

Université MUSTAPHA Stambouli

Mascara



جامعة مصطفى اسطمبولي

معسكر

Faculté des Sciences et de la Technologie

Département D'électrotechnique

Laboratoire LEPO

THESE DE DOCTORAT

Filière : Télécommunications

Spécialité : Réseaux et Télécommunications

Intitulée

Étude et conception des nouveaux biocapteurs microondes
miniaturisés à base du couplage électromagnétique entre les
filtres coupe-bandes et les résonateurs métamatériaux pour la
détection des solides et liquides

Présentée par : SERHANE ABDELKADER

A soutenir Le : 21/05/2026 à 11 h 00

Devant le jury :

Président	Mr MAACHOU Abdelkader	MCA	Université - Mascara
Examineur	Mr BERRAHAL Bel Abbas	MCA	Université - Sidi Bel-Abbes
Examineur	Mr MOULAY Mohamed	MCA	Université - Mascara
Examineur	Mr FELLAH Benzerga	MCA	Université - Mascara
Directeur de thèse	Mr BERKA Mohammed	Pr	Université - Mascara
Co- Directeur de thèse	Mme BENDAOUDI Amina	Pr	Université - Sidi Bel-Abbes

Remerciement

Tout d'abord, Je remercie Allah le tout puissant de m'avoir aidé, et de m'avoir donné le courage et l'honneur d'être Docteur en Réseaux et Télécommunications. J'espère bien être à la hauteur de ce titre.

Je teins, avant tout, à exprimer ma profonde gratitude au Professeur MOHAMMED Berka de m'avoir accueilli, encadré et soutenu tout au long de ces années de thèse et pour ses précieux conseils et encouragements continuels. Je suis particulièrement reconnaissant à Lui de m'avoir laissé une grande liberté scientifique, ce qui m'a offert la possibilité d'explorer des pistes de recherche en complet accord avec mes centres d'intérêt.

Le travail présenté dans cette thèse a été réalisé au laboratoire d'électromagnétisme, de Photonique et d'Optronique (**LEPO**) du département d'électronique de la faculté génie électrique de l'Université de Sidi Bel Abbes, sous la direction du Monsieur **MAHDJOUB Zoubir**, ma plus grande gratitude va à mon encadreur, pour sa disponibilité et la confiance qu'il m'a accordée.

Mes profonds remerciements vont également à mon honorable co-encadrant Professeur **BENDAOUDI Amina** pour son soutien, son encadrement ses conseils, son appui scientifique, psychologique durant toute la période de préparation de la thèse. Je vous remercie d'être toujours présente dans chaque pas de recherche,

Je remercie également tous les Membres du jury. Qu'ils veuillent trouver ici toute ma reconnaissance pour la peine qu'ils ont prise afin d'examiner et d'évaluer ce travail.

Merci à tous les membres de ma famille, qui par leur support et encouragement, m'ont permis de m'investir entièrement dans mes études.

Je tiens à remercier toutes les personnes de l'université de Mascara qui, directement ou indirectement ont contribué à la réalisation de cette thèse.

Merci pour tous

Je dédie ce travail

À mes Parents,

Je dédie ce travail

À ma femme...

À ma femme...

Table des matières

Table des matières.....	i
Liste des tableaux	v
Liste des figures	vi
Glossaire.....	viii
Résumé	ix
Abstract.....	x
الملخص.....	xi

Introduction générale

Introduction Générale.....	16
----------------------------	----

Chapitre I: l'état de l'art des métamatériaux et les biocapteurs

I .1 INTRODUCTION	20
I.1.1 Définition des métamatériaux	20
I.1.2 Historique des metamateriaux.....	21
I.2 CARACTÉRISTIQUES GÉNÉRALES DES MÉTAMATÉRIAUX	22
I.2.1 Approche de Veselago	22
I .2.2 Vecteur de Poynting :	22
I .3 CLASSIFICATION DES MATERIAUX	24
I .3.1 Les Matériaux doublement positifs (DPS).....	24
I .3.2 Les Matériaux à perméabilité négative (MNG)	25
I .3.3 Les Matériaux à permittivité négative (ENG).....	27
I .3.4 Les Matériaux doublement négatifs (DNG)	28
I .4 DIFFÉRENTES STRATÉGIES DE RÉALISATION DES MÉTAMATÉRIAUX	29
I.4.1 Géométrie de fil métallique	30
I.4.2 Résonateur en Anneau Fendu (Split Ring Résonateur).....	30
I.4.3 Résonateur en Anneau Fendu Complémentaire (CSRR)	31
I.5 APPLICATION DES MÉTAMATÉRIAUX	32
I. 5 .1 Domaine optique	32

I. 5 .2 Domaine de filtrage	33
I. 5 .3 Domaine des antennes	34
I. 6 CONCLUSION.....	35
LES BIOCAPTEURS	36
I.7 INTRODUCTION	36
I. 7 .1 Définition	36
I.7.2 Construction d'un biocapteur	36
I. 8 Caractéristiques des biocapteurs.....	37
I.9 APPLICATIONS DES BIOCAPTEURS.....	38
I.9.1 Applications industrielles	39
I.9.2 Applications environnementales	39
I.9.3 Médecine et diagnostic	39
I.9.4 Sécurité et défense	39
I.9.5 Biotechnologie	39
I.10 CLASSIFICATION DES BIOCAPTEURS.....	40
I.10.1 Selon le type de bio-récepteurs	40
I.10.2 Selon le type de transducteur	41
I.10.3 Biocapteurs à base des métamatériaux	42
I.11 CONCLUSION.....	46
Références Bibliographiques	47

Chapitre II : Analyse des qualités électromagnétique

Des Résonateurs métamatériaux

II.1 Introduction	52
II.2 Étude des éléments constitutants des métamatériaux :	53
II.2.1 Résonateurs ordinaires	53
II.2.1.1 Résonateur en anneau fendu de forme « oméga » :.....	53
II.2.1.2 Résonateur en anneau fendu de forme polygonale modifiée avec deux anneaux.....	55
II.2.2 Résonateurs complémentaire	59

II.2.2.1 Résonateur en forme rectangulaire modifiée :	59
II.2.2.2 Résonateur en forme de « S » symétrique (CSSSR)	61
II.3 Conclusion	64
Références.....	65

Chapitre III: Performances des filtres microondes

Coupe-bandes à base des SRR /CSRR

III. 1. INTRODUCTION.....	67
III. 2. GABARITS DE FILTRAGE	68
III. 2.1 Définition d'un filtre micro-onde :	69
III.2.2. Rôle du filtre	69
III.2.3. État de l'art des filtres coupe-bande en métamatériaux	69
II. 3. CONCEPTION DU FILTRE COUPE-BANDE À BASE DE CELLULES MÉTAMATÉRIAUX SRR/CSRR :	70
III. 3. 1 Le premier modèle de filtre proposé:.....	71
II.3.2 Résultats et discussion.....	74
III. 1. Le deuxième modèle de filtre proposé:	76
III. 2. Résultats et discussion:	77
III. 4. CONCLUSION	83
Références.....	84

Chapitre IV : Conception d'un biocapteur micro-ondes miniaturisé à base

De métamatériau

IV. 1. INTRODUCTION.....	87
IV.2 MATÉRIELS ET MÉTHODES	88
IV.2 .1 Principe de biodétection.....	88
IV.2.2 Description du biocapteur	88
IV.3 RÉSULTATS ET DISCUSSION IV.3.1 Transmission du SRR	90
IV .3.2 Analyse des performances des biocapteurs.....	91
4 Conclusion	96

Références..... 97

Conclusion générale 99

Publications 103

Liste des tableaux

Tab III. 1: Paramètres géométriques	71
Tab III. 2: Paramètre géométrique de filtre coupe-bande.....	74
Tab III. 3: Effet du substrat sur la fréquence de résonance	75
Tab III. 4: Comparaison des performances des filtres coupe-bande.....	76
Tab III. 5: Paramètres géométriques	78
Tab III. 6: Variation de la fréquence de résonance en fonction de la permittivité relative.	81
Tab III. 7: Constante diélectrique des cellules normales et de différentes cellules cancéreuses.	82
Tab IV. 1: Paramètres géométriques.....	90
Tab IV. 2: Performances de détection du biocapteur	95

Liste des figures

Figure I.1: Evolutions Historique des métamatériaux après-2000.....	21
Figure I.2: la règle de la main gauche de Veselago [6].	22
Figure I.3 : Trièdre (E , H , K) (a) Trièdre direct (matériaux main droite)	23
Figure I.4: Classification des matériaux selon De leur permittivité et perméabilité [9].	24
Figure I.5: Structure de rouleau suisse introduite par Pendry (a) vue de face. (b) vue de profil [12].	25
Figure I.6: SRR pour créer un milieu ayant une perméabilité négative Proposé par Pendry [14].	26
Figure I.7: (a) La permittivité effective du milieu selon la fréquence. (b) Structure de fils fins présentant une ϵ négative / positive lorsque E est parallèle à z.	28
Figure 8: (a) (SRR) + Tiges métalliques. (b) Partie réelle de la perméabilité	29
Figure I.9: Les fils métalliques avec une permittivité diélectrique négative [18].	30
Figure I.10: Résonateur en anneau fendu (SRR) [19].	31
Figure I.11: Résonateur Résonateur en anneau fendu Complémentaire (CSRR)	31
Figure I.12: Application des métamatériaux	32
Figure I.13: Optique en 2D : (a) synthèse des progrès réalisés dans le contrôle de la fréquence de travail des métamatériaux en 2D [21] ; (b) cape d'invisibilité à 100 THz dans le vide [27].	33
Figure I.14: Un filtre coupe-bande fondé sur une cellule unitaire SRR de forme rectangulaire [28].	34
Figure I.15: prototype de RIS [29]. Présenté par Orange en 2021	34
Figure I.16: principe de fonctionnement d'un biocapteur	37
Figure I.17: Projections concernant la répartition régionale du marché des biocapteurs [34]	38
Figure I.18: Classification des Biocapteurs [35]	40
Figure I.19: Schéma et réponse du biocapteur [37].	41
Figure I.20: Biocapteur thermique	42
Figure I.21: Capteur à résonateur basé sur Electric-LC (ELC): (a) Disposition d'un capteur ELC typique. (b) Mesuré et réponse de transmission simulée de la structure [40].	43
Figure I.22: Le résonateur symétrique complémentaire en forme de S (CSSSR) (a) Disposition du capteur CSSSR. (b) Réponse de transmission mesurée et simulée. [41].	44
Figure I.23: Capteur micro-ondes différentiel à division de fréquence basé sur un condensateur interdigité pour une caractérisation diélectrique complète des liquides organiques [42]	45
Figure II. 1: Motifs de résonateurs en forme de « Ω » présentant ($\epsilon < 0$ et $\mu < 0$)	53
Figure II. 2: Polarisation de résonateur en forme de « Ω » 3D-Modeler du HFSS	54
Figure II. 3: Transmission et réflexion du résonateur en forme de « Ω ».	54
Figure II. 4: Perméabilité effective du résonateur en forme de « Ω ».	55
Figure II. 5: Cellule polygonale modifiée avec deux anneaux.	56

Figure II. 6: simulation 3D : (a) Champ électrique parallèle à l'axe d'anneau suivant la direction Oz, (b) Champ Électrique parallèle à l'axe d'anneau suivant la direction Oy	57
Figure II. 7: Coefficient de Transmission S21: (a) 1ere cas, (b) 2eme cas	57
Figure II. 8: Introduction des expressions de "NRW" dans HFSS.	58
Figure II. 9: Paramètres effectifs (a) permittivité, (b) perméabilité	58
Figure II. 10: Cellule rectangulaire modifiée	59
Figure II. 11: .Transmission et réflexion de rectangulaire modifiée	60
Figure II. 12: Partie réelle et imaginaire de la perméabilité	60
Figure II. 13: Résonateur en forme de S symétrique (CSSSR)	61
Figure II. 14: Les caractéristiques de transmission et de réflexion de la structure s.....	62
Figure II. 15: Partie réelle et imaginaire de la permittivité	62
Figure II. 16: Partie réelle et imaginaire de la perméabilité	63
Figure III. 1: Gabarit des filtres idéaux : passe-bas (a), passe-haut (b), passe bande (c) et coupe bande (d). 68	
Figure III. 2: Géométrie de la cellule unitaire CSRR proposée.....	71
Figure III. 3: Réponse fréquentielle de la cellule unitaire CSRR	72
Figure III. 4: Filtres coupe-bandes (a) Vue de dessus (b) Vue de dessous	73
Figure III. 5: Résultats des paramètres S du filtre coupe-bande.....	74
Figure III. 6: Cellule polygonale modifiée.....	76
Figure III. 7: Résultats des paramètres S du filtre coupe-bande.....	77
Figure III. 8: Cellule circulaire (CSRR).....	78
Figure III. 9: Décalage de la fréquence de résonance en fonction du nombre de CSRR gravés.	78
Figure III. 10: Distribution schématique du champ électromagnétique.	80
Figure III. 11: Fréquence de résonance en fonction de l'épaisseur de couche de polyamide	80
Figure III. 12: Coefficient de transmission avec diverses valeurs (ϵ_r).....	81
Figure IV. 1: Disposition géométrique de la cellule de base du métamatériau 89	
Figure IV. 2: Biocapteur planaire proposé	89
Figure IV. 3: Disposition de simulation de la cellule de base Du métamatériau par HFSS.	90
Figure IV. 4: Coefficient de transmission de la cellule de base	91
Figure IV. 5: Disposition de simulation de La structure globale du biocapteur Avec matériau sous test (MUT)..	92
Figure IV. 6: Coefficient de transmission de différents MUT avec décalage de fréquence	93
Figure IV. 7: Sensibilité : (a) la bande inférieure et (b) la bande supérieure	94

Glossaire

BIP	Bande Interdite Photonique
BP	Bande Passante
BT	Bande Transmise
CPW	Coplanaire Waveguide
CRLH	Composite Right-Left Handed
CSRR	Complementary Split Ring Resonator
FOM	Factor of Merit
GSM	Global System for Mobile Communications
FWHM	full width at half maximum
HF	High Frequency
HFSS	High Frequency Structure Simulator
LH	Left hand
MUT	Material Under Test
OEM	Onde électromagnétique
RAF	Résonateur en anneau fendu
RAFC	Résonateur en anneau fendu complémentaire
RSRR	Résonateurs à anneaux fendus rectangulaires
RH	Right Hand
SRR	Split Ring Resonator
TE	Transverse électrique
TEM	Transverse électromagnétique

Résumé

Dans ce travail, nous proposons une nouvelle classe de capteurs qui sont les biocapteurs microondes miniaturisés capables de détecter les solides et les liquides de propriétés physiques inconnues. Ce genre de capteur (efficace dans le domaine de la médecine) se base sur l'effet du couplage électromagnétique entre les filtres microondes coupe-bandes et les résonateurs métamatériaux (à l'exception les (RAFs)). Les filtres coupe-bandes ainsi constituants les biocapteurs proposés permettent d'éliminer les harmoniques indésirables. Une fois qu'on arrivera à déterminer la forme globale de chaque biocapteur (Filtre+ (RAFs)), on va placer les matériaux sous test (solide et/ ou liquide) dans l'endroit du biocapteur où le champ électrique (mode fondamental à la résonance) sera maximal. Cette étape va nous aider à appliquer la technique de la perturbation résonante qui nous permet par la suite de détecter la valeur de la permittivité de chaque matériau. Les résultats souhaités peuvent offrir par la suite des facteurs de qualités et aussi des sensibilités élevés pour nos biocapteurs, ce qui rend ces derniers très efficaces pour la détection des maladies. Pour justifier nos résultats, on va faire des simulations à l'aide du logiciel Ansoft HFSS commercial.

Mots-Clés : Biocapteur, Coupe-bande, Facteur de qualité, Filtre, HFSS, Liquide, Métamatériaux, Permittivité, Sensibilité, Solide.

Abstract

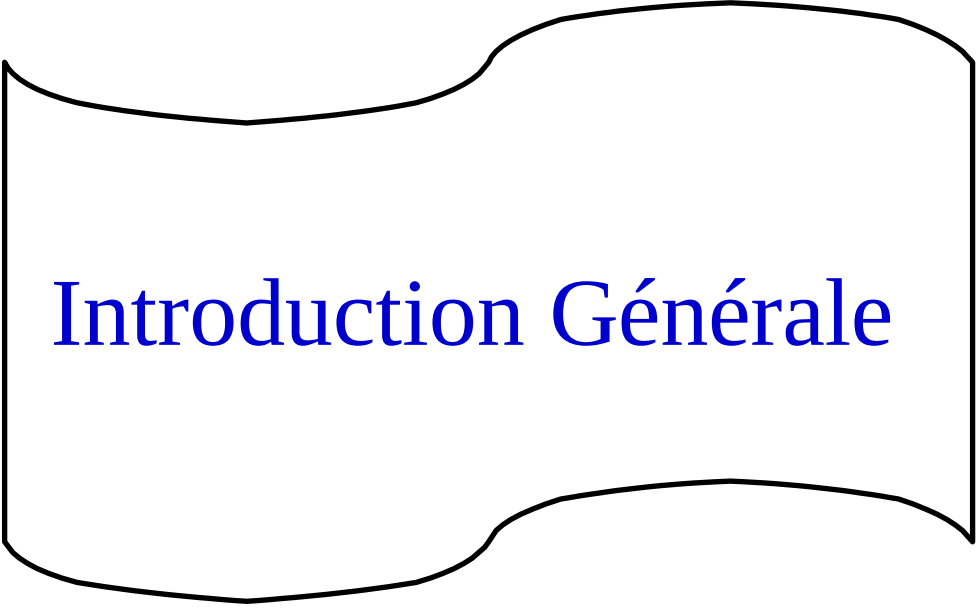
In this work, we will propose a new class of sensors which are miniaturized microwave biosensors capable of detecting solids and liquids with unknown physical properties. This type of sensor (effective in the field of medicine) is based on the effect of electromagnetic coupling between microwave band-stop filters and metamaterial resonators (except (RAFs)). The band-stop filters thus constituting the proposed biosensors make it possible to eliminate unwanted harmonics. Once we can determine the overall shape of each biosensor (Filter + (RAFs)), we will place the materials under test (solid and/or liquid) in the place of the biosensor where the electric field (fundamental mode at resonance) will be maximum. This step will help us to apply the resonant perturbation technique which subsequently allows us to detect the permittivity value of each material. The desired results can subsequently provide high quality factors and also high sensitivities for our biosensors, which make them very effective for disease detection. To justify our results, we will perform simulations using the commercial Ansoft HFSS software.

Keywords: Biosensor, Band-stop, Quality factor, Filter, HFSS, Liquid, Metamaterials, Permittivity, Sensitivity, Solid.

الملخص

في هذا العمل، سوف نقترح فئة جديدة من أجهزة الاستشعار التي هي عبارة عن أجهزة استشعار بيولوجية مصغرة تعمل بالميكروويف وقادرة على اكتشاف المواد الصلبة والسائلة ذات الخصائص الفيزيائية غير المعروفة ومجهولة. يعتمد هذا النوع من المستشعرات (الفعالة في مجال الطب) على تأثير الاقتران الكهرومغناطيسي بين مرشحات إيقاف النطاق وخلايا المواد الخارقة مثل مرنانات (SRR) سنضع المواد قيد الاختبار (صلبة و/أو سائلة) في موقع المستشعر الحيوي حيث يكون المجال الكهربائي (الوضع الأساسي عند الرنين) في أقصى حد له. ستساعدنا هذه الخطوة في تطبيق تقنية الاضطراب الرنان والتي تسمح لنا بعد ذلك باكتشاف قيمة السماحية لكل مادة. وقد تقدم النتائج المرجوة لاحقًا عوامل الصفات والحساسيات العالية لأجهزة الاستشعار الحيوية لدينا، والتي يجعلها فعالة جدًا في الكشف عن الأمراض. سنقوم بإجراء عمليات محاكاة باستخدام البرنامج Ansoft HFSS تجاري.

الكلمات المفتاحية: المستشعر الحيوي، إيقاف النطاق، عامل الجودة، المرشح، السائل، المواد الخارقة، السماحية ، الحساسية، HFSS، المواد الصلب.



Introduction Générale

En raison de son importance dans plusieurs domaines, notamment biomédicaux, la caractérisation des matériaux solides a récemment suscité un intérêt croissant auprès des chercheurs. La détection et l'identification de ces matériaux à travers leur constante diélectrique, avec une précision et une fiabilité élevées, constituent l'un des principaux objectifs de recherche.

Dans ce travail, nous nous sommes concentrés sur l'étude et la conception de nouveaux biocapteurs micro-ondes miniaturisés à base de métamatériaux, destinés à la caractérisation des matériaux solides.

Le manuscrit de la thèse est organisé comme suit :

Le premier chapitre est divisé en deux sections. La première section est consacrée à l'historique et à l'état de l'art des métamatériaux. Nous y décrivons également les structures périodiques artificielles, communément désignées dans la littérature sous le terme de « métamatériaux », ainsi que leur définition et leurs caractéristiques générales. Ensuite, nous détaillons les propriétés et la classification des matériaux en fonction de leurs paramètres effectifs, selon les différentes valeurs possibles de la permittivité et de la perméabilité. Cette section se termine par une présentation de quelques applications des métamatériaux dans les domaines de l'optique, des antennes et des filtres.

La deuxième section présente, dans un premier temps, les généralités sur les biocapteurs ainsi que leurs principes de fonctionnement, suivies d'une présentation des différents types de biocapteurs existants, notamment ceux basés sur les métamatériaux.

Le deuxième chapitre se penchera sur l'étude des propriétés électromagnétiques du résonateur en anneau fendu « SRR », également connu sous le nom de résonateur ordinaire, ainsi que des résonateurs complémentaires « CSRR ». Une analyse paramétrique sera également réalisée sur un modèle de forme « Oméga » et un modèle de forme polygonale modifiée. Quant aux résonateurs complémentaires, nous avons choisi un résonateur de forme rectangulaire modifiée, tandis que le second est un résonateur en forme de S symétrique (CSSSR).

Le troisième chapitre présente les performances des filtres micro-ondes coupe-bande à base de SRR et de CSRR. Nous proposons deux modèles de filtres dont l'objectif est d'améliorer les performances des filtres coupe-bande, notamment en termes de :

- miniaturisation

- perte d'insertion
- bandes de fréquences filtrées
- facteur de qualité.

Le dernier chapitre portera sur la présentation détaillée de notre article intitulé : « Simulation et conception d'un biocapteur à base de métamatériaux ».

Le biocapteur proposé est constitué de deux résonateurs métamatériaux SRR (Split Ring Resonator ou résonateurs en anneau fendu) identiques et périodiques, alimentés par une ligne microruban adaptée à ses deux extrémités. La méthode proposée pour la conception de ce biocapteur repose sur l'exploitation des propriétés électromagnétiques de chaque SRR.

Dans cette étude, quatre substrats différents ont été utilisés afin d'obtenir des sensibilités variées. Les simulations réalisées sur la structure globale (biocapteur et substrat diélectrique), à l'aide du simulateur numérique HFSS, ont montré de bonnes performances de détection, confirmant ainsi l'efficacité du biocapteur proposé.

Enfin, nous terminons par une conclusion générale résumant l'essentiel de ce travail et présentant les perspectives envisageables pour des recherches futures.



Chapitre I

L'état de l'art des métamatériaux

Et les biocapteurs

I.1 INTRODUCTION

Actuellement, dans la littérature, les recherches sont principalement orientées vers le développement de différents domaines, notamment l'industrie, les radiocommunications et les transports, ces travaux visent à répondre aux exigences de miniaturisation et de haute performance des dispositifs électroniques micro-ondes tels que les antennes, les filtres et les coupleurs [1-2].

Dans cette partie de ce chapitre, nous présentons un aperçu historique sur l'état de l'art des métamatériaux ainsi que leurs principales caractéristiques.

Ensuite Nous détaillons leur classification selon les valeurs de la permittivité électrique ϵ et de la perméabilité magnétique μ . et différentes stratégies de réalisation et enfin, nous présentons certaines applications des métamatériaux dans les domaines de l'optique, des antennes et des filtres.

I.1.1 Définition des métamatériaux

Les métamatériaux sont des structures artificielles ou composites, considérées comme des milieux pseudo-homogènes, qui présentent des propriétés électromagnétiques inédites, absentes des matériaux naturels. Leurs paramètres électromagnétiques effectifs peuvent prendre des valeurs inhabituelles par rapport à ceux des matériaux homogènes classiques.

La propriété singulière qui a contribué à la notoriété des métamatériaux est leur capacité à présenter simultanément une permittivité électrique négative et une perméabilité magnétique négative [3].

Cependant, l'expression « propriétés électromagnétiques non disponibles dans la nature » demeure relativement vague. Sur la base de ce seul critère, de nombreuses structures artificielles pourraient potentiellement être qualifiées de métamatériaux (MMT). Toutefois, en raison de leur caractère pseudo-homogène, il est possible d'associer à ces métamatériaux des paramètres effectifs tels que la perméabilité magnétique et la permittivité électrique.

I.1.2 Historique des métamatériaux

La recherche sur les métamatériaux a commencé en 1967 à la suite d'une réflexion théorique menée par le physicien V. Veselago concernant les propriétés qu'aurait un matériau présentant simultanément une permittivité électrique négative et une perméabilité magnétique négative dans une même bande de fréquences [4]. À l'issue de cette étude théorique, Veselago prédit plusieurs phénomènes inhabituels, notamment l'inversion de certains effets physiques classiques, tels que la réfraction décrite par la loi de Snell-Descartes et l'effet Doppler [5].

Cependant, ce domaine ne connaît un véritable essor qu'à la fin des années 1990 grâce aux travaux de J. Pendry et de son équipe. Ces derniers proposent deux structures périodiques innovantes : les fils métalliques fins (*thin metallic wires*) et les résonateurs en anneau fendu (SRR, *Split-Ring Resonators*).

En 2000, Smith et ses collaborateurs démontrent théoriquement puis expérimentalement la faisabilité d'un métamatériau à indice négatif constitué de résonateurs en anneau fendu (RAF) associés à un réseau de fils conducteurs métalliques verticaux.

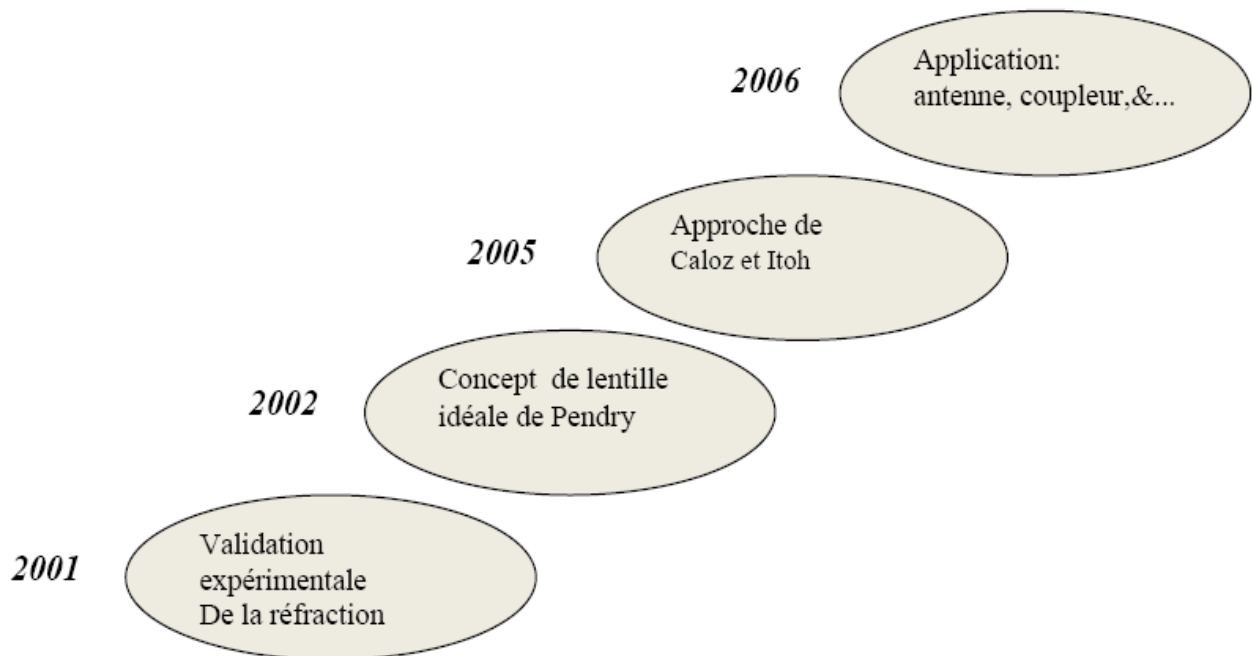


Figure I.1: Evolutions Historique des métamatériaux après-2000

I.2 CARACTÉRISTIQUES GÉNÉRALES DES MÉTAMATÉRIAUX

I.2.1 Approche de Veselago

Dans les diélectriques conventionnels, la permittivité et la perméabilité sont toutes deux positives, et on observe un trièdre direct formé par les champs électrique ($\vec{E}$), magnétique ($\vec{H}$) et le vecteur d'onde ($\vec{K}$) [6].

Veselago a proposé que les ondes électromagnétiques pouvaient également se propager dans des milieux linéaires, homogènes et isotropes présentant simultanément une permittivité et une perméabilité négatives [7].

Ces milieux ont ensuite été désignés sous le nom de matériaux à main gauche (*Left-Handed Materials*, **LHM**). Cette appellation provient du fait que, dans de tels matériaux, les vecteurs $\vec{E}$, $\vec{H}$ et $\vec{K}$ constituent, conformément à la règle de la main gauche, un trièdre indirect, comme l'illustre la Figure I.2.

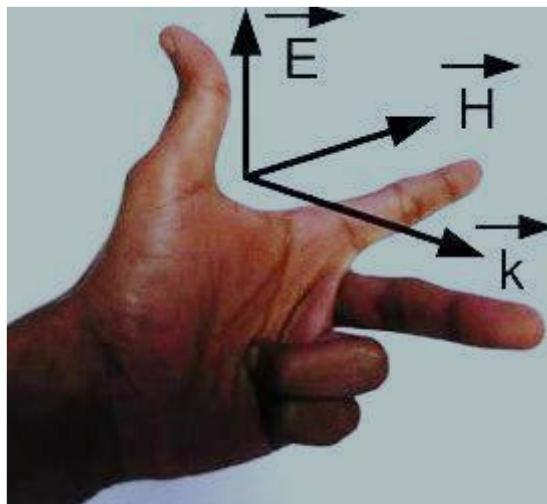


Figure I.2: la règle de la main gauche de Veselago [6].

I.2.2 Vecteur de Poynting :

Le vecteur de Poynting $\vec{S}$ est un vecteur dont la direction indique le sens de propagation de la puissance électromagnétique dans un milieu isotrope. Dans ce cas, le vecteur de Poynting pointe dans une direction opposée à celle du vecteur d'onde $\vec{K}$. Veselago avait souligné que, dans un milieu de type main gauche,

la permittivité et la perméabilité d'un milieu à indice négatif doivent être dépendantes de la fréquence du champ électromagnétique excitateur. Par ailleurs, la densité de puissance associée à la propagation de

l'onde peut également présenter une valeur négative.

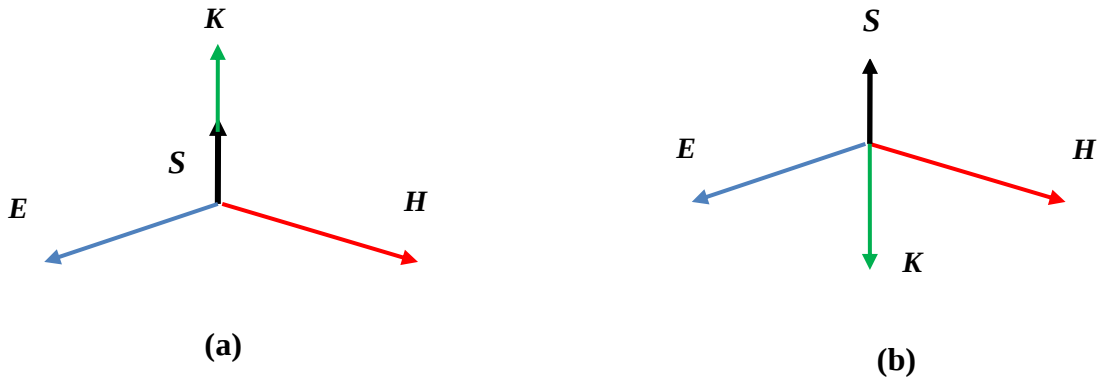


Figure I.3 :Trièdre (E , H , K) (a) Trièdre direct (matériaux main droite)

(b) trièdre indirect (matériaux main gauche). [6].

Le vecteur de Poynting est donné par la formule suivante, selon La formule suivante est utilisée pour déterminer le vecteur de Poynting, conformément à [8] :

$$\vec{S} = \frac{1}{2} \vec{E} \times \vec{H} \quad (1)$$

Avec

$\vec{E}$: Vecteur de champ électrique. $\vec{H}$: Vecteur de champ magnétique.

$\vec{S}$: Vecteur de Poynting.

La vitesse de phase v_ϕ et la vitesse de groupe v_g d'une onde électromagnétique sont dans des directions opposées [6, 8].

. D'après ces propriétés inhabituelles, Veselago avait prédit que ces milieux possèdent des propriétés uniques telles que:[6] :

- L'inversion de l'effet Doppler.
- L'inversion du rayonnement de Cerenkov
- L'inversion de la loi de Snell-Descartes. D'où lorsqu'une onde passe d'un milieu main droite à un milieu main gauche, une onde se verra transmise du même côté de la normale.

I.3 CLASSIFICATION DES MATERIAUX

Dans le domaine des micro-ondes, nous distinguons quatre types de matériaux basés sur la polarité de leur permittivité et perméabilité. Ces paramètres électromagnétiques déterminent la manière dont les ondes électromagnétiques se propagent au sein d'un matériau.

Les matériaux peuvent être classés en quatre groupes en fonction du signe de leur permittivité et perméabilité (ϵ , μ) : [DPS, (+,+)], [MNG, (+, -)], [ENG, (-, +)], [DNG, (-, -)] , [9].

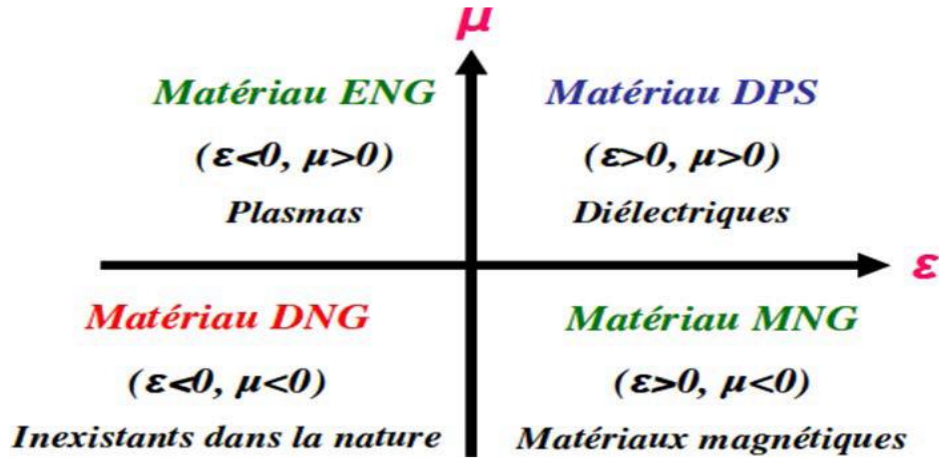


Figure I.4: Classification des matériaux selon De leur permittivité et perméabilité [9].

I.3.1 Les Matériaux doublement positifs (DPS)

Les matériaux dits de double positivité (*Double Positive* ou **DPS**) se distinguent par la présence de paramètres intrinsèques positifs et non nuls, à savoir une permittivité (ϵ) et une perméabilité (μ), toutes deux supérieures à zéro. Cette catégorie regroupe les matières diélectriques et magnétiques.

I.3.2 Les Matériaux à perméabilité négative (MNG)

Le magnétisme artificiel se réfère à la création d'une réponse magnétique sans utiliser des matériaux magnétiques, mais en utilisant uniquement des structures constituées de conducteurs métalliques conventionnels.

Les milieux présentant une perméabilité négative [MNG, (+, -)], obtenue grâce à des matériaux de type métal-dielectrique qui ne sont pas nécessairement dotés d'une activité magnétique, comme c'est le cas pour les ferromagnétiques [10]. Des courants induits dans le conducteur peuvent être suffisamment importants pour assurer un phénomène de métamatériaux, malgré le fait que la taille des motifs respecte la condition d'homogénéité ($\ll \lambda$).

En 1999, J. Pendry [11] a été le premier qui applique cette conception, en introduisant une disposition distinctive qui intègre un ensemble de structures métalliques sous la forme d'un rouleau suisse (Swiss-Roll) Figure 5.

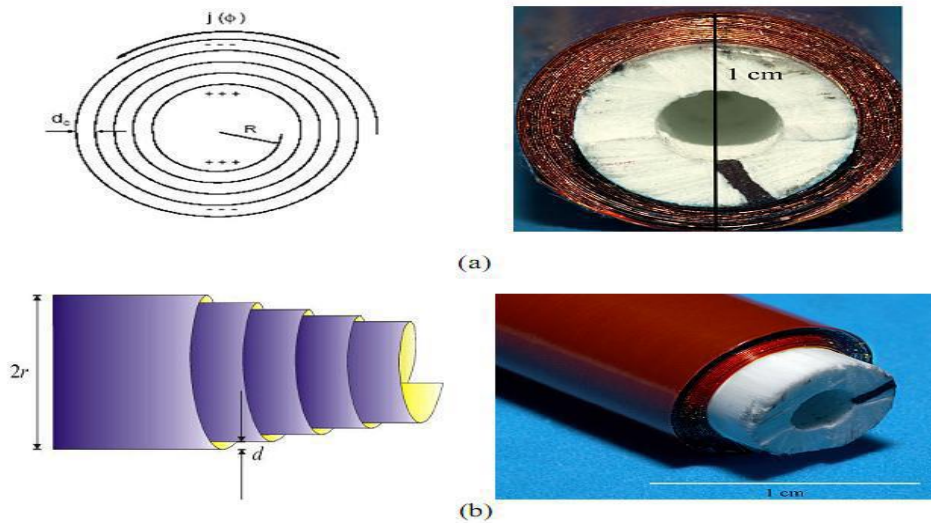


Figure I.5: Structure de rouleau suisse introduite par Pendry (a) vue de face. (b) vue de profil [12].

Ainsi, la relation concernant la perméabilité effective est exprimée par : [13].

$$\mu_{eff} = 1 - \frac{F}{1 + \frac{2\sigma i}{wR\mu} - \frac{d_c C_0^2}{2\pi^2 R^3 (N-1)w^2}} \quad (2)$$

F : le taux de remplissage de matériau qui est magnétiquement actif ;

ω : la pulsation angulaire ;

μ : la perméabilité du vide ;

C_0 : la vitesse de la lumière dans le vide ;

σ_i : l'isolant entre les couches conductrices a une permittivité ϵ ;

R : rayon d'un cylindre composé;

N : nombre de tours;

d_c : L'espace entre deux tours consécutifs ;

Le magnétisme artificiel fait référence à la création d'une réponse magnétique sans recourir à des matériaux magnétiques naturels, mais uniquement à l'aide de conducteurs métalliques. En 1999, J. B. Pendry a introduit une structure résonante appelée résonateur à anneaux fendus (Split Ring Resonator, SRR) [14].

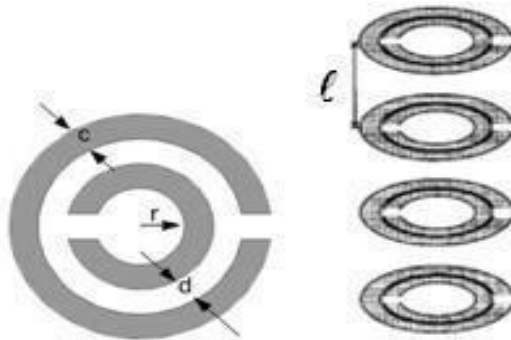


Figure I.6:SRR pour créer un milieu ayant une perméabilité négative Proposé par Pendry [14].

La structure SRR est composée de deux résonateurs en boucles métalliques imbriquées sous forme de la lettre C. Quand un champ magnétique $\vec{H}$ est appliqué en parallèle à l'axe des boucles, selon les deux équations (1.3 et 1.4), un courant est ensuite induit sur les résonateurs et une activité magnétique apparaît.

$$B = \mu_{eff} \mu_0 H \quad (3)$$

$$D = \epsilon_{eff} \epsilon_0 E \quad (4)$$

Avec ω_{pm} la fréquence plasma magnétique et ω_m la fréquence de résonance magnétique, et Γ les pertes

métallique du **SRR**. On peut exprimer ces fréquences en termes des paramètres géométriques des **SRR** en employant les équations ci-après :

$$\omega_m = \sqrt{\frac{3lc_0^2}{\pi^2 \ln\left(\frac{2c}{d}\right) r^2}} \quad (5)$$

$$\omega_{pm} = \frac{\omega_m}{\sqrt{1 - \frac{\pi r^2}{a^2}}} \quad (6)$$

I .3.3 Les Matériaux à permittivité négative (ENG)

J. Pendry a proposé que, pour obtenir une permittivité négative, il est nécessaire de créer un plasma artificiel en réduisant la fréquence plasma par la dilution du milieu métallique. Puisque la fréquence du plasma électrique peut se présenter de cette manière [15-44]:

$$\omega_{pe}^2 = \frac{p_e^2}{\varepsilon_0 m_{eff}} \quad (7)$$

Avec :

m_{eff} : la masse effective des électrons;

ρ : la densité des électrons ;

ω_{pe} : la pulsation du plasma électrique ;

La démarche adoptée consistait à concevoir un réseau comportant des inclusions métalliques de plus grandes dimensions, caractérisées par une densité électronique effective plus faible. La structure retenue est constituée d'un ensemble de tiges métalliques de rayon **r**, utilisant une distance de réseau **a**.

Dans cette configuration, la fréquence plasma effective associée à cette structure s'exprime par :

$$\omega_{pe}^2 = \frac{2\pi c_0^2}{a^2 \ln\left(\frac{a}{r}\right)} \quad (8)$$

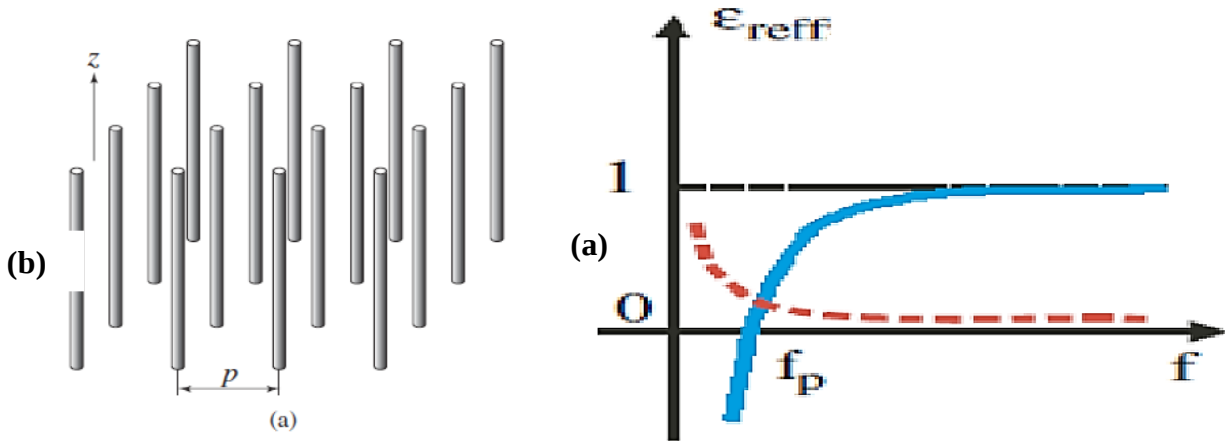


Figure I.7:(a) La permittivité effective du milieu selon la fréquence. (b) Structure de fils fins présentant une ϵ négative / positive lorsque E est parallèle à z .

Les métamatériaux **ENG** utilisent un maillage métallique de fils minces en cuivre, en aluminium, en argent ou en or, disposés périodiquement (avec une période et un rayon de fil R , comme illustré dans la figure I.7 **(a)**). Ces fils métalliques parallèles présentent un comportement passe-haut pour une onde plane incidente, dont le champ électrique est parallèle aux fils. Le réseau cylindrique affiche une permittivité négative en dessous de la fréquence de coupure, comme illustré dans la figure I.7 **(b)**.

I .3.4 Les Matériaux doublement négatifs (DNG)

Il s'agit de matériaux qui présentent une permittivité et une perméabilité qui sont simultanément négatives. Il est possible de concevoir ces métamatériaux à partir de cellules dites « imbriquées » ou « Combinées ».

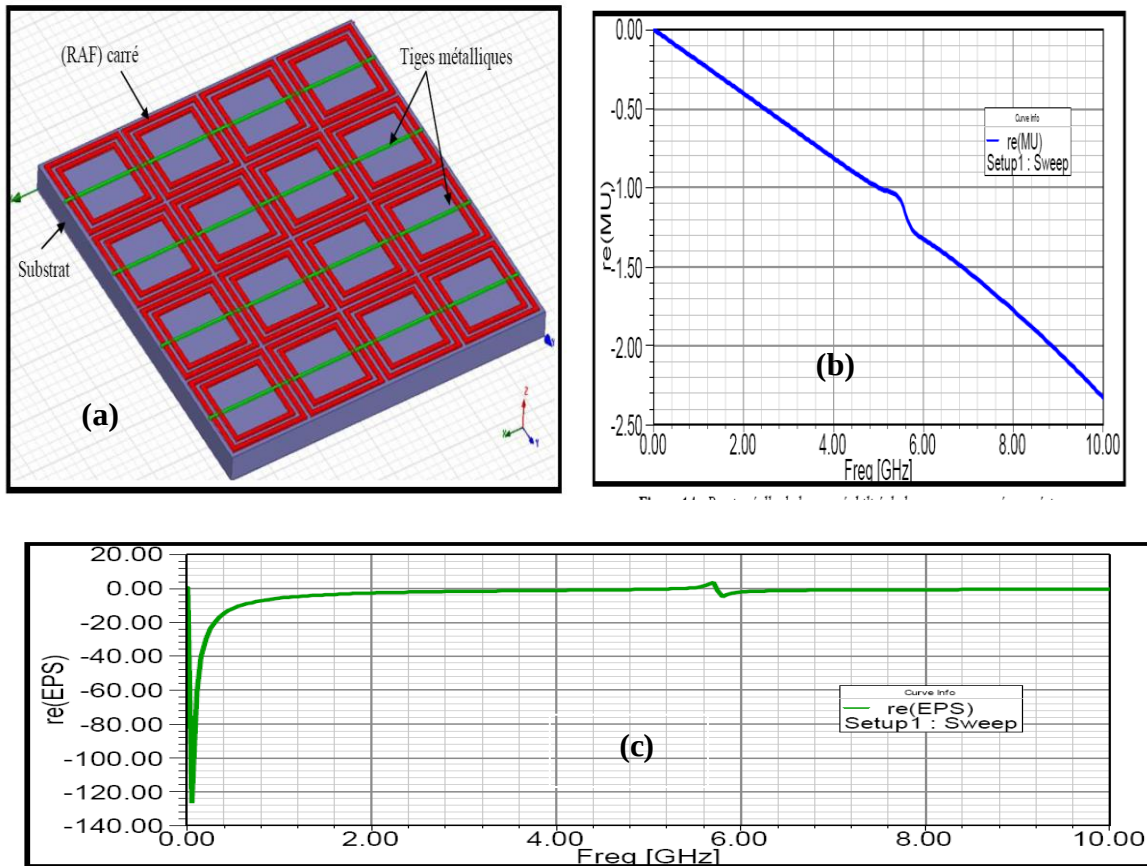


Figure I.8:(a) (SRR) +Tiges métalliques. (b) Partie réelle de la perméabilité.

(c) Partie réelle de la permittivité

Les propriétés des métamatériaux DNG ont d'abord comme illustré dans la figure 8, la cellule (SRR+Tige) réalisée Cette combinaison répond à l'exigence de $\epsilon < 0$ à partir d'un fil/milieu rodé (comme diélectrique artificiel) et de $\mu < 0$ à partir d'un résonateur à anneaux fendus (SRR) [16].

I.4 DIFFÉRENTES STRATÉGIES DE RÉALISATION DES MÉTAMATÉRIAUX

L'évolution récente des métamatériaux s'est appuyée sur une approche progressive en trois étapes. Elle a d'abord consisté à concevoir un réseau présentant une permittivité négative, puis à réaliser un réseau

présentant une perméabilité négative, avant de combiner les deux afin d'obtenir un métamatériau à double négativité. Nous adopterons cette même démarche en examinant successivement les réseaux de fils métalliques, puis les résonateurs à réponse magnétique. Par la suite, nous explorerons d'autres approches alternatives, telles que l'utilisation d'un motif unique ou la structuration de matériaux diélectriques.

I.4.1 Géométrie de fil métallique

En 1998, Pendry a utilisé les caractéristiques spéciales des fils métalliques fins, capables de modifier la permittivité effective du milieu d'accueil lorsqu'il est stimulé de manière adéquate. Son évaluation se fait tout au long du cylindre métallique immergé dans un milieu homogène [17].

La structure à permittivité négative ($\epsilon < 0$), décrite par Pendry [17], est constituée d'une matrice carrée de fils métalliques parallèles, infiniment fins et longs, intégrés dans un milieu diélectrique.

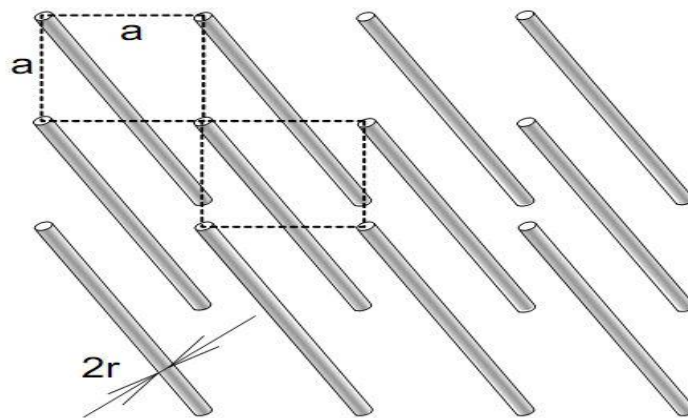


Figure I.8: Les fils métalliques avec une permittivité diélectrique négative [18].

Dans le cas illustré à la figure I.9, le milieu environnant est le vide, la longueur de la cellule unitaire est a , et le rayon d'un fil individuel vérifie $r \ll a$.

I.4.2 Résonateur en Anneau Fendu (Split Ring Résonateur)

J. PENDRY a proposé les résonateurs à Anneau fendu (SRR), ces composants métalliques sont élaborés pour posséder une perméabilité effective négative, dans le but d'accélérer et de dynamiser les recherches liées aux métamatériaux.



Figure I.9: Résonateur en anneau fendu (SRR) [7].

La structure SRR est composée de deux résonateurs en boucles métalliques imbriquées sous forme de la lettre C (figure I.10). Une propriété intéressante du SRR est son pouvoir à concentrer de l'énergie électrostatique du champ incident dans les régions où est créée la capacité [7].

I.4.3 Résonateur en Anneau Fendu Complémentaire (CSRR)

Dans la technologie micro-ruban, il n'est pas possible de graver les SRR sur le côté supérieur du substrat, à proximité de la ligne de transmission. Afin d'optimiser l'appariement, l'écart entre la ligne et les anneaux doit être réduit au minimum. Cette configuration géométrique est appropriée, puisque dans de nombreuses applications, la réduction de la taille constitue une exigence majeure.



Figure I.10: Résonateur Résonateur en anneau fendu Complémentaire (CSRR)

En technologie micro-ruban, les CSRR « Complementary Split Ring Resonators » sont gravés dans le plan de masse situé sous la ligne micro-ruban. Lorsqu'ils sont excités par le champ électrique, ils induisent une permittivité effective négative.

Pour obtenir un comportement de type main gauche, il est nécessaire d'intégrer une structure permettant de générer une perméabilité effective négative. Cela peut être réalisé par gravure, introduisant ainsi des discontinuités capacitatives au sein de la ligne micro-ruban.

I.5 APPLICATION DES MÉTAMATÉRIAUX

Un grand nombre d'applications ont vu le jour initialement dans le domaine des fréquences centimétriques et millimétriques, puis par la suite dans celui de l'optique. On s'attend à ce que de nouveaux produits intégrant des éléments ou systèmes basés sur les métamatériaux apparaissent dans divers secteurs clés tels que l'information et la communication, l'aérospatial, la défense et la sécurité, ainsi que les nanotechnologies [19].

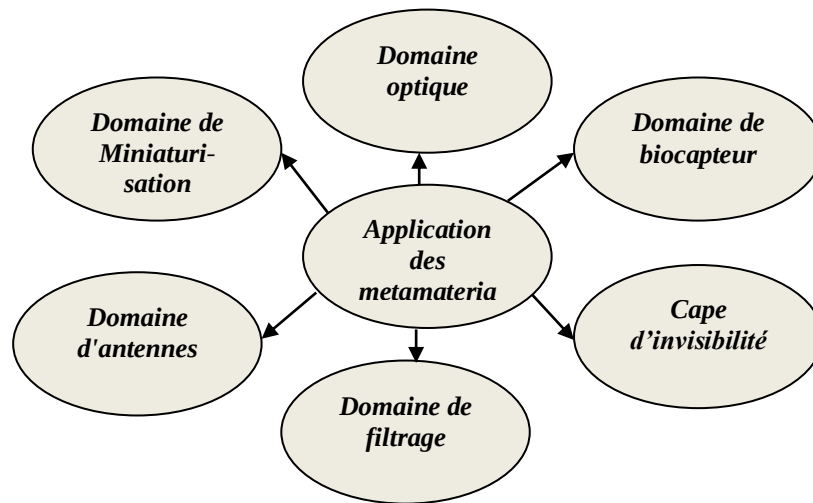


Figure I.11: Application des métamatériaux

En raison du grand nombre de sujets liés à ce domaine, nous nous limiterons à présenter quelques applications seulement.

I.5 .1 Domaine optique

Un intérêt croissant a également émergé pour étendre l'approche des métamatériaux (**MM**) à des régimes de fréquences plus élevées, en ajustant progressivement les concepts initialement élaborés dans la gamme des gigahertz aux fréquences térahertz , ainsi qu'aux infrarouges (moyennes et proches) et à la lumière visible [20]. La première approche dans ces régimes vise à diminuer la dimension des métamatériaux pour qu'elle demeure en adéquation avec les longueurs d'onde plus courtes, comme l'ont prouvé les succès dans la fabrication de composants en THz [21-22].

Cependant, à mesure que la fréquence augmente, en particulier dans les régimes infrarouges moyens et proches, ou visibles, Dans la majorité des cas, Cette méthode échoue en raison des pertes plasmoniques [23.-24], dues à l'augmentation soudaine de la composante imaginaire de l'indice de réfraction aux alentours de la fréquence de résonance [25].

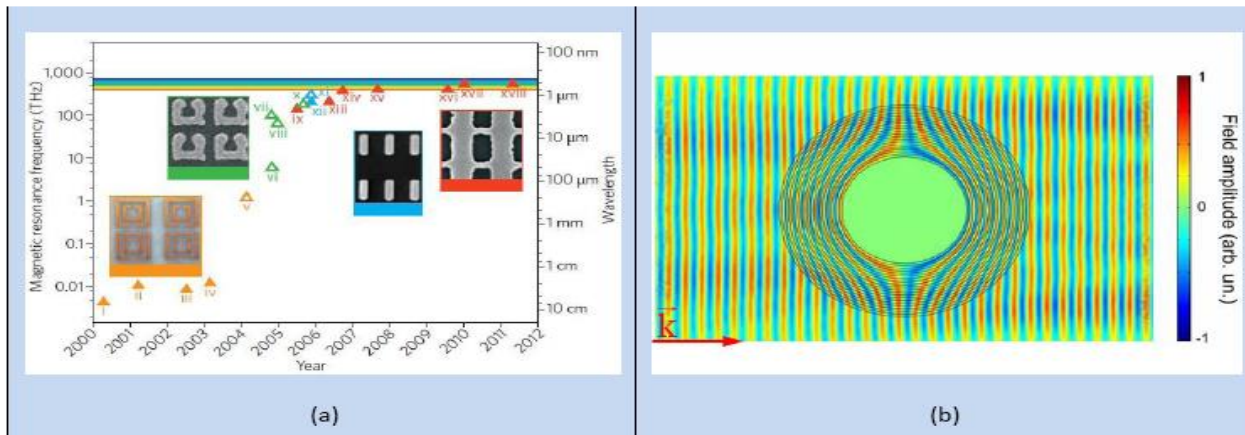


Figure I.12: Optique en 2D : (a) synthèse des progrès réalisés dans le contrôle de la fréquence de travail des métamatériaux en 2D [21] ; (b) cape d'invisibilité à 100 THz dans le vide [26].

Sauf les MMs qui travaillent en mode propagatif dans figure 1-13 (b) MM peut aussi se coupler à l'onde en mode diffusif au photon émis par l'émission spontanée.

I.5 .2 Domaine de filtrage

Dans de nombreuses applications en radiofréquence (RF) et micro-ondes, les filtres occupent une place centrale. Ils offrent la possibilité de diviser ou d'assembler divers signaux micro-ondes. Avec l'émergence de nouvelles applications, comme les communications sans fil, les filtres RF/micro-ondes doivent répondre à des exigences de plus en plus rigoureuses, notamment en matière de performance élevée, de compacité, de légèreté et de coût réduit.

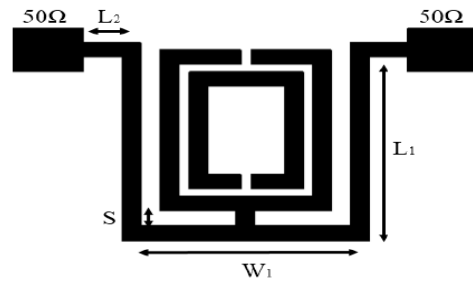


Figure I.13: Un filtre coupe-bande fondé sur une cellule unitaire SRR de forme rectangulaire [27].

La figure I.14 présente la forme géométrique un nouveau filtre coupe-bande compact basé sur une cellule unitaire SRR rectangulaire. La structure du filtre est composée d'une ligne microruban modifiée, connectée à une ligne d'alimentation de 50 Ω de chaque côté, et d'un SRR rectangulaire ajouté et placé au centre.

I.5 .3 Domaine des antennes

L'intérêt pour les applications des métamatériaux dans le domaine des micro-ondes et des antennes a considérablement augmenté ces dernières années.

Le projet européen RISE-6G, avec une participation active d'Orange, a pour objectif de développer de nouvelles antennes utilisant des métamatériaux, qui se distinguent par leur configurabilité et leur efficacité énergétique.

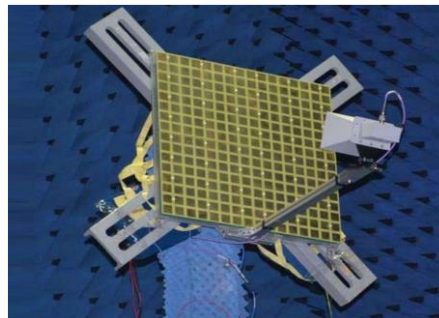


Figure I.14: prototype de RIS Présenté par Orange en 2021[28]

Alors que la 5G est encore en phase de déploiement, des ingénieurs et des chercheurs s'attachent déjà à élaborer les générations futures, notamment la B5G (Beyond 5G) et la 6G. Quelle est la distinction entre ces deux technologies ? La plage de fréquences : de 100 à 300 GHz pour la première ; de 100 à 10 000 GHz (soit 10 THz) pour la seconde. Cela pourrait entraîner des vitesses de transmission avoisinant les 100 Gbit/s pour la B5G et 1 Tbit/s pour la 6G, avec des latences inférieures à 1 ms.

I.6 CONCLUSION

Les métamatériaux constituent un domaine de recherche relativement récent qui suscite un intérêt croissant au sein de la communauté scientifique. De nombreux chercheurs issus de diverses disciplines s'intéressent à ces matériaux en raison de leurs propriétés électromagnétiques uniques. Parmi les phénomènes les plus remarquables qu'ils présentent figurent ceux associés aux métamatériaux à indice de réfraction négatif. Plus précisément, ces matériaux permettent l'inversion de trois phénomènes fondamentaux : la loi de Snell-Descartes, l'effet Doppler et le rayonnement de Čerenkov.

Dans cette section du chapitre, nous avons retracé l'histoire des métamatériaux. Nous avons ensuite présenté une classification des matériaux basée sur le signe de leur permittivité et de leur perméabilité. En conclusion, nous avons évoqué plusieurs applications envisageables des métamatériaux, qui sont essentielles pour les technologies de pointe, surtout dans le secteur des télécommunications.

LES BIOCAPTEURS

I.7 INTRODUCTION

Au cours des dernières années, l'essor de besoins significatifs dans le secteur biomédical a généré un intérêt croissant pour l'examen des biocapteurs, qui offrent une évaluation précise et rapide d'éléments biologiques tels que les biomolécules ou les cellules.

Ainsi, diverses techniques de biodétection ont été développées. Elles peuvent principalement être de nature optique, mécanique ou électrique. Depuis plusieurs années, les recherches approfondies sur les systèmes de biodétection optique ont permis une analyse efficace des systèmes biologiques. Cependant, ces techniques présentent certains inconvénients, notamment l'utilisation de marqueurs spécifiques pouvant induire des modifications chimiques sur l'entité biologique analysée. Parallèlement, les techniques de détection sans marquage suscitent un intérêt croissant, car elles permettent de concevoir des outils d'analyse ne nécessitant pas de marqueurs spécifiques [29].

I.7 .1 Définition

Un biocapteur, également désigné sous le terme de biosenseur, est un dispositif d'analyse conçu pour convertir une réaction biologique en un signal électrique mesurable [30].

Il s'agit d'un dispositif qui exploite des réactions biochimiques spécifiques, catalysées par des enzymes isolées, des systèmes immunitaires, des tissus, des organites ou des cellules entières, afin de détecter des substances chimiques, en générant des signaux électriques, thermiques ou optiques [31].

Plus précisément, un biocapteur est constitué d'un transducteur couplé à un élément biologique de reconnaissance, tel qu'un acide nucléique, une enzyme ou un anticorps. Cet élément biologique, également appelé bioélément, interagit spécifiquement avec l'analyte cible. La réaction biochimique résultante est ensuite convertie en un signal électrique exploitable par le transducteur [32].

I.7.2 Construction d'un biocapteur

Le biocapteur repose sur trois éléments clés : l'analyte, qui constitue l'élément sensible biologiquement

actif, et le biorécepteur, qui est au cœur de la technologie des biocapteurs. Par définition, un biorécepteur est une espèce moléculaire qui emploie un processus de reconnaissance biochimique particulier. Le transducteur, quant à lui, représente l'élément physique du biocapteur. Il sert à convertir la modification biochimique résultant de l'interaction entre l'analyte et le biorécepteur en un signal électrique.

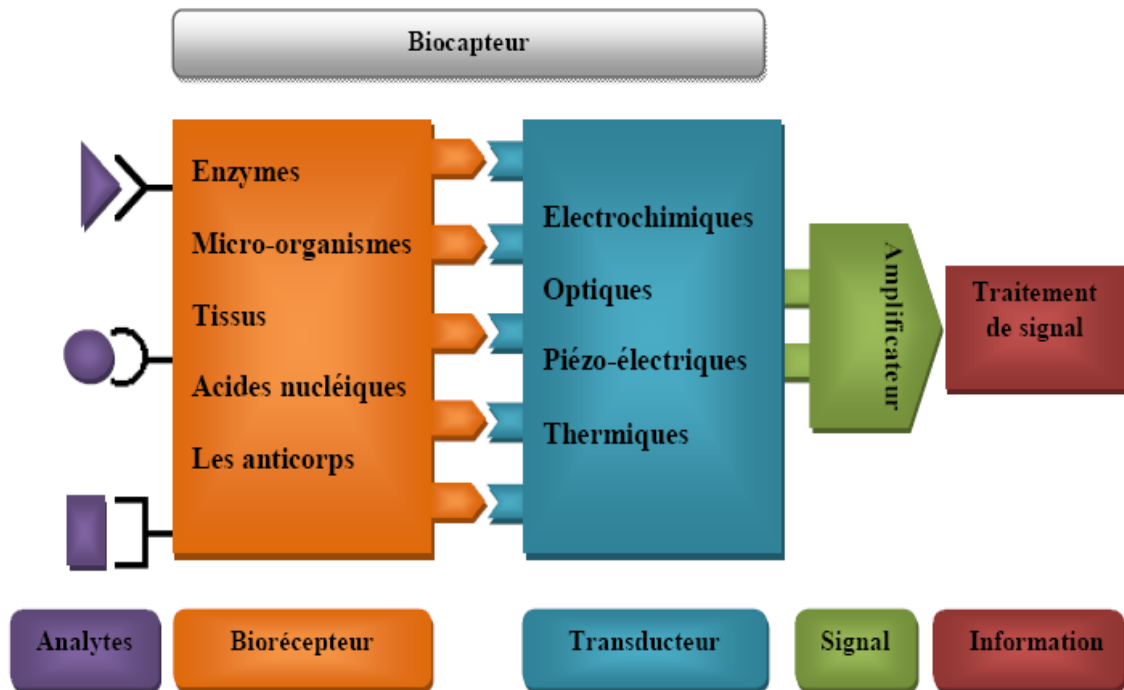


Figure I.15: principe de fonctionnement d'un biocapteur

I.8 Caractéristiques des biocapteurs

Les caractéristiques suivantes sont essentielles pour évaluer un capteur et ses performances analytiques. Parmi les plus utilisées, on trouve :

- a. **Sélectivité** : Il s'agit de la capacité du biocapteur à différencier des substrats distincts. Ce paramètre repose essentiellement sur l'élément biologique, bien que la sélection du transducteur puisse parfois influencer la sélectivité
- b. **Sensibilité** : Ce paramètre désigne le rapport entre l'augmentation de la réponse du capteur et la variation correspondante de la grandeur à mesurer.
- c. **Fidélité** : On considère un capteur comme précis s'il produit en sortie un signal qui reste constant dans le temps pour une série de mesures correspondant à la même valeur de la grandeur physique d'entrée. Il illustre également l'impact du vieillissement.

d. Temps de réponse : Délai de réponse : Il s'agit du temps requis pour que le capteur fournisse une certaine fraction de l'amplitude totale du signal.

e. Durée de vie : Il s'agit de la capacité du biocapteur à résister aux multiples agressions provenant du milieu à analyser.

f. Exactitude : C'est l'accord entre le résultat de la mesure et la valeur réelle de la grandeur mesurée. L'écart entre les deux est appelé l'erreur absolue.

g. Limite de détection : C'est la plus petite valeur mesurée que le biocapteur peut détecter de manière significativement différente du bruit de fond.

I.9 APPLICATIONS DES BIOCAPTEURS

L'utilisation des biocapteurs varie selon les secteurs, notamment la médecine, l'alimentation et l'environnement. Dans le domaine de la technologie alimentaire, il est crucial d'identifier les contaminants biologiques et chimiques, étant donné leur impact sur la qualité et la sécurité des aliments.

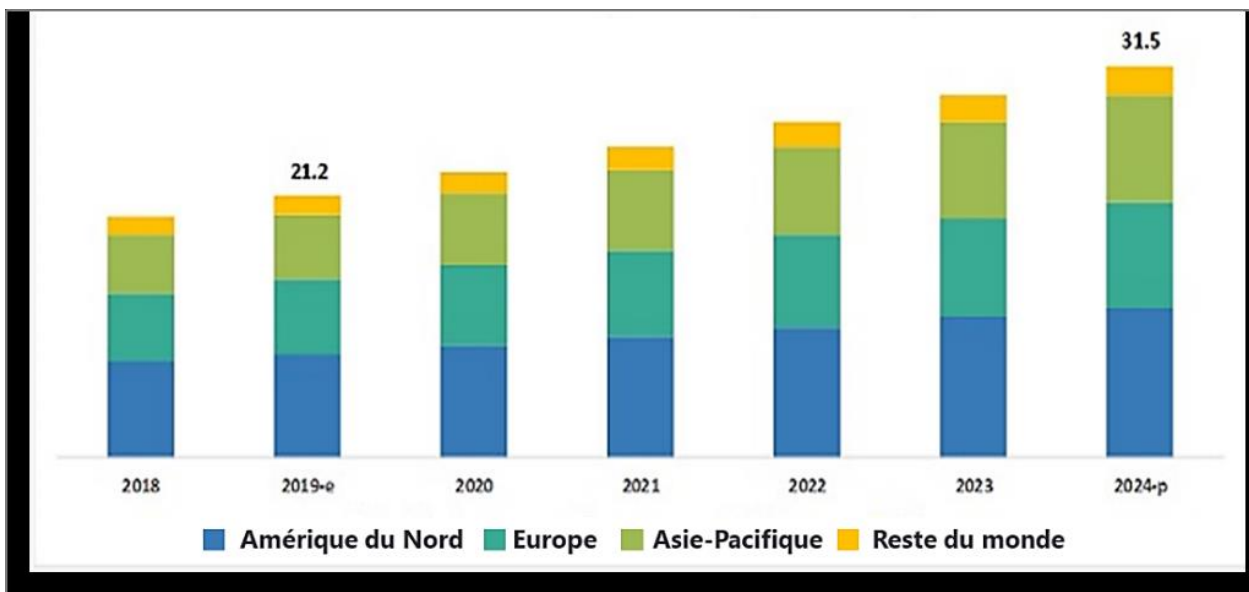


Figure I.16: Projections concernant la répartition régionale du marché des biocapteurs [33]

D'après une étude récente réalisée par le consortium MarketsandMarkets™, on estime que le marché mondial des biocapteurs (en considérant toutes les applications) passera de 21,2 milliards USD en 2019 à 31,5 milliards USD d'ici 2024, avec un taux de croissance annuel composé de 8,3 % pour cette période de cinq ans [10]. Néanmoins, les applications dans le secteur du diagnostic médical restent largement prédominantes [34].

On peut mentionner les applications suivantes des biocapteurs :

I.9.1 Applications industrielles

Dans le secteur agroalimentaire, on utilise des biocapteurs pour l'évaluation de paramètres comme les glucides, l'alcool et les acides. Ils ont aussi une importance cruciale dans l'identification des agents infectieux dans la viande, les volailles et le poisson frais.

I.9.2 Applications environnementales

On utilise des biocapteurs pour surveiller la qualité de l'air et de l'eau. On les utilise notamment pour détecter des traces de phosphates organiques dans les pesticides ou pour évaluer la toxicité des eaux usées. Les biocapteurs ont de nombreuses applications dans divers domaines à l'aide de leur capacité à détecter des substances spécifiques et à fournir des données en temps réel. Voici quelques-unes de leurs principales applications :

I.9.3 Médecine et diagnostic

Surveillance des maladies : Les biocapteurs sont utilisés pour détecter des biomarqueurs spécifiques dans le sang, l'urine ou la salive, permettant ainsi de diagnostiquer des maladies comme le diabète, les infections ou même certains types de cancer.

Surveillance de la santé : Certains biocapteurs portables, comme les dispositifs de suivi de la glycémie pour les diabétiques ou les capteurs de fréquence cardiaque, permettent aux patients de suivre en temps réel leur état de santé.

Diagnostic rapide : Par exemple, dans les tests de grossesse ou la détection de certaines infections, les biocapteurs peuvent fournir des résultats immédiats.

I.9.4 Sécurité et défense

Détection de substances dangereuses : Dans le domaine de la sécurité, les biocapteurs peuvent être utilisés pour détecter des agents chimiques, biologiques, radiologiques ou nucléaires (CBRN), servant ainsi à prévenir des menaces biologiques ou chimiques.

Surveillance des zones sensibles : Ils sont également utilisés pour détecter des traces de substances illicites (drogues, explosifs).

I.9.5 Biotechnologie

Recherche en biologie moléculaire : Les biocapteurs jouent un rôle clé dans l'étude des interactions moléculaires, telles que les réactions enzymatiques, les interactions antigène-anticorps ou les réactions de transcription et de traduction des gènes.

Séquençage de l'ADN : Certains biocapteurs sont utilisés pour détecter des séquences spécifiques d'ADN, facilitant ainsi les études génétiques et la recherche sur les maladies héréditaires.

I.10 CLASSIFICATION DES BIOCAPTEURS

On peut classer les biocapteurs selon plusieurs critères :

- **Selon le type de bio-récepteur** : biocapteurs enzymatiques, immunologiques, à acides nucléiques, cellulaires, etc.
- **Selon le type de transducteur** : biocapteurs optiques, électrochimiques, thermiques, piézoélectriques, etc.

. La figure I.18 illustre les principales classifications des biocapteurs

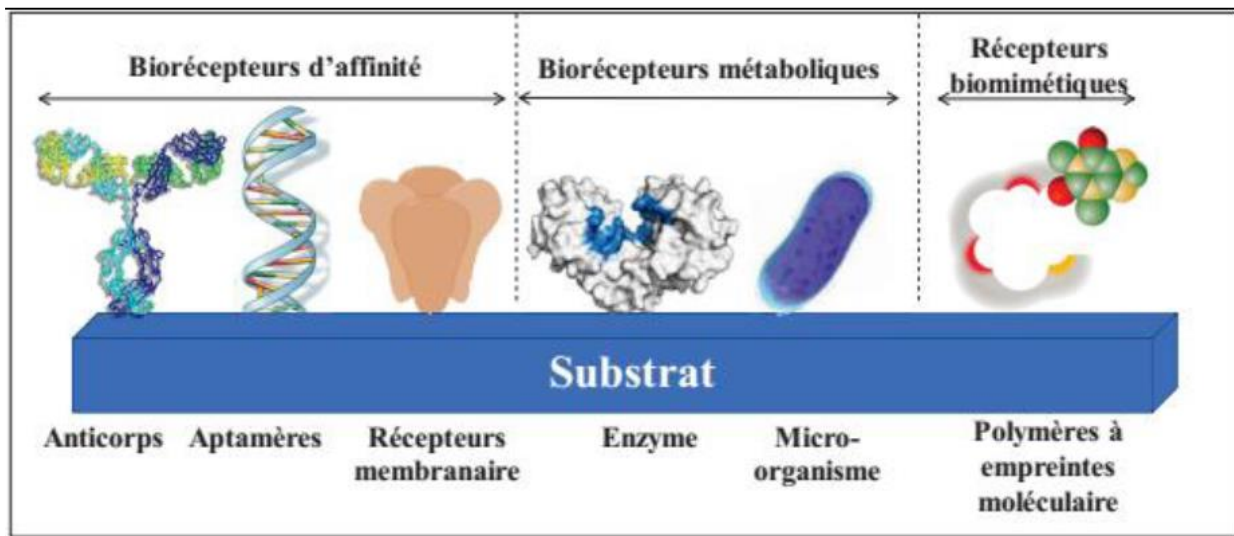


Figure I.17:Classification des Biocapteurs [34]

I.10.1 Selon le type de bio-récepteurs

Un bio-récepteur se définit comme une entité biologique, qu'il s'agisse d'un anticorps, d'une enzyme, d'une protéine ou d'un acide nucléique, ou encore d'un organisme vivant tel qu'une cellule, un tissu ou même un organisme entier. Il met en œuvre un processus de reconnaissance biochimique spécifique [36]. Grâce à cette capacité de reconnaissance, les bio-récepteurs sont utilisés dans de nombreux domaines d'application.

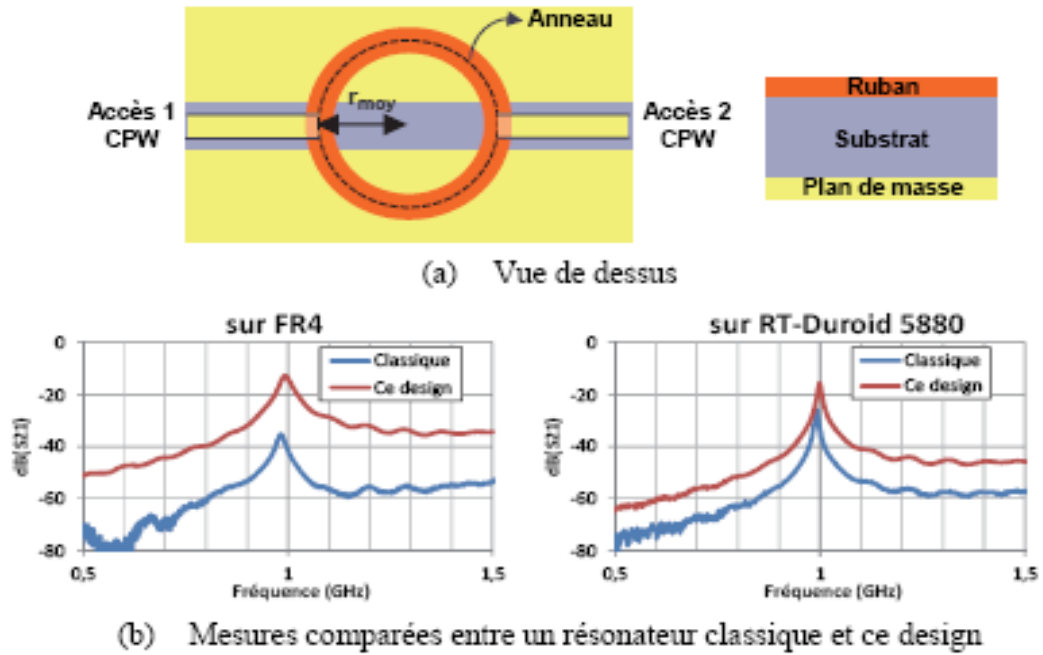


Figure I.18: Schéma et réponse du biocapteur [36].

La Figure 17 montre un prototype de capteur microondes résonnant à la fréquence fondamentale de 1GHz utilisé pour déterminer les propriétés diélectriques de tissus biologiques d'origine animale.

I.10.2 Selon le type de transducteur

Le transducteur représente la partie physique du biocapteur qui assure la conversion du résultat de l'interaction entre l'analyte et le bio-récepteur en un signal électrique quantifiable [37].

Pour la conception de biocapteurs, divers types de transducteurs sont employés. Effectivement, le transducteur peut être de nature optique, thermique ou électrochimique [38].

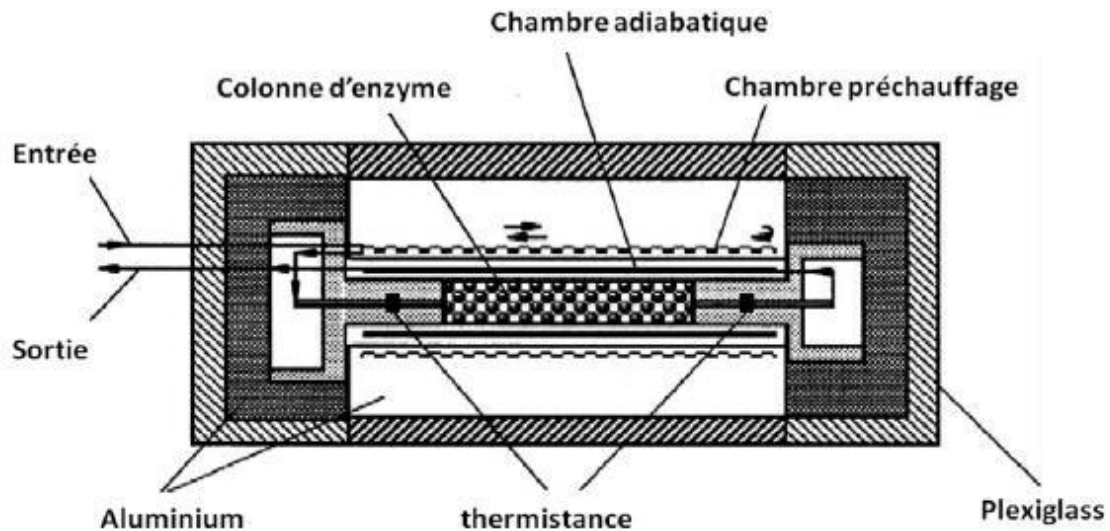


Figure I.19: Biocapteur thermique

Les transducteurs thermiques, développés dans les années 1970, sont capables de convertir un signal biochimique en un signal thermique. Un microcalorimètre ou une résistance thermique, relié(e) à l'échantillon biologique, permet de mesurer les variations d'enthalpie ou de température engendrées par la réaction entre le bio-récepteur et le composé à détecter [20].

I.10.3 Biocapteurs à base des métamatériaux

Le développement de la microélectronique a ravivé l'intérêt pour les biocapteurs basés sur les métamatériaux, notamment en ce qui concerne leur sensibilité et leur facteur de qualité. De coût et de facilité de fabrication, qui offre de nouvelles opportunités et perspectives dans le secteur biomédical. L'aptitude à miniaturiser les biocapteurs pour opérer à une échelle comparable à celle d'une cellule individuelle nous a permis de contrôler et de manipuler efficacement les ondes à l'échelle micro et nanométrique, ce qui facilite la compréhension de nombreux phénomènes biologiques. [20]

Au cours des dernières années, divers biocapteurs basés sur les résonateurs à anneaux fendus (SRR) ont été développés. Une ligne microruban intégrant un biocapteur à résonateur **Electric-LC (ELC)** a été proposée par Kapoor, Varshney et Akhtar. Les auteurs ont démontré une sensibilité élevée en associant l'élément ELC à un condensateur interdigital (**IDC**). Ce dernier permet une meilleure répartition du champ électrique dans la zone de détection à la fréquence cible de **3,316 GHz**, ce qui se traduit par une amélioration de la sensibilité du biocapteur.

Ce dispositif démontre sa capacité à détecter de faibles variations de la permittivité complexe de l'échantillon testé. La Figure I.21 illustre le résonateur ELC aligné avec le patch sur la face avant du substrat. Dans cette configuration, le résonateur ELC est excité par le champ électrique généré par le condensateur interdigital (IDC), ce qui produit une encoche de résonance nette à une fréquence de 3,316 GHz. Lorsque le capteur ELC est chargé avec un échantillon présentant une permittivité relative de 10, la fréquence de résonance se décale vers les basses fréquences de 1,536 GHz. Cette variation correspond à une sensibilité élevée de 170,67 MHz ainsi qu'à une sensibilité normalisée de 5,14 %. Cependant, ces réalisations restent limitées à la caractérisation d'échantillons dont la permittivité relative est comprise entre 1 et 10.

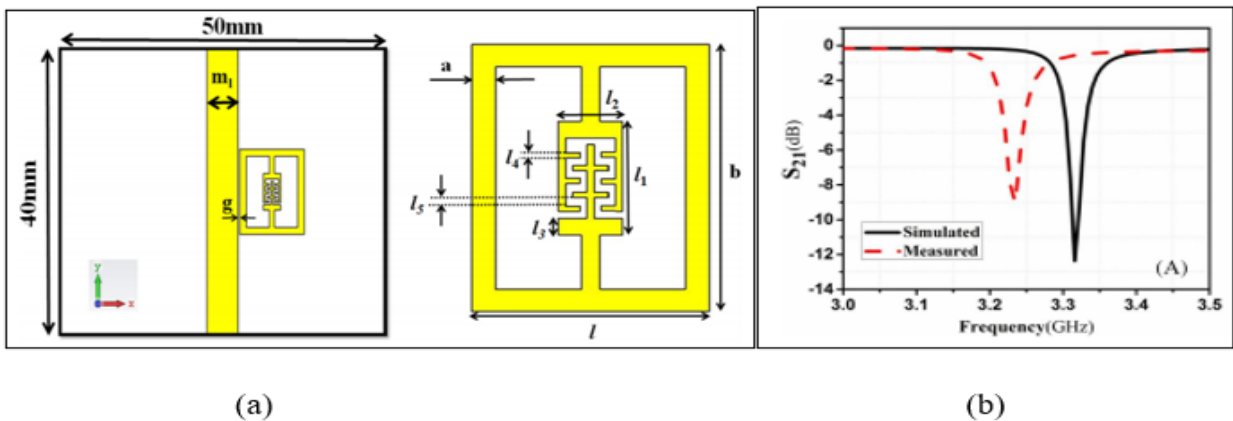


Figure I.20:Capteur à résonateur basé sur Electric-LC (ELC): (a) Disposition d'un capteur ELC typique. (b) Mesuré et réponse de transmission simulée de la structure [39].

À l'inverse, le **CSRR** peut être intégré dans la conception de lignes de transmission métamatériaux pour des applications de détection. Haq et ses collaborateurs [40] ont proposé un nouveau capteur basé sur un résonateur complémentaire symétrique en forme de S (CSSSR), qui constitue l'image négative d'un résonateur en forme de S. Le CSSSR est gravé dans la métallisation du plan de masse et est excité par la ligne d'alimentation située sur la face supérieure du dispositif. La Figure I.22 illustre la conception du capteur CSSSR.

Le capteur CSSSR fonctionne à une fréquence de résonance de **15,12 GHz**. Sa conception permet une détection différentielle en exploitant les variations de la permittivité relative des matériaux sous test. À la fréquence de résonance, le champ électrique est principalement concentré le long des bords du résonateur CSSSR, ce qui définit la zone de détection du capteur. Ce dernier présente une sensibilité normalisée élevée, atteignant **6,7 %**. Toutefois, son utilisation demeure limitée aux matériaux à faible permittivité, avec une plage de mesure comprise entre **2,1 et 3**. Cette restriction réduit sa capacité à caractériser des matériaux à forte permittivité et limite ainsi son champ d'application.

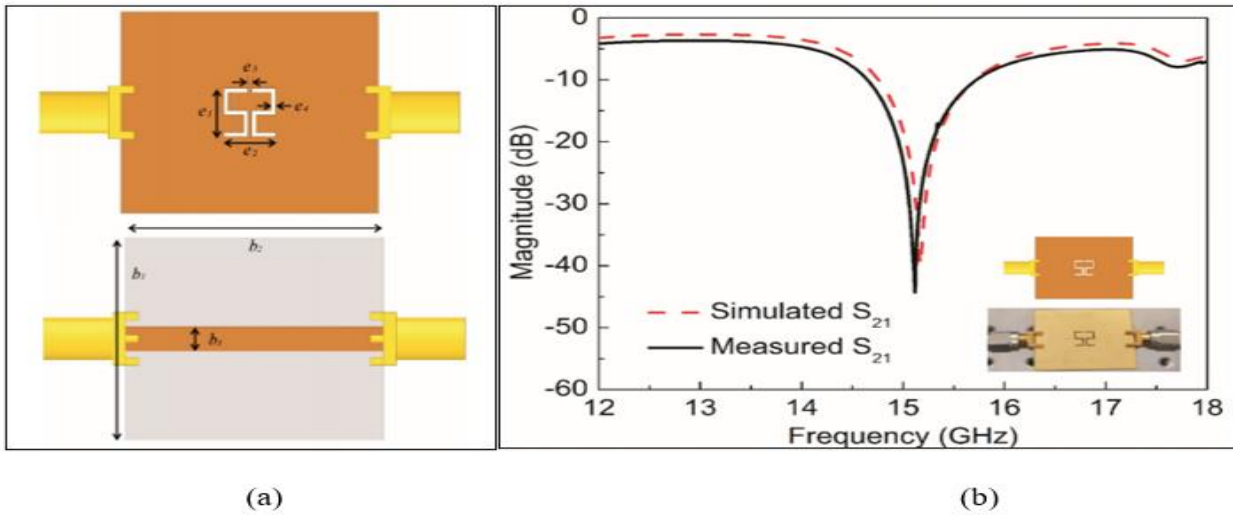


Figure I.21: Le résonateur symétrique complémentaire en forme de S (CSSSR) (a) Disposition du capteur CSSSR. (b) Réponse de transmission mesurée et simulée. [40]

La Figure I.23 présente un biocapteur micro-ondes différentiel à division de fréquence basé sur un résonateur à anneau fendu doté d'un condensateur interdigitel, conçu pour la caractérisation diélectrique complète d'échantillons de liquides organiques sur une large plage de permittivités. Le capteur proposé est constitué de deux résonateurs identiques excités par une ligne d'alimentation commune. Afin d'assurer une détection différentielle, l'un des résonateurs est chargé avec l'échantillon à analyser, tandis que l'autre sert de référence. Contrairement aux autres capteurs à résonateur à anneau fendu, le dispositif proposé génère une forte concentration du champ électrique répartie sur l'ensemble de son périmètre, ce qui améliore considérablement sa sensibilité. Les performances du capteur ont été validées à la fois par simulation et expérimentation. Une sensibilité normalisée élevée de 4,66 % a ainsi été obtenue pour une large plage de constantes diélectriques allant de 1 à 80,4, ce qui le place parmi les capteurs les plus performants rapportés dans la littérature à ce jour.

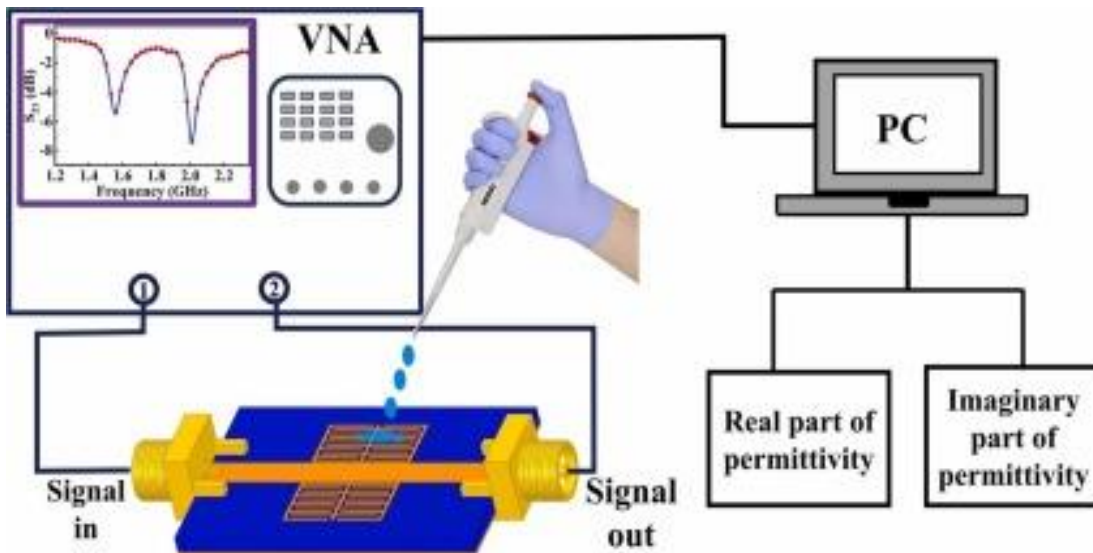


Figure I.22:Capteur micro-ondes différentiel à division de fréquence basé sur un condensateur interdigité pour une caractérisation diélectrique complète des liquides organiques [41]

Le capteur présente une erreur maximale de 3,82 % dans la détermination de la permittivité complexe de liquides inconnus, ce qui atteste de sa précision et de son applicabilité. Le dispositif proposé offre en outre l'avantage d'une détection différentielle, permettant de réduire les erreurs de mesure [42]

I.11 CONCLUSION

Les biocapteurs constituent des dispositifs hautement polyvalents, pouvant être classés selon leur principe de fonctionnement, la nature du biocomposant utilisé, le type de signal généré ainsi que leurs domaines d'application. Cette diversité leur confère un rôle central dans de nombreux secteurs tels que la médecine, l'environnement, l'industrie et la sécurité.

Le terme « biocapteur » désigne l'association de deux domaines technologiques majeurs : l'électronique et les biotechnologies. Cette synergie permet la réalisation de mesures rapides, sensibles et spécifiques, adaptées à la détection de divers analytes [42].

Un biocapteur est un dispositif analytique capable d'identifier, de quantifier et de transmettre des informations relatives à une modification physiologique ou à la présence d'espèces chimiques ou biologiques dans l'environnement. Il est constitué d'une sonde intégrant un élément biologique (enzyme, anticorps, microorganisme, tissu, organe ou récepteur cellulaire) couplé à un système de transduction (optique, électrochimique, thermique ou magnétique), assurant la conversion de l'événement biologique en un signal mesurable.

Dans la suite de ce chapitre, nous présentons une vue d'ensemble des capteurs, en mettant l'accent sur leurs principes de fonctionnement et leurs principales caractéristiques. Quelques exemples représentatifs de biocapteurs seront également abordés.

Références Bibliographiques

- [1] La Spada, L., & Vegni, L , “ Electromagneticnanoparticles for sensing and medical diagnostic applications. Materials”, 11 (4), 603 . 2018.
- [2] Zegadi, R., Ziet, L &Zegadi, A , “ Design of high sensitive temperature sensor based on two-dimensional photonic crystal. Silicon” , 12 (9), 2133-2139. 2020.
- [3] D. Smith, W. Padilla, C. Vier, S. Nemat-Nasser and S. Schultz, “ Composite mediumwith simultaneously negative permeability and permittivity ”, Physical Review Letters, vol. 84, no 18, pp. 4184-4187, 2000.
- [4] Sylvain LANNÈBÈRE, “ Étude théorique de métamatériaux formés de particules diélectriques résonantes dans la gamme submillimétrique : magnétisme artificiel et indice de réfraction négatif ”, thèse doctorat de l'université BORDEAUX 1, Novembre 2011.
- [5] Christophe Carloz, Tatsuo Itoh “ Electromagnetic Metamaterials: Transmission Line Theory and Microwave Application ”, livre , A John Wiley & Sons, 14-22, 2006.
- [6] Guillaume BOUDARHAM, " Nanooptique avec des électrons rapides : métamatériaux, formulation modale de la EMLDOS pour des systèmes plasmoniques" , Thèse présentée en vue de l'obtention du diplôme de Doctorat en physique, université PIERRE ET MARIE CURIE Paris, juillet 2011.
- [7] Bougoutaia Tahar "ANALYSE ET CONCEPTION DES ANTENNES MICROSTRIPA BASE DE METAMATERIAUX" ,THÈSE DOCTORAT LMD Spécialité : Electronique, Option : Micro-ondes et Télécommunications Université Mohamed Boudiaf - M'rsila ,2018.
- [8] Mondher LABIDI, " Conception et application des métamatériaux pour des circuitsRF". Thèse présentée en vue de l'obtention du diplôme de doctorat en technologies de l information et de communications, école supérieure des communications, Tunis.2012.
- [9] Ricardo Marques, Ferran Martin and Mario Sorolla, " Metamaterials with Negative Parameters Theory, Design, and Microwave Applications " , livre, A John Wiley & Sons, 2008.
- [10] R. E. Camley and D. L. Mills, Surface polaritons on uniaxial antiferromagnets, Physical Review B, vol. 26, pp. 1280–1287, 1982.
- [11] J. B. Pendry, A. J. Holden, D. J. Robbins, and W. J. Stewart, Magnetism from conductors and enhanced nonlinear phenomena, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol.47, no. 11, pp. 2075–2084, November 1999.
- [12] N. ABELGHANI « Etude et conception de structures à base demétamatériaux pour application aux circuits microondes et antennes », thèse pour obtention du grade Docteur En science en Télécommunication, Université Abou BakrBelkaïd-Tlemcen, 22 Décembre 2018.
- [13] S.NAWAZ.BUROKUR, « Mise en Suvre de métamatériaux en vue d'application aux circuitsmicroondes et aux antennes », thèse de Doctorat en Electronique, Université De Nantes Ecole Doctorale,Novembre 2005.

- [14] J. Pendry, A. Holden, D. Robbins, and W. Stewart, « Magnetism from conductors and enhanced nonlinear phenomena, Microwave Theory and Techniques », IEEE Transactions on, vol. 47, no. 11, pp. 2075-2084, 1999.
- [15] Tahar GHADBANE, « Simulation des métamatériaux à indice de réfraction négatif », Thèse de magister en optique Appliquée, université de Sétif, 2011.
- [16] Mohammed Berka , "Etude comparative métamatériaux/Diélectrique, Conference Paper ", February 2019 .
- [17] Benmousta fanima, "modélisation des structures électromagnétiques millimétriques agiles à base des métamatériaux : application aux filtres", THÈSE DOCTORAT LMD Spécialité : Télécommunications , 2014.
- [18] Mohamed el amine chaib, "Modélisation et caractérisation de fonctions électroniques générées par des dispositifs à métamatériaux", mémoire magister, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2012.
- [19] GAMOUH SAMIA « analyse et conception des antennes microstrip à base de méta matériaux » l'obtention du diplôme de Doctorat LMD en télécommunications, Université Mohamed Boudiaf - M'sila, 2018.
- [20] Costas M. Soukoulis and Martin Wegener, "Past achievements and future challenges in the development of three-dimensional photonic metamaterials", Nature Photonics, Vol. 5, 523-530 (2011)
- [21] Hou-Tong Chen, Willie J. Padilla¹, Joshua M. O. Zide, Arthur C. Gossard, Antoinette J. Taylor and Richard D. Averitt , "Active terahertz metamaterial devices", Nature, Vol. 444, 597-600 , 2006.
- [22] Oliver Paul, Christian Imhof, Benjamin Reinhard, Remigius Zengerle and René Beigang, "Negative index bulk metamaterial at terahertz frequencies", OPTICS EXPRESS, Vol. 16, No. 9, 6736-6744 , 2008 .
- [23] Satio HAYAKAWA and Kazuo KITAO, "Energy Loss of a Charged Particle Traversing Ionized Gas and Injection Energies of Cosmic Rays", Progress of Theoretical Physics, Vol. 16, No. 2, 139-148, 1956.
- [24] M. A. Noginov¹, V. A. Podolskiy, G. Zhu, M. Mayy, M. Bahoura¹, J. A. Adegoke, B. A. Ritzo, K. Reynolds, "Compensation of loss in propagating surface plasmon polariton by gain in adjacent dielectric medium", OPTICS EXPRESS, Vol. 16, No. 2, 1385-1392, 2008 .
- [25] A. Lupu, N. Dubrovina, R. Ghasemi, A. Degiron and A. de Lustrac, "Metal-dielectric metamaterials for guided wave silicon photonics", OPTICS EXPRESS , Vol. 19, No. 24, 24746-24761, 2011 .
- [26] M. Yin, Q. Deng, Y. Li, X. Wang and H. Li, "Compact and broadband mode multiplexer and demultiplexer based on asymmetric plasmonic-dielectric coupling", Appl. Opt., Vol. 53, NO. 27, 6175-6180 , 2014 .

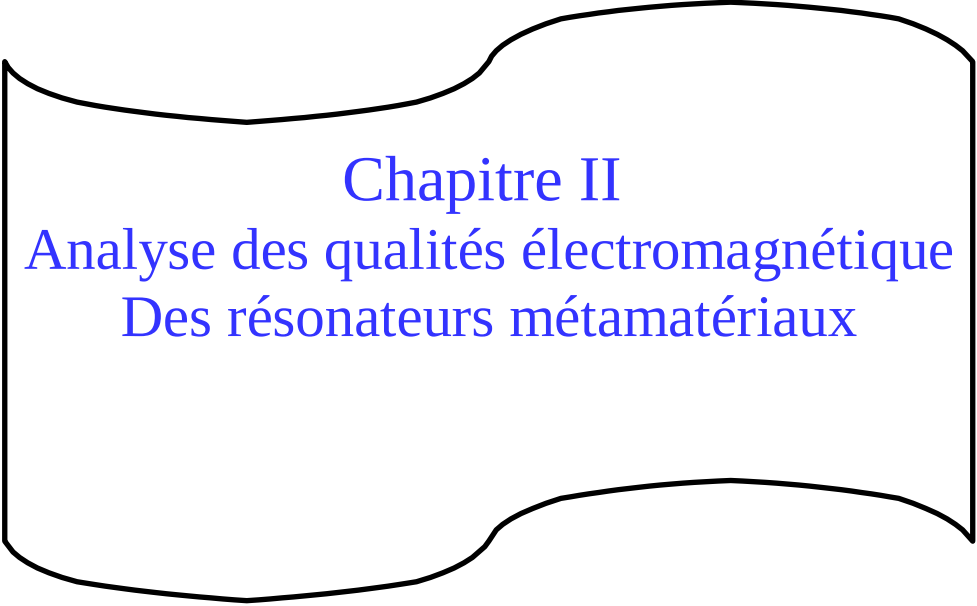
- [27] B. Nassir, " A New Compact and Wide-band Band-stop Filter Using Rectangular SRR" , TELKOMNIKA, Vol.16, No.1, ISSN: 1693-6930, 2018 .
- [28] <https://www.itforbusiness.fr/>
- [29] Claire DALMAY, " Conception et réalisation de bio-capteurs électromagnétiques pour l'analyse cellulaire aux fréquences micro-onde " THÈSE DOCTORAT L'UNIVERSITE DE LIMOGES , Discipline : "Electronique des Hautes Fréquences et Optoélectronique", 2009.
- [30] ZHENG, Zhaozhu, ZHOU, Yunlong, LI, Xinyu, et al , "Highly-sensitive organophosphorous pesticide biosensors based on nanostructured films of acetylcholinesterase and CdTe quantum dots. Biosensors and Bioelectronics", vol. 26, no 6, p. 3081-3085, 2011.
- [31] Haytem JARRAR, " Bioélectrodes enzymatiques pour des applications en biocapteurs et en biopiles" THÈSE DOCTORAT COLE NATIONALE SUPERIEURE DE CHIMIE DE MONTPELLIER, Discipline : Chimie, 2011.
- [32] www.cse.unt.edu/.../MohantyIEEEPotentials2006Mar-Apr.pdf.
- [33] Sondes BEN AISSA , "Elaboration de plateformes nanométriques pour la détection dans le domaine agroalimentaire et environnemental", Thèse de doctorat, Université Paris 11, 2020.
- [34] Ben Aissa, S , "Elaboration de plateformes nanométriques pour la détection dans le domaine agroalimentaire et environnemental" Thèse de Doctorat, HAL Id: tel-03331634 , 2020.
- [35] Vo-Dinh, T. And B, "Cullum, Biosensors and biochips : advances in biological and medical diagnostics. Fresenius' Journal of Analytical Chemistry". 366(6-7): p. 540-551, 2000.
- [36] F. Deshours, " Biocapteur résonnant microondes pour la caractérisation non invasive de tissus biologiques", HAL Id: hal-01565000, 2011.
- [37] Tlili, C, " Etude et réalisation de biocapteurs impédancemétriques en utilisant différentes approches d'immobilisation", Thèse de doctorat, Université Paris 11, 2006.
- [38] Guedri, H , "Mise au point de biocapteurs basés sur la mesure d'activités enzymatiques de cellules algales pour la surveillance des milieux aquatiques", Thèse de Doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2010.
- [39] Kapoor, A.; Varshney, P.K.; Akhtar, M.J, "Interdigital Capacitor Loaded Electric-LC Resonator

for Dielectric Characterization",Microw. Opt. TechnolLett , 62, 2835–2840. 2020.

[40] Haq, T.; Ruan, C.; Zhang, X.; Ullah, S.; Fahad, A.K.; He,W. " Extremely Sensitive Microwave Sensor for Evaluation of Dielectric Characteristics of Low-Permittivity Materials. Sensors ", 20, 191. Sensors mdpi , 2020.

[41] Akash Buragohain , "Interdigitated capacitor based frequency splitting differential microwave sensor for complete dielectric characterization of organic liquids",Sensors and Actuators A: Physical Volume 382 , 2025.

[42] BAALI SOUAD, " Immobilisation d'enzymes dans des membranes polymériques en vue d'élaborer des capteurs biologiquespour la détection des polluants organiques", Thèse de Doctorat, Université Badji Mokhtar Aannaba, 2015.



Chapitre II

Analyse des qualités électromagnétique Des résonateurs métamatériaux

II.1 Introduction

Ce chapitre porte sur l'étude des propriétés électromagnétiques du résonateur en anneau fendu (Split Ring Resonator, SRR), ainsi que de son complémentaire (Complementary Split Ring Resonator, CSRR).

Afin de mettre en évidence ces propriétés, nous avons étudié les caractéristiques essentielles de ce type de résonateur, notamment la réponse en fréquence ainsi que les paramètres de transmission et de réflexion du dispositif, ainsi que la perméabilité et la perméabilité effective.

Dans un premier temps, les différents modèles du SSR présentés dans le premier chapitre feront l'objet d'une analyse, et leurs réponses en fréquence seront discutées. Une analyse paramétrique sera également réalisée sur le modèle de forme « oméga » ainsi que sur le modèle de forme polygonale modifiée comportant deux anneaux.

En dernier lieu, deux résonateurs présentant simultanément une permittivité et une perméabilité négatives seront étudiés. Les effets associés à ces propriétés seront analysés. Le premier résonateur est de forme rectangulaire modifiée, tandis que le second est un résonateur en forme de S symétrique (CSSSR).

L'objectif de ce chapitre est d'étudier et d'analyser les métamatériaux, ainsi que d'exploiter des logiciels de simulation électromagnétique tels que HFSS, utilisés pour la conception et l'analyse de ces structures.

II.2 Étude des éléments constitutants des métamatériaux :

II.2.1 Résonateurs ordinaires

II.2.1.1 Résonateur en anneau fendu de forme « oméga » :

Ce résonateur, de forme « Ω », présente des caractéristiques similaires à celles du résonateur en forme de « S ». Ces deux structures combinent un dipôle magnétique, associé à l'anneau, et un dipôle électrique, induit par les bras. Elles permettent ainsi d'obtenir un indice de réfraction négatif. Le résonateur en « Ω » a été initialement introduit par Saadoun [1] avant d'être repris dans de nombreuses études ultérieures.

La Figure II.1 montre la cellule unitaire de Résonateur en Anneau Fendu en forme de « Ω ». Le substrat RO4003™ de chez Rogers est l'un des matériaux les plus couramment utilisés, en particulier pour les résonateurs métamatériaux. Ainsi, la conception proposée est basée sur ce substrat, avec une permittivité relative ($\epsilon_r = 9,4$), une perte tangentielle de l'ordre de 0,0027 et une épaisseur $h = 0,8$ mm. Il convient également de noter que la piste conductrice en cuivre possède une épaisseur d'environ $t = 5$ μm .

Le résonateur est conçu pour fonctionner à une fréquence de résonance de l'ordre de quelques gigahertz (GHz), ce qui permet d'obtenir des dimensions de l'ordre de quelques millimètres (mm). L'étude est réalisée dans la bande X [8–12 GHz], à partir de laquelle les dimensions de la structure « Ω » sont déterminées. Ainsi, les paramètres géométriques retenus sont : $a = 1,7$ mm, $c = d = 1 = 0,2$ mm, $R = 1,6$ mm [2].

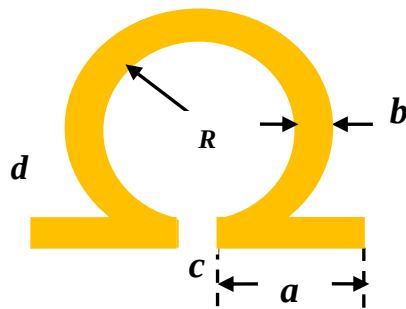


Figure II. 1: Motifs de résonateurs en forme de « Ω » présentant ($\epsilon < 0$ et $\mu < 0$).

Pour une boîte de rayonnement de période $P = 3,6$ mm, la structure conçue est représentée ci-après dans l'environnement 3D Modeler du logiciel HFSS.

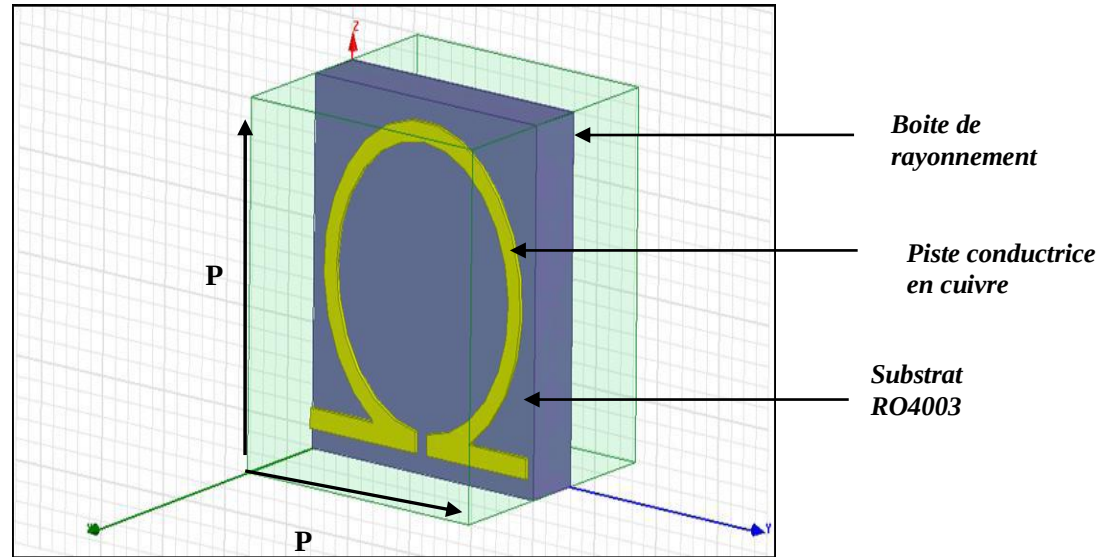


Figure II. 2: Polarisation de résonateur en forme de « Ω » 3D-Modeler du HFSS

La figure ci-dessous illustrera les coefficients de transmission et de réflexion de notre résonateur.

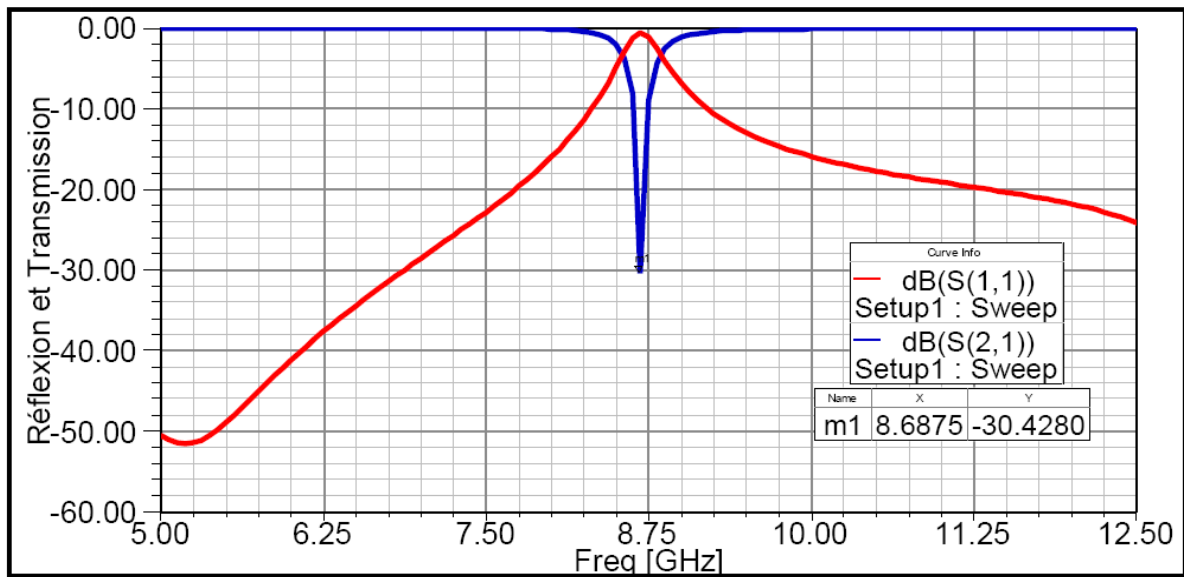


Figure II. 3: Transmission et réflexion du résonateur en forme de « Ω ».

La figure II.3 représente les résultats de simulation des coefficients de transmission et de réflexion de notre résonateur métamatériau en anneau fendu « Ω » dans la bande de fréquences [5 – 12,5] GHz.

La figure ci-dessous illustre la perméabilité effective de notre structure.

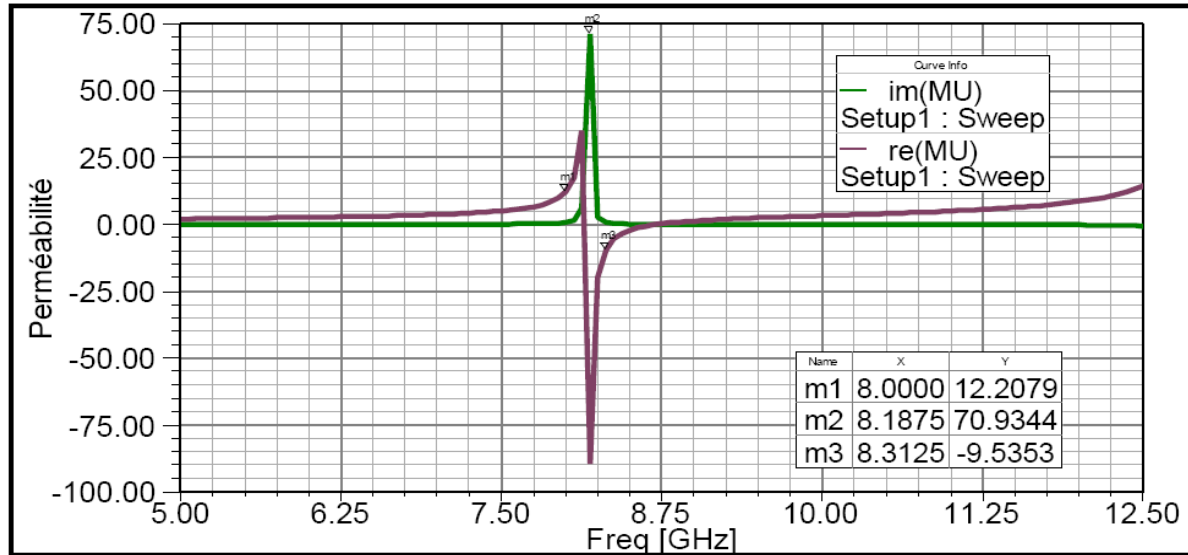


Figure II. 4: Perméabilité effective du résonateur en forme de « Ω ».

Il apparaît que cette structure présente un comportement coupe-bande autour de la fréquence de résonance, située approximativement à 8,6875 GHz, ce qui est conforme aux exigences de nos paramètres géométriques. De plus, le niveau de transmission observé atteint environ $-30,428$ dB.

Nous observons également que, dans le même intervalle de fréquences, le paramètre pertinent, à savoir la perméabilité du résonateur métamatériau, présente un comportement particulier autour de la fréquence de résonance électromagnétique.

En effet, nous observons que, dans la bande étroite comprise entre 8 GHz et 8,3125 GHz, la partie réelle de la perméabilité (Re) change de signe et devient négative.

II.2.1.2 Résonateur en anneau fendu de forme polygonale modifiée avec deux anneaux

La Figure II.5 montre la cellule polygonale modifiée. La structure proposée pour notre premier modèle repose sur deux anneaux polygonaux à huit segments, séparés par une distance h . L'anneau extérieur a une largeur f et comporte une ouverture de largeur c , située dans le huitième segment. L'anneau intérieur présente une largeur e , tandis qu'une ouverture de largeur g est située dans le quatrième segment [3].

Chaque anneau est réalisé en cuivre et possède une épaisseur de $t = 0,035 \text{ mm}$. L'intégralité de la cellule est imprimée sur un substrat Rogers RO3003, caractérisé par une permittivité relative $\epsilon_r=3$, $\text{tg}\delta=0,001$ et une épaisseur de $1,52 \text{ mm}$. Les dimensions globales de la cellule proposée sont de $a \times b$ [3].

Les dimensions géométriques du résonateur sont les suivantes : $a = b = 5,8 \text{ mm}$, $c = 0,6 \text{ mm}$, $g = 0,5 \text{ mm}$, $h = 0,4 \text{ mm}$, $e = 0,5 \text{ mm}$, $f = 0,6 \text{ mm}$.

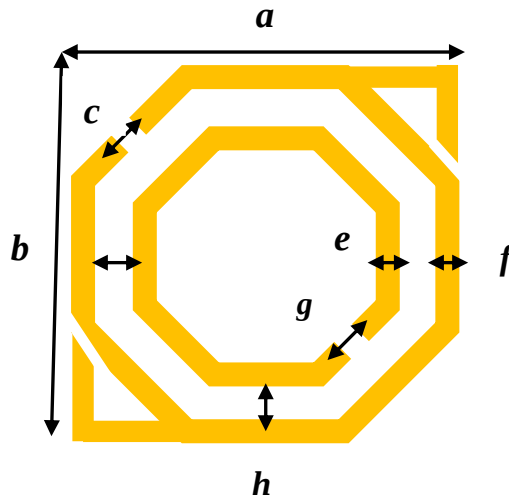
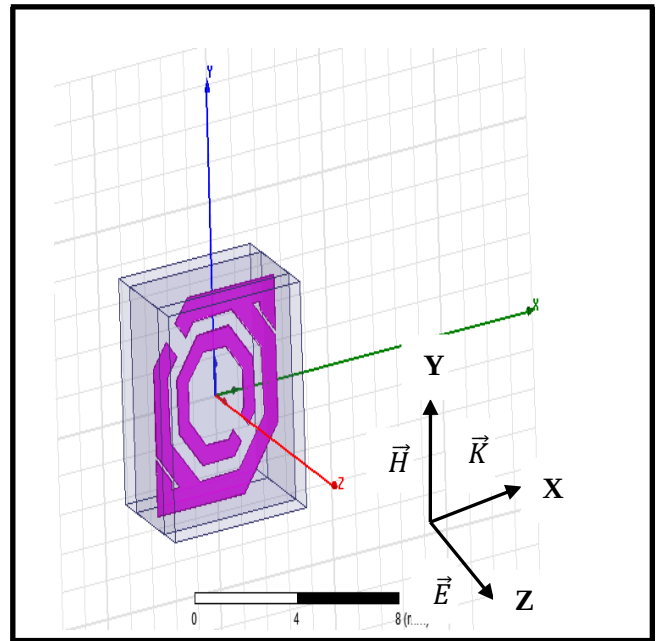
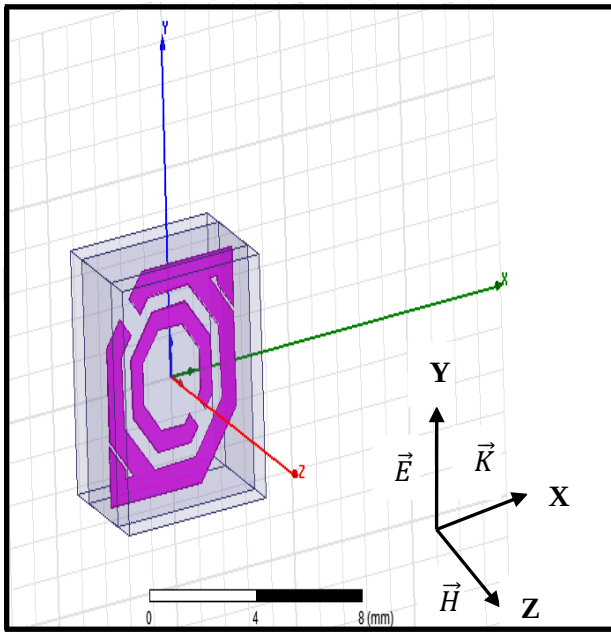


Figure II. 5:Cellule polygonale modifiée avec deux anneaux.

Des conditions périodiques sont mises en œuvre lors de la simulation du réseau de SRR. Un guide d'onde est utilisé pour exciter le mode quasi-TEM dans lequel le résonateur est inséré. La Figure III.2 illustre les conditions aux limites employées pour exciter la résonance de la structure.

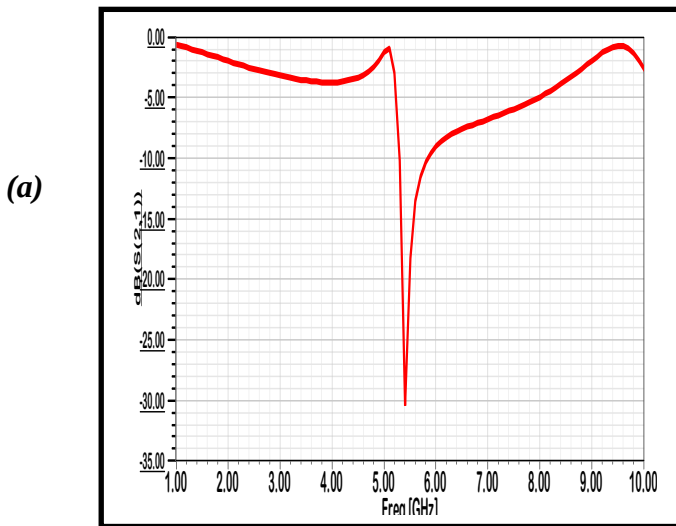
En fonction de la polarisation du champ électrique, deux configurations sont prises en compte afin de déterminer la disposition des champs électriques et magnétiques.

- **Premier cas :** dans cette configuration, le champ électrique est polarisé parallèlement à l'axe de l'anneau. Les champs électrique $\vec{E}$ et magnétique $\vec{H}$ sont orientés verticalement suivant les axes (Oz) et (Oy) , respectivement.
- **Deuxième cas :** dans cette configuration, le champ électrique $\vec{E}$ est orienté perpendiculairement à l'axe des anneaux, suivant l'axe (Oy) , tandis que le champ magnétique $\vec{H}$ est dirigé suivant l'axe (Oz) .

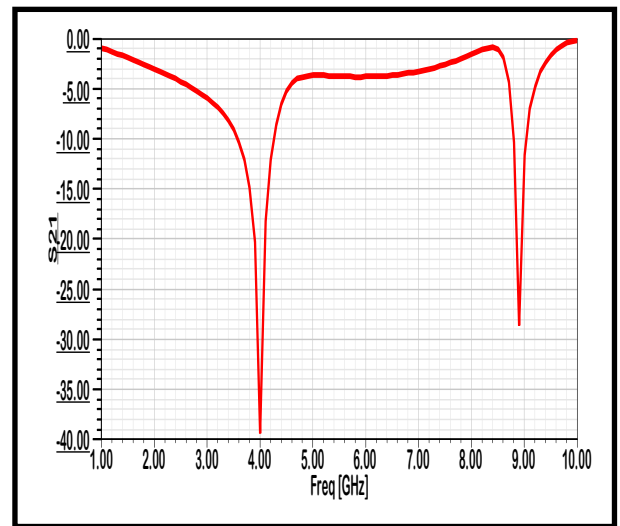


(a) (b)

Figure II. 6:simulation 3D : (a) Champ électrique parallèle à l'axe d'anneau suivant la direction Oz, (b) Champ Électrique parallèle à l'axe d'anneau suivant la direction Oy



(a)



(b)

Figure II. 7:Coefficient de Transmission S21: (a) 1ere cas, (b) 2eme cas

Dans la Figure II.8 nous avons montré comment il est possible de déclarer les expressions de NRW Pour déterminé les paramètres effectifs du filtre à l'aide du simulateur HFSS, on utilise les paramètres « espr » et « mur », qui représentent respectivement la composante réelle de la permittivité relative ϵ et la perméabilité relative μ . Les grandeurs V1 et V2 correspondent respectivement à la somme et à la différence des coefficients de transmission et de réflexion.

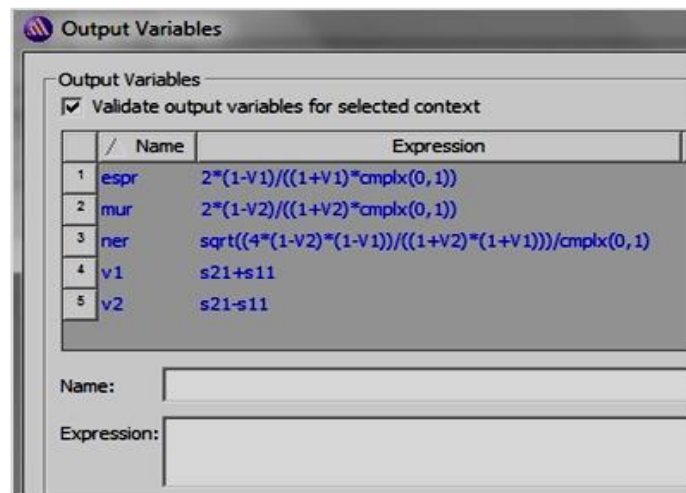


Figure II. 8:Introduction des expressions de "NRW" dans HFSS.

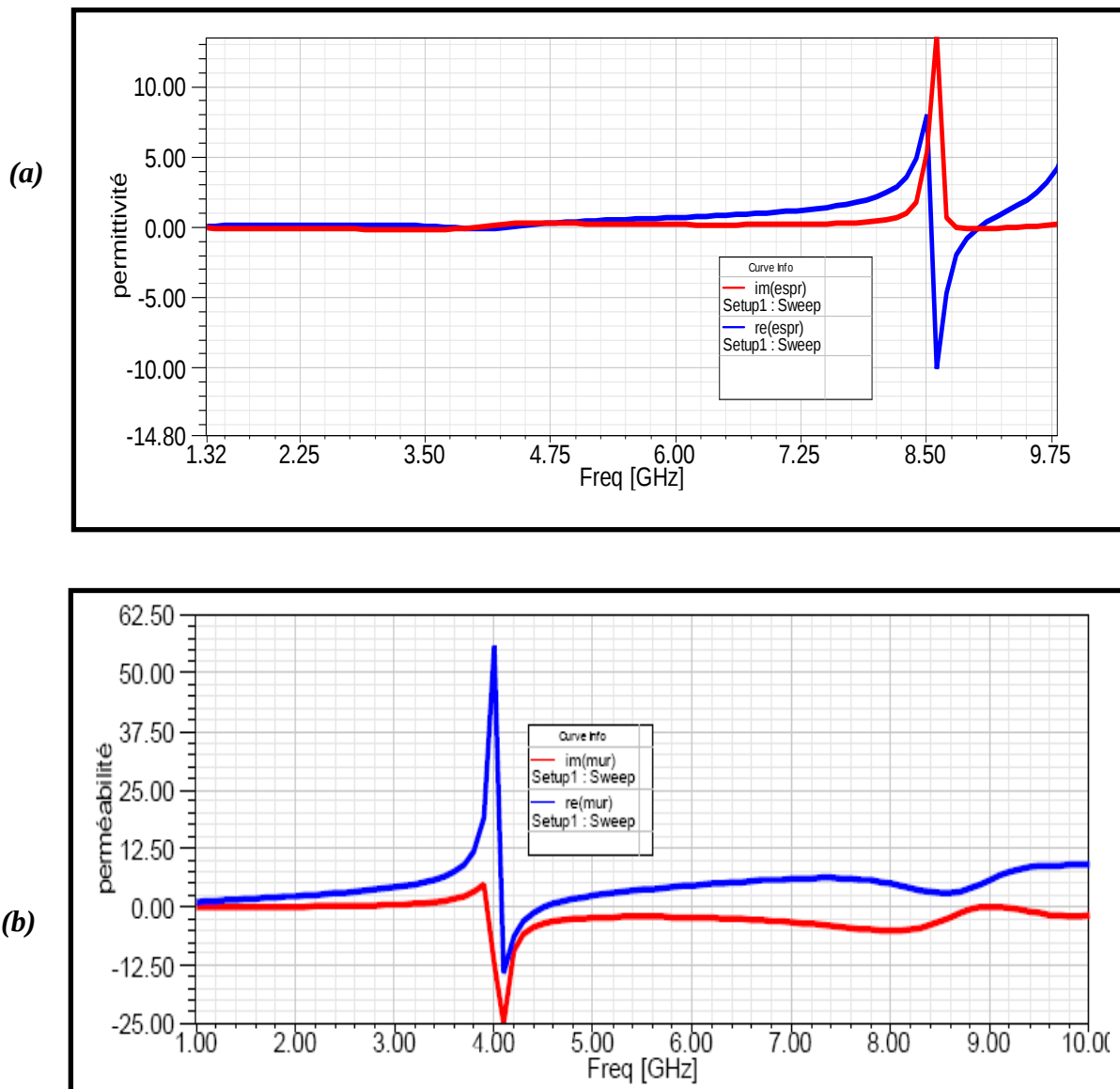


Figure II. 9:Paramètres effectifs (a) permittivité, (b) perméabilité

L'analyse de la figure II.9(a) montre que la partie réelle de la permittivité effective prend des valeurs négatives dans l'intervalle de fréquences [8,55 ; 9] GHz. En dehors de cet intervalle, elle positive.

De même, la figure II.9(b) indique que la partie réelle de la perméabilité effective est négative dans l'intervalle [4,10 ; 4,40] GHz, tandis qu'elle reste positive pour les autres fréquences considérées.

II.2.2 Résonateurs complémentaire

La cellule complémentaire à anneaux fendus (CSRR), contrairement à la SRR, doit présenter une polarisation inversée. Dans ce cas, le champ électrique $\vec{E}$ est perpendiculaire au plan de métallisation, tandis que le champ magnétique $\vec{H}$ lui est parallèle. Cette inversion des conditions de polarisation électromagnétique rend la cellule CSRR plus adaptée à une intégration dans des dispositifs planaires.

II.2.2.1 Résonateur en forme rectangulaire modifiée :

La cellule complémentaire à anneaux fendus (CSRR) retenue dans cette étude présente une géométrie rectangulaire modifiée. Les simulations électromagnétiques réalisées sous HFSS ont permis d'optimiser ses dimensions géométriques afin d'obtenir une fréquence de résonance voisine de 9 GHz. Les dimensions de la cellule restent largement inférieures à la longueur d'onde dans le vide [4].

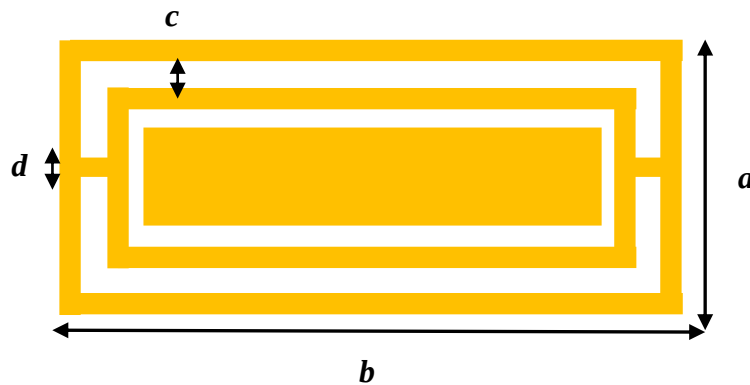


Figure II. 10: Cellule rectangulaire modifiée

Afin de valider la procédure de dimensionnement et de conception, la cellule a été optimisée. Les dimensions géométriques retenues pour le CSRR sont les suivantes : **a = 4,4 mm**, **b = 4,4 mm**, **c = 0,5 mm** et **g = 0,5 mm**.

Le substrat diélectrique utilisé est de type **Rogers RO4323™**, dont les caractéristiques sont les suivantes : une permittivité relative de $\epsilon_r = 3,2$, une épaisseur de **h = 0,8 mm** et une tangente de pertes diélectriques de $\tan\delta = 0,0018$

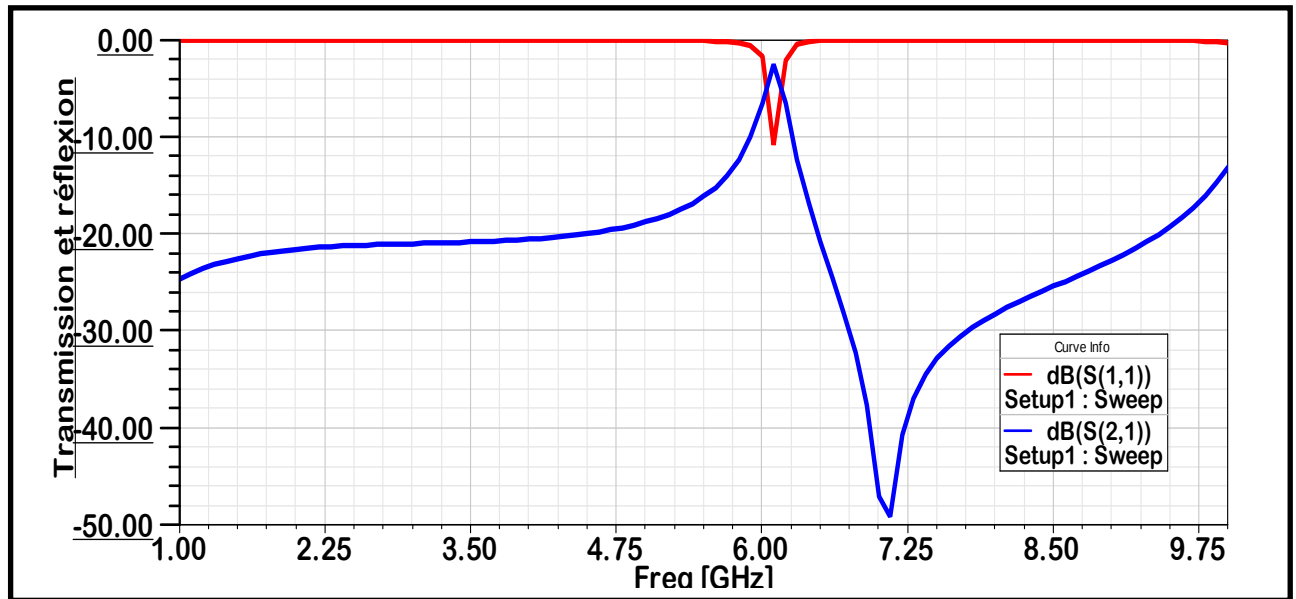


Figure II. 11: Transmission et réflexion de rectangulaire modifiée

La figure II.11 montre que la cellule rectangulaire modifiée présente un comportement de filtre coupe-bande dans la bande de fréquences [6 GHz – 6,25 GHz], caractérisé par une efficacité élevée et de faibles pertes d'insertion.

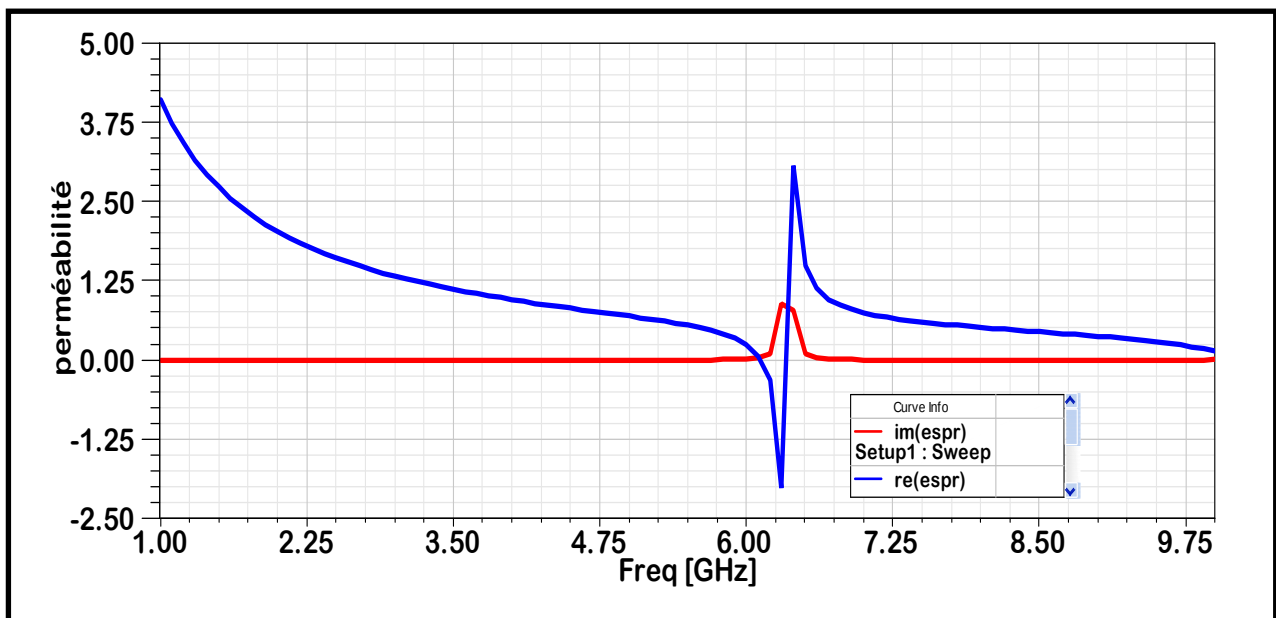


Figure II. 12: Partie réelle et imaginaire de la perméabilité

Les composantes réelle et imaginaire de la perméabilité effective ont été déterminées à l'aide des expressions de la méthode de Nicolson–Ross–Weir (NRW) appliquées aux paramètres S obtenus à partir du simulateur HFSS, comme l'illustre la figure II.8. À la fréquence de résonance (**f_{res} = 6,125 GHz**), la partie réelle de la perméabilité effective, $\text{Re}(\mu_{\text{eff}})$, devient négative dans la bande de fréquences comprise entre 6,125 GHz et 6,375 GHz. En dehors de cette plage fréquentielle, $\text{Re}(\mu_{\text{eff}})$, conserve des valeurs positives.

II.2.2.2 Résonateur en forme de « S » symétrique (CSSSR)

Le résonateur en forme de « S » (CSSSR) a été proposé initialement par Prosvirnin pour les structures BIP, avant d'être adopté et étudié par Sauviac et al. Ainsi que par Chen et al. Par la suite, plusieurs travaux plus récents ont été consacrés à ce type de structure [1].

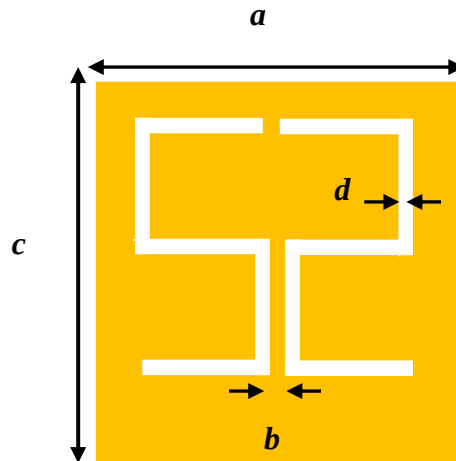


Figure II. 13: Résonateur en forme de S symétrique (CSSSR)

Le résonateur complémentaire en forme de « S » symétrique est gravé sur le plan de masse avec un substrat de type Rogers RO4323™, caractérisé par une permittivité relative $\epsilon_r = 3$, $\text{tg}\delta = 0,0013$ et une épaisseur de **1,52 mm**. Les dimensions géométriques du résonateur sont les suivantes : **c = 25 mm**, **a = 30 mm** et **b = d = 0,5 mm**.

Dans les simulations effectuées sous **HFSS**, une boîte de rayonnement de dimensions **6,63 × 6,63 × 6,63 mm³** a été définie.

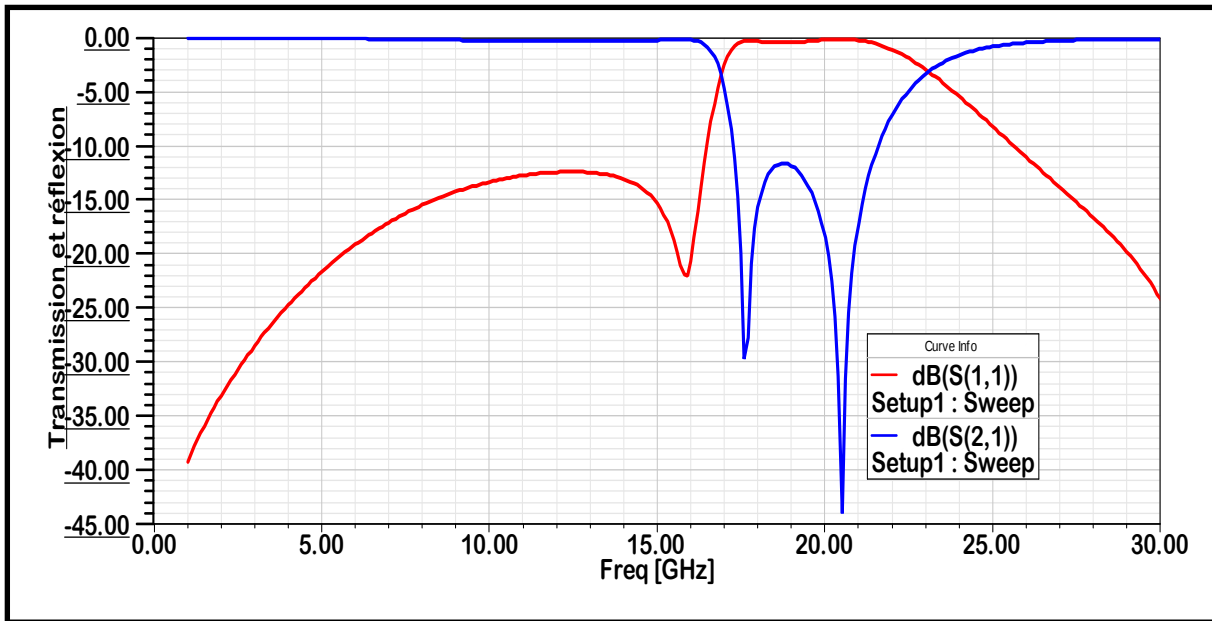


Figure II. 14: Les caractéristiques de transmission et de réflexion de la structure « S »

Selon la Figure II.13, le résonateur à anneau fendu complémentaire de forme en S symétrique (CSSSR) présente un comportement coupe-bande caractérisé par deux fréquences de résonance dans la gamme de fréquences comprise entre 1 et 30 GHz. Ces résonances apparaissent à 17,6 GHz et 20,5 GHz, avec des amplitudes respectives de -30 dB et -44 dB.

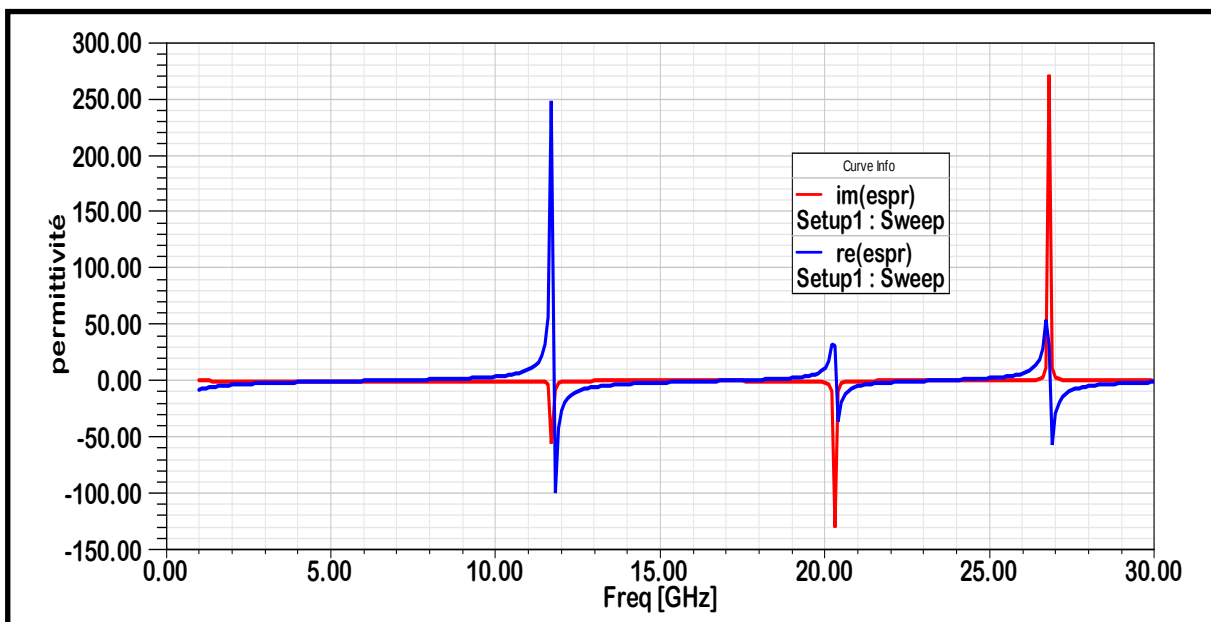


Figure II. 15: Partie réelle et imaginaire de la permittivité

D'après la figure II.14, la partie imaginaire de la permittivité diélectrique effective devient négative dans une bande étroite autour de la fréquence de 20,5 GHz, où elle atteint des valeurs comprises entre 0 et -100.

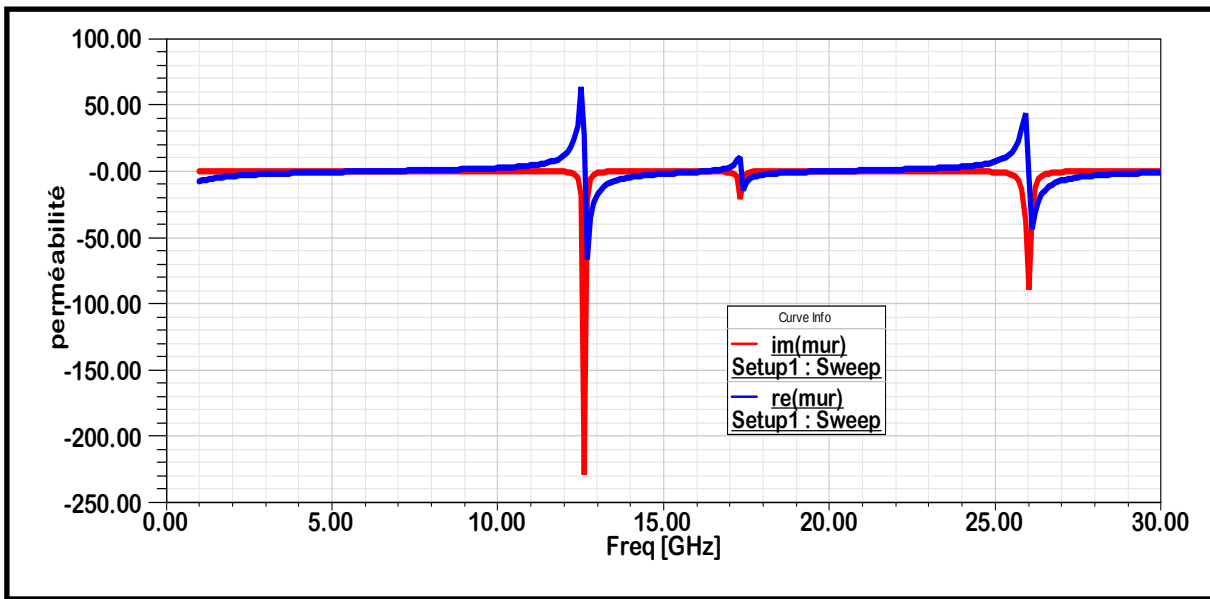


Figure II. 16:Partie réelle et imaginaire de la perméabilité

Comme l'illustre la figure II.15, la partie réelle de la perméabilité effective $\text{Re}(\mu_{\text{eff}})$ présente des valeurs positives sur la majeure partie du spectre fréquentiel considéré. Toutefois, deux bandes de fréquences se distinguent par l'apparition de valeurs négatives. La première est localisée au voisinage de la première fréquence de résonance et s'étend sur une bande étroite comprise entre 0 et 12,5 GHz. La seconde apparaît autour de la deuxième fréquence de résonance, dans la plage de fréquences allant de 25 à 26 GHz.

II.3 Conclusion

Dans cette section, nous présentons une modélisation électromagnétique sous HFSS afin d'analyser les résultats obtenus pour différentes configurations de cellules métamatériaux unitaires, en particulier les résonateurs SRR classiques et les résonateurs complémentaires CSRR.

Dans un premier temps, notre étude se concentre sur la conception et la simulation de deux types de résonateurs : un résonateur en anneau fendu de forme « Oméga » et un autre de forme polygonale modifiée comportant deux anneaux.

Dans un premier temps, nous exposons les conditions nécessaires à la réalisation des simulations électromagnétiques des cellules unitaires. Nous présentons ensuite une approche méthodologique permettant l'extraction des paramètres effectifs « espr » et « mur », représentant respectivement la permittivité ε et la perméabilité μ effectives du matériau. La détermination de ces paramètres repose sur les grandeurs $V1$ et $V2$, définies respectivement comme la somme et la différence des coefficients de transmission et de réflexion.

Dans un second temps, nous proposons une étude de deux cellules de résonateurs complémentaires à anneaux fendus : l'une de forme rectangulaire et l'autre de forme « S » symétrique. Ces deux structures présentent une perméabilité effective négative au voisinage de leur fréquence de résonance.

Les résultats présentés dans ce chapitre démontrent que les cellules métamatériaux unitaires que nous avons étudiées présentent un comportement de type filtre coupée bande autour de leur fréquence de résonance. Ces structures, considérées comme des résonateurs sub-longueur d'onde (de l'ordre de $\lambda/10$), sont particulièrement adaptées à la conception de filtres compacts, propriété qui sera exploitée dans le chapitre suivant.

Références

- [1] S. NAWAZ.BUOKUR, « Mise en Suvre de métamatériaux en vue d'application aux circuitsmicroondes et aux antennes », thèse de Doctorat en Electronique, Université De Nantes Ecole Doctorale, Novembre 2005.
- [2] derragui nour el islam et benkouadri hadj el arbi encadreur mr. Berka mohammed , " Étude des qualités électromagnétiques d'un résonateur en Anneau Fendu de forme « Oméga »", memoire de licence.Universite mustapha stambouli de mascara. 2018.
- [3] BELHEDRI Abdenmour et FADHEL Abderraouf," conception et analyses des cellules originaux ENG, MNG, DNG : application satellitaire", memoire de master acadimique. Universite Université Kasdi Merbah – Ouargla. 2018.
- [4] Badr Nasiri, Abdelhadi Ennajih , " Analysis and Design of a New Miniature Microstrip BPF Based on Metamaterial and Dumbbell DGS", international journal of microwave and optical technologyvol.15, no.1, january 2020.

Chapitre III

Performances des filtres microondes
coupe-bandes à base des SRR / CSRR

III. 1 INTRODUCTION

Dans ce chapitre, nous étudierons les performances des filtres micro-ondes coupe-bandes. À cet effet, nous avons employé des métamatériaux à réponse magnétique, tels que les résonateurs en anneau fendu (SRR) [1], capables d'engendrer une perméabilité négative à proximité de leur fréquence de résonance. Ces structures sont largement utilisées pour la miniaturisation des dispositifs en raison de leurs dimensions inférieures à la longueur d'onde.

De nombreuses recherches se sont intéressées aux métamatériaux électromagnétiques en raison de leur capacité à conférer de nouvelles propriétés aux dispositifs, à réduire la taille des circuits RF et à en améliorer les performances, notamment dans le domaine des filtres hyperfréquences [2].

À travers une conception électromagnétique réalisée sous HFSS [3], nous présentons une analyse des résultats obtenus pour différentes configurations de filtres micro-ondes coupe-bandes fondés sur des cellules unitaires de métamatériaux, notamment les structures SRR et CSRR. Cette étude est consacrée à l'analyse de ces cellules en vue de satisfaire un cahier des charges électromagnétique spécifique.

Le premier modèle de filtre coupe-bande proposé repose sur une combinaison d'une ligne micro-ruban et de cellules CSRR. La structure est constituée d'une ligne micro-ruban présentant une modification au centre, ainsi que de deux cellules unitaires CSRR de forme carrée, gravées de manière symétrique sur le plan de masse.

Le second modèle de filtre coupe-bande proposé se compose d'un résonateur à anneau fendu de forme polygonale modifiée, associé à des cellules à anneau fendu complémentaire de forme circulaire, gravées dans le plan de masse.

III. 2 GABARITS DE FILTRAGE

Le filtrage consiste à éliminer ou à sélectionner un signal dans une bande de fréquences spécifique. En d'autres termes, il s'agit de séparer les composantes utiles (bande passante) des composantes indésirables ou parasites (bandes atténuées) au sein du spectre d'un signal. La connaissance préalable du spectre de fréquences du signal utile sert à établir le modèle d'un filtre parfait.

Le dispositif de filtrage est caractérisé par son gabarit. En fonction de la localisation relative de la bande passante et des bandes atténuées dans la réponse fréquentielle, on distingue quatre catégories principales de filtres [4] :

- les filtres passe-bas qui transmettent des signaux dont la fréquence est inférieure à une fréquence spécifique, nommée fréquence de coupure f_c .
- les filtres passe-haut qui transmettent des signaux de fréquence supérieure à la fréquence de coupure f_c .
- les filtres passe bande qui transmettent des signaux de fréquence comprise entre deux fréquences limites f_1 et f_2 .
- les filtres coupe bande qui sont les circuits duaux des filtres passe bande.

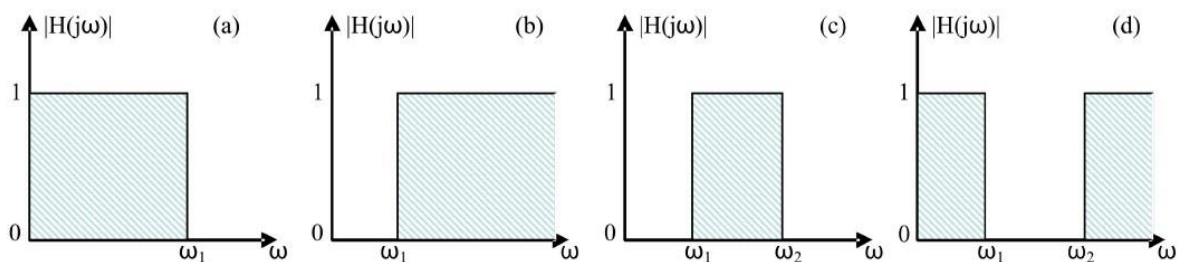


Figure III. 1: Gabarit des filtres idéaux : passe-bas (a), passe-haut (b), passe bande (c) et coupe bande (d).

La figure II.11 illustre les principales catégories de filtres. La grandeur $H(j\omega)$ représente la fonction de transfert du filtre.

III. 2.1 Définition d'un filtre micro-onde :

Dans les systèmes de communication modernes à large bande, les filtres sont indispensables pour la sélection des canaux et la séparation des signaux. On appelle « micro-ondes » la gamme de fréquences comprise approximativement entre 300 MHz et 300 GHz, correspondant à des longueurs d'onde comprises entre 1 mètre et 1 millimètre dans l'espace libre.

De nombreux travaux de recherche ont été consacrés à l'étude et à la synthèse des filtres micro-ondes [5]. La référence [6] présente l'historique de ces filtres ainsi que leurs multiples applications, tandis que les références [7-8] fournissent des détails sur la conception des filtres en général, et plus particulièrement des filtres micro-ondes.

III.2.2. Rôle du filtre

L'importance du filtre dans les systèmes de communication est fondamentale, car il permet d'éliminer les composantes indésirables d'un signal utile, généralement assimilées au bruit. Ce dernier, particulièrement présent dans les systèmes de télécommunications, peut provenir de diverses sources : il peut être externe, lorsqu'il est introduit par le canal de transmission, ou interne, lorsqu'il est généré par les éléments passifs et actifs du système lui-même.

Le rapport signal sur bruit (RSB), qui correspond au rapport entre la puissance du signal utile et celle du bruit, constitue un paramètre essentiel pour l'évaluation des performances d'un système de communication.

Par ailleurs, les signaux émis et reçus peuvent interférer les uns avec les autres, ce qui nécessite une séparation efficace afin de garantir une transmission fiable. De plus, selon l'architecture du système, des fréquences parasites, appelées fréquences images, peuvent apparaître et dégrader les performances du dispositif.

Dans toutes ces situations, l'utilisation de techniques de filtrage s'avère indispensable pour assurer le bon fonctionnement du système et améliorer la qualité de la transmission [9].

III.2.3. État de l'art des filtres coupe-bande en métamatériaux

Ces dernières années, de nouveaux matériaux, appelés métamatériaux, présentent des caractéristiques permettant le développement de nouveaux composants micro-ondes pour de nouvelles applications. Dans la littérature, divers types de filtres coupe-bande reconfigurables ont été proposés [10–11].

Nous aborderons quelques études récentes portant sur différentes applications.

Le premier travail de l'équipe de **M. Khelil Fertas** porte sur la conception d'un nouveau filtre coupe-bande tribande compact et reconfigurable utilisant des cellules métamatériaux hexagonales pour les applications sans fil [11].

Une autre équipe, dirigée par **M. Becharef Kada**, a travaillé sur la même idée. Dans ce travail, un filtre coupe-bande micro-ondes composé de résonateurs à anneaux fendus rectangulaires (**RSRR**) [12] a été développé.

M. Badr Nasiri propose un nouveau filtre coupe-bande microruban qui repose sur un métamatériau à double négativité. Ce filtre constitue une solution adaptée aux systèmes de communication mobile de type **GSM** [13].

II. 3 CONCEPTION DU FILTRE COUPE-BANDE À BASE DE CELLULES MÉTAMATÉRIAUX SRR/CSRR :

Dans la technologie micro-ruban, les CSRR sont obtenus en gravant périodiquement les variations de capacité dans le plan de masse situé sous la ligne micro-ruban à 50 Ω . Les CSRR réagissent à un champ électrique.

En gardant cela à l'esprit, le principe de fonctionnement d'un filtre à bande arrêtée basé sur des CSRR peut être décrit ainsi : une ligne de transmission micro-ruban induit des lignes de champ électrique qui proviennent de la bande centrale et se terminent perpendiculairement sur le plan de masse [14].

Selon les résultats exposés dans le chapitre précédent, les cellules unitaires de métamatériaux démontrent un comportement coupe-bande à proximité de leur fréquence de résonance. Ces structures sont couramment exploitées pour la conception de filtres compacts.

L'objectif est d'améliorer les performances d'un filtre coupe-bande, notamment en termes de :

- miniaturisation
- perte d'insertion
- Bandes de fréquences filtrées
- le facteur de qualité

III. 3. 1 Le premier modèle de filtre proposé:

Le premier modèle de filtre coupe-bande proposé est basé sur des cellules CSRR carrés (Complementary Split Ring Resonators) gravées dans le plan de masse du substrat. Contrairement aux SRR, les CSRR n'occupent pas d'espace supplémentaire sur la surface du circuit, ce qui les rend particulièrement adaptés à la conception de dispositifs micro-ondes miniaturisés [15]. Le CSRR présente une réponse électrique et se caractérise par une permittivité effective négative autour de sa fréquence de résonance, laquelle peut être exprimée comme suit :

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (9)$$

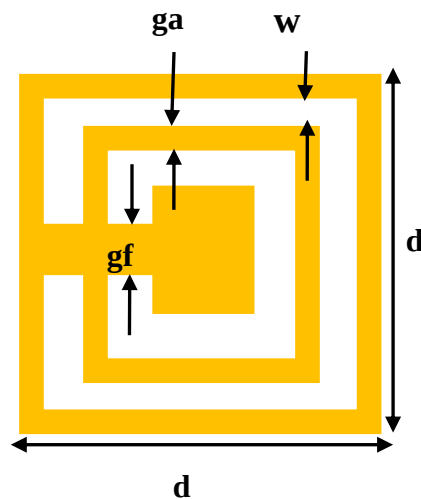


Figure III. 2: Géométrie de la cellule unitaire CSRR proposée

Dans le tableau III.1, nous reportons les dimensions de la première cellule unitaire métamatériau proposée.

Tab III. 1: Paramètres géométriques

Paramètres	Valeur mm
ga	0.6
gf	0.3
d	7.2
w	0.6

Afin d'atteindre des objectifs de miniaturisation du circuit et d'amélioration de la réponse électrique, la cellule unitaire métamatériau a été étudiée, analysée et mise en œuvre. Le substrat diélectrique utilisé est de type **RT/Duroid 5850™** et possède les caractéristiques suivantes : une permittivité relative ($\epsilon_r = 2,2$), un facteur de tangente de pertes diélectriques ($\tan \delta = 0,0001$) et une épaisseur ($h = 0,8$ mm).

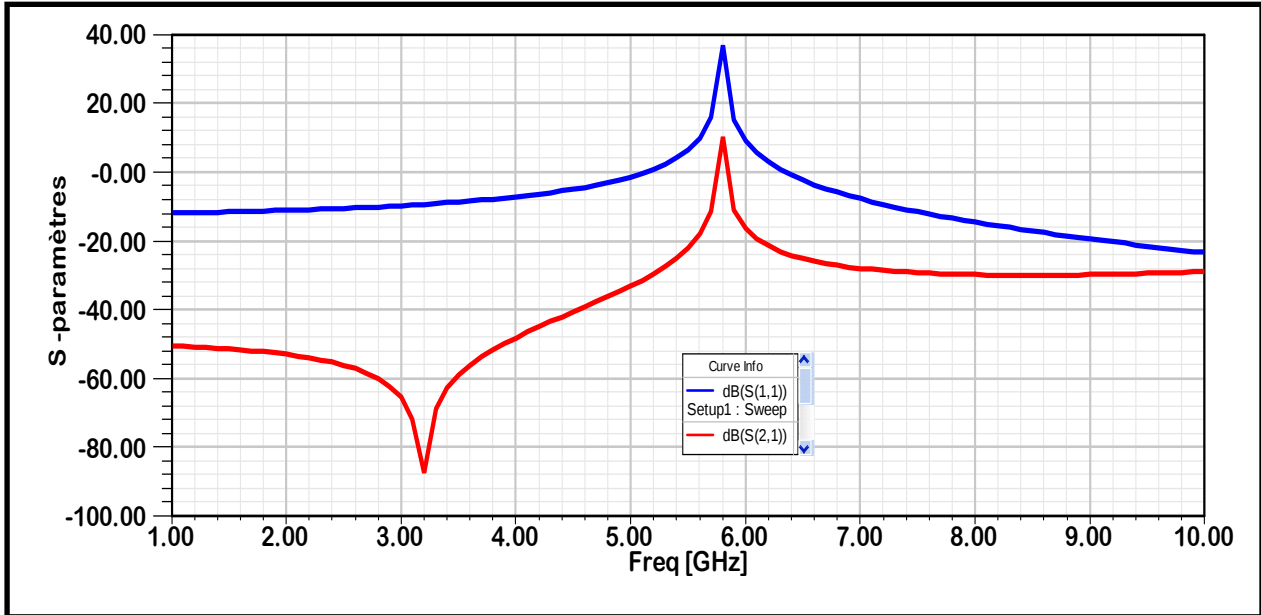


Figure III. 3: Réponse fréquentielle de la cellule unitaire CSRR

La figure III.3 illustre que les résultats de simulation des paramètres S mettent en évidence un comportement de coupure de bande centré autour de la fréquence de 3,2 GHz. Le coefficient de réflexion S11 présente une valeur proche de 0 dB, tandis que le coefficient de transmission S21 est fortement atténué, atteignant environ -88,2 dB. Ce résultat confirme l'existence d'une bande interdite autour de la fréquence de résonance de la cellule.

Pour extraire les valeurs des paramètres effectifs du milieu, on utilise les paramètres S, qui sont liés à la réponse en fréquence, notamment le coefficient de transmission S_{21} et le coefficient de réflexion S_{11} , à travers les équations (10), (11), (12) et (13). n et z représentent respectivement l'indice de réfraction du milieu et l'impédance [15].

$$n = \frac{1}{k_0 d} \cos^{-1} \left[\frac{1}{S_{21}} (1 - S_{11}^2 - S_{21}^2) \right] \quad (10)$$

$$z = \pm \sqrt{\frac{(1+S_{11})^2 + S_{21}^2}{(1-S_{11})^2 + S_{21}^2}} \quad (11)$$

$$\epsilon_{eff} = \frac{n}{z} \quad (12)$$

$$\mu_{eff} = nz \quad (13)$$

Où k_0 présente un nombre d'onde équivalent à $2\pi/\lambda_0$, et d est l'épaisseur du substrat utilisé dans la conception du résonateur métamatériau.

Le filtre proposé a été conçu et simulé à l'aide du logiciel commercial HFSS. La structure est constituée d'une ligne microruban modifiée en son centre et de deux cellules unitaires. Les CSRR carrés modifiés sont gravés dans le plan de masse et disposés symétriquement de part et d'autre du centre de la structure.

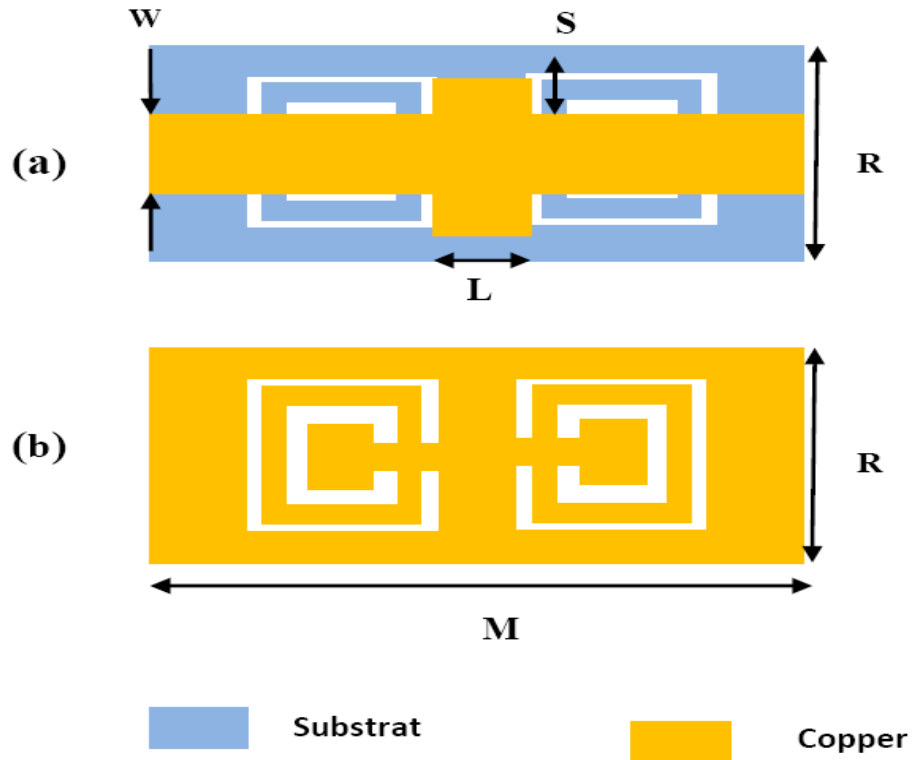


Figure III. 4: Filtres coupe-bandes (a) Vue de dessus (b) Vue de dessous

Dans le but de miniaturiser le filtre coupe-bande précédent, la cellule unitaire CSRR a été conçue en optimisant ses dimensions suivant les axes OX et OY. Les paramètres géométriques de cette structure sont récapitulés dans le tableau III.2.

Tab III. 2:Paramètre géométrique de filtre coupe-bande

Paramètres	Valeur mm
d	4.8
ga	0.6
gf	0.3
w	0.3
L	2.5
S	1.4
M	20
R	12

II.3.2 Résultats et discussion

Dans la continuité de cette étude, la structure a été simulée sur la bande de fréquences comprise entre 1 et 10 GHz. Le substrat utilisé est de type FR4-époxy, caractérisé par une permittivité relative de **4,4**, une tangente de pertes d'environ **0,002** et une épaisseur de **1,6 mm**.

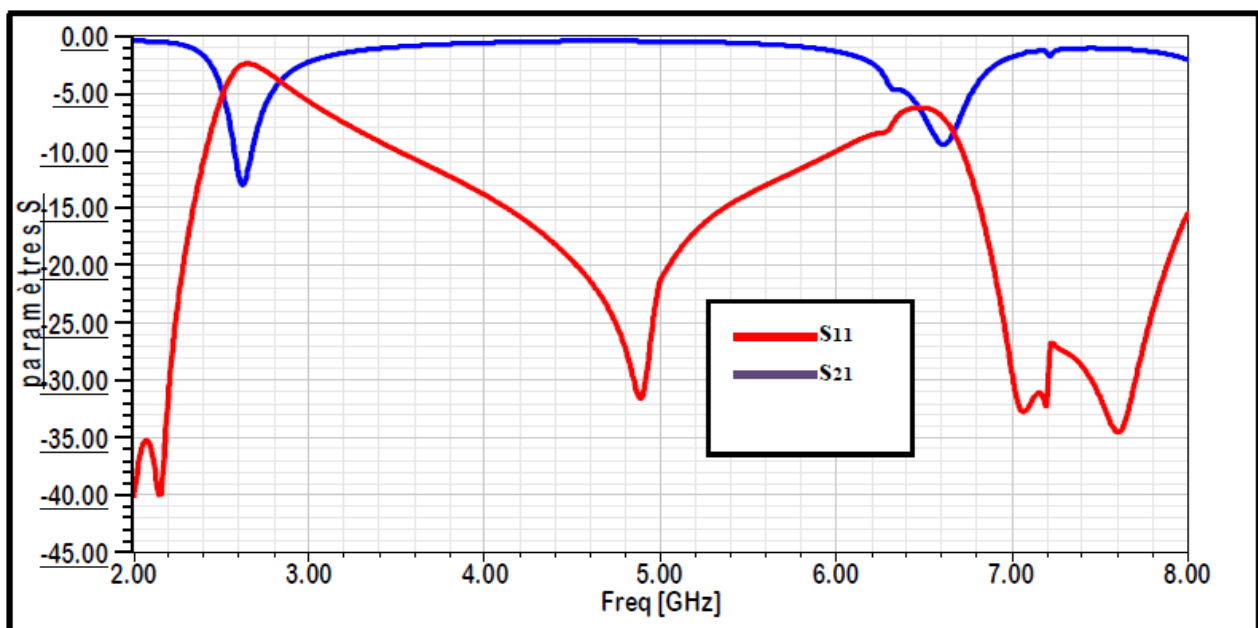


Figure III. 5:Résultats des paramètres S du filtre coupe-bande

Les paramètres simulés du filtre, notamment la perte d'insertion (S_{21}) et la perte de réflexion (S_{11}), sont présentés à la figure III.5. L'atténuation maximale du coefficient de transmission atteint environ **39 dB** à la fréquence de **4,8 GHz**, tandis que la largeur de la bande coupée est d'environ **390 MHz**.

De nombreux paramètres influencent considérablement la fréquence de résonance, notamment - Paramètres géométriques des cellules CSRR- Type de substrat et son épaisseur Parmi ces paramètres, l'étude de l'effet et de l'influence du type de substrat est essentielle.

Tab III. 3:Effet du substrat sur la fréquence de résonance

	Permittivité relative	fréquence de résonance/GHz
FR4-epoxy	4.4	4.8
Rogers RT/Duroid 6002	2.94	5.9
Rogers RO4003	3.55	5.39
Rogers RT/Duroid 5870	2.33	3.2
Rogers RO3006	6.15	4.2
Rogers RO3010	10.2	3.2

Après plusieurs simulations d'optimisation, dont les résultats sont présentés dans le tableau III.2, l'influence de la permittivité relative du substrat sur la fréquence de résonance a été analysée selon la relation :

$$f_r = F(\epsilon_r) \quad (14)$$

L'étude met en évidence que la permittivité relative du substrat constitue l'un des paramètres les plus influents sur la fréquence de résonance. Sa variation permet ainsi d'ajuster efficacement la réponse fréquentielle de la structure.

L'une des solutions permettant de miniaturiser les résonateurs consiste à utiliser des substrats présentant une permittivité relative élevée [16]. En outre, le déplacement de la fréquence de résonance provoqué par les modifications de l'environnement diélectrique peut servir d'indicateur pour l'identification et la caractérisation des propriétés du matériau étudié.

Tab III. 4: Comparaison des performances des filtres coupe-bande

Paramètres /Réf.	bande rejetée (GHz)	S21 dB	Taille mm^2
[56]	[5. 8- 6]	35 dB	280
[57]	[2.09-3.7]	30 dB	320
[5]	[1. 5- 2.3]	30 dB	252
Ce travail	[2. 6- 6.5]	36 dB	190

Les performances du filtre coupe-bande proposé sont comparées à celles de filtres similaires publiés dans la littérature. Les résultats, présentés dans le tableau III.4, mettent en évidence les bonnes caractéristiques du circuit proposé, notamment sa compacité et ses propriétés de bande rejetée, ce qui le rend pertinent pour diverses applications micro-ondes.

III. 1. Le deuxième modèle de filtre proposé:

Dans ce modèle nous utiliserons la cellule polygonale modifiée qui étudiée au chapitre précédent. et nous garderons les mêmes dimensions

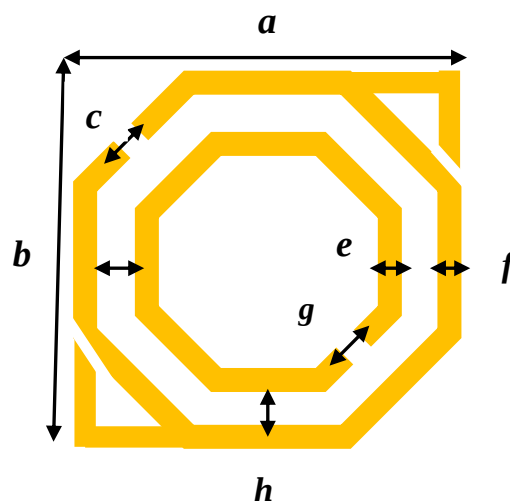


Figure III. 6: Cellule polygonale modifiée

Les simulations ont été effectuées sur la plage de fréquences **[1–10] GHz** en utilisant un substrat **Rogers RO3003**. Ce dernier est caractérisé par une permittivité relative de **3**, une tangente de pertes d'environ **0,001** et une épaisseur de **1,52 mm**. Les mêmes caractéristiques de substrat ont été conservées pour l'ensemble des simulations afin d'assurer la cohérence des résultats obtenus.

III. 2.Résultats et discussion:

La figure III.7 montre que la cellule polygonale et un comportement électromagnétique du filtre coupe-bande dans la bande [4,4 GHz – 5 GHz] présente une efficacité et des pertes d'insertion très faibles.

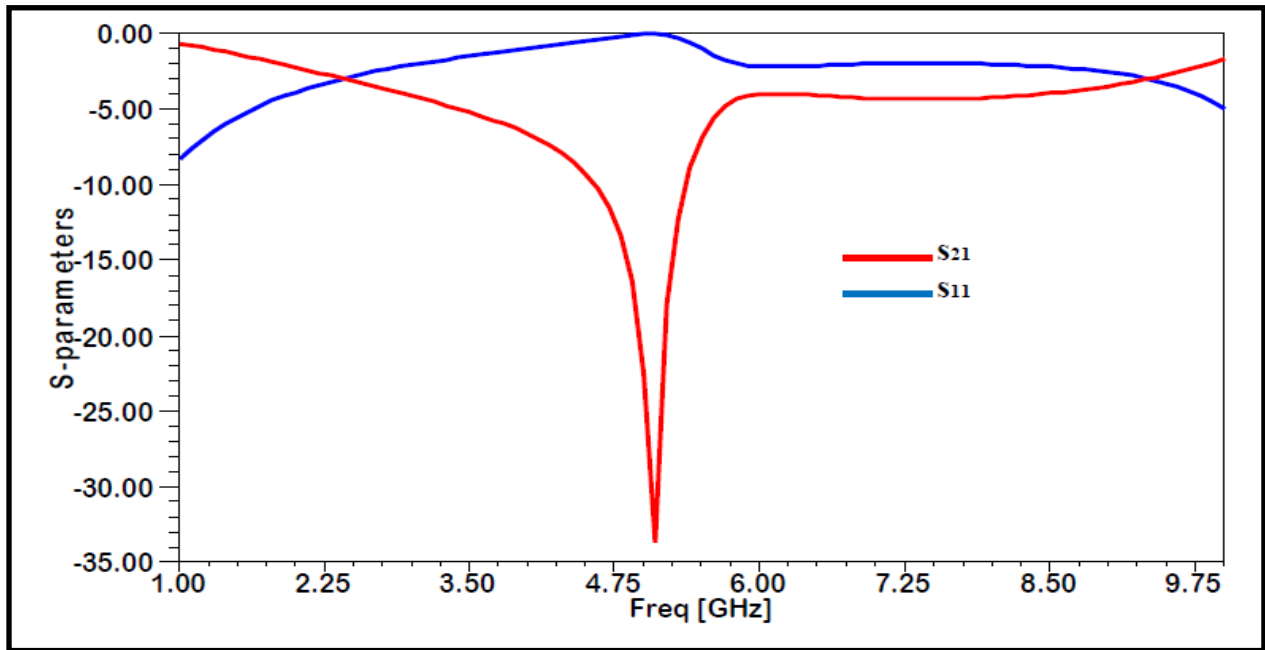


Figure III. 7:Résultats des paramètres S du filtre coupe-bande

Les propriétés des résonateurs à anneaux fendus complémentaires (CSRR) ont été largement étudiées dans la littérature [17].Lorsqu'il est soumis à un champ électrique orthogonal, le CSRR présente un comportement équivalent à celui d'un dipôle électrique orienté suivant l'axe de l'anneau. Par ailleurs, l'interaction entre le CSRR et la capacité du filtre coupe-bande, à travers les fentes des anneaux ainsi que l'espacement de l'anneau extérieur, engendre un couplage magnétique contribuant au mécanisme de résonance de la structure.

Dans la suite de cette étude, une cellule CSRR de type circulaire est intégrée est gravée dans le plan de masse de la structure. Les paramètres géométriques correspondants sont présentés dans le tableau III.5.

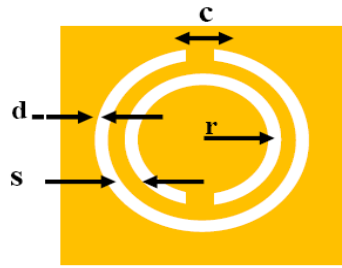


Figure III. 8:Cellule circulaire (CSRR)

Tab III. 5: Paramètres géométriques

Paramètres	Valeur mm
d	0.15
c	0.15
r	0.85
s	0.2

La structure a été simulée sur la bande de fréquences comprise entre 1 et 10 GHz, en considérant différentes configurations avec des nombres CSRR gravé dans le plan de masse comportant respectivement un, deux et quatre résonateurs CSRR.

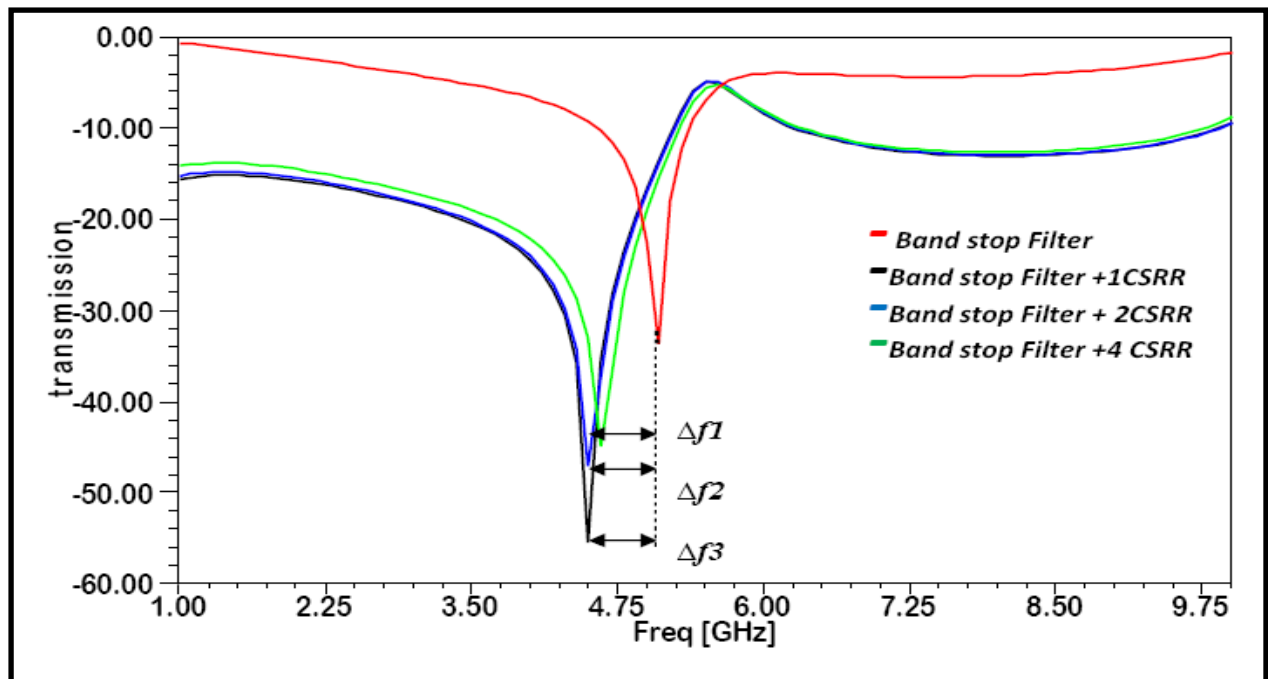


Figure III. 9:Décalage de la fréquence de résonance en fonction du nombre de CSRR gravés.

D'après les résultats de simulation illustrés à la Figure III.9, l'introduction des résonateurs CSRR provoque un déplacement de la fréquence de résonance. De plus, une augmentation du nombre de **CSRR** gravés dans le plan de masse conduit à une variation de la fréquence de résonance. Le facteur de qualité **Q** associé aux la fréquence de résonance peut être exprimé comme suit [18] :

$$Q = \Delta f_r / f_r \quad (15)$$

Les travaux suivants reposent sur l'interaction d'un champ électrique avec le matériau biologique testé à la fréquence de résonance de la structure. Parmi les structures étudiées, nous avons choisi la deuxième structure proposée en raison de ses diverses caractéristiques électromagnétiques. Cette structure a été retenue pour la conception d'une nouvelle classe de biocapteurs micro-ondes miniaturisés, basée sur le couplage électromagnétique entre un filtre micro-ondes coupe-bande et des résonateurs métamatériaux CSRR.

A La fréquence de résonance le biocapteur proposé (filtre coupe-bande+ CSRR), peut être décalée vers des fréquences plus basses grâce à l'interaction avec le matériau testé (MUT), principe de base des biocapteurs micro-ondes. À la fréquence de résonance des biocapteurs, le champ électrique stocké ($\mathbf{E}_0$) et le champ magnétique ($\mathbf{H}_0$) sont égaux.

Lorsqu'un MUT interagit avec les biocapteurs, il perturbe l'équilibre des champs électromagnétiques stockés et génère un nouveau champ électrique ($\mathbf{E}_1$) et un champ magnétique ($\mathbf{H}_1$), ce qui modifie la fréquence de résonance.

$$\frac{\Delta f_r}{f_r} = \frac{\int_v (\Delta \epsilon \mathbf{E}_1 \cdot \mathbf{E}_0 + \Delta \mu \mathbf{H}_1 \cdot \mathbf{H}_0) dv}{\int_v (\Delta \epsilon_0 |\mathbf{E}_0|^2 + \Delta \mu_0 |\mathbf{H}_0|^2) dv} \quad (16)$$

Sur le volume de perturbation v , Δf_r est la variation de la fréquence de résonance, tandis que $\Delta \epsilon$ et $\Delta \mu$ sont les variations de la permittivité et de la perméabilité, respectivement. $\vec{E}_0, \vec{H}_0$ sont les champs électriques et magnétiques sans échantillon, tandis que $\vec{E}_1, \vec{H}_1$ sont les champs électriques et magnétiques en présence de l'échantillon.

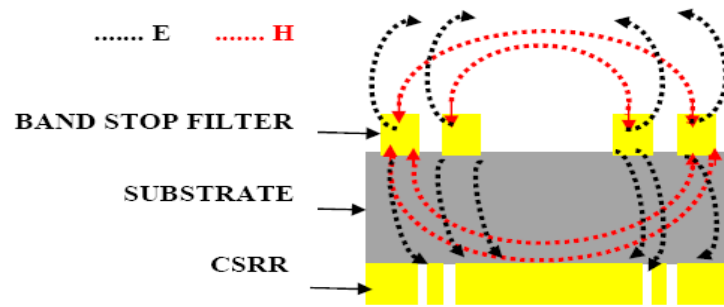


Figure III. 10: Distribution schématique du champ électromagnétique.

Afin d'évaluer l'aptitude de notre biocapteur à identifier des entités biologiques ou chimiques, nous allons placer une fine couche de polyamide, d'épaisseur variable et de permittivité électrique égale à 3,5, sur la surface du filtre coupe-bande.

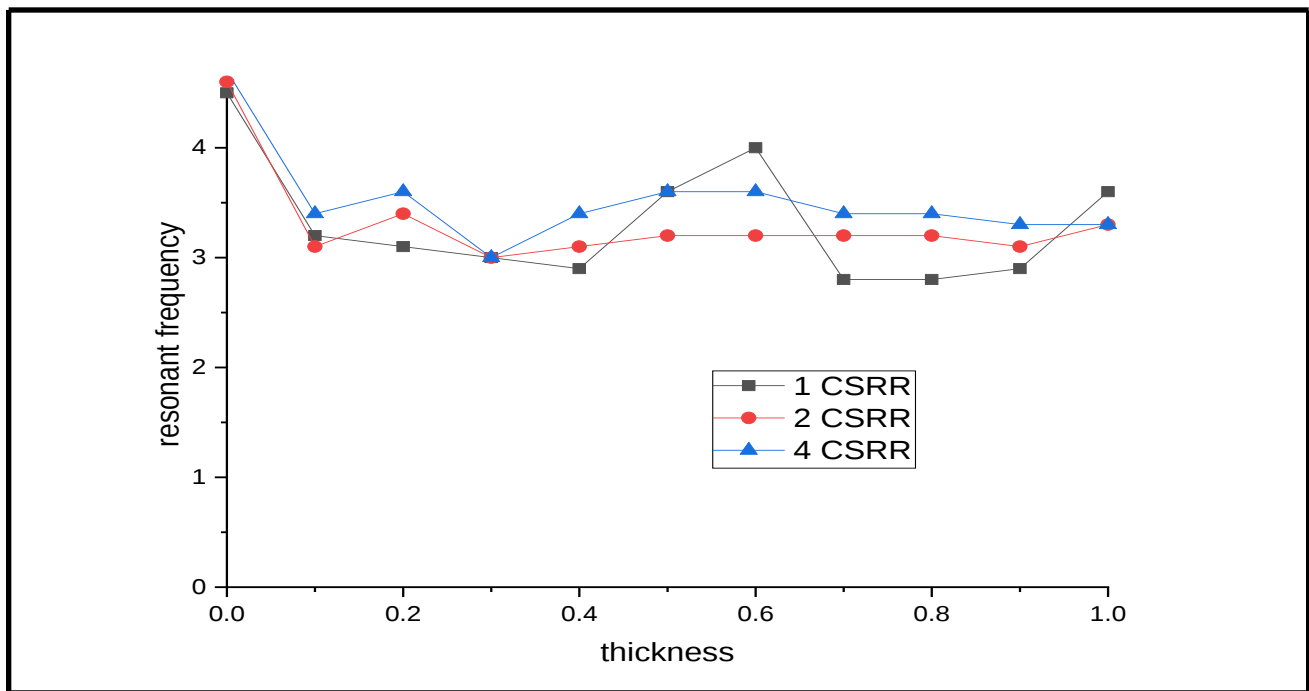


Figure III. 11: Fréquence de résonance en fonction de l'épaisseur de couche de polyamide

Pour les structures proposées, nous souhaitons utiliser un seul CSRR.

La prochaine étape dans la conception du biocapteur concerne l'évaluation de la sensibilité.

Pour calculer la sensibilité, nous avons fait varier la permittivité relative de la couche de polyimide de $\epsilon_r = 1$ à 3.5 pour une épaisseur $d = 0,3\text{mm}$.

Tab III. 6: Variation de la fréquence de résonance en fonction de la permittivité relative.

ϵ_r	μ_r	GHz	dB
1	1	4.62	-50.72
1.5	1	4.25	-42.79
2	1	3.75	-48.81
2.5	1	3.65	-36.20
3.5	1	3.50	-42.12

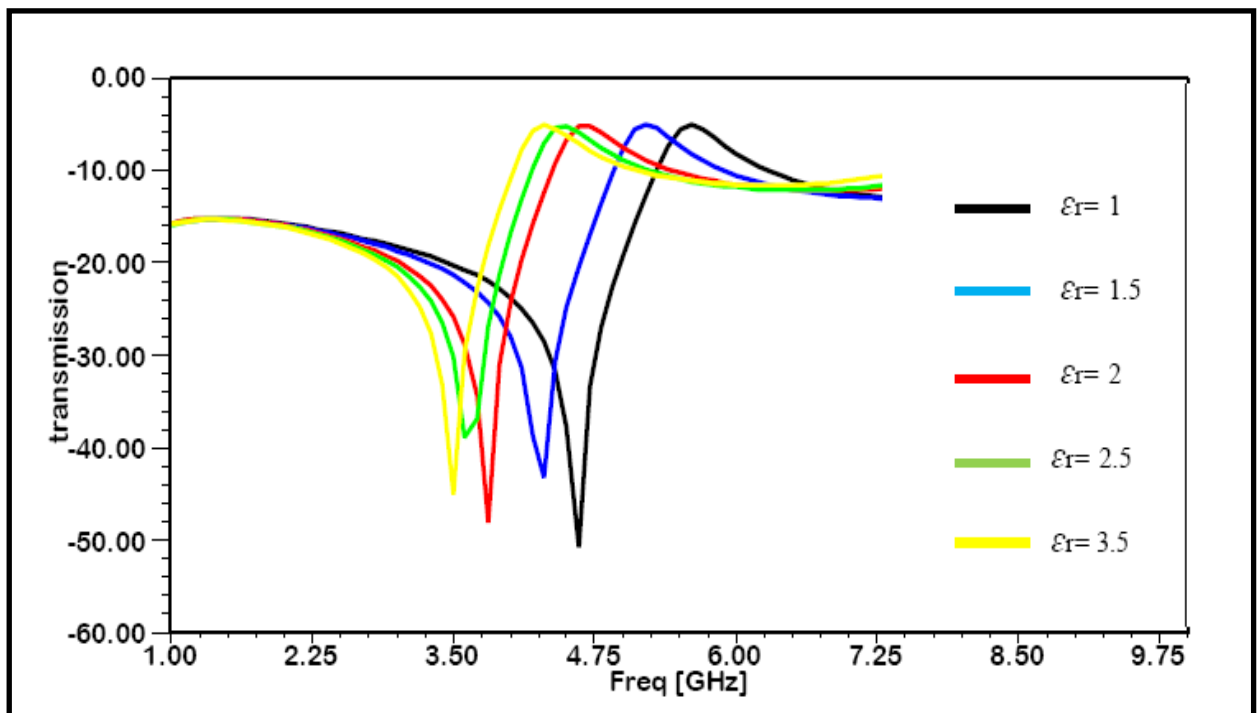


Figure III. 12: Coefficient de transmission avec diverses valeurs (ϵ_r)

La Figure III.12 montre que la permittivité relative est inversement proportionnelle à la fréquence de résonance. Lorsque la permittivité augmente, la fréquence de résonance diminue en raison de l'augmentation de la capacité totale de la structure.

Tab III. 7: Constante diélectrique des cellules normales et de différentes cellules cancéreuses [22].

cellules cancéreuses	constante diélectrique
Cellule normale	1.822500
MCF-7	1.962801
DLD1	2.018000
PC12	1.946025
Hela	1.937660
Jurkat	1.932100
Colo-205	2.127300

Une petite variation de la constante diélectrique provoque un décalage du pic de résonance du CSRR. Ce biocapteur peut être utilisé pour la détection de différents types de cellules cancéreuses, telles que HeLa, PC12, MDA-MB-231, MCF-7 et Jurkat. Les principaux avantages de ce biocapteur résident dans son faible coût de fabrication et dans sa capacité à effectuer une détection sans marquage, tout en offrant une sensibilité appropriée [19].

III. 4.CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés à la conception de filtres micro-ondes coupe-bande à base de SRR et de CSRR, ainsi qu'à l'analyse de leurs performances. Les capacités de ces filtres, notamment en termes de miniaturisation et de pertes d'insertion, ont été confirmées par des simulations réalisées sous HFSS. Nous proposons deux structures de filtres coupe-bande.

La première structure proposée est composée d'une ligne microruban modifiée au centre et de deux résonateurs de forme carrée modifiés, gravés symétriquement au centre du plan de masse. Cette structure a été étudiée en détail et se termine par une comparaison avec les filtres coupe-bande rapportés dans la littérature.

La deuxième structure proposée repose sur deux anneaux polygonaux modifiés de huit segments espacés avec des résonateurs à anneau fendu complémentaires Cellules circulaires gravées dans le plan de masse.

La deuxième structure proposée repose sur résonateur de forme polygonale modifiée avec deux anneaux à huit segments, associés à des résonateurs annulaires fendus complémentaires (CSRR) circulaires gravés dans le plan de masse.

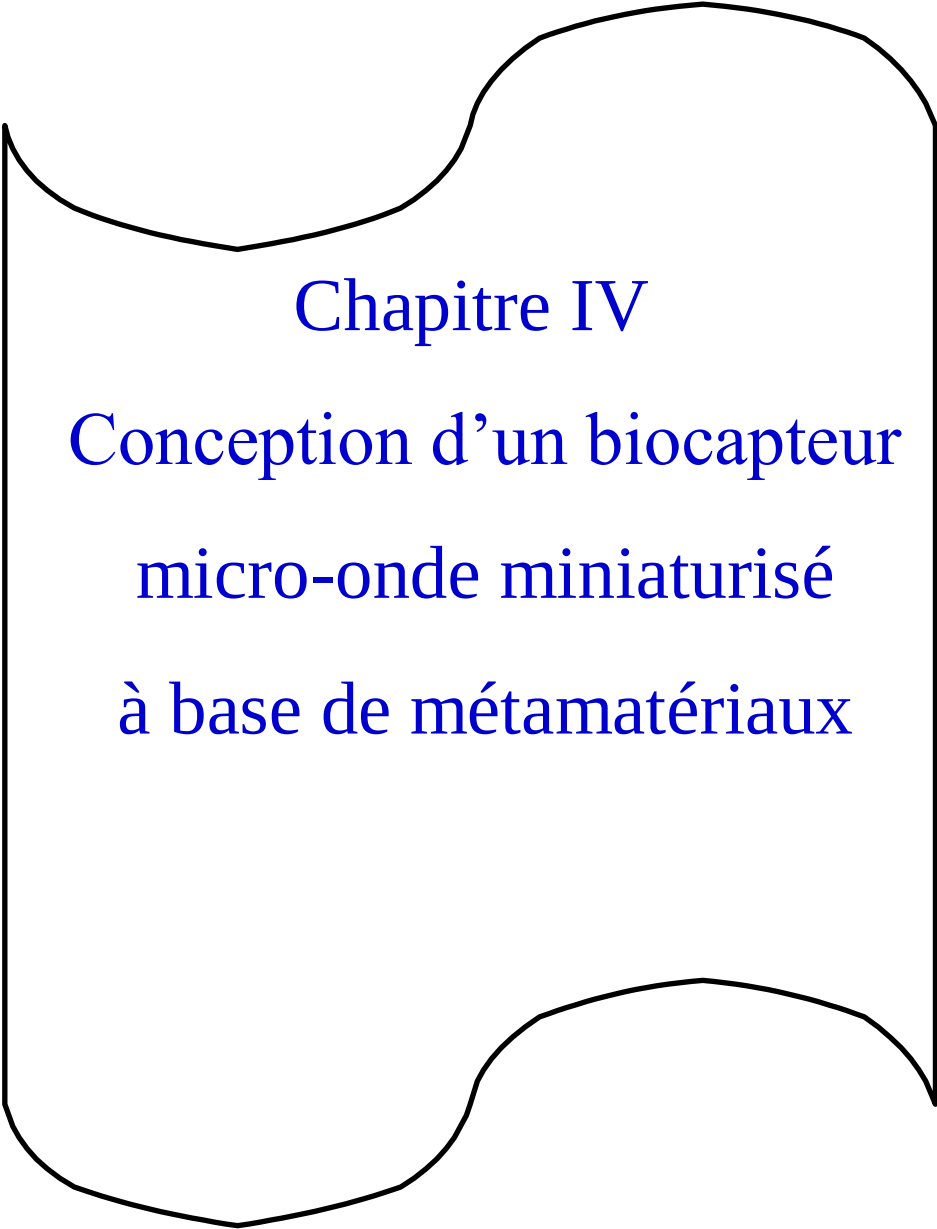
Les résultats concernant le coefficient de transmission S_{21} et la répartition du courant ont été obtenus à la fréquence de résonance pour la deuxième structure, mise en œuvre pour la conception d'une nouvelle classe de biocapteurs micro-ondes miniaturisés basés sur le couplage électromagnétique entre le filtre micro-ondes coupe-bande et les résonateurs métamatériaux CSRR.

Il est conclu que les champs électromagnétiques marginaux du structure interagissent avec le MUT et que la permittivité relative réelle provoque une diminution de la fréquence de résonance.

Références

- [1] benmoste fanaima , " modelisation des structures electromagnetiquesmillimetriques agiles a base des metamateriaux : application aux filtres ”, thèse doctorat , 2014.
- [2] Z. Troudi, i " Amélioration des performances d'un filtre passe-bande à base d'une nouvelle structure de RAF “, XXèmes Journées Nationales Microondes, Saint-Malo, 2017.
- [3] Ansoft HFSS, Pittsburg, PA 15219, USA .
- [4] SEGHIER SALIMA Sur le thème " Caractérisation de nouvelles structures de filtres micro-ondes pour des applications en télécommunications ”, thèse doctorat , 2013.
- [5] C. HUNTER, L. BILLONET, B. JARRY and P. GUILLON, “Microwave .filters – applications and technology,” IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. 50, no. 3, pp. 794–805, 2002.
- [6] R. LEVY, R. V. SNYDER and G. MATTHAEI, “Design of microwave filters” IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. 50, no. 3, pp. 783–793, 2002.
- [7] T. DJERAFI, N.J.G. FONSECA, K. WU, “Design and Implementation of a Planar4×4 Butler Matrix in SIW Technology for Wideband Applications,” *40th European Microwave Conference* (EuMC), pp.28-30, Sept. 2010.
- [8] S. COHN “Parallel-coupled transmission-line resonator filters” IRE Trans. MicrowaveTheory Tech., vol. 10, no. 4, pp. 223–231, 1958.
- [9] T. VUONG "Contribution à l'étude des discontinuités dans les guides d'ondes métalliques creux Application aux antennes et aux filtres”, Thèse de Docteur de l'Institut National Polytechnique de Toulouse, Décembre 1999.
- [10] Lee, K., T.-H. Lee, et al., “Reconfigurable dual-stopband filters with reduced number of couplings between a transmission line and resonators” , IEEE MWCL , Vol. 25, No. 2, 106–108, 2015.
- [11] Khelil Fertas “Design and Development of Compact Reconfigurable Tri-StopbandBandstop Filter Using Hexagonal Metamaterial Cells for Wireless Application ”, Journal of Progress In Electromagnetics Research M, Vol. 80, 93–102, 2019.
- [12] BecharefKada “Design of Band-Stop Filter Composed of Array Rectangular Split Ring Resonators”, Journal of Nano- and Electronic Physics · January 2018.
- [13] Badr Nasiri “Microstrip band-stop filter based on double negative metamaterial”, International Journal of Electrical and Computer Engineering(IJECE)Vol.12,No.2,DOI:10.11591/ijece.v12i2.pp1579-1584, April 2022.
- [14] J. B. Pendry, A. J. Holden, D. J. Robbins, and W. J. Stewart, «Low frequency plasmons in thin wire structures», Journal of Physics : Condensed Matter, no. 10, pp. 4785–4809, March 1998.

- [15] Mustafa K. Taher Al-Nuaimi “Compact microstrip band stop filter using SRR and CSSR: Design, simulation and results ,”Conference paper , may 2010
- [16] Michel Le Coq “ Miniaturisation de filtres hyperfréquences par l’utilisation de substrats à forte permittivité”, 17èmes Journées Nationales Microondes , BREST ,18-19-20 Mai 2011.
- [17] KUMAR, D. Shashi; SUGANTHI, S. “Miniaturization ofMicrostrip Antenna with Enhanced Gain Using DefectedGround Structures. ” International Conference on Data Scienceand Communication (IconDSC). IEEE, p. 1-5 , 2019
- [18] Salim, A; Lim, S. “Review of Recent Metamaterial Microfluidic Sensors”. Sensors, 2018.
- [19] Ebrahimi, A.; Scott, J.; Ghorbani, K. “Ultrahigh-Sensitivity Microwave Sensor for Microfluidic Complex Permittivity Measurement” . IEEE Trans. Microw. Theory Tech., 67, 4269–4277 , 2019.



Chapitre IV

Conception d'un biocapteur micro-onde miniaturisé à base de métamatériaux

IV. 1 INTRODUCTION

L'identification des caractéristiques physiques et biologiques des matériaux est devenue aujourd'hui indispensable dans de nombreux domaines d'application. De manière générale, la détection d'échantillons et d'espèces consiste à rechercher des méthodes et des techniques permettant de déterminer la constante diélectrique (permittivité) d'une structure donnée. Les méthodes conventionnelles de détection des matériaux nécessitent l'utilisation de différents types de capteurs. Cependant, l'utilisation des capteurs conventionnels présente plusieurs inconvénients, tels qu'une faible sensibilité, des facteurs de qualité modestes, des temps d'analyse relativement longs et, surtout, des dimensions importantes, peu adaptées aux espèces de faible volume. En examinant attentivement le type et la qualité des capteurs, la plupart des recherches ont montré que le matériau de conception constitue l'un des facteurs d'influence les plus importants [1].

Ces dernières années, les capteurs conçus à partir de métamatériaux [2–3], communément appelés biocapteurs, ont prouvé leur efficacité pour obtenir de petites structures de détection planes destinées à l'identification des propriétés électromagnétiques dans différentes bandes de fréquences. Les biocapteurs basés sur des résonateurs à métamatériaux [4] fonctionnent généralement selon le principe de la perturbation des champs électromagnétiques [5]. Dans ce contexte, la conception de biocapteurs basés sur les SRR a suscité un intérêt croissant dans les études récentes [6], un biocapteur a été proposé pour des applications de détection aux fréquences térahertz (THz). Le dispositif proposé présentait une sensibilité remarquable de 304 GHz/RIU et 912 GHz/RIU dans la plage de fréquences allant de 0,1 à 3 THz. Un absorbeur conçu à partir de résonateurs métamatériaux pliés a été proposé dans [7] pour des applications de détection dans les bandes C et Ku. Cet absorbeur a été utilisé comme biocapteur miniaturisé avec une sensibilité de 4,62 %. D'autres types de biocapteurs, de formes et de tailles différentes, ont été décrits dans [8–9] pour des applications de détection dans les régions gigahertz et térahertz.

Dans ce chapitre, un petit biocapteur métamatériau est proposé pour la caractérisation des matériaux solides. Le mécanisme de détection repose sur le principe de perturbation des champs électromagnétiques dans les MUT. Lorsque ce principe est vérifié, des décalages de la fréquence de résonance sont facilement obtenus, même pour des échantillons de petite taille. D'autre part, le couplage électromagnétique des deux SRR formant le biocapteur avec la ligne microruban permet d'obtenir les sensibilités souhaitées.

IV.2 MATÉRIELS ET MÉTHODES

IV.2 .1 Principe de biodétection

Le modèle de biocapteur proposé repose sur le principe de la perturbation du champ électromagnétique par contact direct avec le matériau sous test (MUT). Notre biocapteur est une structure plane (patch et substrat) très sensible aux faibles variations des paramètres électromagnétiques. De plus, sa taille miniature lui permet de détecter les caractéristiques physiques du champ électromagnétique se propageant dans la structure. Ce champ est perpendiculaire à la direction de propagation et est contenu dans le plan des anneaux (OXY). Par conséquent, le MUT est capable de créer une forte perturbation de la transmission des résonateurs.

Ce qui influence la propagation de l'onde électromagnétique (EM) au sein du biocapteur. À ce stade, un décalage des fréquences de résonance est observé. Les décalages de fréquence de la structure globale (biocapteur et MUT) sont donnés par l'équation (16) [10].

IV.2.2 Description du biocapteur

La cellule de base (**SRR**) représentant le biocapteur est constitué d'un patch en cuivre imprimé sur la face supérieure du substrat Rogers RT/Duroid 5880, présentant un constant diélectrique de 2,2 et une épaisseur de 1,5 mm. La géométrie La cellule de base comporte plusieurs espaces capacitifs permettant de renforcer le couplage électromagnétique du biocapteur.

Le biocapteur planaire proposé est composé de deux cellules métamatériaux, alimentés par une ligne microruban de largeur $d = 1,8$ mm. L'espacement entre les deux cellules et la ligne microruban est $e_1 = 0,8$ mm. Les principaux paramètres du biocapteur sont définis par l'équation (2).

$$\begin{cases} L = 2(a + s_3) \\ w = 2(b + e_1 + s_4) + d \\ g_1 = g_2 + g_3 = g_4 = g_5 = g_6 \end{cases} \quad (17)$$

Avec un espacement de couplage $e_1 = 0,8$ mm, les portions $s_3 = 6$ mm et $s_4 = 2,3$ mm, La surface du biocapteur est de (36×24) mm².

La géométrie de la cellule unitaire base à métamatériau du biocapteur proposée est illustrée à la Figure IV.1.

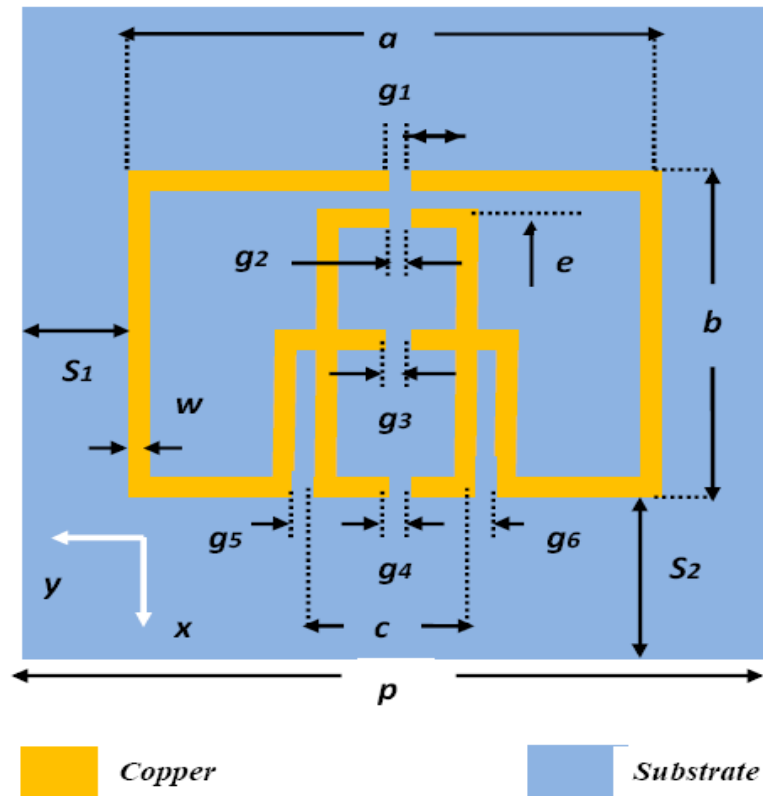


Figure IV. 1: Disposition géométrique de la cellule de base du métamatériau

La structure globale du biocapteur (les deux cellules et la ligne microruban) est représentée sur la Figure IV. 2

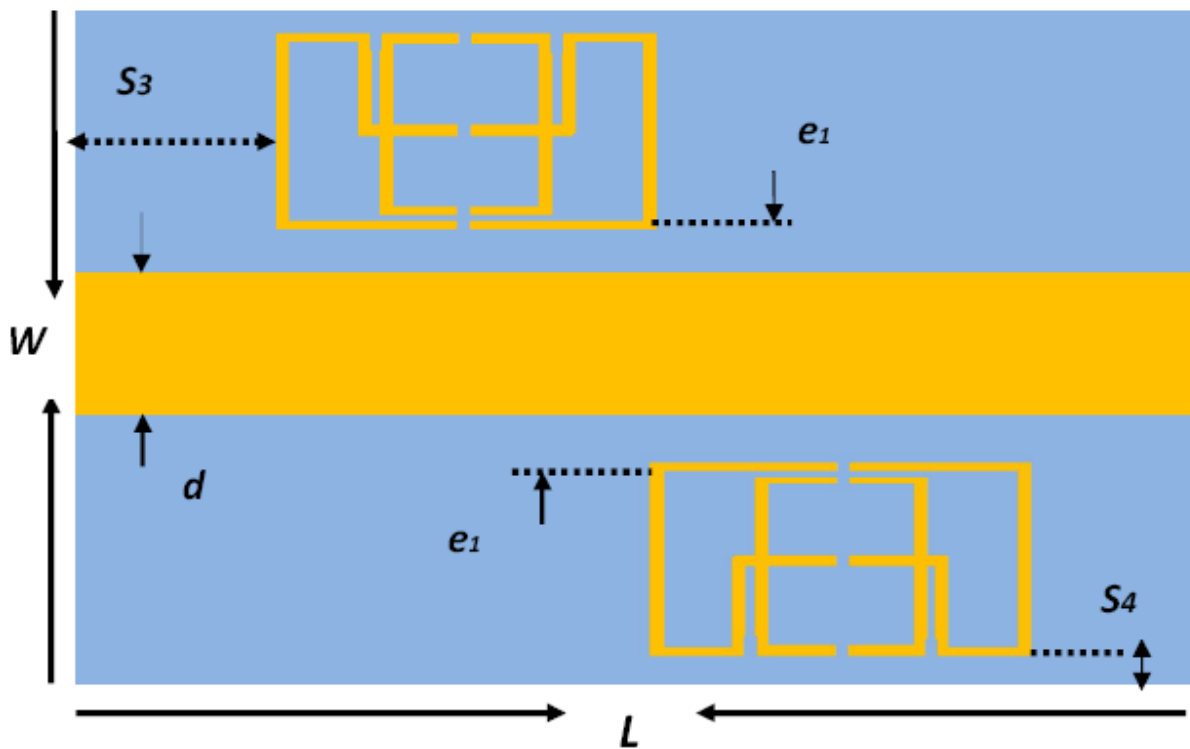


Figure IV. 3: Biocapteur planaire proposé

Les dimensions du biocapteur planaire proposé sont répertoriées dans le tableau IV.1.

Tab IV. 1: Paramètres géométriques

Paramètres	Valeur mm
a	12
b	8
c	5
w	0.5
e_1	0.5
g_1	0.5
S_1	2
S_2	4

IV.3 RÉSULTATS ET DISCUSSION

IV.3.1 Transmission du SRR

Pour obtenir la réponse spectrale de la cellule proposée, nous fixons les conditions aux limites électromagnétiques ; l'onde électromagnétique est perpendiculaire aux plans d'équation $z = n$. Le dispositif de simulation est illustré à la Figure IV.3.

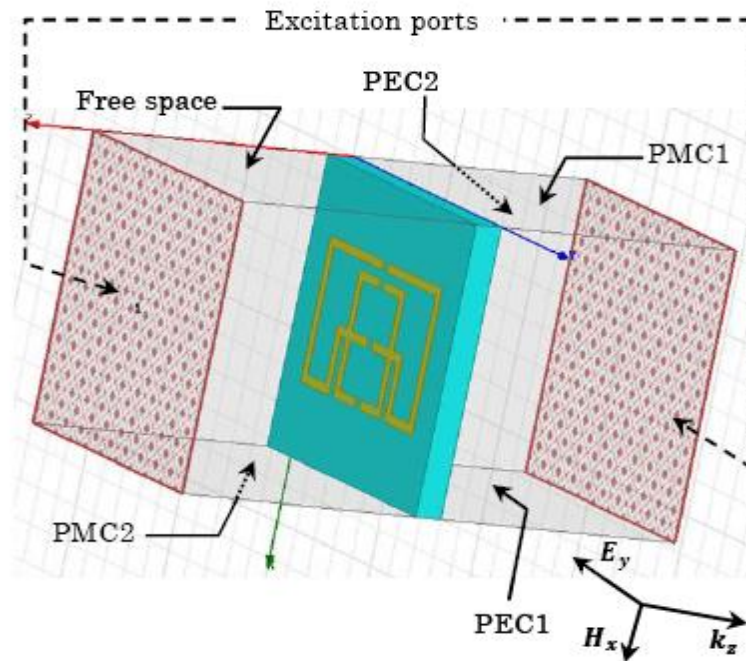


Figure IV. 4: Disposition de simulation de la cellule de base du métamatériau par HFSS.

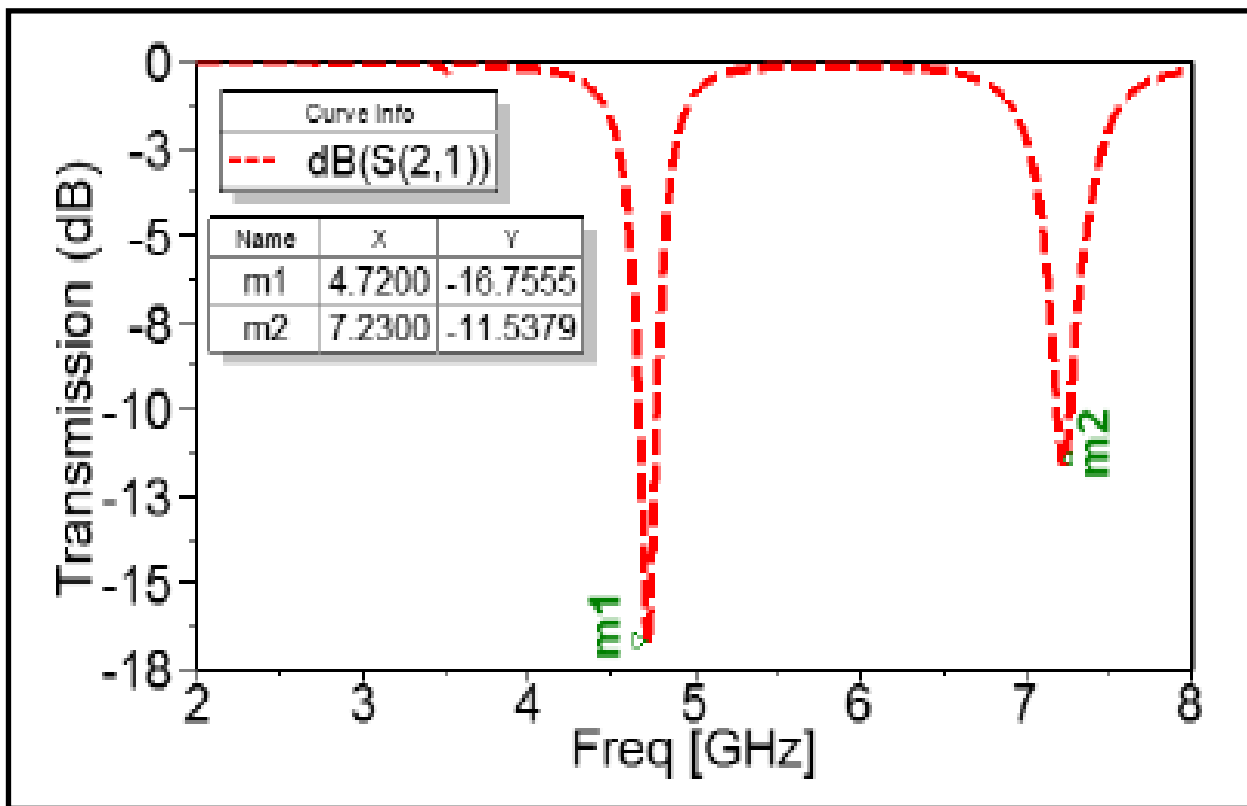


Figure IV. 5: Coefficient de transmission de la cellule de base

Comme le montre la Figure IV.4, la cellule de base du métamatériau proposé présente un comportement de filtre coupe-bande. Les fréquences de résonance observées sont de 4,72 GHz pour la bande la plus basse et de 7,23 GHz pour la bande la plus élevée. Les niveaux de transmission correspondants sont respectivement de 16,75 dB et 11,53 dB.

IV .3.2 Analyse des performances des biocapteurs

L'objectif principal de la conception du biocapteur est basé sur la détection de la constante diélectrique du matériau sous test (MUT). Le modèle proposé consiste à placer le MUT au-dessus du biocapteur, en contact direct. Ce contact permet de perturber le champ électromagnétique de la structure (biocapteur et MUT), ce qui provoque un décalage des fréquences de résonance.

La proposition de La structure globale (**biocapteur + MUT**) est illustré à la Fig. IV.5.

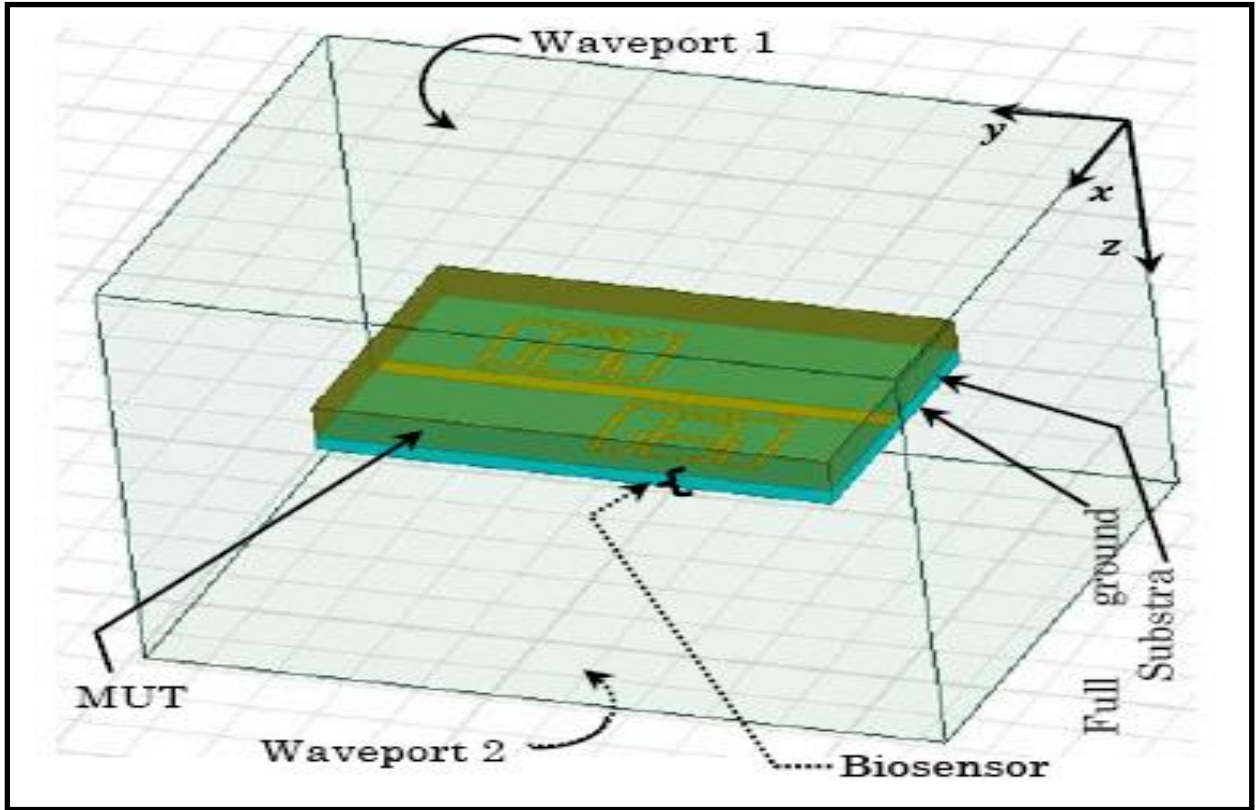


Figure IV. 6: Disposition de simulation de La structure globale du biocapteur Avec matériau sous test (MUT).

La fréquence de résonance dépend de la capacité du résonateur métamatériau (les deux cellules) selon l'expression (18).

$$f_0 = \frac{1}{\sqrt{2\pi[(L_{SRR} + C_{SRR})]}} \quad (18)$$

Lors de l'ajout du matériau sous test au biocapteur, la capacité globale de la structure est modifiée ; par conséquent, la fréquence de résonance subit un décalage et peut être calculée à l'aide de l'expression suivante [10].

$$f_1 = \frac{1}{\sqrt{2\pi[L_{SRR}X(C_{SRR} + C_{MUT})]}} \quad (19)$$

Avec :

f_0 : fréquence de résonance sans matériau sous test (MUT);

f_1 : fréquence de résonance avec matériau sous test (MUT);

L_{SRR} : inductance de la cellule SRR ;

C_{SRR} : capacité de la cellule SRR ;

C_{MUT} : capacité introduite par le matériau sous test (MUT);

Pour notre étude, nous avons choisi quatre matériaux présentant différentes permittivités (valeurs comprises entre 2,55 et 3,5) et ayant la même épaisseur $h' = 3,5\text{mm}$. Les matériaux testés sont : Taconic TLX ($\epsilon_r = 2,55$, $tg\delta = 0,0019$), Taconic TLE ($\epsilon_r = 2,95$, $tg\delta = 0,0028$), Taconic TLC ($\epsilon_r = 3,2$, $tg\delta = 0,003$) et Taconic RF-35 ($\epsilon_r = 3,5$, $tg\delta = 0,0018$).

Chaque **MUT** est placé sur les plans de équations $z = 1,535\text{mm}$.

Les coefficients de transmission de la structure globale du biocapteur sont représentés sur la Figure IV.6.

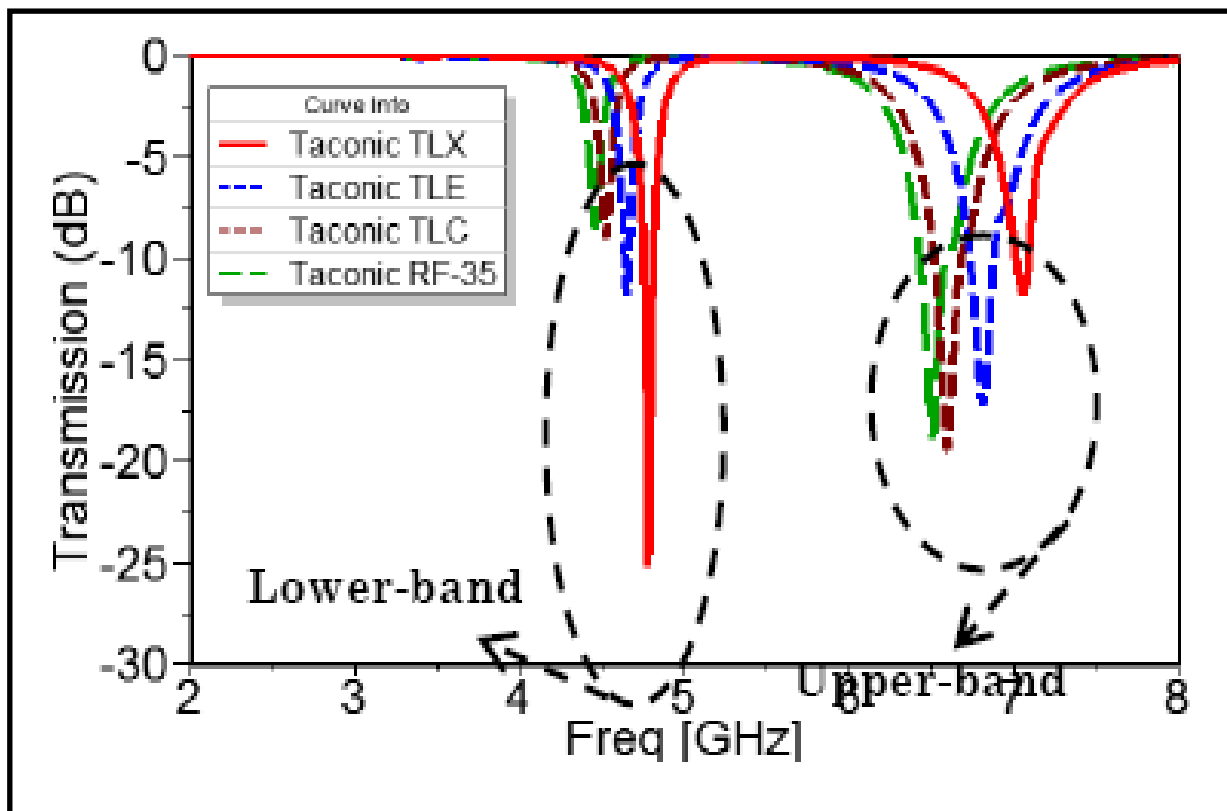


Figure IV. 7: Coefficient de transmission de différents MUT avec décalage de fréquence

Les caractéristiques de sensibilité pour les deux bandes sont représentées sur la Fig. 7. Selon les coefficients de transmission du biocapteur (en contact direct avec le MUT), on observe un décalage de la fréquence de résonance lorsque la permittivité du MUT augmente.

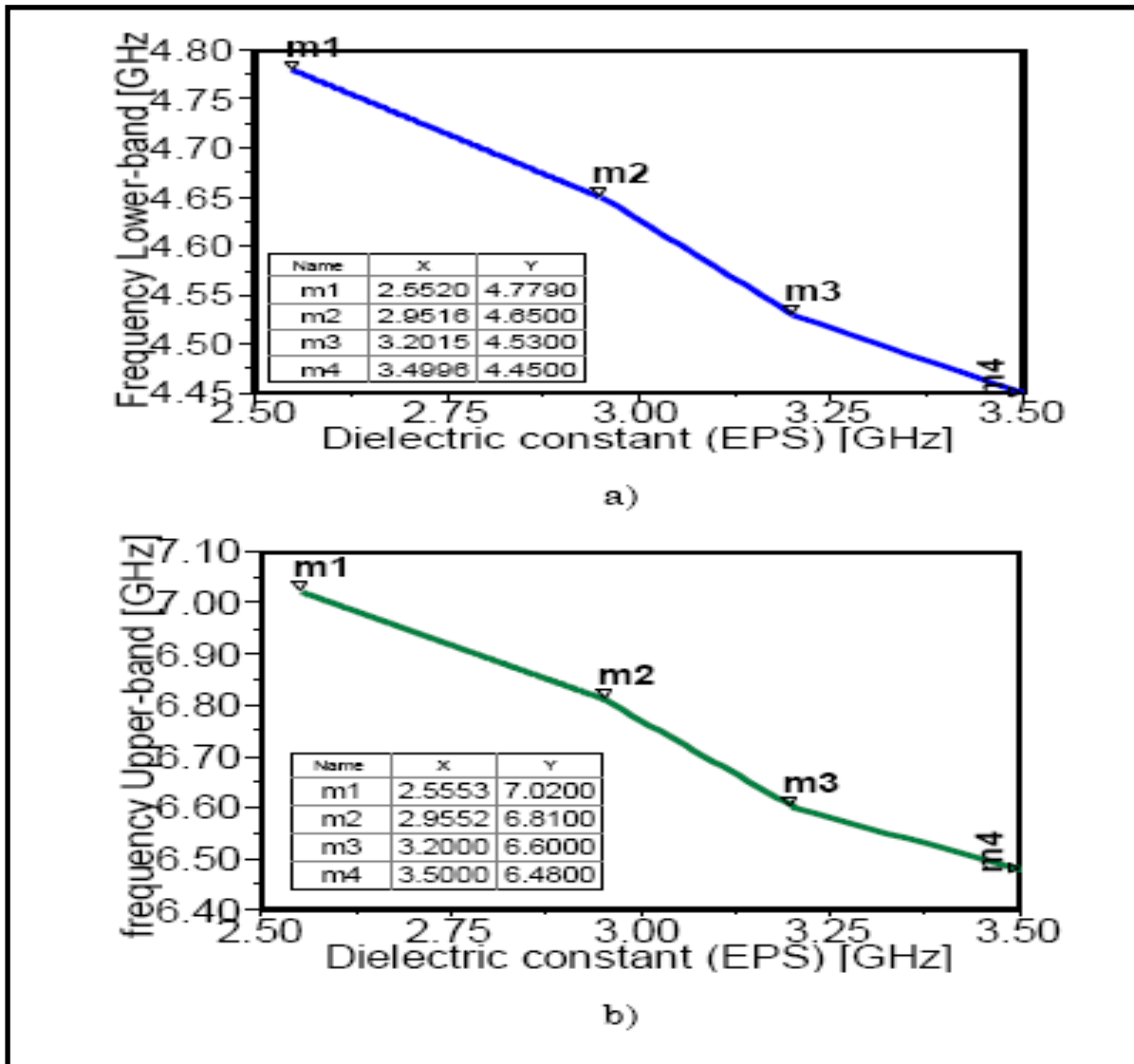


Figure IV. 8: Sensibilité : (a) la bande inférieure et (b) la bande supérieure

La sensibilité du capteur peut être exprimée en appliquant l'équation (20) comme dans la référence [11].

$$S_{\%} = \frac{f_1 - f_0}{f_0(\epsilon_r - 1)} \times 100 \quad (20)$$

f_1 est la fréquence de résonance lorsque le matériau est attaché au biocapteur, tandis que f_0 est la fréquence de résonance sans matériau sous test (4,72 GHz pour la bande inférieure et 7,23 GHz pour la bande supérieure), respectivement.

Les paramètres extraits de ces deux caractéristiques graphiques sont indiqués dans le tableau 2.

Tab IV. 2: Performances de détection du biocapteur

MUTdétection	Décalage de fréquence (MHz)	
	BANDE INFERIEURE	BANDE SUPERIEURE
Rogers RT andTaconic TLX	60	210
Rogers RT andTaconic TLE	90	420
Rogers RT andTaconic TLC	190	630
Rogers RT andTaconic RF35	270	750
	Sensibilité	
	BANDE INFERIEURE	BANDE SUPERIEURE
Rogers RT and Taconic TLX	0.82	1.87
Rogers RT and Taconic TLE	0.76	2.98
Rogers RT and Taconic TLC	1.83	3.96
Rogers RT and Taconic RF35	2.28	4.15

Les paramètres cités dans le tableau IV.2 montrent que notre biocapteur présente une sensibilité de fréquence de résonance supérieure à celle correspondant à la fréquence de résonance inférieure. Dans cette bande supérieure, le biocapteur présente des transmissions importantes (supérieures à **15 dB**), ce qui explique une sensibilité maximale d'environ **4,15 %** pour une faible variation de la permittivité ($\Delta\epsilon_r = 1,3$).

Pour valider les résultats obtenus, la performance de notre biocapteur peut être vérifiée par d'autres caractéristiques, telles que le facteur de qualité (Q), la largeur totale à la moitié maximum (***FWHM***) et le le facteur de mérite (***FOM***).

Ces caractéristiques sont définies dans la référence [12].

$$\left\{ \begin{array}{l} Q = \frac{f_0}{\Delta f_{\pm dB}} \\ FWHM = \frac{\lambda}{Q} \\ FOM = SXQ \end{array} \right. \quad (21)$$

Ici, Δf désigne la bande passante à **-3 dB** calculée à **70,71 %** de la transmission et λ est la longueur d'onde calculée dans les bandes inférieure et supérieure. Pour la sensibilité maximale de **4,15** obtenue à la fréquence la plus élevée de 7,23 GHz, les caractéristiques du biocapteur sont : **$Q = 103,28$, $FWHM = 0,004$ et $FOM = 428,61$** .

En général, un biocapteur de haute performance présente un facteur de qualité élevé, un faible **FWHM** et un **FOM** élevé, ce qui est confirmé par les performances de notre biocapteur proposé.

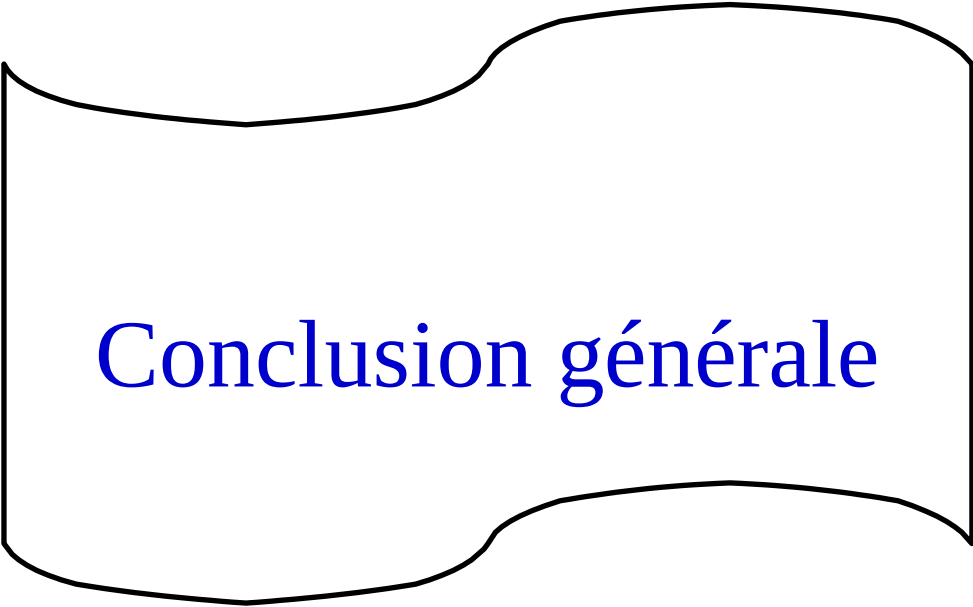
4 Conclusion

D'après les résultats obtenus, le biocapteur proposé présente une sensibilité élevée aux variations de permittivité des matériaux testés, se traduisant par un décalage significatif des fréquences de résonance.

Les valeurs du facteur de qualité (**Q**), de la largeur totale à la moitié maximum (**FWHM**) ainsi que du facteur de mérite (**FOM**) confirment les performances optimisées de la structure. En particulier, les résultats montrent une meilleure réponse dans la bande de fréquence supérieure, où la sensibilité atteint ses valeurs maximales, tout en conservant un facteur de qualité satisfaisant et une bonne sélectivité de détection.

Références

- [1] L.Y. Liu, D. Zheng, Q. Feng, Y.S. Lin , " Electrothermally controllable terahertz metamaterial for sensing application " , Sensor. Actuat. A: Phys. 344, 113667, 2022.
- [2] B. Khodadadi, M. Babaeinik, V. Ghods, P. Rezaei, , "Sensitivity Increment of Metamaterial-based Refractive Index Sensor with Silicon Layers " , Silicons 15, 6745 , 2023.
- [3] T. Jiang, C. Li, Q. He, Z. Peng ." randomized resonant metamaterials for single-sensor identification of elastic vibrations " , Journal of Commu nature communications. 11, 2353, 2020.
- [4] W. Shahzad, W. Hu, Q. Ali, H. Raza, et al. "Parallel Cooperative Coevolutionary Grey Wolf Optimizer for Path Planning Problem of Unmanned Aerial Vehicles " , Sensors 22, 5 2022.
- [5] Z. Zhang, H. Ding, X. Yan, L. Liang, et al. "Sensitive detection of cancer cell apoptosis based on the non-bianisotropic metamaterials biosensors in terahertz frequency», Optical Materials Express Vol. 8, Issue 3, pp. 659-6672018.
- [6] X. Lu, H. Ge, Y. Jiang, Y. Zhang. "A Dual-Band High-Sensitivity THz Metamaterial Sensor Based on Split Metal Stacking Ring" Biosensors 12, 7, 2022.
- [7] M. Berka, U. Özkaya, T. Islam, et al. " A miniaturized folded square split ring resonator cell based dual band polarization insensitive metamaterial absorber for C- and Ku-band applications" Journal of Optical and Quantum Electronics, Volume 55, article number 699, 2023.
- [8] Md.R. Islam, M.T. Islam, M. Salaheldeen, B. Bais. " Metamaterial sensor based on rectangular enclosed adjacent triple circle split ring resonator with good quality factor for microwave sensing application ". Scientfic Reports Rep. 12, 6792 , 2022.**
- [9] LiY. Zhang, L. Xu, J. Chen, X. Bai, X. Zhou. "High sensitivity detection of ethanol solution based on waveguide resonant cavity combined with metamaterials " , Journal of Measurement. . 475, 225, 15, 2024.
- [10] A. Vivek, K. Shambavi, Z. Alex, Sensor Rev. 39, 16 , 2018.
- [11] M. Abdolrazzaghi, et al ." Noninvasive Glucose Sensing in Aqueous Solutions Using an Active Split-Ring Resonator" , IEEE Sens. 21, 18742, 2021.
- [12] Md.R. Islam, M.T. Islam, M.S. Soliman, B. Bais ." Metamaterial sensor based on reflected mirrorrectangular split ring resonator for the application of microwave sensing " , Journal of Measurements 198, 111416, 2021.



Conclusion générale

Conclusion générale

Le but principal de cette thèse était d'étudier, une nouvelle classe des capteurs qui sont les biocapteurs microondes miniaturisés capables de détecter les solides et les liquides de propriétés physiques inconnues. Ce travail constitue une contribution à la conception de capteurs performants destinés aux applications médicales.

Le travail que nous venons de décrire a été structuré selon quatre chapitre :

Le premier chapitre est divisé en deux parties. Dans la première partie, nous présentons une définition des métamatériaux ainsi que leur historique. Ensuite, nous détaillons leurs caractéristiques et leur classification en fonction de leurs paramètres effectifs. Enfin, nous terminons par une présentation de quelques applications des métamatériaux dans les domaines de l'optique, des antennes et des filtres.

La deuxième partie est consacrée aux aspects bibliographiques liés au sujet de cette thèse. Elle porte sur une présentation générale des biocapteurs et de leurs principes de fonctionnement. Une présentation des différents types de biocapteurs existants est également proposée, notamment ceux basés sur les métamatériaux.

Le deuxième axe de notre recherche, intitulé « Analyse des propriétés électromagnétiques des résonateurs métamatériaux », fait l'objet de ce chapitre. Il porte sur l'étude des propriétés électromagnétiques des résonateurs en anneau fendu « SRR » et « CSRR » sous différentes formes. Une analyse paramétrique est également réalisée sur quatre géométries :

- Oméga
- Polygonale modifiée
- Rectangulaire modifiée
- S symétrique (CSSSR).

Le troisième chapitre est consacré à l'analyse des performances des filtres micro-ondes coupe-bande basés sur des résonateurs à anneau fendu (SRR) et leurs structures complémentaires (CSRR). Dans ce cadre, deux structures de filtres coupe-bande sont proposées et étudiées.

La première structure est composée d'une ligne micro-ruban modifiée en son centre, couplée à deux cellules unitaires (CSRR) de forme carrée, gravées de manière symétrique dans le plan de masse. Cette configuration permet d'assurer un couplage électromagnétique optimal et de renforcer l'effet de rejet de bande.

La deuxième structure repose sur l'utilisation de résonateurs à anneau fendu (SRR) de forme polygonale modifiée. Cette configuration est associée à des résonateurs complémentaires (CSRR) de forme circulaire gravés dans le plan de masse. L'interaction entre les SRR et les CSRR permet d'obtenir un comportement sélectif en fréquence, conduisant à la réalisation d'un filtre coupe-bande à performances améliorées.

L'analyse du coefficient de transmission S_{21} des deux structures montre la présence d'un phénomène de coupe-bande autour de ces fréquences.

Dans le quatrième chapitre, nous avons présenté la méthodologie adoptée ainsi que la conception du biocapteur proposé, reposant sur l'exploitation des propriétés électromagnétiques des résonateurs (SRR) considérés comme cellules unitaires de la structure globale. Les dimensions géométriques du SRR ont été optimisées et correspondent à des dimensions électriques de $0,251\lambda_0 \times 0,2251\lambda_0 \times 0,031\lambda_0$, où λ_0 désigne la longueur d'onde dans l'espace libre associée à la fréquence de résonance la plus basse, fixée à 4,72 GHz.

La caractérisation des matériaux solides repose sur la détection de leurs constantes diélectriques par contact direct avec la surface sensible du biocapteur proposé. Dans le cadre de cette étude, quatre substrats diélectriques différents ont été considérés afin d'évaluer l'influence des propriétés matérielles sur la sensibilité du dispositif.

Les résultats de simulation obtenus sous le logiciel HFSS, appliqués à la structure complète (biocapteur et substrat testé), mettent en évidence de bonnes performances de détection. En effet, une faible largeur totale à la moitié maximum (**FWHM = 0,004**), un facteur de qualité élevé ($Q = 103,28$), ainsi qu'un facteur de mérite important (**FOM = 428,61**) attestent des performances remarquables du dispositif proposé. Ces résultats confirment la fiabilité et l'efficacité du biocapteur pour la détection de matériaux solides.

Ces résultats très encourageants ouvrent de nombreuses perspectives. Nous citons notamment :

- ✓ la caractérisation des mélanges liquides (l'eau éthanol)
- ✓ l'amélioration de la sensibilité du biocapteur et l'extension de ses applications au domaine biomédical, notamment pour la détection de tissus pathologiques tels que les tumeurs cancéreuses ;
- ✓ minimisation de la taille pour l'augmentation de la fiabilité
- ✓ mesurer la concentration de certains éléments biologique ou chimiques dans des solutions aqueuses.

Annexes

Publications

Publications dans des journaux

A.Serhane, M. Berka, T. Islam, S. Das, M. L. Kumar , Z. Mahdjoub."A *Miniaturized Metamaterial Resonator-based Microwave Biosensor with High Quality Factor for Solid Materials Characterization*"

Journal of Nano- and Electronics Physics vol 16.no3,03005. 2024.

[https://doi.org/10.21272/jnep.16\(3\).03005](https://doi.org/10.21272/jnep.16(3).03005)

Participation à des Conférences Internationales

Serhane Abdelkader, Berka Mohammed, Mahdjoub Zoubir ,«*Low-Profile Elliptic Complementary Metamaterial Resonator-Based UWB Antenna for Wireless Communications*»

International Conference on Contemporary Academic Research.

<https://as-proceeding.com/index.php/iccar/1sticcar2023>

Serhane Abdelkader, Berka Mohammed, Mahdjoub Zoubir «*Discussion of the Effectiveness of Periodic Metasurfaces in Microwave Power Transport and Harvesting*»

International Conference on Pioneer and Innovative Studies.

<https://as-proceeding.com/index.php/icpis2023>

Participation à des Conférences nationales

Serhane Abdelkader, Berka Mohammed, Mahdjoub Zoubir «*A NEW Design of BSF Using Complementary Split Ring Resonator For spatial application*»

Quatrièmes Journées Doctorales de Génie Electrique Université Djillali Liabès Sidi Bel-Abbès 28-29 Novembre 2023

<http://ww.univ-sba.dz/fge/index.php/fr/jdge-2023>.

Serhane Abdelkader, Berka Mohammed , Mahdjoub Zoubir «*Electromagnetic Coupling of Band Stop Filter and CSRRs for Biosensors Applications in Medical*» Computational & Applied Physics Symposium Université Khemis Miliana, Algeria 10 mai 2023
<https://sites.google.com/univ-dbk.dz/caps2023>.

Serhane Abdelkader, Berka Mohammed, Mahdjoub Zoubir «*Étude et conception des nouveaux biocapteurs microondes miniaturisés à base du couplage électromagnétique entre BSF et SRR*»
Journées Doctorales en télécommunication Université Mustapha Stambouli Mascara 30 novembre 2021
<https://www.univ-mascara.dz/fst>.