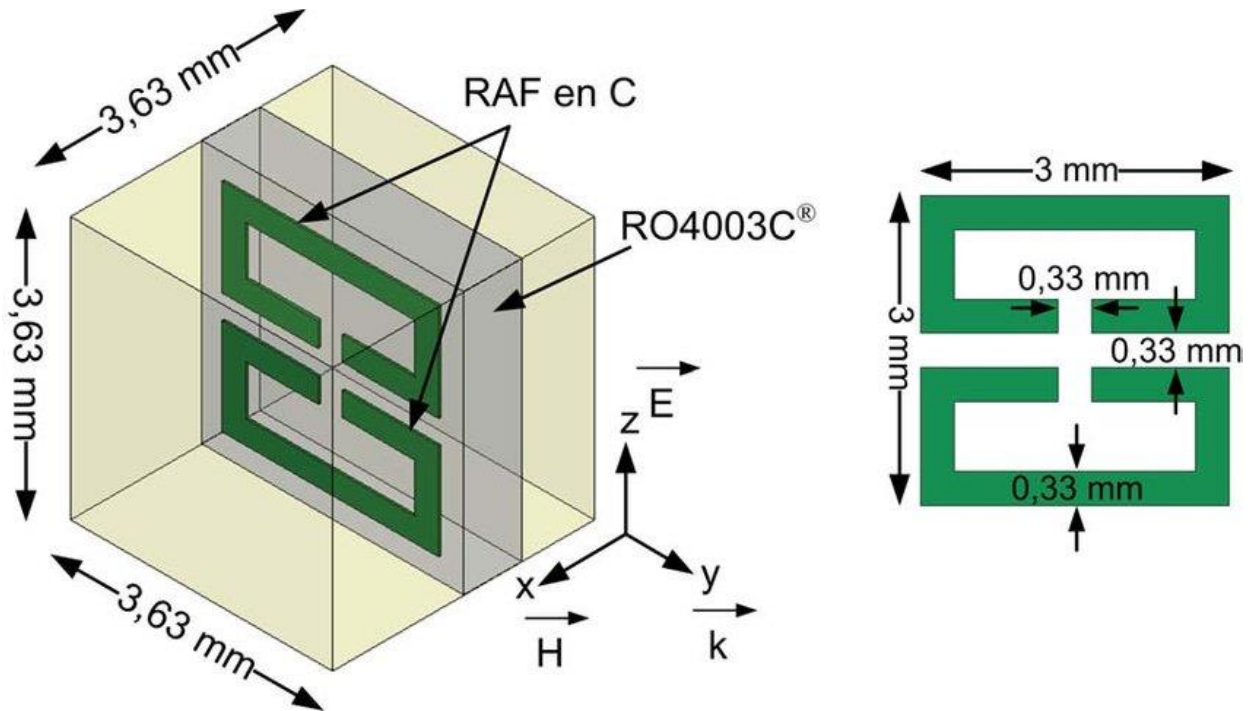


Figure I. 14: Représentation et dimensions d'une unité de cellule d'un SRR en double c [23].

Les variations de la partie réelle et imaginaire de la perméabilité effective du C-SRR sont illustrées dans La figure I.15 (b), ces paramètres sont calculés par la méthode de Smith.

Nous pouvons constater que cette méthode donne une valeur de -3.9 de la partie réelle de la perméabilité à la fréquence de résonance et pour une bande étroite. En dehors de cette bande $Re(\mu_{eff})$ est positif [23].

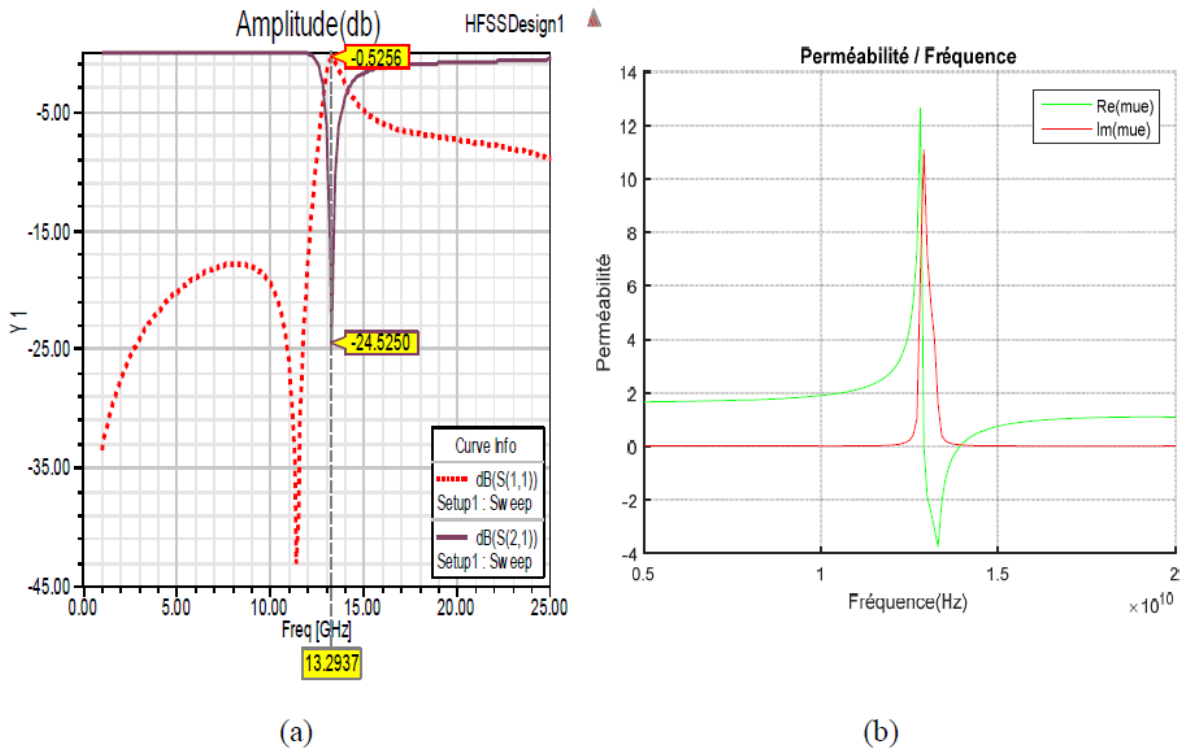


Figure I. 15: SRR en double C avec \vec{E} selon z : (a) Réflexion et transmission en dB. (b) Parties réelle et imaginaire de la perméabilité effective [23].

I.5. Les métamatériaux et leurs applications de filtrage :

Le premier travail était la simulation d'un filtre coupe bande basé sur un réseau de cellules SRR (résonance anneau divisé) et une ligne de transmission 50 Ω (figure I.16), les résultats obtenus par cette équipe montrent un phénomène coupe bande autour de la fréquence de résonance de la cellule SRR [26].

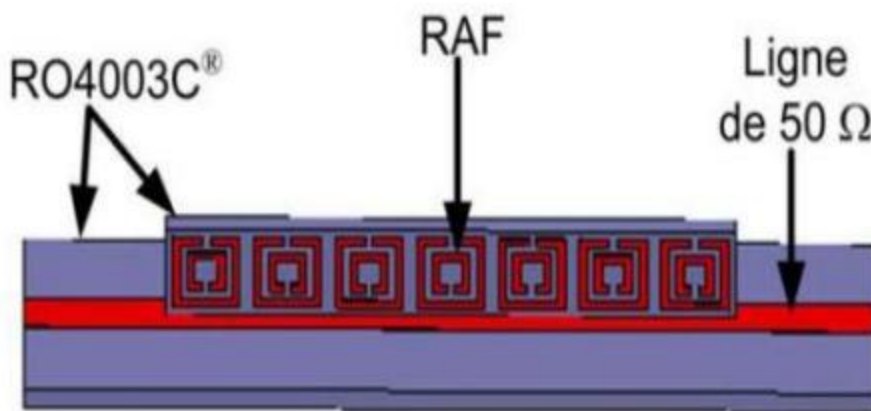


Figure I. 16: SRRs associés à une ligne micro-ruban de 50Ω [26].

La structure est simulée et extraite pour une bande de fréquences allant de 7 GHz à 13 GHz. Les amplitudes normalisées de S_{11} et de S_{21} sont données sur la figure .I.17
 Les résultats de simulation montrent la valeur de coefficient de transmission S_{21} a -19 dB pour la fréquence 9.8 GHz.

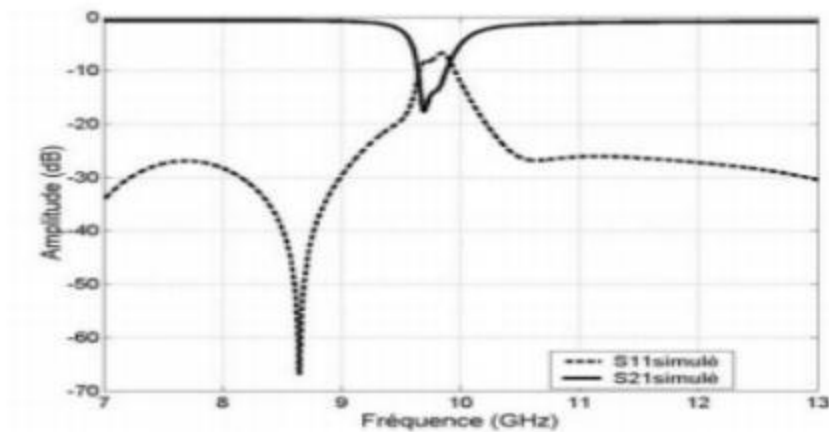


Figure I. 17: Résultats de simulation pour les SRRs associés à une ligne micro-ruban de 50Ω [26].

D'autres travaux impliquent la réalisation d'un filtre basé sur un réseau de cellules SRR (résonance anneau divisé) et de petits résonateurs à bande (Fig. I.18) [26]. Les résultats obtenus montrent ce comportement de la bande passante autour de la fréquence de résonance de la cellule SRR. (Figure I.18).

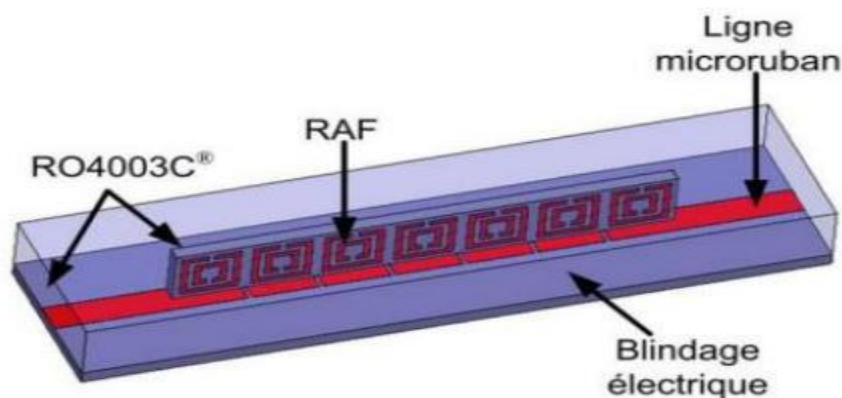


Figure I. 18: SRR associés aux résonateurs micro-rubans [26].

Dans une autre approche de conception, il existe deux structures traditionnelles de filtres associées aux résonateurs SRR et au CSRR afin d'éliminer les plages parasites de filtres

et d'améliorer le rejet. [28] La première structure est basée sur un filtre de ligne interconnecté fabriqué à partir de la technologie de bande SRR imprimée à proximité des lignes (Fig. I.19 (a)). La seconde structure est également basée sur un filtre de ligne de conjugaison, Avec les cellules CSRR (Fig. I.19 (b)).

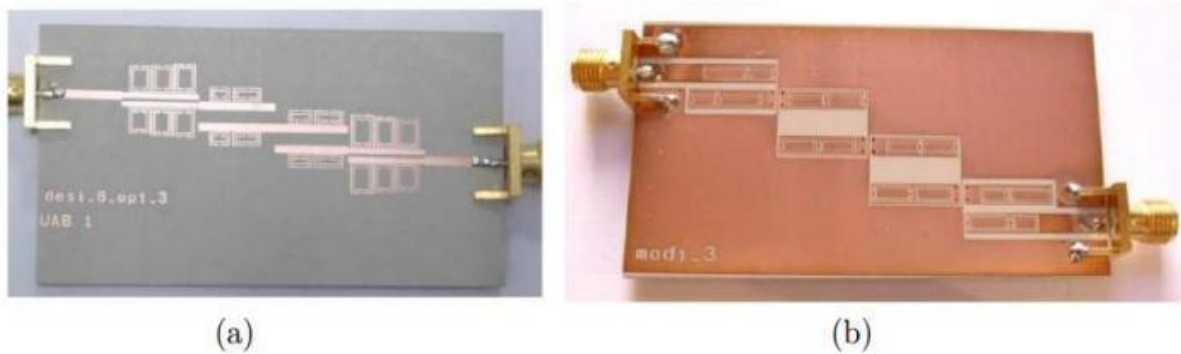


Figure I. 19: Structure de filtres à ligne couplée (a) filtre à ligne couplée associée à des cellules SRR(b) Filtre à ligne couplée chargée par des cellules CSRRs [27].

I.6. La technologie micro ruban :

Cette technologie est constituée d'un ruban métallique situé sur une face du substrat, le plan de masse étant déposé sur l'autre face du substrat (Figure I.20).

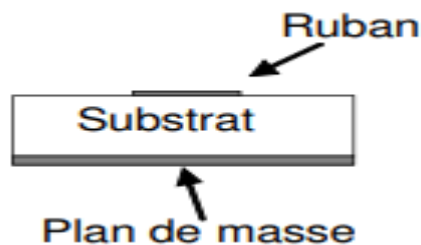


Figure I. 20: configuration d'une ligne en technologie micro ruban

Le mode propagé est un mode quasi-TEM dont la distribution des lignes de champs est présentée sur la figure I.21. Cette technologie est très utilisée par les concepteurs de dispositifs hyperfréquences à base du méta matériaux car elle permet une grande souplesse topologique. En effet, la fabrication des circuits est bien maîtrisée et le report d'éléments discrets est assez facilement réalisable. De plus, les circuits micro ruban sont assez aisément reproductibles [28].

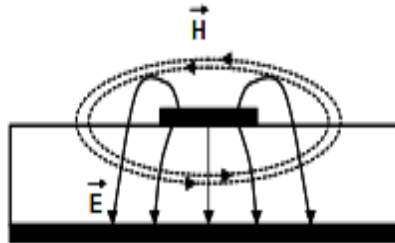


Figure I. 21: configuration des champs électrique (E) et magnétique (H) pour une ligne de transmission en technologie micro ruban.

I.7. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous nous sommes concentrés sur les définitions de base sur les métamatériaux et ses structures.

Les paramètres S des structures artificielle SRR. Ces derniers sont des boucles métalliques fendues créant une résonance LC assimilable à la résonance ferromagnétique.

Chapitre II :

Biocapteurs

II.1 Introduction :

Ce chapitre présente des caractéristiques générales sur les biocapteurs, le principe de fonctionnement de ces instruments analytiques, et les différents principes de bioréception et de transduction.

II.2 Définition d'un biocapteur :

Un biocapteur est un outil ou système analytique conçu pour transformer une réponse biologique en un signal électrique [29]. Ce dispositif est basé sur l'accouplement spatial direct d'un composé biologiquement actif immobilisé, appelé "biorécepteur" ou "élément de reconnaissance biologique", avec un transducteur qui agit en tant que détecteur [31] [30].

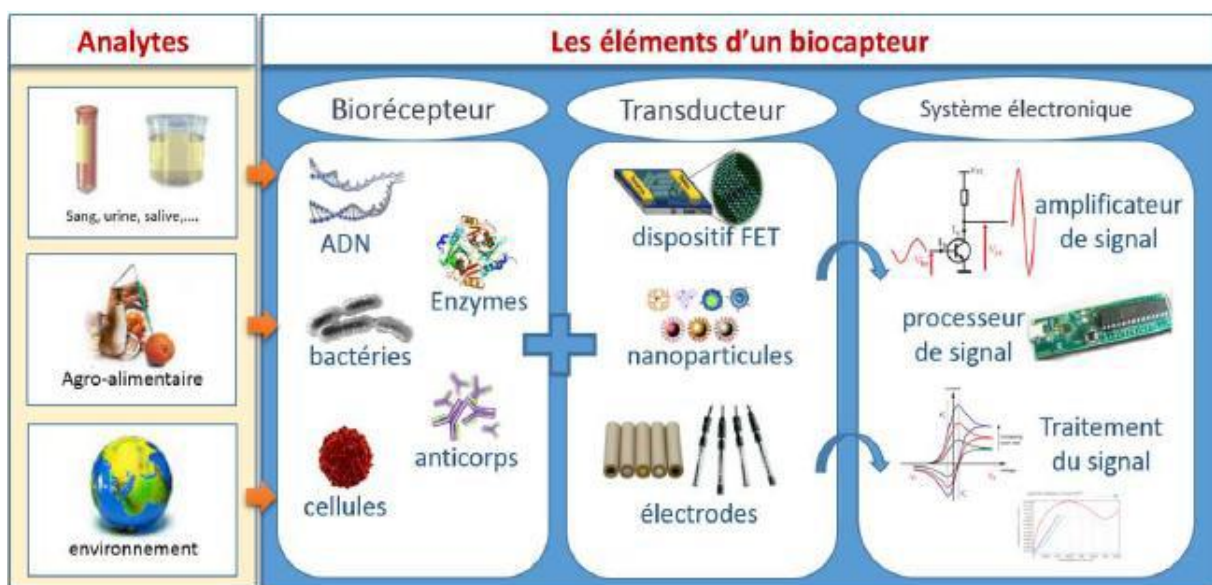


Figure II. 1 : Schéma du principe de fonctionnement d'un biocapteur.

II.3 Caractéristiques d'un biocapteur :

Les principales caractéristiques d'un capteur sont définies de la manière suivante :

Sensibilité : elle est le rapport entre la variation de la réponse du capteur et la variation de la concentration en solution aqueuse auquel il est soumis. Un capteur très sensible sera apte à détecter les plus faibles variations. Cette caractéristique dépend essentiellement du matériau sensible et de son affinité avec la molécule cible [32].

Temps de réponse : la rapidité est caractérisée par le temps que met le capteur à réagir à une variation brusque du mesurande. Cependant la valeur finale étant le plus souvent atteinte de

manière asymptotique, elle correspond au temps nécessaire pour que le capteur délivre une certaine portion α de la pleine amplitude du signal.

La connaissance du temps de réponse d'un capteur est un élément essentiel lors de la réalisation de mesures [30].

Sélectivité : un capteur est dit sélectif, si la variation du signal de sortie est due uniquement à la seule grandeur (physique, chimique, biologique...) qu'on veut mesurer [30]. Elle représente par conséquent la capacité du capteur à détecter une molécule cible indépendamment des autres molécules en présence [32].

Stabilité : elle définit la propension du capteur à conserver une réponse constante au cours du temps [32].

II.4 Techniques hyperfréquences pour la caractérisation de liquides :

Les techniques de mesures des propriétés diélectriques de matériaux ont été étendues à la caractérisation de liquides, dans un premier temps ces techniques ont été classées en trois catégories [33] :

- Les techniques réflectométriques.
- Les techniques en transmission.
- Les techniques résonantes.

II.5. Techniques de mesure en réflexion:

II.5.1 Câble coaxial :

Les sondes coaxiales sont très largement utilisées pour l'analyse non-invasive de liquides.

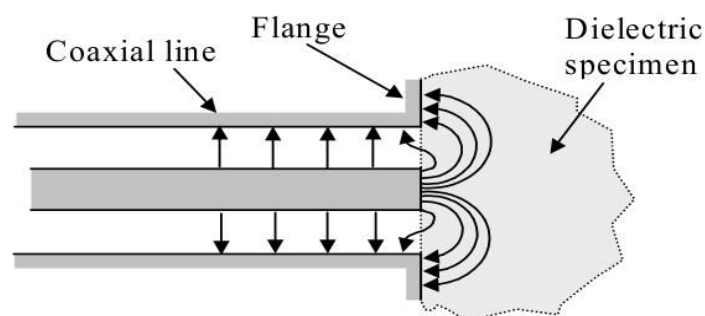


Figure II. 2: Représentation des lignes de champ électrique se propageant dans un câble coaxial[33].

Des effets de bord à l'extrémité du câble (lignes de champ électrique pénétrant dans le matériau placé en bout de câble).

Le principe de fonctionnement de ces sondes coaxiales est le suivant : quand une onde TEM se propage dans le câble. Elle est réfléchiée à l'extrémité du coaxial (lignée en circuit ouvert) ou les lignes de champ électrique pénètrent dans le matériau placé à l'extrémité du câble. Le coefficient de réflexion Γ dépend donc de la permittivité complexe ϵ^* du dit matériau [33].

Cependant, malgré les avantages d'une telle technique de caractérisation (rapidité de mise-en-œuvre ; existence de solutions clefs-en-main), les sondes coaxiales souffrent d'un niveau d'incertitude sur la mesure de la permittivité complexe [33].

II.5.2 Guide d'onde volumique :

Un autre choix consiste en l'utilisation de guide d'onde volumique (guide rectangulaire, par exemple).

La Figure II.3. (a) montre une représentation du dispositif de mesure avec l'analyseur de réseau vectoriel, le câble coaxial, le guide d'onde rectangulaire et le matériau sous test placé à l'extrémité ouverte du guide d'onde. Le principe de fonctionnement de ces guides d'ondes volumique est le suivant : le liquide placé à l'extrémité du guide d'onde volumique modifie la réactance et la conductance terminales (l'onde réfléchiée est lu par l'analyseur placé) [33].

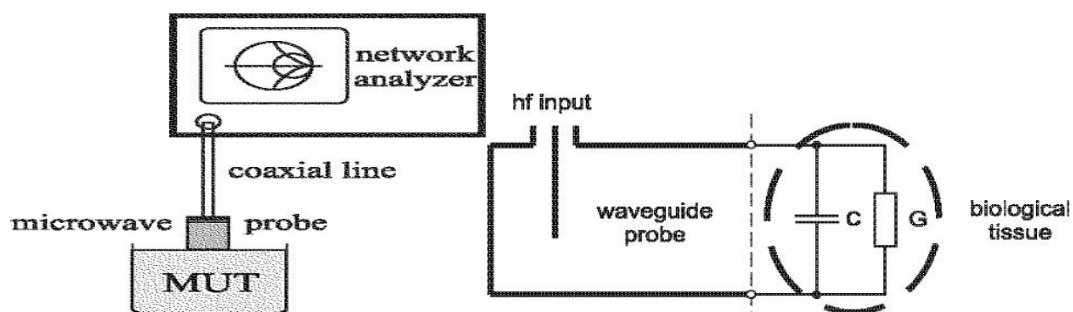


Figure II. 3 Présentation du montage expérimental pour la caractérisation de liquides par un guide d'onde rectangulaire -utilisé en réflexion [33].

Les guides d'onde volumiques sont cependant moins utilisés que les lignes coaxiales car ils sont plus limités en largeur de bande fréquentielle et plus volumineux (ce qui requiert des volumes de fluides sous test plus importants)[33].

II.5.2 Techniques de mesure en transmission:

II.5.2.a Câble coaxial :

Le principe de mesure ici repose simplement sur la caractérisation en transmission d'un câble coaxial dont le diélectrique a été remplacé par le matériau sous test séparant les conducteurs intérieur et extérieur sur une section de longueur l_d [33].

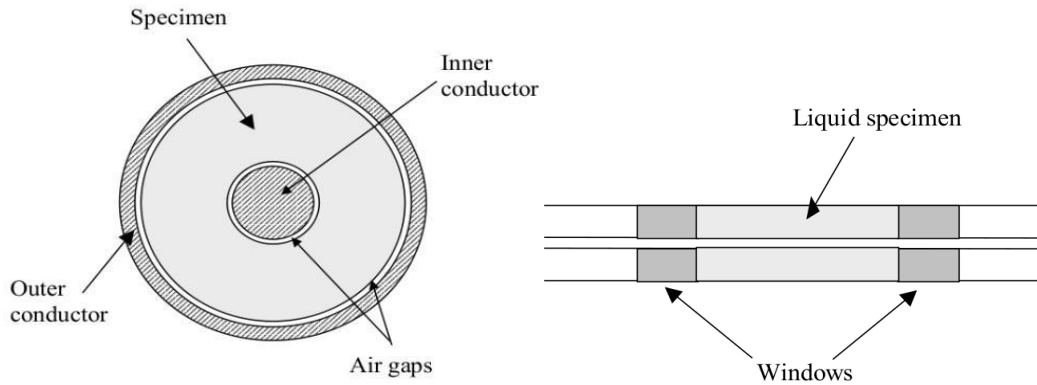


Figure II. 4 : Illustration du câble coaxial mesuré en transmission pour la caractérisation de liquides

Aussi, Toropaine et al. [34] ont développés une technique de caractérisation de liquides aux propriétés diélectriques proches de certains tissus humains. La Figure II.5 montre une représentation du dispositif expérimental avec l'analyseur de réseau vectoriel, la sonde de température et le câble coaxial dont le diélectrique est formé par le liquide sous test [33].

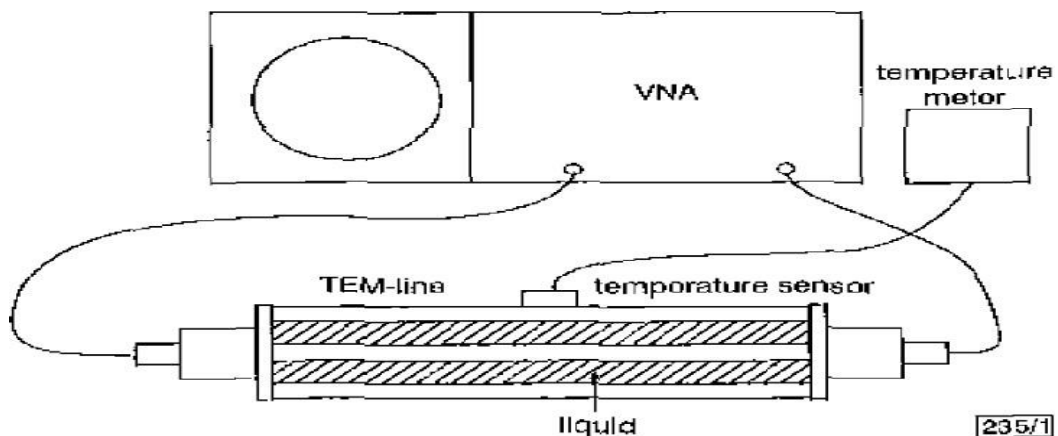


Figure II. 5: Illustration du dispositif expérimental mis au point par Toropaine et al. [34] pour la caractérisation diélectrique hyperfréquence de liquides par sonde coaxial en transmission.

Les sondes coaxiales en transmission possèdent néanmoins un inconvénient essentiel par rapport aux sondes coaxiales en réflexion : leur mise en œuvre n'est pas aussi aisée puisqu'elles nécessitent la mise en œuvre de câbles coaxiaux pour lesquels l'espace entre conducteurs intérieur et extérieur doit être rempli/vidé du liquide sous test. En outre, tout comme les sondes coaxiales en réflexion, les sondes coaxiales utilisées en transmission ne sont pas intégrables sur puce [33].

II.5.2.b. Guide d'onde volumique

H. Esteban et al. ont mis au point un guide d'onde rectangulaire traversé orthogonalement par un tube rempli du liquide sous test [35]. Ils ont atteint un niveau de précision satisfaisant pour la détermination de la permittivité complexe des liquides présents dans le tube grâce à une méthode de caractérisation du dispositif et de traitement numérique des données de mesures. La Figure I.6 présente une vue du guide rectangulaire et du cylindre placé dans le guide. Les guides d'onde volumiques restent des dispositifs encombrants, et donc incompatibles avec des applications de type « laboratoire-sur-puce » [33].

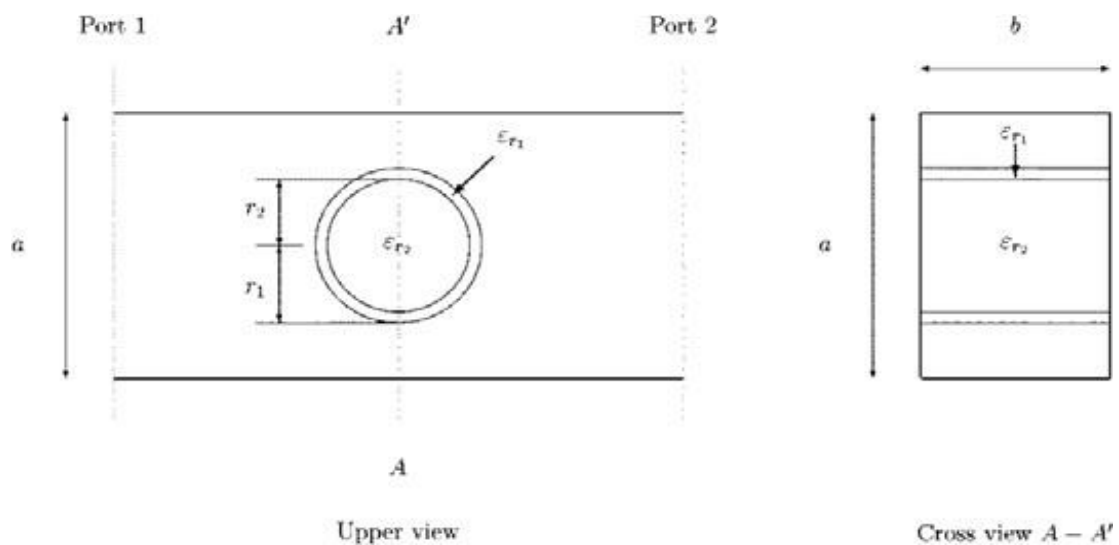


Figure II. 6 : Illustration du dispositif expérimental mis au point par Esteban et al. [35]

pour la caractérisation diélectrique hyperfréquence de liquides à l'aide d'un guide d'onde rectangulaire mesuré en transmission.

II.5.2.c. Guide d'onde miniature :

Les guides d'onde planaires miniatures ont permis de mesurer la permittivité complexe de matériaux qui se présentaient sous forme de « film mince » et destinés à être utilisés comme diélectriques. L'utilisation des guides miniatures pour la caractérisation diélectrique a donc pu s'étendre aux liquides [33].

La Figure II.7. (a) montre une ligne coplanaire en perspective cavalière et en (b) les lignes de champ électrique et magnétique se propageant dans une telle structure. Cette figure montre qu'en plaçant un échantillon fluide sur la face supérieure de la ligne ou dans le volume du diélectrique (la solution la plus simple techniquement étant la première), la propagation du champ électromagnétique sera perturbée par la présence de l'échantillon fluide, aux propriétés diélectriques différentes de celles de l'air ou du substrat [33].

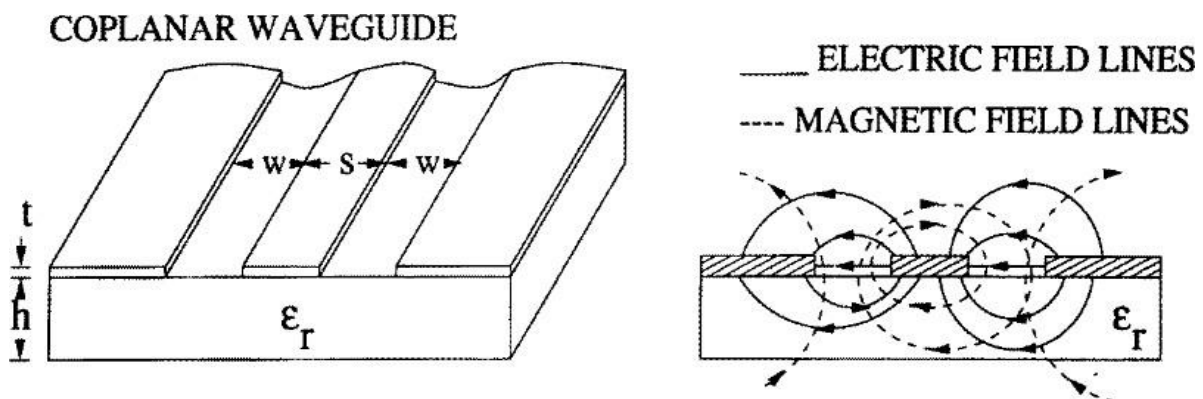


Figure II. 7: (a) guide d'onde coplanaire miniature. (b) Lignes de champ électrique et magnétique se propageant dans la ligne coplanaire [33].

T. Chen et al. a développé un exemple de guide d'onde miniature pour mener des analyses sur des échantillons fluidiques. Le dispositif, est constitué d'un guide d'onde coplanaire et d'une capacité inter-digitée en série [36]. Un canal micro fluide en polymère permet de guider le fluide sous test sur la capacité inter-digitée, là où le champ électrique est le plus intense. La Figure II.8 montre un exemple d'un tel dispositif [33].

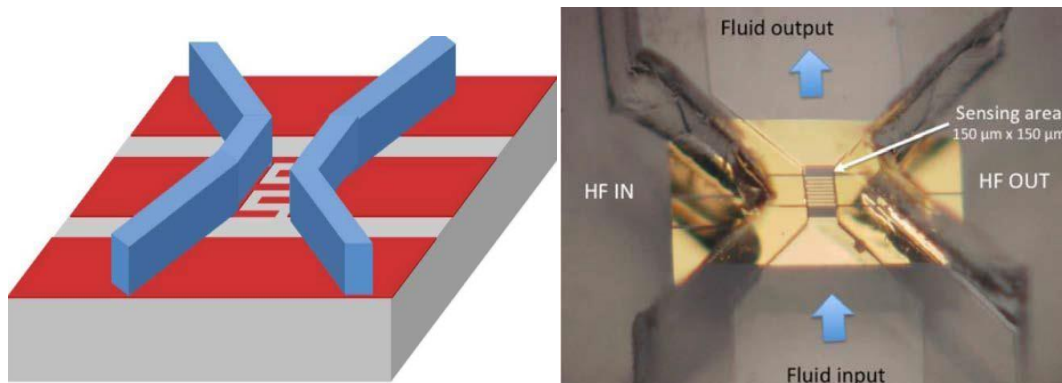


Figure II. 8 : Exemple de ligne coplanaire et de canaux micro fluidiques développés l'équipe pour l'analyse hyperfréquence de liquides biologiques [36].

II.6. Dispositifs résonants :

Les structures hyperfréquences résonantes sont réputées plus sensibles que les dispositifs large bande pour la caractérisation diélectrique de matériaux en général, et pour la caractérisation de liquides en particulier. La contrepartie à la sensibilité tient au fait que les dispositifs résonants ne peuvent déterminer la permittivité complexe du matériau sous test qu'à la fréquence de résonance de la structure (ainsi qu'aux éventuelles fréquences harmoniques) ; contrairement aux guides d'onde qui permettent de caractériser les matériaux dans une bande de fréquence complète [33].

II.6.1 Cavité résonantes :

Les cavités résonantes sont constituées de cylindres aux parois métalliques permettant de confiner le champ électromagnétique à l'intérieur du volume de la cavité. Deux accès placés sur le flanc du cylindre permettent d'exciter le champ électromagnétique dans la structure. Différents modes peuvent exister dans une cavité résonante : modes TM_{0n0} (n est un entier), modes TE [33].

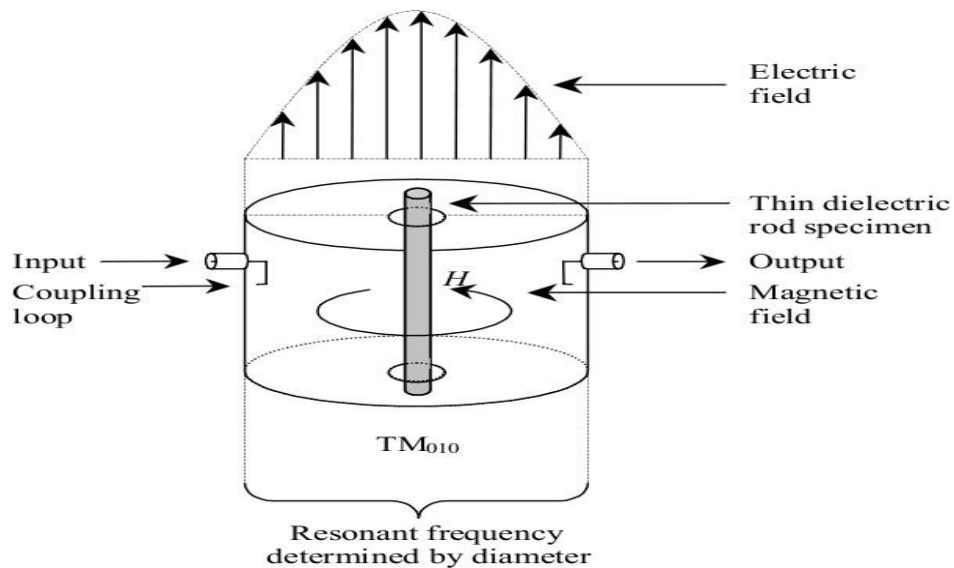


Figure II. 9 : cavité résonante dans laquelle se propage un mode TM_{010} .

La Figure II.9 montre un exemple de cavité résonante dans laquelle se propage un mode transverse magnétique TM_{010} pour l'analyse hyperfréquence de liquides. L'échantillon de fluide sous test est placé dans un tube au centre de la cavité [33].

II.6.2 Résonateurs miniatures :

La dernière famille de dispositifs hyperfréquences utilisés pour la caractérisation diélectrique rassemble les résonateurs implémentés dans des guides d'onde miniatures (coplanaires ou micros trips) [33].

W. Withayachumnankul et al. [37] ont, quant à eux, proposé un résonateur de type « splitring » implémenté en technologie micro ruban. A la fréquence de résonance, le champ électrique est maximal au niveau du gap capacitif de l'anneau. Les échantillons fluidiques sous test sont ainsi placés dans cette zone pour l'analyse. La Figure II.10. (a) montre une vue schématique (de dessus) du résonateur (« split ring ») excité par couplage magnétique via une ligne micro ruban.

La Figure II.10. (b) montre une photographie du dispositif expérimental avec les deux câbles coaxiaux connectés aux deux ports de l'analyseur de réseau, les connecteurs SMA, la ligne micro ruban et le « split ring » équipé du canal micro fluide et du système de vidage/remplissage [33].

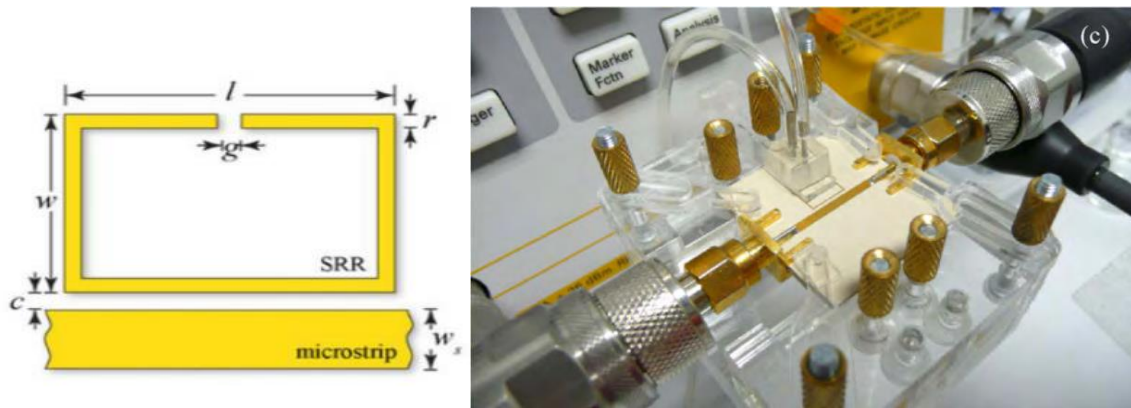


Figure II. 10 : Résonateur de type « split ring » excité par couplage magnétique via une ligne micro ruban pour l'analyse hyperfréquences de liquides [37].

W. Withayachumnankul et al. [37] ont ainsi montré la possibilité de discriminer différents mélanges eau/éthanol à différentes fractions volumiques en éthanol à partir d'une telle structure. Un modèle empirique a, en outre, été développé de façon à déterminer les écarts de permittivité complexe entre les différents fluides à partir de la mesure d'écarts de fréquence de résonance et de facteur de qualité en charge [33].

II.7 Capteurs à base des métamatériaux :

Les capteurs à base de métamatériaux ont suscité un regain d'intérêt grâce au développement de la microélectronique qui offre de nouvelles perspectives et capacités biomédicales. La des capteurs biologiques nous a permis d'opérer à une échelle proche d'une cellule en contrôlant et en traitant les ondes avec précision à l'échelle nanométrique, facilitant ainsi la compréhension de nombreux phénomènes biologiques. L'une des principales préoccupations de ces capteurs est la possibilité de développer des méthodes de détection directe ne nécessitant pas l'utilisation de marques spécifiques.

En raison de leur petite taille, de leur facilité d'utilisation, de leur grande sensibilité et de la possibilité de les utiliser sur site, ils constituent des éléments d'analyse particulièrement utiles et intéressants. Le principe de découverte biologique de ces capteurs repose sur l'utilisation de dispositifs à plan résonant, intrinsèquement sensibles aux petites variations de paramètres. Ainsi, l'introduction d'espèces à tester sur ces résonances implique un décalage de la fréquence de résonance.

Certaines études de premier plan sur les capteurs SRR basés sur différentes configurations ont été développées et peuvent représenter un sujet état de l'art pour notre travail. Lee et

al[38]- [40] ont proposé biocapteurs à base de SRR pour la détection de la biotine-streptavidine

[38], ADN [39], marqueur du cancer de la prostate, prostate l'antigène spécifique (PSA) et l'hormone de stress du cortisol. [40]

Tous ces biocapteurs sont basés sur un double anneau fendu résonateur (DSRR). Les basses fréquences de fonctionnement peuvent être réalisées par l'utilisation de ce type de résonateur métamatériau, en raison de leur taille électrique relativement petite. Withayachumnankul et al ont mis en œuvre le résonateur à anneau fendu boucle (SRR-boucle) comme capteur multicanaux à couches minces dans [41] et capteur micro fluidique dans [42].

A la fréquence de résonance, la boucle SRR localise un champ électrique intense principalement dans la petite région de gap. Le résonateur à anneau divisé complémentaire (CSRR) est également impliqué dans le travail de Ebrahimi et al [43], qui fondamentalement proposé un capteur micro-fluidique pour l'identification précise des échantillons liquides chimiques et biologiques. Haute sensibilité était montrée en raison du fort confinement du champ électrique dans le bord inférieur du CSRR à la fréquence de résonance [44].

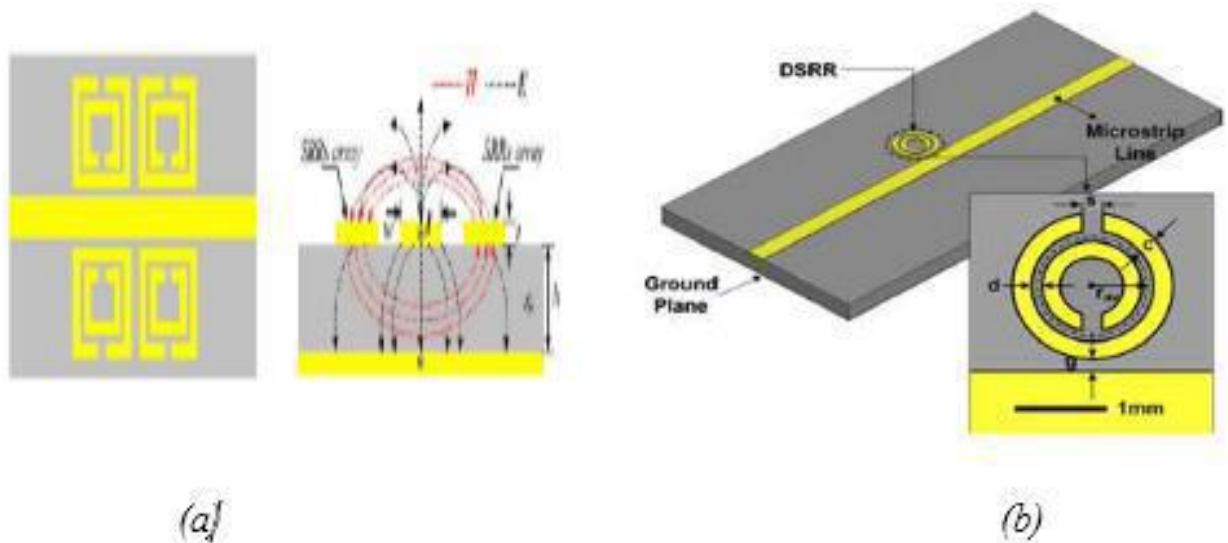


Figure II. 11 : (a) Biocapteur de micro-onde, model biotine-streptavidin [43].

II.8 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présenté les principes de fonctionnements des capteurs et ses principales caractéristiques :

Sensibilité, sélectivité, stabilité, rapidité. Particulièrement, nous nous sommes concentrés sur les biocapteurs micro-ondes.

Chapitre III :

Conception et simulation de
biocapteurs

III.1 Introduction :

Dans ce chapitre, nous allons, étudier et concevoir des biocapteurs à base des cellules métamatériaux et une ligne micro-ruban.

Les paramètres « S » des structures sont extraits de la simulation électromagnétique dans une large bande de fréquence. Nous avons proposé des structures à base de l'association des cellules résonatrices carrées et circulaires simples et doubles par le biais du logiciel haut fréquence (HF) . Nous déposons trois échantillons de tissus humains afin de les caractériser et de prouver la faisabilité d'utiliser les structures de biocapteurs proposées comme des structures détectrices des cancers.

III.2 Présentation du logiciel utilisé:

Le logiciel haut fréquence est un logiciel commercial basé sur la méthode des éléments finis [46]. Il calcule les champs électromagnétiques dans le domaine fréquentiel se basant sur les équations de MAXWELL. Pour cela, il faut construire des objets en trois dimensions (3D) et leur assigner des caractéristiques (type de matériau, taille, épaisseur,...).

Il est nécessaire de spécifier le type des sources électromagnétiques. Il est possible de paramétrer le système et varier ces paramètres lors de la simulation. Les résultats sont visibles sous forme des graphes. Un des intérêts de logiciel HF est sa capacité de donner directement les paramètres S en fonction de la fréquence. L'environnement de développement de logiciel HF fournit une interface facile à utiliser. Les étapes sont suivantes:

- Génération paramétrique de modèle.
- Créer la géométrie, les bondérise et les Excitations.
- Analyses setup
- Résultats: créer les rapports et les tracés des courbes.

III.3. Structures des biocapteurs

Une vue de dessus en deux dimensions du dessin est présentée dans la Figure III.1. La conception proposée a été modifiée par rapport à la conception utilisée dans [46].

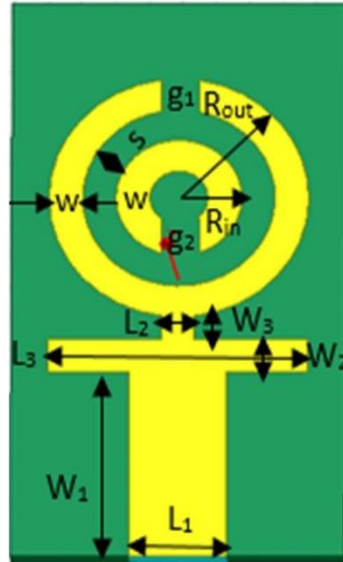


Figure III. 1:Vue de dessus de la conception SRR [46].

La Figure III.1 illustre la géométrie de structure et les paramètres utilisés pour définir les dimensions. Tableau au III.1.montre les paramètres (la géométrie et longueurs requises).

Tableau III. 1: Géométries de biocapteur référence [46].

PARAMETRES	DIMENSIONS(mm)
W_1	2.64
W_2	0.528
W_3	0.703
L_1	1.452
L_2	0.484
L_3	3.872
W	0.5
S	0.5
$g_1=g_2$	0.5
R_{in}	1
R_{out}	2

III.4 Résultats de conception et de simulation

III.4.1.Étapes de conception des biocapteurs

Nous sommes intéressés à l'étude de l'association d'une ligne micro-ruban et des résonateurs métamatériaux pour construire le biocapteur. Les résonateurs sont situés à proximité de la ligne micro-ruban.

- La première étape vise à concevoir une cellule résonante.
- La deuxième étape consiste à implémentée une ligne micro-ruban.
- L'étape suivante est de fixer les excitations et le domaine de fréquence.
- La quatrième étape consiste à simuler l'association de la ligne micro-ruban au résonateur, ainsi que l'analyse de résultats obtenus.

III.4.2 Structure de biocapteur N°1:

M. Asad et al ont conçu un transducteur utilisant le double RAF circulaires, telles que présentées dans la Figure III.1 pour détecter différents types de tissus biologiques[46].

Lorsqu'ils ont placé le matériau à l'entrefer du SRR, un changement de fréquence de résonance a été observé dans la phase de coefficient de réflexion. Chaque échantillon avait sa propre quantité de décalage de fréquence de résonance de S_{11} , de ce fait permettant aux chercheurs de différencier les matériaux en fonction du décalage obtenu [46].

Notre structure de biocapteur N°1 est similaire à [46] en changeant : la permittivité de substrat et nos propres conditions aux limites (Figure III.2).

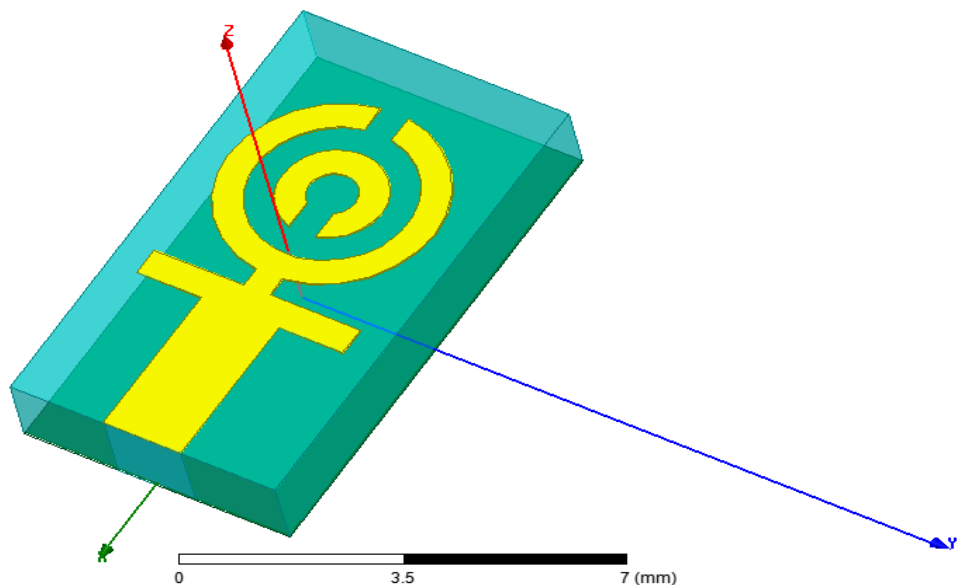


Figure III. 2: Structure de biocapteur N°1

III.4.2.1 Simulation de structure N°1 sans échantillon (à vide) :

Pour simuler le paramètre de réflexion S_{11} , la structure dans la Figure III.2 est simulée en utilisant une onde plane. La structure est dimensionnée de sorte que la résonance a lieu autour de 9 GHz. La trace du champ électrique est représentée sur la Figure III.3.

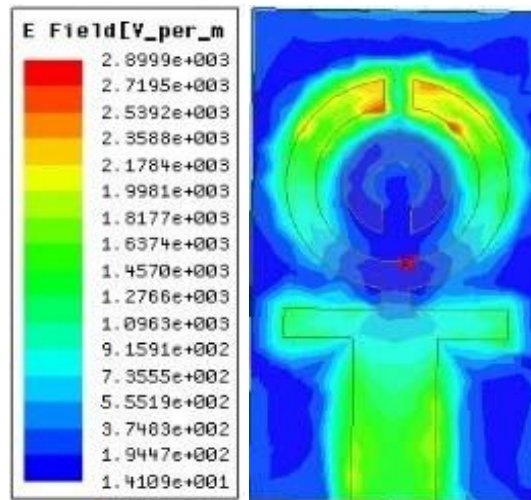


Figure III. 3: Répartition du champ E de la structure.

Le coefficient de réflexion simulé S_{11} de la structure est présenté dans la Figure III.4. La structure simulée résonne à une fréquence 8.3976 GHz avec un -8.25 dB pour le niveau de S_{11} .

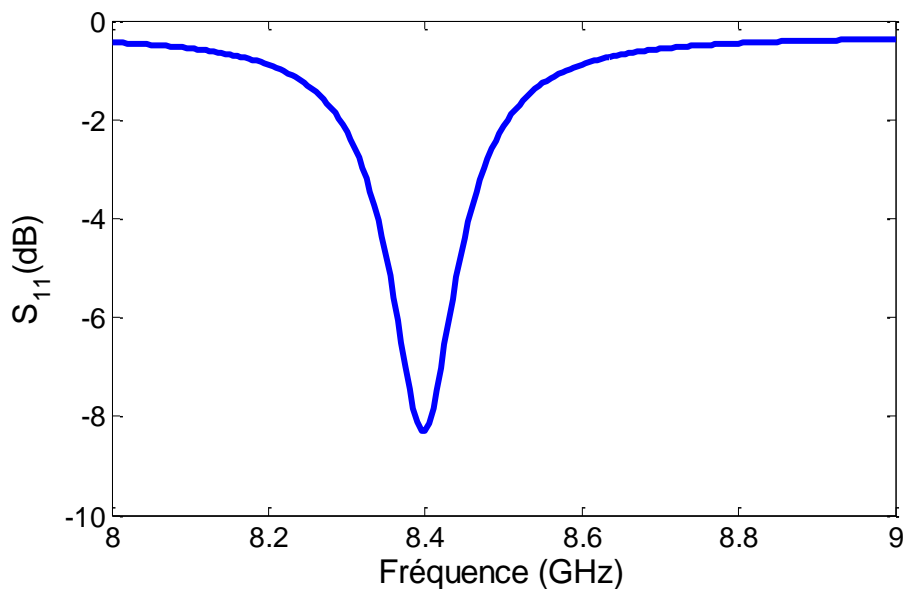


Figure III. 4: Réponse de S_{11} simulée de la structure N°1

III.4.2.2 Simulation de structure N°1 avec les échantillons

Le mécanisme de détection de cette structure est basé sur le décalage de la fréquence de résonance lorsque les échantillons (Figure III.5) sont placés sur la bague extérieure fendue (gap).

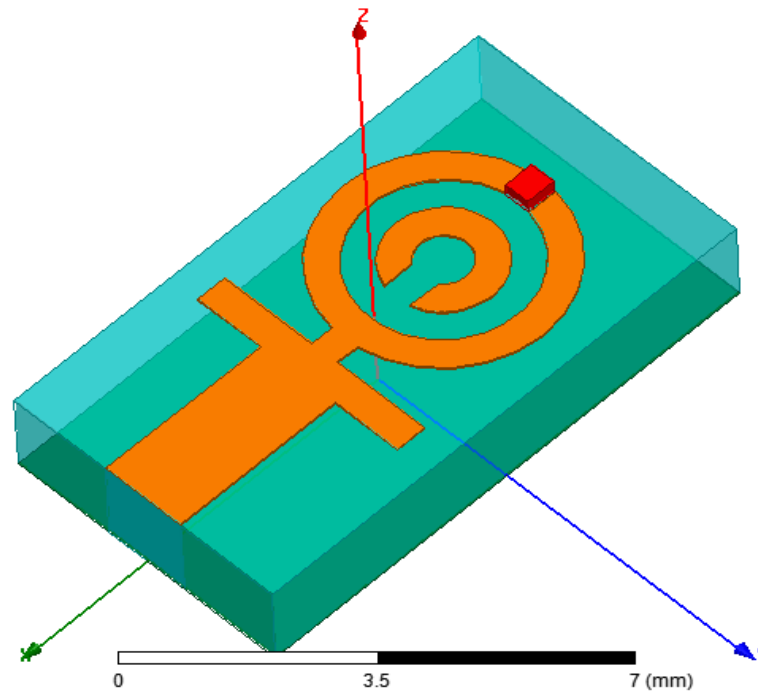


Figure III. 5: Structure de biocapteur N°1 avec échantillon.

Quatre échantillons (MCF7, HS578T et T47D Eau-mer)[45] ont été utilisés pour tester la fonctionnalité de la structure proposée. Les paramètres électriques, la permittivité relative (ϵ_r), pertes diélectriques ($\tan(\delta)$) et la conductivité (σ), des échantillons utilisés dans les simulations sont donnés dans le Tableau III .2. La Figure III.6 donne le coefficient de réflexion en dB pour les échantillons. Le vide est considéré comme un point de référence. Lorsque rien n'est placé dans l'entrefer (gap).

La Figure III. 6, présente la variation de coefficient de réflexion en fonction de fréquence. La réponse de biocapteur, avec les différents échantillons de test (Sea Water . HS578T . MCF7 . T47D pour le vide et les tissus cancéreux), montre le décalage de fréquence de résonance et le niveau de S_{11} .

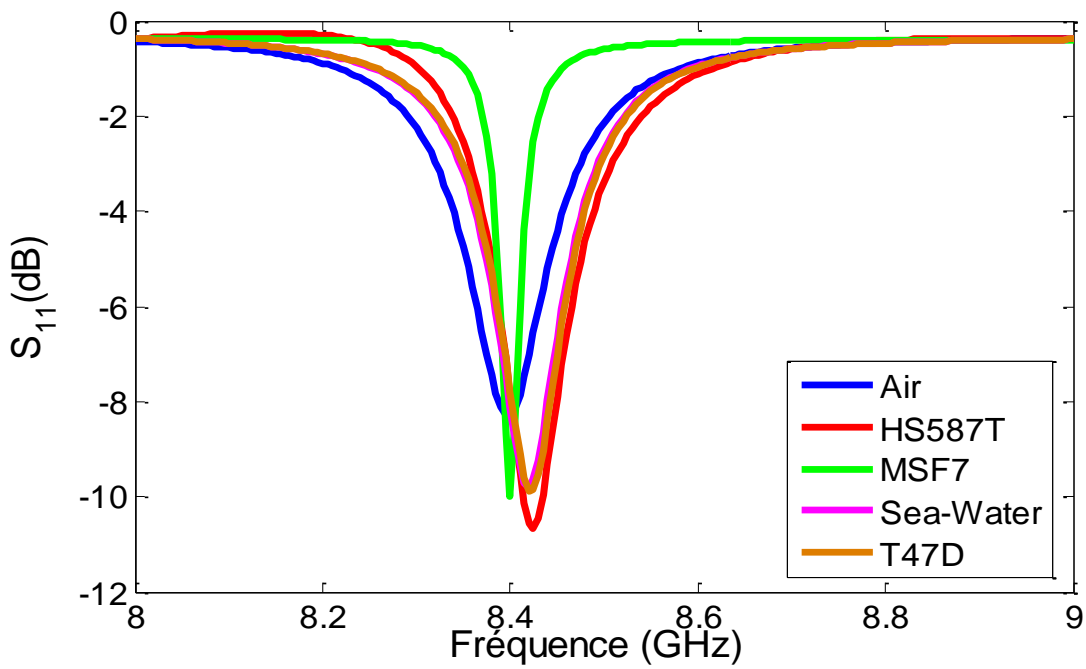


Figure III. 6: Réponse S_{11} simulée pour différents échantillons

Le Tableau III.2 donne les valeurs numériques d'écart de fréquences pour différentes échantillons et leurs fréquences de résonance.

Tableau III. 2: Écart de fréquence des échantillons et fréquences de résonance

Echantillons	ϵ_r	$\sigma(S/m)$	$\tan(\delta)$	$f_0(GHz)$	$\Delta f(MHz)$
Air	1	0	0	8.3976	0
Sea-Water	81	4	0	8.420	22.4
HS578T	36.11	4.89	0.2901	8.4251	27.5
MCF7	34.77	4.66	0.2866	8.4	24
T47D	35.07	4.91	0.2994	8.4225	24.9

III.4.3 Structure de biocapteur N°2 :

Nous avons proposé une autre structure pour le biocapteur Figure III.7. Le tableau III.3 donne les géométries de biocapteur N°2

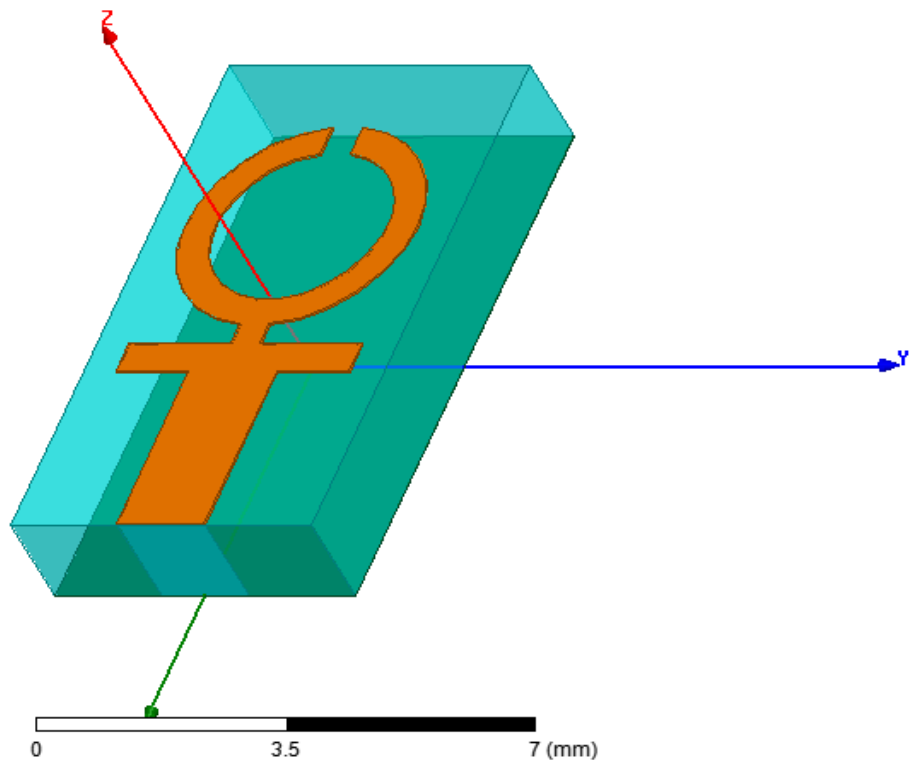


Figure III. 7:Structure de biocapteur N°2

Tableau III. 3:Géométries de biocapteur N°2.

PARAMETRES	DIMENSIONS(mm)
W_1	2.64
W_2	0.528
W_3	0.703
L_1	1.452
L_2	0.484
L_3	3.872
W	0.5
g_1	0.5
R_{out}	2

III.4.3.1. Simulation de structure N°2 sans échantillon (à vide) :

La structure dans la Figure III.7 a été simulée. Le coefficient de réflexion simulé S_{11} de la structure est présenté dans la Figure III.8. La structure SRR simulée résonne à une fréquence 8.3952GHz avec un -8.5 dB pour le niveau de S_{11} .

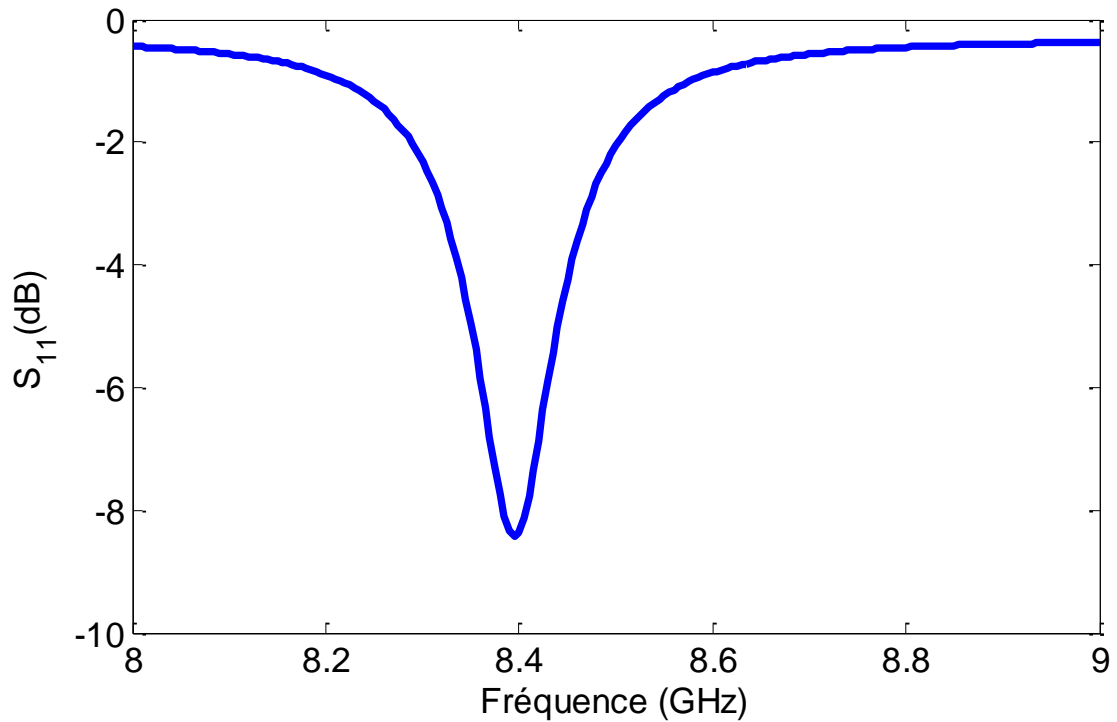


Figure III. 8:Réponse de S_{11} simulée de la structure N°2

III.4.3.2 Simulation de structure N°2 avec les échantillons:

Le mécanisme de détection de cette structure est basé sur le décalage de la fréquence de résonance lorsque les échantillons (Figure III. 9) sont placés sur la bague extérieure fendue (gap) .

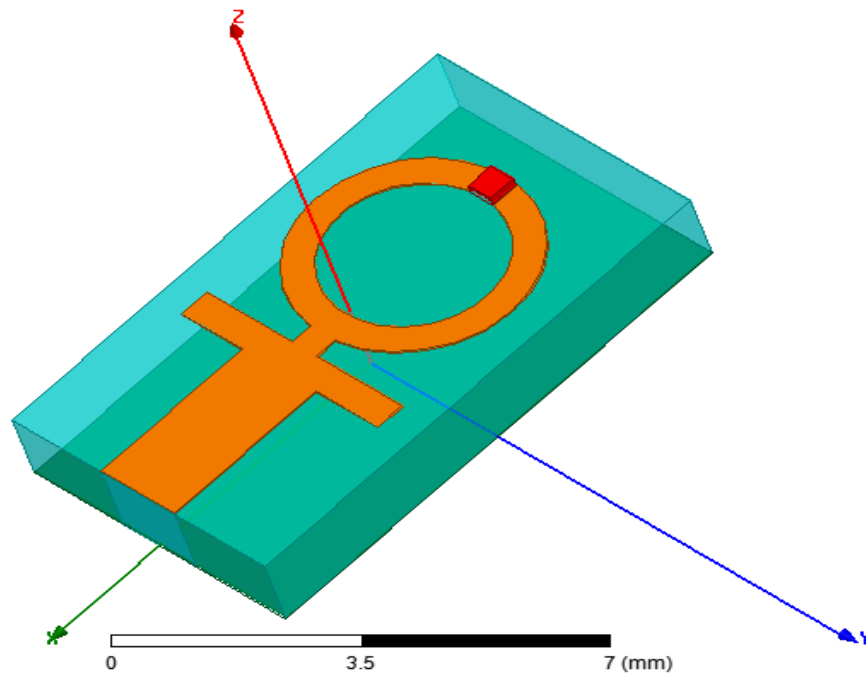


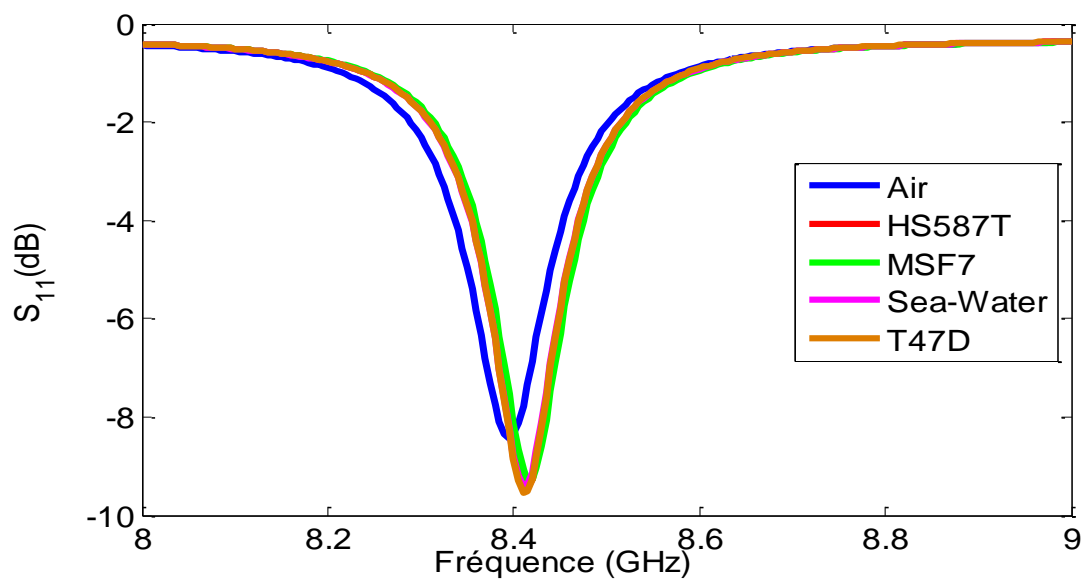
Figure III. 9: Structure de biocapteur N°2 avec échantillon.

Quatre échantillons (MCF7, HS578T et T47D Eau-mer)[45] ont été utilisés pour tester la fonctionnalité de la structure proposée. Les paramètres électriques, la permittivité relative (ϵ_r), pertes diélectriques ($\tan(\delta)$) et la conductivité (σ), des échantillons utilisés dans les simulations sont donnés dans le Tableau III .4. Figure III.10 donne le coefficient de réflexion en dB pour les échantillons. Le vide est considéré comme un point de référence. Lorsque rien n'est placé dans l'entrefer (gap).

Tableau III. 4:Écarts de fréquence des échantillons et fréquences de résonance

Echantillons	$f_0(\text{GHz})$	$\Delta f(\text{MHz})$
Air	8.3952	0
Sea-Water	8.4103	15.1
HS578T	8.4152	20
MCF7	8.415	19.8
T47D	8.4131	17.7

La Figure III. 10, présente la variation de coefficient de réflexion en fonction de fréquence. La réponse de biocapteur, avec les différents échantillons de test (Sea-Water . HS578T . MCF7 . T47D pour le vide et les tissus cancéreux), montre le décalage de fréquence de résonance et le niveau de S_{11} .

**Figure III. 10:** Réponse S_{11} simulée pour différents échantillons

III.4.4 Structure de biocapteur N°3 :

La structure de biocapteur proposée est comme le montre la Figure III .11. La forme des RAF utilisée est carrée avec deux anneaux.

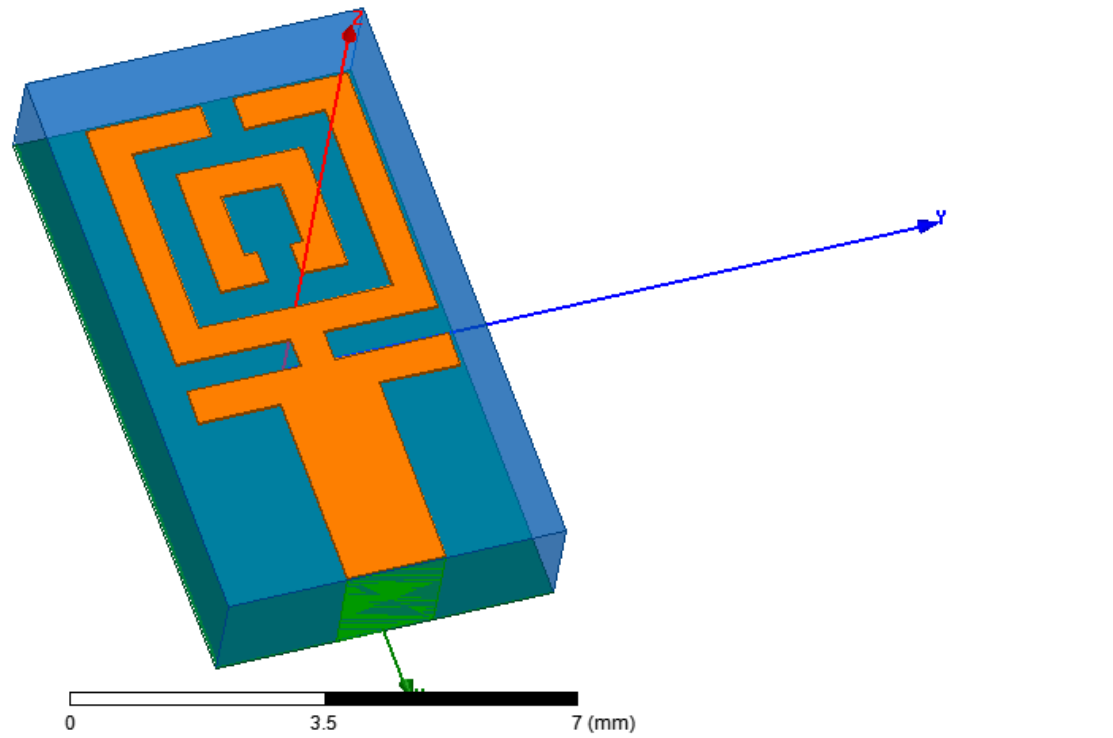


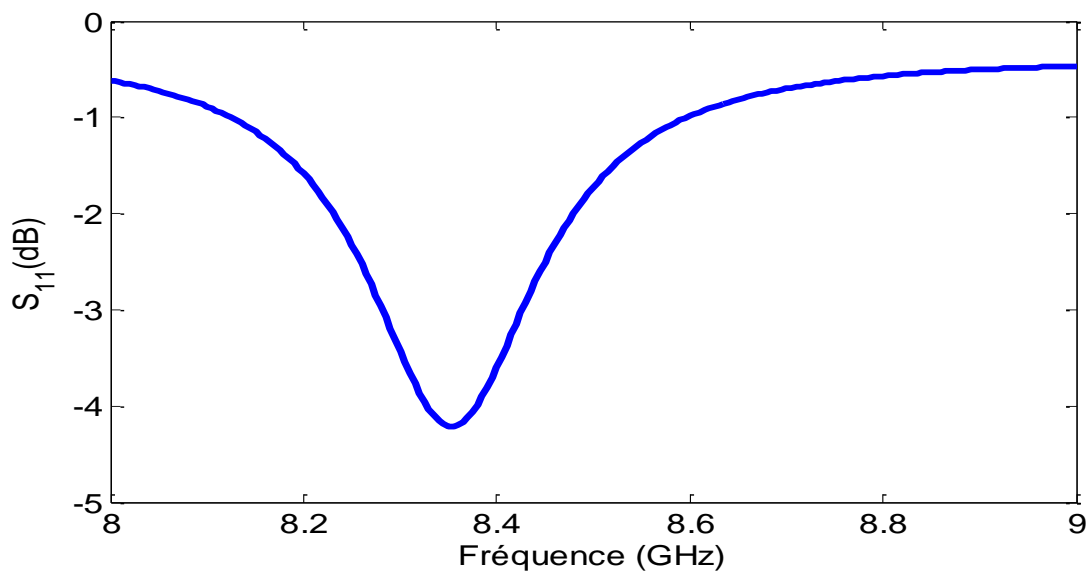
Figure III. 11:Structure de biocapteur N°3

Tableau III. 5: Géométries de biocapteur N°3

PARAMETRES	DIMENSIONS(mm)
W_1	2.64
W_2	0.528
W_3	0.703
L_1	1.452
L_2	0.484
L_3	3.872
W	0.5
S	0.5
$g_1=g_2$	0.5
L_4	4
L_5	2

III.4.4.1 Simulation de structure N°3 sans échantillon (à vide) :

La structure dans la Figure III.11 a été simulée. Le coefficient de réflexion simulé S_{11} de la structure est présenté dans la Figure III.12. La structure SRR simulée résonne à une fréquence 8.3565GHz avec un niveau -4.2 dB pour S_{11}

Figure III. 12: Réponse S_{11} simulée de la structure N°3

III.4.4.2 Simulation de structure N°3 avec les échantillons

Le mécanisme de détection de cette structure est basé sur le décalage de la fréquence de résonance lorsque les échantillons (Figure III.13) sont placés sur la bague extérieure fendue (gap).

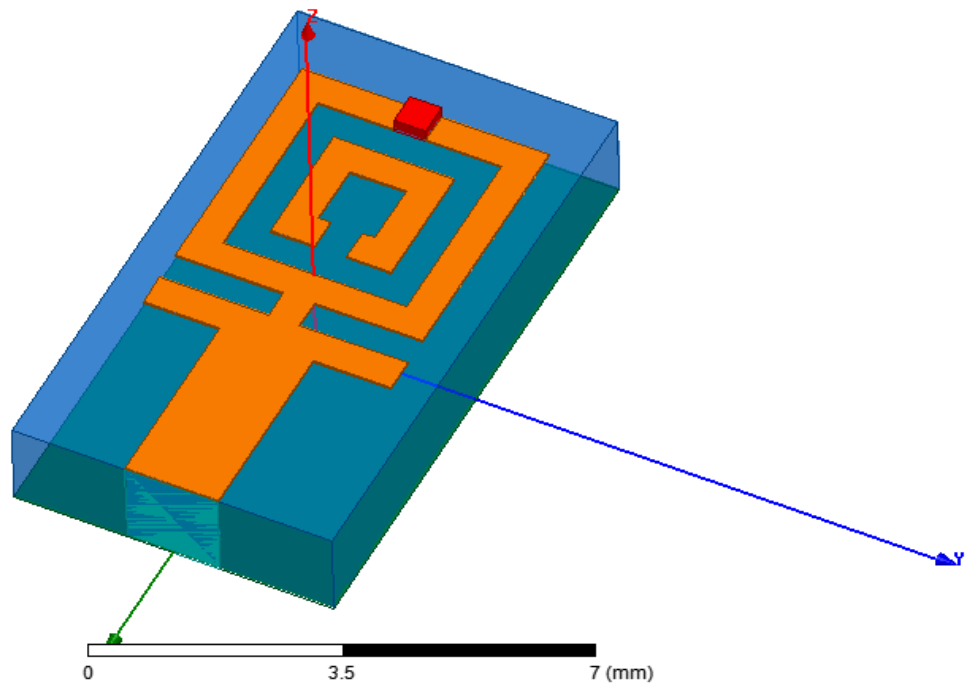


Figure III. 13 : Structure de biocapteur N°1 avec échantillon

Quatre échantillons (MCF7, HS578T et T47D Eau-mer)[45] ont été utilisés pour tester la fonctionnalité de la structure proposée. Les paramètres électriques, la permittivité relative (ϵ_r), pertes diélectriques ($\tan(\delta)$) et la conductivité (σ), des échantillons utilisés dans les simulations sont donnés dans le Tableau III .6. La Figure III.14 donne le coefficient de réflexion en dB pour les échantillons. Le vide est considéré comme un point de référence. Lorsque rien n'est placé dans l'entrefer (gap).

La Figure III. 14, présente la variation de coefficient de réflexion en fonction de fréquence. La réponse de biocapteur, avec les différents échantillons de test (Sea Water . HS578T . MCF7 . T47D pour le vide et les tissus cancéreux), montre le décalage de fréquence de résonance et le niveau de S_{11} .

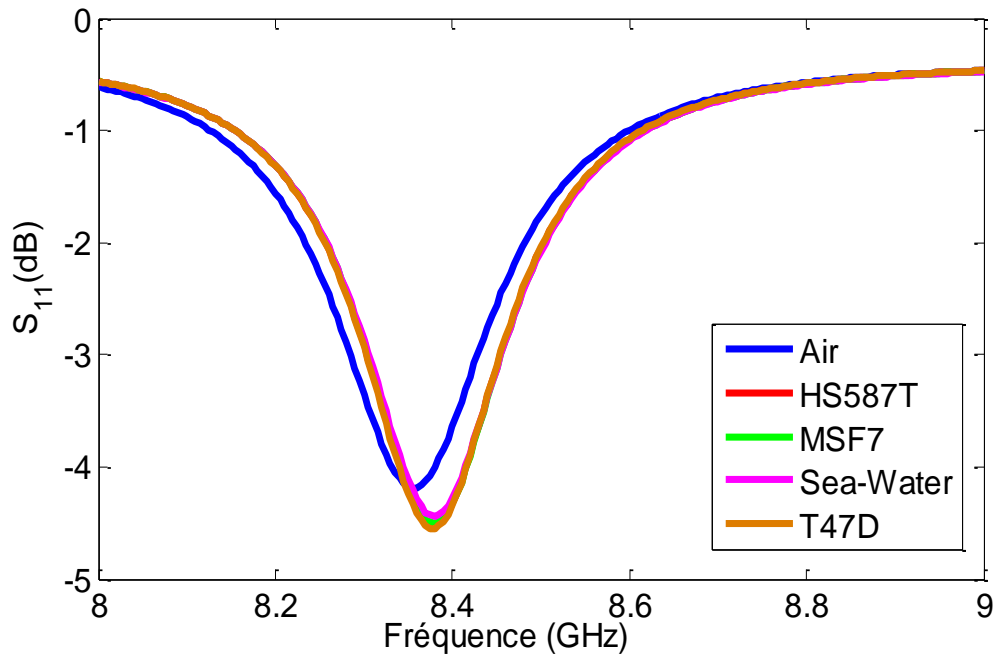


Figure III. 14 : Réponse S_{11} simulé pour différents échantillons

Table III. 6 : Écart de fréquence des échantillons et fréquences de résonance.

Echantillons	f_0 (GHz)	Δf (MHz)
Air	8.3565	0
Sea-Water	8.3803	23.8
HS578T	8.3790	22.5
MCF7	8.3797	23.2
T47D	8.378	21.5

III.4.5 Structure de biocapteur N°4:

Nous avons proposé une autre structure pour le biocapteur Figure III.15. Le tableau III.7 donne les géométries de biocapteur N°3.

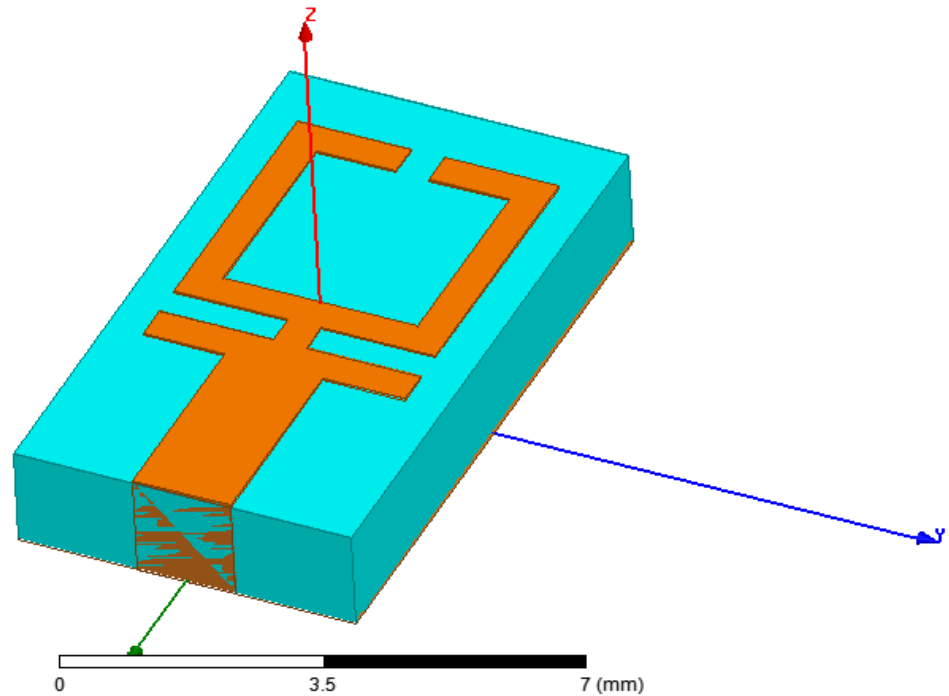


Figure III. 15:Structure de biocapteur N° 4

Table III. 7 : Géométries de biocapteur N°4

PARAMETRE	DIMENSIONS (mm)
W_1	2.64
W_2	0.528
W_3	0.703
L_1	1.452
L_2	0.484
L_3	3.872
W	0.5
S	0.5
$g_1=g_2$	0.5
L_4	4

III.4.5.1. Simulation de biocapteur N°4 sans échantillon:

La structure dans la Figure III.15 a été simulée. Le coefficient de réflexion simulé S_{11} de la structure est présenté dans la Figure III.16. La structure simulée résonne à une fréquence 8.356GHz avec un niveau -4.2 dB pour S_{11} .

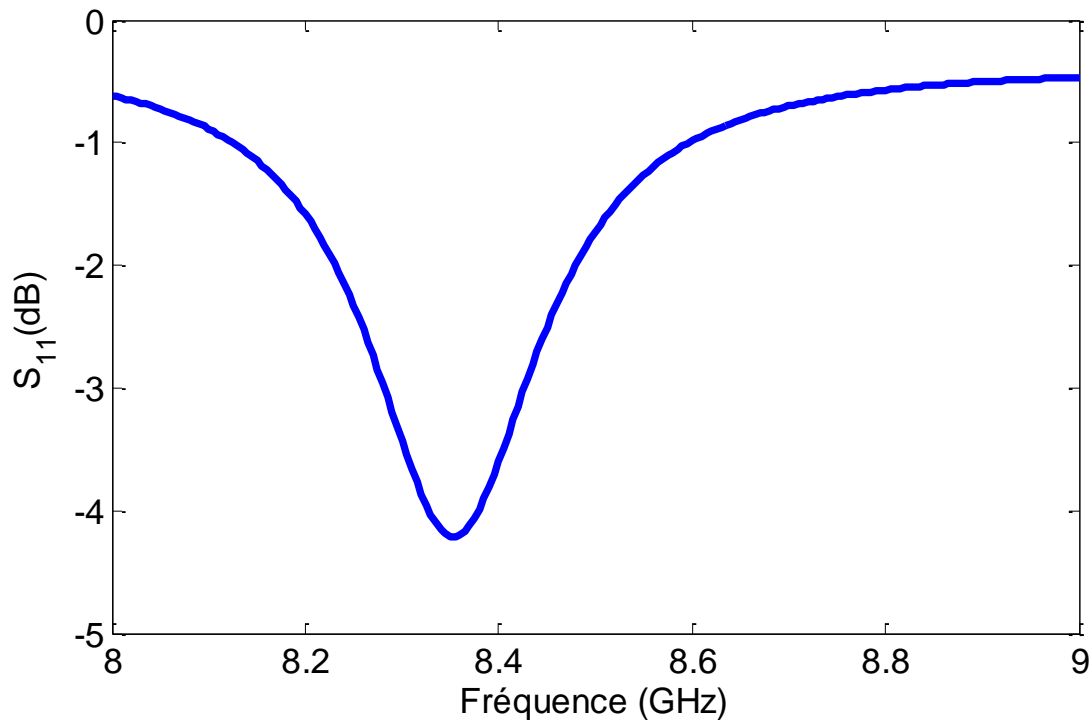


Figure III. 16: Réponse S_{11} simulée de la structure proposée.

III.4.5.2 Simulation de biocapteur N°4 avec des échantillons :

Le mécanisme de détection de cette structure est basé sur le décalage de la fréquence de résonance lorsque les échantillons (Figure III.17) sont placés sur la bague extérieure fendue (gap).

Quatre échantillons (MCF7, HS578T et T47D Eau-mer)[45] ont été utilisés pour tester la fonctionnalité de la structure proposée.

La Figure III.18 donne le coefficient de réflexion en dB pour les échantillons. Le vide est considéré comme un point de référence. Lorsque rien n'est placé dans l'entrefer (gap).

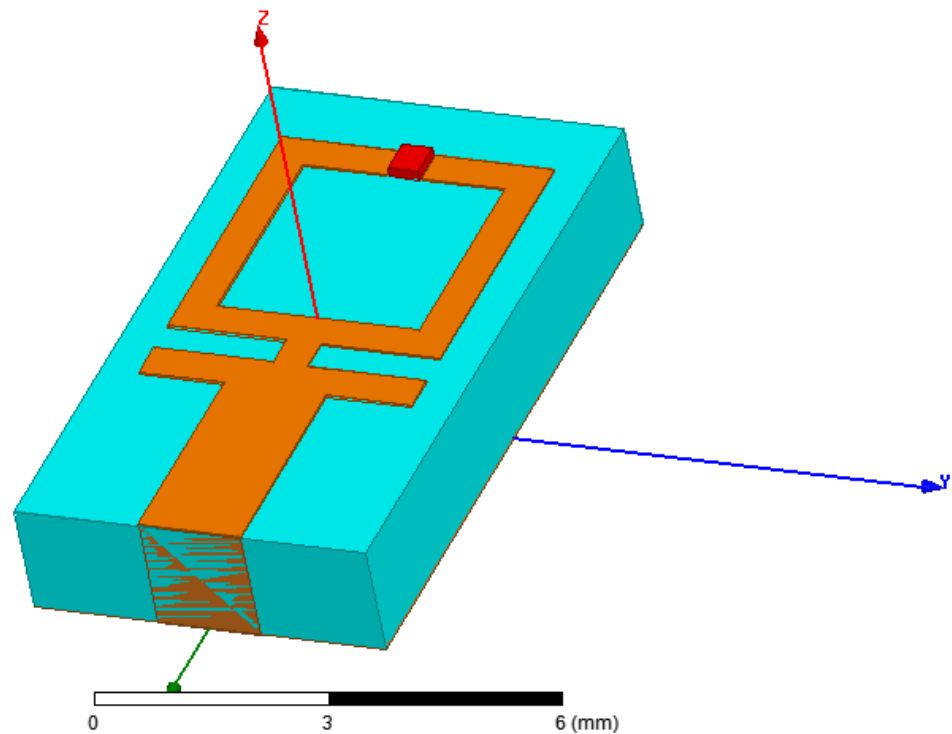
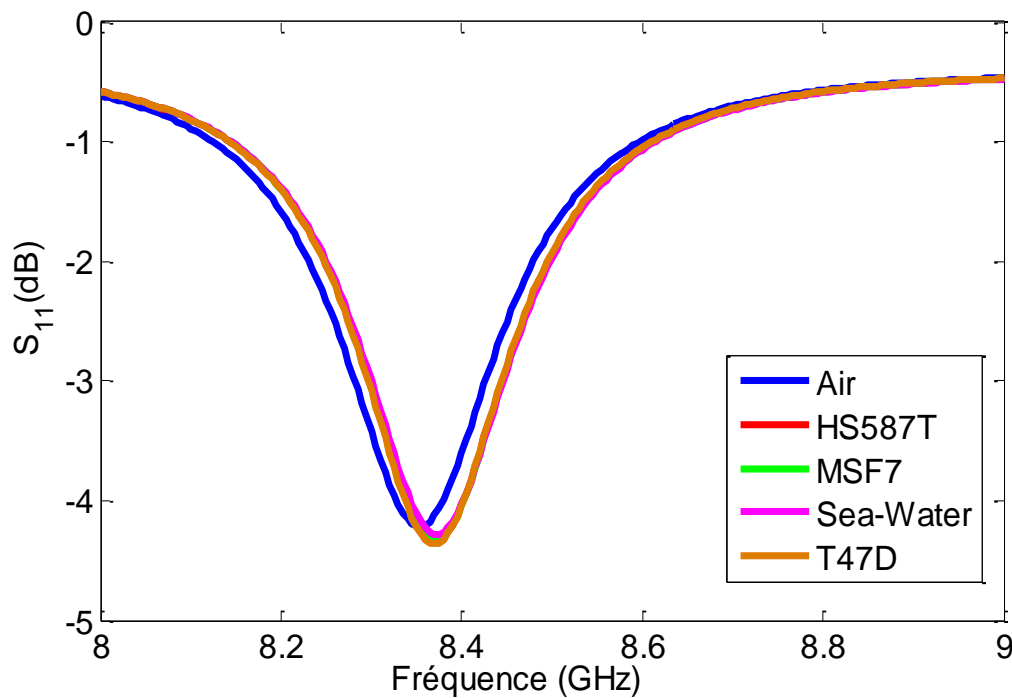


Figure III. 17 : Structure de biocapteur N°4.

La Figure III. 18 ,présente la variation de coefficient de réflexion en fonction de fréquence La réponse de biocapteur, avec les différents échantillons de test (Sea Water . HS578T . MCF7 . T47D pour le vide et les tissus cancéreux), montre le décalage de fréquence de résonance et le niveau de S_{11} . Le Tableau III. 8 donne les valeurs numériques de ces écarts de fréquences pour différentes échantillons et leurs fréquences de résonance.

Figure III. 19 : Réponse S_{11} simulée de différents échantillons

On remarque que les pertes diélectriques $\tan(\delta)$ influent sur le décalage Δf , leurs augmentation diminue ce décalage en fréquence.

Également, la conductivité des échantillons est inversement proportionnelle au décalage (Tableau III.8).

Table III. 8: Écarts de fréquence des échantillons et fréquences de résonance

Echantillons	f_0 (GHz)	Δf (MHz)
Air	8.353	0
Sea-Water	8.373	20
HS578T	8.371	18
MCF7	8.3721	19.1
T47D	8.3701	17.1

Le Tableau III.9 confirme que chaque biocapteur peut, selon le décalage de fréquence Δf et f_0 , différencier les échantillons.

Les meilleurs structures sont celles qui possèdent des Δf distincts et f_0 largement éloignées l'une de l'autre.

D'après les résultats obtenus, on peut dire que les biocapteurs 1 et 2 présentent les meilleures structures.

Table III. 9 Comparaison entre les quatre structures de biocapteurs conçus

	BIOCAPTEUR N°1		BIOCAPTEUR N°2		BIOCAPTEUR N°3		BIOCAPTEUR N°4		[46]	
Echantillon	f_0 (GHz)	Δf (MHz)	f_0 (GHz)	Δf (MHz)	f_0 (GHz)	Δf (MHz)	f_0 (GHz)	Δf (MHz)	f_0 (GHz)	Δf (MHz)
Air	8.3976	0	8.3952	0	8.3565	0	8.353	0	8.425	0
Sea-Water	8.420	22.4	8.4103	15.1	8.3803	23.8	8.373	20	8.435	10
HS578T	8.4251	27.5	8.4152	20	8.3790	22.5	8.371	18	8.42	5
MCF7	8.4	24	8.415	19.8	8.3797	23.2	8.3721	19.1	8.415	10
T47D	8.4225	24.9	8.413	17.8	8.378	21.5	8.3701	17.1	8.395	30

III.5 Conclusion

Nous avons conçus puis simuler quatre biocapteurs. Les structures se composent de cellules métamatériaux différentes. Le comportement électromagnétique de capteurs est simulé. Il est constaté qu'ils résonnent à des fréquences différentes.

Trois échantillons biologiques sont utilisés. Des décalages de fréquence sont observés à partir de la résonance sans échantillon.

Tel comportement était attendu car le placement des échantillons affectera la capacité du système qui modifie la résonance.

CONCLUSION GENERALE

Dans ce travail, quatre biocapteurs ont été conçu pour détecter différents types de cancers cellulaires en fonction de leurs propriétés électriques.

Des cellules métamatériaux RAF sont utilisées. Elles sont connues pour leur capacité à générer un signal avec une fréquence spécifique.

De plus, l'écart de RAF (gap) produit une capacité variable lorsqu'un courant traverse la cellule. Cette capacité change la fréquence de résonance de structure globale.

De plus, la capacité induite à l'écart, permis au cellule RAF d'être utilisé comme capteur. Changer la structure modifie la capacité et par la suite provoque un décalage de la fréquence de résonance. Cette propriété de décalage en fréquence est utilisée pour indiquer le type de l'échantillon.

Les courbes obtenues de coefficient S_{11} montrent des différences dans la fréquence de résonance. , le fonctionnement du capteur a été simulé en utilisant trois échantillons cellulaires cancéreux, à savoir HS578-T, MCF-7 et T47D, avec le vide et l'eau-sel.

L'opération a été effectuée en entrant les propriétés des cellules dans le logiciel. Nous avons obtenu des résultats clairs en examinant les coefficients de réflexion; ainsi, tous les résultats ont été visualisés en utilisant ce coefficient. Des perspectives encourageantes sont planifiées pour la continuité de ce travail

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] K. Buell, H.Mosallaei, and K.Sarabandi, "A substrate for small patch antennas providing tunable miniaturization factors," IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. 54, p. 135U" 146, 2006.
- [2] P.Maslovski, Ikonen, I. Kolmakov, and S. Tretyakov, "Artificial magnetic materials based on the new magnetic particle: Metasolenoid," Progress in Electromagnetics Research (PIER), vol. 54, p. 61-81, 2005.
- [3] J. B. Pendry, A. J. Hoden, W. J. Stewart and I. Youngs: « Extremely low frequency plasmons in metallic mesostructures, » Physical Review Letters, Vol. 76, No. 25, pp. 4773-4776, 17 June 1996.
- [4] Cui, T. et al, «Metamaterials». Theory, Design, and Applications», Springer, 2010.
- [5] V. Veselago: «The electrodynamics of substances with simultaneously negative values of μ and ϵ », Soviet Physics Uspekhi, Vol. 92, no. 3, pp. 517-526, 1967.
- [6] J.B. Pendry, A.J. Holden, D.J. Robbins, W.J. Stewart. «Low frequency plasmons in thin-wire structures», J. Phys. Cond. Matter. 10, pp.4785-4809, 1998.
- [7] J.B. Pendry, A.J. Holden, D.J. Robbins, W.J. Stewart. «Magnetism from conductors and Enhanced nonlinear phenomena», IEEE Trans. Microwave. Theory Techn.47, pp. 2075-2084, 1999.
- [8] V. G. Veselago, "The Electrodynamics of Substances with Simultaneously Negative Values of Epsilon and μ ," Soviet Physics Uspekhi, vol. 10, no. 4, pp. 509–514, 1968.
- [9] H. Lalj. Conception et caractérisation de filtres et systèmes antennaires Reconfigurables chargés par des résonateurs Méta-matériaux sub-longueur d'onde. Science de l'ingénieur [physic] INSA de Rennes, avril 2014. Français.
- [10] W.S.Weiglhofer, , Lakhtakia, A. "Introduction to complex mediums for optics and Electromagnetics". SPIE Press, Bellingham, WA, USA (2003).
- [11] JAKSIC,Z, DALARSSON,N and MAKSIMOVIC, M. "Electromagnetic Structures Containing Negative Refractive Index Metamaterials", IEEE, Serbia and Montenegro, 2005
- [12] D. R. Smith, W. J. Padilla, D. C. Vier, S. C. Nemat -Nasser, and S. Schultz,"Composite medium with and permittivity", Phys. Rev. Lett., vol. 84, no. 18, May 2000.
- [13] R. A. Shelby, D. R. Smith et S. Schultz, « Expérimental vérification of a négative index of réfraction », Science, vol. 292, p. 77/79, 2001.
- [15] Chen, Xudong, Grzegorzczuk, Tomasz M., Wu, Bae-Ian, Pacheco Jr., Joe, & Kong, Jin Au, "Robust Method to Retrieve the Constitutive Effective Parameters of Metamaterials," Phys. Rev. E., 70, 016608, (2004).

Références bibliographiques

- [16] S. Moraud, “ Etude et conception de nouvelles topologies de filtres destinés à être intégrés aux différents niveaux de la charge utile d'un satellite de télécommunications”, Université de Limoges, thèse 1998.
- [17] E. Hanna, “Synthèse et Réalisations avec des Zéros de Transmission de Filtres Planaires Miniaturisés à Topologies Fractales en Substrat Suspended”, thèse à l’Université de Bordeaux 1, Juillet 2006.
- [18] J.B.PENDRY, A.J.HOLDEN, D.J.ROBBINS, et W.J.STEWART, “Magnetism from conductors and enhanced non-linear phenomena”. IEEE Trans. Microwave Theory Tech. 47, p.2075-2084 (1999).
- [19] K.Aydin, I.Bulu, K.Guven, M.Kafesaki, C.M.Soukoulis, and E.Ozby, “Investigation of magnetic resonances for different split-ring resonator parameters and designs,” New Journal of Physics 7. 168 .2005.
- [20] J. D. Baena, J. Bonache, F. Martín, S. R. Marqués, F. Falcone, T. Lopetegui, A. G. M. 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 Transmission”, IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES, VOL. 53, NO.4, pp.1451-1461, april 2005 .
- [21]. N. Katsarakis, M. Kafesaki, I. Tsiapa, E. N. Economou, and C. M. Soukoulis, “High transmittance left-handed materials involving symmetric split-ring resonators,” Photon. and Nanostruct.: Fundam. and Appl. 5, 149 (2007).
- [22] J.B.PENDRY, A.J. HOLDEN, D.J.ROBBINS, et W.J.STEWART, “Extremely Low Frequency Plasmons in Metallic Meso structures”, Phys. Rev. Lett, vol. 25, pp.4773-4776, 1996.
- [23] A.BERRIAH BELGUIDOUM DJABER. „Etude et développement de prototypes d’antennes souples à base de méta-matériaux” Soutenu le 15 juin 2016
- [24] R. Marqués, F. Mesa, J. Martel, and F. Medina, “Comparative analysis of edge- and broadside-coupled split ring resonators for metamaterial design - theory and experiments”, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. 51, pp. 2572–2581, October 2003.
- [25] S. O’Brien and J. B. Pendry, “Magnetic activity at infrared frequencies in structured Metallic photonic crystals”, Journal of Physics: Condensed Matter, vol. 14, no. 25, pp. 6383– 6394, July 2002.
- [26]. Shah Nawaz Burokur, " Mise en oeuvre de méta-matériaux en vue d’application aux circuits microondes et aux antennes", Thèse de doctorat, Université de Nantes, 2008.
- [27]. Hicham Lalj, "Conception et caractérisation de filtres et systèmes antennaires reconfigurables chargés par des résonateurs Méta-matériaux sub-longueurs d’onde," thèse sous le sceau de

Références bibliographiques

l'Université européenne de Bretagne pour obtenir le titre de docteur de l'INSA de Rennes Spécialité : Electronique et télécoms, 2014.

[28] J.-S Hong et M.J.Lancaster, "Microstrip Filters for RF/ Microwave Application", John Wiley and Sons, Inc., 2001.

[29] D'Souza, S.F. Biosens & Bioelectron 2001.

[30] Z. Nedjla, Etude et développement de biocapteurs électrochimiques pour la détection de polluant dans un milieu aqueux, 16/10/2015

[31] D.R. Thereunto, Toth K., Durst R.A., Wilson G.S., Biosens & Bioelectron. 2000.

[32] G. Bailly, «Développement de la transduction microonde appliquée à la détection d'ammoniac. Du nanomatériau au capteur large bande, compréhension des mécanismes et influence des traces d'eau», 07 décembre 2017

[33] T. CHRETIENNOT, Biocapteurs hyperfréquences résonants pour l'analyse non-invasive de liquides biologiques, vendredi 20 septembre 2013

[34] A. Toropainen, P. Vainikainen et A. Drossos "Method for accurate measurement of complex permittivity of tissue equivalent liquids" Electronic Letters, vol. 36, n°1, pp.32-34, janvier 2000

[35] H. Esteban, J.M. Catal-Civera, S. Cogollos et V.E. Boria "Characterization of complex permittivity properties of materials in rectangular waveguides using a hybrid iterative method" IEEE Microwave and Guided Wave Letters, vol. 10, n°5, pp.186-188, mai 2000 .

[36] T. Chen, D. Dubuc, M. Poupot, J.J. Fournié et K. Grenier "Accurate nanoliter liquid characterization up to 40 GHz for biomedical applications: toward noninvasive living cells monitoring" IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 60, n°12, pp.4171-4177, décembre 2012

[38] H.-J. Lee, H.-S. Lee, K.-H. Yoo, and J.-G. Yook, "On the possibility of biosensors based on split ring resonators," in Proc. 38th Eur. Microw. Conf. (EuMC), Oct. 2008,.

[39] H.-J. Lee, H.-S. Lee, K.-H. Yoo, and J.-G. Yook, "DNA sensing using split-ring resonator alone at microwave regime," *J. Appl. Phys.*, vol. 108, no. 1, p. 014908, 2010.

[40] H.-J. Lee *et al.*, "A planar split-ring resonator-based microwave biosensor for label-free detection of biomolecules," *Sens. Actuators B, Chem.*, vol. 169, pp. 26–31, Jul. 2012.

Références bibliographiques

- [41] W. Withayachumnankul, K. Jaruwongrungrsee, C. Fumeaux, and D. Abbott, "Metamaterial-inspired multichannel thin-film sensor," *IEEE Sensors J.*, vol. 12, no. 5, pp. 1455–1458, May 2012.
- [42] W. Withayachumnankul, K. Jaruwongrungrsee, A. Tuantranont, C. Fumeaux, and D. Abbott, "Metamaterial-based microfluidic sensor for dielectric characterization," *Sens. Actuators A, Phys.*, vol. 189, pp. 233–237, Jan. 2013.
- [43] A. Ebrahimi, W. Withayachumnankul, S. Al-Sarawi, and D. Abbott, "High-sensitivity metamaterial-inspired sensor for microfluidic dielectric characterization," *IEEE Sensors J.*, vol. 14, no. 5, pp. 1345–1351, May 2014.
- [44] L. Benkhaoua, *Student Member, IEEE*, Mohamed Taoufik Benhabiles, Smail Mouissat, and Mohamed Lahdi Riabi, "Miniaturized Quasi-Lumped Resonator for Dielectric Characterization of Liquid Mixtures," *IEEE SENSORS JOURNAL*, VOL. 16, NO. 6, MARCH 15, 2016
- [45] M. Cavagnaro et al, "A model to evaluate dielectric properties of human tissues based on water content," in *8th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT)*, Firenze, 2014.
- [46] M. Asad et al, "Single port bio-sensor design using metamaterial split ring resonator," in *2016 5th International Conference on Electronic Devices, Systems and Applications (ICEDSA)*, Ras Al Khaimah, 2016.
- [47] A. Albishi and O. M. Ramahi, "Microwaves-based high sensitivity sensors for crack detection in metallic materials," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 65, no. 5, pp. 1864–1871, 2017.

Références bibliographiques
