

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEURE  
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

Université Mohamed Boudiaf - M'sila

FACULTE : TECHNOLOGIE  
DEPARTEMENT : ELECTRONIQUE  
N° :



DOMAINE : SCIENCE ET TECHNOLOGIE  
FILIERE : ELECTRONIQUE  
OPTION : MICROELECTRONIQUE

Mémoire présenté pour l'obtention  
du diplôme de Master Académique

Par: \* Mohadi Mohammed elamin  
\* Semati khiereddin

Intitulé

---

*Etude des capteurs optiques label-free pour applications de  
détection biochimique*

---

Soutenu le --/--/2020

Devant le jury:

HOCINI Abdesselam	Président	Univ. M'sila
HARHOUZ Ahlam	Rapporteur	Univ. M'sila
KHEDROUCHE Djamel	Examineur	Univ. M'sila



## إهداء

أهدي هذا العمل إلى من قال فيهما

"واخفض لهما جناح الذل من الرحمة وقل رب ارحمهما كما ربياني صغيرا" سورة الإسراء  
الآية 24.

إلى الوالدين الكريمين حفظهما الله وأطال في عمرهما

إلى الإخوة والأخوات ، إلى كل الأهل والأقارب

إلى جميع الأصدقاء

إلى كل من عرفته من قريب أو بعيد،

إلى من رفعوا رايات العلم والتعليم

أساتذتي الأفاضل،

إلى كل من سقط سهوا من قلبي ولم يسقط من قلبي.

محادي محمد الامين





## إهداء

إلى صاحب السيرة العطرة والفكر المستنير، فلقد كان له الفضل الأول في بلوغي التعليم  
العالي (والذي الحبيب) أطال الله في عمره .

إلى من وضعتني على طريق الحياة وجعلتني رابط الجأش، وراعتني حتى صرت كبيرا

(أمي الغالية) حفظها الله تعالى

إلى إخوتي وأصدقائي، من كان لهم بالغ الأثر في كثير من العقبات والصعاب

إلى جميع أساتذتي الكرام ممن لم يتوانوا عن مد يد العون لي أهدي لكم بحث تخرجي داعيا

المولى عز وجل أن يطيل في أعماركم ويرزقكم بالخيرات وأن يرفع عنا هذا الوباء قريبا

إن شاء الله

سماتي خير الدين



# ***REMERCIEMENTS***

Tout d'abord, nous remercions **ALLAH**, notre créateur de nous avoir donné les forces, la volonté et le courage afin d'accomplir ce modeste travail

Je tiens à remercier particulièrement nos parents ; mon succès demeurée loin le fruit de leurs longues années de sacrifices et de patience

Ainsi, Mes plus chaleureux remerciements vont à **Dr. Ahlam Harhouz**, pour le suivi continué tout le long de la réalisation de ce mémoire et qui n'ont pas cessé de me guider ses conseils et ses expériences scientifiques

Nos remerciements vont aussi, à Prof. **Abdesselam HOCINI** et Prof. **Djamel KHEDROUCHE**, pour avoir accepté d'examiner notre travail en participant au jury de mémoire.

**Riad MOUKHTARI** pour la documentation et les conseils prodigués

*J'exprime ma reconnaissance aux membres de jury pour bien vouloir accepter de présider et examiner ce travail. Nos remerciements s'étendent également à tous, nos enseignants durant les années des études. Enfin, je remercie tous ceux qui ont contribué de près ou de loin, pour Leurs soutiens moraux ou matériels, dans la réalisation de ce projet.*

# Table des matières

Introduction général.....	2
---------------------------	---

## *Chapitre I : Capteurs optiques label-free*

I.1. Introduction .....	5
I.2 Définition générale d'un capteur et de ses grandeurs caractéristiques .....	5
I.2.1 Résolution de mesure $R_m$ .....	6
I.2.2 Etendue ou dynamique de mesure .....	6
I.2.3 Courbe d'étalonnage (ou de calibration par anglicisme) .....	7
I.2.4 Précision .....	7
I.2.5 Sensibilité $S$ .....	8
I.2.6 Limite de détection $LD$ .....	8
I.2.7 Rapidité.....	9
I.2.8 Répétabilité & Reproductibilité.....	9
I.3 Présentation des capteurs optiques à onde évanescente .....	9
I.3.1 Différentes méthodes d'interrogation optique des capteurs .....	10
I.3.2 Rappels de différentes notions d'optique guidée .....	10
I.3.2.a Modes guidés et indice effectif .....	10
I.3.2.b Ondes évanescentes .....	11
I.3.2.c Polarisation TE et TM .....	12
I.3.2.d Décalage de phase induit par la réflexion totale interne .....	13
I.3.3 Techniques de détection optique .....	14
I.3.3.a Détection avec marquage fluorescent .....	14
I.3.3.b Détection sans marquage fluorescent .....	15
I.4 Capteurs optiques label-free pour applications de détection biochimique.....	15
I.4.1 Principe.....	15
a- Détections homogène et surfacique .....	17

b -Transducteurs à guides d'onde optiques non-résonants .....	18
c -Transducteurs à microrésonateurs optiques .....	20
I.4 .2 biocapteurs optiques : état de l’art.....	22
a - Capteurs à résonance plasmon de surface .....	22
b - Capteurs interférométriques .....	24
c - Capteur à résonateurs en anneaux .....	25
d-. Capteurs à cristaux photoniques .....	26
I.5 .Conclusion.....	26

## **Chapitre II : Les Cristaux photoniques pour la bio détection**

II.1 Introduction .....	28
II.2. Généralités sur les cristaux photonique .....	28
II.3. Les type de cristaux photoniques.....	30
II.3.1. Les Cristaux photoniques unidimensionnelle .....	30
II.3.2. Les cristaux photoniques bidimensionnels.....	31
II.3.3. Les Cristaux photoniques tridimensionnels .....	32
II.4.Caractéristiques géométriques et physiques d’un cristal photonique .....	33
II.4.1. Le contraste d’indice $\Delta n$ .....	33
II.4.2. Les périodes.....	33
II.4.3. Le facteur de remplissage f .....	33
II.5 La bande interdite photonique .....	33
II.5.1. zone de Brillouin .....	33
II.5.2. Diagramme de bandes .....	34
II.6. Les type de défauts de cristaux photoniques.....	35
II.6.1. Défauts ponctuels .....	35
II.6.2 Les défauts étendus (Guides d’ondes) .....	36
II.7. Domaines d’application .....	37
II.8. biocapteurs à cristal photonique pour la détection.....	38
II.8.1 Capteur de glucose .....	38
II.8.2 Capteur de protéine à CPs basés RI (réfractive index) .....	39
II.8.3 Capteur biochimique à CPs basés RI (réfractive index) .....	41

II.9. Caractéristiques des biocapteurs .....	42
II.10. Méthodes numérique de modélisation .....	42
II.10.1 La méthode des ondes planes (PWM).....	42
II.10.2 La méthode FDTD .....	43
II.11. Conclusion .....	43

### **Chapitre III : résultats et interprétation**

III.1. Introduction .....	45
III. 2. Présentation de la structure étudiée .....	45
III. 2. 1. Création de la structure proposée .....	46
III. 2. 2. L'étude de la bande interdite.....	49
III. 3. Création de la cavité : Première structure proposée .....	50
III. 4. Optimisation de la structure proposée .....	55
III. 5. Conclusion .....	60
Conclusion général .....	63
Bibliographie	

# Liste des figures

## *Chapitre I : Capteurs optiques label-free*

- Figure I.1** : Schéma fonctionnel d'un biocapteur sans marquage fluorescent à détection spécifique typique .....6
- Figure I. 2** : Schéma d'une courbe d'étalonnage d'un capteur .....7
- Figure I.3** : Echelle des temps de réaction de différents phénomènes. Nous observons que le phénomène de réplication est de l'ordre de  $10^{-3}$ .s [Avec l'aimable autorisation de Malcolm Buckle, Laboratoire de Biologie et Pharmacologie Appliquée (LBPA) de l'ENS Paris-Saclay].9
- Figure I.4** : Simulation d'une onde évanescente après réflexion totale interne réalisée à partir du logiciel Octave et au programme Fieldoctave... .....12
- Figure I.5** : Définition de la polarisation TE (a) et TM (b) pour un dioptre .....13
- Figure I.6** : Réflexion totale interne sur un dioptre plan .....14
- Figure I.7** : – En haut : Détection homogène du changement d'indice de réfraction -En bas : Détection de surface. Les molécules cibles (en rouge) viennent spécifiquement reconnaître les récepteurs (en noir) déposés sur la surface formant une couche modifiant localement l'indice de réfraction.....16
- Figure I.8** : Principe de la détection homogène pour un capteur à onde évanescente.....17
- Figure I.9** : Principe de détection surfacique pour un capteur à onde évanescente .....18
- Figure I.10** : Schéma de la détection du capteur à champ évanescent utilisant un microrésonateur optique : (a) Détection homogène, (b) Détection surfacique.....21
- Figure I.11** : Principe de fonctionnement d'un détecteur à SPR sur un prisme.....23

<b>Figure I.12 :</b> – (a) Représentation schématique d’un interféromètre Mach Zender [28] (b) Représentation schématique d’un interféromètre de Young .....	24
<b>Figure I.13 :</b> Résonateur en anneau en silicium .....	25

## Chapitre II : Les Cristaux photoniques pour la bio détection

<b>Figure II.1.</b> Exemples de représentations schématiques de cristaux photoniques Unidimensionnels(1D),bidimensionnel(2D)et tridimensionnels(3D).....	28
<b>Figure II.2</b> La figure à droite présente l’agrandissement d’une aile de papillon. On voit un arrangement périodique des écailles.....	29
<b>Figure II.3</b> Plume de paon. L’encadre de droite est une image prise au microscope électronique à balayage (MEB) de la coupe d’une barbule verte. La structure de cristal photonique 2D est composée de piliers de mélanine liés par de la kératine ainsi que de trous d’air.....	30
<b>Figure II.4:</b> Cristal photonique unidimensionnel (miroir de Bragg).....	31
<b>Figure II.5:</b> Structures bidimensionnelles : (a) connectée, (b) déconnecté.....	31
<b>Figure II.6:</b> Différentes familles de cristaux photoniques bidimensionnels : (a) réseau carré (b) réseau triangulaire (c) réseau hexagonal (La structure graphite).....	32
<b>Figure II.7:</b> La première structure BIP 3D: la yablonovite. ....	31
<b>Figure II.8:</b> Les périodes d’un cristal photonique unidimensionnel.....	33
<b>Figure II.9:</b> Réseau réel, réciproque, première zone de Brillouin et zone de Brillouin irréductible pour les réseaux 2D (a) carré et (b) triangulaire.....	34
<b>Figure II.10:</b> Représentation des polarisations TE et TM dans un BIP 2D.....	34
<b>Figure II.11:</b> Diagramme de bande d’un BIP 2D en polarisation TM et TE.....	35
<b>FigureII.12:</b> Exemples de défauts ponctuels dans un cristal photonique 2-D : (a) en omettant un seul motif ; (b) en modifiant l’indice de réfraction d’un seul motif ; (c) et (d) en variant le rayon d’un seul motif dans la structure.....	36
<b>FigureII.13:</b> (a) Spectre de transmission d'un CP 2-D avec un motif manquant. (b) Intensité du champ dans la cavité pour $\lambda = 1.67 \mu\text{m}$ .....	36
<b>FigureII.14:</b> Guide d’onde de la structure GaAs dans l’air à motif carrée montrant la distribution du champ $E_y$ autour du défaut en polarisation TE. (a) Rectiligne(b) Courbures à $90^\circ$ (simulée par le logiciel Rsoft).....	37

<b>Figure II.15</b> Images MEB (a) d'un guide d'onde [68] et (b) D'une fibre optique photonique [67] dans des CP 2D .....	38
<b>FigureII.16:</b> Structure du bio capteur de glucose.....	38
<b>Figure II.17:</b> Résultat de la courbe de réponse du capteur en fonction de la concentration de glucose dans l'urine.....	39
<b>Figure II.18:</b> Structure d'un biocapteur à base de cristal photonique 2D a) Vu au microscope électronique d'un cristal photonique sur SOI b) Spectre de transmission pour quatre concentrations de protéine différente (ce qui induit un indice différent).....	40
<b>Figure II.19.</b> (a) Image MEB du capteur, (b) Spectres de transmission du capteur avec infiltration air / eau / éthanol. Une variation de l'indice de réfraction $\Delta n = 0.027$ entre l'eau et l'éthanol donne un changement de spectre bleu de 12.05 nm.....	41

### Chapitre III : résultats et interpretation

<b>Figure III.1:</b> (a) Paramètres de création de la rangée XZ,(b) présentation du réseau .....	46
<b>Figure III. 2 :</b> Arrangements Global.....	47
<b>Figure III. 3 :</b> Le tableau de l'éditeur des symboles.....	47
<b>Figure III. 4:</b> Vérification du profil d'index.....	48
<b>Figure III. 5 :</b> Carte des bandes interdites d'une structure carrée pour les modes.....	49
<b>Figure III. 6 :</b> Carte des bandes interdites pour les deux polarisations dans le cas d'un cristal photonique de trous d'air dans une matrice de constante diélectrique $\epsilon = 11.7$ d'un réseau carré.....	50
<b>Figure III. 7 :</b> (a) Deux cellules de base (b) réseau de base d'unité structurelle (c) Unité structurelle de base (d) Première structure proposée, $a = 0.5 \mu\text{m}$ $r = 0.18\mu\text{m}$ $r_c = 0.1\mu\text{m}$ .....	51
<b>Figure III. 8 :</b> La fenêtre de paramètre de la simulation.....	52
<b>Figure III. 9 :</b> le spectre de transmission pou $r_c = 0.1\mu\text{m}$ et $n_{\text{trou}} = 1$ .....	53
<b>Figure III. 10 :</b> variation de la longueur d'onde de résonance $\lambda_0$ et le facteur de qualité Q avec le changement du rayon central $r_c$ .....	54

<b>Figure III. 11</b> : distribution du champ de la cavité QCP.....	55
<b>Figure III. 12</b> : (a) Unité structurale de base (b) structure de la cavité (c) structure optimisée avec $r=0.18 \mu m$ , $r=0.1 \mu m$ , $w=0.045 \mu m$ .....	55
<b>Figure III. 13</b> : variation de la longueur d'onde de résonance $\lambda_0$ et le facteur de qualité Q avec le changement de la distance w.....	57
<b>Figure III. 14</b> : variation de la sensibilité S avec le changement de la distance w.....	57
<b>Figure III. 15</b> : le spectre de transmission pour $r_C=0.1 \mu m$ et $n_{\text{trou}}=1$ (structure optimisée ; $w=0.045 \mu m$ ).....	58
<b>Figure III. 16</b> : le spectre de transmission pour L'indice de réfraction des trous $n_{\text{trou}}$ varie 1 à 1.01 avec un incrément de 0.002.....	59
<b>Figure III. 17</b> : variation de la longueur d'onde de résonance $\lambda_0$ et de la sensibilité S en fonction du changement le changement de l'indice de réfraction.....	60

# Liste des tableaux

## Chapitre II : Les Cristaux photoniques pour la bio détection

**Tableau II.1:** Résultats obtenus pour le capteur de glucose.....39

## Chapitre III : résultats et interpretation

**Tableau III.1 :** Longueur d'onde de résonance ( $\lambda_0$ ) et le facteur de qualité (Q) en fonction du changement du rayon  $r_c$ .....54

**Tableau III.2 :** Longueur d'onde de résonance ( $\lambda_0$ ) et le facteur de qualité (Q) en fonction du  $w$ .....56

**Tableau III.3 :** Longueur d'onde de résonance ( $\lambda_0$ ) et le facteur de mérites (Q) en fonction du changement du rayon  $r_c$  .....58

# Liste des acronymes

Dans le cadre de ce travail, nous avons utilisé quelques abréviations dont nous rappelons la signification ci-dessous :

$\Delta m$  : la variation du mesurande

**LD** : Limite de détection

$\beta$  : constante de propagation

$\epsilon$  : permittivité

**TM** : transverse électrique, la polarisation magnétique

**TE** : transverse magnétique, la polarisation électrique

**SPR** Résonance plasmon de surface (« Surface Plasmon Resonance »)

**CPs** : Cristaux photoniques.

$\lambda$  : Longueur d'onde

$\lambda_0$  : Longueur d'onde de résonance

$a$  : Période du cristal photonique

$r$  : Rayon du cristal photonique

$n$  : Indice de réfraction.

$n_{\text{eff}}$  : Indice de réfraction effectif

$\Delta n$  : Le contraste d'indice

$f$  : Le facteur de remplissage

*Si* : Silicium

**PCs** : Les cristaux photonique

**CP** : Cristaux Photonique

**ZB** : Zone de Brillouin

**RI** : indice de réfraction.

**BIP** : Bande Interdite Photonique.

**PQC** : photonic quasi-crystal

**CPQ** : Cristaux Photonique quasi-périodique (CPQ)

*Q* : facteur de qualité

*S* : sensibilité du capteur

**FOM** : Facteur de mérites

**PWE** : La méthode de décomposition en onde plane (Plane Wave Expansion)

**FDTD** : Finite Difference in Time Domain

---

---

# *Introduction générale*

---

---

## **Introduction général**

La capacité d'étudier les interactions entre les biomolécules, d'observer l'activité des cellules et de détecter des analytes spécifiquement à partir de fluides corporels, de processus de fabrication ou d'échantillons environnementaux, sont la pierre angulaire de la recherche en sciences de la vie, de la découverte pharmaceutique, du diagnostic médical et de l'assurance de la sécurité des aliments et de l'eau. Ces capacités et bien d'autres sont rendues faisables par la possibilité d'effectuer des analyses biochimiques et cellulaires, qui permettent aux scientifiques de poser des questions : sur l'interaction d'un analyte avec un autre, la force de l'affinité de liaison entre deux protéines, si un composé chimique affecte le taux de prolifération de cellules cancéreuses et concentration d'un bio-marqueur du cancer dans l'échantillon sanguin d'un patient. Répondre à ces exigences est un challenge du développement technologique en raison des analytes biochimiques, qui peuvent inclure des composés avec des poids moléculaires inférieurs à 500 Da, des oligomères d'ADN, des peptides, des enzymes, des anticorps et des particules virales [1]. Ces composés sont extrêmement petits et parfois présents dans un échantillon d'essai à des concentrations comprises entre fg / ml et pg / ml, contenant simultanément des milliers d'autres molécules à des concentrations d'un ordre de grandeur supérieur. D'autres analytes biochimiques de taille plus grande - telles que les bactéries, les germes, les cellules et les amas de cellules - sont moins difficiles à observer si elles peuvent être colorées avec un colorant ou une détecter indirectement via l'utilisation de molécules, appelées marqueurs (ex : la fluorescence). Cependant, une telle détection entraîne généralement à la mort de l'échantillon, ainsi l'empêchant de la possibilité d'étudier une seule classe d'échantillons à plusieurs reprises sur une longue période. [1,2]

Les capteurs utilisant des marqueurs présentent différents inconvénients qui limitent ainsi leur utilisation dans plusieurs domaines. Il est courant d'observer un phénomène de photoblanchiment ou de diminution de la quantité de signal au fur et à mesure de l'analyse (vieillesse). Cela peut s'avérer problématique dans le cas d'une analyse quantitative en temps réel. Le marqueur peut parfois interagir avec d'autres fonctions chimiques présentes dans le milieu analytique, ce qui peut altérer sa fonctionnalité, sa conformation, voire même sa réactivité. Dans le pire des cas, le site actif du marqueur est alors occupé par une autre molécule ce qui entraîne des faux positifs lors de la mesure. Enfin, d'un point de vue pratique, la synthèse et le greffage des marqueurs fluorescents rallongent les temps de procédés pour l'analyse biologique et engendre également des coûts supplémentaires.

De ce fait, afin de s'affranchir de l'utilisation de marqueurs, un autre protocole été développé. Les technologies de détection optique dites « label-free » (sans marqueur) connaissent un réel engouement notamment en raison de leur capacité à analyser directement les interactions moléculaires sans dénaturation [3]. Cela simplifie davantage les protocoles de préparation et permet de réaliser des études cinétiques d'interactions moléculaires en temps réel. Par ailleurs, certains mécanismes de détection sans marqueurs utilisent par exemple la mesure de l'indice de réfraction (IR) induit à la surface du capteur par des interactions moléculaires, mesure qui est directement reliée à la concentration ou la densité de surface, au lieu de la masse totale.[2,3]

Dans ce contexte, de nombreuses structures issues de l'optique intégrée ont été proposées. Notamment, les propriétés optiques remarquables des cristaux photoniques (CPs) ont conduit à la conception de nouveaux capteurs photoniques (label-free) visant des applications dans divers secteurs de la détection biochimique et l'industrie pharmaceutique. C'est dans cette finalité que ce travail de mémoire s'inscrit, en exploitant une étude des capteurs optiques label-free à base des à cristaux photoniques pour détection biochimique à l'aide du logiciel Rsoft CAD.

Dans un premier chapitre, Nous présenterons des notions générales sur les capteurs ainsi que ces grandeurs caractéristiques pour en venir aux capteurs optiques et plus particulièrement aux capteurs optiques dits « **label-free** ».

Dans le deuxième chapitre. Nous commençons par la présentation des notions générales sur les cristaux photoniques. Dans un second temps, nous présentons les capteurs à cristaux photoniques, plus particulièrement les capteurs à CPs basés sur le changement d'indice de réfraction (RI), ainsi que les conditions d'utilisation des cristaux photoniques pour des applications de détection.

Le troisième chapitre sera consacré à l'étude et la conception des biocapteurs à indice de réfraction (RI) à base de cristaux photoniques quasi périodiques.

---

---

# *Chapitre I*

## *Capteurs optiques label-free*

---

---

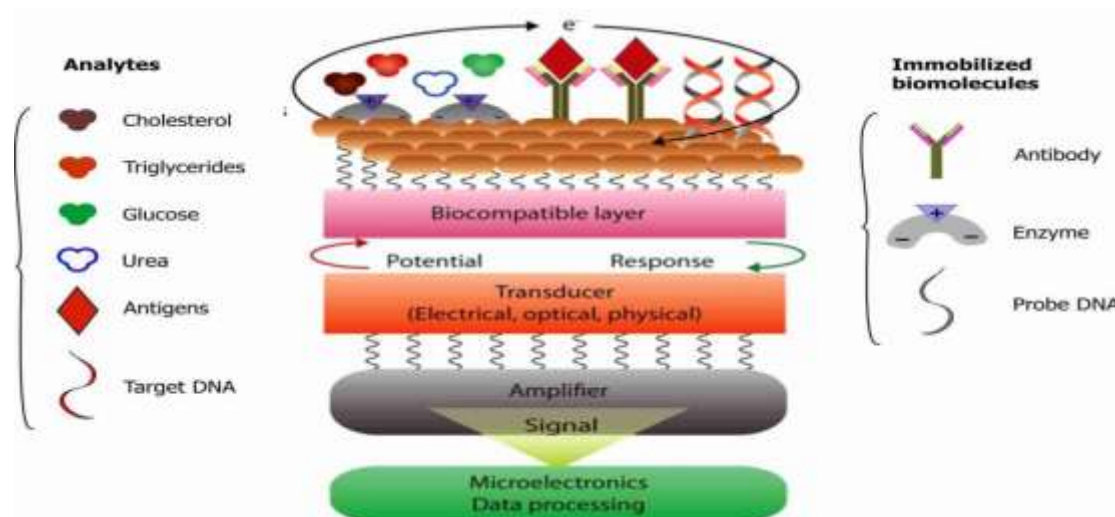
## I.1 Introduction :

Depuis quelques années, les capteurs optiques ont connu un réel développement en raison de l'augmentation du nombre d'applications de détection dans les plusieurs domaines. Ces capteurs basés sur l'utilisation de micro résonateurs optiques comme transducteurs physiques font l'objet de nombreuses recherches. L'échantillon à analyser (analyse) est en solution liquide et en contact avec la surface du transducteur. Le mécanisme de la détection est basé sur l'interaction entre le champ évanescent de la lumière guidée dans le transducteur et l'analyte qui se trouve très près de la surface de ce dernier. Ce mode de détection est très sensible grâce au caractère résonant des micros résonateurs optiques. Il permet donc de détecter une très faible concentration d'analyse tout en utilisant un transducteur de très faible dimension. La qualité du signal de détection n'est pas affectée par la faible quantité d'analyse introduite dans le capteur car le signal est proportionnel à la concentration volumique ou à la densité surfacique d'analyse immobilisé sur la surface de transducteur (ici un micro résonateur optique) et non pas à la quantité totale d'analyse utilisée. Cet avantage permet d'utiliser une très faible quantité d'échantillon et on peut descendre à des volumes de l'ordre du nano litre voire du femto litre.

Dans ce chapitre, Nous présenterons des notions générales sur les capteurs ainsi que ces grandeurs caractéristiques pour en venir aux capteurs optiques et plus particulièrement aux capteurs optiques dits « **label-free** ».

## I.2 Définition générale d'un capteur et de ses grandeurs caractéristiques :

Un transducteur est un dispositif qui délivre une **grandeur physique mesurable** (signal électrique, optique) à partir d'une grandeur physique que l'on souhaite mesurer (position spatiale, vitesse, force, pression, indice de réfraction par exemple). Le capteur est généralement composé d'un ou de plusieurs **transducteurs**, qui convertissent une grandeur physique en une autre, ainsi que d'un **conditionneur**, qui transforme le signal de sortie du transducteur en signal électrique. Ce capteur est généralement intégré à un instrument de mesure qui affiche ou stocke les données. Cet instrument est conçu pour prélever, parmi un ensemble d'évènements possibles, un événement particulier, l'information, qui s'inscrit sur un support physique, le signal. Cette information peut être logique (deux états opposés), numérique (valeurs discrètes) ou analogique (valeurs continues). Sur la Figure I.1 est représenté un schéma fonctionnel d'un biocapteur typique sans marquage fluorescent à détection spécifique dans lequel on distingue clairement les différentes « couches » fonctionnelles (fonctionnalisation de la surface du transducteur, transducteur physique et sa chaîne de conditionneurs [4])



**Figure I.1 : Schéma fonctionnel d'un biocapteur sans marquage fluorescent à détection spécifique typique [4].**

L'utilisation d'un capteur nécessite un étalonnage pour connaître les incertitudes de mesure et la fonction de transfert entre la grandeur à mesurer (mesurande, par exemple un indice de réfraction) à la grandeur exploitable (signal électrique par exemple). Différents paramètres permettent de caractériser un capteur : étendue de mesure, résolution, courbe d'étalonnage, linéarité du capteur, temps de réponse, sensibilité, limite de détection. Ceux-ci se retrouvent dans le certificat d'étalonnage fourni avec le capteur. Nous énumérons ci-après les paramètres qui nous ont semblé les plus importants pour caractériser un capteur.

### **I.2.1 Résolution de mesure $R_m$ :**

Elle correspond à la plus petite variation de la grandeur en sortie détectable par le capteur et son instrument associé, pour une certaine **probabilité** que cette variation ne soit pas du bruit. La résolution de mesure tient compte d'un intervalle de confiance. Il est à noter que **la résolution de mesure dépend** non seulement du **transducteur** mais également de **l'ensemble de l'instrument de mesure** pouvant générer du bruit (par exemple la source optique, les photo-détecteurs, la stabilisation thermique du transducteur, l'acquisition de données).

### **I.2.2 Etendue ou dynamique de mesure :**

Elle correspond à la valeur absolue de la différence entre les valeurs extrêmes d'un intervalle de mesure pour des spécifications données (spécifications de résolution par exemple). Il peut s'agir de la plage de la quantité de mesurande qu'un capteur est capable de détecter, en

tenant compte des modifications éventuelles de ses performances en présence de saturation de la détection.

### I.2.3 Courbe d'étalonnage (ou de calibration par anglicisme) :

Elle définit la relation entre grandeur d'entrée et grandeur de sortie du capteur. C'est une courbe en régime permanent qui ne donne pas d'informations sur les caractéristiques transitoires du capteur. Il peut s'agir d'une courbe qui lie la concentration injectée dans un capteur à la grandeur physique en sortie, comme une intensité optique dans le cas d'un capteur optique par exemple (Figure I.2).

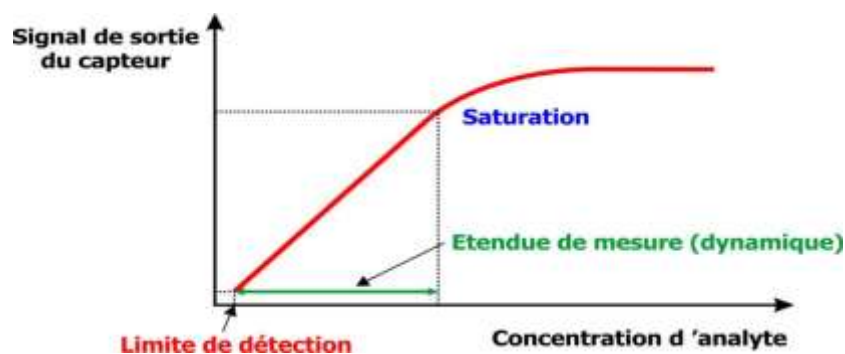


Figure I. 2 : Schéma d'une courbe d'étalonnage d'un capteur [5] .

### I.2.4 Précision :

La précision est un terme assez difficile à définir. Il est plus aisé de parler d'imprécision liée aux erreurs de mesure. On distingue deux types d'erreurs de mesure : les erreurs systématiques et les erreurs aléatoires.

Les **erreurs systématiques** sont liées à une autre quantité mesurable et peuvent donc être corrigées par un étalonnage de l'instrument de mesure ou par un contrôle des conditions environnementales.

Les **erreurs aléatoires** sont dues aux bruits de mesure, de différentes natures et à différents endroits du transducteur et de l'instrument de mesure : **bruit thermique** (dans la fluctuation thermique de la position de la raie de résonance du micro-résonateur [6] et dans les circuits électroniques, généré par l'agitation thermique des porteurs de charge), **bruit quantique ou de grenaille** (shot noise en anglais, discontinuité du courant électrique lié à sa nature électronique), **bruit du laser** (en intensité) pour n'en citer que trois sur une longue liste.

Pour quantifier ces erreurs, on préférera le terme **incertitudes** (de mesure), proportionnelles à l'écart-type.

### I.2.5 Sensibilité S :

La sensibilité  $S$  détermine l'évolution de la grandeur de sortie  $\Delta s$  en fonction de la grandeur d'entrée  $\Delta m$  de mesurande correspondant à une valeur donnée de mesure sur la courbe d'étalonnage. Elle est définie comme étant :

$$S = \frac{\Delta s}{\Delta m} \quad (\text{I.1})$$

Elle correspond à la pente de la tangente à la courbe d'étalonnage en un point donné. Dans le cas d'un capteur dont la courbe d'étalonnage est linéaire, la sensibilité est égale à la pente de la droite et est donc constante quelle que soit la valeur de la grandeur en entrée. Cette grandeur, indépendante du bruit de mesure, est une **grandeur intrinsèque au transducteur**.

### I.2.6 Limite de détection LD :

Elle correspond à la plus petite variation de mesurande détectable par le capteur, pour une certaine probabilité que cette variation ne soit pas du bruit. La limite de détection, tout comme la résolution, est liée à la rapidité de la mesure. La limite de détection est le rapport entre résolution de mesure et sensibilité :

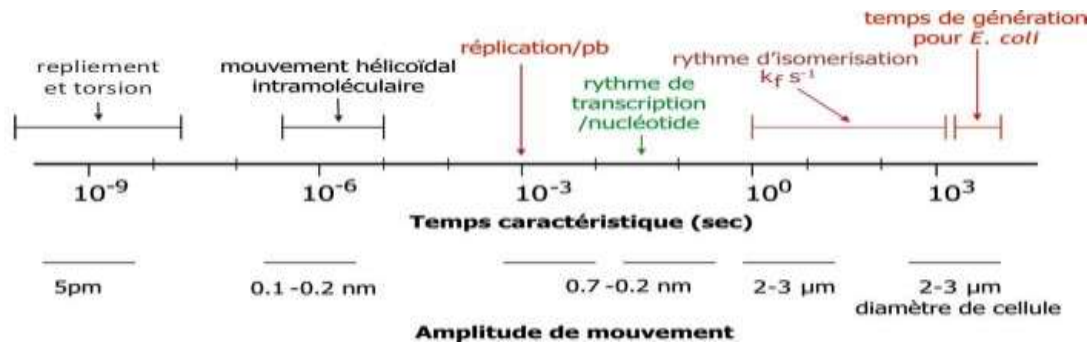
$$LD = \frac{R_m}{S} \quad (\text{I.2})$$

La limite de détection est donc un paramètre clef pour évaluer la performance de l'instrument de mesure et la comparer à celle d'autres instruments de mesure. Comme la résolution de mesure, la valeur de la limite de détection tient compte d'un intervalle de confiance.

Pour comparer de façon complète les performances de différents micro-résonateurs, la limite de détection doit être **associée au temps d'analyse**, c'est-à-dire la rapidité avec laquelle le micro-résonateur traduit un stimulus (le mesurande) et l'instrument de mesure le traite pour en dégager l'information recherchée (par exemple une concentration). En effet, en traitant le signal, il est possible d'améliorer la résolution du système, et donc la limite de détection, au détriment du temps d'analyse de l'instrument de mesure.

### I.2.7 Rapidité :

La rapidité définit la capacité d'un capteur ou un instrument de mesure à suivre les variations temporelles du mesurande. Ce paramètre est très important et ciblera les applications possibles du capteur. Par exemple, en biologie moléculaire, les temps de réaction sont très divers (Figure I.3) et pour pouvoir suivre la réplication de l'ADN par exemple, il faut un temps de réponse intrinsèque [7] du capteur inférieur à la milliseconde.



**Figure I.3 : Echelle des temps de réaction de différents phénomènes. Nous observons que le phénomène de réplication est de l'ordre de  $10^{-3}$  s [Avec l'aimable autorisation de Malcolm Buckle, Laboratoire de Biologie et Pharmacologie Appliquée (LBPA) de l'ENS Paris-Saclay]**

### I.2.8 Répétabilité & Reproductibilité :

La répétabilité et la reproductibilité caractérisent chacune la capacité d'un système à minimiser la variation aléatoire des résultats de mesure. La distinction entre ces deux grandeurs réside dans les conditions de mesure de ces variations. Alors que la répétabilité mesure la variation des résultats d'une série de mesures dans les mêmes conditions et avec le même système (instrument de mesure), la reproductibilité mesure, quant à elle, la variation des résultats de plusieurs séries de mesures en modifiant une seule condition (observateur, instrument de mesure, méthode de mesure, principe de mesure).

### I.3 Présentation des capteurs optiques à onde évanescente :

Le choix du capteur est crucial pour la détection. Il doit être le plus possible isolé ou insensible aux perturbations externes (pression, température, champ électromagnétique). L'exploitation de la lumière comme support physique de l'information, l'électricité, offre des possibilités de mesure dans des endroits à risque ou présentant de fortes perturbations

électromagnétiques basses fréquences [8], ce qui peut donc permettre de déporter certains éléments, par exemple le photo-détecteur convertissant le signal optique en signal électrique, du lieu de mesure en utilisant de la fibre optique par exemple [9].

### **I.3.1 Différentes méthodes d'interrogation optique des capteurs :**

Les capteurs optiques peuvent détecter différentes grandeurs physiques (pression, humidité, position spatiale, accélération, vitesse, température, rotation, détection de fluides, gaz, espèces (biochimiques). L'onde lumineuse contient différents supports d'informations tels que l'amplitude, l'intensité, la polarisation, la phase, la fréquence ou la longueur d'onde qui peuvent être exploitées pour concevoir un capteur optique. Différentes méthodes d'interrogation optique de la réponse du capteur, adaptées à différents types de transduction, ont été utilisées afin d'optimiser les performances du capteur. Nous pouvons citer trois méthodes d'interrogation optique typiques :

- La mesure de la **variation de l'amplitude ou de l'intensité lumineuse** [9–10] entre l'entrée et la sortie d'un capteur, relative à une perturbation sur le capteur.
- La mesure de la **variation de phase** générée par la présence d'une perturbation sur l'un des bras d'un interféromètre provoque une altération de la vitesse de phase de l'onde dans ce bras et ainsi une variation de phase entre les deux bras de l'interféromètre [11].
- La mesure de la variation de la phase d'une onde lumineuse guidée dans un micro-résonateur peut être provoquée par l'interaction avec un analyte comme dans le cas de notre capteur opto-fluidique [12–7].
- l'interrogation simultanée de la variation de l'amplitude et de la phase d'une onde guidée dans un guide d'onde pour en extraire l'information de l'analyte, par exemple par la méthode d'interférométrie optique à source de faible cohérence [7].

### **I.3.2 Rappels de différentes notions d'optique guidée :**

Avant de présenter les micro-résonateurs optiques polymères en guide d'onde, il est important de rappeler quelques notions d'optique guidée.

#### ***I.3.2.a Modes guidés et indice effectif :***

La propagation de l'onde optique guidée dans le guide d'onde est spécifique et conditionnée par la structure du guide d'onde, à savoir son profil d'indice, sa dimension et sa

géométrie. Il existe donc, selon différentes structures de guide d'onde, différents **modes** de propagation.

On parle alors de modes guidés et de guides monomodes ou multimodes. Un **mode guidé** est défini comme étant une distribution transverse de l'onde optique dont les profils d'amplitude et de polarisation restent constants le long de la direction de propagation [5–7]. Ces modes sont caractérisés par une **constante de propagation  $\beta$**  propre au mode. La constante de propagation  $\beta$  représente le taux de **variation de la phase d'un mode** guidé par unité de longueur de propagation. Si la distance de propagation d'un mode dans un guide d'onde optique est  $z$  et sa phase est  $\varnothing(t,z)$ , la constante de propagation du mode s'exprime:  $\beta = \partial\varnothing/\partial z$ . Nous observons donc un lien direct entre la constante de propagation d'un mode et sa vitesse de phase. Le guide d'onde optique est un milieu optique spatialement inhomogène dont les caractéristiques sont imposées par sa structure.

Comme indiqué précédemment, la constante de propagation d'un mode dépend de la structure du guide d'onde optique dans lequel il est propagé. Etant donné que l'indice d'un milieu optique est défini comme le rapport entre la constante de propagation de l'onde optique se propageant dans ce milieu et celle dans le vide ( $k = 2\pi/\lambda$ , où  $\lambda$  est la longueur d'onde optique dans le vide), le guide d'onde optique possède également son indice propre qui est **l'indice effectif du mode guidé**. La constante de propagation  $\beta$  et l'indice effectif du mode guidé  $n_{eff}$  sont liés par la définition :

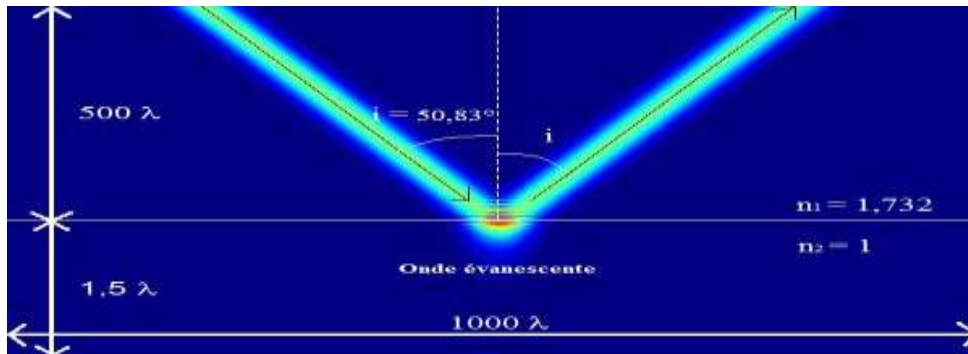
$$\beta = \frac{2\pi}{\lambda} n_{eff} = Kn_{eff} \quad (I.3)$$

Rappelons que l'indice effectif du mode guidé est propre à ce mode et dépend de la structure du guide. Lorsque le mode change, son indice effectif change aussi. Les indices effectifs des modes guidés peuvent être calculés par différentes méthodes (par exemple, la méthode des indices effectifs).

### ***1.3.2.b Ondes évanescentes :***

Lors de la réflexion totale interne de l'onde sur les parois du guide d'onde, celle-ci est réfléchi dans le guide mais une partie de l'amplitude de l'onde électromagnétique pénètre dans le milieu extérieur, c'est l'onde évanescente (Figure I.4). Cette onde est créée hors du guide et son amplitude diminue exponentiellement à mesure qu'elle s'éloigne dans le milieu environnant (d'indice de réfraction  $n_2$  sur la figure). La profondeur de pénétration de cette onde évanescente

dans le milieu moins dense dépend de la structure du dioptre optique et de la longueur d'onde, elle peut varier entre une centaine de nanomètres jusqu'au micromètre.



**Figure I.4 : Simulation d'une onde évanescente après réflexion totale interne réalisée à partir du logiciel Octave et au programme Fieldoctave [13].**

- **On observe** la propagation et la diminution exponentielle de l'onde dans le milieu environnant caractérisé par un indice de réfraction  $n_2$ .
- **On observe** également un léger effet de Goos-Hänchen phénomène optique dans lequel une lumière polarisée linéairement subit un décalage latéral après réflexion totale interne.

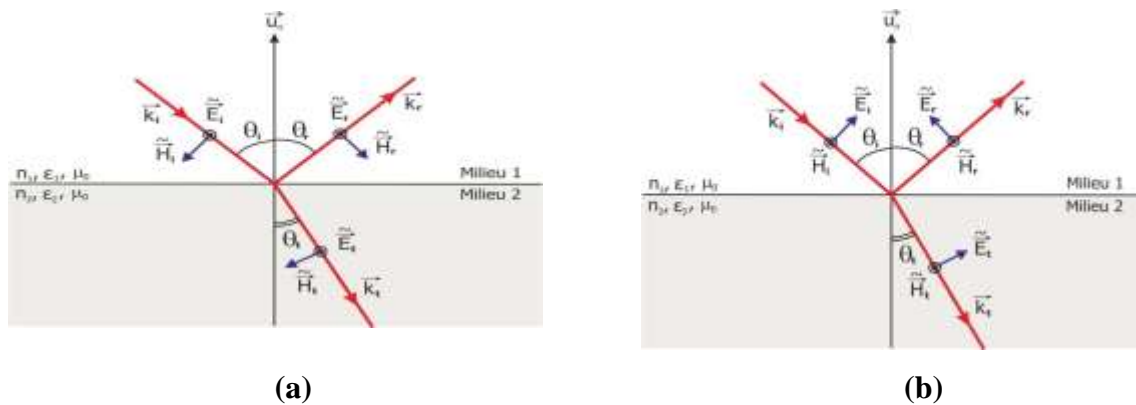
L'origine physique de l'onde évanescente en optique réside dans la nécessaire continuité des champs électromagnétiques à l'interface de différents milieux optiques. L'onde évanescente est une onde surfacique. Et si l'onde incidente sur le dioptre se déplace le long de l'interface (comme dans le cas d'un guide d'onde optique) suivant la direction de propagation dans le guide, l'onde évanescente se propage suivant la même direction et à la même vitesse de phase que l'onde incidente.

### ***1.3.2.c Polarisations TE et TM :***

Pour une onde électromagnétique, les champs électrique et magnétique oscillent dans des directions différentes. La polarisation de la lumière décrit, par convention, la vibration du champ électrique. Si ce champ oscille dans une seule direction, on parle de **polarisation rectiligne**.

Pour un dioptre plan, on définit deux polarisations rectilignes orthogonales entre elles, les polarisations transverse électrique (TE) et transverse magnétique (TM). La polarisation TE présente un champ électrique perpendiculaire au plan d'incidence (Figure I.5 (a)) et la

polarisation TM un champ électrique parallèle au plan d'incidence (Figure I.5 (b)). Dans un milieu isotrope non confiné, les indices correspondants aux polarisations TE et TM sont identiques. Si le matériau concerné présente une anisotropie d'indice, de par sa structure (cristalline par exemple) ou à la suite de contraintes exercées sur le matériau selon un axe particulier la réponse optique n'est pas la même selon les polarisations TE ou TM (biréfringence).



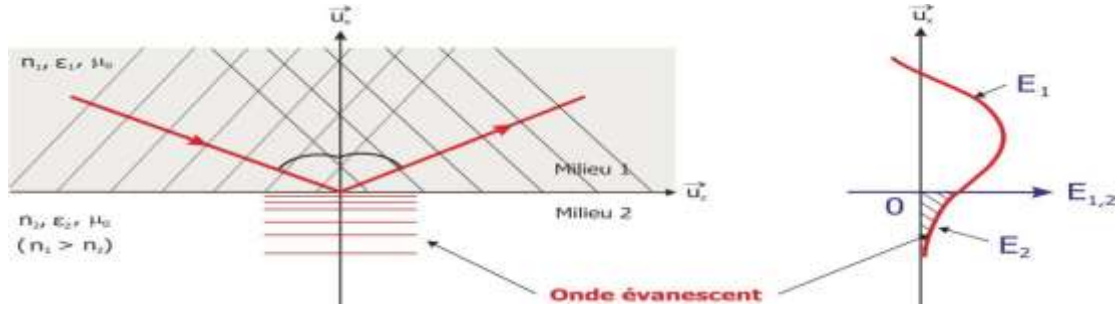
**Figure I.5 : Définition de la polarisation TE (a) et TM (b) pour un dioptre plan (d'après [5]).**

#### ***1.3.2.d Décalage de phase induit par la réflexion totale interne [11,7]:***

La réflexion totale interne produit un décalage de phase entre l'onde réfléchie et incidente. L'expression de ce décalage de phase peut s'exprimer grâce aux équations de Fresnel à la fois en polarisation TE et TM. Le décalage de phase après réflexion dépend donc de la polarisation, de l'angle d'incidence ainsi que de l'indice de réfraction du matériau sur lequel l'onde se réfléchit. L'onde réfléchie, au travers de ce décalage de phase, porte donc une information sur le milieu environnant le guide. Pour une onde polarisée perpendiculairement au plan d'incidence (onde TE) par exemple, et un angle d'incidence supérieur à  $\theta_c$  (réflexion totale interne), nous avons alors l'expression du coefficient de réflexion en amplitude  $r_{TE}$  qui s'exprime comme suit :

$$r_{TE} = \frac{n_1 \sin(\theta) + j \sqrt{n_1^2 \cos^2(\theta) - n_2^2}}{n_1 \sin(\theta) - j \sqrt{n_1^2 \cos^2(\theta) - n_2^2}}$$

Figure I.6 : Réflexion totale interne sur un dioptré plan (d'après [5])



La réflexion étant totale,  $|r_{TE}| = 1$ , et la puissance transmise dans le milieu d'indice  $n_2$  est nulle. Il n'y a donc pas de puissance perdue dans l'onde évanescente. Le coefficient complexe  $r_{TE}$  peut être exprimé sous la forme  $r_{TE} = e^{-j\varphi_{TE}}$  où  $\varphi_{TE}$  est le décalage de phase après la réflexion. Nous avons alors :

$$\varphi_{TE} = -2 \arctan \frac{\sqrt{n_1^2 \cos^2(\theta) - n_2^2}}{n_1 \sin(\theta)}$$

Après réflexion totale interne, le décalage de phase et donc la vitesse de phase du mode de l'onde guidé, sa constante de propagation et son indice effectif dépendent également de l'indice  $n_2$  du milieu environnant. Nous avons une expression similaire mais non identique pour une onde polarisée TM.

### I.3.3 Techniques de détection optique :

Pour les capteurs optiques dont le transducteur consiste à convertir un mesurande en signal optique, on peut séparer en deux groupes les techniques optiques de détection : techniques optiques avec marquage fluorescent et sans marquage fluorescent.

#### I.3.3.a Détection avec marquage fluorescent :

La détection par fluorescence consiste à accrocher un marqueur fluorescent, le fluorophore ou fluorochrome, sur la molécule à détecter. Ce marqueur absorbe l'onde excitatrice provenant d'une source ultra-violette (UV) ou visible et la restitue, à une autre longueur d'onde (onde émise). L'analyse de cette émission, due à la fluorescence, permet de quantifier la concentration de molécules sur une surface. La limite de détection de ces systèmes peut atteindre quelques centaines de fg/mL (100 fg/mL dans [14] et [15] pour détecter

respectivement des anticorps monoclonales de souris et des anticorps anti-PSA). Cette détection présente cependant quelques inconvénients :

- la nécessité d'utiliser un montage de fluorescence, avec des filtres de séparation des lumières d'émission et d'excitation. Ce type de montage est coûteux et ne se prête pas à la détection sur le terrain. Néanmoins, un capteur à fluorescence récemment développé, associant la microfluidique à des fibres optiques, permet de constituer un capteur transportable pour des mesures in-situ [16] .
- la modification de la structure de la molécule à étudier lorsque celle-ci est fonctionnalisée par un marqueur fluorescent (méthode invasive).
- la présence de substances parasites qui diminuent l'intensité de fluorescence (phénomène de **quenching**) ou fluorescent elles-mêmes, créant un bruit de fond important. Des substances parasites peuvent également altérer l'intensité de l'émission des marqueurs fluorescents par réaction photochimique lors de l'exposition lumineuse (phénomène de **photoblanchiment**). Ces interactions parasites peuvent également contribuer à la **dénaturation** de la molécule à étudier.

#### ***1.3.3.b Détection sans marquage fluorescent (label-free sensor) :***

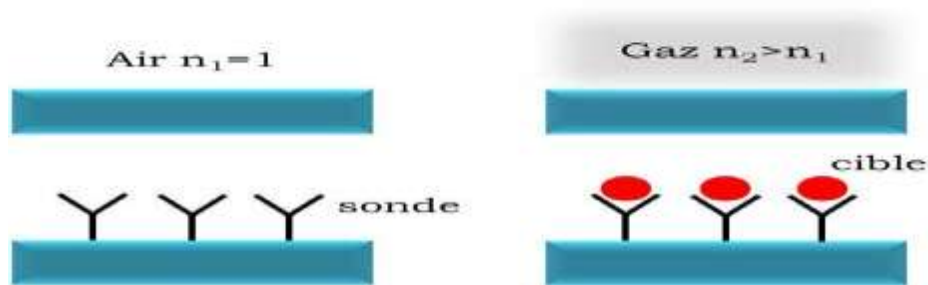
Les capteurs sans marquage fluorescent, contrairement aux méthodes présentées dans le paragraphe précédent, présentent l'avantage important de pouvoir étudier la molécule non modifiée. Différentes méthodes de détection sans marqueurs fluorescents sont déjà industrialisées comme la résonance de plasmon de surface (SPR et SPRI) avec des limites de détection de l'ordre de quelques pg/mL (par exemple, A. Naimushin et al. [17] ont annoncé une limite de détection d'entérotoxine de staphylocoques dorés de 2,8 pg/mL). Récemment, l'utilisation de microrésonateurs optiques comme transducteurs dans les capteurs optiques sans marquage fluorescent a été très bien développée [18,19,20,21,11]. L'avantage de cette méthode réside dans la possibilité de détecter une molécule cible dans son état naturel, sans aucune altération par le greffage de fluorophore sur celle-ci. D'autre part, la méthode de détection sans marquage fluorescent est l'unique méthode permettant un suivi quantitatif en temps réel de mesure cinétique d'une réaction (biochimique) [18] . Comme présenté dans la partie suivante, certains capteurs optiques sans marquage fluorescent utilisent le mécanisme de détection par la mesure de variation d'indice de réfraction optique de l'analyte induite par interaction moléculaire, qui est directement liée à la concentration volumique ou à la densité

surfacique moléculaire et non pas à la quantité totale de molécule cible comme dans la méthode de fluorescence [11] .

## 1.4 Capteurs optiques label-free pour applications de détection biochimique :

### 1.4.1 Principe :

Le principe général de détection optique label-free repose sur le changement d'une des propriétés de la lumière lorsque celle-ci est en contact avec l'élément d'intérêt. Il existe pour cela différentes méthodes de détection comme celles exploitant des effets :



**Figure I.7 : – En haut : Détection homogène du changement d'indice de réfraction - En bas : Détection de surface. Les molécules cibles (en rouge) viennent spécifiquement reconnaître les récepteurs (en noir) déposés sur la surface formant une couche modifiant localement l'inde de réfraction.**

De changement d'indice de réfraction, de propriété d'absorbance ou de non-linéarité. Par la suite nous nous intéresserons seulement à la détection basée sur le changement d'indice.

Le principe d'une telle détection consiste à mesurer la variation d'indice de réfraction du milieu analytique environnant interagissant à l'interface avec le champ électromagnétique évanescent. Dans la majorité des cas, le champ électromagnétique est concentré dans le milieu d'indice le plus élevé et décroît exponentiellement à partir de l'interface entre le capteur et le milieu environnant sur une longueur allant jusqu'à quelques centaines de nanomètres.

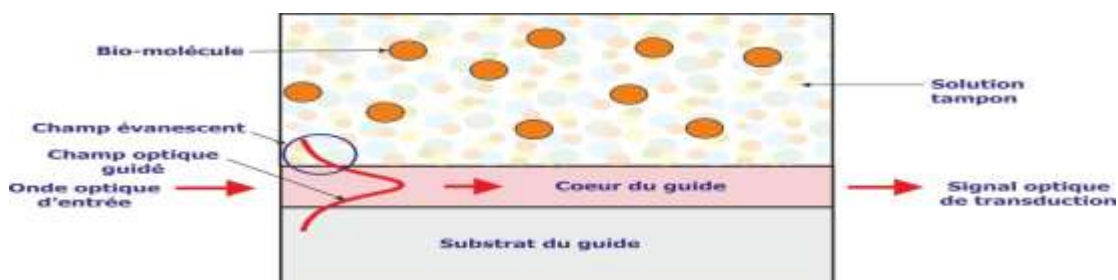
On distingue deux catégories de biocapteurs dont le principe est présenté schématiquement sur la (figure I.7).

La première catégorie concerne les capteurs capables de mesurer le changement d'indice de réfraction global lorsque celui-ci est mis en contact avec un milieu environnant (gaz ou liquide). C'est le principe des réfractomètres par exemple. Dans la mesure où le champ est

très intense à l'interface du capteur, une réponse de surface peut se superposer au changement d'indice de réfraction global : il s'agit de la deuxième catégorie de capteurs. Ils sont capables de mesurer le changement d'indice de réfraction induit par une reconnaissance moléculaire de surface. Idéalement, les molécules détectées seront donc seulement celles se trouvant dans le domaine où le champ est localisé. Pour que cette reconnaissance soit spécifique à un seul type de molécules, il est possible de fonctionnaliser la surface avec des molécules de bio-reconnaissance (sonde). Ainsi, lorsque le capteur est mis en contact dans le milieu analytique, les molécules cibles vont venir progressivement se lier à la surface fonctionnalisée du capteur et remplacer le milieu environnant. De ce fait, à une augmentation de l'indice optique global s'ajoute une variation locale de l'indice à la surface du capteur due à la reconnaissance moléculaire. Cette variation de l'indice de réfraction peut alors être interprétée comme signal de transduction, dont la forme sera directement conditionnée par la concentration de la molécule cible à détecter. Les autres molécules présentes dans le milieu n'étant pas spécifiques aux récepteurs sondes, elles se trouvent hors du domaine d'interaction du champ et n'induiront pas de modification de l'indice à la surface.

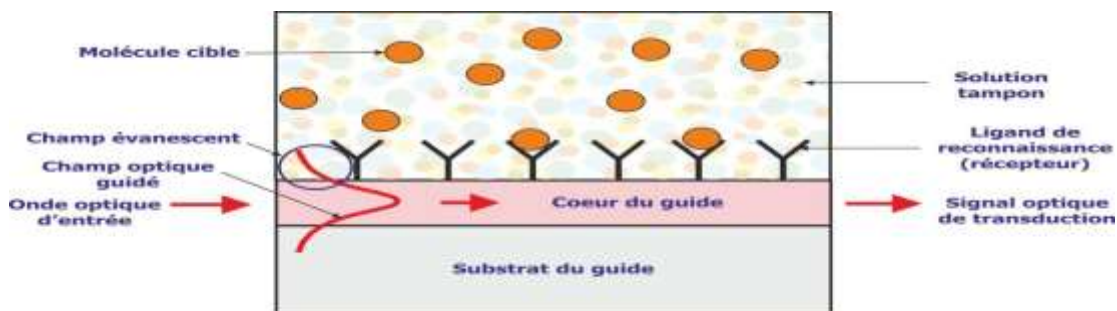
*a. Détections homogène et surfacique :*

En **détection homogène**, on immerge le transducteur dans une solution à étudier (Figure I.8). Les **molécules présentes dans la solution** modifient l'indice de réfraction de la couche de confinement supérieure (superstrat) du transducteur, qui est ici un guide d'onde optique. Ce changement d'indice modifie l'indice effectif du mode guidé, lié à l'indice du superstrat, et induit donc une modification des paramètres caractéristiques (intensité, phase) du signal de transduction à la sortie du guide. En mesurant précisément cette modification caractéristique on peut remonter à la quantité de molécules cibles dans la solution via la courbe d'étalonnage du capteur.



**Figure I.8 : Principe de la détection homogène pour un capteur à onde évanescente.**

En **détection surfacique**, la surface du micro résonateur est fonctionnalisée un **ligand de reconnaissance** (ou **récepteur**) spécifique à une molécule cible est greffé sur la surface du micro résonateur (Figure I.9). Lors de l'injection de la solution à étudier, la molécule cible s'attache sur le ligand via une réaction chimique spécifique. Les molécules immobilisées (détection surfacique) sur la surface du transducteur et celles présentes en solution (détection homogène) modifient l'indice effectif du mode guidé et induisent donc une modification de paramètres caractéristiques (intensité, phase) du signal de transduction à la sortie du guide d'onde optique. Après rinçage de la surface du micro résonateur, les molécules présentes en solution sont éliminées et l'effet de la détection homogène est supprimé, mais les molécules immobilisées sur le ligand de reconnaissance par une liaison forte (liaison covalente ou attachement par au moins deux liaisons de coordination) restent fixées sur le micro résonateur et produisent un décalage des valeurs des paramètres caractéristiques (intensité, phase) du signal de transduction à la sortie du guide d'onde optique.



**Figure I.9 : Principe de détection surfacique pour un capteur à onde évanescente.**

Nous étudions maintenant le mécanisme physique de conversion d'un événement à mesurer dans la solution d'analyse en une modification de paramètres caractéristiques du signal de transduction, qui représente la signature mesurable de cet événement, à la sortie d'un capteur à champ évanescent optique. Nous nous intéressons aux transducteurs à base de guides d'onde optiques aux caractères non-résonant et résonant.

***b. Transducteurs à guides d'onde optiques non-résonants [5] :***

Nous rappelons que la phase d'un mode guidé dans un guide d'onde est affectée par le changement de son indice effectif, car nous avons :  $\Delta\beta = k\Delta n_{eff}$  où  $\beta$  et  $n_{eff}$  sont respectivement sa constante de propagation et son indice effectif,  $k$  est le nombre d'onde dans le vide. Notons aussi que l'indice effectif du mode guidé est fonction de la structure du guide d'onde (géométrie, profil d'indice) dans lequel il se propage. Lorsque se produit un changement

de la structure du guide, qu'il s'agisse de sa géométrie (sa dimension, sa forme) ou de son profil d'indice (l'indice de réfraction de la couche de confinement supérieure du guide par exemple), il en résulte un changement correspondant de l'indice effectif du mode guidé, et donc de sa constante de propagation ( $\Delta\beta$ ), et par là de sa phase. Un capteur à champ évanescent optique sans marquage utilise un guide d'onde optique dont la couche de confinement supérieure est constituée par la solution d'analyte, dont les propriétés optiques varient en fonction de la concentration. Toute variation de concentration d'analyte (en volume et en surface du guide d'onde) induit un changement de l'indice de réfraction de cette couche de confinement supérieure :  $n_2 = f(\text{concentration d'analyte})$ . En général, l'indice de la solution d'analyte est complexe et peut être représenté comme égal à :

$$n_2 = n_{2r} + jn_{2i} \quad (\text{I.4})$$

Où  $n_{2r}$  et  $n_{2i}$  sont respectivement les parties réelle et imaginaire de l'indice de réfraction de solution d'analyte. La partie réelle  $n_{2r}$  représente l'**indice de réfraction de la solution d'analyte** tandis que la partie imaginaire  $n_{2i}$  représente la **perte optique par absorption** lors de l'interaction entre l'onde évanescente optique et la solution d'analyse. L'indice effectif d'un mode guidé, dont l'onde évanescente est en interaction avec la solution d'analyte qui constitue la couche de confinement supérieure du guide, possède par conséquent une forme complexe telle que :

$$n_{\text{eff}} = n_{\text{effr}} + jn_{\text{effi}} \quad (\text{I.5})$$

Où  $n_{\text{effr}}$  and  $n_{\text{effi}}$  sont respectivement les parties réelle et imaginaire de l'indice effectif du mode guidé. Ces deux composantes de l'indice effectif vont modifier le comportement de la constante de propagation ( $\Delta\beta$ ) du mode guidé et par conséquent sa phase. Nous pouvons écrire alors :

$$\beta = \beta' + j\beta'' \quad (\text{I.6})$$

Où  $\beta'$  et  $\beta''$  sont respectivement les parties réelle et imaginaire de la constante de propagation du mode guidé. La partie réelle  $\beta'$  de la constante de propagation est associée à un changement de phase tandis que la partie imaginaire  $\beta''$  est reliée à l'atténuation de l'amplitude (et par conséquent de l'intensité) du mode guidé, due à l'absorption par la solution d'analyte de l'onde évanescente optique. En effet, le champ optique du mode guidé, se propageant dans le guide d'onde suivant la direction  $z$ , a pour expression :

$$\vec{E}(\vec{r}, t) = \vec{E}(x, y) \exp(j\beta z - j\omega t) \quad (\text{I.7})$$

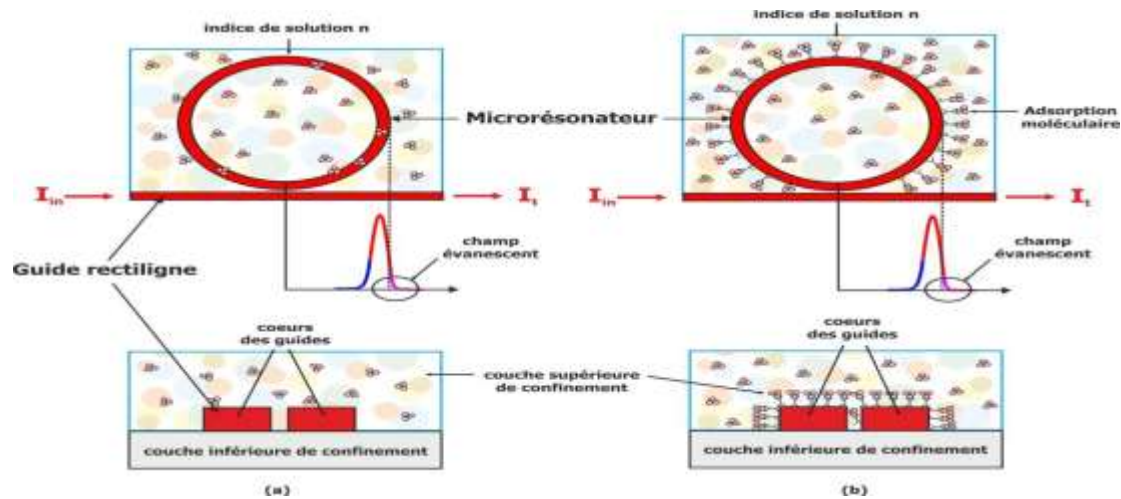
Où  $\vec{E}(x,y)$  est la fonction d'enveloppe du mode,  $\beta$  sa constante de propagation et la fréquence angulaire optique. Le facteur de phase spatial du mode guidé dans le guide d'onde optique est représenté par le terme  $e(j\beta_z z)$  où  $z$  est la distance de propagation du mode guidé. Nous avons donc :

$$\text{Exp}(j\beta z) = \exp(j(\beta' + j\beta'')z) = \exp(j\beta' z) \exp(-\beta'' z) \quad (\text{I.8})$$

Nous observons que le changement en intensité (proportionnel à  $\exp(-\beta'' z)$ ) et en phase (proportionnel à  $\exp(j\beta' z)$ ) du signal de transduction à la sortie du guide d'onde optique est la conséquence directe de l'interaction entre le champ évanescent optique et la solution d'analyse, en ne tenant pas compte d'autre pertes optiques par la propagation dans le guide d'onde. L'interrogation optique des capteurs sans marquage à base de guides d'onde optiques est alors fondée sur la mesure de changement en intensité et en phase du signal de transduction qui est proportionnel à la concentration d'analyse dans la couche de confinement supérieure du guide d'onde. Dans les applications des capteurs sans marquage à base de guides d'onde optiques, on peut exploiter soit la partie réelle soit la partie imaginaire de la constante de propagation du mode guidé soit les deux en même temps pour détecter la signature spécifique de l'analyse présente dans le signal de transduction à la sortie du guide [22,23] .

Pour les capteurs sans marquage à champ évanescent optique basés sur les guides d'onde optiques, la mesure de l'interaction lumière-analyse joue un rôle crucial dans la détermination de la sensibilité et par conséquent pour la détection limite du capteur. Or, le signal de détection augmente le long du guide d'onde tant que l'interaction lumière-analyse existe. Donc, plus la longueur d'interaction lumière-analyse est grande plus la détection limite est performante. On a donc besoin d'un guide d'onde optique le plus long possible pour jouer le rôle de transducteur. Par conséquent, pour obtenir une interaction lumière analyse efficace en vue d'une sensibilité maximale, on doit augmenter la longueur du guide et la quantité d'analyte [18]. C'est la limite fondamentale des capteurs à guide d'onde optique. Mais peut-on obtenir une interaction lumière-analyse efficace tout en réduisant la dimension totale du guide d'onde optique et la quantité d'analyse nécessaire. La réponse est affirmative et la solution se trouve dans l'utilisation des micros résonateurs optiques.

**c. Transducteurs à micro résonateurs optiques [5]:**



**Figure I.10 : Schéma de la détection du capteur à champ évanescent utilisant un microrésonateur optique : (a) Détection homogène, (b) Détection surfacique.**

On peut obtenir une meilleure longueur d'interaction lumière-analyte en utilisant des **microrésonateurs optiques à guide d'onde**. Le principe de détection par champ évanescent optique reste le même que pour les guides d'onde optique. Dans les microrésonateurs optiques, l'onde est guidée dans un **circuit en boucle**, dans lequel la lumière se propage suivant des trajets fermés sur eux-mêmes le long de la boucle (cf. Figure I.10). Il est possible d'obtenir un trajet optique très long avec un micro résonateur optique de faible dimension grâce à sa propriété de résonance. Le mécanisme de détection est basé sur la mesure du changement de l'indice effectif du mode guidé circulant dans le micro résonateur, induit par l'interaction entre le champ évanescent optique et l'analyte dont la molécule cible est présente soit dans le **volume de solution** soit sur la **surface du micro résonateur**. Cette mesure s'effectue sur le signal optique de transduction qui est la réponse optique du microrésonateur.

Le mécanisme de confinement et de propagation des modes dans les micros résonateurs optiques est basé sur la réflexion totale interne optique, que ce soit par le guidage en mode guidé ou en mode de galerie (whispering gallery mode en anglais). Dans n'importe quelle configuration de micro résonateur, l'onde optique se propage à l'intérieur du résonateur ou de la cavité suivant des trajets optiques fermés. Quand une onde optique fait un tour dans le résonateur, elle revient au point initial de propagation et rencontre une onde optique incidente. C'est un processus de **contre-réaction optique**. La superposition de l'onde de retour et de l'onde incidente peut créer une interférence optique si la **condition d'accord de phase** entre elles est satisfaite. Par conséquent, il existe une **onde stationnaire à l'intérieur du**

**résonateur.** C'est le **phénomène de résonance optique.** La condition d'accord de phase optique impose la condition de résonance du résonateur.

Rappelons que le transducteur à microrésonateur optique est fondé sur le même principe de détection que celui d'un transducteur à guides d'onde optique non-résonants, à savoir la transduction de la variation de l'indice effectif d'un mode guidé dans le microrésonateur induite par l'interaction onde évanescente-analyte. Comme dans le cas du guide d'onde optique rectiligne, la constante de propagation du mode guidé  $\beta$  a deux composantes  $\beta'$  et  $\beta''$  qui caractérisent le changement de la vitesse de phase et de l'intensité du mode guidé lors de l'interaction onde évanescente-analyte. Nous retrouvons donc ces deux caractéristiques (phase et intensité) dans le signal de transduction à la sortie du micro résonateur comme la signature de la présence d'analyte dans l'environnement du micro résonateur. Si l'absorption de la solution d'analyte ou de la molécule cible à détecter reste négligeable, à savoir  $\beta'' \approx 0$  ou  $\exp(-\beta'' z) \approx 1$ , la signature spécifique sur le signal de transduction du micro résonateur ne concerne que la variation de phase du mode guidé induite par l'interaction onde évanescente-analyte.

#### 1.4.2 Biocapteurs optiques : état de l'art

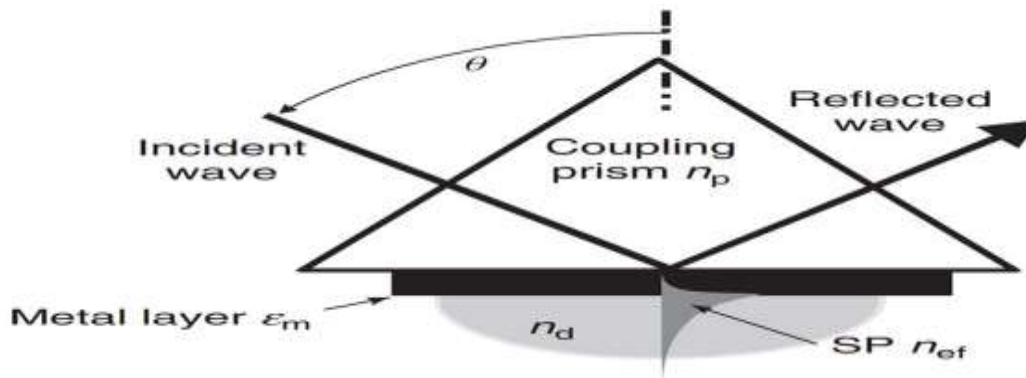
Les techniques optiques utilisées dans le contexte des analyses biomoléculaires sont très nombreuses. Cette partie présente un aperçu des différentes géométries de capteurs optiques utilisées pour mesurer les variations d'indice de réfraction pour des applications de détection, ainsi qu'un bref état de l'art de leurs performances. Parmi les configurations les plus rencontrées, on distingue notamment les capteurs à résonance plasmonique de surface (SPR), les capteurs interférométriques et les capteurs optiques à résonateurs en anneaux.

Les capteurs à cristaux photoniques, autre configuration émergente et qui a fait l'objet d'étude de cette thèse, seront abordés dans la section suivante.

##### A. Capteurs à résonance plasmon de surface :

L'onde à plasmon de surface est une oscillation de la densité de charges qui apparaît à l'interface entre deux matériaux dont les constantes diélectriques sont de signes différents, comme c'est le cas entre un métal (or ou argent le plus souvent) et un diélectrique. Il existe plusieurs configurations de biocapteurs à SPR, et celles-ci diffèrent seulement par la méthode d'excitation du plasmon de surface, comme par exemple à l'aide de prismes [24] ou de fibres optiques [25]. Dans le cas d'un prisme, la

lumière est totalement réfléchi à l'interface du prisme et du métal et génère une onde évanescente dans la couche de métal (figure I.11). Pour un certain angle d'incidence, la constante de propagation de l'onde électromagnétique est identique à celle de l'onde plasmon ce qui provoque un couplage entre les photons et l'onde plasmon. La valeur de l'angle mesuré dépend directement de l'indice de réfraction du milieu environnant, propriété utilisée pour la détection.



**Figure I.11 : Principe de fonctionnement d'un détecteur à SPR sur un prisme [26].**

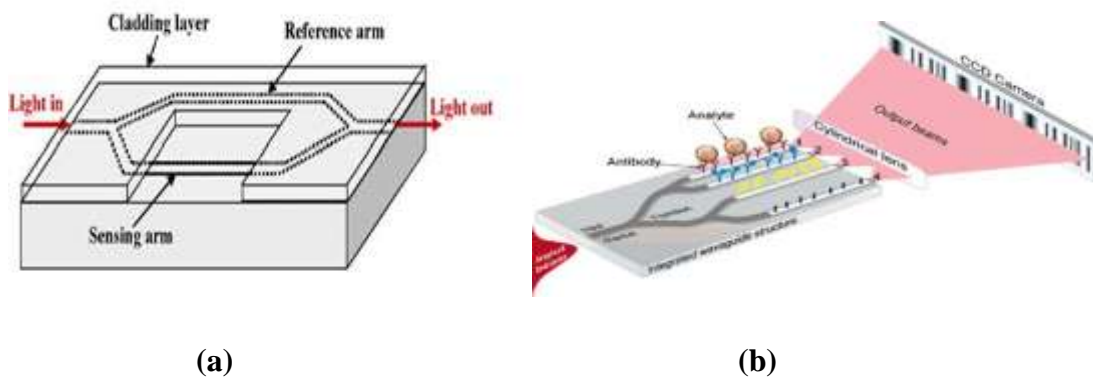
La technologie SPR est ainsi devenue l'instrument privilégié pour la mesure en temps réel de toutes les interactions biologiques. Plusieurs sociétés dont la pionnière et la plus développée Biacore AB [27] ont acquis un savoir-faire et une maîtrise du procédé qui place la spectroscopie à plasmon de surface au même rang que les spectroscopies plus classiques telles que les spectroscopies RMN, de masse, R-X ou fluorescente.

Les capteurs SPR sont disponibles commercialement et permettent d'atteindre de très faibles limites de détection entre  $10^{-6}$  et  $10^{-7}$  RIU. Cependant, plusieurs inconvénients limitent les applications de cette méthode à certains domaines. Notamment le champ évanescent ne pénètre dans le milieu environnant que sur une centaine de nanomètres, ce qui rend difficile la détection de larges entités, comme les bactéries par exemple. Par ailleurs, la variation de l'indice de réfraction n'est détectée que par une seule onde plasmon. De ce fait il est difficile de différencier une variation d'indice du milieu analytique de celle de la surface. Par conséquent les performances sont limitées dans le cas de milieux complexes comme le sang.

## **B. Capteurs interférométriques :**

Leur principe consiste à mesurer le changement de phase de la lumière induit par la présence des molécules. Ce principe peut être implémenté entre autre sur des

interféromètres Mach-Zender (IMZ) (figure I.12a) ou de Young (IY) (figure I.12b). Une lumière cohérente est injectée dans un guide d'onde puis se sépare équitablement à une jonction Y. L'un des deux bras est mis en contact avec la solution contenant les molécules à détecter tandis que l'autre bras sert de référence. Dans le cas de l'IMZ, les deux bras se recombinent et le retard de phase est déterminé via la mesure de l'intensité du signal récupéré par un photodétecteur. Dans le cas de l'IY, les signaux des deux bras sont projetés sur une caméra CCD pour former des franges d'interférences dont le décalage peut être relié au retard de phase par transformation de Fourier.



**Figure I.12 : – (a) Représentation schématique d'un interféromètre Mach-Zender [28]**

**(b)**

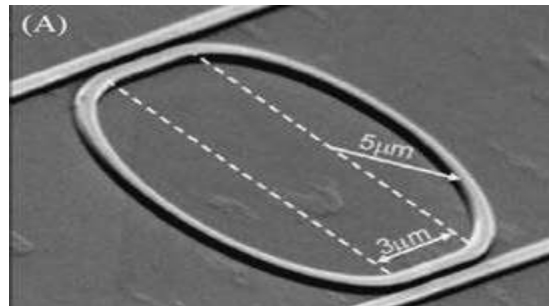
**Représentation schématique d'un interféromètre de Young [29].**

Plusieurs configurations d'IY ont été proposées au cours des dernières années [30, 31], et il a été montré qu'il était possible d'atteindre une limite de détection de  $9.10^{-8}$  RIU [32]. Cette valeur est du même ordre de grandeur que les meilleures performances obtenues avec les capteurs IMZ [33, 34, 35, 36], résultat attendu du fait de leur architecture similaire. Une concentration de 1 pg/ml d'un antigène couramment utilisé en biologie, l'anti-Immunoglobuline G (anti-IgG), a même pu être détectée en employant un capteur IMZ en polymère SU-8 [37] Des biocapteurs à IY sont disponibles commercialement par la société Farfield [38].

Cependant, l'inconvénient majeur des capteurs interférométriques reste le fait de ne pas avoir une réponse linéaire comme les autres capteurs optiques, mais une réponse sinusoïdale (mesure de phase). De ce fait, aux maxima de la courbe, la variation de la réponse est beaucoup plus faible, ce qui entraîne automatiquement une diminution de la sensibilité du capteur.

### C. Capteur à résonateurs en anneaux

Les résonateurs en anneaux (figure I.13) font partie de la catégorie des micros résonateurs. La détection est possible grâce à l'interaction entre le champ électromagnétique se propageant dans la cavité et les molécules présentes à la surface. Leur architecture en cercle permet la propagation de modes que l'on appelle « modes de galerie ». Dès lors, la longueur de l'interaction entre la lumière et les molécules n'est plus directement liée à la longueur physique totale du capteur comme dans les cas précédents, mais par le nombre de révolutions de la lumière dans le résonateur. Cette propriété est directement reliée au facteur de qualité de la structure et à la géométrie employée (microdisque, microtore, anneau). De ce fait il est possible d'atteindre des limites de détection équivalentes à celles des capteurs à guides d'onde traditionnels mais avec des dimensions plus petites.



**Figure I.13 : Résonateur en anneau en silicium [39]**

Les résonateurs en anneaux ont des sensibilités inférieures à celles des détecteurs plasmoniques en raison du plus faible contraste d'indice, dans la mesure où ils sont fabriqués dans des matériaux diélectriques. Cependant, ces dispositifs sont censés théoriquement avoir des pertes optiques extrêmement basses. Cela est vérifié dans le cas des pertes par diffusion. Toutefois, des pertes d'émission dues à la forme courbe des résonateurs sont observées. Une limite de détection de  $5 \cdot 10^{-5}$  RIU a été obtenue par Chao et Guo en mesurant le décalage en longueur d'onde, et de  $10^{-7}$  RIU avec le même système mais en mesurant la variation de l'intensité [40]. Les mêmes auteurs ont montré la détection d'avidine avec une densité de surface de 250 pg/mm<sup>2</sup> sur des résonateurs fonctionnalisés par de la biotine [41].

### D. Capteurs à cristaux photoniques

Le développement de biocapteurs optiques sans marqueurs à Cristaux Photoniques (CPhs) en est encore à un stade initial bien que certaines configurations connaissent déjà un succès

commercial. D'après les résultats expérimentaux obtenus jusque-là, les structures à CPh constituent une plateforme prometteuse pour des applications de bio détection. Dans les capteurs à CPh, la lumière peut être confinée dans des volumes très faibles ce qui permet une forte interaction entre la lumière et les espèces à détecter dans des volumes qui peuvent être aussi faibles que le femtolitre. La détection en parallèle est aussi possible. Le principe de fonctionnement de ce genre de capteur sera expliqué en détail dans le chapitre suivant

### **I.5 Conclusion :**

Dans ce chapitre, nous avons présenté les notions de bases associées aux *Capteurs optiques label-free*, ce sont généralement composé d'un ou de plusieurs transducteurs, qui convertissent une grandeur physique en une autre, ainsi que d'un conditionneur, qui transforme le signal de sortie du transducteur en signal électrique. Nous avons expliqué les différents paramètres permettant de caractériser un capteur : étendue de mesure, résolution, courbe d'étalonnage, linéarité du capteur, temps de réponse, sensibilité, limite de détection. La fin, nous avons conclure ce chapitre par une présentation d'état de l'art des Biocapteurs optiques.

---

---

## *Chapitre II*

# *Les Cristaux photoniques pour la biodétection*

---

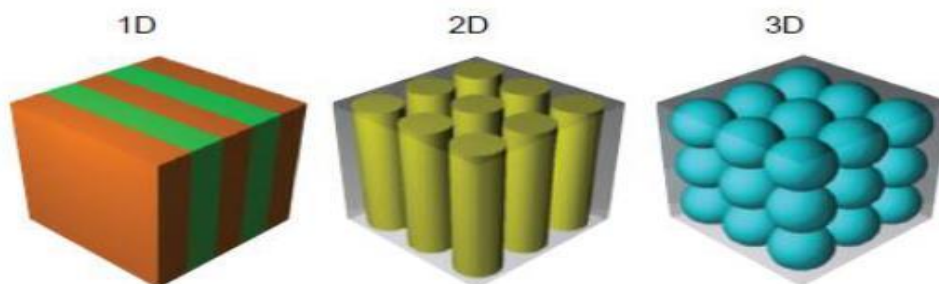
---

## II.1 Introduction :

Au cours de ces dernières années, les études sur de nouvelle génération de capteurs sont de plus en plus développées, afin de répondre aux besoins actuels dans des domaines aussi variés. De tels capteurs doivent permettre un diagnostic rapide et être fiables et simples à utiliser. Ces dispositifs doivent être compacts et pouvoir être intégrés dans des systèmes de détection électronique embarqués. Une solution à ces exigences est la mise au point de biocapteurs optiques sensibles, compacts et intégrés sur puce. L'originalité de ses composants réside dans leur capacité à faire l'impasse des marqueurs fluorescents. Les dispositifs photoniques sur silicium, et en particulier les cristaux photoniques (CPs). Dans Ce chapitre a pour objectif de présenter les concepts de base théorique concernant les cristaux photoniques et leurs propriétés optiques. et aussi leur biocapteur á base des cristaux photoniques et leurs caractéristique nous avons aussi présenté plusieurs exemples de biocapteurs à base CPs.

## II.2. Généralités sur les cristaux photoniques :

Les cristaux photoniques [42,43], sont des matériaux diélectriques ou métalliques artificiellement structurés, dont l'indice diélectrique varie de manière périodique à l'échelle de la longueur d'onde, sur une ou plusieurs directions de l'espace **Figure II.1**). Cette variation périodique de l'indice optique suivant les différentes directions entraîne l'apparition de gammes de fréquences pour laquelle la lumière ne peut alors plus se propager. C'est l'analogie entre la propagation d'une onde électromagnétique dans ces milieux et la propagation des électrons dans un cristal atomique, qui a mené à l'appellation de ces bandes de fréquences « bandes interdites photoniques ». La réalisation d'une périodicité sur toutes les directions de l'espace peut ainsi permettre de réfléchir une onde lumineuse quel que soit son angle d'incidence ou sa polarisation [44].



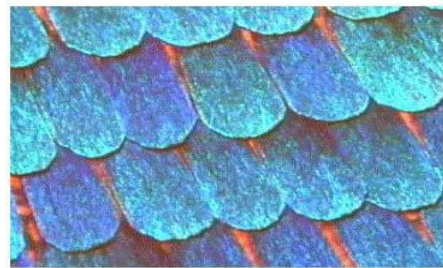
**Figure II.1. Exemples de représentations schématiques de cristaux photoniques Unidimensionnels (1D), bidimensionnels (2D) et tridimensionnels (3D) [45].**

La première structure périodique à connaître est le matériau à bande interdite photonique (B.I.P.) que l'on appelle plutôt en hyperfréquences « matériau à bande interdite

électromagnétique ». D'une manière générale, on les nomme familièrement «cristaux photoniques » car sa structure se rapproche de la structure cristalline et qu'ils agissent sur les Photons.

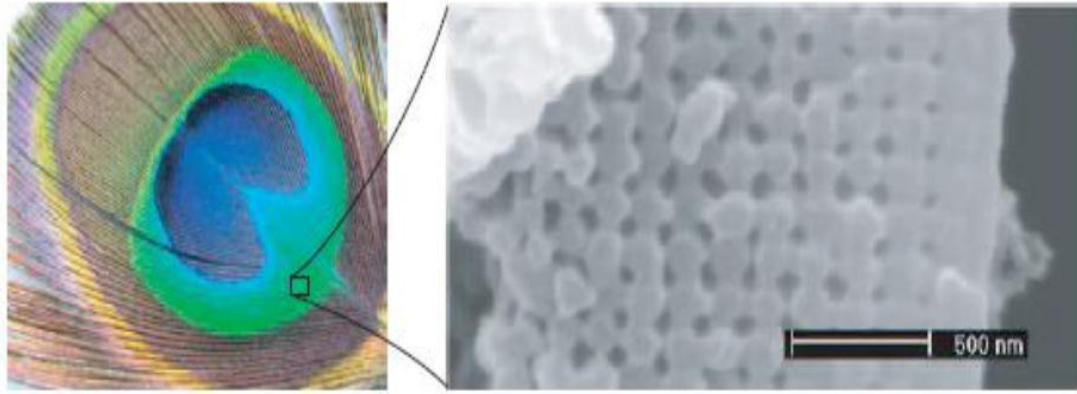
En 1887 Lord Rayleigh était le premier à mettre en évidence la propriété de bande interdite photonique dans des structures de type miroir de Bragg. Puis en 1987 Roland Zengerle [46], Eli Yablonovitch [47] et Sajeev John [48] ont généralisé ce concept sur les structures à deux et trois dimensions à fin de contrôler l'émission spontanée de la lumière.

Notons qu'il existe des cristaux photoniques naturels. Certains insectes et des oiseaux affichent de belles couleurs qui ne viennent pas de pigmentations, mais en raison de structures photoniques, par exemple, Les Papillons sont parmi les insectes les plus colorés que nous offre la nature. Ils sont en fait très largement tributaires de la lumière et ont développé un arsenal impressionnant pour gérer cette interaction avec les ondes électromagnétiques au mieux de leur intérêt [49]. La **FigureII.2** montre la structure microscopique de l'aile d'un papillon, cette structure a un comportement identique à celui des structures à bandes interdites photoniques.



**FigureII.2** La figure à droite présente l'agrandissement d'une aile de papillon. On voit un arrangement périodique des écailles [49].

L'origine de la coloration de nombreuses espèces animales et végétales provient aussi des motifs périodiques. La coloration bleue des ailes de papillons morpho et des feuilles de certaines variétés de Sélaginelle en sont des exemples [50]. Les couleurs bleu, vert, jaune et marron des plumes de paons proviennent de la diffraction par des cristaux photoniques 2D à nombre et longueur de maille variables (**Figure II.3**) [51].



**Figure II.3** Plume de paon. L'encadre de droite est une image prise au microscope électronique à balayage (MEB) de la coupe d'une barbe verte. La structure de cristal photonique 2D est composée de piliers de mélanine liés par de la kératine ainsi que de trous d'air [52].

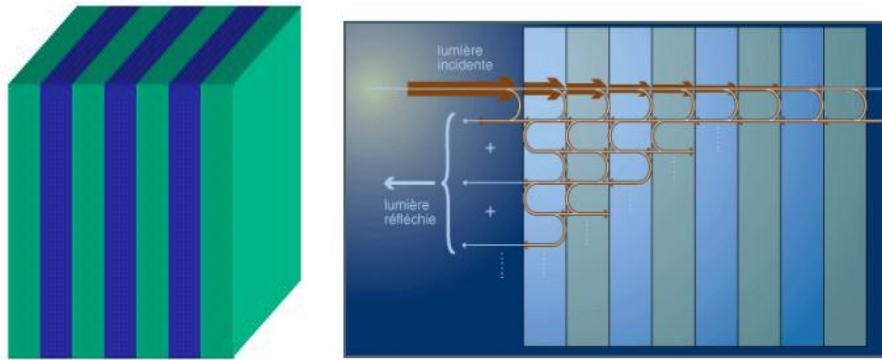
### **II.3. Les type de cristaux photoniques :**

Il existe différents types de cristaux photoniques qui sont classé selon leur dimensionnalité, Le cristal photonique peut être:

- ❖ à une dimension (1D).
- ❖ à deux dimensions (2D)
- ❖ à trois dimensions (3D)

#### **II.3.1. Les Cristaux photoniques unidimensionnelle :**

Les cristaux photoniques 1D sont les plus simples à réaliser. Ils sont obtenus en empilant périodiquement des couches planes de diélectriques d'indices de réfraction différents. À chaque interface entre deux couches, la lumière est partiellement réfléchi et transmise. Selon la valeur des déphasages (qui eux-mêmes dépendent de la longueur d'onde) on obtient des interférences destructives ou constructives. Les interférences constructives des ondes réfléchies entraînent une réflexion totale. Ainsi, pour certaines longueurs d'onde, la structure multicouche se comporte comme un miroir. [53].



**Figure II.4: Cristal photonique unidimensionnel (miroir de Bragg)**

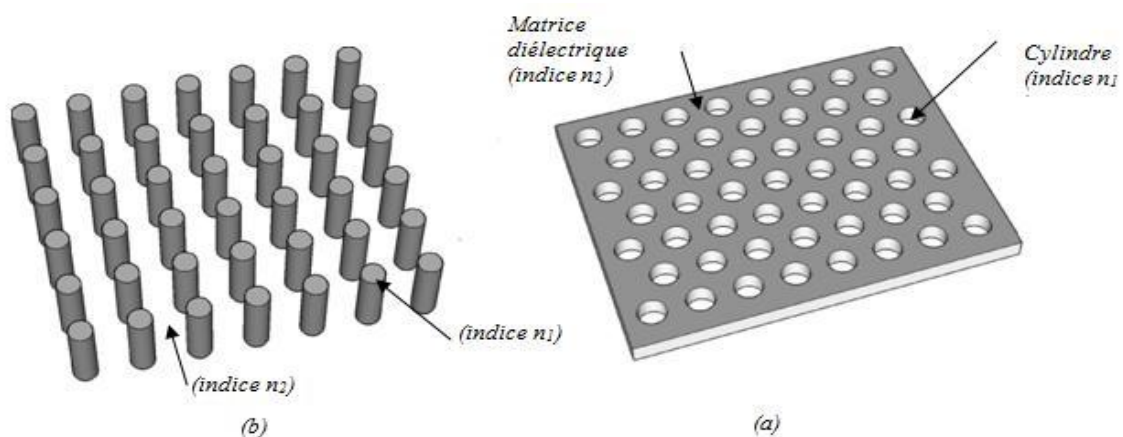
Cette réflectivité est la manifestation d'une bande interdite photonique. Cependant, dans les cristaux photoniques 1D la lumière monochromatique n'est réfléchi que lorsqu'elle se propage dans une direction proche de la normale à la structure multicouche. [53].

### II.3.2. Les cristaux photoniques bidimensionnels :

Les cristaux photoniques à deux dimensions sont composés d'un réseau périodique de piliers diélectriques dans l'air (structure déconnectée) ou de trous d'air percés dans une matrice diélectrique (structure connectée) (**Figure II.5**) [54].

➤ Les structures dites « *connectées* » : les motifs élémentaires sont d'indice  $n_1$  inférieur à l'indice  $n_2$  de la matrice diélectrique.

➤ Les structures dites « *déconnectées* » : les motifs élémentaires sont d'indice  $n_1$  supérieur à l'indice  $n_2$  de l'espace inter motifs. Elles sont constituées de tiges diélectriques ou métalliques alignées périodiquement dans l'air ou de la mousse [54].

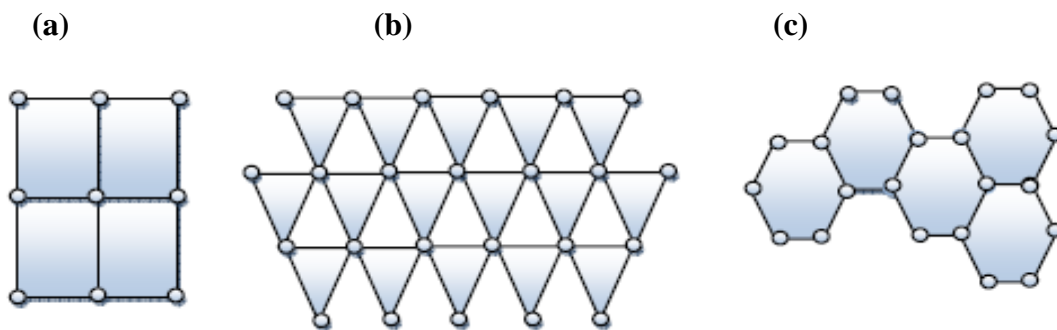


**Figure II.5: Structures bidimensionnelles : (a) connectée, (b) déconnectée.**

### II.3.2.1 Différentes familles des cristaux photoniques bidimensionnelles :

Les réseaux périodiques à deux dimensions se regroupent principalement suivant trois familles :

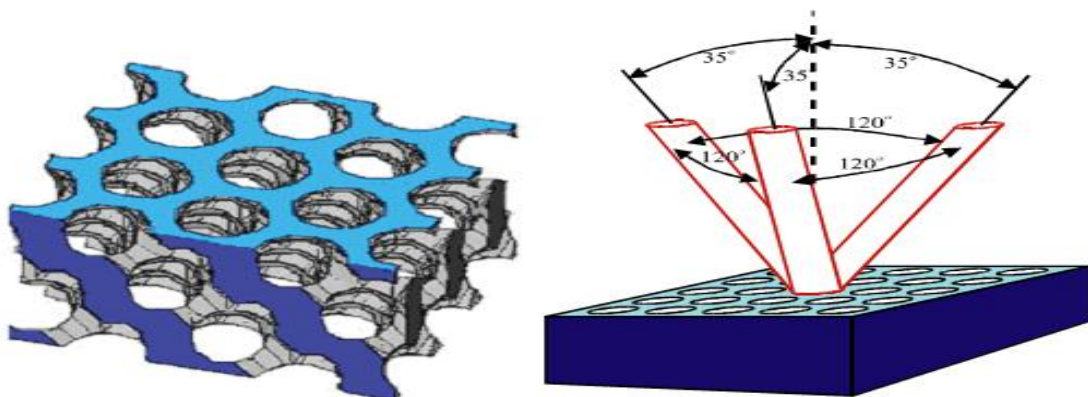
- **Le réseau carré** : Les nœuds du réseau sont situés sur un carré de côté « a » (Figure II.6.a)
- **Le réseau triangulaire** : Chaque nœud du réseau est espacé de son proche voisin d'une même distance « a » (Figure II.6.b)
- **Le réseau hexagonal** : si tous les nœuds sont identiques et espacés de « a » il ya deux structures : La structure graphite (Figure II.6.c) et la structure nitrure de Bore.



**Figure II.6:** Différentes familles de cristaux photoniques bidimensionnels : (a) réseau carré (b) réseau triangulaire (c) réseau hexagonal (La structure graphite)

### II.3.3. Les Cristaux photoniques tridimensionnels :

Les cristaux photoniques tridimensionnels sont des structures dont la permittivité diélectrique est structurée périodiquement dans les trois directions. Elles ont été les deuxièmes à être réalisées par Yablonovitch après les réseaux de Bragg. Son objectif était d'obtenir une bande interdite complète pour toutes les directions de l'espace afin d'inhiber l'émission spontanée de la lumière [55].



**Figure II.7:** La première structure BIP 3D: la yablonovite.[56]

## II.4. Caractéristiques géométriques et physiques d'un cristal photonique :

Un cristal photonique est caractérisé par les différents matériaux qui le composent, le système cristallin selon lequel ces matériaux sont organisés et les volumes relatifs qu'ils occupent dans la cellule élémentaire du cristal.

### II.4.1. Le contraste d'indice $\Delta n$ :

Rapport entre les indices des deux matériaux, qui peut être comparé à la hauteur de la barrière de potentiel de la physique du solide.

$$\Delta n = n_h - n_l \quad (\text{II.1})$$

Avec  $n_h$  : l'indice de réfraction du matériau d' haut indice.

$n_l$  : l'indice de réfraction du matériau du bas indice.

### II.4.2. Les périodes :

Ces paramètres géométriques, choisis selon le domaine de fréquence étudié, influent sur les caractéristiques de la bande interdite photonique, par exemple pour un cristal photonique unidimensionnel, la période  $a = (a_1 + a_2)$  avec  $a_1$  l'épaisseur de la couche de permittivité  $\epsilon_1$  et  $a_2$  l'épaisseur de la couche de permittivité  $\epsilon_2$  [57].

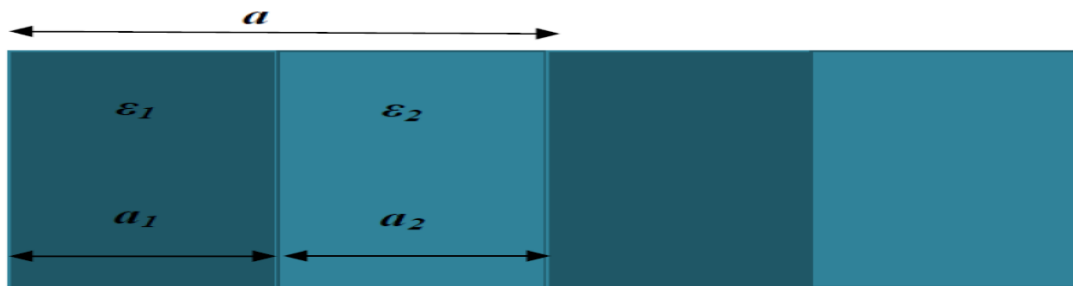


Figure II.8: Les périodes d'un cristal photonique unidimensionnel [57].

### II.4.3. Le facteur de remplissage f :

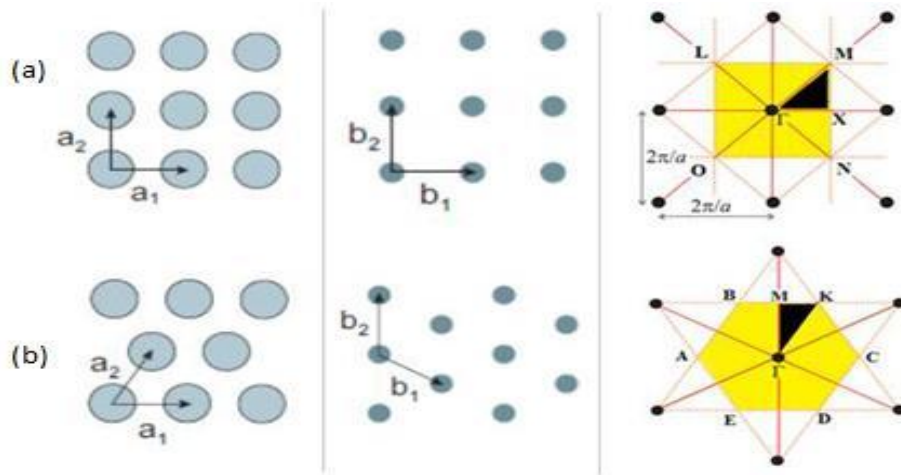
Pour un cristal photonique bidimensionnel planaire composé de trous d'air percés dans une matrice diélectrique, le facteur de remplissage en air  $f$  désigne le rapport entre l'aire du motif et l'aire de la cellule élémentaire du réseau considéré [58].

## II.5 La bande interdite photonique :

### II.4.5.1. zone de Brillouin :

Pour calculer les diagrammes de bandes il faut considérer pour chaque cristal, toutes les directions de propagation possibles. Comme en physique du solide [59], on

montre que pour certaines symétries du cristal, on peut limiter l'étude aux vecteurs d'ondes  $k$  situés à l'intérieur d'une zone restreinte appelée zone de Brillouin irréductible. Le vecteur  $k$  varie le long des directions de hautes symétries de cette zone qui fait partie du réseau réciproque.



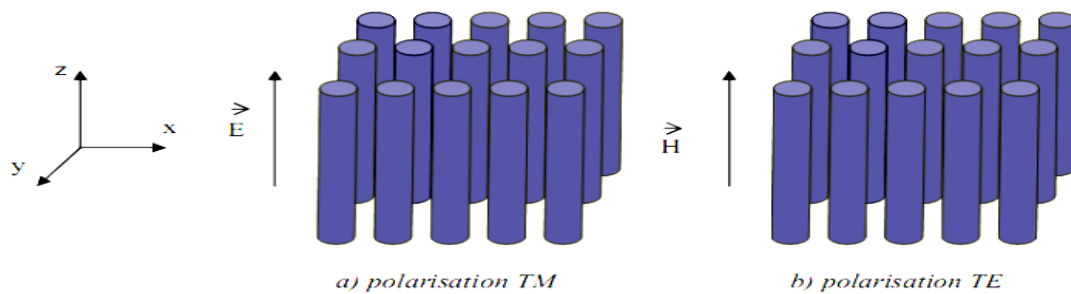
**Figure II.9: Réseau réel, réciproque, première zone de Brillouin et zone de Brillouin irréductible pour les réseaux 2D (a) carré et (b) triangulaire.**

### II.5.2. Diagramme de bandes :

Un cristal BIP bidimensionnel [60,61] est une structure dont la permittivité diélectrique est modulée périodiquement dans deux dimensions et reste homogène dans la troisième.

Ces structures périodiques sont par exemple composées de cylindres diélectriques parallèles. Elles présentent une relative simplicité géométrique qui facilite les modélisations théoriques et les études expérimentales. Pour étudier le comportement d'une onde électromagnétique incidente sur une telle structure deux polarisations sont possibles :

La polarisation électrique TE correspond au cas où le champ électrique  $E$  est parallèle aux cylindres infinis. Alors que celle magnétique TM correspond au cas où  $E$  leur est perpendiculaire (**Figure II.10**).



**Figure II.10: Représentation des polarisations TE et TM dans un BIP 2D**

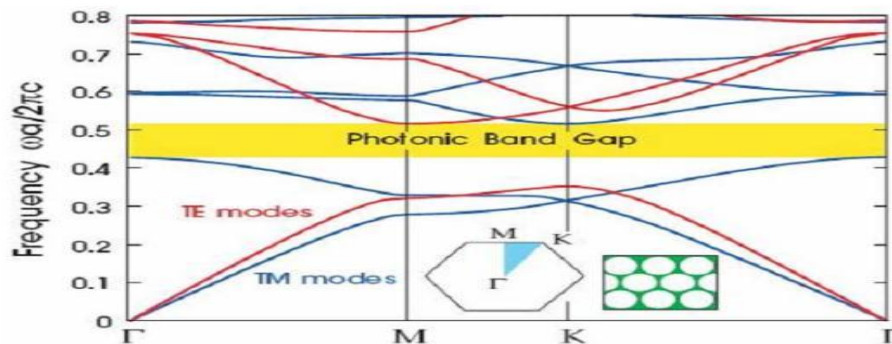


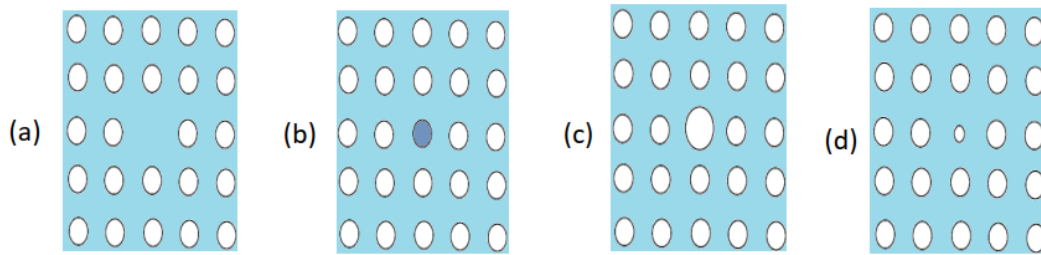
Figure II.11: Diagramme de bande d'un BIP 2D en polarisation TM et TE [62]

## II.6. Les type de défauts de cristaux photoniques :

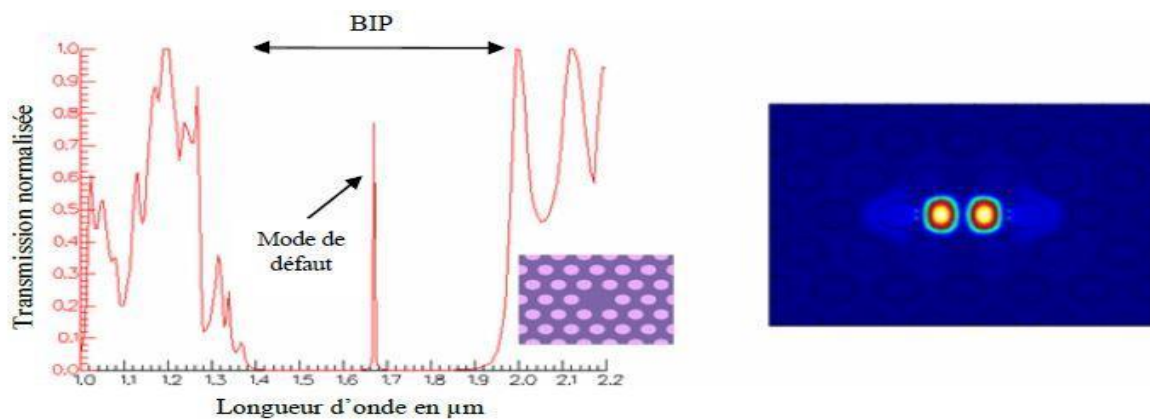
Comme dans les semi-conducteurs, des défauts peuvent être volontairement introduits dans les cristaux photoniques. Les défauts dans les semi-conducteurs ont pour effet d'introduire des niveaux d'énergie autorisés dans la bande interdite [63]. Dans le cas des cristaux photoniques, la création de défauts dans la périodicité de la structure conduit également à des niveaux d'énergies permis dans la bande interdite[64]. Plusieurs types de défauts sont réalisables et permettent de concevoir certaines applications telles que les filtres à haute sélectivité puisque seule l'onde électromagnétique dont la fréquence correspond à celle du mode permis sera transmise. La façon la plus simple de créer un ou plusieurs modes permis dans la BIP consiste à introduire un défaut dans le cristal, c'est-à-dire une imperfection dans l'arrangement périodique de la structure diélectrique. En ce qui concerne les cristaux photoniques à deux dimensions qui nous intéressent plus particulièrement dans ce travail, on peut considérer plusieurs types de défauts

### II.6.1. Défauts ponctuels :

Le défaut ponctuel le plus répandu est créé en omettant ou en modifiant un ou plusieurs motifs (trous ou tiges) du cristal photonique comme on le montre dans la **FigureII.12** Par conséquent, un mode de défaut localisé peut apparaître dans la bande interdite photonique. Un exemple est illustré dans la **FigureII.13** (b). Sur cette figure, on peut voir que la lumière est piégée à l'intérieur du défaut ponctuel, vu que le matériau est réfléchissant à cette longueur d'onde. Dans le spectre de transmission du cristal photonique, ce mode de défaut se traduit par l'apparition d'un pic fin dans la bande interdite comme représentée dans la **FigureII.13**(a). Un défaut ponctuel dans un cristal photonique peut donc servir de cavité résonante puisqu'il piège la lumière dans une bande de fréquences très étroite [65].



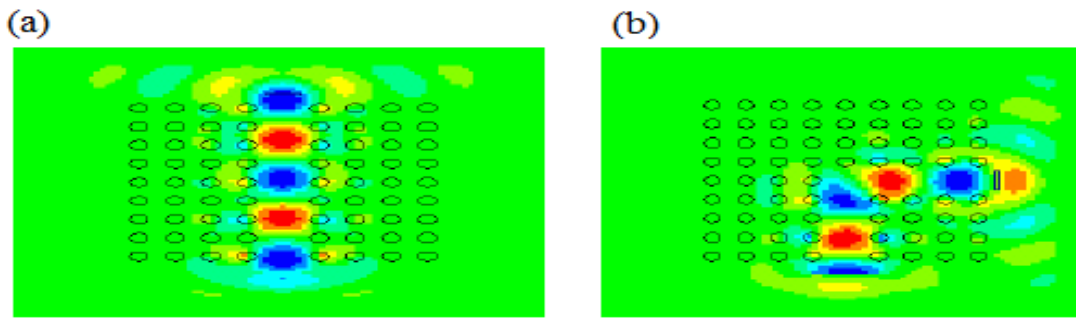
**Figure II.12: Exemples de défauts ponctuels dans un cristal photonique 2-D :** (a) en omettant un seul motif ; (b) en modifiant l'indice de réfraction d'un seul motif ; (c) et (d) en variant le rayon d'un seul motif dans la structure.



**Figure II.13: (a) Spectre de transmission d'un CP 2-D avec un motif manquant. (b) Intensité du champ dans la cavité pour  $\lambda = 1,67 \mu\text{m}$ .**

### II.6.2 Les défauts étendus (Guides d'ondes) :

En introduisant un défaut linéaire (omission d'une ou plusieurs rangées de motifs élémentaires), il est possible de guider la lumière selon une direction choisie. La lumière va se propager le long de ce guide avec une fréquence appartenant à la bande interdite photonique du cristal (**Figure II.14 a**). Des guides d'ondes classiques à base de matériaux diélectriques sont réalisés depuis longtemps. L'onde se propage dans le diélectrique d'indice fort et se réfléchit totalement sur les bords qui sont constitués d'un diélectrique d'indice plus faible (**Figure II.14 b**). Le fait de recourber l'un de ces guides sur lui-même permet d'obtenir un anneau et seuls quelques modes peuvent rester dans cet anneau [66].



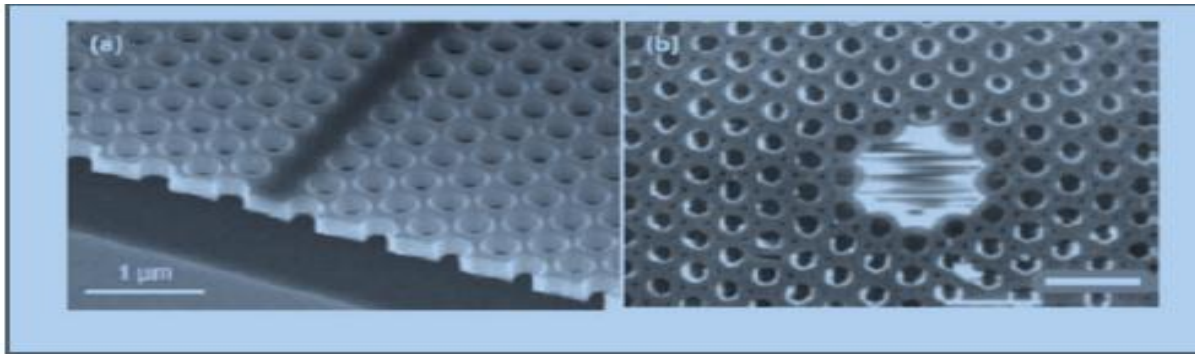
**Figure II.14: Guide d'onde de la structure GaAs dans l'air à motif carré montrant la distribution du champ  $E_y$  autour du défaut en polarisation TE. (a) Rectiligne (b) Courbures à  $90^\circ$  (simulée par le logiciel Rsoft) [66].**

### II.7. Domaines d'application :

Par leurs périodicités et leurs propriétés, les cristaux photoniques permettent de réaliser des dispositifs optiques ou électromagnétiques capables de stocker, filtrer ou guider la lumière à l'échelle de la longueur d'onde.

Les cristaux photoniques sont souvent utilisés dans le domaine de la télécommunication et de l'informatique notamment dans le domaine des optiques intégrées. En effet, en utilisant les photons à la place des électrons, les informations seront transmises plus rapidement avec moins de perte, du fait d'une baisse d'interaction avec les matériaux diélectriques en comparaison aux électrons. Ils peuvent être déclinés sous forme de filtres afin de ne laisser qu'une longueur d'onde du spectre de la lumière passer [67], de guides d'onde pour la lumière par l'insertion de défauts linéaires ou planaires qui guideront les photons à travers le système, ou encore de fibres optiques permettant une réflexion interne totale où la lumière y est confinée car sa propagation hors de ce domaine est interdite [68] (**Figure II.15**). L'utilisation des cristaux photoniques dans d'autres applications se développent comme pour :

- Le solaire avec l'amélioration de l'efficacité des cellules photovoltaïques.
- Les batteries Lithium-ion pour augmenter leur efficacité [69].
- Les capteurs biologiques ou chimiques [70].
- Les lasers avec l'optimisation de leurs performances pour les lasers à bas seuil [69].

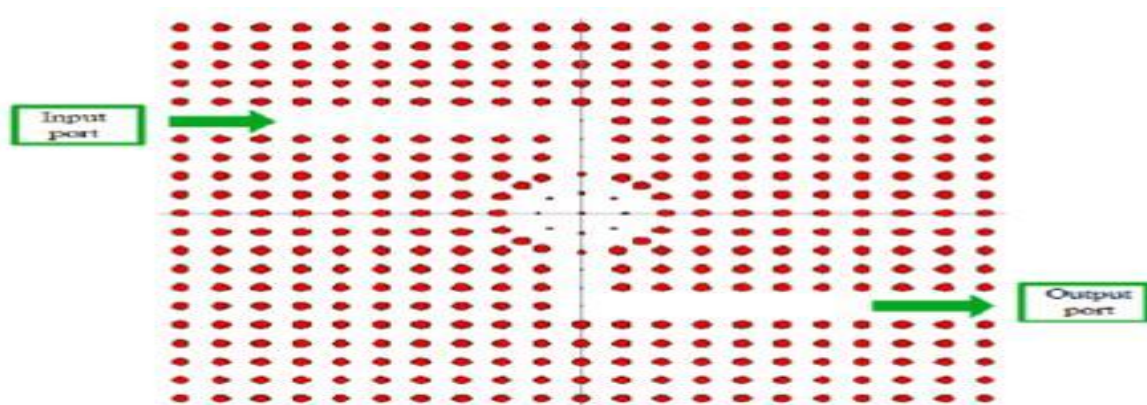


**Figure II.15 Images MEB (a) d'un guide d'onde [68] et (b) d'une fibre optique photonique [67] dans des CP 2D .**

## II.8. biocapteurs à cristal photonique pour la détection :

### II.8.1 Capteur de glucose :

Le premier capteur à base de cristal photonique proposé pour détecter la concentration de glucose, d'albumine, de bilirubine dans l'urine et le sang, a été étudié par S.Robinson [71]. Le bio capteur comprenait  $21 \times 21$  tiges montées en réseau carré. La distance entre les deux tiges les plus proches est de 540 nm (la période du réseau a), et le rayon de chaque tige était de 100 nm. Ces tiges étaient à base de silicium d'indice de réfraction 3,46. La **Figure II.16** présente la structure du biocapteur utilisé par S.Robinson [71].



**Figure II.16: Structure du bio capteur de glucose [71]**

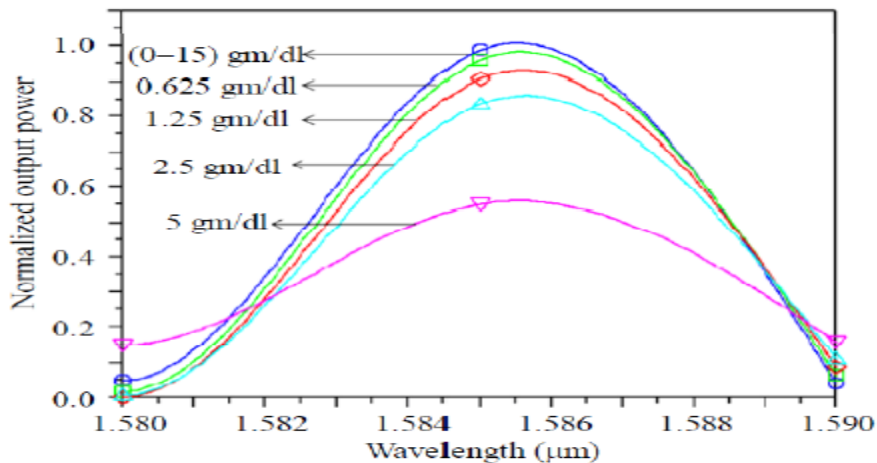
Structure du biocapteur utilisé se compose de deux guides d'ondes "L" inversés et d'un résonateur en anneau. Les rayons de la tige inférieure et de la tige externe sont respectivement de 50 nm et 100 nm. Cependant, le rayon de la tige qui est positionné en haut et en bas du

résonateur à anneau est de 86 nm afin d'obtenir une transmission de sortie plus élevée. L'indice de réfraction varie avec la concentration de glucose présente dans l'urine. Cette variation induit le décalage des longueurs d'ondes des impulsions de sorties au niveau du moniteur. La réponse du capteur en fonction de la concentration de glucose trouvée par S.Robeinson [71] est présentée dans le **tableau II.1**.

Concentration de glucose dans l'urine	indice de réfraction	longueur d'onde (nm)	Transmission Normalisée	facteur de qualité
Normal (0mg/dl-15mg/dl)	1.335±0.001	1585	1	264
0.625mg/dl	1.336±0.001	1585	0.96	269
1.25mg/dl	1.337±0.001	1585	0.92	260
2.5mg/dl	1.338±0.001	1585	0.85	252
5mg/dl	1.341±0.001	1585	0.55	217

**Tableau II.1: Résultats obtenus pour le capteur de glucose [71].**

Une augmentation de la concentration en glucose provoque une diminution de la transmission optique. **Figure II.17**

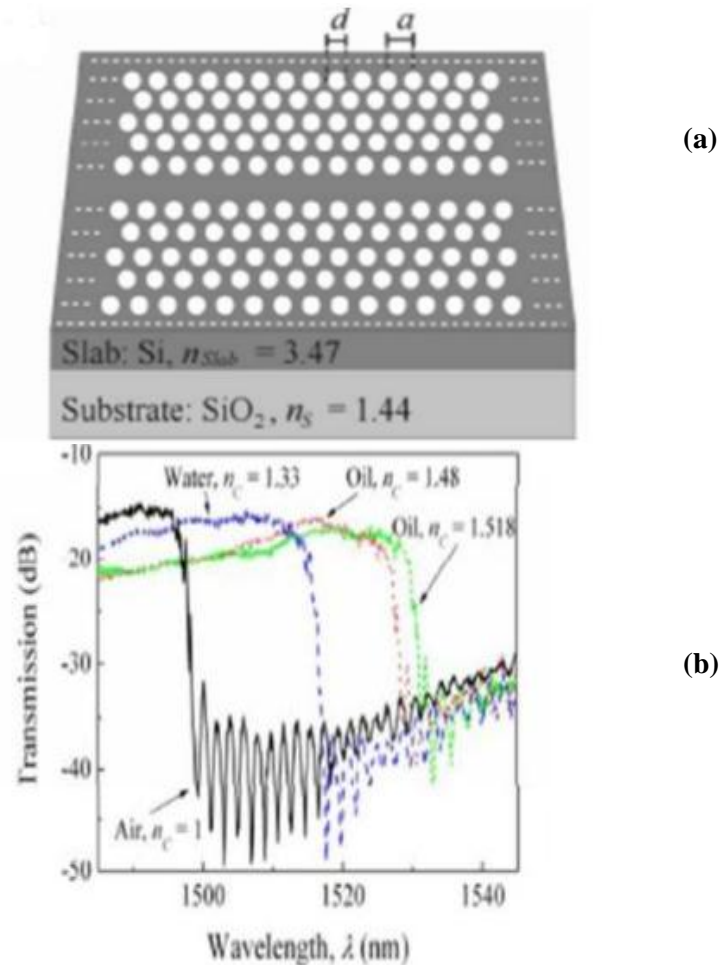


**Figure II.17: Résultat de la courbe de réponse du capteur en fonction de la concentration de glucose dans l'urine [71]**

### II.8.2 Capteur de protéine à CPs basés RI (réfractive index) :

On présente un autre exemple d'utilisation des cristaux photoniques en tant que capteur, il s'agit d'un capteur pour mesurer l'indice de réfraction et détecter la concentration de protéine étudié par N.Skevisen [72].

La détection est effectuée par une monocouche sensible qui réagit avec la matière analysée. La zone de détection est composée d'une structure photonique fonctionnant avec une monocouche sensible. Cette monocouche réagit avec l'analyte qui induit une variation de l'indice de réfraction de l'épaisseur de la couche sensible et de son absorption. La **Figure II.18)** montre la structure d'un biocapteur 2D et les résultats de sa caractérisation [72].



**Figure II.18: Structure d'un biocapteur à base de cristal photonique 2D [72]**

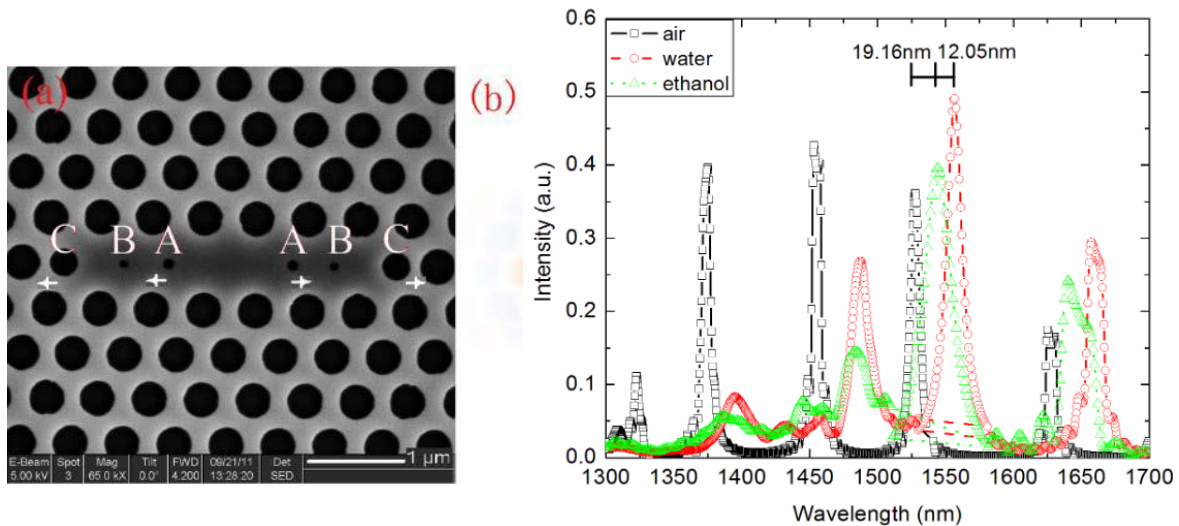
**a) Vu au microscope électronique d'un cristal photonique sur SOI**

**b) Spectre de transmission pour quatre concentrations de protéine différente (ce qui induit un indice différent).**

Des concentrations autour de  $10 \mu\text{g} / \text{ml}$  sont mesurées avec un excellent rapport signal-bruit, et une large plage de détection d'indice de réfraction dynamique s'étendant de l'air à des fluides visqueux élevés.

### II.8.3 Capteur biochimique à CPs basés RI (réfractive index) :

Dans la figure II.10, un exemple typique de microcavité à CP-2D en silicium sur un isolant (SOI) est présenté [73]. Les trous d'air sont gravés uniquement dans la couche de silicium supérieure et ils peuvent être réalisés par gravure anisotrope standard. La structure périodique est un cristal photonique 2D à réseau triangulaire de périodicité  $a = 515$  nm. Le rayon  $r$  des trous d'air et l'épaisseur  $h$  de la couche de silicium sont choisis pour avoir un rapport  $r/a=0.33$  et  $h/a = 0.427$ , ce qui donne  $r = 170$  nm et  $h = 220$  nm. La microcavité est obtenue en omettant sept trous d'air au centre de CP dans la direction  $\Gamma K$ , Comme il est montré dans la figure II.10. Une telle microcavité est formellement désignée par cavité L7, en raison du nombre de trous enlevés dans la structure du CP périodique.



**Figure II.19. (a) Image MEB du capteur, (b) Spectres de transmission du capteur avec infiltration air / eau / éthanol. Une variation de l'indice de réfraction  $\Delta n = 0.027$  entre l'eau et l'éthanol donne un changement de spectre bleu de 12.05 nm [73].**

Dans ces conditions de conception, la cavité atteint un facteur  $Q$  de 2 600 à une longueur d'onde de résonance autour de 1550 nm. Les performances du capteur proposé ont été évaluées en cas d'infiltration d'eau ou d'éthanol, dont les indices de réfraction sont estimés à 1.332 et 1.359 à  $\lambda \approx 1.55$   $\mu\text{m}$ , respectivement. Le décalage de longueur d'onde résonante mesuré dans deux cas, est de 22.28 nm et 12.65 nm respectivement. Enfin, le dispositif proposé présente une sensibilité aussi élevée que 460 nm / RIU, elle est supérieure aux sensibilités habituellement atteintes par la cavité L3.

## II.9. Caractéristiques des biocapteurs :

Il s'agit ici des caractéristiques qui servent à évaluer un capteur et ses qualités analytiques. Les caractéristiques les plus utilisées sont les suivantes :

**1. Sélectivité :** c'est la capacité du biocapteur à distinguer entre des substrats différents. C'est un paramètre qui dépend principalement du composant biologique, bien que parfois le choix du transducteur puisse contribuer à la sélectivité.

**2. Sensibilité :** Ce paramètre correspond au rapport entre l'accroissement de la réponse du capteur et la variation correspondante de la grandeur à mesurer.

**3. Reproductibilité :** c'est parmi les paramètres les plus importants. Il indique la capacité du biocapteur à donner des réponses très voisines pour des mesures répétées de la même quantité de la grandeur à mesurer.

**4. Exactitude :** C'est l'accord entre le résultat de la mesure et la valeur vraie de la grandeur mesurée et l'écart est appelé erreur absolue.

**5. Limite de détection :** C'est la plus petite valeur de la grandeur à mesurer pouvant être détectée par le biocapteur d'une façon significativement différente du bruit de fond [74].

## II.10. Méthodes numérique de modélisation :

Il existe de nombreuses méthodes parmi ces méthodes on présentera deux méthodes principales : la méthode des ondes planes pour le calcul des diagrammes des bandes et la méthode FDTD utilisée le plus souvent pour calculer la réponse spectrale d'un dispositif.

### II.10.1 La méthode des ondes planes (PWM) :

La technique de décomposition en ondes planes (Plane Wave Expansion Méthode, PWEM) consiste à résoudre, dans l'espace fréquentiel, l'équation d'onde linéaire en développant le champ électromagnétique sur une base d'ondes planes. La méthode de décomposition en ondes planes est très efficace pour calculer les diagrammes de bandes de cristaux photoniques parfaitement périodiques. Elle permet de déterminer la fréquence, la polarisation, la symétrie et la distribution du champ pour les modes d'une structure photonique (on peut trouver des logiciels en libre-service qui utilisent la décomposition en ondes planes. Dans ce manuscrit deux d'entre eux ont été utilisés<sup>7</sup>). Elle peut être adaptée pour étudier certaines structures non périodiques comme les guides d'onde ou les cavités grâce à la

technique des super cellules, mais pour assurer une convergence des calculs cette méthode nécessite un nombre important d'ondes planes, ce qui va induire un temps de calcul élevé et limite cette méthode. De plus, quand la structure étudiée ne présente pas de véritable périodicité (variation du facteur de remplissage par exemple), la méthode n'est plus valable et impose de recourir à des méthodes de différences finies dans le domaine temporel induire un temps de calcul élevé e et limite cette méthode. De plus, quand la structure étudiée ne présente pas de véritable périodicité (variation du facteur de remplissage par exemple), la méthode n'est plus valable et impose de recourir à des méthodes de différences finies dans le domaine temporel [75].

### **II.10.2 La méthode FDTD :**

La méthode FDTD (Finité Différence Time Domain) est une méthode générale qui permet de simuler la plupart des systèmes. Elle a été proposée pour la première fois par K. S. Yee. Cette technique très utilisée en électromagnétisme consiste à discrétiser les équations de Maxwell dans l'espace et dans le domaine temporel et non dans le domaine fréquentiel, ce qui conduit à la résolution d'une équation aux différences finies par transformée de Fourier dans le temps. Cette méthode permet non seulement de calculer les diagrammes de bandes mais aussi de simuler l'évolution temporelle du champ électromagnétique se propageant dans les structures `a cristaux photoniques, ce qui permet d'avoir des informations sur de nombreuses autres grandeurs comme le vecteur de Poynting ou l'énergie électromagnétique stockée. Par contre, elle exige une excellente résolution qui nécessite des moyens de calcul et des mémoires informatiques importants, ce qui oblige à réduire la taille de l'espace de travail [75].

### **II.11. Conclusion :**

Dans ce chapitre, nous avons présenté d'une façon générale les différents types de cristaux photoniques utilisés, et nous avons décrit spécialement la structure bidimensionnelle, ainsi que les biocapteurs à base des cristaux photoniques et leurs caractéristiques. Nous avons aussi présenté quelques exemples de biocapteurs RI à base CPs.

---

---

## *Chapitre III*

### *Résultats et interprétations*

---

---

### III. 1. Introduction

Les propriétés optiques remarquables des cristaux photoniques (CPs) ont conduit à la conception de nouveaux dispositifs photoniques visant des applications dans divers secteurs de l'industrie et des hautes technologies, tels que les télécommunications (fibres à CP), l'optoélectronique (lasers, photodétecteurs) et, plus récemment, la biodétection. Les cristaux photoniques à deux dimensions (2D) ont montré leurs aptitudes dans la mise en évidence de microcavités optiques à haut facteur de qualité Q [76, 77]. Ce point les rend tout particulièrement attrayant pour la réalisation de capteurs à haute sensibilité [78, 79]

En ce qui concerne notre travail, nous nous sommes focalisés sur le capteur à cristaux photoniques quasi périodiques (CPQ), pour la détection biochimique. Un biocapteur à base de CPQ peut atteindre une sensibilité et un haut facteur qualité élevés ce qui nous donne un grand Facteur de mérites (FOM) et une très faible valeur de la limite de détection (LOD, limit of detection). [80,81]

### III. 2. Présentation de la structure étudiée

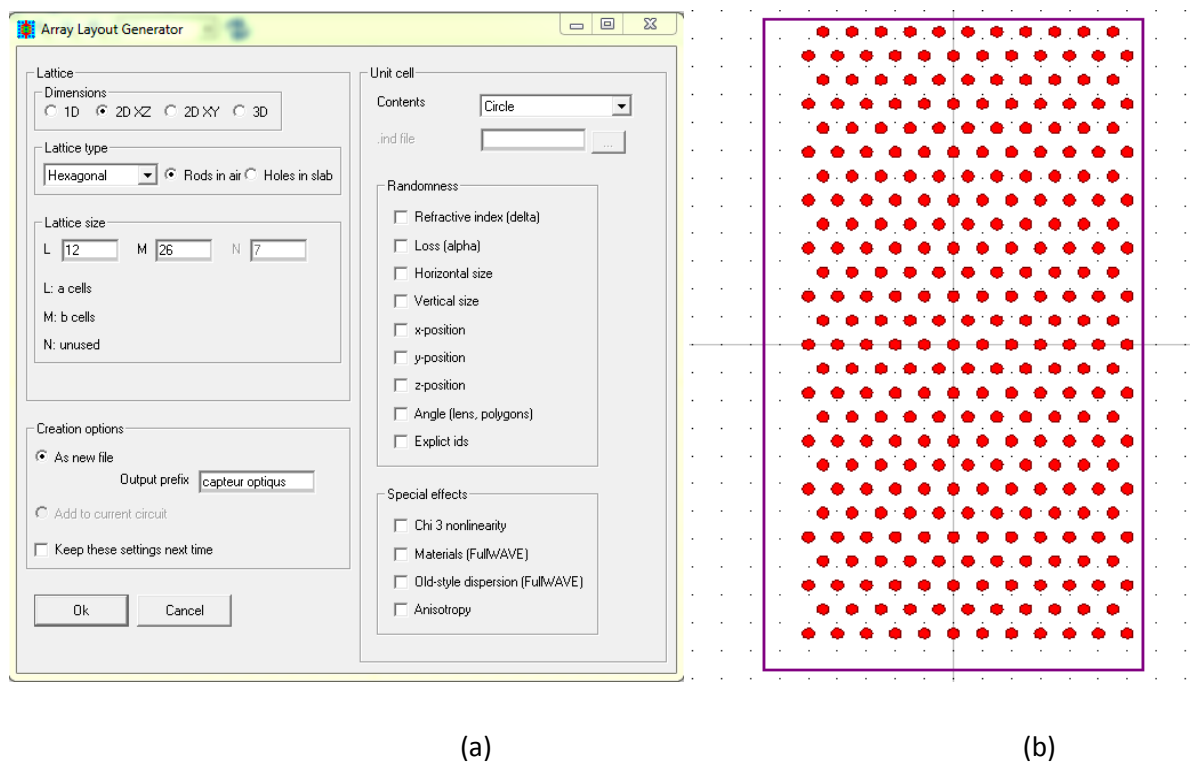
En premier lieu, nous avons réalisé une cavité puis une conception un capteur. Le cristal photonique est un réseau à maille triangulaire de trous d'air (structure connecté) percés dans une membrane de silicium (Si, ( $n_{Si}=3.42$ )).

Pour le choix de réseau, il s'agit de structurer périodiquement à l'échelle de la longueur d'onde optique un matériau dans deux directions de l'espace. On a alors le choix sur le motif élémentaire de ce réseau périodique de trous. Pour des raisons de symétrie, le réseau triangulaire de trous d'air est celui qui présente la plus large bande interdite photonique à facteur de remplissage ( $r/a$ ) en air donné. Les paramètres du réseau donné comme suit :  $r=$  varie de  $50nm$  à  $260 nm$  et  $a=500 nm$  de constante de réseau. Le dispositif photonique est composé de  $12 \times 26$  trous d'air dans le plan ( $x-z$ ). Dans la conception et la simulation, nous avons utilisé bandsolve et full-wave pour la simulation numérique. La lumière se propage dans la direction  $z$ . La structure est excitée par la polarisation **TM**.


Avant d'examiner les caractéristiques des structures sans défauts en termes de transmission, il est judicieux de présenter leurs cartes et diagrammes de bandes afin de fixer les paramètres du cristal.

### III. 2. 1. Création de la structure proposée

Dans cette partie on va montrer comment créer un réseau en cristaux photoniques dans l'interface de CAD. Généralement, il existe plusieurs manières pour créer une structure de réseau dans l'interface de CAD. Cependant, la manière la plus facile est d'employer un des multiples utilités de disposition qui sont incluse avec Full WAVE afin d'expédier la création de ce réseau en utilisant Array Layout (figure.1 (a)). Après l'introduction des différentes données (type de réseau, forme de motif, le nombre de rangés et le nom du circuit) on clique sur le bouton **OK** pour obtenir la structure du cristal photonique qui apparaît sur la (figureIII.1 (b)).



**Figure III.1: (a) Paramètres de création de la rangée XZ, (b) présentation du réseau**

Pour personnaliser les paramètres du réseau ; on click Le bouton global  d'arrangements d'édition qui permet de définir les propriétés du réseau. Nous allons créer des trous d'air circulaires ( $n_{\text{air}}=1$ ) plongés dans un diélectriques SI ( $n_{\text{SI}}=3.42$ ) ; et la longueur d'onde de l'espace libre de  $1.55\mu\text{m}$

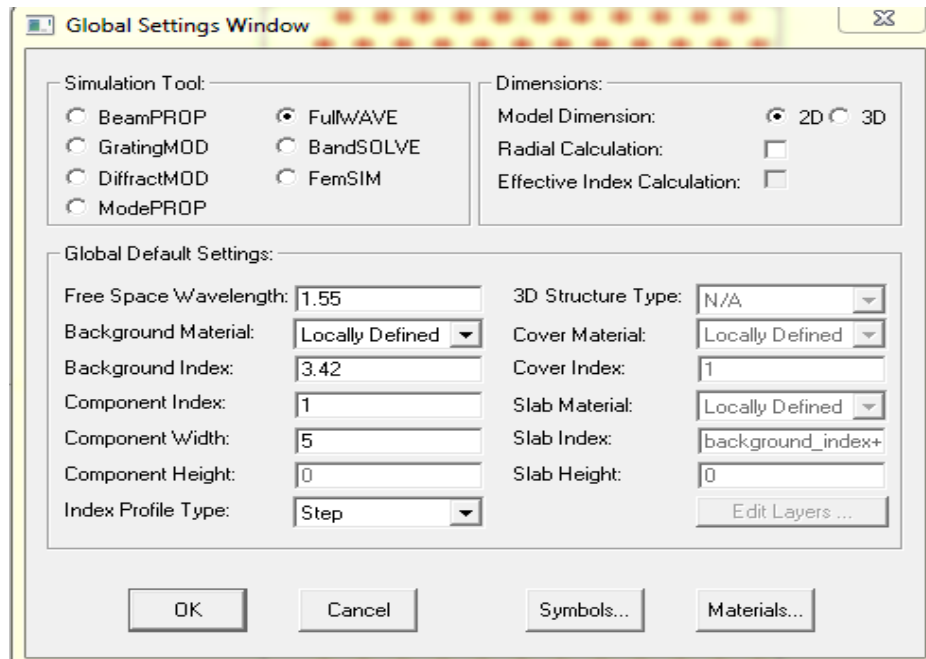


Figure III. 2 : Arrangements Global

La fenêtre ci-dessous nous permet  de modifier la période  $a$  et le rayon  $r$ . La structure obtenue est sur la figure III.3.

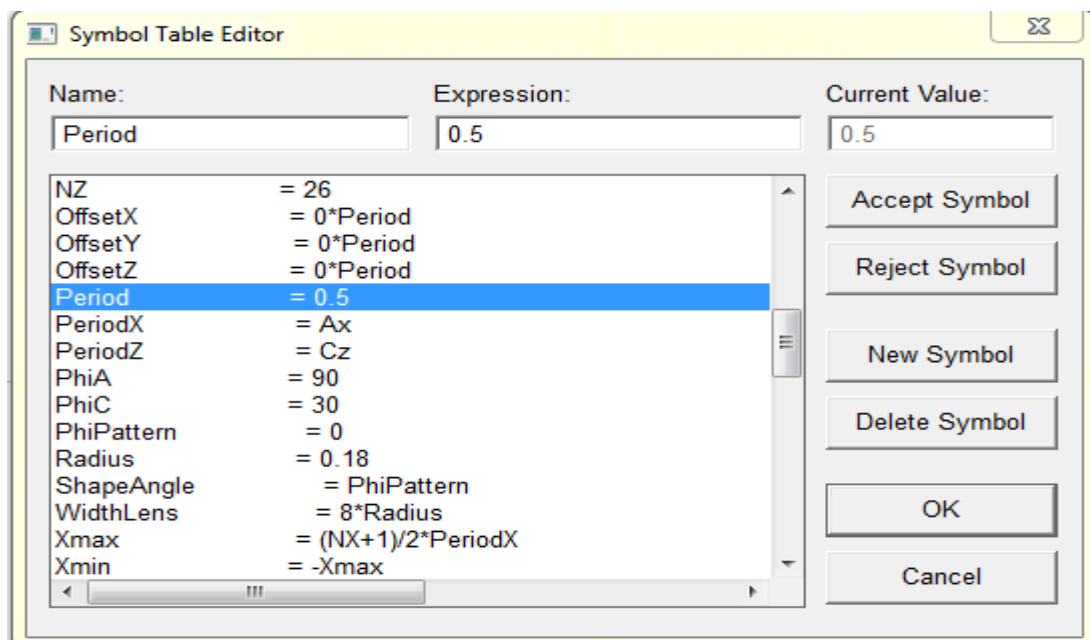



Figure III. 3 : Le tableau de l'éditeur des symboles

Pour vérifier la distribution d'indice de la structure qu'on a créé. On appuie sur le bouton de profil d'index . La structure obtenue est sur la figure III.4.

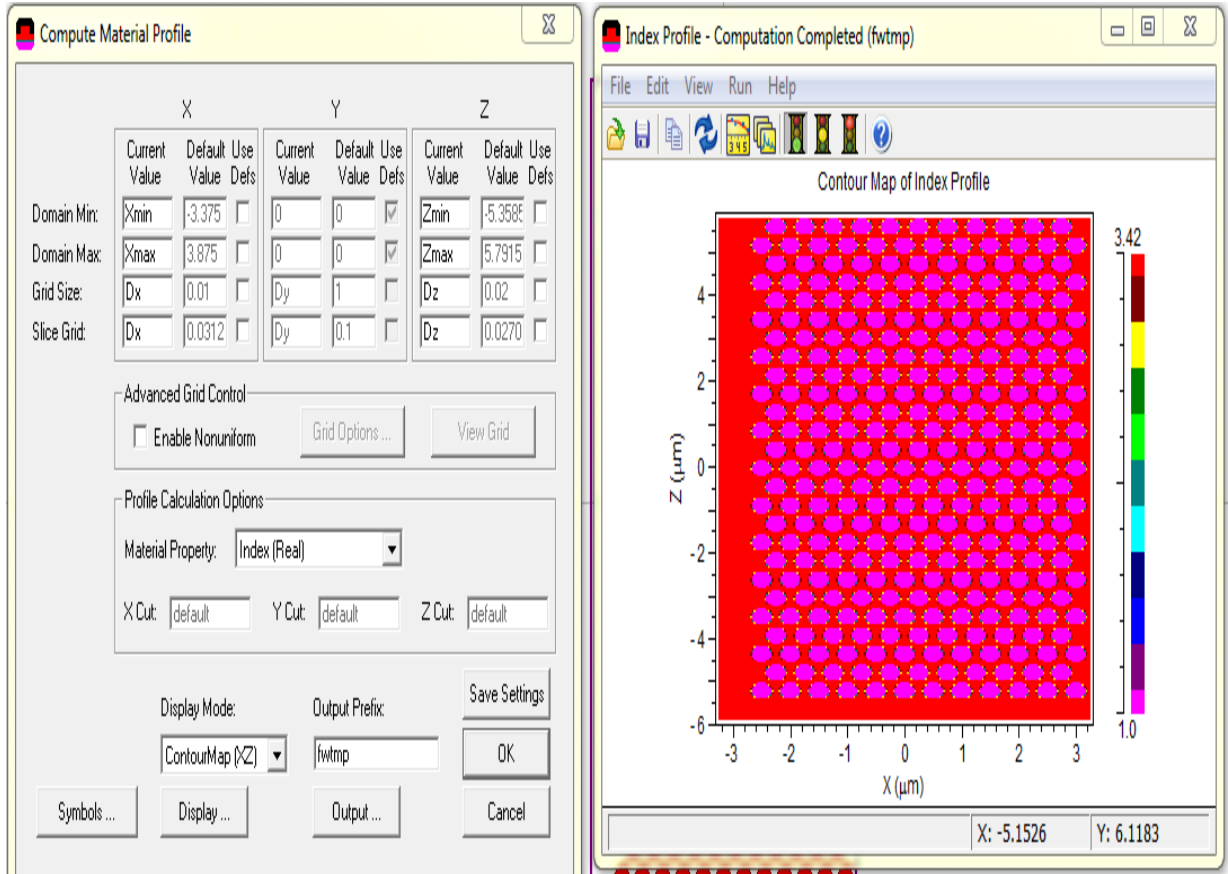


Figure III. 4: Vérification du profil d'index.

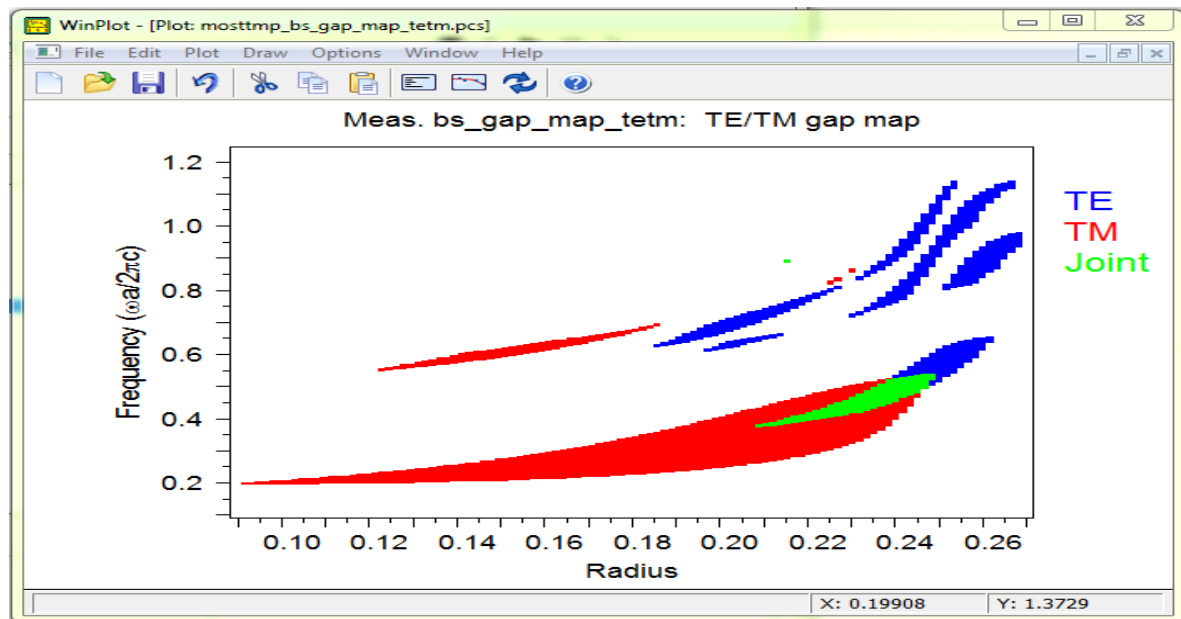
Dans un premier temps, Nous avons utilisé le logiciel de simulation (BandSOLVE de RSoft basé sur la méthode des ondes planes PWE) pour optimiser les premières bandes interdites (TE et TM) en fonction du rayon  $r$ . Nous considérons un réseau triangulaire de trous d'air dans une membrane de Silicium ( $n=3.42$  et la période du réseau est de  $0.5 \mu\text{m}$ , la période étant fixée de façon à obtenir une bande interdite pour au moins une polarisation à des longueurs d'onde d'intérêt).

Les simulations seront effectuées pour les modes TE et TM pour connaître le comportement des structures à BIP. Théoriquement ce rayon varie de  $0$  à  $0.26 \mu\text{m}$ . La valeur de disparition des bandes interdites  $r = a/2 = 0.25 \mu\text{m}$  n'est cependant pas significative.

La figure III. 5 montre la carte du bande interdite pour notre structure en deux modes TE et TM, Pour de faibles facteurs de remplissage  $f$  en air, il n'y a pas de bande interdite, il faut atteindre  $r=0.08 \mu\text{m}$  pour voir apparaître la bande interdite TM de plus basse énergie et c'est seulement pour un rayon des trous important que l'on a un recouvrement des gaps pour les deux polarisations. La plus large bande interdite est centrée autour d'une fréquence normalisée de  $0,4$  avec un rayon  $r = 0.22 \mu\text{m}$  (lorsque le diamètre vaut environ  $88 \%$  de la période).

## Chapitre III : résultats et interprétations

Le diagramme de bandes nous renseigne sur les propriétés (la position et la largeur) des bandes interdites photoniques pour chaque polarisation. Néanmoins, certains paramètres peuvent encore être ajustés, comme l'indice de la matrice et le facteur de remplissage d'air, etc. Pour un matériau donné, il est intéressant de connaître l'influence de ces paramètres sur la position et la largeur des gaps photoniques : c'est la carte des bandes interdites.



**Figure III. 5 : Carte des bandes interdites d'une structure carrée pour les modes**

Pour des raisons de fabrication (risque de chevauchement des trous étant données les imprécisions de réalisation de composants pour ces dimensions), et pour limiter les pertes intrinsèques hors du plan du cristal, il est nécessaire de conserver un facteur de remplissage modéré [82].

Les valeurs typiques du facteur de remplissage sont autour de  $f=36\%$ . Le choix optimal du rayon  $r$  est donc fixé à  $0.18\mu\text{m}$  pour ce facteur de remplissage.

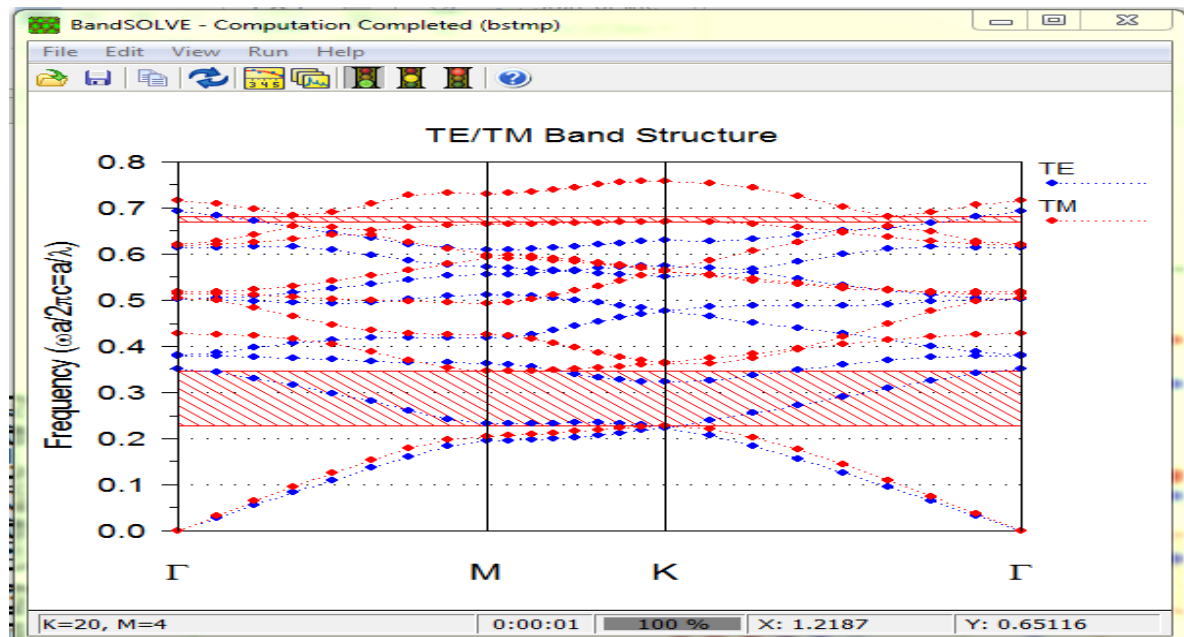
### III. 2. 2. L'étude de la bande interdite:

La figure III.6 présente le diagramme de bande calculé par la méthode des ondes planes (méthode PWE) à l'aide de simulateur Bandsolve, pour un réseau 2D triangulaire (possède la plus large bande interdite par apport au réseau carré) caractérisé par un facteur de remplissage

$f = a/\lambda$  nous utilisons une onde plane de type gaussienne. Dans ces conditions, le cristal étudié présente une large bande interdite centrée autour d'une fréquence normalisée de

0.291. Cette bande est en mode TM comprises entre les deux fréquences normalisées 0.2278 et 0.365 qui correspondent à une longueur d'onde de  $1.369\mu\text{m}$  à  $2.202\mu\text{m}$ .

La mesure de la transmission en fonction de la longueur d'onde en polarisation TM avec la méthode des différences finies dans le domaine temporel FDTD permet de retrouver la même bande interdite photonique. La figure 8 présente le spectre pour la structure triangulaire qui possède la plus large BIP ( $1.487\mu\text{m} < \lambda < 2.205\mu\text{m}$ ) en mode TM



**Figure III. 6 : Carte des bandes interdites pour les deux polarisations dans le cas d'un cristal photonique de trous d'air dans une matrice de constante diélectrique  $\epsilon = 11.7$  d'un réseau carré.**

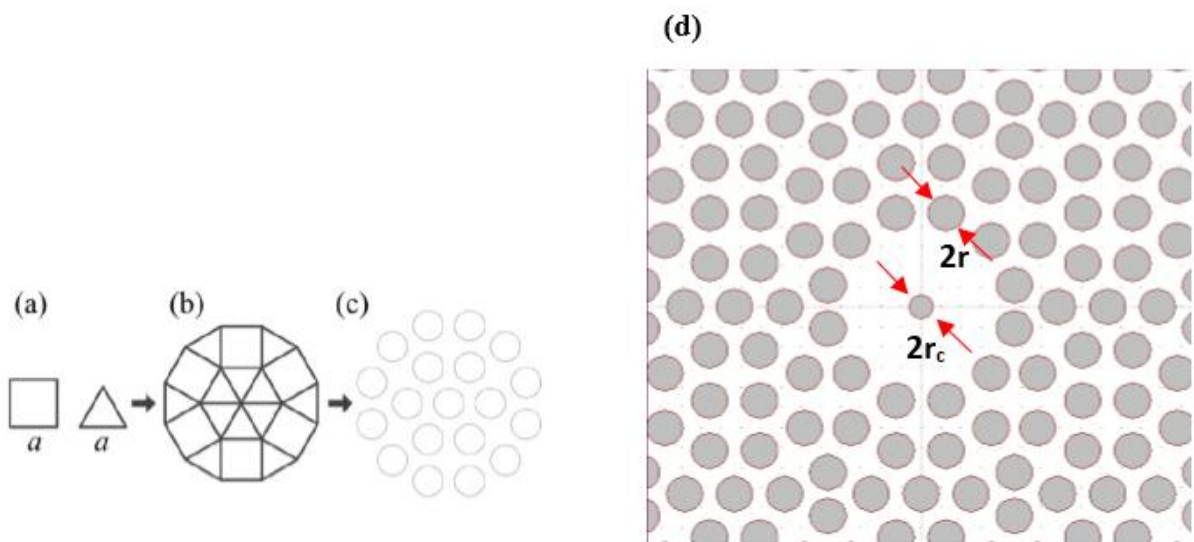
**Présentation du spectre en mode TM**

### III. 3. Création de la cavité : Première structure proposée

Comparant avec au CP périodique, le CP quasi-périodique (CPQ) (également appelé photonic quasi-crystal, PQC) a plus de modes de défaut et un meilleur effet de localisation optique, et peut être appliqué dans les fibres, les filtres, la lentille, les prismes et les capteurs [80,81]. Actuellement, Les recherche scientifique sont intéressées à étudier les capteurs photoniques à des structures quasi cristalline (CPQ). Le capteur à base de CPQ peut atteindre une sensibilité et un facteur qualité élevés ce qui nous donne un Facteur de mérites (FOM) élevé et une très faible valeur de la limite de détection (LOD, limit of detection). [80,81]


En se basant donc sur le cas bidimensionnel tel qu'il a été exposé précédemment, on constate que le cristal photonique 2D le plus propice aux gaps photoniques est le réseau triangulaire de trous, la période  $a = 0.5 \mu\text{m}$  étant fixée de façon à obtenir une bande interdite pour au moins une polarisation à des longueurs d'onde d'intérêt telle que  $1.55 \mu\text{m}$ .


La structure proposée dans ce travail est montrée dans la figure ci-dessous. Le processus de formation de la structure quasi périodique est illustré dans la figure III.7. Le réseau élémentaire base est formé par la combinaison de carrés et triangles équilatéraux comme le montre la figure III.7(b). La cavité est basée sur un défaut au centre de la structure par l'omission de 18 trous et le changement du rayon du trou central  $r_c$ .

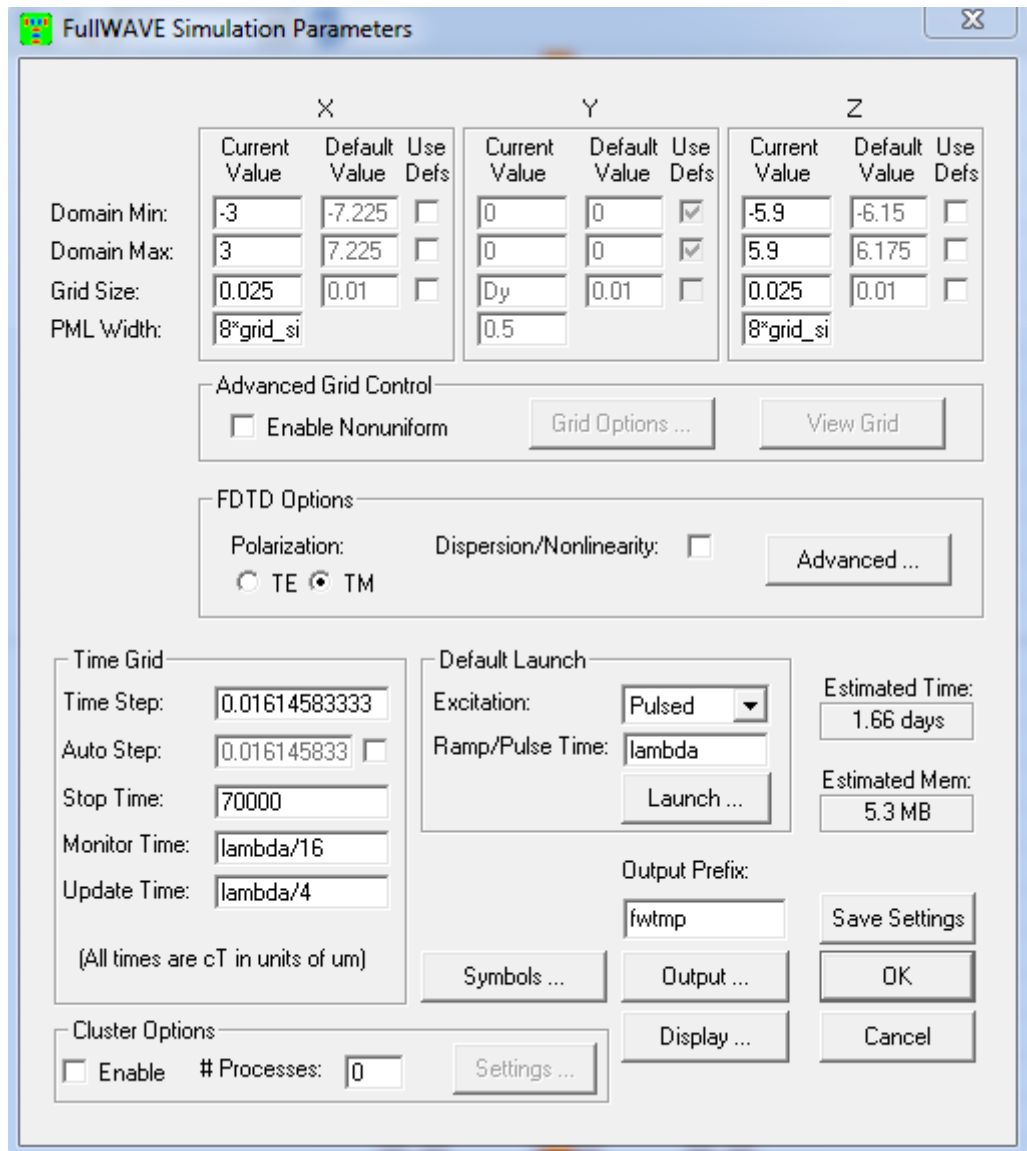


**Figure III. 7 : (a) Deux cellules de base (b) réseau de base d'unité structurelle (c) Unité structurelle de base (d) Première structure proposée,  $a = 0.5 \mu\text{m}$   $r = 0.18 \mu\text{m}$   $r_c = 0.1 \mu\text{m}$**

Lorsque la structure est bien définie on doit effectuer la simulation à l'aide de l'outil de simulation Full wave pour calculer la transmission de la cavité. La source de la lumière incidente est placée du côté gauche du capteur et un moniteur (détecteur) est placé sur le côté droit du capteur. Avant de simuler on doit définir le champ en choisissant l'icône **Edit**

**Launch Field**  (Editeur le champ de lancement) où l'utilisateur peut indiquer le champ initial pour la simulation puis on clique sur l'option pour ajouter le moniteur ; et cliquer sur

l'icône **Perform simulation**  (Effectuer La Simulation) où l'utilisateur peut indiquer des paramètres de simulation avant de l'effectuer (Figure III.8)



**Figure III. 8 : La fenêtre de paramètre de la simulation**

La lumière se propage dans la direction **X** et la structure est excitée par la polarisation **TM**. Les étapes de l'espace dans les directions **X** et **Z** sont  $\Delta X$  et  $\Delta Z$ , le maillage FDTD utilise dans la simulation est un  $\Delta X = \Delta Z = a/20 = 0.025 \mu\text{m}$ . Le temps d'échantillonnage est

### Chapitre III : résultats et interprétations

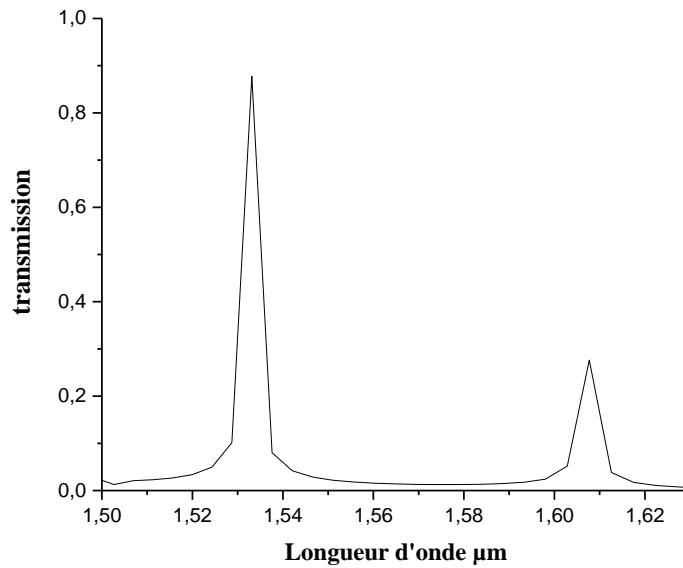
sélectionné pour assurer la stabilité numérique de l'algorithme. Le pas de temps pour la structure 2D est déterminé par

$$\Delta t \leq \frac{1}{c^* \sqrt{\frac{1}{\Delta X^2} + \frac{1}{\Delta Z^2}}} \quad (\text{III.1})$$

Où  $c$  la vitesse de la lumière dans l'espace libre

Le nombre d'itérations (Stop time)= 70000. On va cliquer sur OK pour démarrer la transmission.

Le calcul FDTD-2D fait par le logiciel FullWave de RSoft, permet de tracer le spectre de transmission (figure III.9)). Comme on le voit il existe deux pics étroits à la longueur d'onde  $1.533152\mu\text{m}$  (mode 1) et  $1.607707\mu\text{m}$  (mode 2).



**Figure III. 9 : le spectre de transmission pour  $r_c=0.1\mu\text{m}$  et  $n_{\text{trou}}=1$**

En simulant les spectres de transmission de QCP proposé lorsque l'indice de réfraction des trous égal à  $n_{\text{trou}}= 1$  et  $r_c$  passe de  $0.08\mu\text{m}$  à  $0.12\mu\text{m}$  avec un incrément de  $0.01\mu\text{m}$ . et nous définissons le facteur de qualité (pour le mode 1) comme  $Q = \frac{f_0}{\Delta f}$  Où  $f_0$  est la fréquence de résonance et  $\Delta f$  est la largeur à mi-hauteur (FWHM).

$r_c$ ( $\mu\text{m}$ )	$\lambda_0$ ( $\mu\text{m}$ ) -mode1-	Q
0.08	1.542091	8702.3
0.09	1.537607	9766.8
0.1	1.533152	10707

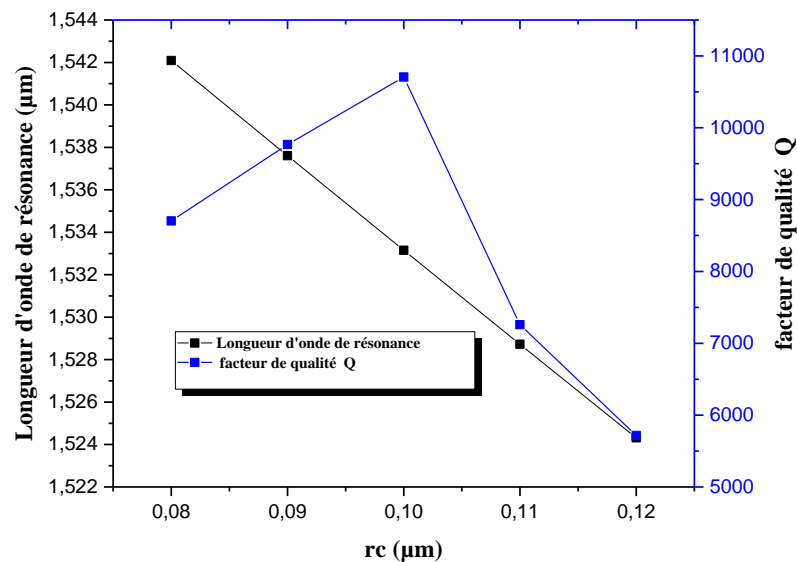
### Chapitre III : résultats et interprétations

0.011	1.528725	7258.9
0.012	1.524315	5716.0

**Tableau III.1 : Longueur d'onde de résonance ( $\lambda_0$ ) et le facteur de qualité (Q) en fonction du changement du rayon  $r_c$**

Grâce aux résultats de simulation décrits dans le tableau III.1 liée au changement de la longueur d'onde de résonance ( $\lambda_0$ ) et le facteur de la qualité (Q) en fonction du Changement du rayon  $r_c$  ;

Notez que lors que la valeur de rayon  $r_c$  augmente, la valeur de facteur de la qualité (Q) augmente, et elle est compensée par une légère diminution de la valeur de la longueur d'onde de résonance ( $\lambda_0$ ) Où la valeur de Q est maximale lors que  $r_c=0.1\mu\text{m}$ .



**Figure III. 10 : variation de la longueur d'onde de résonance  $\lambda_0$  et le facteur de qualité Q avec le changement du rayon central  $r_c$**

Lorsque la longueur d'onde réelle de la cavité QCP est fixée à  $1.533152\mu\text{m}$ , la distribution du champ de la cavité QCP est montrée dans l'encart de la figure III.11 ce qui montre une localisation dans le trou central ; cela signifié que le champ est centré dans la région d'indice plus faible ; alors le capteur ne sera pas sensible à la variation d'indice de réfraction

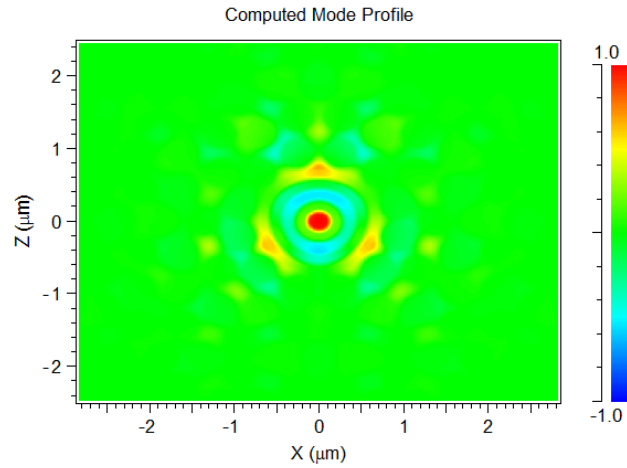
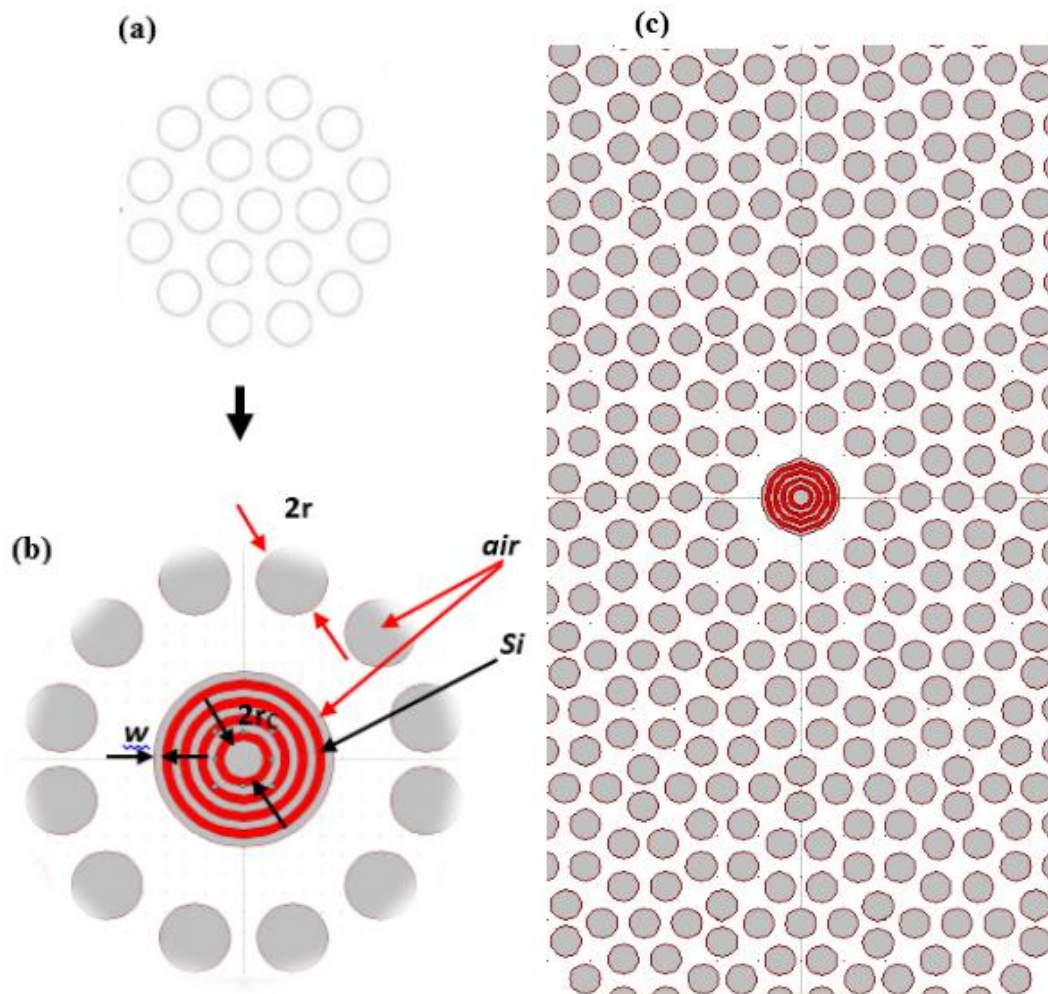


Figure III. 11 : distribution du champ de la cavité QCP

### III. 4. Optimisation de la structure proposée

Pour améliorer les performances de la cavité du capteur afin d'avoir une sensibilité  $S$ ; un facteur de qualité  $Q$  et facteur de mérites élevés  $FOM$  ; on propose la structure suivante :



### Chapitre III : résultats et interprétations

**Figure III. 12 : (a) Unité structurale de base (b) structure de la cavité (c) structure optimisée avec  $r=0.18 \mu\text{m}$ ,  $r=0.1 \mu\text{m}$ ,  $w=0.045\mu\text{m}$**

La figure III.12 montre la cavité annulaire, remplaçant les sept trous d'air central sur la figure III.12(a) par cinq anneaux d'air avec des distances égales ( $w$ ).

En simulant les spectres de transmission de QCP proposé lorsque l'indice de réfraction des trous égal à  $n_{\text{trou}}=1$  et  $w$  passe de 0.04 à 0.057. Si nous définissons la sensibilité comme  $S = \Delta\lambda_0/\Delta n$  le le facteur de mérites  $\text{FOM} = SQ/\lambda_0$  la sensibilité et le facteur de qualité de la cavité QCP sont calculés comme montré ci-dessous (Tableau III.2)

$W (\mu\text{m})$	$\lambda_0 (\mu\text{m})$ $n_{\text{trou}}= 1$	$\lambda_0 (\mu\text{m})$ $n_{\text{trou}}= 1.01$	$S$ (nm/RIU)	$Q$
0,04	1,637577	1,642663	508,6	51123
0,043	1,612614	1,618546	593,2	78392
0,045	1,600840	1,607199	635,9	127400
0,047	1,583645	1,588401	475,6	110063
0,05	1,560288	1,564904	461,6	92090
0,053	1,537609	1,542092	448,3	35737
0,055	1,524316	1,528721	440,5	22030
0,057	1,511250	1,51558	433	10506

**Tableau III.2 : Longueur d'onde de résonance ( $\lambda_0$ ) et le facteur de qualité ( $Q$ ) en fonction du  $w$**

La sensibilité  $S$  et le facteur de qualité  $Q$  augmentent tous d'abord ensuite diminuent avec l'augmentation de la distance  $w$ . La sensibilité reçoit sa valeur maximale a  $w=0.045\mu\text{m}$ , et le facteur de qualité reçoit aussi sa valeur maximal à la même valeur  $w$ .

Tenant en compte l'influence du  $S$  et  $Q$  sur la limite de détection du capteur ; la valeur optimale du  $w$  est  $0.045\mu\text{m}$ .

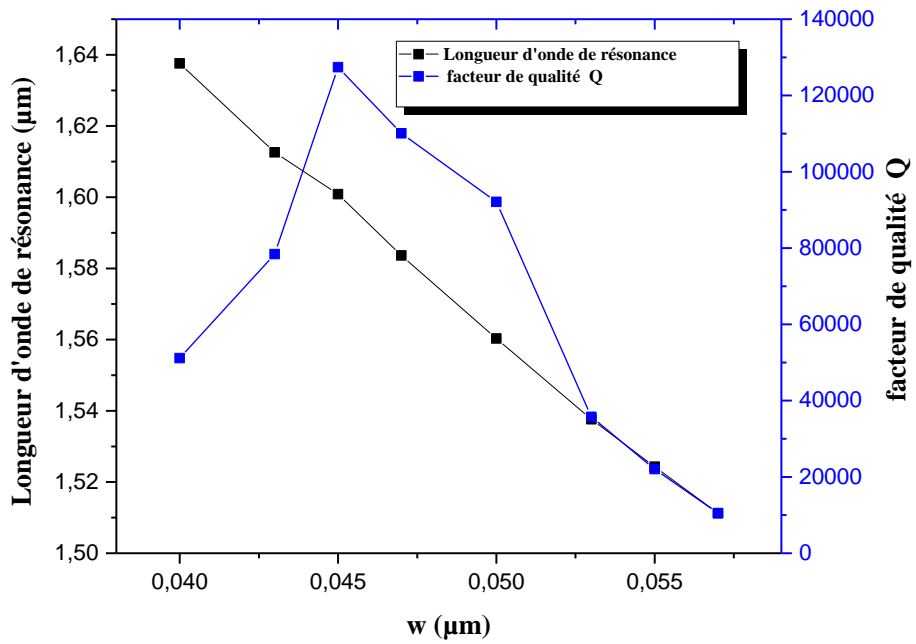


Figure III. 13 : variation de la longueur d'onde de résonance  $\lambda_0$  et le facteur de qualité Q avec le changement de la distance w

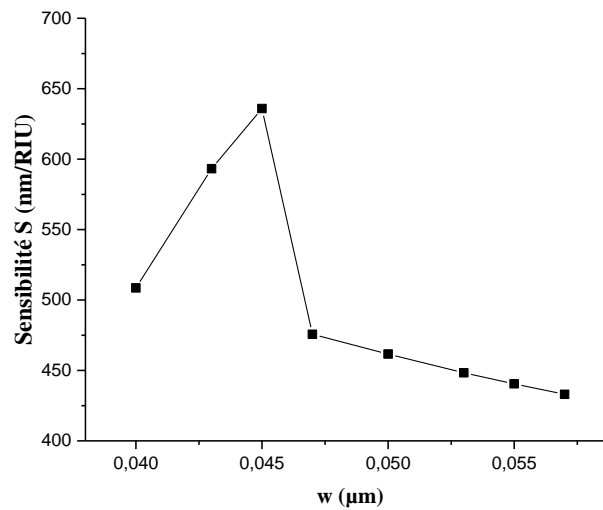


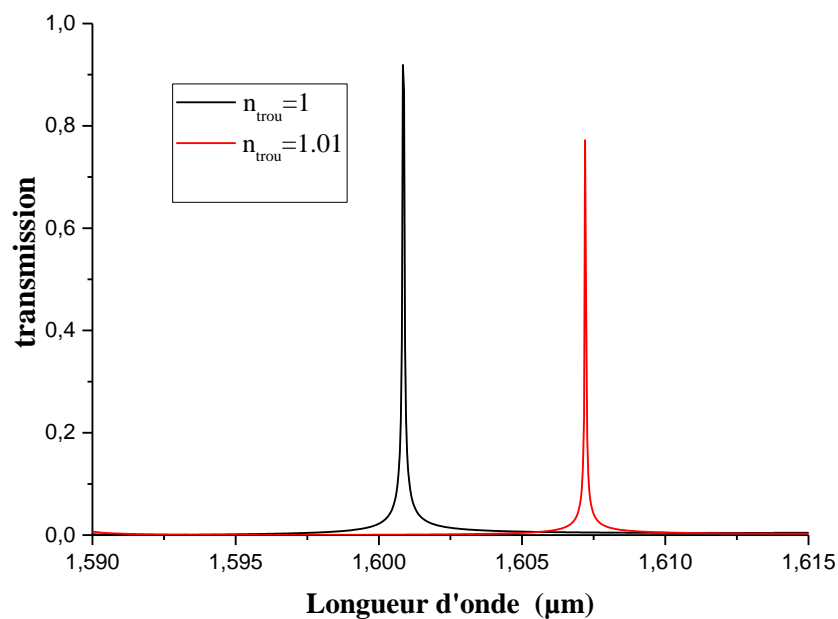
Figure III. 14 : variation de la sensibilité S avec le changement de la distance w

$W (\mu m)$	$\lambda_0 (\mu m)$ $n_{trou} = 1$	FOM
-------------	---------------------------------------	-----

		le facteur de mérites
0,04	1,637577	15877.823
0,043	1,612614	28836.494
0,045	1,600840	50606,968
0,047	1,583645	33054.101
0,05	1,560288	27244.165
0,053	1,537609	10419.357
0,055	1,524316	6366.275
0,057	1,511250	3010.155

**Tableau III.3 : Longueur d'onde de résonance ( $\lambda_0$ ) et le facteur de mérites (Q) en fonction du changement du rayon  $r_c$**

D'après le tableau III.3 nous remarquons que le **FOM** aussi augmente tous d'abord ensuite diminuent avec l'augmentation de la distance  $w$ , le FOM de notre structure peut atteindre une valeur élevée de 50606,968



**Figure III.15: le spectre de transmission pour  $r_c=0.1\mu\text{m}$  et  $n_{\text{trou}}=1$  (structure optimisée ;  $w=0.045\mu\text{m}$ )**

Lorsque les trous d'air du CPQ sont remplis d'eau, gaz ou un analyte chimique ; La longueur d'onde de la résonance  $\lambda_0$  de cette structure se déplacera en conséquence avec la variation de RI (figure III.15). Un shift de 6,3591 nm est calculé pour une variation d'indice de 0.01 RIU correspondant à une sensibilité de 635.91nm /RIU (RIU refractive index unit).

La variation locale de l'indice de réfraction influe sur l'indice de réfraction effectif de la structure et le contraste d'indice entre les trous et les régions. Le dispositif peut ainsi

### Chapitre III : résultats et interprétations

être utilisé comme un capteur RI pour bio-détection chimique en calculant le décalage de longueur d'onde de la résonance  $\lambda_0$  résultant de l'infiltration de l'analyte (cible) dans les trous du biocapteur.

Donc les paramètres structuraux optimaux pour notre biocapteur sont  $a=0.5\mu\text{m}$   $r=0.18\mu\text{m}$   $r_c=0.1\mu\text{m}$  et  $w=0.045\mu\text{m}$ . les résultats d'optimisation finaux obtenus sont :  $S=635.9\text{ nm/RIU}$  (refractive index unit) et  $Q=127400$  facteur de mérites  $FOM=50606,96$ .

Cette structure à une sensibilité varie entre 531.5 et 635.9 nm/RIU ainsi qu'un facteur de qualité élevé par rapport la première structure.

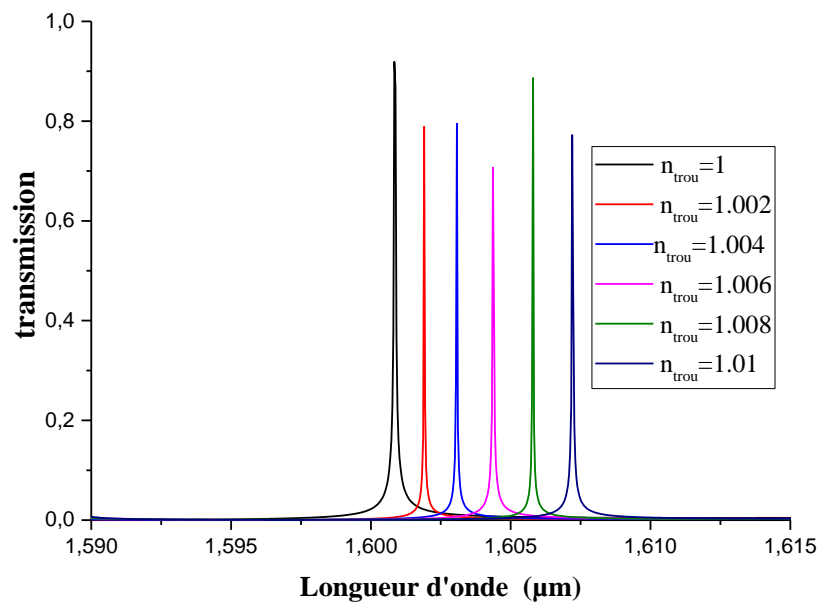
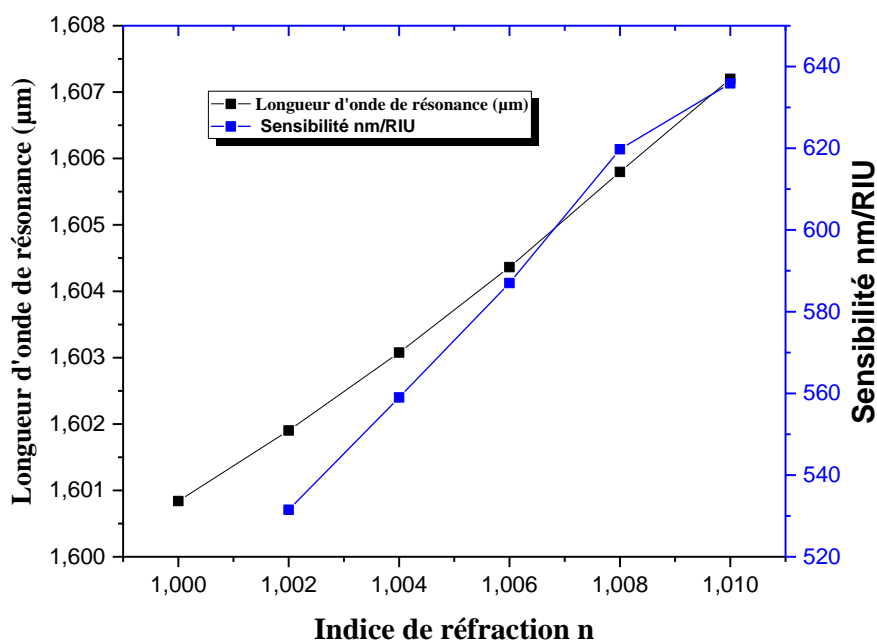


Figure III. 16 : le spectre de transmission pour L'indice de réfraction des trous  $n_{\text{trou}}$  varie 1 à 1.01 avec un incrément de 0.002



**Figure III. 17 : variation de la longueur d’onde de résonance  $\lambda_0$  et de la sensibilité S en fonction du changement le changement de l’indice de réfraction**

La figure III.16 montre la transmission du biocapteur optimisé qui est calculée par FDTD-2D. Les courbes sont obtenues pour des indices de réfraction des trous  $n = 1, 1.002, 1.004, 1.006, 1.008$  et  $1.01$ . Les figures III.16 et 17 illustrent la manière dont le pic résonant se déplace vers les basses énergies lorsque l’indice de réfraction des trous augmente.

### III. 5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons exposé une des propositions de capteur RI à cristaux photoniques pour la détection biochimique, et plus particulièrement les CPs-2D quasi périodique membranaires, utilisant un réseau de trous d’air percés dans une membrane Silicium. Ce travail a été divisé en plusieurs parties, En premier lieu, nous avons présenté le principe d’ouverture de bandes interdites photoniques et la carte des bandes qui permet de sélectionner les paramètres du cristal et le type de structure à étudier dans le cadre de ce travail. Les paramètres du réseau sont sélectionnés soigneusement pour ouvrir une large bande interdite à fin d’avoir une large plage de détection du biocapteur dans une gamme de fréquence souhaitée.

Ensuite nous avons proposé une cavité dans une structure quasi période. Cette dernière, nous donne la possibilité d’atteindre une sensibilité S et un facteur de qualité Q

élevés ce qui influer sur le facteur de mérites FOM de la cavité et limite de détection LOD du capteur. L'optimisation de la structure proposée a pour le rôle d'améliorer les performances de la cavité du capteur. nous avons aussi analysé la structure optimisée ; on se basant sur les propriétés de la cavité. Lorsque les trous d'air du CPQ sont remplis d'eau, gaz ou un analyte chimique ; La longueur d'onde de la résonance  $\lambda_0$  de cette cavité proposée se déplacera en conséquence avec la variation de RI. Un shift de 6,3591 nm est calculé pour une variation d'indice de 0.01 RIU correspondant à une sensibilité de 635.91nm /RIU (RIU refractive index unit). Notre étude indique que la structure proposée est très sensible à la variation de l'indice de réfraction d'analyte et détecte de très infimes quantités de substance à analyser.

---

---

# *Conclusion générale*

---

---

## Conclusion général et perspectives

Le travail présenté dans ce mémoire concerne l'étude et la simulation d'un biocapteur optique label-free pour applications de détection Biochimique à base de cristaux photonique quasi périodique. Les cristaux photoniques (CPs) sont des structures artificielles réalisées dans le but d'ouvrir une bande interdite. Ces dernières années les cristaux photoniques ont prouvé leur utilité dans les domaines de télécommunications, biodetection, découverte pharmaceutique, du diagnostic médical et de l'assurance de la sécurité des aliments et de l'eau...etc. les CPs sont des structures où l'indice de réfraction varie périodiquement à l'échelle de la longueur d'onde dans une, deux ou trois directions de l'espace. Les cristaux photoniques à deux dimensions (2D) ont montré leurs aptitudes dans la mise en évidence de microcavités optiques à haut facteur de qualité Q. Ce point les rend tout particulièrement attrayant pour la réalisation de capteurs à haute sensibilité. Les CPs sont très attrayants en tant que plate-forme de détection optofluidique car ils possèdent des vides naturels qui permettent l'infiltration de fluide. Pour cela, nous nous sommes particulièrement intéressés aux biocapteurs à indice de réfraction (RI).

Le principe de détection consiste à mesurer le décalage de la fréquence de résonance, qui est provoqué par la variation de l'indice de réfraction d'une solution infiltré dans les trous du cristal. Pour effectuer la simulation d'un tel dispositif nous avons utilisé le logiciel Rsoft et notamment ses deux modules BandSolve et FullWave, qui sont le plus adaptés à la simulation et la conception des structures périodiques (CPs).

Notre travail se résume donc à l'étude et la simulation d'un capteur RI à base de cristaux photoniques bidimensionnels (CPs-2D) quasi périodique, utilisant un réseau de trous d'air percés dans une membrane de Silicium. L'objectif visé est l'optimisation de la sensibilité et le facteur de qualité de la cavité à fin d'avoir un grand Facteur de mérites (FOM) et une très faible valeur de la limite de détection (LOD) du biocapteur. Dans la première partie du travail, nous sommes tout d'abord passés par une étude théorique, qui nous a permis de se familiariser avec le sujet et de connaître la structure et les paramètres caractéristiques des cristaux photoniques étudiés. Dans la second partie, nous avons commencé d'abord par l'étude des bandes interdites photoniques de la structure de base du cristal 2D à réseau hexagonal, en premier lieu, les paramètres du réseau triangulaire sont soigneusement sélectionnés pour ouvrir une large bande interdite à fin d'avoir une large plage de détection du biocapteur dans une gamme de fréquence souhaitée.

Ensuite, avec les mêmes paramètres structurels nous avons proposé une cavité dans une structure quasi période. Cette dernière, nous donne la possibilité d'atteindre une sensibilité  $S$  et un facteur de qualité  $Q$  élevés ce qui influer sur le facteur de mérites FOM de la cavité et limite de détection LOD du capteur. Pour la conception d'un biocapteur RI à sensibilité et facteur de qualité élevé, une optimisation de la structure de référence est menée en vue d'améliorer les performances de la cavité du capteur. Lorsque les trous d'air du CPQ sont remplis d'eau, gaz ou un analyte chimique. La longueur d'onde de la résonance  $\lambda_0$  de la cavité proposée se déplacera en conséquence avec la variation de RI. Un shift de 6,3591 nm est calculé pour une variation d'indice de 0.01 RIU correspondant à une sensibilité de 635.91nm /RIU (RIU refractive index unit). Notre étude indique que la structure proposée est très sensible à la variation de l'indice de réfraction d'analyte et détecte de très infimes quantités de substance à analyser.

En perspective nous comptons améliorer la structure d'étude pour une application bien déterminée et optimiser ses dimensions ainsi que les caractéristiques recherchées pour un capteur.

---

---

# *Bibliographie*

---

---

# BIBLIOGRAPHIE

- [1] Cunningham, B. Label-free optical biosensors: An introduction. In M. Cooper (Ed.), *Label-Free Biosensors: Techniques and Applications* (pp. 1-28). Cambridge: Cambridge University Press. doi:10.1017/CBO9780511626531.003 .2009.
- [2] Edited by Riikka Peltomaa, Bettina Glahn-Martínez , Elena Benito-Peña, Maria Cruz Moreno-Bondi .« *Optical Biosensors for Label-Free Detection of Small Molecules* » University of Madrid. p1.2018.
- [3] Candice Blin « *Développement de cristaux photoniques en diamant : modélisation, technologie et application à la biodétection* » *Optique [physics.optics]*. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, Français. ffNNT : 2015PA066020ff. fftel-01133152ff . 2015.
- [4] Solanki PR, Kaushik A, Agrawal VV, Malhotra BD « *Nanostructured metal oxide-based biosensors* » *NPG Asia Mater.* 3(1):17–24. 2011;
- [5] . Chi Thanh Nguyen « *Polymer-based photonic devices for optical communication and sensing* » ,Monabiphot Master Courses, ENS Cachan, 2016.
- [6] White IM, Fan X « *On the performance quantification of resonant refractive index sensors* » *Opt Express.* 16(2):1020. 2008;
- [7] Yacouba Sanogo « *Conception et fabrication de capteurs et de leur technique d’interrogation pour des applications dans le domaines de la santé et de l’environnement* », Thèse de doctorat de l’ENS Cachan, soutenue en décembre 2012.
- [8] Lee B « *Review of the present status of optical fiber sensors.* *Opt Fiber Technol* ». 9(2):57 79.1 avr 2003;
- [9] Lagakos N, Cole JH, Bucaro JA « *Microbend fiber-optic sensor* ». *Appl Opt.* 26(11):2171 .1. juin 1987;
- [10] Yunming W, Jingcao D, Mingde Z, Xiaohan S « *Theoretical and experimental study on multimode optical fiber grating* » *Opt Commun.* 250(1–3):54 62. 1 juin 2005;
- [11] Fan X, White IM, Shopova SI, Zhu H, Suter JD, Sun Y « *Sensitive optical biosensors for unlabeled targets: A review.* *Anal Chim Acta.* 620(1–2):8 26.14 juill 2008;
- [12] Camille Delezoide « *Microrésonateurs en anneau polymères pour capteurs optofluidiques à champ évanescent*, Thèse de doctorat de l’ENS Cachan, soutenue en décembre 2012.

## BIBLIOGRAPHIE

---

[13] Krayzel F, Polles R, Moreau A, Mihailovic M, Granet G « Simulation and analysis of exotic non-specular phenomena J Eur Opt Soc Rapid Publ [Internet]. 5. Disponible sur:

[https://www.jeos.org/index.php/jeos\\_rp/article/view/10025](https://www.jeos.org/index.php/jeos_rp/article/view/10025)

1 juin 2010 [cité 29 sept 2016];

[14] Y. Fainman, L. P. Lee, D. Psaltis, C. Yang, *Optofluidics: fundamental, devices and applications*, Mc Graw Hill, New York, 2010.

[15]. Fernández-Sánchez C, McNeil CJ, Rawson K, Nilsson O, Leung HY, Gnanapragasam V. Test immunostrip en une étape pour la détection simultanée de l'antigène prostatique libre et total dans le sérum. *J Immunol Methods*. 2005; 307 (1): 1–12

[16] Zhang H, Faye D, Lefèvre J-P, Delaire JA, Leray I. Détection fluorimétrique sélective du cadmium dans un dispositif microfluidique. *Microchem J*. 106: 167-73. janv 2013;

[17]. Naimushin AN, Soelberg SD, Nguyen DK, Dunlap L, Bartholomew D, Elkind J, et al. Détection de l'entérotoxine B de *Staphylococcus aureus* à des niveaux femtomolaires avec un capteur miniature de résonance plasmonique de surface à deux canaux (SPR) intégré. *Biosens Bioelectron*. 17 (6-7): 573-84. 26 juin 2002;

[18]. Ciminelli C, Campanella CM, Dell'Olio F, Campanella CE, Armenise MN. Résonnant optique sans étiquette capteurs pour applications biochimiques. *Prog Quantum Electron*. 37 (2): 51-107. mars 2013;

[19] Contremaître MR, Swaim JD, Vollmer F. Capteurs de mode galerie Whispering. *Adv Opt Photonics*. 7 (2): 168-240. 2015;

[20] Nordin AN. Systèmes de biodétection à base de résonateur optique: état actuel et perspectives d'avenir. 2016;

[21] Vollmer F, Yang L. Review Détection sans étiquette avec microcavités à Q élevé: un examen des mécanismes de biocapteur pour les dispositifs intégrés. *Nanophotonique*. 1 (3-4): 267-291. 2012;

[22] Kang S-W, Sasaki K, Minamitani H. Analyse de sensibilité d'un capteur biochimique à guide d'ondes optique à couche mince utilisant l'absorption de champ évanescent. *Appl Opt*. 32 (19): 3544–3549.

[23] Passaro V, Dell'Olio F, Casamassima B, De Leonardi F. Biocapteurs optiques à ondes guidées. *Capteurs* 7 (4): 508–536. 2007.

[24] K. Matsubara, S. Kawata et S. Minami. Système multicouche pour un capteur de résonance plasmonique de surface de haute précision. *Optics Letters*, 15 (1): 75–77, janvier 1990.

[25] A. K. Sharma, R. Jha et B. D. Gupta. Capteurs à fibre optique basés sur la résonance plasmonique de surface: un examen complet. *Journal IEEE Sensors*, 7 (8): 1118–1129, 2007.

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [26] G. Xiao et W.J.Bock. Détection photonique: principes et applications pour la surveillance de la sûreté et de la sécurité. John Wiley and Sons, Inc., 2012.
- [27] Biacore. <http://www.biacore.com>.
- [28] A Ymeti, JS Kanger, J Greve, PV Lambeck, R Wijn et RG Heideman. Réalisation d'un capteur chimique interféromètre Young intégré multicanal. *Applied Optics*, 42 (28): 5649-5660, 1er octobre 2003.
- [29] Aurel Ymeti, Jan Greve, Paul V. Lambeck, Thijs Wink, van Hövell, Beumer, Robert R. Wijn, Rene G. Heideman, Vinod Subramaniam et Johannes S. Kanger. Détection de virus rapide et ultrasensible à l'aide d'un jeune capteur interféromètre. *Nano Letters*, 7 (2): 394–397, 2007.
- [30] Thomas Nagel, Eva Ehrentreich-Forster, Mahavir Singh, Katrin Schmitt, Albrecht Brandenburg, Alexander Berka et Frank F. Bier. Détection directe de l'infection tuberculeuse dans le sérum sanguin en utilisant trois approches optiques sans étiquette. *Capteurs et actionneurs B: Chimique*, 129 (2): 934 - 940, 2008.
- [31] David Hradetzky, Claas Mueller et Holger Reinecke. Système de détection biomoléculaire interférométrique sans étiquette. *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics*, 8 (7): S360, 2006.
- [32] Albrecht Brandenburg, Ralf Krauter, Christa Künzel, Monika Stefan et Heinrich Schulte. Capteur interférométrique pour la détection des bioréactions liées à la surface. *Appl. Opt.*, 39 (34): 6396–6405, décembre 2000.
- [33] A. Densmore, M. Vachon, D.X. Xu, S. Janz, R. Ma, Y.H. Li, G. Lopinski, A. Delâge, J. Lapointe, C. C. Luebbert, Q. Y. Liu, P. Cheben et J. H. Schmid. Réseau de biocapteurs à fil photonique en silicium pour une détection moléculaire multiplexée en temps réel et sans étiquette. *Opter. Lett.*, 34 (23): 3598–3600, décembre 2009.
- [34] Romeo Bernini, Genni Testa, Luigi Zeni et Pasqualina M. Sarro. Interféromètre Mach-Zehnder optofluidique intégré basé sur des guides d'ondes à noyau liquide. *Lettres de physique appliquée*, 93 (1), 2008.
- [35] F Prieto, B Sepulveda, A Calle, A Llobera, C Dominguez, A Abad, A Montoya et LM Lechuga. Un nanodispositif interférométrique optique intégré basé sur la technologie du silicium pour les applications de biocapteur. *Nanotechnology*, 14 (8): 907–912, août 2003.
- [36] PV Lambeck, GJ Veldhuis, RG Heideman et K Worhoff. Dispositifs optiques intégrés pour la détection chimique. *Quimica Analitica*, 18 (1): 10–19, 1999.
- [37] B.Y. Shew, C.H. Kuo et Y.H. Tsail. Biocapteur ultra-sensible basé sur un interféromètre planaire su-8 planaire. Actes de la 13e Conférence internationale sur les capteurs, actionneurs et microsystèmes à semi-conducteurs, Séoul, Corée, 2005.
- [38] Farfield. <http://www.farfield.group.com>.

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [39] Katrien De Vos, Irene Bartolozzi, Etienne Schacht, Peter Bienstman et Roel Baets. Résonateur de microring silicium sur isolant pour une biodétection sensible et sans étiquette. *Opter. Express*, 15 (12): 7610–7615, juin 2007.
- [40] Chung-Yen Chao et L. Jay Guo. Capteurs biochimiques basés sur des microrings polymères à forte résonance asymétrique. *Applied Physics Letters*, 83 (8): 1527-1529, 2003.
- [41] Chung-Yen Chao, W. Fung et L.J. Guo. Résonateurs microrés en polymère pour les applications de détection biochimique. *Selected Topics in Quantum Electronics, IEEE Journal of*, 12 (1): 134–142, janvier 2006.
- [42] E. Yablonovitch, «Photonic band-gap crystals», *J. Phys. Condens. Matter*, vol.5, pp.2443-2460, (1993).
- [43] J.D. Joannopoulos, R.D. Meade, J.N. Winn, *Photonic Crystal Molding the Flow of Light*, Princeton University. Press, (1995).
- [44] D. Yohan, « Conception et études optiques de composants micro-photoniques sur matériaux III-V à base de structures à bande interdite de photon », thèse de structures à bande interdite de photon », thèse de doctorat, Lyon, (2001).
- [45] A. Amirouche, «Contribution à l'étude des microcavités à base des cristaux photoniques », thèse de doctorat, Université Mohamed Seddik Ben Yahya– Jijel , (2017).
- [46] R. Zengerle, « Light Propagation in Singly and Doubly Periodic Planar Waveguides », *Journal of Modern Optics*, vol. 34, pp. 1589-1617, (1987).
- [47] E. Yablonovitch, « Inhibited Spontaneous Emission in Solid-State Physics and Electronics », *Phys. Rev. Lett*, vol. 58, pp. 2059-2062, (1987).
- [48] S. John, « Strong localization of photons in certain disordered dielectric superlattices », *Phys. Rev. Lett*, vol. 58, pp. 2486-2489, (1987).
- [49] Graydon, Nature's nanostructures color wings and stones, *Opto Lser Europe*, 51, 36 June 1998
- [50] P. Vukusic , et J.R. Sambles , « Photonic structures in biology », *Nature*, vol. 424, pp.852-855, (2003).
- [51] J. Zi, X. Yu, Y. Li, X. Hu, C. Xu, X. Wang, X. Liu et R. Fu, « Coloration strategies in peacock feathers », *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 100, pp. 12576-12578, (2003).
- [52] A. Benmerkhi, « Optimisation du confinement de la lumière dans des cavités à cristaux photoniques », thèse de doctorat, Université Mentouri – Constantine, (2012).

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [53] DEKHIRA Azzeddine « Etude théorique et simulation des cristaux photoniques et leurs applications en chimie et biochimie », Université de Houari Boumediene 2011.
- [54] A. Kahlouche, « *Etude des potentialités de couches minces sol-gel dopées par des nanoparticules magnétiques pour la conception des cristaux magnéto-photoniques* », Thèse de doctorat, Université de M'sila, 2014.
- [55] Benaissa Fatima , « Étude et Simulation de la Propagation des Ondes Électromagnétiques dans les guides à Cristaux Photoniques-Application aux Fibres Optiques» MEMOIRE MAGISTER , UNIVERSITE ABOU-BAKR BELKAÏD – TLEMCEN , 2013
- [56] C.J.M. Smithal , Coupled guide and cavity in a two-dimensional photonic crystal. Applied physics letters , 78(11) , p. 1487-1489 (2001).
- [57] Melle. Saidani Asma, « Application des méthodes stochastiques pour l'optimisation des filtres passe-bande à base des cristaux photoniques unidimensionnels », mémoire master, Université de abou-bakr belkaïd ,tlemcen,2014.
- [58] BOUGRIOU Fiada, Etude théorique des matériaux à bandes interdites photoniques bidimensionnels: applications dans le domaine de guidage optique et la détection, université de Constantine, 2013
- [59] [http:// www.sst.ph.ic.ac.uk/photonics](http://www.sst.ph.ic.ac.uk/photonics).
- [60] E. Yablonovitch, T.J. Gmitter, R.D. Meade, A.M. Rappe, K. D. Brommer, and J. Joannopoulos. « Donor and acceptor modes in photonic band structure », Phys. Rev. Lett., Vol 67, N° 24, pp 3380–3383, 1991.
- [61] M. Nevière, E. Popov et R. Reinisch, « Electromagnetic resonances in linear and nonlinear optics: Phenomenological study of grating behavior through the poles and zeros of the scattering operator ». Journal of the optical society of America p. 513 (1995).
- [62] J. Pendry, « Photonic band structures. Journal of modern optics », P209, (1994).
- [63] D. R. Smith, S. Schultz, N. Kroll, M. Sigalas, K. M. Ho; and M. Soukoulis, Experimental and theoretical results for a two-dimensional metal photonic band-gap cavity, Appl. Phys. Lett. 65(1994).
- [64] F. Gadot, Modélisation et caractérisation expérimentale de matériaux à Bandes Interdites Photoniques (BIP) en Micro-Ondes, thèse de Doctorat, Univ. De Paris sud, Janvier(1999).
- [65] J.D. Joannopoulos, P.R. Villeneuve, S. Fan, Photonic crystals: putting a new twist on light, Nature 386 (1997) pp. 143–149.
- [66] Amel Labbani « Matériaux Bip A Base De Nanoparticules métalliques Et Semi-conductrices Etude Des Propriétés Optiques Par FDTD », Thèse Doctorat En Sciences, Université Mentouri Constantine, 2009.

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [67] Sakamoto, J.S. and B. Journal of Materials Chemistry, 2002.
- [68] Gomyo, A., J. Ushida, and M. Shirane, 4, 2006.
- [69] X. Wang, X. Liu et R. Fu, 100, 2003.
- [70] Zhang, H., X. Yu, and P.V. Braun, 2011.
- [71]: S. Robinson and N.Dhanlaksmi, « Photonic Crystal Based Biosensor for the Detection of Glucose Concentration in Urine », PHOTONIC SENSORS , Vol. 7, No. 1, 11–19, 2017.
- [72] N. Skivesen, A. Têtu, M. Kristensen, J. Kjems, L.H. Frandsen, and P.I. Borel, “Photonic crystal waveguide biosensor,” Optics Express 15, pp. 3169-3176 (2007).
- [73] Y. Liu, & H.W.M. Salemink, « Photonic crystal-based all-optical on-chip sensor », Opt. Exp., 20(18), pp 19912-19920, 2012.
- [74] Mouna MARRAKCHI « Développement et optimisation de biocapteurs à base de biomolécules et de micro-organismes sur microélectrodes inter digitées », thèse doctorat, Ecole Centrale de Lyon . 2006
- [75] Yassine Benachour. Optimisation de cristaux photoniques pour l’optique non linéaire. Physique [physics]. Université Paris Sud - Paris XI,. Français. fftel-00274814v1. 2008.
- [76] Z. Zhang and M. Qiu, « Small-volume waveguide-section high Q microcavities in 2D photonic crystal slabs», Opt. Express 12, pp 3988, 2004.
- [77] U. Bog, C. L. C. Smith and M. W. Lee, « High-Q microfluidic cavities in silicon- based two-dimensional photonic crystal structures », Opt. Lett. 33, pp 2206, 2008.
- [78] C. L. C. Smith, U. Bog, S. Tomljenovic-Hanic, M. W. Lee, D. K. C. Wu, L. O’Faolain, C. Monat, C. Grillet, T. F. Krauss, C. Karnutsch, R. C. McPhedran and B. J. Eggleton, « Reconfigurable microfluidic photonic crystal slab cavities », Opt. Express 16, 20, 2008.
- [79] D. Yang, H. Tian and Y. Ji, « The properties of lattice-shifted microcavity in photonic crystal slab and its applications for electro-optical sensor », Sens and Act A: Physical 17, 146, 2011.
- [80] Lin Zhou, Ting Cui, Shuai Feng, Xiaoming Zhang, Chuanbo Li and Honglian Guo, « A high-Q, high-sensitivity refractive index sensor based on abundant defective modes of a 12-fold quasiperiodic photonic crystal », Laser Phys. Lett. 16 (2019) 126205 (8pp)
- [81] Aoqian Shi, Rui Ge, Jianjun Liu, « Refractive index sensor based on photonic quasi-crystal with concentric ring microcavity », Superlattices and Microstructures 133 (2019) 106198
- [82] J.M. Lourtioz, D. Maystre, H. Benisty, V. Berger, J. M. Gerard, A. Tchel’nokov, « Le cristaux photoniques ou la lumière en cage », GET et Lavoisier, Paris, 2003.

# L'étude des Capteurs optiques label-free pour applications de détection biochimique

La détection d'espèces chimiques et biologiques à de très faibles concentrations représente un enjeu croissant pour des applications dans les domaines de la santé, de l'environnement ainsi que dans le domaine de la défense, le contrôle qualité pour n'en citer que quelques-uns. Les progrès réalisés en photonique, tant sur la compréhension des phénomènes physiques que sur la maîtrise des procédés de fabrication, ont contribué à améliorer grandement les capacités de détection des capteurs optiques label-free, notamment d'un point de vue des interactions lumière-matière, de la miniaturisation des interfaces ou encore de l'intégration de systèmes micro-fluidiques. Dans ce cadre, le travail de mémoire consistera à l'étude des Capteurs optiques label-free à base des à cristaux photoniques Quasi périodiques pour applications de détection biochimique à l'aide du logiciel Rsoft CAD.

**Mots clés :** Capteurs optiques, bio-détection, cristaux photoniques quasi périodique, indice de réfraction, label-free

## The study of label-free optical sensors for biochemical detection applications

### Abstract :

The detection of chemical and biological species at very low concentrations represents a growing challenge for applications in the fields of health, the environment as well as in the field of defense, quality control, etc. The progress made in photonics, both in the understanding of physical phenomena and in the mastery of manufacturing processes, has contributed to greatly improving the detection capabilities of label-free optical sensors, particularly from the point of view of light-material interactions, the miniaturization of interfaces or the integration of microfluidic systems. In this context, the thesis work will consist of the study of label-free optical sensors based on quasi-periodic photonic crystals for biochemical detection applications using Rsoft CAD software.

**Keywords:** Optical sensors, bio-detection, quasi-periodic photonic crystals, refractive index, label-free

## دراسة المستشعرات الضوئية الخالية من الملصقات لتطبيقات الكشف البيوكيميائي

يمثل كشف الأنواع الكيميائية والبيولوجية بتركيزات منخفضة للغاية تحديًا متزايدًا للتطبيقات في مجالات الصحة والبيئة وكذلك في مجال الدفاع ومراقبة الجودة وما إلى ذلك. إن التقدم الذي تم إحرازه في مجال الضوئيات، سواء في فهم الظواهر الفيزيائية أو في إتقان عمليات التصنيع، قد ساهم بشكل كبير في تحسين قدرات الكشف لأجهزة الاستشعار البصرية. خالية من الملصقات. خاصة من وجهة نظر تفاعلات المادة الخفيفة، أو تصغير الواجهات أو تكامل أنظمة الموانع الدقيقة. في هذا السياق، سيتألف عمل الأطروحة من دراسة المستشعرات الضوئية الخالية من الملصقات استنادًا إلى البلورات الضوئية شبه الدورية لتطبيقات الكشف البيوكيميائي باستخدام برنامج Rsoft CAD.

**الكلمات المفتاحية:** أجهزة الاستشعار البصرية، والكشف الحيوي، والبلورات الضوئية شبه الدورية، ومعامل الانكسار، وخالية من الملصقات