

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE



UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA



Faculté des Nouvelles technologies de l'information et de la télécommunication  
Département D'électronique

MEMOIRE MASTER ACADEMIQUE

Filière : Electronique

Spécialité : Electronique Des systèmes

Embarques

Présenté par :

Dobbi Med Yacine

Fritche Sara

Bennaceur Fares

Thème

*Etude et conception d'un  
biocapteur à base de  
métamatériaux Terahertz*

Soutenu publiquement

Le: ../06/2021

Mme.	N.DAHRAOUI	MCB	Président	UKM Ouargla
Mme.	C.BOUKAOUS	MCA	Encadreur	U.Costantine3
Mme.	S.GAMOUIH	MCB	Co-Encadreur	UKM Ouargla
Mr.	B.BENARABI	MCB	Examineur	UKM Ouargla

Année Universitaire : 2020 /2021

# *Remerciements*

Nous remercions Allah, le tout puissant, pour nous avoir donné le courage, la volonté et la patience de mener à terminer ce présent travail.

Nous tenons à remercier notre encadreur **Dr. chahra boukaous** et co-encadreur **Dr. Samia Gamouh** pour nous avoir proposé ce sujet, pour nous avoir fait bénéficier de ces compétences scientifiques et sa constante disponibilité.

Nous adressons nos sincères remerciements aux membres du jury **Dr. Dahraoui Nadia** et **Dr. Benarabi Bilal** qui ont bien voulu examiner notre travail.

Nos remerciements au département d'électronique et de communication de l'université **Kasdi Merbah** Ouargla, à tous les enseignants qui nous enseignés durant les années de cursus.

Nous exprimons nos profonds remerciements à tous nos collègues et les personnes qui nous ont aidés de près ou de loin à la rédaction de ce travail.

Merci à nos familles qui nous ont soutenus tout le long de nos études et qui de près ou de loin nous ont apporté leur soutien moral.

**DOBBI Med Yacine**

**FRITCHE Sara**

**BENNACEUR Fares**

# Dédicace

*A nos parents*

*A nos familles*

*A nos amis*

**DOBBI Med Yacine**

**FRITCHE Sara**

**BENNACEUR Fares**





# *Sommaire*

## I. Table des matières

*Remerciement*

*Dédicaces*

*Sommaire*

*Liste de figures*

*Liste des Tableaux*

*Liste des abréviations*

*Glossaires des symboles*

Introduction générale..... 1

### **Chapitre I : Généralités sur les biocapteurs**

I.1 Introduction ..... 4

I.2 Généralités sur les biocapteurs ..... 4

I.2.1 Définition ..... 4

I.2.2 La construction d'un biocapteur ..... 5

I.2.3 Caractéristiques des biocapteurs ..... 5

I.2.3.1 La sélectivité ..... 5

I.2.3.2 La sensibilité ..... 6

I.2.3.3 La fidélité..... 6

I.2.3.4 Le temps de réponse..... 6

I.2.3.5 Durée de vie ..... 6

I.2.4 Applications de biocapteurs..... 6

I.2.4.1 Applications dans l'industrie..... 6

I.2.4.2 Applications environnementales ..... 7

I.2.5 Classification des biocapteurs..... 7

I.2.5.1 Par type de transducteur associe ..... 7

I.2.5.2 par type de reconnaissance moléculaire (Biorécepteur)..... 7

I.2.5.3 par espèce(s) détectée(s)..... 7

I.2.6 Les différents types de biocapteurs ..... 7

I.2.6.1 Biocapteurs piézoélectriques ..... 7

I.2.6.2 Biocapteurs thermiques..... 8

I.2.6.3 Biocapteurs optiques ..... 8

I.2.6.4	Biocapteurs à base des métamatériaux .....	9
I.2.6.4.1	Concepts généraux.....	9
I.2.6.4.2	Généralités sue les métramateriaux .....	11
I.2.6.4.3	Types de biocapteurs à base des métamatériaux .....	22
I.3	Conclusion.....	24
<b>Chapitre II : Modélisation des constituants de métamatériaux</b>		
II.1	Introduction .....	26
II.2	La modélisation des structures MMA .....	26
II.2.1	Modélisation analytique.....	27
II.2.1.1	Théorie de milieu effectif.....	27
II.2.1.2	Modèle en circuit résonnant .....	27
II.2.1.3	Modélisation par ligne de transmission .....	28
II.2.2	Modélisation numérique de métamatériaux .....	29
II.2.2.1	Méthode des éléments finis .....	29
II.2.2.2	Méthode des différences finies.....	31
II.2.2.3	Méthode des moments .....	32
II.2.3	Étude des cellules MMA.....	32
II.2.3.1	Etapas de simulation .....	33
II.3	Conclusion.....	34
<b>Chapitre III : Etude et simulation d'un biocapteur à base de metamateriaux Terahertz</b>		
III. 1	Introduction .....	36
III. 2	La structure.....	36
III. 3	Simulations et résultats .....	37
III.3.1	Condition aux limites.....	37
III.3.2	avant dépôt de couche d'analyte.....	38
III.3.3	Avec dépôt de couche analyte .....	40
III.3.4	Sensibilité.....	43
III. 4	Conclusion.....	50
	Conclusion générale .....	522
	Bibliographies .....	544

# Liste des figures

## Chapitre I

<b>Figure I 1:</b> Construction d'un Biocapteur.....	5
<b>Figure I 2:</b> Biocapteur piézoélectrique .....	8
<b>Figure I 3:</b> Exemple d'un biocapteur thermique .....	8
<b>Figure I 4:</b> Classes de Matériaux en fonction du signe de la permittivité et la perméabilité ..	13
<b>Figure I 5:</b> Trièdre indirect caractérisé par la règle de la main gauche.....	14
<b>Figure I 6:</b> Représentation vectorielle d'une onde plane. (a) milieu main droite. (b) milieu...	15
<b>Figure I 7:</b> Représentation dans le plan complexe des arguments d' $\epsilon_r$ , $\mu_r$ , et de $n$ .....	16
<b>Figure I 8:</b> Structure fils fins présentant $\epsilon$ négative/ $\mu$ positive quand $E \parallel z$ .....	17
<b>Figure I 9:</b> La perméabilité effective du milieu en fonction de la fréquence .....	18
<b>Figure I 10:</b> Structure RAF présentant $\mu$ négative/ $\epsilon$ positive quand $H \parallel y$ .....	19
<b>Figure I 11:</b> Variations de la perméabilité en fonction de la fréquence de travail.....	20
<b>Figure I 12:</b> Motif bidimensionnel du RAF proposé par Balmaz et Martin.....	20
<b>Figure I 13:</b> Motif tridimensionnel proposé par Balmaz et Martin : a) Structure composée de trois RAFs identiques perpendiculaires l'un à l'autre, (b) Structure composée de trois RAFs de dimensions différents perpendiculaires l'un à l'autre.....	21
<b>Figure I 14:</b> Modèle du circuit équivalent du RAF : (a) Configuration d'un RAF double. (b) Configuration simple d'un RAF .....	21
<b>Figure I 15:</b> Réalisation expérimentale d'une structure de métamatériau par DSMITH .....	222
<b>Figure I 16:</b> Biocapteurs de micro-onde, modèle biotine- streptavidin .....	23

## Chapitre II

<b>Figure II 1:</b> Etapes de l'analyse d'un problème de limites.....	26
<b>Figure II 2:</b> Schéma équivalent de la cellule unitaire : (a) d'une ligne classique (main droite) et (b) duale (main gauche) .....	28
<b>Figure II 3:</b> Modélisations par éléments finis de structures .....	30
<b>Figure II 4:</b> Quelques types d'éléments .....	30
<b>Figure II 5:</b> Grille de calcul pour les différences finies .....	31

## Chapitre III

<b>Figure III 1:</b> (a) géométrie du résonateur, (b) cellule SRR .....	36
---	----

<b>Figure III 2:</b> Environnement de simulation du résonateur : (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.....	38
<b>Figure III 3:</b> coefficient de Transmission S21 sans couche d'analyte : (a) 1er cas, (b) 2eme cas.....	39
<b>Figure III 4:</b> La distribution du champ électrique (a) pour 1ère ordre, (b) pour 2ème ordre, (c) pour 3ème ordre.....	40
<b>Figure III 5:</b> Structure résonante avec dépôt de couche analyte .....	40
<b>Figure III 6:</b> Coefficient de transmission du biocapteur en présence des échantillons dans la zone de détection (a) 1er cas, (b) 2eme cas .....	42
<b>Figure III 7:</b> Décalage de fréquence en fonction de l'épaisseur du polymide .....	422
<b>Figure III 8 :</b> Décalage de la fréquence en fonction de l'indice de réfraction : (a) d=2 um, (b) d=5 um, (c) d=10 um, (d) d=15 um et (e) d=20 um.....	48
<b>Figure III 9:</b> Sensibilité correspondante aux résonances de premier, deuxième et troisième ordres en fonction de différentes épaisseurs de l'analyte .....	48
<b>Figure III 10:</b> le facteur de mérite (FoM) des trois modes de résonance pour différentes valeurs d'épaisseurs du film d'analyte.....	50

## *Liste des tableaux*

<b>Tableau III 1:</b> Paramètres géométriques du biocapteur proposé.....	36
<b>Tableau III 2:</b> Les différentes valeurs de la variation du coefficient de transmission en fonction de la fréquence (a) 1 <sup>er</sup> cas, (b) 2 <sup>ème</sup> cas .....	41
<b>Tableau III 3:</b> Fréquences résonances pour épaisseur 0, 2, 5, 10, 15 et 20 $\mu\text{m}$ : (a) 1 <sup>er</sup> cas, (b) 2 <sup>ème</sup> cas pour $n=1$ .....	44
<b>Tableau III 4:</b> Fréquences de résonances pour les épaisseurs 0, 2, 5, 10, 15 et 20 $\mu\text{m}$ : (a) 1 <sup>er</sup> cas, (b) 2 <sup>ème</sup> cas pour $n=2$ .....	44
<b>Tableau III 5:</b> Fréquences de résonances pour les épaisseurs 0, 2, 5, 10, 15 et 20 $\mu\text{m}$ : (a) 1 <sup>er</sup> cas, 2 <sup>ème</sup> cas pour $n=3$ .....	45
<b>Tableau III 6:</b> Fréquences de résonances pour les épaisseurs 0, 2, 5, 10, 15 et 20 $\mu\text{m}$ : (a) 1 <sup>er</sup> cas, (b) 2 <sup>ème</sup> cas.....	45

## *Liste des abréviations*

**DNG:** Double Negative.

**DPS:** Double Positive.

**ENG:** Electrical Negative.

**FEM :** Méthode des éléments finis.

**FOM :** Factor of merit.

**LHM:** Left-Handed Materiel.

**MDF :** Méthode des différences finies.

**MMA :** Métamatériaux.

**MNG:** Magnetic Negative

**MOM :** Méthode des moments.

**RAF :** Résonateur en Anneau Fendu.

**SPR :** Biocapteurs à résonance plasmonique de surface.

**SRR:** Splite ring resonator.

## *Glossaires des symboles*

$\mu$  : Perméabilité.

$\epsilon$  : Permittivité.

$\lambda$ : Longueur d'onde.

$c$ : la vitesse de la lumière dans le vide.

$a$ : longueur d'une unité de cellule.

$r$ : rayon d'un fil simple.

$\omega_p$  : Pulsation plasma du matériau.

$\omega$  : Pulsation de travail.

$S_{21}$  : Coefficient de transmission.

$\vec{K}$ : Vecteur d'onde.

$\vec{E}$  : Vecteur champ électrique.

$\vec{H}$ : Vecteur champ magnétique.

$\eta$ : Indice de réfraction.

$\sigma$  : conductivité.

$V_g$ : Vitesse de groupe.

$V_\varphi$ : Vitesse de phase.

*Introduction*  
*Générale*

## *Introduction générale*

Les caractéristiques des cellules, tissus et milieux biologiques, telles que leur concentration, leur taille et leur physiologie, sont des indicateurs importants pour identifier et traiter au mieux les maladies ou détecter des agents pathogènes. La connaissance des propriétés électromagnétiques des cellules permet la détection de dysfonctionnements dans les milieux biologiques ou dans l'environnement et la vérification de la présence ou non de bactéries dans ces milieux. Ces propriétés sont généralement mesurées en laboratoire en utilisant des appareillages complexes, coûteux, volumineux et souvent difficiles à mettre en œuvre. La réduction de ces contraintes compte parmi les intérêts à prendre en considération lors de la conception des biocapteurs [1].

Les métamatériaux sont récemment apparus comme une alternative très intéressante pour répondre à ces exigences. Ils sont utilisés dans différentes parties du spectre électromagnétique, tels que les fréquences radioélectriques, térahertz, la région infrarouge et les fréquences optiques. Le concept de métamatériaux a été mis en évidence pour la première fois dans la région des micro-ondes, mais il a été rapidement étendu aux autres régions du spectre électromagnétique, y compris le térahertz. Les fréquences THz occupent une bande de fréquences très étroite (0, 1–5 THz) et peuvent donner lieu à des phénomènes très intéressants en termes d'interactions lumière-matière.

En raison de leurs diverses caractéristiques attrayantes, les métamatériaux térahertz ont été largement étudiés au cours de ces dernières années. Typiquement, ils sont composés de résonateurs métalliques à anneau fendu (SRR) déposés sur un substrat diélectrique. Leur plus grand avantage réside dans le fait que leurs propriétés électriques et magnétiques sont à l'échelle macro et peuvent être modifiées par réglage. Selon les applications, de nombreuses variantes de résonateurs à anneau fendu sont adoptées par les chercheurs, qui ont mis au point plusieurs méthodes de détection des analytes, notamment la spectroscopie d'absorption, le décalage de fréquence, la détection d'indice de réfraction, etc. Les techniques de détection de décalage de fréquence sont devenues l'un des outils les plus sensibles et les plus prometteurs pour la détection de plusieurs substances.

Les métamatériaux térahertz sont également apparus comme candidats potentiels à la détection des analytes en couche mince et plusieurs conceptions ont été utilisées pour une plus grande sensibilité des analytes [2].

Ce travail consiste à l'étude d'un biocapteur en couches minces d'un métamatériau térahertz (THz), destiné à la détection d'une molécule biologique : La détection est basée sur la variation de fréquence de résonance d'une structure à base d'un résonateur en anneau fendu « SRR ».

Pour notre étude, nous avons utilisé une couche d'analyte sans perte de différentes épaisseurs ,déposée sur la surface du biocapteur propose. L'indice de réfraction du film mince déposé est modifié afin de calculer la sensibilité et le facteur de mérite des différents modes de résonance Ce manuscrit est organisé comme suit :

Le premier chapitre comporte deux parties :

- la première sera consacrée à des généralités sur les biocapteurs.
- La seconde partie, commencera par une présentation générale des métamatériaux, en citant leur classification, leurs caractéristiques physiques ainsi que leurs applications et terminera par une présentation des principaux biocapteurs à base de ces matériaux.

Une recherche des paramètres et une modélisation électromagnétique des structures à base des métamatériaux seront présentées dans le deuxième chapitre.

Le troisième chapitre sera consacré à l'étude et la simulation d'un nouveau biocapteur à base de SRR fonctionnant dans le domaine térahertz.

Enfin, nous terminerons par une conclusion générale et nous évoquerons les perspectives relatives à ce modeste travail.

# Chapitre I

*Généralités*

*Sur les*

*Biocapteurs*

## **I.1 Introduction**

La détection d'espèces chimiques ou/et biochimiques, présentent dans les milieux biologiques ou dans l'environnement, nécessite de disposer des moyens d'analyses très performants, possédant une grande sensibilité pour des temps de détection plus courts, et avec une maniabilité plus simple. Les instruments classiques d'analyse pour la détection d'une espèce chimique ou biologique sont généralement complexes, coûteux, volumineux et souvent difficiles à mettre en œuvre.

Une alternative consiste à concevoir des dispositifs possédant des caractéristiques équivalentes en termes de fiabilité, simplicité, rapidité, sélectivité et au moindre coût. Les biocapteurs à base des métamatériaux présentent des potentialités intéressantes pour répondre à ces exigences en raison de leurs capacités de détection [3]. Ce chapitre sera consacré à un état d'art sur les biocapteurs généralement et aux biocapteurs à base des métamatériaux plus précisément.

## **I.2 Généralités sur les biocapteurs**

### **I.2.1 Définition**

Par définition, un biocapteur est un outil ou un système analytique qui combine différentes technologies telles que la biologie moléculaire, la microélectronique, l'optique et l'informatique pour transformer les réactions biologiques (généralement l'interaction entre deux substances chimiques) en un signal électrique mesurable.

Ces systèmes sont constitués d'éléments d'identification d'origine biologique appelés (ligands) en contact direct avec un élément (capteur) chargé de convertir les signaux biologiques en signaux faciles à utiliser (généralement des signaux électriques ou lumineux).

La méthode de transduction doit non seulement fournir des informations sur la qualité de l'identification, mais également des informations sur le nombre d'analytes identifiés. Le choix du transducteur dépend également de l'application du capteur, du type de réaction et de la substance détectée.

Différentes méthodes de transduction permettent de classer les capteurs en fonction de la nature des propriétés physiques utilisées pour la reconnaissance moléculaire. Par exemple, nous pouvons distinguer les biocapteurs en fonction des changements de caractéristiques optiques, électriques, magnétiques, thermiques, électrochimiques [4]

## I.2.2 La construction d'un biocapteur

La construction du biocapteur est essentiellement basée sur l'immobilisation du biorécepteur dans le transducteur correspondant. En effet, grâce à la combinaison intelligente de composants biologiques et des transducteurs, les biocapteurs permettent la détection des composés cibles dans des milieux complexes et la détermination de leur dosage.

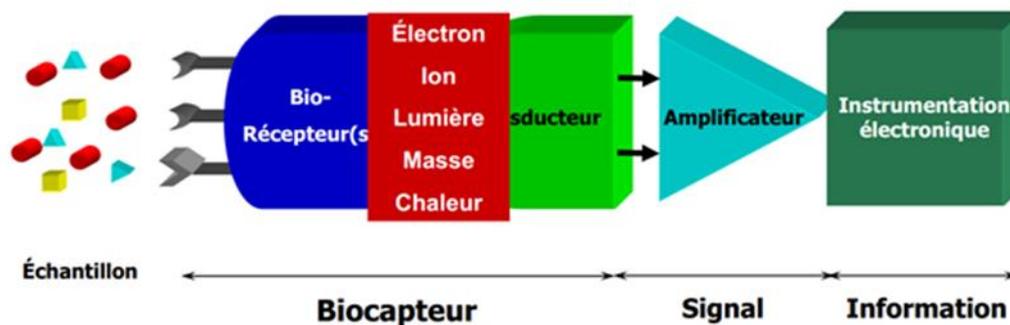


Figure I 1: Construction d'un Biocapteur [2]

## I.2.3 Caractéristiques des biocapteurs

Les caractéristiques les plus utilisées sont les suivantes :

### I.2.3.1 La sélectivité

Elle est définie comme l'aptitude d'un capteur à reconnaître une espèce parmi d'autres contenu dans un milieu et à donner un signal quantitatif non-perturbé.

### **I.2.3.2 La sensibilité**

Ce paramètre caractérise la capacité du capteur à détecter la plus petite variation de la grandeur à mesurer. C'est le rapport entre la variation  $\Delta V$  du signal électrique de sortie pour une variation donnée  $\Delta \omega$  de la grandeur physique d'entrée :  $S = \Delta V / \Delta \omega$ .

### **I.2.3.3 La fidélité**

Un capteur est dit fidèle si le signal qu'il délivre en sortie ne varie pas dans le temps pour une série de mesures concernant la même valeur de la grandeur physique y d'entrée. IL caractérise aussi l'influence du vieillissement.

### **I.2.3.4 Le temps de réponse**

C'est le temps de réaction d'un capteur entre la variation de la grandeur physique qu'il mesure et l'instant où l'information est prise en compte par la partie commande.

### **I.2.3.5 Durée de vie**

Est le pouvoir de résister aux agressions multiples du milieu à tester.

## **I.2.4 Applications des biocapteurs**

Les biocapteurs sont des dispositifs précieux utilisés pour mesurer un large éventail d'analytes, y compris les composés organiques, les gaz, les ions et les bactéries. Parmi les applications des biocapteurs, nous pouvons citer :

### **I.2.4.1 Applications dans l'industrie**

Les biocapteurs sont utilisés dans l'industrie alimentaire pour mesurer les glucides, l'alcool et les acides. Une autre application importante est la découverte d'agents pathogènes dans la viande, la volaille ou le poisson frais.

### **I.2.4.2 Applications environnementales**

Les biocapteurs sont utilisés pour surveiller la qualité de l'air et de l'eau. L'appareil peut être utilisé pour capturer des traces de phosphates organiques dans les pesticides ou pour surveiller le niveau de toxicité eaux usées.

### **I.2.5 Classification des biocapteurs**

Les biocapteurs peuvent être classés selon plusieurs paramètres qui sont décrits ci-après.

#### **I.2.5.1 Par type de transducteur associé**

Biocapteurs électrochimiques, biocapteurs optiques, biocapteurs calorimétriques.

#### **I.2.5.2 par type de reconnaissance moléculaire (Biorécepteur)**

Biocapteurs enzymatiques (utilisant des enzymes comme récepteurs biologiques), biocapteurs immunitaires, biocapteurs microbiens.

#### **I.2.5.3 par espèce(s) détectée(s)**

Les biocapteurs peuvent également être classés en fonction de leurs réponses autorisées. En effet, ils peuvent être distingués selon qu'ils permettent un contrôle direct ou indirect de l'analyte ou de l'activité biologique, par exemple en contrôlant l'inhibition de l'activité catalytique par des toxines ou des métaux lourds.

### **I.2.6 Les différents types de biocapteurs**

#### **I.2.6.1 Biocapteurs piézoélectriques**

Ces biocapteurs sont basés sur la mesure de l'oscillation d'un cristal de quartz sur lequel est immobilisé le composé biologique (**figure I.2**). Les biocapteurs piézoélectriques présentent l'avantage de donner des réponses rapides mais ont une sélectivité qui dépend de la couche active et peuvent manquer de sensibilité en fonction du système oscillant utilisé [5].

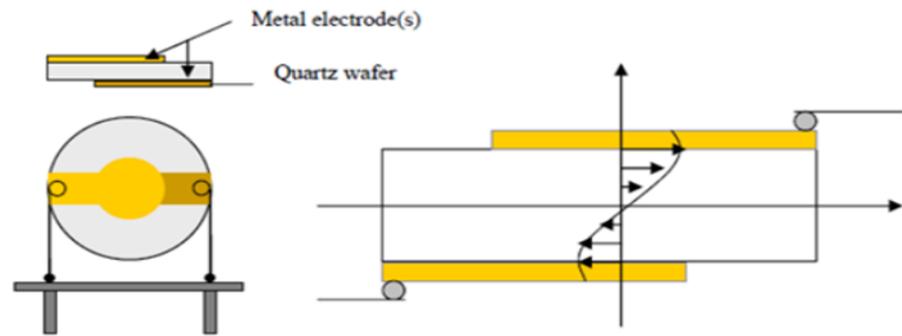


Figure I 2: Biocapteur piézoélectrique

### I.2.6.2 Biocapteurs thermiques

Ces biocapteurs permettent de transformer un signal biochimique en un signal thermique. Un microcalorimètre ou une résistance thermique, raccordé au composé biologique, permet de mesurer les modifications d'enthalpie ou de température dues à une réaction entre le bio-récepteur et l'espèce à détecter [5].

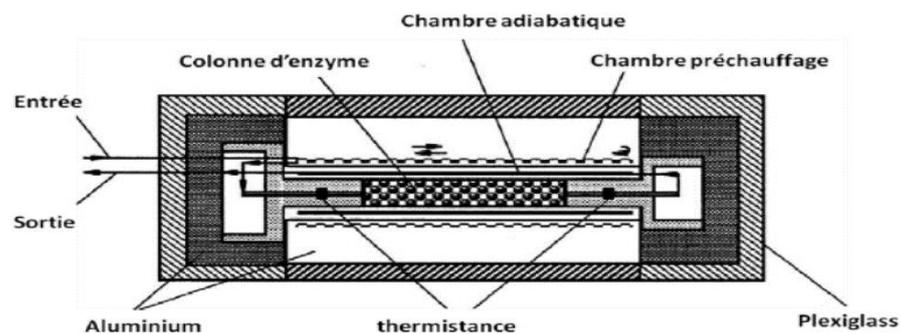


Figure I 3: Exemple d'un biocapteur thermique [3]

### I.2.6.3 Biocapteurs optiques

De nombreuses techniques optiques ont été adaptées afin d'être utilisées pour l'élaboration de biocapteurs. Les principales méthodes sont : la mesure de la chimiluminescence, de la fluorescence, de l'absorbance, de la résonance plasmonique de surface ou encore de l'onde évanescente [6].

### I.2.6.4 Biocapteurs à base des métamatériaux

Les biocapteurs traditionnels ont une sensibilité insuffisante. C'est pour cela tous les efforts de recherche se portent actuellement sur l'amélioration de la sensibilité des biocapteurs qui apporte de nouvelles possibilités et perspectives au domaine biomédical. Les biocapteurs à base des métamatériaux (BBM) constituent des éléments d'analyse particulièrement utiles et intéressants. Ils sont faciles à utiliser, leur sensibilité est élevée et détecte directement les éléments biologiques sans faire recours à des marqueurs spécifiques. En plus, ces capteurs sont miniaturisés de façon à travailler à une échelle se rapprochant de celle d'une cellule unique. Cette miniaturisation nous a permis de bien contrôler et manipuler les ondes aux échelles micro et nanométriques, facilitant ainsi la compréhension de nombreux phénomènes biologiques [4].

#### I.2.6.4.1 Concepts généraux

##### a) Indice de réfraction

L'indice de réfraction est un nombre qui caractérise le pouvoir qu'un matériau possède pour ralentir et dévier la lumière. Cet indice de réfraction est le rapport entre la vitesse de la lumière dans le vide  $c_0$  et la vitesse de la lumière dans le matériau, Elle est donnée par [7] :

$$n = c_0/c \quad (\text{I.1})$$

##### b) Vitesse de phase et vitesse de groupe

La vitesse de phase, (ou des fronts des ondes) est indiquée par [8] :

$$V_p = \omega/k \quad (\text{I.2})$$

où  $k$  : est le vecteur d'onde.

Et la vitesse de groupe est définie [06] :

$$V_g = \partial\omega/\partial k \quad (\text{I.3})$$

### c) La permittivité

Dans les diélectriques, le champ électrique incident induit une polarisation du milieu, qui est une fonction dépendante du champ électrique, mais qui peut être développée en séries de Taylor :

$$\vec{D} = \epsilon_0 \vec{E} + \vec{P} \quad (\text{I.4})$$

La polarisation exprime à quel point le champ est capable de séparer les charges positives et négatives dans le matériau. Pour chaque fréquence la réponse sera différente et ceci est exprimé par :

$$\vec{P}(\omega) = \epsilon_0 \chi(\omega) \vec{E}(\omega) \quad (\text{I.5})$$

En combinant les équations 1.4 et 1.5 :

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_0 (1 + \chi(\omega)) \quad (\text{I.6})$$

$\chi$ : est la susceptibilité électrique.

La susceptibilité d'un milieu est liée à sa permittivité relative par :

$$\chi = \epsilon_r - 1 \quad (\text{I.7})$$

Pour les conducteurs, la permittivité est exprimée par :

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_0 + \frac{\sigma(\omega)}{j\omega} \quad (\text{I.8})$$

$\sigma$  : est la conductivité.

Quand la permittivité effective prend des valeurs négatives, l'amplitude de l'onde plane décroît exponentiellement en traversant la structure. Pour une source avec une fréquence loin de n'importe quelle fréquence de résonance, ou supérieure à la fréquence du plasma,  $\epsilon$  dans le milieu est positif [9].

#### d) La perméabilité

Est une aptitude d'un milieu à se laisser traverser par un fluide de forme liquide ou gazeuse. Elle est une propriété matérielle qui décrit la mesure dans laquelle un solide passe à travers une autre substance. Un milieu amagnétique tel que l'eau, le cuivre, l'air sont peu perturbés par l'excitation magnétique, la perméabilité est alors voisine de la perméabilité absolue du vide  $\mu_0$ .

$$\mu = \mu_0 \quad (\text{I.9})$$

Contrairement au milieu amagnétique, un milieu ferromagnétique est fortement modifié par l'excitation magnétique, et sa perméabilité n'est pas constante, elle varie en fonction de B [9].

$$\mu_r = B / \mu_0 H \quad (\text{I.10})$$

### I.2.6.4.2 Généralités sur les métamatériaux

#### a) Définition des métamatériaux

Du point de vue sémantique, le préfixe "méta" signifie en grec "au-delà de", le terme métamatériaux désigne donc une classe de matériau dont les propriétés vont d'une certaine manière au-delà de celles des matériaux classiques. Plus précisément, on entend par cela des milieux dont la structure interne interagit avec une onde incidente (acoustique ou électromagnétique) de sorte à créer des propriétés macroscopiques dites "effectives" inhabituelles, voire inobservées dans les matériaux naturels [10].

### **b) Historique des métamatériaux**

L'histoire des métamatériaux électromagnétiques commence au 19<sup>ème</sup> siècle, par le développement de matériaux artificiels avec des réponses électromagnétiques souhaitées. Par exemple, les diélectriques artificiels ont été conçus à l'aide de réseaux métalliques de petites sphères, de disques ou de fils ronds. Les aimants artificiels ont été introduits à l'aide d'une boucle conductrice d'électricité chargée de condensateur (résonateur à anneau fendu). Des composites chiraux artificiels ont été utilisés comme absorbeurs de micro-onde [11].

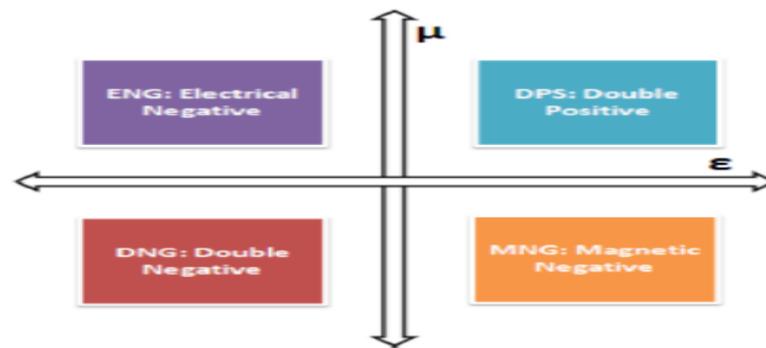
En 2000, le développement des métamatériaux à indice de réfraction négatif est devenu important dans la recherche sur les matériaux électromagnétiques artificiels. L'indice de réfraction négatif a été obtenu en combinant deux structures qui présentent individuellement une permittivité négative et une perméabilité négative. Ce phénomène présente un effet de résonance et il provoque la dispersion et la dissipation des médias. Différents éléments de base des métamatériaux (dipôles électriques, dipôles magnétiques ou particules chirales) peuvent être combinés pour obtenir la réponse désirée [12].

De nombreuses applications ont été développées ces dernières années, nous pouvons citer les absorbeurs, les capteurs, les récupérateurs d'énergie, les antennes, les lentilles et les filtres [13].

Les principaux domaines où l'on attend de nouveaux produits pouvant intégrer des composants ou des systèmes à base de métamatériaux sont : les technologies de l'information et de la communication, le spatial, la défense et la sécurité, et les nanotechnologies.

### **c) Classification des matériaux en fonction de leurs permittivités et perméabilités**

Nous distinguons dans le domaine des micro-ondes quatre catégories de matériaux et ceci selon le signe de leur permittivité et perméabilité.

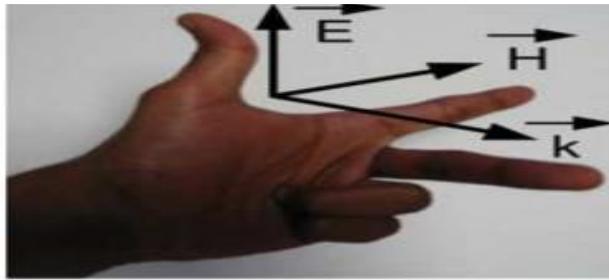


**Figure I 4:** Classes de Matériaux en fonction du signe de la permittivité et la perméabilité

- **Zone (1) :** Les matériaux DPS (Double Positive) sont les matériaux qui présentent des paramètres intrinsèques positifs et non nuls ( $\epsilon > 0$  et  $\mu > 0$ ). Les matériaux diélectriques et magnétiques font partie de cette catégorie [14].
- **Zone (2) :** Dans ce cas, la permittivité effective est négative et le vecteur d'onde est une valeur imaginaire et l'onde ne se propage pas. Ces milieux sont appelés matériaux à permittivité négative (ENG).
- **Zone (3) :** Cette zone contient un matériau de perméabilité magnétique négative (MNG). L'avantage le plus significatif de la perméabilité négative est l'augmentation de la forme d'onde évanescente dans ces milieux, conduisant à un effet de lentille optique parfait et à un système d'imagerie à très haute résolution. Comme dans le cas précédent, le matériau est opaque, l'onde suivant Z est évanescente et nous sommes dans les mêmes conditions de puissance que dans le cas précédent.
- **Zone (4) :** La constante diélectrique et la fonction de perméabilité sont toutes deux négatives en même temps. Les trièdres ( $\vec{E} \vec{H} \vec{K}$ ) de ces matériaux suivent la règle de gauche, où  $\vec{E}$  et  $\vec{H}$  sont les vecteurs des champs électriques et magnétiques. L'indice de réfraction est négatif ( $n < 0$ ), mais la constante de propagation est positive ( $\beta > 0$ ). L'onde se propage avec la diminution de Z, et la puissance active se propage avec l'augmentation de Z. La phase et la vitesse de groupe sont dans le sens opposé ( $\beta \cdot P < 0$ ). Jusqu'à présent, il n'y a pas de matériaux isotropes appartenant aux troisième et quatrième quadrants ( $\mu < 0$ ).

#### d) Propagation des ondes électromagnétiques dans les métamatériaux

En 1968, VICTOR VESELAGO [15] a illustré dans un article, la propagation d'une onde électromagnétique dans un milieu homogène, isotrope, possédant une perméabilité et permittivité simultanément négatives. . Dans ces métamatériaux, le champ électrique  $\vec{E}$ , le champ magnétique  $\vec{H}$  et le vecteur d'onde  $\vec{K}$  forment un trièdre indirect caractérisé par la règle de la main gauche (**Figure I.5**) [16], d'où vient l'appellation main gauche (left-handed matériels (L.H.M)).



**Figure I 5:** Trièdre indirect caractérisé par la règle de la main gauche

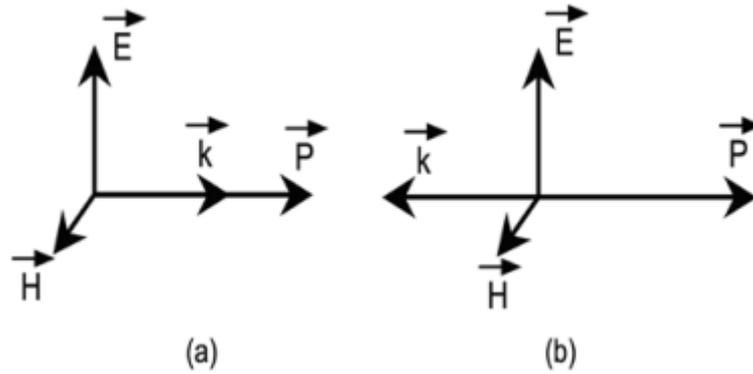
Nous pouvons vérifier le trièdre indirect par les équations de maxwell d'une onde E.M plane.

$$\vec{k} \times \vec{E} = \omega \mu_r \mu_0 \vec{H} \quad (\text{I.11})$$

$$\vec{K} \times \vec{H} = -\omega \epsilon_r \epsilon_0 \vec{E} \quad (\text{I.12})$$

Si la permittivité et la perméabilité sont positives ( $\mu_r > 0$  et  $\epsilon_r > 0$ ) en a une trièdre direct, et dans le cas contraire, pour permittivité et perméabilité négative ( $\mu_r < 0$  et  $\epsilon_r < 0$ ) en a une trièdre indirect.

Alors dans les métamatériaux le vecteur d'onde  $\vec{K}$  est inverser et la permittivité et perméabilité sont inférieur à zéro.



**Figure I 6:** Représentation vectorielle d'une onde plane. (a) milieu main droite. (b) milieu

**e) Indice de réfraction dans les métamatériaux (Materiaux a indice negatif)**

L'indice de réfraction d'un matériau est partiellement défini par le matériau noté « n ». Ce dernier détermine l'angle de réflexion et de réfraction de la lumière incidente selon la loi de Snell-Descartes. L'indice de réfraction est supérieur ou égal à 1. Cependant, avec ces métamatériaux il est possible d'obtenir un indice de réfraction inférieur à 1 voire négatif. La relation de l'indice de réfraction en fonction des paramètres de composition (la perméabilité  $\mu$  et la permittivité  $\epsilon$ ) est donnée par [4] :

$$\mathbf{n} = \pm \sqrt{\epsilon_r \mu_r} \quad (\text{I.13})$$

Dans les matériaux usuels, la permittivité relative  $\epsilon_r$  et la perméabilité relative  $\mu_r$  sont complexes, en raison des pertes, et possèdent des parties réelles positives, il n'y a donc aucune ambiguïté sur le signe de l'indice.

Mais lorsque les deux parties réelles sont négatives simultanément, il faut considérer avec attention la définition de la racine carrée complexe.

En se plaçant dans le plan complexe, comme on le voit sur **la figure (I.7)** dans lequel on a :

$$\epsilon_r = |\epsilon_r| e^{i\theta_\epsilon} \quad \text{Et} \quad \mu_r = |\mu_r| e^{i\theta_\mu} \quad (\text{I.14})$$

L'indice de réfraction devient :

$$n = \sqrt{|\epsilon_r| |\mu_r| e^{\frac{1}{2}i(\theta_\epsilon + \theta_\mu)}} \quad (\text{I.15})$$

Comme nos milieux sont considérés comme passifs, les parties imaginaires de  $\epsilon_r$  et  $\mu_r$  sont forcément positives, ce qui impose que  $\theta_\epsilon \in [0, \pi]$  et  $\theta_\mu \in [0, \pi]$ . De ce fait, l'angle de l'indice de réfraction  $n$  appartient au même domaine  $[0, \pi]$

Dans le cas d'un milieu doublement négatif, où les parties réelles de  $\epsilon_r$  et  $\mu_r$  sont négatives simultanément, le domaine de définition de l'angle se réduit à  $[\frac{\pi}{2}, \pi]$  pour  $\epsilon_r$ , pour  $\mu_r$  et pour  $n$ . On a donc bien une partie réelle de l'indice  $n$  négative pour  $Re(\epsilon_r) < 0$  et  $Re(\mu_r) < 0$ .

Pour bien illustrer la racine carrée complexe en prend comme exemple :

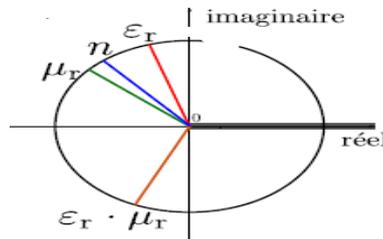
$$\epsilon_r = |\epsilon_r| e^{-i\pi} \quad (\text{I.16})$$

$$\mu_r(\omega) = |\mu_r| e^{-i\pi} \quad (\text{I.17})$$

Donc

$$\mathbf{n} = \sqrt{|\epsilon_r| |\mu_r|} e^{-i\pi} = -\sqrt{|\epsilon_r| |\mu_r|} \quad (\text{I.18})$$

On trouve bien que l'indice de réfraction  $n$  est négative pour  $\epsilon_r < 0$  et  $\mu_r < 0$ .

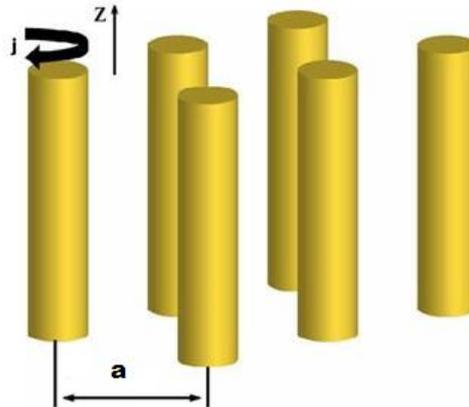


**Figure I 7:** Représentation dans le plan complexe des arguments d' $\epsilon_r$ ,  $\mu_r$ , et de  $n$

### f) Type des métamatériaux

#### ➤ Métamatériaux avec une permittivité négative

La structure se compose d'une matrice carrée des fils métalliques orienté parallèlement, de rayon 'r' et de périodicité 'a', (**Figure I.8**).



**Figure I 8:** Structure fils fins présentant  $\epsilon$  négative/ $\mu$  positive

La fréquence pour le mode longitudinal de plasma est donnée par :

$$\omega_p^2 = \frac{2\pi c^2}{a^2 \ln(a/r)} \quad (\text{I.19})$$

Ou

c : la vitesse de la lumière dans le vide.

a : la longueur d'une unité de cellule.

r : le rayon d'un fil simple ( $r \ll a$ ).

La permittivité diélectrique effective peut être décrite par :

$$\epsilon_{eff}(\omega) = \mathbf{1} - \frac{\omega_p^2}{\omega[\omega - (\omega_p^2 a^2 \epsilon_0) / \sigma \pi r^2]} \quad (\text{I.20})$$

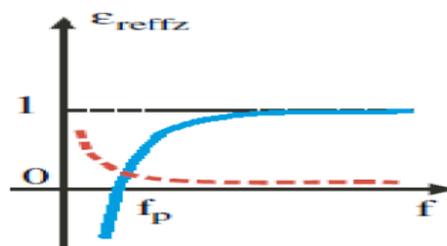
Ou

$\sigma$  : Conductivité du métal.

$\omega_p$ : Pulsation plasma du matériau.

$\omega$ : Pulsation de travail.

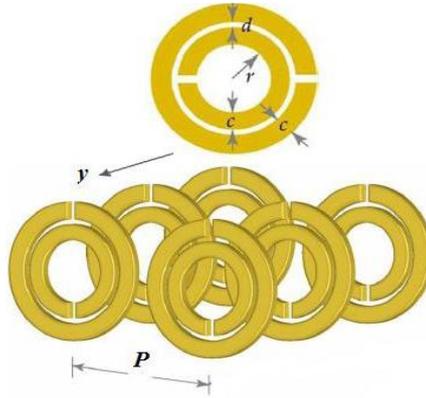
$\epsilon_0$ : Permittivité de vide.



**Figure I 9:** La perméabilité effective du milieu en fonction de la fréquence

➤ **Métamatériaux avec une perméabilité négative**

Le magnétisme artificiel n'implique pas l'utilisation de matériaux magnétiques, mais uniquement l'utilisation de conducteurs métalliques conventionnels pour produire un comportement magnétique. En 1999, Pendry a proposé des structures périodiques métalliques constituées d'anneaux concentriques coupés, nommés **split-ring resonators (SRR)** et présentant une **perméabilité négative** autour d'une fréquence de résonance. Ils sont excités par un champ électromagnétique, à la direction de la propagation de l'onde et sa direction est selon l'axe des anneaux (**figure I.10**) [4].



**Figure I 10:** Structure RAF présentant  $\mu$  négative/  $\varepsilon$  positive quand  $H(\text{VECTEUR}) // y$

Sous l'excitation d'un champ électromagnétique perpendiculairement aux surfaces des anneaux, un courant est induit qui circule sur le résonateur. Le courant induit va créer un champ magnétique qui s'oppose au champ magnétique incident. et une activité magnétique apparait. La perméabilité est donnée par [9] :

$$\mu(\omega) = 1 - \frac{F\omega^2}{\omega^2 - \omega_m^2 + j\omega\zeta} \quad (\text{I.21})$$

Où

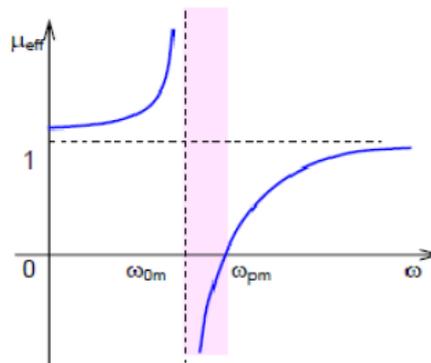
$$F = \pi(a/p)^2$$

$a$  : le rayon de petit anneau

$\omega_{0m}$  : la fréquence de résonance magnétique réglée à la gomme de GHz.

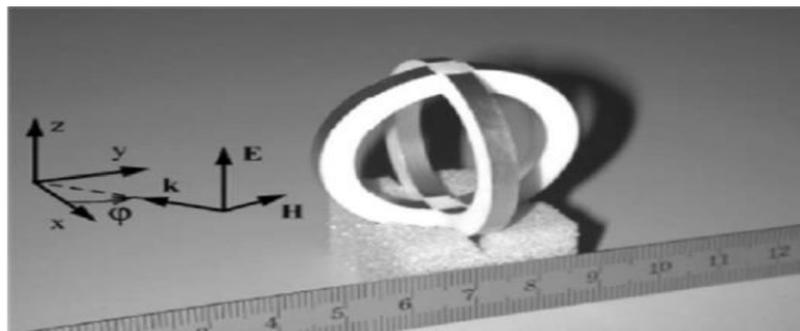
$\zeta$  : le facteur d'atténuation due aux pertes du métal

D'après la figure, la perméabilité peut être négative dans une bande de fréquence étroite.



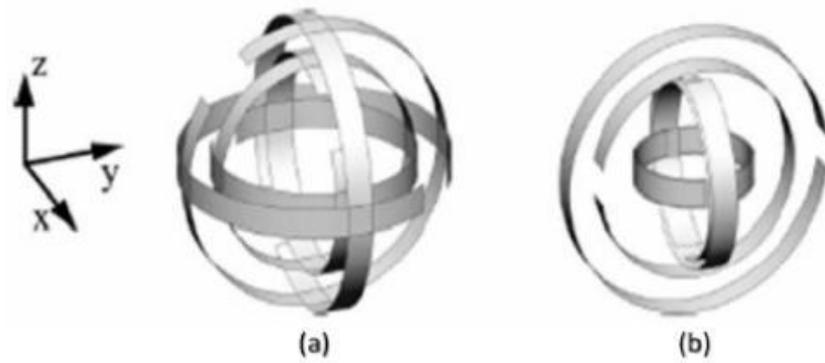
**Figure I 11:** Variations de la perméabilité en fonction de la fréquence de travail

Afin de régler le problème d'anisotropie du RAF, une équipe suisse a introduit un motif bidimensionnel appelé Crossed SRR "CSRR" (Résonateur en Anneau Fendu croisé) (cf. **Figure I.12**) constitué de deux RAFs de même dimension, Ce motif accroît donc l'isotropie dans deux directions de l'espace [9].



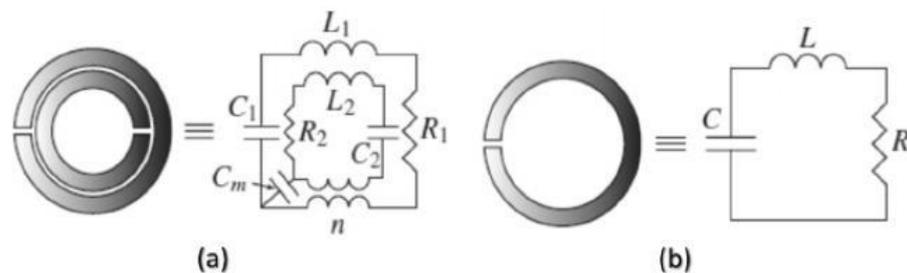
**Figure I 12:** Motif bidimensionnel du RAF proposé par Balmaz et Martin

Les mêmes auteurs parlent aussi d'isotropie tridimensionnelle, (cf. **figure I.13**), où les trois RAFs sont placés perpendiculairement. Dans le premier cas (cf. **Figure I.13 (a)**), où les dimensions des trois RAFs sont identiques, aucune isotropie tridimensionnelle n'est obtenue. Par contre, il y a possibilité d'obtenir une structure isotrope 3-D avec trois RAFs de dimensions différent (cf. **Figure I.13(b)**).



**Figure I 13:** Motif tridimensionnel proposé par Balmain et Martin : a) Structure composée de trois RAFs identiques perpendiculaires l'un à l'autre, (b) Structure composée de trois RAFs de dimensions différents perpendiculaires l'un à l'autre

La figure I.14 montre le circuit équivalent d'un résonateur en anneau fendu.



**Figure I 14:** Modèle du circuit équivalent du RAF : (a) Configuration d'un RAF double. (b) Configuration simple d'un RAF

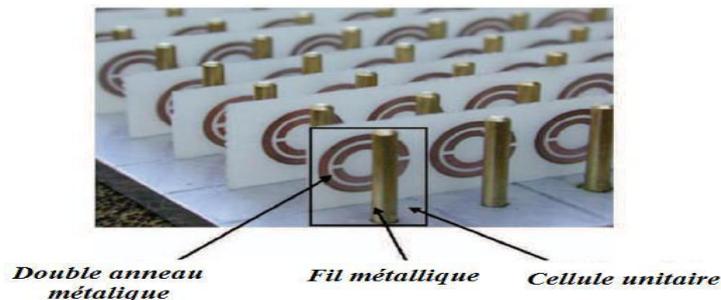
Dans la configuration anneau double, le couplage capacitif et inductif entre le grand et le petit anneau sont modélisés par une capacité de couplage et par un transformateur (rapport de transformation  $n$ ), respectivement. Dans la figure I.14(b), l'anneau est équivalent à un circuit RLC résonateur, avec une fréquence de résonance. Le RAF double est équivalent au RAF simple si le couplage mutuel est faible [9].

### ➤ Métamatériaux avec indice de réfraction négatif

D'après D.SMITH l'idée originale pour obtenir des métamatériaux à indice négative était de superposer, à la même fréquence, les effets négatifs de la permittivité et la perméabilité grâce aux structures proposées par J.PENDRY (Figure I.15) [6].

Pour que ce milieu se comporte comme un matériau uniforme et homogène, il faut, que la périodicité de l'élément métallique doit être inférieure à la longueur d'onde.

Par conséquent, il est plus facile de fabriquer des métamatériaux pour les micro-ondes et autres longueurs d'onde que les matériaux optiques.



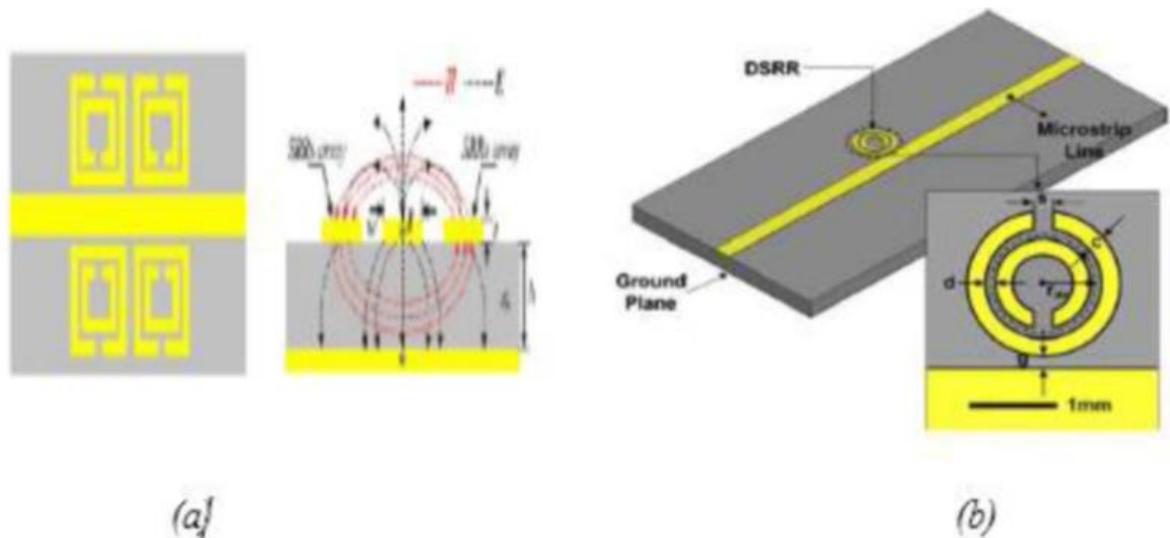
**Figure I 15:** Réalisation expérimentale d'une structure de métamatériau par D.SMITH [9]

#### I.2.6.4.3 Types de biocapteurs à base des métamatériaux

Le principe de bio-détection de ces capteurs repose sur l'utilisation de dispositifs planaires résonants qui sont par nature très sensibles à de petites variations de paramètres. Ainsi, l'introduction des espèces sous test sur ces résonateurs implique un décalage de la fréquence de résonance. Donc selon la fréquence de résonance, les biocapteurs à base des métamatériaux sont classifiés selon trois types.

##### a) Biocapteurs micro-onde

Différents biocapteurs dans le domaine micro-onde ont été développés ces dernières années. Ces biocapteurs sont généralement à base de SRR. En 2008, Lee et al. ont proposé un biocapteur pour la reconnaissance biomoléculaire (biotine-streptavidin) composé de deux paires des SRRs et d'une ligne de transmission planaire (micro-strip)). Deux ans plus tard, En 2010, ils ont proposé un double résonateur planaire simple de DSRR pour la détection biomoléculaire aux fréquences micro-onde (cf. **Figure I.16 (b)**). La même équipe de recherche (Lee et al.) a proposé un autre biocapteur pour la détection des biomolécules tel que l'antigène spécifique de prostate (PSA) et l'hormone de cortisol [4].



**Figure I 16:** Biocapteurs micro-onde, modèle biotine- streptavidin [4]

### b) Biocapteurs plasmoniques

Les plasmons de surface sont extrêmement sensibles à l'indice de réfraction du milieu diélectrique dans la profondeur de pénétration du champ évanescent. Cette propriété remarquable a été utilisée pour le développement de biocapteurs plasmoniques sans marqueur, qui ont émergé comme une technologie moderne de pointe pour la détection et l'investigation des événements de liaison entre l'analyte cible et son récepteur correspondant sur une surface métallique. Actuellement, la plupart des biocapteurs à résonance plasmonique de surface (SPR) utilisent des polaritons plasmoniques de surface (SPP) [17].

### c) Biocapteurs TeraHertz

Les fréquences THz occupent une bande de fréquences très étroite (0, 1–5 THz) et peuvent donner lieu à des phénomènes très intéressants et à des applications en termes d'interactions lumière-matière. Les métamatériaux térahertz sont alors apparus comme candidats potentiels à la détection des analytes.

- O'Hara et al. ont étudié la capacité de détection des métamatériaux térahertz, à travers une structure basée sur des doubles SRRs. En faisant varier l'épaisseur d'une couche diélectrique de  $\epsilon \sim 2,7$ , déposée sur les doubles SRRs, ils ont

examiné la valeur de décalage de fréquence en utilisant la spectroscopie THz dans le domaine temporel.

- Ensuite, Tao et al. ont proposés des biocapteurs métamatériaux THz comprenant des SRR en or déposés dans un substrat ultra-mince de nitrure de silicium de 400 nm d'épaisseur.
- Par la suite, Withayachumnankul et al. ont amélioré la sensibilité des biocapteurs métamatériaux planaires bases sur des SRRs et fonctionnant dans la gamme THz, en utilisant la technique méthode du champ proche réfractés d'une source THz.
- Singh et al. ont proposé des biocapteurs térahertz avec des facteurs de haute qualité en utilisant les métasurfaces. Les largeurs de ces résonances sont extrêmement étroites, ce qui se traduit par une plus grande sensibilité de détection des analytes.
- Dans le contexte de la bio détection, Xu et al. ont introduit des nanoparticules d'or dans les métamatériaux térahertz pour améliorer la sensibilité de la détection des protéines [18].

### I.3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons donné en premier lieu, un aperçu général sur les biocapteurs, en citant leurs différents types, leurs caractéristiques ainsi que leurs utilisations. Dans la seconde partie nous avons présenté les biocapteurs à base des métamatériaux, commençant par la définition des métamatériaux électromagnétiques dans une classification globale qui s'appuie sur les paramètres constitutifs (La permittivité et la perméabilité) et terminant par la citation des différents types de ces biocapteurs en citant les biocapteurs métamatériaux THz objet d'étude de notre mémoire.

# Chapitre II

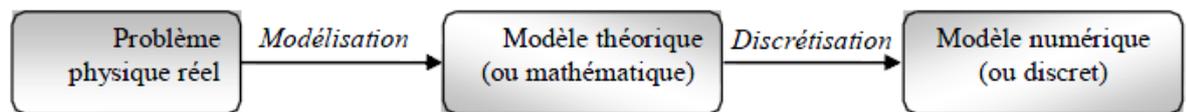
## **Modélisation**

## **Des constituants de métamatériaux**

## II.1 Introduction

Actuellement, certaines études sont dédiées à la conception et à la caractérisation des matériaux composites ayant des caractéristiques essentiellement inexistantes dans la nature. Cependant, le développement technique de ces matériaux nécessite une compréhension approfondie de leurs possibilités structurelles.

La simulation reste la meilleure façon de prédire toutes ses propriétés, en premier lieu, un modèle théorique doit déterminer une série d'équations pour contrôler les phénomènes physiques générés dans ces environnements, puis un modèle numérique détaillé est nécessaire pour résoudre ces expressions (cf. **Figure II.1**).



**Figure II 1:** Etapes de l'analyse d'un problème de limites

Il y a donc deux méthodes à considérer : La première consiste à faire des calculs sur le matériau réel en tenant compte de toute sa complexité. Cependant, en raison du grand nombre de degrés de liberté, cette technique est très coûteuse. La deuxième méthode consiste à homogénéiser le métamatériau en le représentant par le matériau homogène équivalent, ce qui permet de faciliter les calculs. Cette méthode semble très intéressante, mais elle présente l'inconvénient d'être très difficile à justifier le processus d'homogénéisation. Par conséquent, afin de limiter les opérations coûteuses, il est essentiel de mettre en place des méthodes de simulation précises et efficaces pour modéliser ces matériaux non standards.

## II.2 La modélisation des structures MMA

L'optimisation des dispositifs exploitant ou contrôlant les métamatériaux requiert le développement d'outils de simulation numérique appropriés. Or il n'est pas envisageable de chercher à simuler de façon exacte ces milieux dans toute leur complexité. Une alternative séduisante consiste à assimiler le comportement de telles structures à celui d'un milieu homogène plus simple. Ces matériaux sont complexes en raison de leur micro structure interne, ce qui rend difficile le développement d'expressions de la permittivité et la perméabilité

effectives aussi bien théorique que numérique. La meilleure manière de prédire l'ensemble de leurs propriétés reste à développer des outils précis et efficaces [4].

## II.2.1 Modélisation analytique

Un certain nombre de modèles analytiques ont été développés afin de prédire la réponse électromagnétique des métamatériaux. Grâce à ces modèles, les chercheurs ont tenté d'expliquer les phénomènes physiques sous-jacents aux propriétés uniques de ces structures.

Les modèles théoriques sont importants, car ils fournissent une interprétation physique des résultats de mesures ou de simulations. Il existe de nombreuses méthodes d'analyse :

### II.2.1.1 Théorie du milieu effectif

Le concept du milieu effectif pour la description de la réponse électromagnétique des systèmes hétérogènes est utilisé dans plusieurs domaines de la physique. L'idée est de remplacer le milieu hétérogène par un milieu homogène macroscopiquement, ayant les mêmes réponses électromagnétiques.

Ceci peut être réalisé à l'aide de procédures d'homogénéisation qui permettent de définir une réponse effective à partir des paramètres caractérisant le milieu hétérogène. L'intérêt du concept de milieu effectif réside dans la réduction du nombre de paramètres indispensables à la représentation du milieu.

Une onde se propageant dans un milieu hétérogène est atténuée à la fois par des effets d'absorption et de diffusion. Lorsque la longueur d'onde est très supérieure aux dimensions des hétérogénéités, les phénomènes de diffusion peuvent être négligés. Le mélange hétérogène peut alors être homogénéisé et les paramètres électromagnétiques  $\epsilon$  et  $\mu$  de ce nouveau milieu sont déterminés dans le cadre de l'approximation quasi stationnaire qui suppose que les champs dynamiques à l'intérieur des inclusions sont spatialement uniformes [19].

### II.2.1.2 Modèle en circuit résonnant

Le mécanisme de fonctionnement et les caractéristiques uniques des structures peuvent être analysés par des modèles de circuits, notamment celui des circuits à constantes localisées LC et le modèle de la ligne de transmission. En effet la transposition de ces circuits à l'aide de ces

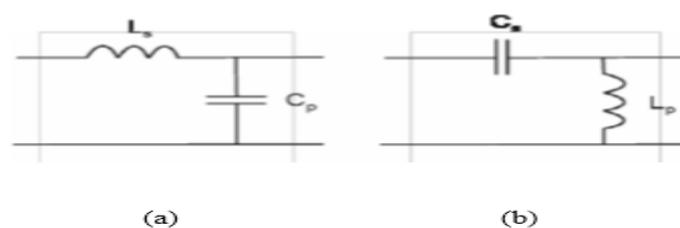
modèles, sous forme d'une cellule élémentaire, permet d'aborder des structures périodiques de dimensions semi-infinies (seul le nombre de couche est fini) avec des temps de calculs négligeables. Dans cette approche, les schémas électriques équivalents modélisés sont des schémas électriques rigoureux qui permettent une meilleure appréhension des phénomènes électriques et magnétiques mis en jeu. Les modèles développés dépendent de la géométrie de l'inclusion et des dimensions des cellules unitaires. Ils prennent en considération les différents couplages au sein même d'une cellule métamatériau et au sein d'un réseau complet (composé de cellules métamatériaux) [4].

### II.2.1.3 Modélisation par ligne de transmission

Cette approche a pris ses origines dans l'analogie qui existe entre la propagation des ondes transverses électromagnétiques dans les lignes de transmission et la propagation d'une onde plane dans un matériau homogène et isotrope de permittivité  $\epsilon$  et de perméabilité  $\mu$ .

L'idée fondamentale derrière l'approche ligne de transmission (TL) pour la conception des métamatériaux est que la théorie standard des lignes de transmission peut être employée pour analyser et concevoir des métamatériaux main gauche, en utilisant un concept dual.

Les lignes de transmission sans perte sont périodiquement chargées de composants locaux : inductance en parallèle et capacité en série, comme montre sur le schéma équivalent de la figure II.2 [20].



**Figure II 2:** Schéma équivalent de la cellule unitaire : (a) d'une ligne classique (main droite) et (b) duale (main gauche)

## II.2.2 Modélisation numérique des métamatériaux

En raison des limites des méthodes analytiques, il est difficile, de trouver une méthode d'analyse suffisamment précise pour mieux prédire le comportement de la structure. Par conséquent, il est nécessaire d'utiliser des méthodes numériques appropriées pour résoudre tous les problèmes électromagnétiques complexes. Ces méthodes sont largement utilisées dans le monde des métamatériaux. En s'approchant numériquement de la compréhension physique des équations de Maxwell, elles agissent comme des expériences virtuelles.

Il existe des effets physiques (tels que des effets de champ proche ou des moments multipolaires d'ordre élevé) qui sont souvent ignorés dans les méthodes analytiques de ce calcul numérique. Par conséquent, les résultats numériques peuvent aider à accepter ou rejeter les théories analytiques et peuvent également indiquer la direction dans laquelle des nouvelles méthodes doivent être développées. Il existe de nombreuses méthodes d'analyse numérique, parmi lesquelles on peut citer :

### II.2.2.1 Méthode des éléments finis

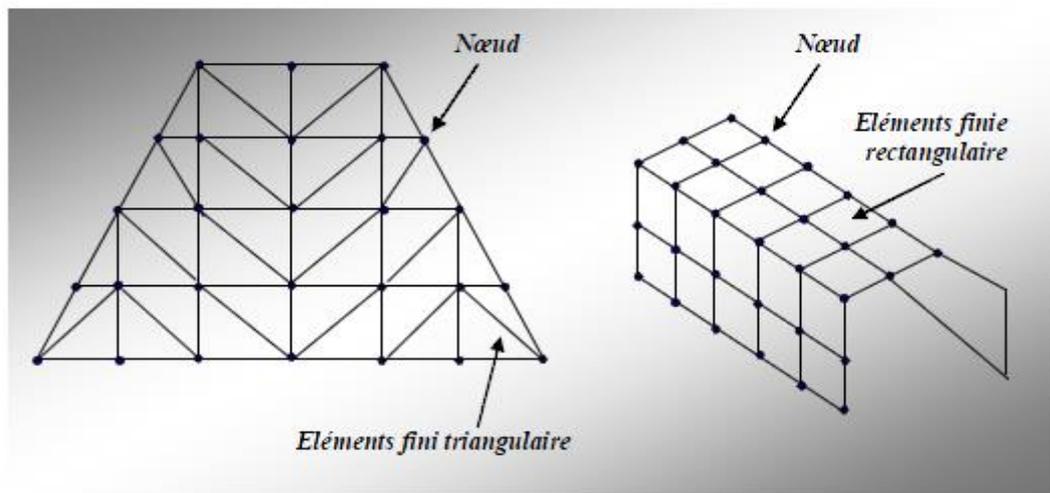
La méthode des éléments finis (FEM) est une méthode numérique qui a fait preuve d'efficacité dans divers domaines notamment l'électromagnétisme. C'est une des méthodes les plus utilisées aujourd'hui pour résoudre les équations aux dérivées partielles telles que les équations de Maxwell qui régissent les phénomènes électromagnétiques.

La FEM est une méthode générale s'appliquant à la majorité des problèmes rencontrés en physique : problèmes stationnaires ou non stationnaires, linéaires ou non linéaires, homogènes ou hétérogènes, à géométries simples ou complexes et en toutes dimensions. Néanmoins cette méthode nécessite un traitement particulier des équations qui sont transformés à l'aide d'une formulation intégrale, puis discrétisées pour aboutir à la fin à un système d'équations algébriques.

La méthode est robuste mais nécessite généralement des moyens de calculs très importants [21].

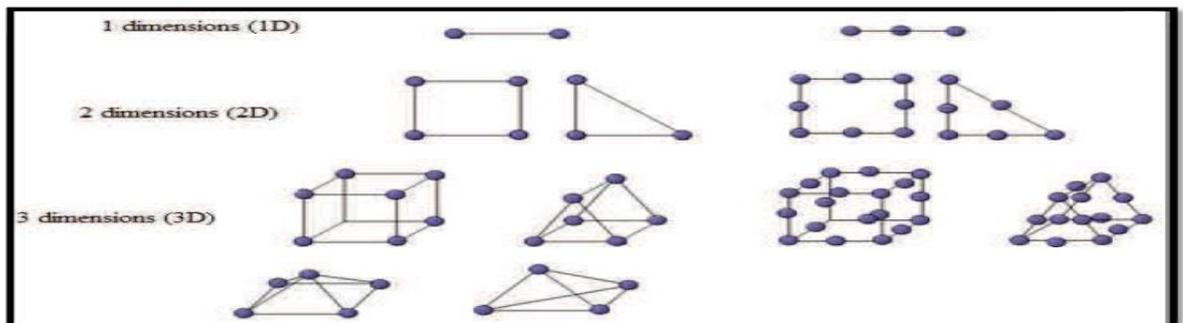
La FEM est basé sur la technique d'approximation par éléments finis, qui permet d'approcher une fonction dans un espace donné à partir de la connaissance des valeurs en certains nœuds du domaine. Cependant la complexité de la géométrie des systèmes considérés rend très difficile, voire impossible l'approximation de la solution dans l'ensemble du domaine. Pour contourner cette difficulté, on subdivise le domaine en sous domaines appelés éléments de maillage, sur lesquels on effectue localement l'approximation de l'inconnue, c'est l'interpolation :

$$V = \sum_{i=1}^N \lambda_i V_i \quad (\text{II.1})$$



**Figure II 3:** Modélisations par éléments finis de structures

Grâce à la diversité des éléments de base du maillage pouvant être employés, notamment les triangles en 2D ou les tétraèdres en 3D (cf. **Figure II.4**), cette méthode est très répandue pour la modélisation de géométries complexes et les matériaux inhomogènes [21].



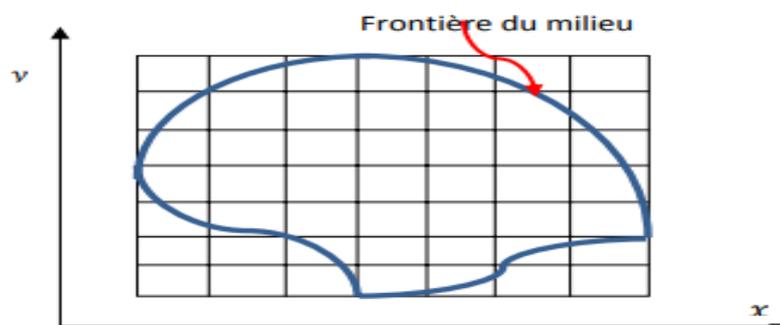
**Figure II 4:** Quelques types d'éléments

La méthode des éléments finis est extrêmement puissante puisqu'elle permet d'étudier correctement des structures continues ayant des propriétés géométriques et des conditions de charge compliquées ; elle nécessite un grand nombre de calculs qui, à cause de leur nature répétitive, s'adaptent parfaitement à la programmation numérique et à la résolution par ordinateur.

### II.2.2.2 Méthode des différences finies

La méthode des différences finies (MDF) a été historiquement, la première méthode utilisée pour calculer par ordinateur, la solution des équations différentielles. Elle consiste à résoudre localement les équations de Maxwell par :

- réalisation d'une grille de rectangles ou de carrés en deux dimensions (**figure II.5**), ou bien une grille de parallélépipède en trois dimensions. Cette étape est appelée maillage et chaque sommet du carré de la grille sera considéré comme une position pour les grandeurs inconnues à calculer. L'utilisation d'un maillage régulier permet d'obtenir pour chaque cellule la même forme d'équations.
- Approximation des opérateurs dérivées premières ou secondes (ou d'ordre supérieur) apparaissant dans l'équation algébrique à résoudre par des différences. Cette étape est répétée dans chaque cellule de la grille.
- Approximation de toutes les conditions aux limites associées au problème par des différences. Ces conditions sont souvent de type Neumann ou de type Dirichlet (exemple dans le cas où l'inconnue est un potentiel, alors c'est soit la valeur du potentiel ou soit sa dérivée par rapport à la normale qui doivent être connues ou bien les deux ensembles) [21].



**Figure II 5:** Grille de calcul pour les différences finies

### II.2.2.3 Méthode des moments

La méthode des moments (MoM) est une procédure numérique qui transforme une fonction (équation différentielle, intégrale ou intro-différentielle) en un système d'équations linéaires.

En électromagnétisme, la méthode des moments, utilisée essentiellement dans le domaine fréquentiel, consiste à résoudre la formulation intégrale des équations de Maxwell. Elle est basée sur le principe d'équivalence surfacique ou volumique entre la réponse de la structure et une distribution de courants équivalente à la surface ou dans le volume d'une hétérogénéité. Cette méthode aboutit alors aux formes intégrales des équations de résolution du champ électromagnétique diffracté par un conducteur parfait. Ces équations sont appelées EFIE et MFIE pour respectivement « Electric Field Integral Equation » et « Magnetic Field Integral Equation ».

Le problème initial, consistant à trouver la distribution du courant, se ramène à la résolution d'un système linéaire liant le champ électromagnétique aux composantes discrétisées de cette distribution de courant. Le lien entre champ électromagnétique et distribution de courant s'effectue par le biais d'une « matrice d'impédance de la méthode des moments ».

La méthode des moments n'est cependant pas applicable à des cas où le nombre d'hétérogénéités devient trop important, cela augmente considérablement la taille de la matrice d'impédance et les temps de calculs deviennent prohibitifs.

La méthode des moments est une des méthodes les plus utilisées dans le domaine fréquentiel pour les problèmes de rayonnement et de diffusion impliquant des surfaces ou fils conducteurs [22].

### II.2.3 Étude des cellules MMA

Le logiciel de simulation HFSS vise à modéliser l'équipement de propagation en résolvant des équations différentielles.

Il s'agit d'un code de fréquence car l'équation doit être résolue pour chaque valeur de fréquence. La fréquence est fixe et le champ électrique peut être calculé. Le code est tridimensionnel et génère un maillage tétraédrique adaptatif. En d'autres termes, HSFSS utilise des méthodes d'interpolation en conjonction avec un processus itératif, dans lequel des grilles sont créées et automatiquement redéfinies dans les zones clés. La solution est extraite de la grille, puis en fonction de la convergence de la solution, la grille est affinée ou non optimisée en discrétisant la zone à fort pourcentage d'erreurs avec une plus grande précision. Ce processus itératif a abouti à une solution très proche de la vraie valeur.

### II.2.3.1 Etapes de simulation

Pour simuler des éléments métamatériaux en utilisant le simulateur HFSS, il faut passer par un certain nombre d'étapes résumées comme suit :

1. Modéliser en 3D ou 2 D La structure : dimensions géométriques des différents objets.
2. Spécification des matériaux pour chaque objet : choix du matériau, constantes diélectriques, conductivité des matériaux ...
3. Identification des sources et (ou) ports d'entrée/sortie : Manière d'exciter la structure, consiste à injecter la puissance sous forme d'onde électromagnétique à travers la porte d'alimentation déjà définie.
4. Spécification des conditions aux limites : La résolution des équations d'ondes dans une structure quelconque exige la spécification des conditions aux frontières. Les structures simulées au cours de cette mémoire sont le plus souvent des systèmes infinis dans une ou deux directions de l'espace. La simulation de structures infinies est rendue possible grâce à l'utilisation de conditions aux limites « Perfect E » et « Perfect H » proposées par HFSS.
5. Identification des sources et (ou) ports d'entrée/sortie : y compris l'injection d'énergie sous forme d'ondes électromagnétiques via un port d'alimentation défini. Pendant tout le processus de travail, nous utilisons le mode wave -port.
6. Configuration des paramètres de simulation : Fréquence(s) de maillage, paramètres de convergence.

7. Analyse des solutions à 1 ou plusieurs fréquences : Après avoir vérifié la conformité de la structure aux exigences du HFSS, les conditions aux frontières et l'excitation, la simulation sera prête à être lancée. La durée de cette simulation dépend essentiellement de :
    - a. La vitesse du ordinateur (ordinateur) utilisé
    - b. La complexité de la structure (volume, dimensions etc.).
    - c. La bande de fréquence de l'analyse.
    - d. Visualisation des résultats : la structure avec toute s complexité (volume, taille, etc.)
  - ✓ Visualisation des résultats : la structure avec toute s complexité (volume, taille, etc.)
  - ✓ la bande de fréquence de l'analyse.
  - ✓ Visualisation des résultats : carte de rayonnement, paramètres S (paramètres z, y, etc.)
8. Discussion et exploitation des résultats par l'utilisateur

### II.3 Conclusion

Ce chapitre a été basé sur la description des différentes méthodes d'analyse des caractéristiques électromagnétiques des structures MMA, soient les méthodes analytiques qui reposent principalement sur des simplifications de la géométrie du problème ou les méthodes numériques qui sont basées sur la résolution directe des équations de Maxwell par l'intermédiaire d'une discrétisation spatiale. Le principe de fonctionnement du logiciel sur lequel a été basé notre travail et qui est le HFSS a été donné à la fin de ce chapitre. Ces outils seront utilisés dans le prochain chapitre pour simuler le biocapteur proposé.

# Chapitre III

## **Etudes et simulation d'un biocapteur à base de métamatériaux Térahertz**

### III. 1 Introduction

La détection d'analytes à des fréquences térahertz est un domaine de recherche très promoteur à l'heure actuelle. Plusieurs méthodes de détection des analytes sont mis au point parmi lesquels on peut citer le décalage de fréquence, qui est considérée comme l'un des outils le plus sensible.

Un biocapteur doit avoir une sensibilité élevée pour pouvoir détecter la plus petite variation des grandeurs à mesurer. Pour rendre la détection plus efficace et augmenter la sensibilité, les métamatériaux térahertz sont considérés comme candidats potentiels à la détection des analytes en couche mince.

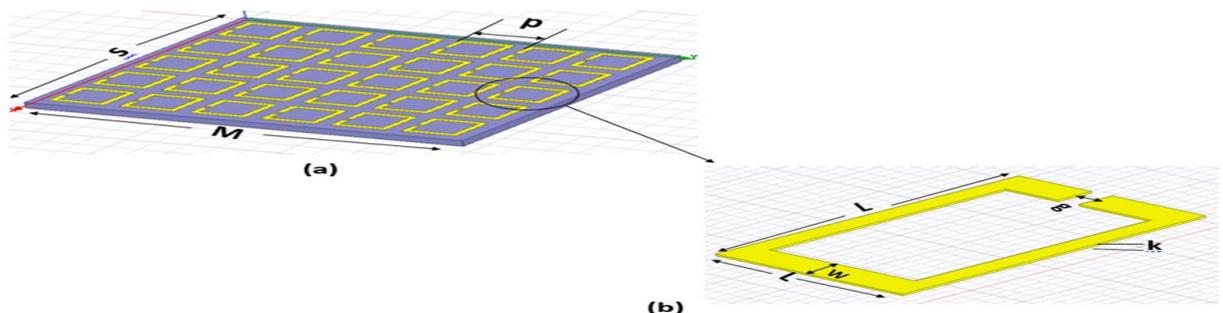
### III. 2 La structure

La structure étudiée est composée d'un réseau bidimensionnel de résonateurs RAF carrée en or d'épaisseur  $0.2 \mu\text{m}$  déposé sur un substrat diélectrique silicium caractérisé par une permittivité de 11.9. Le RAF carré est de côté extérieur égale à  $L_x=L_y=36 \mu\text{m}$ , la largeur du piste ( $w$ ) est de  $4 \mu\text{m}$ , une coupure dans l'une de ces cotés présente un gap ( $g$ ) de  $4 \mu\text{m}$ . Les SRRs sont places périodiquement avec une périodicité ( $p$ ) de  $46 \mu\text{m}$  dans les directions  $x$  et  $y$ .

Les paramètres géométriques ci-dessous sont maintenus constants tout le long de notre étude (**tableau III.1**).

Paramètre	L	W	G	M	S	P	K
Valeur (um)	36	4	4	286	240	46	0.2

**Tableau III 1:** Paramètres géométriques du biocapteur proposé



**Figure III 1:** (a) géométrie du résonateur, (b) cellule SRR

### III. 3 Simulations et résultats

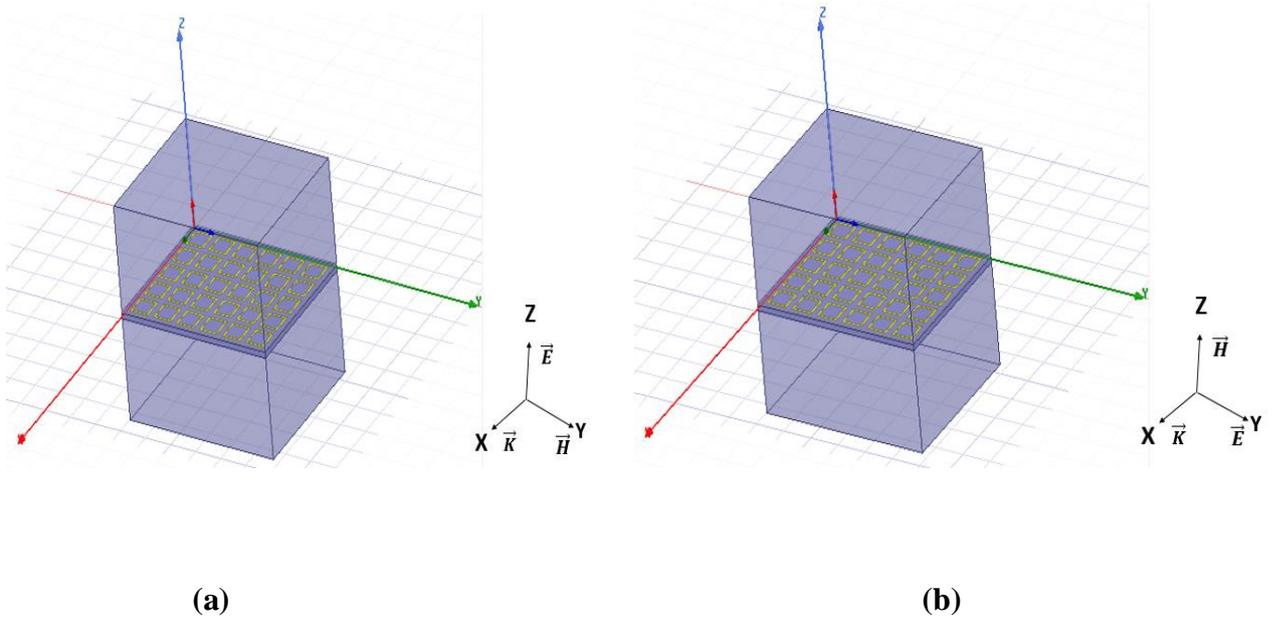
Dans ce qui suit, une analyse numérique du comportement électromagnétique du résonateur sera effectuée. Les coefficients de transmission avec et sans couche d'analyte seront obtenus par l'utilisation du simulateur HFSS d'Ansoft.

#### III.3.1 Condition aux limites

Pour la simulation du réseau de RAFs, des conditions de périodicité sont appliquées. Un guide d'onde est utilisé pour exciter le mode quasi-TEM dans lequel on place le résonateur. La figure III.2 présente les conditions aux limites exploitées afin d'exciter la résonance de la structure. On voit bien sur la figure que deux ports guide d'onde sont utilisés afin de faire propager les ondes électromagnétiques, dans deux directions opposées suivant l'axe (Ox). Pour la position des champs électriques et magnétique, deux configurations sont considérées selon la polarisation du champ électrique.

**1<sup>ère</sup> cas :** Dans ce cas on suppose que la polarisation du champ électrique est parallèle à l'axe de l'anneau. Le champ électrique  $\vec{E}$  et le champ magnétique  $\vec{H}$  sont dans la position verticale aux axes (Oz) et (Oy), respectivement.

**2<sup>ème</sup> cas :** Dans ce cas, le champ électrique  $\vec{E}$  est perpendiculaire à l'axe des anneaux dans la position verticale à l'axe (Oy) alors que le champ magnétique  $\vec{H}$  est dans la position verticale à l'axe (Oz).



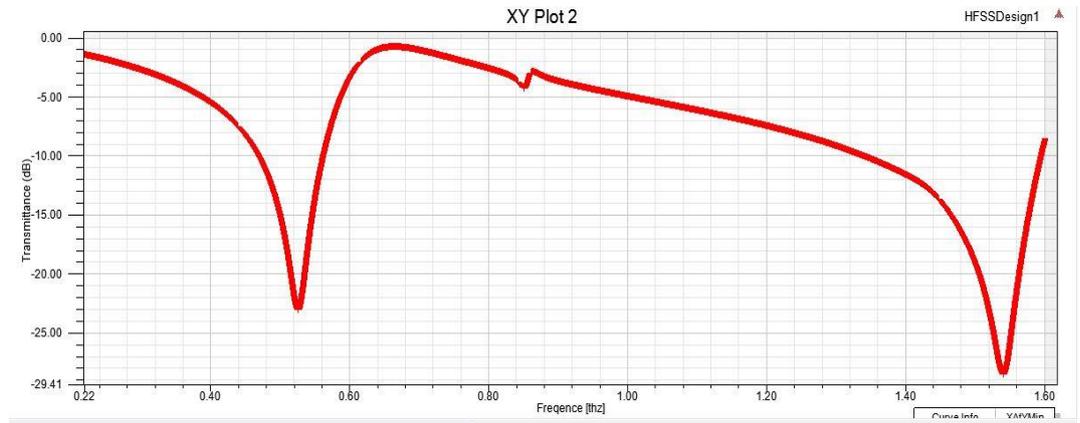
**Figure III 2:** Environnement de simulation du résonateur : (a) Champ électrique parallèle à l'axe d'anneau suivant la direction Oz, (b) Champ électrique parallèle à l'axe d'anneau suivant la direction Oy

### III.3.2 Avant dépôt de couche d'analyte

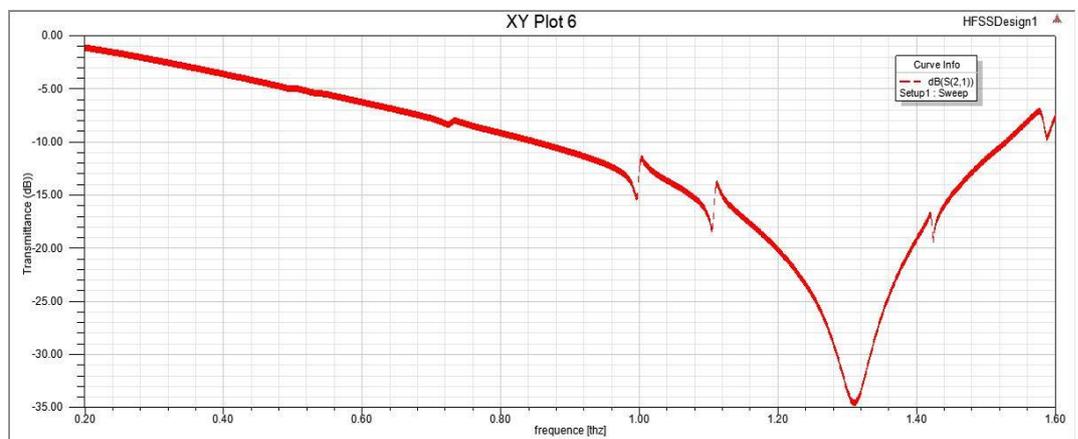
Le résonateur a été simulé dans un premier temps sans couche d'analyte, dans la bande [0.2 -1.6THz].

**1<sup>ère</sup> cas :** La figure III.3 (a) représente la réponse en transmission du dispositif simulé. Dans ce cas, nous obtenons deux résonances, appelées résonances du 1<sup>ère</sup> pour la première et du 3<sup>ème</sup> ordre pour la deuxième et dont les valeurs sont de l'ordre de 0.5254 THz et 1.5394 THz, respectivement.

**2<sup>ème</sup> cas :** Dans ce cas, nous remarquons l'apparition d'une résonance unique de 1.3094 THz, désignée par la résonance du 2<sup>ème</sup> ordre, et qui est située entre les résonances du 1<sup>ère</sup> et du 3<sup>ème</sup> ordre (cf. figure III.3 (b) )



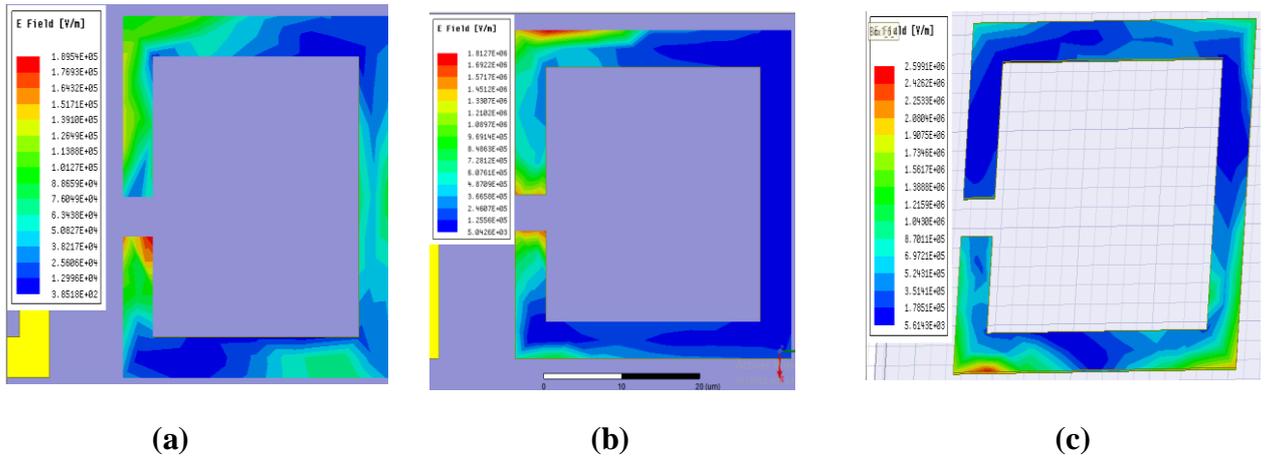
(a)



(b)

**Figure III 3:** coefficient de Transmission  $S_{21}$  sans couche d'analyte : (a) 1<sup>ère</sup> cas, (b) 2<sup>ème</sup> cas

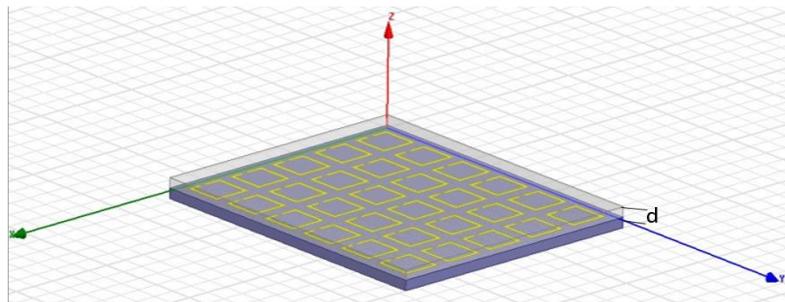
La distribution du champ électrique pour les trois fréquences de résonance est présenté dans la figure III.3, nous remarquons que Le champ électrique  $\vec{E}$  est concentré sur les bords des fentes et des anneaux. Ce phénomène est dû à l'effet capacitif dans ces zones ce qui explique l'accumulation du champ électrique dans l'ouverture de l'anneau. Nous observons aussi que la concentration du champ est plus forte pour la fréquence de résonance du 1<sup>ère</sup> ordre que les fréquences du 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> ordre, qui sont relativement faibles. Ce qui implique une grande sensibilité du mode de premier ordre par rapport aux autres modes.



**Figure III 4:** Distribution du champ électrique: (a) pour 1<sup>ère</sup> ordre, (b) pour 2<sup>ème</sup> ordre, (c) pour 3<sup>ème</sup> ordre

### III.3.3 Avec dépôt de couches d'analyte

Afin d'étudier la capacité de notre biocapteur pour la détection des espèces biologiques ou chimiques, nous avons déposé une couche fine de polyamide d'épaisseur variable, ayant une permittivité électrique de 3.5, sur la surface des SRRs, comme montre sur **la figure III.5**. Cette couche de polyamide qui représente l'analyte à mesurer, est transparente aux fréquences THz et ne présente pas de pertes.



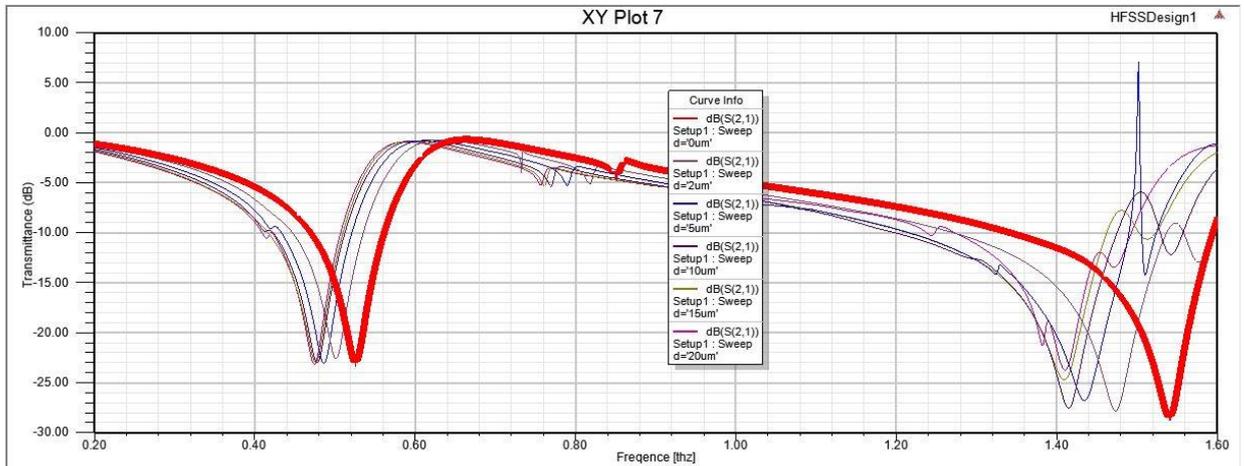
**Figure III 5:** Structure résonante avec dépôt de couche analyte

L'analyse numérique de la transmission du résonateur avec des épaisseurs variables de la couche de polymide est représenté sur les figures III.6 (a) et la figure III.6 (b). Pour le 1<sup>ère</sup> et 2<sup>ème</sup> cas respectivement. Il est clair que la fréquence de résonance diminue chaque fois que l'épaisseur de la couche polymide augmente ce qui entraîne un décalage de la fréquence par rapport à la fréquence de résonance sans couche d'analyte  $d=0$ .

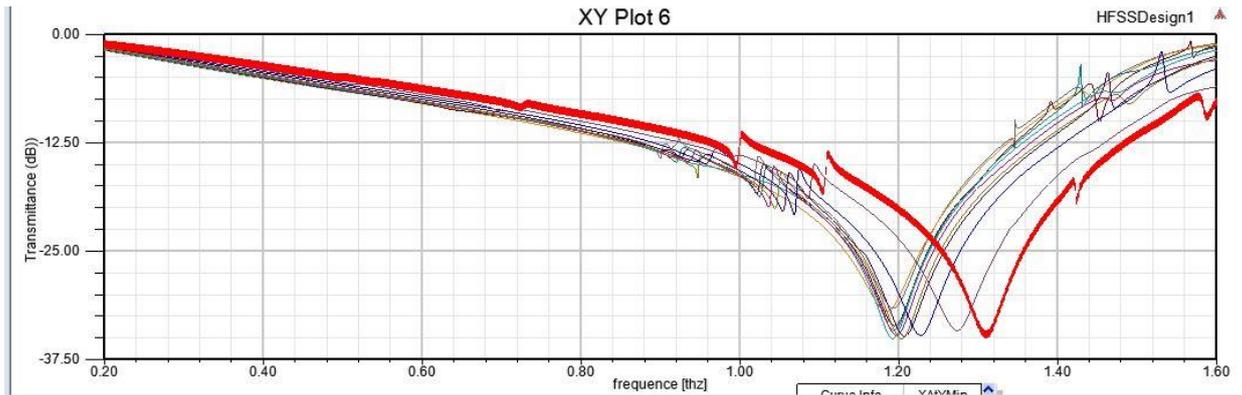
Les différentes valeurs de la variation du coefficient de transmission en fonction de la fréquence pour le 1<sup>ère</sup> cas et 2<sup>ème</sup> sont regroupées dans le tableaux III. 2

d (µm)	1er cas				2eme cas	
	F1 (THz)	Transmittance (dB)	F2 (THz)	Transmittance (dB)	F (THz)	Transmittance (dB)
0	0.5254	-23.0197	1.5394	-28.4745	1.3094	-34.5471
2	0.4988	-22.5507	1.4706	-28.4871	1.2730	-34.0952
4	0.4894	-22.9726	1.4447	-27.9531	1.2268	-34.6420
6	0.4839	-22.8652	1.4295	-28.1202	1.2066	-34.7364
8	0.4803	-23.2241	1.4188	-27.6112	1.2027	-35.0985
10	0.4777	-23.0120	1.4140	-27.5183	1.1964	-34.6522
12	0.4770	-22.6597	1.4095	-27.2993	1.1920	-35.0229
14	0.4761	-23.0200	1.4122	-25.5030	1.1932	-34.0744
16	0.4754	-23.0775	1.4071	-25.5079	1.1943	-33.5367
18	0.4722	-23.1939	1.4020	-23.0773	1.1841	-31.9021
20	0.4721	-23.1518	1.4095	-23.7303	1.1926	-31.5200

**Tableau III 2:** Variation du coefficient de transmission en fonction de la fréquence pour différentes valeurs de d : 1<sup>ère</sup> cas, et 2<sup>ème</sup> cas



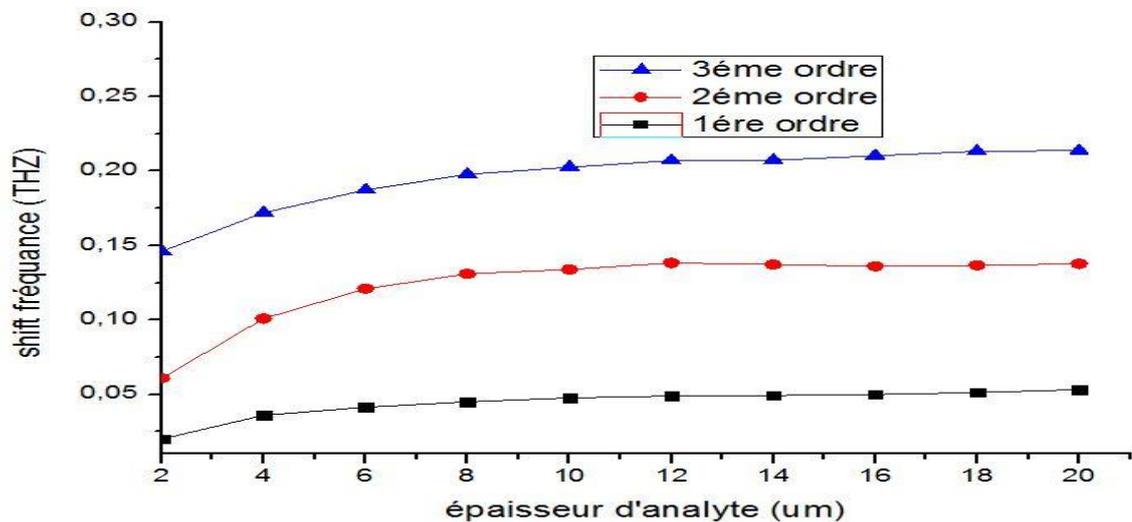
(a)



(b)

**Figure III 6:** Coefficient de transmission du biocapteur en présence des échantillons dans la zone de détection (a) 1<sup>ère</sup> cas, (b) 2<sup>ème</sup> cas

La figure III.7 représente le décalage de fréquence par rapport à la fréquence intrinsèque (c'est-à-dire sans couche d'analyte  $d=0$ ) pour les deux cas. On voit qu'initialement, il augmente de façon monotone avec l'augmentation de l'épaisseur du polyimide, cependant arrivant à une certaine valeur qui se situe aux alentours de la valeur  $d = 12\mu\text{m}$ , il devient presque constant.



**Figure III 7:** Décalage de fréquence en fonction de l'épaisseur du polyimide

Etant donné que les paramètres géométriques sont maintenus constants tous le long de notre étude, alors nous pouvons constater que le décalage de la fréquence de résonance est principalement causé par la modification de la capacité de différents modes de résonance. On

sait que le fonctionnement d'un biocapteur résonant repose sur l'interaction d'un champ électrique avec la matière biologique sous test, à la fréquence de résonance de la structure, ce qui implique que la capacité de la résonance dépend de la distribution des lignes du champ proche électrique. Ces dernières sont fortement concentrées à proximité du résonateur. Au-delà d'une certaine distance (12  $\mu\text{m}$ ) du résonateur, les lignes du champ électrique disparaissent presque et deviennent insignifiantes. Par conséquent, la présence d'un analyte au-delà de 12 microns n'a pratiquement aucune influence sur la capacité, ce qui entraîne la saturation des décalages de fréquence.

### III.3.4 Sensibilité

La sensibilité du métamatériau est étroitement liée à l'indice de réfraction ou la constante diélectrique du matériau ambiant. Afin de calculer la sensibilité, nous avons fait varier l'indice de réfraction de la couche du polyimide de  $n=1$  à 4 pour les épaisseurs d'analyte suivantes :  $d = 2, 5, 10, 15$  et  $20 \mu\text{m}$ .

Le changement de l'indice de réfraction a entraîné un décalage de la fréquence par rapport à la fréquence de résonance lorsqu'il n'y a pas d'analyte, c'est-à-dire que  $d = 0 \mu\text{m}$

Les tableaux illustrent les résultats de simulation des coefficients de transmission  $S_{21}$  ainsi que leurs amplitudes pour différentes valeurs de  $n$ .

Pour  $n = 1$  :

n=1						
d ( $\mu\text{m}$ )	1 <sup>er</sup> cas				2eme cas	
	F1 (THz)	decalage	F2 (THz)	decalage	F (THz)	decalage
0	0.5254	-23.0197	1.5394	-28.4745	1.3094	-34.5471
2	0.5279	-22.8141	1.5376	-27.6020	1.3204	-33.9179
5	0.5265	-23.0973	1.5264	-23.7731	1.3068	-32.6324
10	0.5238	-22.1403	1.5383	-28.8319	1.3041	-34.7388
15	0.5244	-23.0023	1.5374	-28.9426	1.3092	-34.2864
20	0.5234	-22.7658	1.5312	-29.0507	1.3151	-34.5435

**Tableau III 3:** Récapitulatif des coefficients de transmission  $S_{21}$  et leurs amplitudes. *Pour  $n = 1$ :*

Pour  $n=2$  :

n=2						
d ( $\mu\text{m}$ )	2 résonances				1 résonance	
	F1 (THz)	Decalage	F2 (THz)	decalage	F (THz)	decalage
0	0.5254	-23.0197	1.5394	-28.4745	1.3094	-34.5471
2	0.5153	-23.0754	1.5136	-26.5713	1.2998	-32.5921
5	0.5071	-22.2226	1.4845	-28.3477	1.2682	-34.2970
10	0.5023	-22.5066	1.4796	-27.7204	1.2593	-34.4953
15	0.5031	-22.9565	1.4812	-27.4333	1.2594	-34.1398
20	0.5034	-22.8545	1.4804	-25.6263	1.2638	-33.4490

**Tableau III 4:** Récapitulatif des coefficients de transmission  $S_{21}$  et leurs amplitudes. *Pour  $n = 2$ :*

Pour  $n = 3$  :

n=3						
2 résonances					1 résonance	
d (μm)	F1 (THZ)	decalage	F2 (THZ)	decalage	F (THZ)	decalage
0	0.5254	-23.0197	1.5394	-28.4745	1.3094	-34.5471
2	0.5058	-22.9181	1.4836	-24.9487	1.2753	-34.4986
5	0.4932	-22.9050	1.4602	-28.4898	1.2298	-34.6550
10	0.4857	-23.0924	1.4311	-29.9936	1.2168	-34.0051
15	0.4840	-22.9626	1.4296	-25.5734	1.2140	-34.0753
20	0.4837	-22.9081	1.4294	-24.9864	1.2157	-32.6388

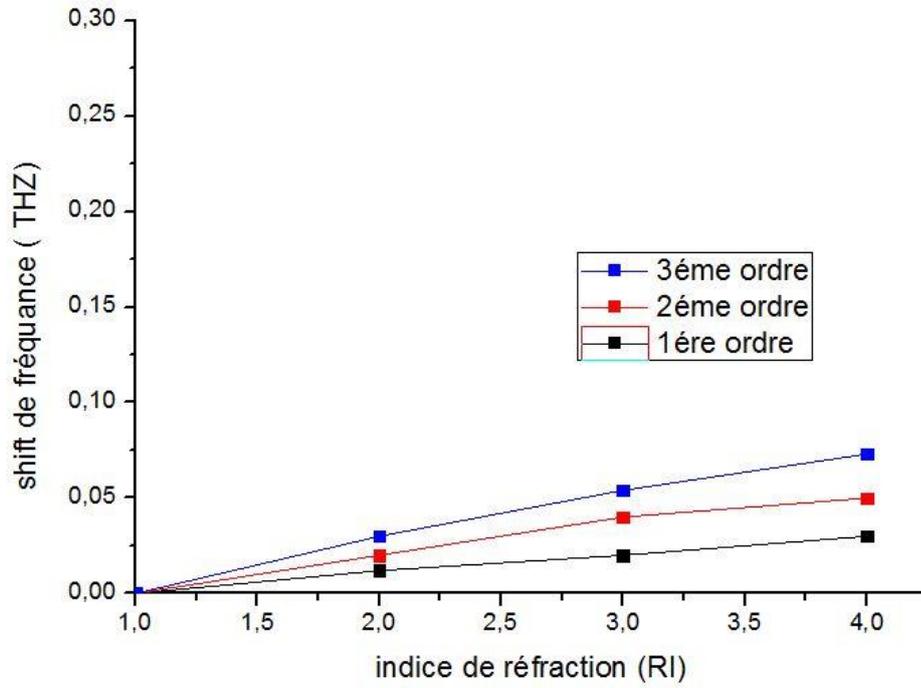
**Tableau III 5 :** Récapitulatif des coefficients de transmission  $S_{21}$  et leurs amplitudes pour  $n=3$

Pour  $n = 4$  :

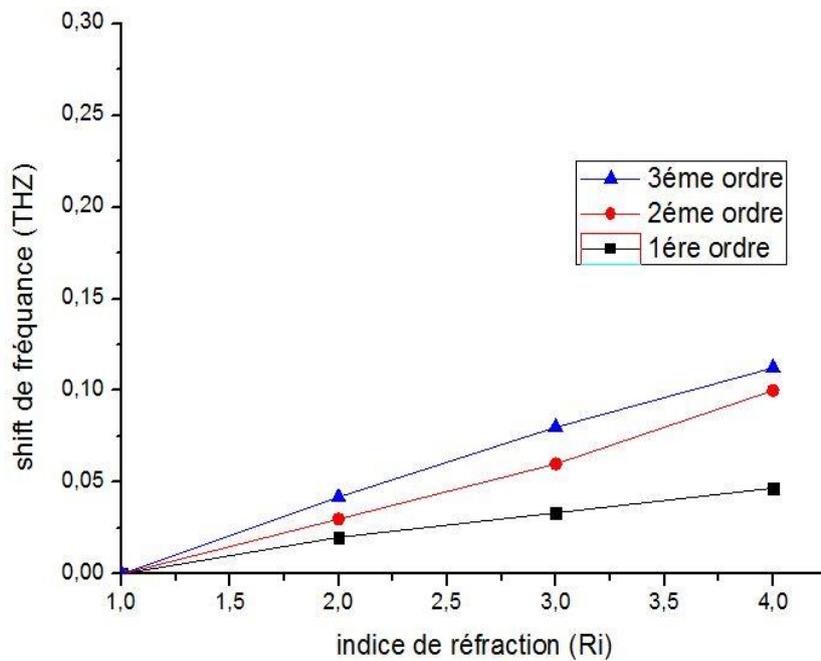
n=4						
2 résonances					1 résonance	
d (μm)	F1 (THZ)	decalage	F2 (THZ)	decalage	F (THZ)	decalage
0	0.5254	-23.0197	1.5394	-28.4745	1.3094	-34.5471
2	0.4969	-22.9258	1.4603	-31.7062	1.2519	-32.6724
5	0.4797	-23.1771	1.4141	-27.2203	1.2004	-34.7201
10	0.4703	-23.2543	1.3922	-25.0940	1.1772	-34.6422
15	0.4674	-23.1183	1.3865	-25.2410	1.1744	-33.7290
20	0.4652	-22.6558	1.3817	-24.3981	1.1748	-32.1012

**Tableau III 6 :** Récapitulatif des coefficients de transmission  $S_{21}$  et leurs amplitudes. Pour  $n = 4$

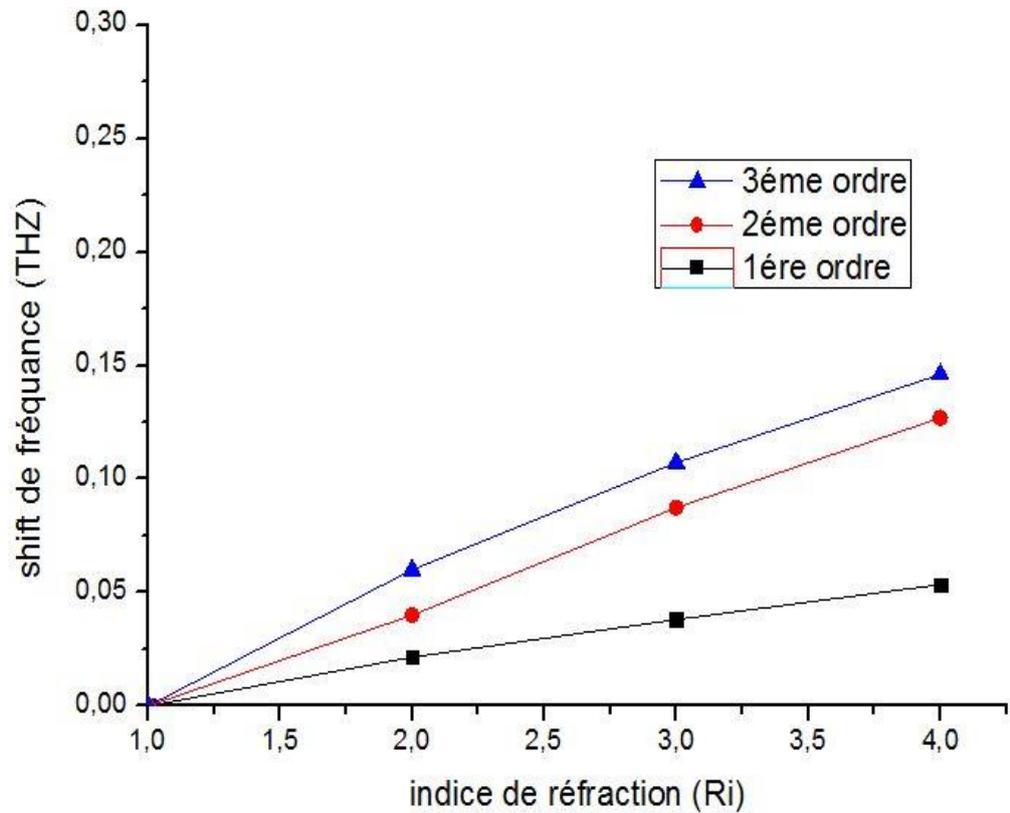
nous avons tracé ce décalage en fonction de l'indice de réfraction. Nous pouvons constater qu'il varie presque linéairement avec  $n$  pour toutes les valeurs de  $d$  choisies.



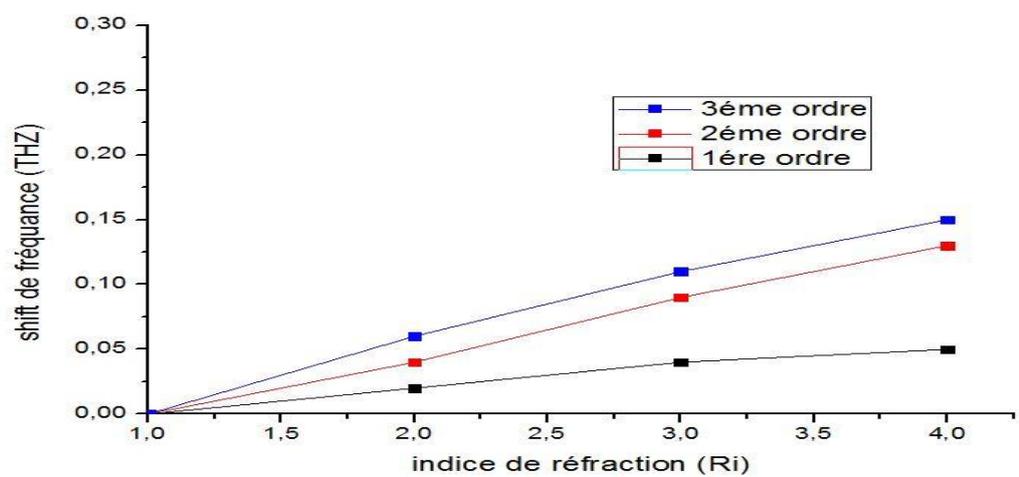
(a)



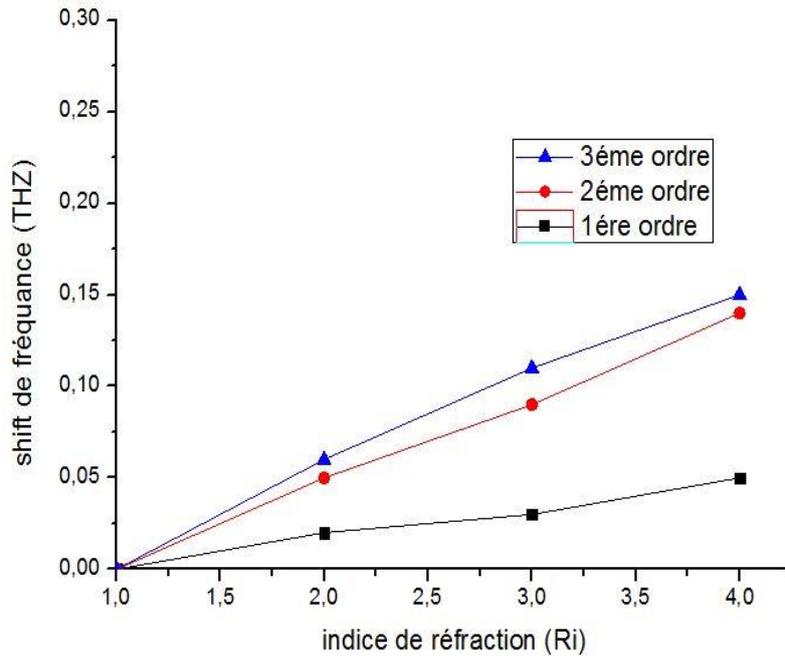
(b)



(c)



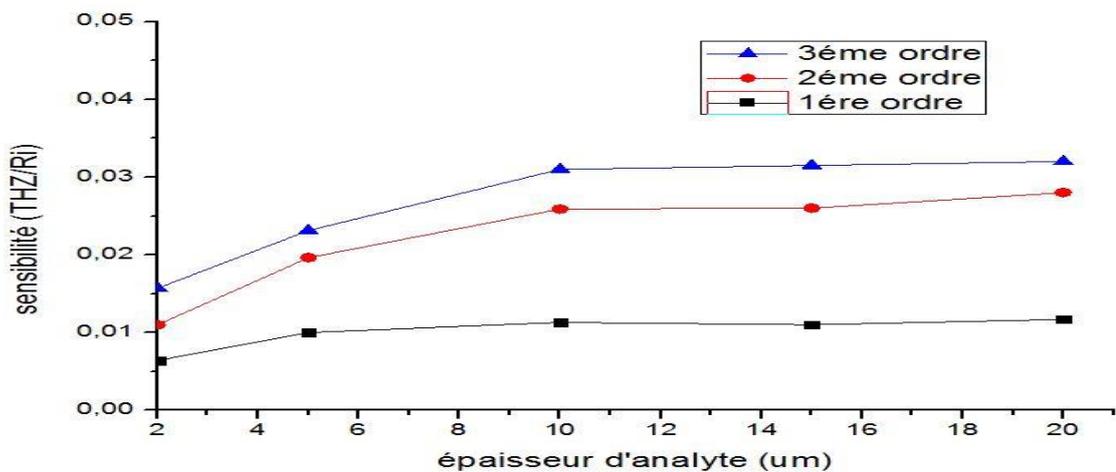
(d)



(e)

**Figure III 8 :** Décalage de la fréquence en fonction de l'indice de réfraction : (a)  $d=2 \mu\text{m}$ , (b)  $d=5 \mu\text{m}$ , (c)  $d=10 \mu\text{m}$ , (d)  $d=15 \mu\text{m}$  et (e)  $d=20 \mu\text{m}$ .

schématise la sensibilité, qui est définie comme étant la pente des droites, pour différents épaisseurs de l'analyte correspondant aux modes de résonance des premier, deuxième et troisième ordres. On remarque d'après la figure, que la sensibilité augmente avec l'augmentation de  $d$  et devient constante quand  $d$  atteint approximativement la valeur  $12 \mu\text{m}$ .

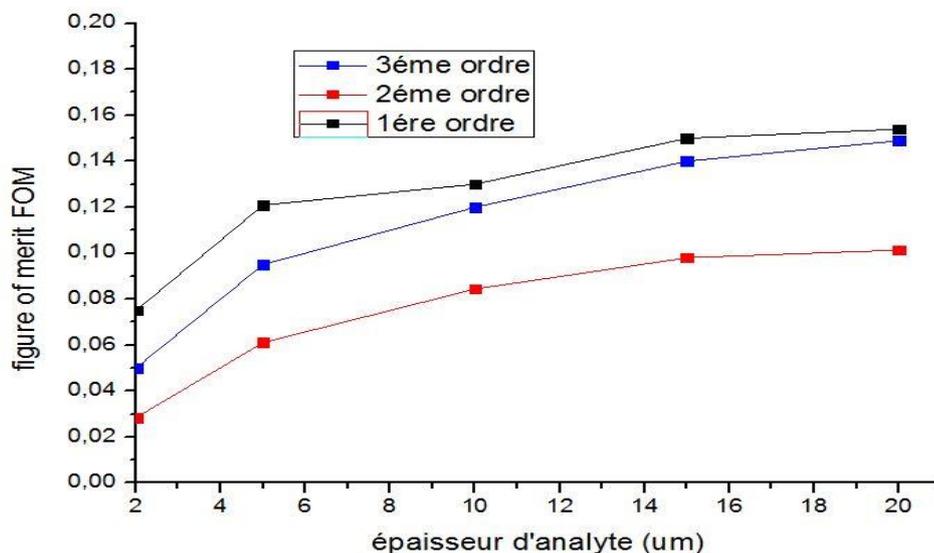


**Figure III 9:** Sensibilité correspondante aux résonances de premier, deuxième et troisième ordres en fonction de différentes épaisseurs de l'analyte

Pour voir l'influence de la polarisation du champ électrique, nous avons analysé le facteur de mérite (FoM) des trois modes de résonance pour différentes valeurs d'épaisseurs du film d'analyte. FoM, qui est défini comme le rapport entre la sensibilité et la largeur totale à la moitié des maxima (FWHM), est représenté sur la figure III.10. On voit que :

- ✓ le facteur de mérite augmente avec l'augmentation de l'épaisseur de la substance à analyser.
- ✓ Les résonances du premier et troisième ordre présentent des valeurs de FoM plus élevées que celles des résonances du deuxième ordre.
- ✓ Ainsi, la polarisation du champ électrique parallèle à l'axe de l'anneau permet une détection meilleure que la polarisation perpendiculaire.
- ✓ En plus, nous observons des valeurs plus élevées de FoM dans le cas des résonances d'ordre impair.

Ceci s'explique par le fait que la modification de la capacité de différents modes de résonance causée par le dépôt des couches d'analyte, affecte considérablement les modes de résonance d'ordre impair que ceux des modes d'ordre pair.



**Figure III 80:** le facteur de mérite (FoM) des trois modes de résonance pour différentes valeurs d'épaisseurs du film d'analyte

### **III. 4 Conclusion**

Dans ce chapitre, nous avons étudié les capacités de détection de couches minces d'un métamatériau térahertz (THz), composé d'un réseau de résonateurs en anneau à fente unique (SRR). La surface supérieure du métamatériau proposé a été recouverte d'une fine couche d'analyte afin d'examiner divers paramètres de détection. La sensibilité et le facteur de mérite (FoM) correspondant à des modes résonant impair et pair sont analysés en fonction de différentes épaisseurs du film d'analyte.

*Conclusion*  
*Générale*

### *Conclusion générale*

Les travaux présentés dans cette thèse s'inscrivent dans le domaine de recherche des métamatériaux électromagnétiques et leur application à des dispositifs terahertz.

La préoccupation croissante dans le monde entier pour limiter les contaminants des produits alimentaires, ainsi que pour fiabiliser les analyses biomédicales a créé un besoin pour le développement des méthodes rapides, sensibles et sûres permettant de détecter des composés biologiques et chimiques divers. À cet effet, les techniques électrochimiques peuvent fournir un outil peu coûteux et sensible, qui a un impact essentiel sur de multiples domaines, notamment le diagnostic précoce de certaines maladies, la surveillance des médicaments et la détection rapide et précise des polluants environnementaux.

Les biocapteurs à base des métamatériaux sont récemment apparus comme une solution adéquate à ces exigences par leur structure résonante qui interagit avec les ondes de sorte à engendrer des réponses inhabituelles, voire non disponibles dans les matériaux naturels.

Les résultats présentés portent plus précisément sur les métamatériaux à indice de réfraction négatif obtenu par le recouvrement de plages fréquentielles de permittivité et de perméabilité effectives négatives.

L'objectif de ce mémoire était d'étudier les capacités de détection de couches minces d'un métamatériau térahertz (THz) composé d'un réseau de résonateurs en anneau à fente unique (SRR). La surface supérieure du métamatériau proposé est recouverte d'une fine couche d'analyte afin d'examiner divers paramètres de détection. Son principe de fonctionnement est basé sur le décalage de la fréquence de résonance dû à l'effet capacitif du résonateur.

Pour commencer nous avons présenté dans le premier chapitre une étude bibliographique sur les biocapteurs généralement et à base des métamatériaux d'une façon particulière, ces derniers présentent des propriétés intrinsèques exceptionnelles de permittivité et perméabilité, différents types de ces biocapteurs ont été présentés précisément les biocapteurs métamatériaux THz qui font l'objet de notre étude.

---

## Conclusion générale

---

Une présentation détaillée de différentes méthodes de modélisation des structures à base de métamatériaux que se soit analytiques ou numériques, ainsi que une étude de ces structures ont été abordé dans le deuxième chapitre.

Dans le dernier chapitre, nous avons analysé la sensibilité et le facteur de mérite (FoM) correspondant aux modes résonant impair et pair en fonction de différentes épaisseurs du film d'analyte. D'après les résultats obtenus par simulation, nous avons constaté que les résonances d'ordre impair présentent des valeurs de FoM plus élevées que celles des résonances d'ordre pair. Ainsi, la polarisation du champ électrique parallèle à l'axe de l'anneau, permet une détection meilleure que la polarisation perpendiculaire. Ceci s'explique par le fait que la modification de la capacité de différents modes de résonance causée par le dépôt des couches d'analyte, affecte considérablement les modes de résonance d'ordre impair que ceux des modes d'ordre pair.

Plusieurs perspectives peuvent être envisagées à partir des travaux de ce travail. Tout d'abord, il paraît intéressant de continuer les recherches sur les structures. Pour valider les résultats simulés, il est important de faire une étude théorique et réaliser les structures proposées afin d'effectuer des mesures sur différentes configurations. Aussi, il reste encore un travail considérable d'analyse et de simulation à effectuer afin de maîtriser les divers modes possibles et les fréquences de coupure en vue d'exploiter au mieux ces structures.

Une telle étude devrait être très utile pour le développement dans un proche avenir de dispositifs de détection à base de métamatériaux, dans d'autres domaines de fréquence.

### *Bibliographies*

- [1] **A.Alves de Araujo**, «conception et réalisation d'un biocapteur à matrice d'électrodes pour la caractérisation de milieux biologique par spectroscopie d'impédance»,thèse de doctorat,université de lorraine,2019.
- [2] Rôle des modes de résonance sur les capteurs à couches minces à base de métamatériaux térahertz 18/06/2021. <https://fr.intermediapub.com/role-resonance-modes-terahertz-metamaterials-based-thin-sensors-580495> 18/06/2021.
- [3] **Christophe vedrine**, « exploitation de signaux biologiques pour la réalisation de capteur Environnementaux Application à la construction d'un biocapteur à micro-algues immobilisées et d'une bioélectrode à enzyme immobilisée», these de doctorat, universite jean monnet, 2003,
- [4] **S.Gmouh**, « étude des métamatériaux et leur application dans les systèmes micro-ondes »,thèse de doctorat, Université Freres Mentouri Constantine,2017.
- [5] **A. Kerm**, « Étude et réalisation d'un biocapteur à base de silicium structuré (Électrochimiquement) », Thèse de Doctorat, Université Abou Bekr Belkaid de Tlemcen, 2014.
- [6]**H.HAMA** « Biocapteur à base d'un Résonateur en anneau fondu complémentaire « CRAF » »,mémoire de master , Université Freres Mentouri Constantine,2015.
- [7] **L.Amroune**, «Effet de la pression sur les propriétés électronique et optiques du composé semiconducteur InAs», mémoire de master, Université Mohamed Boudiaf - M'sila, 2016.
- [8] **F.belkacem. A.beneddif** «modelisation des filtres bases sur nouvelles technologies metamateriaux /SIW»,mémoire de master , l'universite de telemcen.2016 .
- [9] **A.geumari.I.khaldi. M.zobeidi**. «Métamatériaux à indice de réfraction négatif Application aux antennes patch»,mémoire de master, L'Université Echahid Hamma Lakhdar d'El Oued,2016.
- [10] **S. LANNEBERE**, «Etude Théorique de métamatériaux formes de particules diélectriquesrésonantes dans la gamme submillimétrique : Magnétisme artificiel et indice de réfraction négatif»,Thèse doctorat, Université de Bordeaux 1 , 30 Novembre2011.
- [11] **M.Rémi**, « Métamatériaux acoustiques actifs », Thèse doctorat, Université Pierre et Marie Curie - Paris 6,2014.
- [12]**C. Christophe**, « Synthés, assemblage et caractérisation de matériaux plasmoniques pour une application aux métmatériaux », Thèse doctorat, Université de bordeaux, 2014.

- [13] **AMAR Hichem**, «Etude et modélisation d'un capteur haute fréquence pour le contrôle non destructif (CND) », Thèse doctorat, Université Mohamed Khider – Biskra, 2020.
- [14] **Hicham LALJ**, «Conception et caractérisation de filtres et systèmes antennaires reconfigurables chargés par des résonateurs Métamatériaux sub-longueurs d'onde », thèse doctorat, INSA de Rennes 2014.
- [15] **V.G. Veselago**, «The electrodynamics of substances with simultaneously negative values of  $\epsilon$  and  $\mu$ », Soviet physics uspekhi, (1968).
- [16] **shah Nawaz Burokur**, «mise en oeuvre de metamateriaux en vue d'application aux Circuits' micro-ondes et aux antennes», Thèse de Doctorat, universite de nantes, 2005.
- [17] **T. Chen, Suyan Li, h. sun**, «metamaterials application in sensing», ISSN 1424-8220 [www.mdpi.com/journal/sensors](http://www.mdpi.com/journal/sensors). 2012.
- [18] **S. Jagan Mohan Rao, I.Maidul, K.Gagan , P.Bishnu, D. Roy Chowdhury**, «Single split gap resonator based terahertz metamaterials for refractive index sensing» Proc. SPIE 10531, Terahertz, RF, Millimeter, and Submillimeter-Wave Technology and Applications XI, 105311K (23 February 2018); doi: 10.1117/12.2287320
- [19] **N. ROUABEH**, «Modélisation et simulation des antennes RFID à base de métamatériaux», mémoire de Magister, Université Ziane Achour de Djelfa, 2014.
- [20] **A.BOUBAKRI**, « Etude et conception des métalentilles électromagnétiques », thèse de doctorat, Université de Carthage, 2017.
- [21] **A. SENOUDI** «Etude des Propriétés Optiques des Nanostructures Métal Composite par la Méthode des Eléments Finis », thèse de doctorat, L'Université abou bekr belkaid telmcen, 2010.
- [22] **C. Renaud**, « modalisation d'antennes très basses fréquences (VLF/LF) : étude de l'influence de la structure, des composants associés et de l'environnement en vue de leur optimisation », thèse de doctorat, Université de nice-sophia antipolis, 2010.

## ملخص

لقد أظهرنا عددًا استشعار معامل الانكسار باستخدام مواد تيراهيرتز الفوقية المكونة من رنانات ذات فجوة منفصلة. يتم التحقيق بدقة في قدرات الاستشعار الخاصة بأوضاع الرنين الفردية والزوجية. في هذا المخطط ، يتم تغطية السطح العلوي لصفيق المواد الخارقة بطبقة رقيقة من بوليميد يمكن تغيير انكسارها يدويًا. يتم فحص الحساسية والرقم المقابل للجدارة (FoM) للعديد من أوضاع الترتيب الأدنى فيما يتعلق بالسلك المختلف لفيلم البوليميد المطلي. لقد حققنا في توزيعات المجال الكهربائي عند رنينات مختلفة لـ MMs. على الرغم من أننا ركزنا بشكل أساسي على استشعار معامل الانكسار ، إلا أن هذه الدراسة قد تكون مفيدة للغاية لتطوير أجهزة الاستشعار القائمة على المواد الخارقة وأجهزة الاستشعار الحيوية وما إلى ذلك.

### الكلمات المفتاحية:

مادة تيراهيرتز الفوقية ، مرنان الحلقة المنقسمة ، استشعار الأغشية الرقيقة ، هياكل الطول الموجي الفرعي ، تيراهيرتز إشعاع.

## Abstract

We have numerically demonstrated refractive index sensing using terahertz metamaterials comprised of single split gap resonators. Sensing capabilities of odd and even order resonance modes are precisely investigated. In this scheme the top surface of metamaterials array is covered with a thin layer of polyimide whose refractive could be changed manually.

The sensitivity and corresponding figure of merit (FoM) of several lowest order modes are examined with respect to the different thicknesses of the coated polyimide film. We have investigated the electric field distributions at different resonances for the MMs. Although we have mainly focused on refractive index sensing but this study could be extremely useful for the development of metamaterials based sensing devices, bio-sensors etc.

### key words:

Terahertz Metamaterial, Split Ring Resonator, Thin film Sensing, Subwavelength Structures, Terahertz radiation.

## Résumé

Nous avons démontré numériquement la détection de l'indice de réfraction à l'aide de métamatériaux térahertz composés de résonateurs à fente unique. Les capacités de détection des modes de résonance d'ordre impair et pair sont étudiées avec précision. Dans ce schéma, la surface supérieure du réseau de métamatériaux est recouverte d'une fine couche de polyimide dont la réfraction peut être modifiée manuellement.

La sensibilité et le facteur de mérite correspondant (FoM) de plusieurs modes d'ordre le plus bas sont examinés par rapport aux différentes épaisseurs du film de polyimide revêtu. Nous avons étudié les distributions de champ électrique à différentes résonances pour les MM. Bien que nous nous soyons principalement concentrés sur la détection de l'indice de réfraction, cette étude pourrait être extrêmement utile pour le développement de métamatériaux basés sur des dispositifs de détection, des biocapteurs, etc.

### Mots clés :

Métamatériau Térahertz, Résonateur à anneau fendu, Détection à couche mince, Structures sub-longueur d'onde, Térahertz radiation.

