

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITÉ MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE DE TECHNOLOGIE
DÉPARTEMENT D'ELECTRONIQUE
N° :



DOMAINE : Electronique
FILIERE : Electronique
OPTION : Microélectronique

Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Académique

Intitulé

Amélioration des performances optique d'un nouveau
biocapteur RI pour la détection des cellules cancéreuses

Proposé et dirigé par :

Dr. HARHOUZ Ahlam

Présenté par :

HAMZA Ahlam

Soutenu devant le jury composé de :

Pr. HOCINI Abdesselam	Université Mohamed Boudiaf de M'Sila	Président
Dr HARHOUZ Ahlam	Université Mohamed Boudiaf de M'Sila	Rapporteur
Dr. ZOUACHE Tarek	Université Mohamed Boudiaf de M'Sila	Examineur

ANNÉE UNIVERSITAIRE : 2022 / 2023



Dédicaces

Loué soit Dieu qui m'a permis d'achever ce travail que je dédie à celle dont les prières m'ont comblée et dont la présence m'a toujours exalté,

*ma chère mère, et à celle qui n'a rien lésiné, et grâce à lui, Je suis ce que je suis maintenant, mon cher père, que Dieu me les garde et prolonge leur vie, au soutien de ma sœur **Khadija**, qui a toujours été à mes côtés*

A mes frères, leurs femmes et leurs enfants, que Dieu protégez-les pour moi,

A chaque professeur qui m'a enseigné une lettre tout au long de ma carrière universitaire, que Dieu les récompense de tout le meilleur,

*A mes amis, compagnons sur mon chemin, **Assma Sarra Bouchra Nesrin** et **Meriem**, et à tous ceux que j'ai envoyés par hasard*

A sois à mes côtés, que Dieu exauce ses vœux, je termine ma carrière universitaire





Remerciements

Tout d'abord, je remercie Dieu de m'avoir donné La force, la volonté et le courage d'accomplir cet exploit

Je remercie mes chers parents, qui ont toujours été à mes côtés. Leur soutien inconditionnel et leurs encouragements ont été d'une grande aide.

*Je tiens à exprimer ma gratitude à ma directrice de thèse, le Dr **Ahlam HARHOUZ**, et à la remercier de m'avoir encadré, guidé, assisté et conseillé. Tout au long de la rédaction de cette lettre et n'a cessé de me guider Avec ses conseils et son expérience scientifique*

*Je remercie également le Pr. **Abdesselam HOCINI** et Prof. **ZOUACHE Tarek**, accepter de revoir mon travail en participant à carte mémoire.*

Je remercie les membres du jury pour leur gentillesse

Accepter de présider et d'examiner ce travail.

Enfin Je remercie tous ceux qui ont contribué de près ou de loin pour leur soutien Moral ou physique, dans la réalisation

Table des matières

INTRODUCTION GENERALE	2
CHAPITRE I. GENERALITES SUR LES NANOSTRUCTURES PERIODIQUES : "LES CRISTAUX PHOTONIQUES.....	
I.1 Introduction	6
I.2. Définition des cristaux photoniques	6
I.3. Théorie des cristaux photoniques.....	7
I.3.1. Équations de Maxwell et équation aux valeurs propres.....	7
I.3.2. Polarisation transverse électrique (TE) et transverse magnétique (TM)....	8
I.4. Caractéristiques d'un cristal photonique.....	9
I.4.1. La dimensionnalité.....	9
I.4.2. La symétrie.....	9
I.4.3. Le paramètre du réseau.....	9
I.4.4. Le contraste d'indice de réfraction.....	9
I.5. Les types de cristaux photoniques.....	9
I.5.1. Cristaux photoniques unidimensionnels : miroirs de Bragg.....	10
I.5.2. Cristaux photoniques bidimensionnelles.....	10
I.5.3. Cristaux photoniques tridimensionnels.....	13
I.6. Les modes de défauts.....	15
I.7. Les différents matériaux utilisés.....	17
I.7.1. Le Silicium.....	17
a) Si de type P.....	18
b) Silicium macroporeux.....	18
a) Si/SiO ₂	18
I.8. Domaines d'applications.....	19

1.9. Conclusion.....	20
CHAPITRE II : LA BIO-DETECTION OPTIQUE.....	
II.1. Introduction.....	23
II.2. Capteurs optiques.....	23
II.2.1. Définition générale.....	23
II.2.2. L'approche optique.....	24
II.2.3. Classes d'effets des capteurs optiques.....	25
II.2.4. Capteurs optiques pour longueur d'onde voisine Infrarouge et ultra-violet	25
II.2.5. Caractéristiques métrologiques d'intérêt	26
II.3. Les cristaux photoniques pour la bio-détection : Principe et État de l'art.....	26
II.3.1. Le principe de détection.....	27
II.3.2. État de l'art	29
II.4. Capteurs à base des guides d'onde à CPs	29
II.5. Capteurs à base de microcavités à CPs.....	33
II.6. Capteurs à base d'une cavité couplée à un guide en CP.....	35
II.7 Conclusion.....	37
CHAPITRE III : CONCEPTION ET SIMULATION D'UN BIOCAPTEUR RI POUR LA DETECTION DES CELLULES CANCEREUSES".....	
III.1. Introduction.....	42
III. 2. Mécanisme de détection des cellules cancéreuses par les biocapteurs à cristaux photoniques.....	42
III.3. Les structures de base des biocapteurs proposés.....	44
III. 4. Résultats et discussions	45
III. 4. 1. Biocapteurs à base d'un couplage série guide –cavité	49
III. 4. 2. Biocapteurs à d'un résonateur Fano.....	52
III. 5. Conclusion.....	57
CONCLUSION GÉNÉRALE.....	60

LISTE DE FIGURE

Figure I. 1: Cristaux photoniques à une, deux et trois dimensions.....	6
Figure I. 2 : Récapitulatif des propriétés des modes d'un CP 2D.....	8
Figure I.3 : Représentations schématiques de CP où l'indice de réfraction varie périodiquement suivant une, deux ou trois dimensions.....	9
Figure I.4 : Schéma d'un miroir de Bragg constitué d'un milieu diélectrique périodique fini	10
Figure I.5 : Cristal photonique à deux dimensions, Réseau réciproque et zone de Brillouin. (a) réseau carré, (b) réseau triangulaire.....	11
Figure I.6 : le diagramme de bandes calculé pour un CP-2D constitué de tiges d'air répartir selon un réseau triangulaire dans un matériau de permittivité diélectrique.....	12
Figure I.7 : Structure périodique 2D connectée.....	12
Figure I.8 : Structure périodique 2D déconnectée.....	13
Figure I.9 : Structure 2D : (a) Structure carrée, (b) triangulaire et (c) hexagonale.....	13
Figure I.10 : La première structure BIP 3D : la yablonovite.[9].....	14
Figure I.11 : (a) structure tas de bois. (b) Diagramme de bande d'un BIP 3D.....	14
Figure I.12 : Vue de MEB d'une opale artificielle directe.....	15
Figure I.13 : Vue de MEB d'une opale artificielle inverse.....	15
Figure I.14 : Défaut dans une structure périodique unidimensionnelle.....	16
Figure I.15 : différents types de défaut (a), (b), (c) dans structure 2D.....	17
Figure I.16 : différents types de défaut (a), (b) dans structure 3D.....	17
Figure I.17 : a) Dépôt de Si ₃ N ₄ par PECVD, b) création du masque par photolithographie, c) gravure des trous dans une cellule électrochimique	18
Figure I.18 : a) lithographie holographique, b) traitement KOH, c) gravure électrochimique	18
Figure I.19 : Images MEB (a) d'un guide d'onde [13] et (b) D'une fibre optique photonique [14] dans des CP 2D.....	19
Figure II. 1: Principe de fonctionnement d'un capteur.....	23

Figure II. 2: Schéma de principe d'un biocapteur optique d'affinité.....	25
Figure II. 3: Schéma du montage de caractérisation optique des cristaux photoniques	29
Figure II. 4: (a) Structure des cristaux photoniques et leur guide d'onde à cristal photonique (b). Spectres de transmission simulés des modes TE se propageant le long de la direction ΓK pour le cristal photonique (ligne continue), le guide d'onde à cristal photonique (ligne pointillée) rempli d'air, le guide d'onde à cristal photonique infiltré de cyclohexane (ligne pointillée) et de CCl_4 (ligne pointillée).....	30
Figure II. 5: (a) Vue au microscope électronique à balayage de guide d'ondes à cristal photonique (PCW) sur SOI, (b) Spectres de transmission mesurés pour quatre solutions d'indices différents.....	31
Figure II. 6: (a) Capteur référence W1 réalisé dans un crystal photonique triangulaire de trous d'air sur une membrane de Si suivant la direction ΓK , $f_{air}=30\%$, (b) Spectre de transmission pour le capteur référence à CPs : pour l'air ($n=1$ trait plein) et pour les trous d'air infiltrés d'eau déionisée homogène ($n_c=1.33$ ligne en pointillés).....	32
Figure II. 7: (a) Capteur de guide d'onde à CP amélioré, (b) Spectre de transmission de guide d'onde à CP amélioré	32
Figure II. 8: Principe de la mesure de transduction optique d'un résonateur à cristaux photoniques.....	33
Figure II.9: (a) vue au microscope électronique à balayage d'une microcavité à CP intégrée avec deux guides d'ondes ruban, (b) spectres de transmission normalisés de la microcavité illustrée en (a) avec cinq différents indices de réfraction allant de $n=1.446$ jusqu' à $n=1.454$	34
Figure II. 10: (a) Structure verticale de la cavité L2 formée par l'omission de deux trous, (b) Spectre de transmission du capteur avec des trous vides et localement infiltrés (polymère $n=1.54$).....	35
Figure II.11: (a) Représentation de la cavité L2 modifiée, (b) Spectre de transmission du capteur modifié avec des trous d'air et localement infiltrés (polymère $n=1.54$).....	35
Figure II. 12: (a) Cavité à modulation locale de la largeur d'un défaut linéique $r_A=0.465a$ nm, $r_B=0.416a$ nm. (b) Spectre de transmission du guide [30].....	36
Figure II. 13: (a) Schéma du capteur CP-2D à base d'une cavité en forme de capsule, (b) L et R, les paramètres géométriques de la cavité en forme de capsule. (c) Spectre de transmission normalisé pour des cellules normales et cancéreuses (Cellule mammaire).....	37
Figure III.1: Schéma typique du système de bio-détection optique à base à Cristaux photonique.....	44
Figure III. 2: (a) Profil d'indice, (b) Schéma illustre les paramètres géométrique d'un Cristaux photonique 2D.....	45
Figure III. 3: (a) Paramètres de création de la rangée XZ, (b) présentation du réseau.....	46

Figure III. 4: (a)Arrangements Global, (b) Le tableau de l'éditeur des symboles.....	46
Figure III. 5: Carte des bandes interdites d'une structure triangulaire.....	47
Figure III. 6: Diagramme de bande interdite photonique en (TE et TM) de La structure d'un cristal photonique 2D à réseau triangulaire.....	48
Figure III. 7: Présentation du spectre de transmission en mode TM.....	48
Figure III. 8: (a) conception de guide d'onde CP formé par l'omission d'une ligne de trous d'air. (b) Spectre de transmission du guide d'onde.....	49
Figure III. 9: Biocapteurs à base d'un couplage série guide –cavité.....	50
Figure III. 10: (a) Le spectre de transmission en fonction du changement du rayon RC. (b) la variation de la longueur d'onde de résonance du deuxième mode (M2) en fonction du RC	50
Figure III.11: (a) Spectre de transmission obtenu pour différentes cellules saines et cancéreuses. (b) Spectre de transmission de la cellule Basal.....	51
Figure III. 12: (a) Biocapteurs à d'un résonateur Fano. (b) Schéma d'illustration des paramètres géométriques de la cavité ovale centrale.....	52
Figure III.13 : (a) Spectre de transmission obtenu pour différentes Rce calculé par la méthode FDTD.....	53
Figure III.14 : Distribution du champ (Hy) pour Rce=0.22 μ m et 0.23 μ m.....	54
Figure III.15 : La variation de la transmuions (a), de la longueur d'onde de résonance λ_0 (b), et de la FWHM (c) en fonction du changement du Rce.....	55

Liste des Tableaux

Tableau. III. 1 : Données d'indice de réfraction pour les cellules saines et cancéreuses [4].....	42
Tableau. III. 2 : Paramètres des biocapteurs de cancer utilisés dans notre travail.....	45
Tableau. III. 3 : Plage des bandes interdites en fréquences et en longueurs d'ondes.....	48
Tableau. III. 4 : Longueur d'onde de résonance (λ_{res}) et la transmission en fonction du changement du rayon RC.....	50
Tableau. III. 5 : la sensibilité de la structure proposée pour différentes cellules cancéreuses.....	52
Tableau. III. 6 : la variation de la sensibilité de la structure proposée en fonction de Rce pour cellule Hela.....	56
Tableau. III. 7: la variation de la sensibilité de la structure proposée en fonction de Rce pour cellule PC12.....	56
Tableau. III. 8 : la variation de la sensibilité de la structure proposée en fonction de Rce pour cellule Basal et Jurkat.....	57

Glossaire

CP	Cristal Photonique
BP	Bande passante
BIP	Bande Interdite Photonique
BIE	Bande Interdite électromagnétique
BPG	Photonic Band Gap
EBG	Electromagnetic Band Gap
TM	traverse magnetic
TE	Traverse electric
1D	Unidimensionnel
2D	Bidimensionnel
OMS	Organisation Mondiale de la santé
POC	Point-Of-Care
CTCs	Cellules tumorales circulantes
GRs	Globules rouges

Nomenclature

λ	Longueur d'onde
λ_0	Longueur d'onde de résonance
λ_{cutoff}	Longueur d'onde de coupure
n	indice de réfraction.
a	Période du cristal photonique
r	Rayon des trous
n_{eff}	Indice de réfraction effectif.
ω	La pulsation
s	sensibility

INTRODUCTION

GÉNÉRALE

INTRODUCTION GENERALE

L'étude d'interactions biologiques, un aspect important des sciences de la santé. En réalité, ces interactions impliquant un récepteur et un analyte sont essentiel pour plusieurs domaines, qu'il s'agisse pour poser un diagnostic médical, du développement de médicaments, ou de la pharmacologie. L'état de la santé de l'être humain se repose d'abord sur la surveillance biologique continue. C'est pourquoi, les médecins s'appuient sur des analyses, le plus souvent sanguines, cherchant à détecter la présence mais aussi à évaluer des biomolécules spécifiques aux maladies appelées "cible". Ces biomolécules sont souvent soit de l'ADN qui révèle les anomalies génétiques soit des protéines qui sont un bon détecteur de la présence de cellules cancéreuses ou des marqueurs d'une maladie. Concernant le diagnostic précoce, Plus la bio-détection sera sensible, plus on détectera une faible concentration de ces molécules et plus la probabilité de survie du patient sera accrue. De plus, la découverte de nouveaux principes actifs médicamenteux nécessite de tester dans une chaîne de réaction biochimique l'efficacité d'un grand nombre de molécules. Pour cela un grand nombre de tests fiables et sensibles sont nécessaires dans une approche de type criblage. Ils sont le plus souvent réalisés sur un substrat regroupant l'ensemble de ces tests et permettant une analyse rapide des interactions biologiques recherchées. Le format de détection est alors qualifié de bio-puce.

Récemment, les études sur de nouvelle génération de bio-capteurs sont de plus en plus développées, afin de répondre aux besoins actuels dans le domaine de la santé. De tels les bio-détecteurs doivent permettre un diagnostic rapide et être fiables et simples à utiliser. Ces dispositifs doivent être ultra-compacts et pouvoir être intégrés dans des systèmes de bio-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, et en particulier les cristaux photoniques (CPs).

Les cristaux photoniques (CPs) proposés par Yablonovitch, en 1987 [1] et S. John [2] dans des articles accrocheurs pourraient jouer un rôle important. Ces CPs sont en fait l'analogie d'un semi-conducteur qui contrôle les photons [3], elles sont des structures artificielles périodiques dont l'indice diélectrique change périodiquement dans une ou plusieurs directions spatiales à une échelle de longueur d'onde que l'on veut contrôler [4]. Une gamme de fréquences où la lumière ne peut plus diffuser et se propager résulte de ce changement

périodique de l'indice optique dans différentes directions. Par analogie avec les semi-conducteurs, ces bandes sont appelées bandes interdites photoniques (BIPs) [5]. Depuis leur découverte, les CPs représentent un grand intérêt pour la communauté de l'optique intégrée [6]. Les composants à base de cristaux photoniques (CPs) dont le substrat est le silicium, ont été largement exploités dans le domaine de la bio-détection. Les structures proposées sont essentiellement basées sur le système de couplage guide-cavité avec un résonateur. En outre, les résonateurs couplés au guide à cristaux photonique peuvent produire des effets optiques spéciaux, tels que la résonance de Fano et, dans certains cas, la transparence induite électromagnétiquement (EIT).

Dans ce cadre, le présent travail a pour objectif d'étudier la proposition d'un nouveau biocapteur à cristaux photonique, sensible, rapide et sélective de faibles concentrations de molécules à base d'un guide d'onde couplé à un résonateur de Fano, pour la détection des cellules cancéreuses .

Ce présent travail est organisé de la manière suivante :

Dans un premier chapitre, Nous présenterons des notions générales sur les cristaux photoniques, les différents types des CPs et leurs propriétés optiques.

Le second chapitre est dédié à la description détaillée des capteurs optique, plus particulièrement les capteurs à CPs basés sur le changement d'indice de réfraction (RI), ainsi que la présentation des différentes architectures des capteurs à base des CPs.

Le troisième chapitre de ce manuscrit est consacré à la démonstration de notre dispositif de détection du cancer. Nous verrons dans un premier temps notre mécanisme de détection pour l'intégration d'une fonction de spectrométrie sur puce, qui sera basée sur la variation de la longueur d'onde de résonance des cristaux photoniques par conception. Par la suite, nous décrirons une structure préliminaire de détection visant à mesurer un décalage spectral. Enfin nous discuterons de l'interprétation des résultats obtenus, et de la mise en œuvre de cette technique pour la détection de faibles décalages spectraux.

En dernier, nous avons récapitulés nos conclusions sur le travail menés et proposé.

Références

- [1] E. Yablonovitch, Inhibited spontaneous emission in solid-state physics and electronics. *Phys. Rev. Lett.* Vol. 58, Iss. 20-18 pp. 2059-2062, (1987).
- [2] S. John, Strong localization of photons in certain disordered superlattices, *Phys. Rev. Lett.* Vol. 58, Iss. 23-18 p. 2486, (1987).
- [3] C. Kittel, C.y. Fong, *Quantum theory of solids. Vol. 3: Wiley New York*, (1963).
- [4] N. Tétreault et al, Building Tunable Planar Defects into Photonic Crystals using Polyelectrolyte Multilayers, *Adv. Mater.* Vol.17, p.1912, (2005).
- [5] J. D. Joannopoulos et al, *Photonic crystals: molding the flow of light*, Princeton univ press, (2011).
- [6] E. Yablonovitch, Photonic band-gap crystals, *J. Phys.: Condens. Matter.* Vol. 5, Iss. 16, pp. 2443-2460, (1993)

CHAPITRE I

*GENERALITES SUR LES
NANOSTRUCTURES PERIODIQUES :
"LES CRISTAUX PHOTONIQUES"*

I.1 Introduction

Un des nouveaux défis proposés aux physiciens ces derniers trentaine d'années, est de contrôler la lumière. Les chercheurs essayent de fabriquer des nanostructures périodiques qui leur permettent de guider, piéger, filtrer capter, ou la lumière. Dans ce cadre, Nous allons présenter quelques notions les cristaux photoniques (CPs). Le but est de présenter les principes de base du formalisme des CPs afin de comprendre comment ces objets agissent sur la lumière. et certains concepts de bande interdite en plus photonique la partie théorique certaines applications.

I.2. Définition des cristaux photoniques

La notion de « cristaux photoniques » a été proposée pour la première fois en 1987 par Eli Yablonovitch et Saajev John [1, 2], et premier cristal photonique a été réalisé en 1991 [3]. Les CPs sont des structures dont l'indice de réfraction varie périodiquement dans une, deux ou trois dimensions. Ce milieu périodique produit sur la lumière qui se propage dans le cristal photonique un effet analogue à celui du potentiel périodique sur les électrons dans un cristal. De même qu'il existe pour des électrons des bandes d'énergie permises et des bandes interdites, il existe des bandes photoniques d'états permises et des bandes photoniques interdites (BIP). Une bande photonique correspond à un mode qui se propage dans le cristal photonique. Une bande interdite photonique correspond à un intervalle d'énergie où la propagation de la lumière est interdite dans certaines directions du cristal photonique. Les cristaux photoniques offrent la possibilité de contrôler la propagation de la lumière et ceci, sur la dimension de l'ordre de grandeur de la longueur d'onde dans le matériau. C'est notamment cette propriété qui les rend intéressants pour de nombreuses applications.

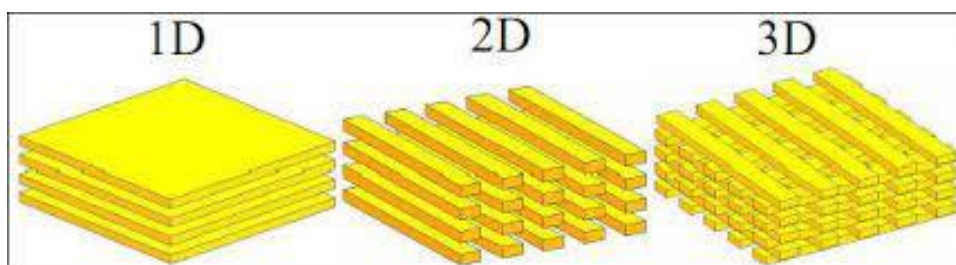


Figure I.1 : Cristaux photoniques à une, deux et trois dimensions

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. L'intérêt des chercheurs pour le thème des cristaux photoniques est important, surtout depuis la fin des années 90, car ces matériaux périodiques artificiels ont été promis à révolutionner le domaine des télécommunications. En effet, depuis des années, la recherche scientifique pense pouvoir contrôler la propagation de la lumière grâce à ces matériaux afin de remplacer la communication classique à courant électrique. Ceci entraînerait un gain énorme en termes de rapidité de la communication.

I.3. Théorie des cristaux photoniques

Cette section est en partie inspirée du livre *Photonic Crystals : Molding the Flow of Light*. Cet ouvrage décrit la théorie des cristaux photoniques. [4]

I.3.1. Équations de Maxwell et équation aux valeurs propres

La propagation de la lumière (la propagation d'ondes électromagnétiques) dans un milieu diélectrique dont l'indice peut être périodique ; est régie par les équations de Maxwell:

$$\nabla \cdot \vec{H}(\vec{r}, t) = 0 \quad (\text{I.1})$$

$$\nabla \cdot \varepsilon(\vec{r})\vec{E}(\vec{r}, t) = 0 \quad (\text{I.2})$$

$$\nabla \times \vec{E}(\vec{r}, t) = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (\text{I.3})$$

$$\nabla \times \vec{H}(\vec{r}, t) = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (\text{I.4})$$

Avec :

$$\vec{D} = \varepsilon_0 \varepsilon(\vec{r})\vec{E} \quad (\text{I.5})$$

$$\vec{B} = \mu_0 \vec{H} \quad (\text{I.6})$$

Où $\varepsilon(\vec{r})$ est la permittivité diélectrique. En séparant les variables de temps et d'espace dans les expressions de \vec{H} et de \vec{E} :

$$\vec{E}(\vec{r}, t) = \vec{E}(\vec{r}) \exp(i\omega t) \quad (\text{I.7})$$

$$\vec{H}(\vec{r}, t) = \vec{H}(\vec{r}) \exp(i\omega t) \quad (I. 8)$$

Nous combinons les équations de Maxwell pour obtenir l'équation d'Helmholtz :

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\varepsilon(\vec{r})} \nabla \times \right) \vec{H}(\vec{r}) = \frac{\omega^2}{c^2} \vec{H}(\vec{r}) \quad (I. 9)$$

Cette équation est souvent nommée dans la littérature des CPs équation-maîtresse (master equation). Le théorème de Bloch nous permet d'écrire :

$$\vec{H}(\vec{r}) = \exp(i\vec{k} \cdot \vec{r}) \vec{u}_{\vec{k}}(\vec{r}) \quad (I. 10)$$

Où $\vec{u}_{\vec{k}}(\vec{r})$ est en fonction de la périodicité du réseau. En l'insérant dans l'équation (I. 10), nous obtenons :

$$\hat{L}\vec{u}_{\vec{k}} = (i\vec{k} + \nabla) \times \left[\frac{1}{\varepsilon(\vec{r})} (i\vec{k} + \nabla) \right] \times \vec{u}_{\vec{k}} = \bar{\omega}^2 \vec{u}_{\vec{k}} \quad (I. 11)$$

Où : $\bar{\omega} = \frac{\omega}{c}$ est la fréquence normalisée.

Cette équation est l'équation fondamentale résolue par la plupart des logiciels servant à calculer les structures de bandes. L'équation I.11 peut être vue comme une équation aux valeurs propres avec $\bar{\omega}$ comme valeur propre inconnue et $\vec{u}_{\vec{k}}$ comme vecteur propre, et avec le vecteur d'onde \vec{k} comme paramètre libre.

I.3.2. Polarisation transverse électrique (TE) et transverse magnétique (TM)

Dans le cas de structures de périodicité 2D, on peut décomposer l'ensemble des modes de propagation suivant deux classes de polarisation découplées : TE et TM. Leurs principales caractéristiques sont détaillées dans le tableau de la figure I.2.

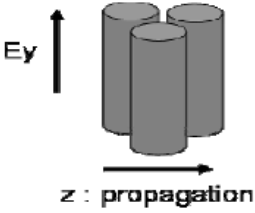
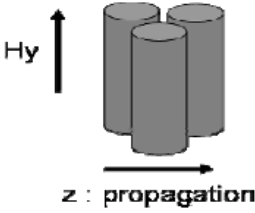
Mode	TM	TE
Distribution du champ		
Composantes	E _y , H _x , H _z	H _y , E _x , E _z

Figure.I.2 : Récapitulatif des propriétés des modes d'un CP 2D

I.4. Caractéristiques d'un cristal photonique

Un cristal photonique CP est caractérisé par plusieurs paramètres :

I.4.1. La dimensionnalité

Celle-ci est déterminée par la périodicité de l'indice de réfraction. Comme le montre la figure I.3, la périodicité d'un CP peut s'étendre à une, deux ou trois dimensions (1, 2, 3D)

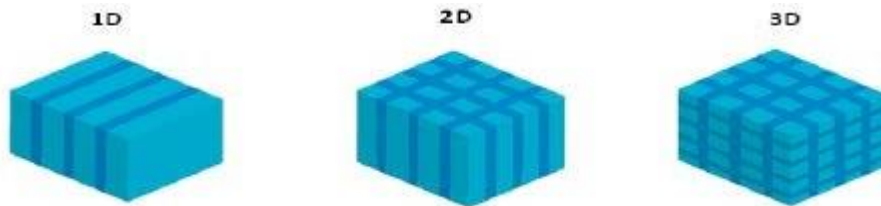


Figure.I.3 : Représentations schématiques de CP où l'indice de réfraction varie périodiquement suivant une, deux ou trois dimensions.

I.4.2. La symétrie

La position des briques d'un CP détermine la symétrie du réseau. Par exemple, pour un CP 3D de particules sphériques une symétrie cubique, hexagonale compacte (HC) ou cubique à face centrée (CFC) peut être obtenue.

I.4.3. Le paramètre du réseau

C'est la distance fondamentale entre deux briques constitutives. Il détermine la région spectrale où le CP interagit avec l'onde électromagnétique.

I.4.4. Le contraste d'indice de réfraction

Ce paramètre est défini comme le rapport entre les indices de réfraction des briques et de la matrice. Il offre une idée générale de la force de diffusion des deux matériaux composants du CP.

I.5. Les type de cristaux photoniques

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

-à une dimension (empilement de couches minces, réseau de Bragg),

-à deux dimensions (réseau de trous sur une surface)

-à trois dimensions (empilement de couches formées de billes de silices auto assemblées).

I.5.1. Cristaux photoniques unidimensionnels : miroirs de bragg

Les cristaux photoniques unidimensionnels sont couramment utilisés sous le nom de réseau de Bragg. Le cristal photonique le plus simple possible est représenté sur la figure I.4. Les structures 1D sont les plus anciennes, elles ont déjà été longuement étudiées et utilisées. Les cristaux photoniques unidimensionnels sont obtenus par un empilement de couches d'indices diélectriques différents. Ces structures sont composées de l'alternance périodique dans une seule direction de l'espace de deux milieux diélectriques de constantes diélectriques respectives ϵ_1 et ϵ_2 . L'approche traditionnelle pour développer une compréhension de cette structure est de permettre à une onde plane de se propager à travers le matériau et de considérer les multiples réflexions et transmissions qui se déroulent à chaque interface, et les changements de phase qui se produisent pour les ondes planes se propageant de couche en couche. Et sur la base de ce concept, une méthode matricielle a été introduite par Yeh pour traiter le phénomène des ondes électromagnétiques qui se propagent dans les couches du milieu.



Figure.I.4 : Schéma d'un miroir de Bragg constitué d'un milieu diélectrique périodique fini.

Les bandes interdites de cette structure, appelée également miroir de Bragg, sont sensibles à l'angle d'incidence de l'onde. Ainsi pour obtenir un contrôle des bandes interdites quel que soit l'angle d'incidence, il faut étendre la périodicité de la structure à 2 ou 3 dimensions.

Les structures 1D sont utilisées dans plusieurs applications. On peut citer : les filtres de longueur d'onde sélectifs, les multiplexeurs, les convertisseurs de modes pour fibres optiques, la compensation de la dispersion, les lasers spéciaux à bande étroite...[5]

I.5.2. Cristaux photoniques bidimensionnelles

I.5.2. 1. Définition

Un cristal photonique bidimensionnel est une structure qui présente une modulation

périodique de la permittivité diélectrique suivant deux directions de l'espace, et homogène dans la troisième.

I.5.2. 2. La réalisation des structures bidimensionnelles

Il existe plusieurs façons de réaliser ces structures bidimensionnelles. Par exemple, on peut placer des tiges diélectriques dans l'air ou encore dans un autre diélectrique, avec une périodicité « a » et un rayon des tiges « r » (figure I.5). Afin d'ouvrir des bandes interdites larges, il faut un contraste d'indice (différence entre les indices du milieu et des tiges) suffisamment grand [6]. Une BIP bidimensionnel peut aussi être constitué d'un ensemble de trous percés dans un diélectrique. Les réponses optiques de ces structures dépendent de la polarisation et peuvent ne pas posséder une bande interdite complète. On parle d'une bande interdite complète lorsque la structure interdit la propagation pour toutes les directions dans le plan de la périodicité, quelle que soit la polarisation.

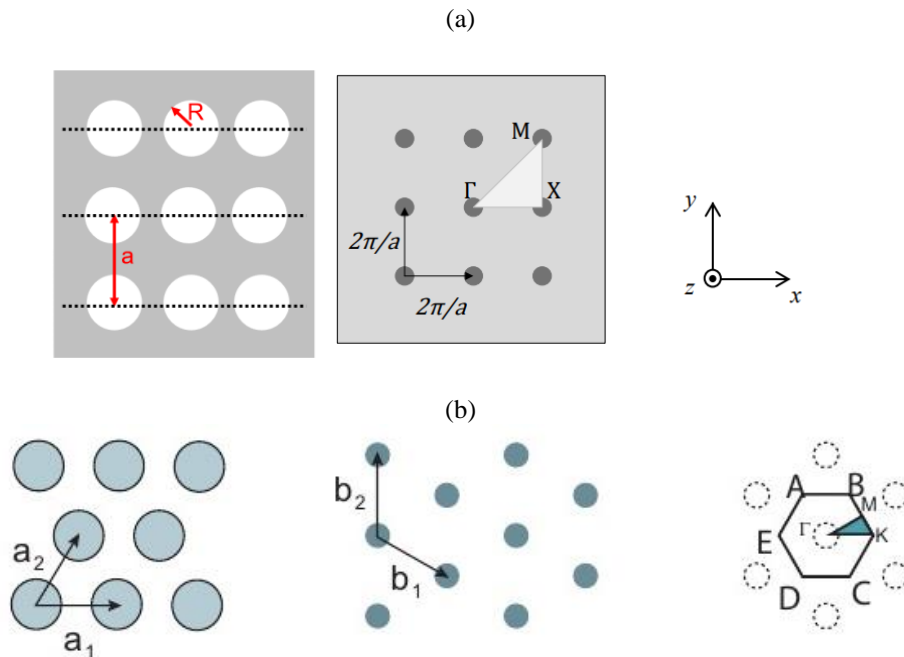


Figure.I.5 : Cristal photonique à deux dimensions, Réseau réciproque et zone de Brillouin.
(a) réseau carré, (b) réseau triangulaire

La définition du diagramme de bandes ou des surfaces de dispersion consistera à reporter les courbes de dispersion $\omega_n(k)$ représentant la variation de la fréquence des modes en fonction du module du vecteur k le long des directions de haute symétrie : ΓM , ΓX et XM pour le réseau carré et le long des directions de haute symétrie ΓM , ΓK et KM pour un réseau triangulaire (Figure.I.6) [7].

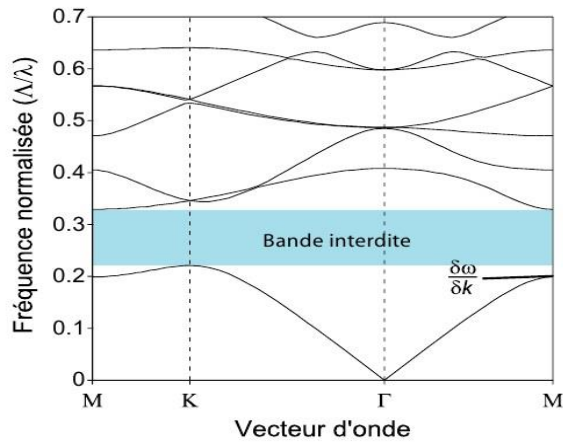


Figure II.6 : le diagramme de bandes calculé pour un CP-2D constitué de tiges d'air répartir selon un réseau triangulaire dans un matériau de permittivité diélectrique

I.5.2. 3. Types de structures 2D

Les cristaux photoniques à deux dimensions, sont composés d'un réseau périodique detrous d'air percés dans un diélectrique (structure connectée) ou de tiges (des piliers) de diélectrique dans l'air (structure déconnectée) Les structures dites «connectées» (Figure I.7), les motifs élémentaires sont d'indice inférieur à l'indice de la matrice diélectrique. $n_1 < n_2$ [8].

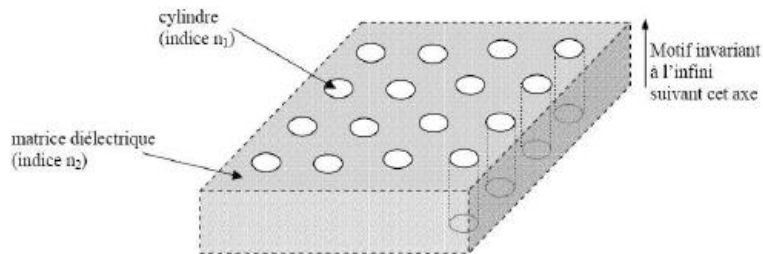


Figure.I.7 : Structure périodique 2D connectée

Dans les structures dites « déconnectées » (Figure I.8) : 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. [8]

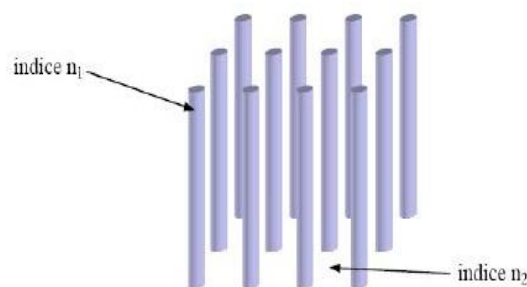
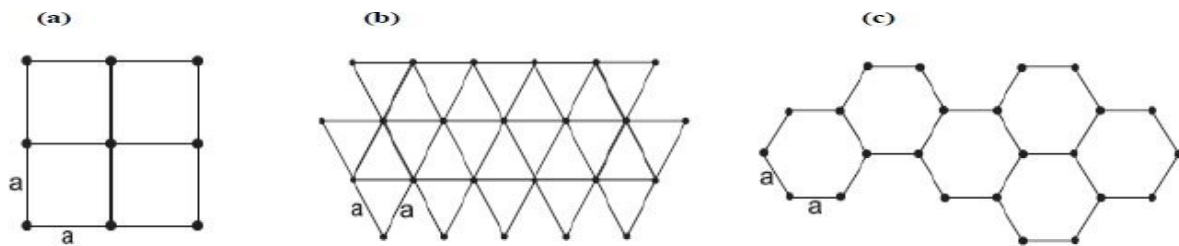


Figure.I.8 : Structure périodique 2D déconnectée.**I.5.2.4. Familles de CP2D**

Les structures 2D se regroupent principalement suivant trois familles ; Les trois réseaux les plus courants pour l'organisation des piliers (ou des trous), qui sont le réseau carré, triangulaire et hexagonal (voir Figure .I.9). [8]

**Figure.I.9** : Structure 2D : (a) Structure carrée, (b) triangulaire et (c) hexagonale.**I.5.3. Cristaux photoniques tridimensionnels**

Les cristaux photoniques 3D sont des matériaux ayant un constant diélectrique périodique dans les trois directions de l'espace. Ils constituent la seule structure qui permet d'obtenir une bande d'énergie interdite dans toutes les directions de l'espace. De nombreuses méthodes de fabrication des cristaux photoniques tridimensionnels ont été proposées. On peut citer la structure Yablonovite et la structure tas de bois et la structure des opales.

I. 5.3.1. Structure de yablonovite

C'est le premier cristal photonique tridimensionnel à fabriquer et il a été nommé Yablonovite après Yablonovitch qui l'a conceptualisé. Une dalle de matériau est recouverte d'un masque constitué de rangées triangulaires de trous. Chaque trou est foré trois fois, à un angle de $35,26^\circ$ loin de la normale, et répartis sur 120° sur l'azimut. Les trous traversant situés en dessous de la surface de la brame produisent une structure FCC (CFC) tridimensionnelle complète. Le forage peut se faire par un foret réel pour le travail des micro-ondes, ou par gravure ionique réactive pour créer une structure FCC à des longueurs d'ondes optiques. La bande sombre à droite indique l'écart totalement interdit. [8]

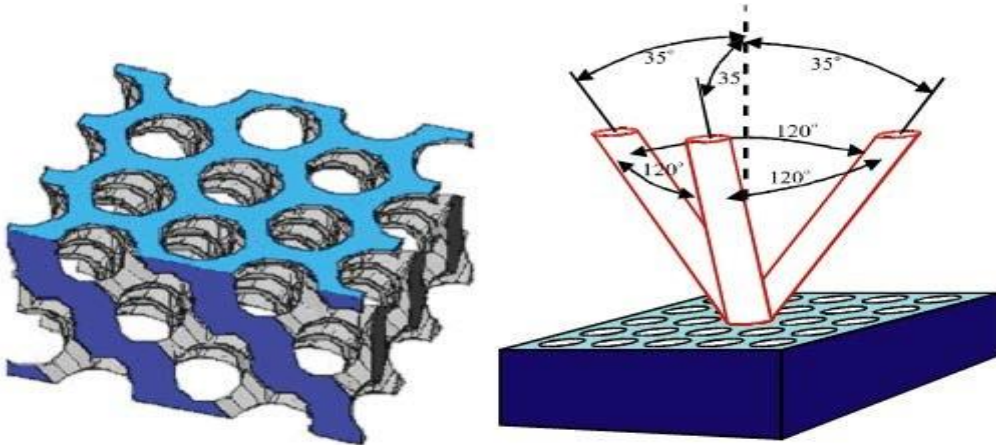


Figure.I.10 : La première structure BIP 3D : la yablonovite.[9].

I. 5.3.2. Structure tas de bois

La structure périodique de ces cristaux photoniques tridimensionnels est réalisée en déposant par couches successives des rubans de silicium poly-cristallin dans des tranches de silice, elle se fait plan sur plan. Après avoir construit la structure, la silice est retirée pour obtenir un cristal photonique tridimensionnel Si/Air dont le contraste d'indice est suffisant pour ouvrir une bande d'énergie interdite omnidirectionnelle (Figure I.11) :

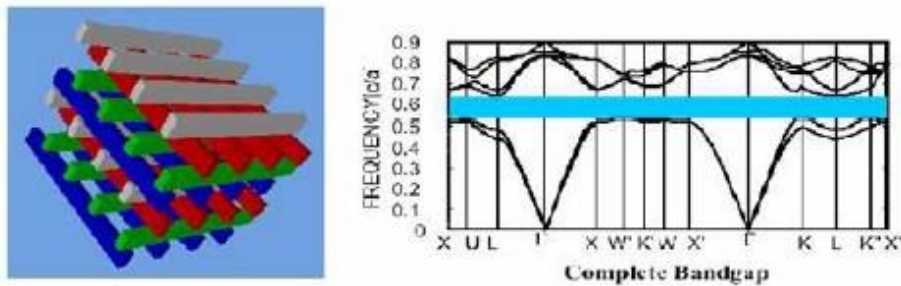


Figure.I.11 : (a) structure tas de bois. (b) Diagramme de bande d'un BIP 3D

I. 5.3.3. Structure d'opale :

Ces structures forment une famille originale de cristaux photoniques 3D. Elles sont obtenues chimiquement par auto-assemblage (Figure. 1.13). La première opale a été obtenue par sédimentation de sphères de silice (SiO_2) en solution : la gravité arrange ces sphères selon un réseau cubique à faces centrées [10].

Le nombre important de défauts dans les premières opales a été fortement réduit grâce à des techniques de croissance auto-organisées proposées par Y.A. Vlasov [11]. La plupart de ces cristaux colloïdaux ne présentent pas de bandes d'énergie interdites, à cause du faible contraste d'indice. Cependant, ces structures servent d'empreinte pour la réalisation d'opales inverses à partir de l'infiltration d'un matériau de haut indice (Figure. 1.13). Les sphères initiales sont ensuite dissoutes pour aboutir à structure finale de sphères d'air dans une matrice de haut indice.



Figure 1.12 : Vue de MEB d'une opale artificielle directe

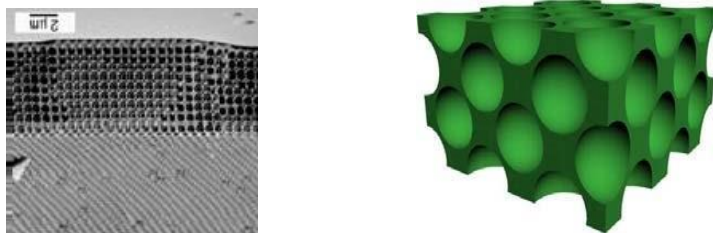


Figure 1.13 : Vue de MEB d'une opale artificielle inverse

I.6. Les modes de défauts

Comme pour les semi-conducteurs, l'existence d'un défaut dans la périodicité du cristal va entraîner l'apparition de niveaux permis, appelés modes de défauts, dans la bande interdite. Les défauts dans les cristaux photoniques peuvent localiser des modes. L'un des nombreux attraits offerts par les CP est la possibilité d'introduire des défauts dans leur structure périodique. Sans faire l'inventaire de toutes les possibilités, on réalise aisément la très grande variété de défauts concevables.

La création d'un défaut consiste à briser localement la périodicité du réseau en ajoutant ou enlevant localement un peu de matière diélectrique :

- Un défaut diélectrique : ajouter du matériau diélectrique en plus.
- Un défaut d'air (de point) : supprimer du matériau diélectrique.

- Les défauts étendus : sont obtenus en modifiant les cylindres ou les trous sur plusieurs sites voisins.
- Défaut de cavité (ponctuel) : collecter de l'énergie dans des micro-résonateurs.
- Défaut guide d'ondes (linéaire): le guider dans des guides d'ondes .
- L'omission localisée de trous, grâce à laquelle on peut obtenir des microcavités résonnantes.
- L'omission d'une ou plusieurs rangées de trous.

Le défaut jouera alors le rôle de guide d'onde. Cette flexibilité dans les défauts de réglage rend les cristaux photoniques un milieu très attrayant pour la conception de nouveaux types d'application. Nous allons simplement citer certains types de défauts insérés dans les structures de défauts 1-D, 2-D et 3-D et les plus fréquemment réalisés :

Dans un cristal photonique unidimensionnel 1D le fait de rompre la périodicité de la structure ou d'introduire un défaut permet de confiner la lumière dans un plan défaut.

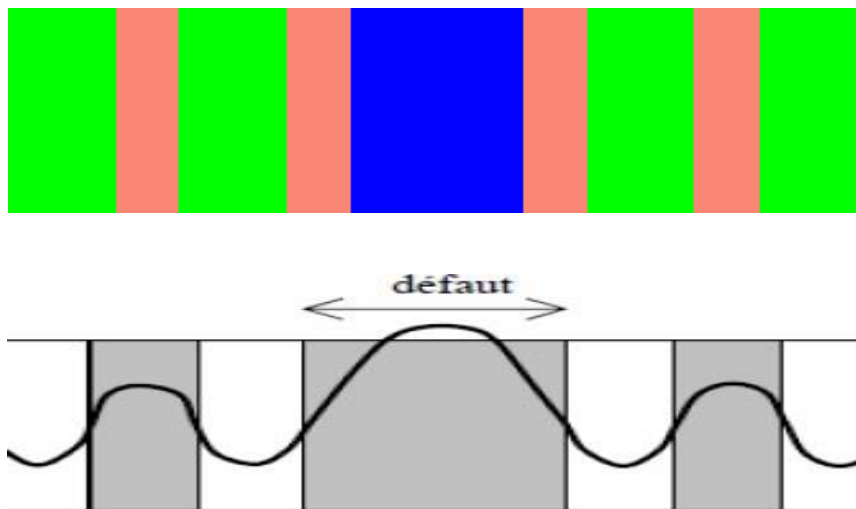
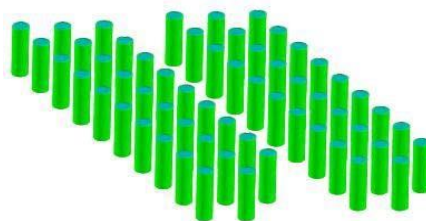


Figure.I.14 : Défaut dans une structure périodique unidimensionnelle.

Dans des cristaux 2D on peut localiser la lumière dans un défaut linéaire



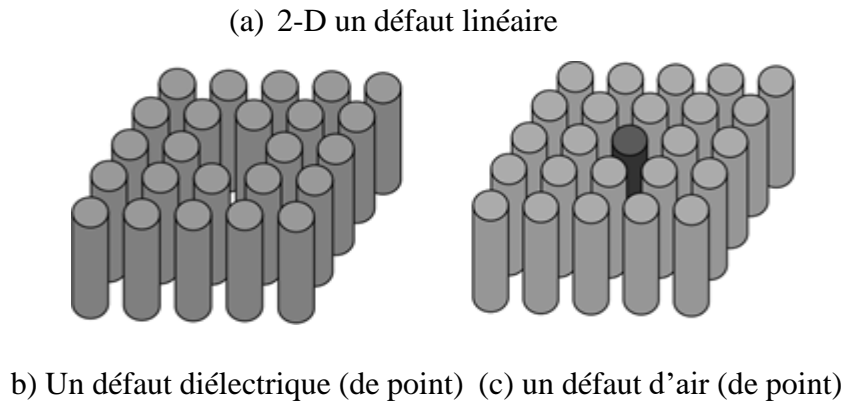


Figure.I.15 : différents types de défaut (a), (b), (c) dans structure 2D.

Tandis qu'en 3-D, la lumière peut être piégée à un seul point dans le cristal, connu sous le nom de «cage de photon », peut collecter de l'énergie dans des micro-résonateurs (Défaut de cavité) ou le guider dans des guides d'ondes (Défaut de Guide d'ondes) [12].

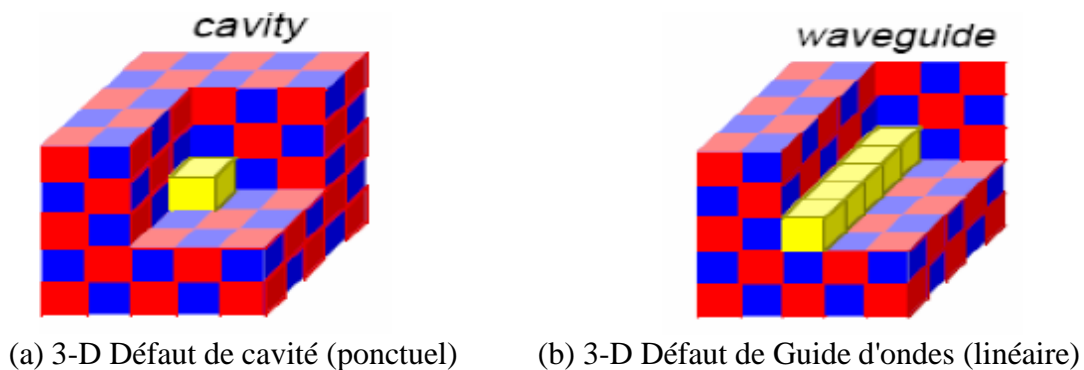


Figure.I.16 : différents types de défaut (a), (b) dans structure 3D.

1.7. Les différents matériaux utilisés

De nombreuses structures à bandes interdites unidimensionnelles, bidimensionnelles ont déjà été réalisées sur différents matériaux tels que le silicium, les semi-conducteurs III-V...

1.7.1. Le Silicium

A l'heure actuelle, on ne sait pas quel matériau est le plus adapté aux nanotechnologies pour la réalisation des cristaux photoniques mais parmi les matériaux d'indice de réfraction élevé, le silicium semble être très approprié : en effet, la technologie Si est extrêmement bien contrôlée et compatible avec des applications intégrées CMOS pour l'électronique.

a) Si de type P

L'utilisation du Si de type P associé à un masque pré-structuré de Si_3N_4 amène à la création d'une nouvelle forme de trous. Une couche de nitrure est déposée sur un substrat de Silicium par PECVD (Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition) standard et structurée par lithographie classique. La gravure des trous est réalisée dans une cellule électrochimique (Figure I.17) [13].

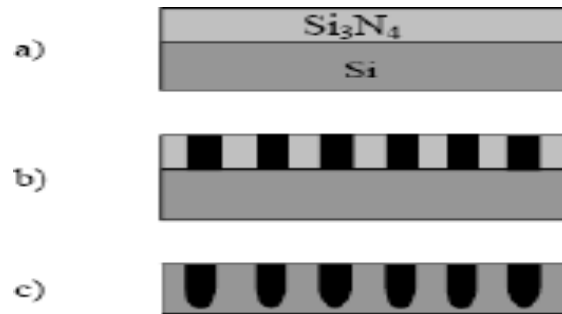


Figure. I.17 : a) Dépôt de Si_3N_4 par PECVD, b) création du masque par photolithographie, c) gravure des trous dans une cellule électrochimique

b) Silicium macroporeux

Les cristaux photoniques sur Si macroporeux sont réalisés par gravure électrochimique d'un substrat gravé à la surface : des réseaux triangulaires ou carrés sont gravés par photolithographie ou lithographie holographique et les trous initiaux sont transférés dans le substrat par traitement KOH chauffé. Les gravures électrochimiques successives dans une solution HF permettent d'obtenir des trous plus profonds (quelques microns) tout en maintenant leur largeur (Figure I.18) [13].

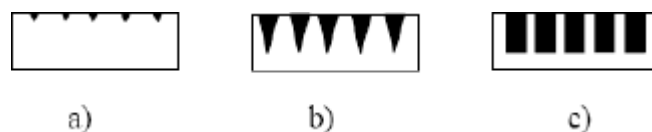


Figure. I. 18 : a) lithographie holographique, b) traitement KOH, c) gravure électrochimique.

c) Si/SiO2

La technique LPCVD [13] (Low Pressure Chemical Vapor Deposition) permet de réaliser des cristaux photoniques unidimensionnels. Cette procédure nécessite trois étapes :

- Lors de la première étape, du poly-Si est déposé sur un substrat de SiO_2 .
- La couche de poly-Si subit une oxydation humide (H_2 , O_2). Ce procédé mène à une

croissance de SiO_2 .

-L'épaisseur de la couche est alors augmentée par un dépôt de SiO_2 . Ces trois étapes sont répétées m fois afin de réaliser une structure multicouche (Si/SiO_2) m .

I.8. Domaines d'applications

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 [14], 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 (Figure 1.19).

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
- les capteurs biologiques ou chimiques
- les lasers avec l'optimisation de leurs performances pour les lasers à bas seuil [15]

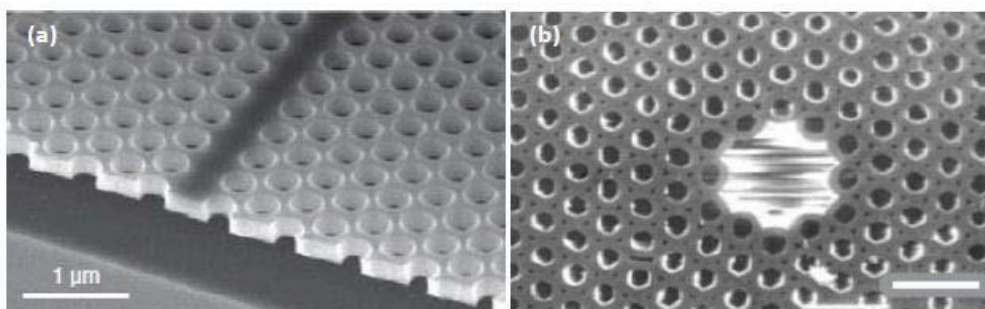


Figure.1.19. Images MEB (a) d'un guide d'onde [13] et (b) d'une fibre optique photonique [14] dans des CP 2D

1.9. Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre, les concepts de base liés aux cristaux photoniques (CP), les différents types des CPs et leurs propriétés optiques. Parmi les différentes propriétés des CP, le plus intéressant, c'est l'apparence de la bande interdite électromagnétiques. Cette intervalle de fréquences où le CP adopte un comportement de <<barrière >> pour les ondes, offrent des solutions très convoitées pour les applications hautes fréquences. La présence de la BIP photonique permet également des possibilités d'utilisation et l'intégration des cristaux photoniques dans des systèmes de détection. Ceci sera étudié en détail dans le chapitre suivant.

Références

- [1] E. Yablonovitch. Physical Review Letters 58(20), 2059-2062 (1987).
- [2] S. John. Physical Review Letters 58, 2059 (1987).
- [3] E. Yablonovitch, T.J. Gmitter, and K.M. Leung. Physical Review Letters 67(17), 2295–2298.
- [4] J. D. Joannopoulos, R. D. Meade and J. N. Winn, Photonic Crystal: Modeling of Flow of Light, Princeton University Press, 2005
- [5] D. Steyaert "Nouvelles structures à bande interdite photonique pour applications antennaires" Stage du Master 2, 2006
- [6] RSoft CAD 5.1.9, "User guide" RSoft Design Group, 200 Executive Blvd. Ossining, NY 10562
- [7] Yassine Benachour. Optimisation de cristaux photoniques pour l'optique non linéaire, Thèse de doctorat, Université Paris Sud - Paris XI, 2008.
- [8] Yannick Merle, « Etude de la dispersion électronique dans les matériaux périodiques diélectriques bidimensionnels », Thèse de doctorat n°47-2003, Université de Limoges, Novembre 2003.
- [9] E. Yablonovitch, T. J. Gmitter, K. M. Leung. « Photonic band structure: The facecentered-cubic case employing nonspherical atoms. » Phys. Rev. Lett., Vol.67, 1991: 2295 -2298.
- [10] J. D. Joannopoulos, « Self-assembly lights up », Nature, vol. 414, no. 6861, pp. 257-258, 2001.
- [11] Y.A. Vlasov, X.-Z. Bo, J.C. Sturm, and D.J. Norris, « On-chip natural assembly of silicon photonic bandgap crystals », Nature, vol. 414, no. 6861, pp. 289-293, 2001.
- [12] Faïda Bougriou, "étude théorique des matériaux à bandes interdites photoniques bidimensionnels : applications dans le domaine du guidage optique et la détection", thèse de

doctorat en sciences option électronique, Université Mentouri – Constantine, 2013

- [13] Sandrine MASSY, «Contribution à la réalisation de fonctions optiques à base de cristaux photoniques sur LiNbO₃», Thèse de doctorat N° 4, Université de Limoges, 2004.
- [14] Sakamoto, J.S. and B. Dunn, Hierarchical battery electrodes based on inverted opal structures. *Journal of Materials Chemistry*, 2002, 12(10) p. 2859-2861.
- [15] Zhang, H., X. Yu, and P.V. Braun, Three-dimensional bicontinuous ultrafast-charge and discharge bulk battery electrodes. *Nat Nano*, 2011. 6(5): p. 277-281.

CHAPITRE II

LA BIO-DETECTION OPTIQUE

II.1. Introduction

Plusieurs nombre de domaine comme l'industrie, la santé, les services, les loisirs, la recherches scientifique, etc..., nécessitent d'avoir accès à une grandeur physique ou chimique (température, pression, luminosité, etc...). Cette connaissance permet de connaître l'état physique d'un système et de pouvoir prendre des décisions peuvent être prise par un ordinateur ou prise par un opérateur humain via une interface homme machine. Le capteur est donc l'élément indispensable à la mesure de ces grandeurs physiques. Depuis une vingtaine d'années les études menées sur l'utilisation de cristaux photoniques pour la conception et la réalisation de biocapteurs à lecture optique ont montré qu'elle pouvait proposer de nombreuses perspectives. L'objectif de ces biocapteurs est de réaliser une détection sensible, rapide et sélective de faibles concentrations de molécules pour détecter, par exemple, différentes molécules cibles susceptibles d'être dangereuses, incluant des gaz, des protéines ou encore des virus. Dans ce cadre, nous présentons dans ce chapitre les principes généraux des capteurs, classifications et caractéristique. Nous focalisons notre étude sur les biocapteurs optiques à cristaux photonique.

II.2. Capteurs optiques

II.2.1. Définition générale

Un capteur est un dispositif qui transforme l'état d'une grandeur physique capté (telle que pression, température, lumière, position, etc...) en une grandeur manipulable (tension électrique, une hauteur de mercure, une intensité). Le capteur contient au minimum un transducteur. Voilà le schéma qui définit le principe de fonctionnement d'un capteur :

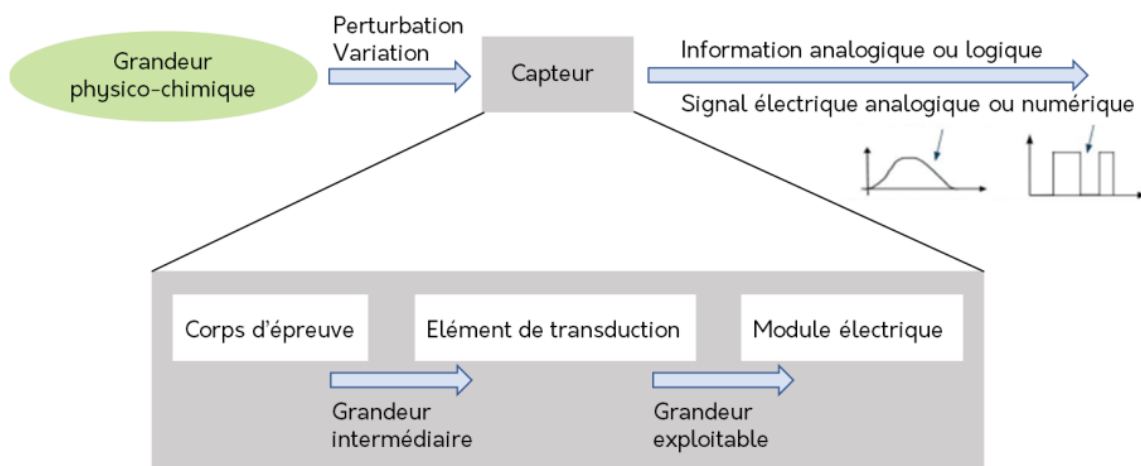


Figure II.1 : Principe de fonctionnement d'un capteur.

- **Le mesurande** : Représente la grandeur à mesurer.
- **Le mesurage** : C'est l'ensemble des opérations pour déterminer la valeur du mesurande.
- **La mesure** : représente la valeur du mesurande (le résultat du mesurage).

II.2.2. L'approche optique

La transduction par voie optique est une alternative possible vers les plateformes de bio-détection POC (Point-Of-Care). Elle est compatible avec les fluides physiologiques, est insensible à la force ionique de l'analyte, et permet de réaliser de nombreux tests en parallèle pour faire du criblage moléculaire. De plus les biocapteurs optiques présentent de hautes performances en matière de sensibilité et permettent une mesure rapide en temps réel [1].

Au sein des capteurs optiques d'affinité qui nous intéressent dans ce travail, il existe deux méthodes principales pour détecter une couche de biomolécules. La première méthode est la détection par fluorescence, qui consiste à marquer les cibles avec des fluorophores. La seconde méthode est la détection sans marquage, dont le principe général est schématisé sur la figure II.2. Un dispositif de détection sans marquage est composé d'une surface fonctionnalisée mise en contact avec l'analyte, d'un transducteur et d'un détecteur qui délivre un signal de sortie à l'utilisateur. Au cours du processus de capture des cibles, on fait interagir un signal lumineux avec la couche de surface, ce qui modifie certaines propriétés de la lumière. Le plus souvent on souhaite mesurer la variation d'indice de réfraction induite par la capture des biomolécules au voisinage de la surface, soit par interférométrie, soit par le suivi du décalage spectral d'une résonance optique, qui constituent deux exemples de mécanismes de transduction. Un détecteur (spectral ou en intensité) permet alors de mesurer le signal lumineux après interaction avec l'analyte et fournir le signal de sortie. [2]

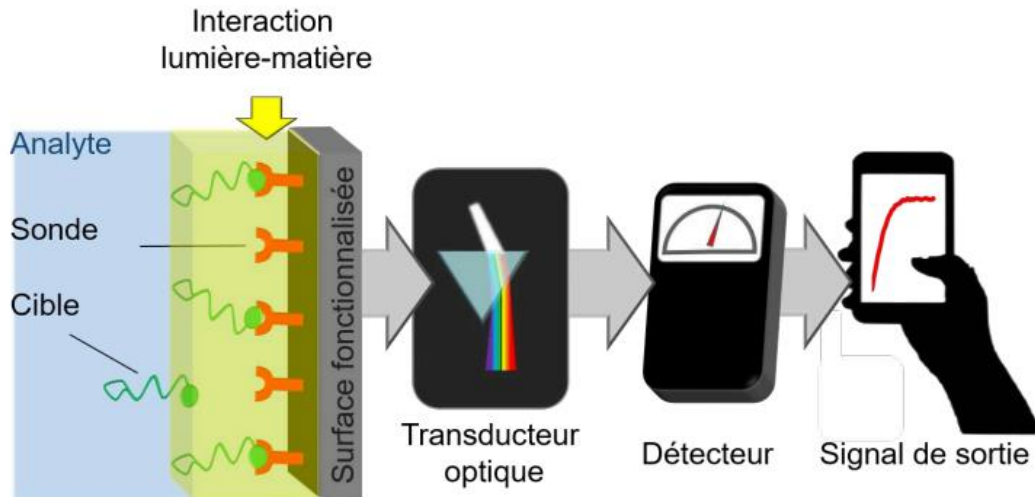


Figure II.2 : Schéma de principe d'un biocapteur optique d'affinité.

Il existe d'autres techniques optiques, comme la mesure de la signature spectrale moléculaire, mais nous nous restreindrons dans ce travail aux techniques de mesure de l'indice de réfraction, qui seront détaillées dans la partie suivante.

II.3.3. Classes d'effets des capteurs optiques

Les capteurs optiques exploitent plusieurs grandes classes d'effets :

- ❖ **L'effet photoélectrique** : sous l'effet d'un rayonnement électromagnétique dont la longueur d'onde est inférieure à une certaine valeur, certains matériaux (généralement des métaux) ont la propriété de libérer des électrons.
- ❖ **L'effet pyroélectrique** : sous l'effet du changement de température provoqué par le rayonnement électromagnétique, certains cristaux comme le sulfate de tri-glycine se polarisent en surface.

II.2.4. Capteurs optiques pour longueur d'onde voisine Infrarouge et ultra-violet

Utilisés dans des domaines aussi divers que la photographie, l'imagerie spatiale, la reconnaissance de forme, la mesure de déplacement et de déformation à distance, les capteurs optiques sont des capteurs qui convertissent le signal des ondes lumineuses et de longueurs d'ondes voisines (ultraviolet et infrarouge) en signal électrique.

Les capteurs optiques sont divisés en deux grandes classes d'applications :

- Les capteurs d'images (Exemple : Capteurs CCD, CMOS,...) dans les domaines de la photographie et de la vidéographie.
- Les capteurs industriels (Exemple : Capteurs photorésistance, photomultiplicateur...) dans

les domaines techniques qui correspondent au besoin notamment de l'automatisation des procédés.

II.2.5. Caractéristiques métrologiques d'intérêt

En plus des caractéristiques métrologiques générales du capteur, il en existe trois qui sont spécifiques aux capteurs optiques :

- Le courant d'obscurité.
- La sensibilité spectrale.
- La détectivité

a) Courant d'obscurité

Le courant d'obscurité correspond au courant permanent délivré par le dispositif photosensible en l'absence de flux lumineux (obscurité) et lorsque le capteur est polarisé dans les conditions d'utilisation. Les sources peuvent être internes (libération de porteurs de charge par excitation thermique) ou externe (rayonnement thermique).

Le capteur doit être choisi de telle manière que le courant d'obscurité soit très inférieur au courant photoélectrique, correspondant au signal lumineux minimum que l'utilisateur veut mesurer.

b) Sensibilité spectrale

La sensibilité spectrale correspond à la sensibilité du capteur lorsque le rayonnement reçu est monochromatique [3] :

$$S(\lambda) = \frac{\Delta I_p}{\Delta \phi(\lambda)} \quad (\text{II. 1})$$

$$\text{Le courant dans le capteur est } I : I = I_0 + I_p \quad (\text{II. 2})$$

Avec

I_0 : Courant d'obscurité

I_p : Courant photoélectrique

S : sensibilité du capteur (A/watt, A/lumen, A/lux)

c) La détectivité

La détectivité permet de caractériser le capteur par rapport à son bruit de fond et de qualifier son aptitude à détecter des signaux faibles.

II. 3. Les cristaux photoniques pour la bio-détection : Principe et État de l'art

Au cours des dernières décennies, de nombreux capteurs optiques à base de CP ont été étudiés et développés dans une large gamme d'applications de détection, telles que les

capteurs de gaz [4], les capteurs de fluide [5], les capteurs de température [6] , les capteurs de pression [7] , les capteurs d'humidité [8, 9], les capteurs biochimiques [10,11] et les capteurs RI [12].

Les capteurs RI représentent la classe la plus répandue des capteurs à base de CP. En effet, plusieurs architectures avancées (par exemple, des microcavités intégrés et configurations interférométriques) utilisent RI pour la détection. Les capteurs RI à base de CP présentent plusieurs avantages tels que l'utilisation minimale de l'échantillon sans marquage par fluorescence, la détection en temps réel, une haute sensibilité et une grande sélectivité [13]

II.3.1. Le principe de détection

Le principe d'une telle détection consiste à mesurer la variation de RI d'un élément sensible en fonction de la présence d'un analyte (substance à détecter). La détection est effectuée par une monocouche sensible qui réagit avec l'analyte. 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 RI, de l'épaisseur de la couche sensible et de son absorption. La structure doit être conçue pour être fortement sensible à la variation de RI. L'étude de cette dernière consiste à calculer le spectre de transmission qui présente un décalage en longueur d'onde, d'une valeur bien définie, en présence de l'analyte [14].

Pour évaluer les performances optiques de nos structures et les comparer à d'autres dispositifs de la littérature, on peut utiliser la sensibilité volumique S , exprimée en nm / RIU^{-1} :

$$Sv = \Delta\lambda/\Delta n \quad (II. 3)$$

Où Δn est la variation de l'indice de réfraction entre deux analytes, et $\Delta\lambda$ le décalage spectral de la résonance correspondant.

La sensibilité volumique caractérise donc l'amplitude du décalage spectral induit par une variation d'indice. Elle tient compte de la répartition du mode (fraction de l'intensité dans les trous), et constitue une valeur numérique simple pour comparer deux structures entre elles. Cependant la sensibilité volumique n'est pas suffisante pour décrire les performances optiques d'un capteur, car elle ne tient pas compte du facteur de qualité Q .

Il faut également tenir compte de la gamme de longueur d'onde de résonance λ_0 : en effet, plus la longueur d'onde est faible, et plus un décalage spectral donné est significatif. Pour prendre en considération ces trois paramètres on introduit alors une nouvelle grandeur, appelée

« figure de mérite » ou FOM, exprimée en RIU⁻¹ : $FOM = \frac{S \times Q}{\lambda_0}$ (II. 4)

Cette grandeur, souvent utilisée dans la littérature [15,16], permet de comparer les performances de différents dispositifs optiques entre eux et d'en déduire leur potentiel en matière de détection optique.

Un autre critère pour évaluer les performances optiques d'un capteur optiques est la limite de détection LD. Elle est la valeur minimale de la concentration de l'espèce que l'on est capable de déceler. La limite de détection ne doit pas être confondue avec la sensibilité du capteur car elle dépend à la fois de la sensibilité et de la résolution instrumentale liée aux équipements utilisées pour la mesure du signal. La LD est utilisée pour évaluer la performance de l'association d'un capteur et d'un dispositif de mesure. Plus elle est faible, plus l'association est sensible. L'expression de la limite de détection déduite à partir de la définition de la sensibilité du capteur est de la forme

$$LD = \frac{R}{S} \quad (\text{II. 5})$$

Avec R est la résolution d'un capteur

Afin de connaître la position des pics de résonances guidées des cristaux photoniques, nous devons étudier leurs spectres en réflexion et en transmission. Dans cette partie on va décrire un montage optique qui a été souvent utilisé pour élaborer les résultats.

L'objectif est d'envoyer une onde incidente sur les cristaux photoniques et de récupérer les faisceaux réfléchis et transmis, puis de mesurer leur spectre en longueur d'onde. La taille du faisceau incident ne doit pas dépasser les bords des CPs qui ont une largeur de 100 µm. Plusieurs méthodes sont envisageables pour obtenir un tel spectre. La source peut être un laser accordable ou une source large bande. Avec un laser accordable, il suffit d'utiliser un photo-détecteur ponctuel. La source large bande peut être combinée à un monochromateur pour agir comme une source accordable. La solution choisie est une source large bande utilisée avec un spectromètre et une caméra CCD. Les avantages de cette méthode sont la haute résolution, de quelques dizaines de picomètres, la flexibilité en termes de plage de longueur d'onde et de résolution, ainsi que le fait qu'il est possible de travailler dans l'espace libre plutôt que d'utiliser des fibres optiques. L'ensemble du montage optique est représenté dans la Figure.II. 3. [17]

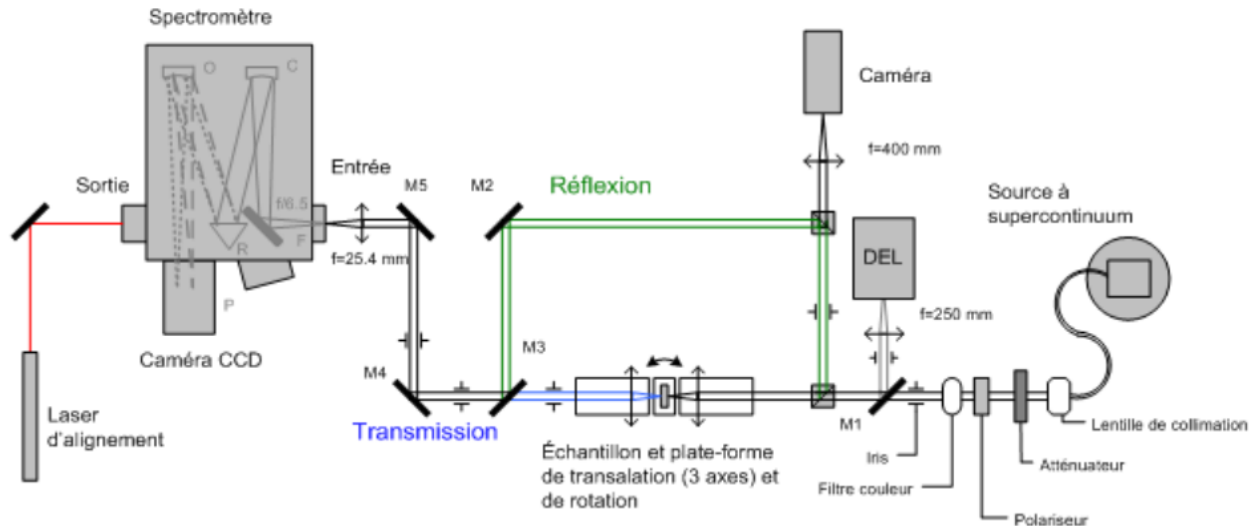


Figure II.3 : Schéma du montage de caractérisation optique des cristaux photoniques

II.3.2. État de l'art

Différents types de cristaux photoniques sont utilisés comme biosenseurs à cause de leur haute sensibilité aux différences d'indices de réfraction. Les premiers capteurs à CP 1D en polymère ont été proposés dès 2003 par Cunningham et al [18]. Ces biocapteurs consistent en un matériau plastique sur la surface duquel est déposée une fine couche structurée périodiquement d'un matériau diélectrique de plus fort indice de réfraction. Le dispositif a été conçu de telle sorte qu'une bande de longueur d'onde de 2 nm soit réfléchi lorsque celui-ci est éclairé sous incidence normale par une lumière blanche. Le décalage selon les plus grandes longueurs d'onde (décalage dans le rouge) signifie qu'un matériau est absorbé en surface. Un décalage de 2.5 nm a été mesuré lors de la reconnaissance d'ADN à la surface du CP, pour une sensibilité de surface de 0.4 pg/mm^2 . En 2004, Chow et al ont démontré la détection de changement d'indice de réfraction de 0.002 (solution commerciale de silicone évaporée en surface) avec une microcavité à CPh 2D ayant un facteur de qualité d'environ 400 [19]. En 2010, un groupe a eu l'idée d'utiliser le changement de polarisation des résonances guidées pour soustraire le bruit. Ils utilisent deux polariseurs perpendiculaires situés avant et après le cristal photonique. Ainsi, la résonance guidée apparaît beaucoup plus clairement [20].

II.4. Capteurs à base des guides d'onde à CPs

Les structures des guides d'ondes à CP (PCW) sont de grand intérêt. Dans plusieurs capteurs à CP basés sur le changement de RI, le guide d'onde à CP agit directement comme élément de

détection sans concevoir de microcavité intégrée. Ce type de détecteurs offre la possibilité de détecter de petites quantités d'analyte (nano litres) et des échantillons à faible concentration (pico moles), ce qui peut être un avantage par rapport aux approches conventionnelles.

En 2006, T. Hasek et al ont démontré l'application d'un CP pour la détection de fluide dans la gamme subterahertz (Figure.II.4-a et b). Le dispositif est constitué de trous d'aération en substrat de polyéthylène. Il était caractérisé par un système de micro-ondes commercial. L'expérience s'accorde bien avec les calculs théoriques. Selon l'indice de réfraction du fluide qui remplit le guide d'onde CP, différents spectres de transmission sont obtenus (Figure.II.4-c). En examinant la profondeur de la région de la bande d'arrêt, il est facile de distinguer les fluides avec des indices de réfraction différents. [21]

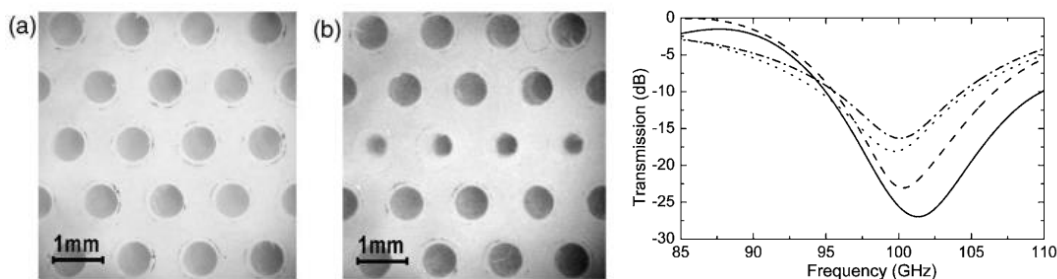


Figure II.4 : (a) Structure des cristaux photoniques et leur guide d'onde à cristal photonique (b). Spectres de transmission simulés des modes TE se propageant le long de la direction ΓK pour le cristal photonique (ligne continue), le guide d'onde à cristal photonique (ligne pointillée) rempli d'air, le guide d'onde à cristal photonique infiltré de cyclohexane (ligne pointillée) et de CCl_4 (ligne pointillée)

Un biocapteur optique à guide d'onde à CP a été proposé par Skivesen *et al* en 2007 (Figure. II.5a) [22]. Du sérum d'albumine bovin (Bovin serum albumin, ou BSA) en solution a pu être détecté à une concentration de $0.15 \mu M$, avec un excellent rapport signal/bruit. Ces structures ont des surfaces de détection plus larges ce qui nécessite de plus grands volumes d'échantillon. Le mécanisme de détection de ce capteur repose sur les changements induits sur la localisation spectrale d'une bande passante du guide dû au changement de RI (Figure. II.5b).

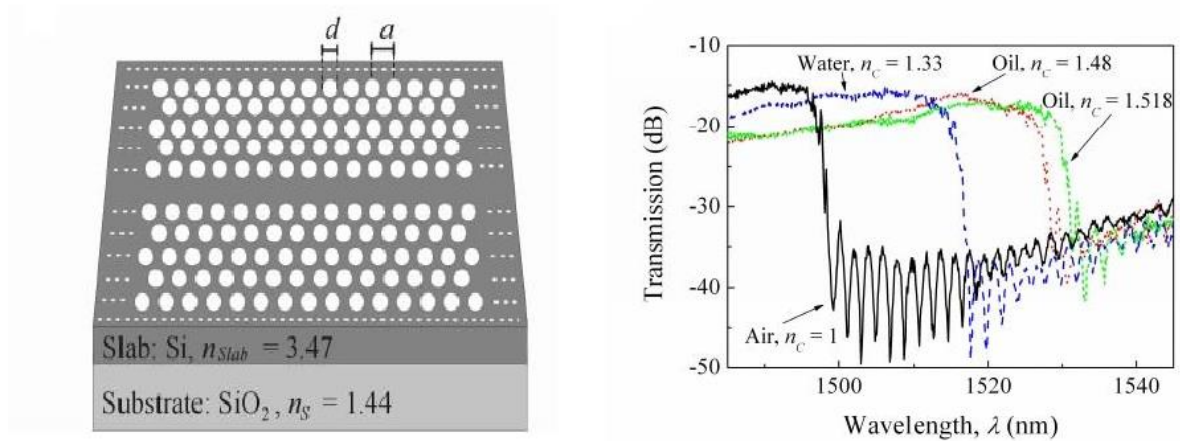


Figure II. 5. (a) Vue au microscope électronique à balayage de guide d'ondes à cristal photonique (PCW) sur SOI, (b) Spectres de transmission mesurés pour quatre solutions d'indices différents

La clé principale de la capacité des biocapteurs optiques à détecter les analytes biologiques est que les molécules biologiques comme les protéines, les cellules et l'ADN, ont toutes une permittivité diélectrique supérieure à celle de l'air et l'eau. Dans ce contexte, deux types de biocapteurs à base des guides d'onde à CP ont été proposés pour détecter l'ADN. Le principe de détection est basé sur la mesure du décalage en longueur d'onde résultant de la fixation de l'ADN aux trous du capteur. La valeur maximale du décalage est de 2.089nm correspondant à une sensibilité de 1.55nm/fg [23].

Un autre capteur optique à base de guide d'onde à CP a été proposé par Bougriou *et al* en 2011 [24]. La structure est un CP-2D à réseau triangulaire de trous d'air de rayon $r=120\text{nm}$, périodicité $a=370\text{nm}$ et facteur de remplissage $f=30\%$. Un défaut linéique de type W1 (une rangée de trous manquante) est défini selon la direction ΓK (Figure II.6a). Lorsque les trous d'air du CP sont remplis d'eau désionisée homogène ($n_c=1.33$), le bord supérieur de la bande passante de ce capteur se déplacera en conséquence avec la variation de RI (Figure II.6b). Un décalage de 30nm est calculé correspondant à une sensibilité de 90.90nm/RIU (refractive index unit).

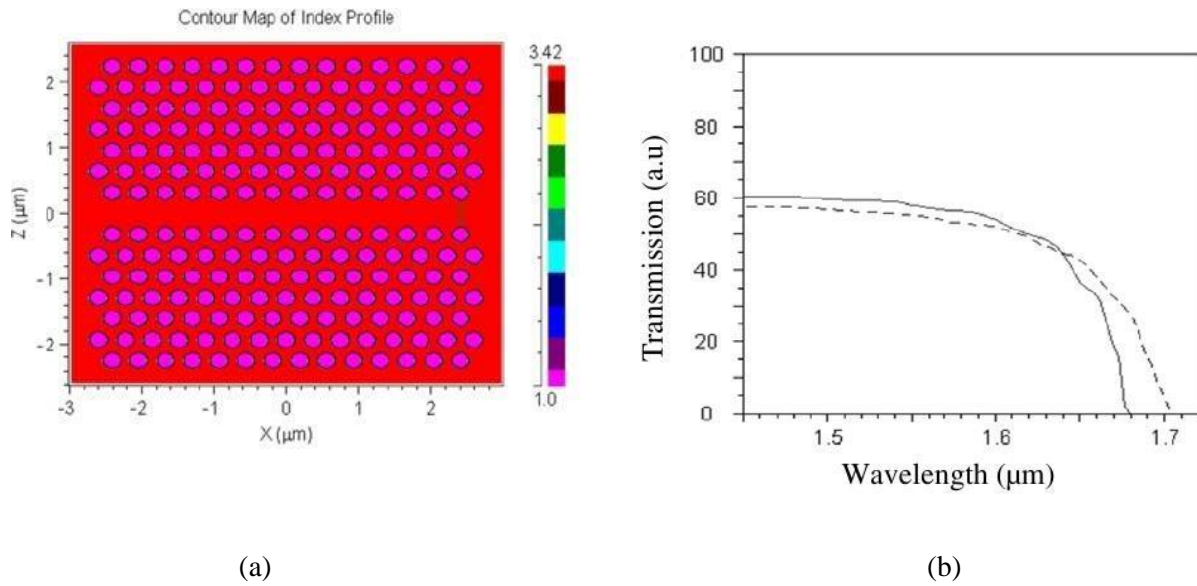


Figure II.6 : (a) Capteur référence W1 réalisé dans un cristal photonique triangulaire de trous d'air sur une membrane de Si suivant la direction ΓK , $f_{air}=30\%$, (b) Spectre de transmission pour le capteur référence à CPs : pour l'air ($n=1$ trait plein) et pour les trous d'air infiltrés d'eau déionisée homogène ($n_c=1.33$ ligne en pointillés).

Pour améliorer la sensibilité, une conception du capteur de guide d'onde à CP est décrite (Figure II.7a) où le rayon des trous localisé de chaque côté de la ligne du défaut est optimisé et infiltré avec de l'eau déionisée homogène. La transmission et la surface disponible pour la détection dans les régions centrales où le champ est intense, augmentent considérablement dans cette structure, améliorant ainsi la sensibilité. Un décalage de 270nm est calculé correspondant à une sensibilité de 818nm/RIU (Figure II.7b).

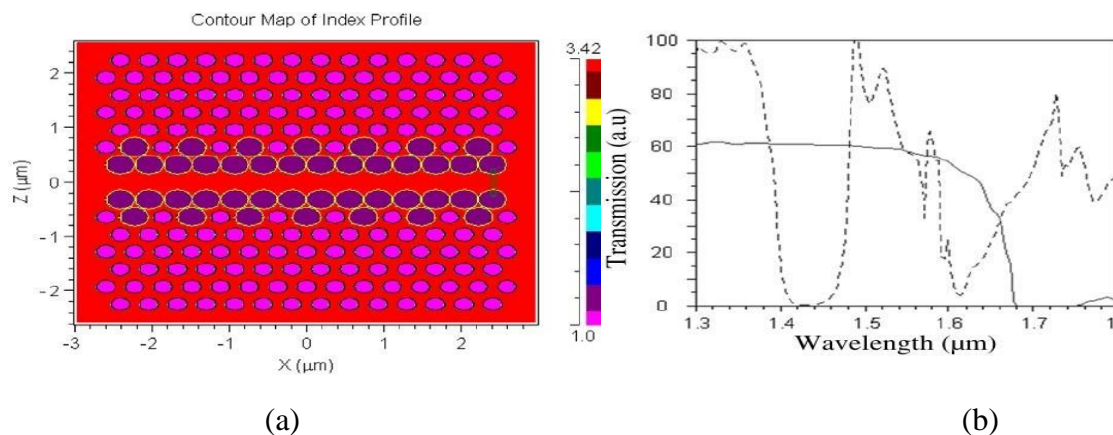


Figure II.7. (a) Capteur de guide d'onde à CP amélioré, (b) Spectre de transmission de guide d'onde à CP amélioré.

II.5. Capteurs à base de microcavités à CPs

Dans la mesure où une faible variation du changement d'indice au sein de la cavité a pour conséquence une faible variation de la fréquence du mode d'intérêt, cette propriété peut être utilisée comme méthode de transduction et justifie l'utilisation des CP comme détecteurs optiques. La position spectrale λ_0 de la résonance de la cavité peut servir de référence. Ainsi, la mesure de la variation de la position spectrale $\Delta\lambda$ revient à mesurer la variation du changement d'indice Δn lié à la reconnaissance de molécules à la surface de la cavité. Ce principe est représenté sur la figure II.8. Ainsi, les performances d'une cavité à CP pour des applications de détection sont caractérisées par deux paramètres :

- Le facteur de qualité de la résonance (Q) : il doit être le plus élevé possible afin que de très faibles décalages en longueur d'onde puissent être observables lors d'une adsorption moléculaire. Cela est directement lié à la limite de détection.
- La sensibilité $S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n}$ exprimée en nm/RIU : pour une concentration d'analytes en solution à détecter, plus le décalage en longueur d'onde mesuré est grand, plus le capteur est dit sensible.

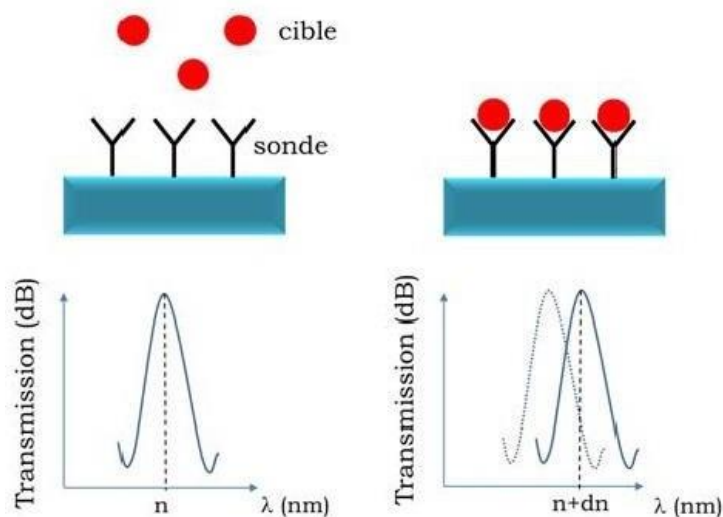


Figure II.8. Principe de la mesure de transduction optique d'un résonateur à cristaux photoniques

Chow *et al* ont démontré la détection de changement de RI de 0.002 (solution commerciale de silicone évaporée en surface) avec une microcavité à CP-2D ayant un facteur de qualité d'environ 400 [25]. Ce capteur peut atteindre une sensibilité de 200nm/RIU (Figure II.9)

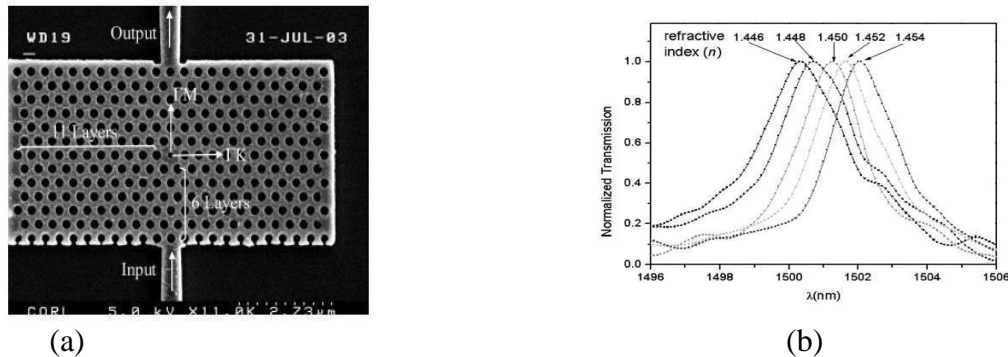


Figure II.9. (a) vue au microscope électronique à balayage d'une microcavité à CP intégrée avec deux guides d'ondes ruban, (b) spectres de transmission normalisés de la microcavité illustrée en (a) avec cinq différents indices de réfraction allant de $n=1.446$ jusqu'à $n=1.454$.

Plus tard, un biocapteur à CP sur silicium a été présenté [26]. Ce dernier s'est avéré capable de suivre l'adsorption des protéines sur les parois des trous de la cavité et de mesurer quantitativement le diamètre de la protéine. La quantité minimale de protéines détectée avec ce dispositif est d'environ 2.5 fg. Ensuite, la sensibilité du biocapteur a été améliorée à 1 fg en délivrant précisément les espèces cibles sur la zone de défaut de la surface sensible

Dans un autre travail, Benmerkhi *et al* [27] ont proposé un capteur RI basé sur une cavité à CPs. Le CP bidimensionnel étudié est un réseau triangulaire de trou d'air périodique perpendiculairement à InP à base de confinement hétéro-structure. Le guide planaire de cette hétéro-structure consiste en un cœur de GaInAsP ($n=3.35$) d'épaisseur $1.00a$. Le cœur est entouré de deux gaines d'InP ($n=3.17$) d'épaisseur $0.50a$ (Figure II.10a). L'indice effectif n_{eff} pour le mode TE est de 3.32 ($\epsilon=11$) $\lambda=1.5228\mu\text{m}$. Un décalage de 56.3nm est calculé correspondant à une sensibilité de 104 nm/RIU.

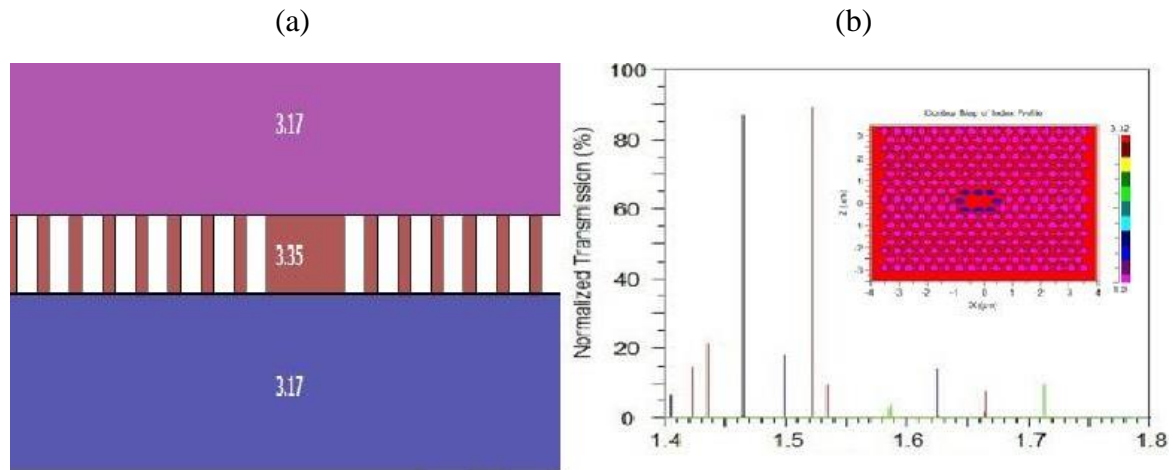


Figure II.10. (a) Structure verticale de la cavité L2 formée par l'omission de deux trous, (b) Spectre de transmission du capteur avec des trous vides et localement infiltrés (polymère $n=1.54$).

Pour améliorer la sensibilité, plusieurs modifications des trous d'air autour du défaut sont représentées sur la figure II.11a. Après déplacement, optimisation et infiltration des trous autour de la cavité avec du polymère ($n=1.54$), le maximum pour le facteur de qualité est atteint avec un décalage optimum de 123 nm ($\lambda=1.60\mu\text{m}$, $Q=5\times 10^5$) (Figure II.11b). Ce décalage permet de calculer la sensibilité $S=227.78\text{nm/RIU}$

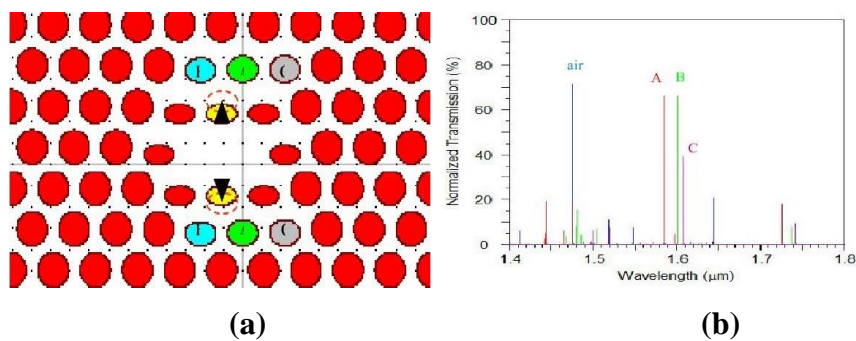


Figure II.11. (a) Représentation de la cavité L2 modifiée, (b) Spectre de transmission du capteur modifié avec des trous d'air et localement infiltrés (polymère $n=1.54$)

II.6. Capteurs à base d'une cavité couplée à un guide en CP

Dans la grande diversité des architectures proposées, les capteurs à CP basé sur le couplage guide-cavité ont montré un fort potentiel pour leur réalisation. Étant donnée la possibilité d'ajuster précisément les paramètres des cavités à CP (facteur de qualité et fréquence de résonance) le contrôle du confinement de la lumière au sein de la cavité elle-même sera désormais possible. La longueur d'onde de résonance du mode optique résultant est très sensible aux perturbations de RI des trous d'air du CP. La faible variation du changement d'indice a

pour conséquence une faible variation de la fréquence ou de la longueur d'onde du mode d'intérêt. L'idée consiste donc à évaluer les performances de détection des cavités et à étudier la diversification des espèces à détecter tout en assurant une transmission maximale de l'information via le guide d'onde [28]. Ces types de dispositifs font le principal objet de notre étude.

Les cavités à modulation locale de largeur de défaut linéique sont réalisées par modulation d'un guide, ont été proposées initialement par Kuramochi en 2006 [29]. Ce genre de cavité est basé sur un défaut linéique dans les cristaux photoniques d'un réseau triangulaire de trous d'air, c'est-à-dire sur un guide d'onde similaire à un W1. L'idée est d'éloigner légèrement certains trous entourant le guide d'onde d'une distance particulière ou de changer le rayon de quelques trous au centre du guide. En 2015, A. Harhouz *et al* ont proposé un capteur RI formé de deux guides d'ondes et une microcavité. La structure étudiée est une matrice 19×13 triangulaire de trous d'air de périodicité $a=0.43 \mu\text{m}$, percés dans une membrane de Si d'indice $n=3.42$ et de rayon des trous $r=0.14 \mu\text{m}$. La Figure II.12a montre une structure couplée proposée, la cavité est formée par le changement du rayon de quelques trous au centre du guide. L'injection de la lumière se fera à l'entrée du guide W1KA [30]. La cavité donne un décalage de la longueur d'onde de résonance λ_0 de 4.75 nm pour une variation d'indice 0.01 (limite de détection $LD=0.01$). Si nous définissons la sensibilité comme $S = \Delta\lambda_0 / \Delta n$, un shift de 4.75 nm est calculé correspondant à une sensibilité de 475 nm/RIU (RIU refractive index unit).

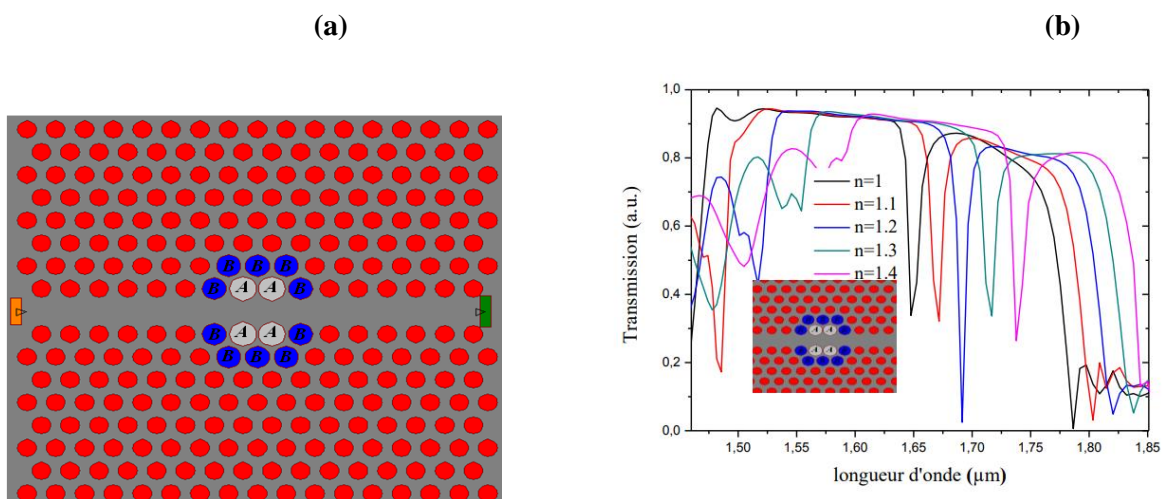


Figure II.12 : (a) Cavité à modulation locale de la largeur d'un défaut linéique $r_A=0.465a \text{ nm}$, $r_B=0.416a \text{ nm}$. (b) Spectre de transmission du guide [30].

En 2021, un nouveau biocapteur à cristaux photoniques bidimensionnels (2D-PhC) en forme de capsule (Figure II.13a et b), capable de détecter différents fluides corporels et cellules

cancéreuses pour des applications biomédicales, a été proposé, conçu et évalué avec succès [31]. La simulation et l'analyse à l'aide de la méthode Plane Wave Expansion (PWE) et de l'algorithme Finite Difference Time-Domain (FDTD) ont été effectuées pour détecter les composants sanguins et les cellules cancéreuses (Figure II.13c), dans lesquelles des échantillons sont prélevés sous forme liquide et pénètrent dans une cavité en forme de capsule. Le biocapteur se compose d'une cavité en forme de capsule couplée à deux guides d'ondes, et la région de détection à une géométrie capsulaire. Elle est positionnée dans la région centrale du guide d'ondes optique. Le mécanisme de détection du présent biocapteur est basé sur le changement de l'indice de réfraction de l'analyte. Une sensibilité élevée de 609,25 nm par unité d'indice de réfraction (nm/RIU), une limite de détection basse de $3,9 \times 10^{-6}$ RIU et un facteur Q allant jusqu'à 10^7 sont prédits pour un agencement spécifique du réseau de capteurs dans la gamme de longueurs d'onde de 1,4367 à 2,0233 μm . Ces valeurs démontrent la potentialité du biocapteur proposé.

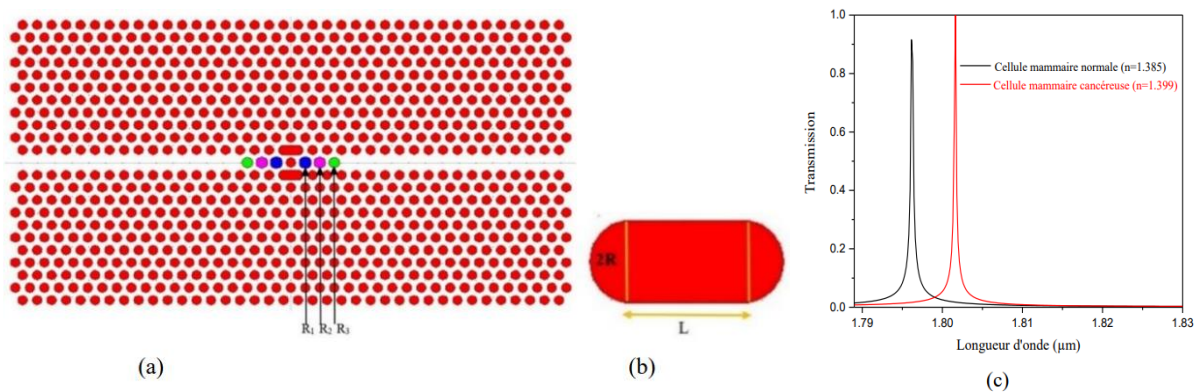


Figure II.13 : (a) Schéma du capteur CP-2D à base d'une cavité en forme de capsule, (b) L et R, les paramètres géométriques de la cavité en forme de capsule. (c) Spectre de transmission normalisé pour des cellules normales et cancéreuses (Cellule mammaire).

I.7. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté les caractéristiques des capteurs optiques, plus précisément les biocapteurs RI à CPs que nous voulons caractériser théoriquement dans le chapitre suivant à l'aide du simulateur RSOFT.

Ces biocapteurs sont également dotés des caractéristiques favorables des capteurs optiques comme la rapidité de réponse, la détection en temps réel, une haute sensibilité et une grande

sélectivité, c'est pourquoi, au cours des dernières décennies, de nombreux excellents capteurs optiques utilisant cette technologie ont été développés pour être utilisés dans différents domaines d'applications.

Références

- [1] X. Fan, I. M. White, S. I. Shopova, H. Zhu, J. D. Suter, and Y. Sun, "Sensitive optical biosensors for unlabeled targets : A review," *Analytica Chimica Acta*, vol. 620, pp. 8–26, July 2008.
- [2] Nicolas, "Gaignebet Réalisation et caractérisation de puces de capteurs à cristaux photoniques : vers un dispositif de biodétection intégré", THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON, 202
- [3] Georges Asch, « Les capteurs en instrumentation industrielle », Edition Dunod, Paris, 1999.
- [4] Y. Zhang, Y. Zhao, Q. Wang. Measurement of methane concentration with cryptophane E infiltrated photonic crystal microcavity. *Sensors and Actuators B-Chemical*, 2015, 209: 431-437
- [5] W. C. Lai, S. Chakravarty, X. Wang, et al. On-chip methane sensing by near-IR absorption signatures in a photonic crystal slot waveguide. *Optics Letters*, 2011, 36(6): 984-986.
- [6] Y. Chang, Y. Jhu, C. Wu. Temperature dependence of defect mode in a defective photonic crystal. *Optics Communications*, 2012, 285(6): 1501-1504
- [7] T. Lu, P. T. Lee. Ultra-high sensitivity optical stress sensor based on double-layered photonic crystal microcavity. *Optics Express*, 2009, 17(3): 1518-1526.
- [8] A. Casas-Bedoya, S. Shahnia, D. Di Battista, et al. Chip scale humidity sensing based on a microfluidic infiltrated photonic crystal. *Applied Physics Letters*, 2013, 103(18): 181109(1-4)
- [9] S. Zheng, Y. Zhu, S. Krishnaswamy. Fiber humidity sensors with high sensitivity and selectivity based on interior nanofilm-coated photonic crystal fiber long-period gratings. *Sensors and Actuators B-Chemical*, 2013, 176: 264-274.
- [10] C. Fenzl, T. Hirsch, O. S. Wolfbeis. Photonic crystals for chemical sensing and biosensing. *Angewandte Chemie-International Edition*, 2014, 53(13): 3318-3335.
- [11] S. Zheng, Y. Zhu, S. Krishnaswamy. Nanofilm-coated photonic crystal fiber long-period gratings with modal transition for high chemical sensitivity and selectivity. In: Conference

- on
Smart Sensor Phenomena, Technology, Networks, and Systems Integration, Mar. 12, 2012-
Mar. 14, 2012, SPIE, San Diego, CA, 2012, 8346: 83460D.
- [12] Y. Liu, H. W. M. Salemink. All-optical on-chip sensor for high refractive index sensing in photonic crystals. *EPL*, 2014, 107(3): 34008(1-5).
- [13] Benedetto Troia, Antonia Paolicelli, Francesco De Leonardis et Vittorio M. N. Passaro, *Photonic Crystals for Optical Sensing: A Review*, chapter book, *Advances in Photonic Crystals*, pp 242-287, 2013.
- [14] Dallel BENELARBI, *Étude de cristaux photoniques en silicium pour l'application à la biodétection*, thèse de doctorat, Université des frères mentouri-constantine, 2018.
- [15] B. Špačková, P. Wrobel, M. Bocková, and J. Homola, "Optical Biosensors Based on Plasmonic Nanostructures : A Review," *Proceedings of the IEEE*, vol. 104, pp. 2380–2408, Dec. 2016.
- [16] S. Aćimović, M. A. Ortega, V. Sanz, J. Berthelot, J. L. Garcia-Cordero, J. Renger, S. J. Maerkl, M. P. Kreuzer, and R. Quidant, "LSPR Chip for Parallel, Rapid, and Sensitive Detection of Cancer Markers in Serum," *Nano Letters*, vol. 14, pp. 2636–2641, May 2014.
- [17] Annabelle Gascon, "Fabrication et caractérisation de cristaux photoniques pour exaltation de fluorescence " mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de maîtrise ès sciences appliquées, département de génie physique, école polytechnique de MONTREAL, 2010
- [18] B.T. Cunningham, B. Lin, J. Qiu, P. Li, J. Pepper, and B. Hugh. A plastic colorimetric resonant optical biosensor for multiparallel detection of label-free biochemical interactions. *Sensors and Actuators B*, 85(3):219–226, November 2002.
- [19] A. Grot, L. W. Mirkarimi, M. Sigalas, and G. Girolami. Ultracompact biochemical sensor built with two-dimensional photonic crystal microcavity. *Optics Letters*, 29(10) :1093, May 2004.
- [20] Nazirizadeh, Y., Uwe Bog, S. S., Mappes, T., Lemmer, U., & Gerken, M. Low-cost label-free biosensors using photonic crystals embedded between crossed polarizers. *Optics Express*, 18 (18), 19120-19128. 2010
- [21] T. Hasek, H. Kurt, D. S. Citrin and M. Koch, "Photonic crystals for fluid sensing in the subterahertz range", *APPLIED PHYSICS LETTERS* 89, 173508 2006
- [22] N. Skivesen, A. Têtu, M. Kristensen, J. Kjems, L. H. Frandsen, et P. I. Borel, Photoniccrystal waveguide biosensor, *Optics Express*, vol. 15, pp. 3169-3176, 2007.

- [23] M. A. Iftekhhar et S. Mamun, Computational study on high sensitive silicon based two dimensional photonic crystal waveguide with circular holes for biochemical sensing, in Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), 2013 International Conference on, 2013, pp. 1-5.
- [24] F. Bougriou, T. Boumaza, M. Bouchemat, and N. Paraire, "Sensitivity analysis of a photonic crystal waveguide for refraction index sensing," *Physica Scripta*, vol. 2012, p. 014064, 2012.
- [25] E. Chow, A. Grot, L. W. Mirkarimi, M. Sigalas, et G. Girolami, Ultracompact biochemical sensor built with two-dimensional photonic crystal microcavity, *Optics Letters*, Vol. 29, No. 10, May 15, 2004.
- [26] M. Lee et P. M. Fauchet, Two-dimensional silicon photonic crystal based biosensing platform for protein detection, *Optics express*, vol. 15, pp. 4530-4535, 2007
- [27] A. Benmerkhi, M. Bouchemat, and T. Bouchemat, "Influence of elliptical shaped holes on the sensitivity and Q factor in 2D photonic crystals sensor," *Photonics and Nanostructures Fundamentals and Applications*, vol. 20, pp. 7-17, 2016.
- [28] Safia ARAFA, Étude des composants à base de cristaux photoniques : Application dans le domaine du démultiplexage et de la détection, Thèse de doctorat, Université des frères mentouri-constantine, 2017.
- [29] E. Kuramochi, M. Notomi, S. Mitsugi, A. Shinya, T. Tanabe, et T. Watanabe, « Ultrahigh-Q photonic crystal nanocavities realized by the local width modulation of line effect », *Appl. Phys. Lett.*, Vol.88, N° 4, pp 041112-041113 , 2006.
- [30] A. Harhouz, A. Hocini, B. Palpant, « Modelling ' and analysis of the sensitivity in 2D photonic crystal tapered microcavity », *Games of Light with Meta-Molecules: Communicating, Sensing and Imaging , GLEAM' 15, PARIS , 1et 2 Juin 2015.*
- [31] H Tayoub, A Hocini, A Harhouz, Design and Analysis of a High-Performance Capsule-Shaped 2D-Photonic Crystal Biosensor: Application in Biomedicine, *JOURNAL OF NANO- AND ELECTRONIC PHYSICS* Vol. 13 No 6, 06005(6pp) (2021)

CHAPITRE III

*CONCEPTION ET SIMULATION
D'UN BIOCAPTEUR RI POUR LA
DETECTION DES CELLULES
CANCEREUSES*

III. 1. Introduction

D'après L'OMS (Organisation Mondiale de la santé), À l'origine de près de 10 millions de décès en 2020, soit presque un décès sur six, le cancer est l'une des principales causes de mortalité dans le monde. [1] Les cellules cancéreuses ont des indices de réfraction plus élevés que ceux des cellules normales, en raison d'une plus grande quantité de protéines dans leur plus gros noyau, ce qui entraîne une division cellulaire rapide. Les plages de variation d'indices de réfraction des cellules normales et des cellules cancéreuses sont respectivement de 1,35-1,37 et 1,39-1,401 [2, 3]. Cette propriété de variation d'indice les rend approprié pour être détecté par des biocapteurs RI à cristaux photoniques.

Le but de ce chapitre est de présenté le prince le fonctionnement de ce type ce capteur, de proposé des conceptions des biocapteurs à CP pour la bio-détection optique des cellules cancéreuses, et d'optimiser les structures préposée pour améliorer des performances optique de détection.

III. 2. Mécanisme de détection des cellules cancéreuses par les biocapteurs à cristaux photoniques

Le cœur de l'innovation dans de travail repose sur la proposition et la conception d'un nouveau biocapteur à cristaux photonique miniature, non couteux et hautement sensible, à base d'un guide d'onde couplé à un résonateur de Fano. Ce biocapteur permet de détecter les cellules cancéreuses (Besal, Hela, Jurkat, PC12, MDA-MB-231 et MCF-7) dans une solution biologique déposé sur surface du résonateur. Le mécanisme de détection repose sur la détection sans marquage, qui utilise l'indice de réfraction comme un élément de détection.

Tableau. III. 1 : Données d'indice de réfraction pour les cellules saines et cancéreuses [4]

Nom de la cellule	Cellule et plage de densité	RI
Hela	cancer du col de l'utérus (80%)	1.392
	Cellule normale (30%-70%)	1.368
Basal	Cancer de peau (80%)	1.38
	Cellule normale (30%-70%)	1.36
Jurkat	Leucémie (cancer du sang) (80%)	1.39
	Cellule normale (30%-70%)	1.376
PC12	Cancer surrénalien (80%)	1.395
	Cellule normale (30%-70%)	1.381
MDA-MB-231	Cancer du sein (80%)	1.399
	Cellule normale (30%-70%)	1.385
MCF-7	Cancer du sein (80%)	1.401
	Cellule normale (30%-70%)	1.387

En particulier, la détection de biomolécules repose sur des critères technologiques pour une application Point-Of-Care (POC), ou sur la biopsie, selon le cas et l'endroit de la cible.

Afin d'accéder aux des échantillons biologique choisis pour l'analyse, il est possible d'effectuer un prélèvement tissulaire ou sanguins (selon le cas) à partir de l'organe d'intérêt. Ce geste médical est appelé biopsie. L'intervention est adaptée en fonction de l'accessibilité de la zone ciblée et peut être réalisée sur différents types d'organes au moyen d'une aiguille, par endoscopie ou chirurgie classique. L'isolement des Cellules tumorales circulantes (CTCs) fait généralement référence à la capture et à l'enrichissement de CTCs à partir d'un échantillon de sang, prétraité ou non. Certaines technologies nécessitent une étape de pré-traitement du sang précédant l'étape de capture. Il s'agit souvent d'une centrifugation ou d'une lyse des globules rouges, dans le but de réduire le nombre de cellules sanguines interférant avec les CTCs et ainsi faciliter la capture en réduisant la contamination. C'est par exemple le cas du dispositif CellSearch® qui requiert une étape de Centrifugation pour l'extraction du plasma et l'ajout d'un tampon adapté pour diluer les cellules sanguines. [5]

D'après la figure.III.1 qui représente notre du système de bio-détection optique, en utilisant un tube d'injection contrôlable pour injecter des échantillons biologique à des quantités précises. Une fois que la lumière incidente polarisée en TM, la lumière sera confinés et transmis dans le guide d'ondes à cristaux photonique. Le couplage cohérent et l'interférence entre les différents états qui sont supportés par un guide d'onde et un micro-résonateur, génèrent les résonances Fano.

Le mécanisme de détection de ce biocapteur repose sur les changements induits sur la localisation spectrale de la longueur d'onde de résonance dû aux changements d'indice de réfraction. Ce changement d'indice dû à la présence des cellules à la surface du micro résonateur. Ici nous utilisons la technique de détection sans marquage surfacique «*Label-free detection* », et les pics de résonances Fano seront des éléments de détection. La mesure de l'intensité lumineuse à la sortie du biocapteur, montre une variation de la longueur d'onde de résonance et l'intensité lumineuse à la présence des cellules saines et cancéreuse.

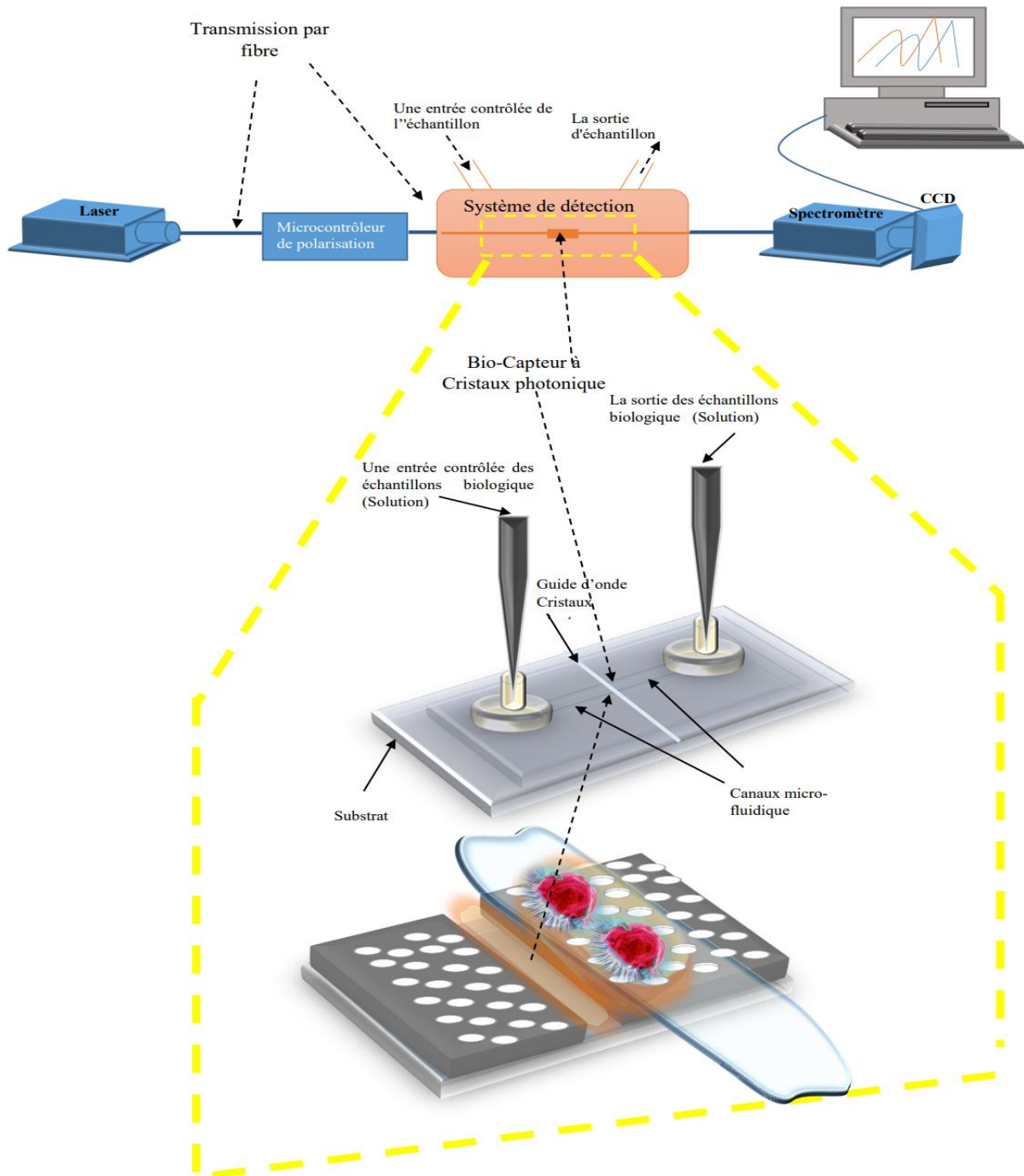


Figure. III. 1 : Schéma typique du système de bio-détection optique à base à Cristaux photonique

III. 3. Les structures de base des biocapteurs proposés

➤ Biocapteurs à base d'un couplage série guide –cavité

Le dispositif 2D-CP se compose des trous d'air ($n_{air} = 1$) gravés sur une membrane de silicium avec un indice de réfraction ($n_{Si} = 3.42$), avec le nombre de trous dans les directions X et Z est de

17×17. La distance entre le centre de deux trous adjacents est de 550 nm, qui est appelée constante de réseau et indiquée par 'a' (périodicité). Le rayon du trou r varie de 100 nm à 400.

➤ **Biocapteurs à d'un résonateur Fano**

La structure est un cristal photonique 2D à réseau triangulaire de trous d'air (structure connecté) de périodicité $a=470\text{nm}$ et de rayon $r= 190\text{ nm}$ gravés sur une membrane de silicium (Si , ($n_{\text{Si}}=3.42$)). La structure étudiée est (23×23) trous d'air dans le plan (x-z).

Tableau. III. 2 : Paramètres des biocapteurs de cancer utilisés dans notre travail.

Paramètres	Valeurs	
	Biocapteurs à base d'un couplage série guide –cavité	Biocapteurs à d'un résonateur Fano
Rayon (r)	200nm	190nm
Constante de réseau (a)	550nm	470nm
Indice de réfraction des trous (Air)	1	1
Indice de réfraction du fond (Si)	3.42	3.42
Dimensions de la plateforme	17×17	23×23

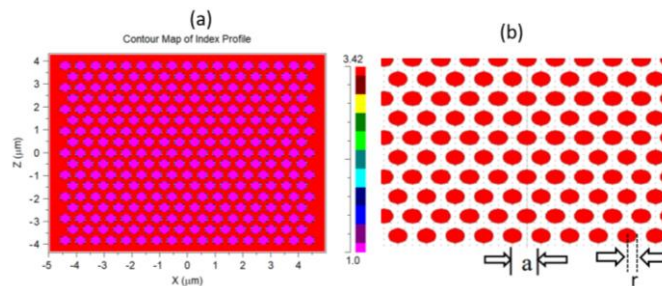


Figure. III. 2 : (a) Profil d'indice, (b) Schéma illustre les paramètres géométrique d'un Cristaux photonique 2D

III. 4. Résultats et discussions

III. 4. 1. Biocapteurs à base d'un couplage série guide –cavité

III. 4. 1. 1. Création de la structure globale

Dans cette partie, nous avons utilisé le logiciel de simulation Rsoft CAD (Annexe : A) pour crée notre structure proposé. Dans un premier temps, nous avons utilisé le module BandSOLVE du RSoft basé sur la méthode des ondes planes 2D-PWE (Annexe : B) pour déterminer bandes interdites photoniques (TE et TM). Afin d'expédier la création de ce réseau en utilisant Array Layout (Figure. III. 3 (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 (Figure. III. 3 (b)).

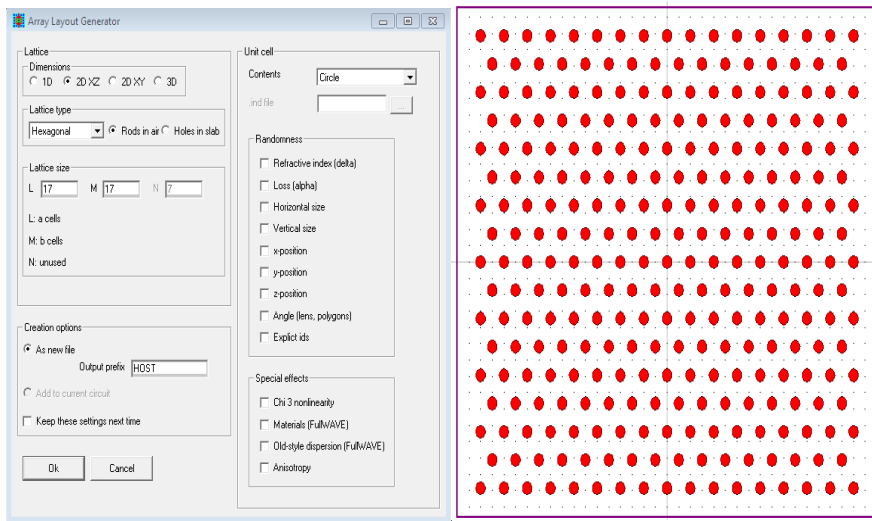




Figure III. 3 : (a) Paramètres de création de la rangée XZ, (b) présentation du réseau

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 ($n_{\text{air}}=1$) gravés sur une membrane de silicium (Si, ($n_{\text{Si}}=3.42$)) et la longueur d'onde de l'espace libre de $1.55\mu\text{m}$. (Figure. III.4 (a)). La figure III.4 (b) présente La fenêtre  'Symbol table editor' qui nous permet de modifier les paramètres géométriques ainsi que les paramètres de simulation.

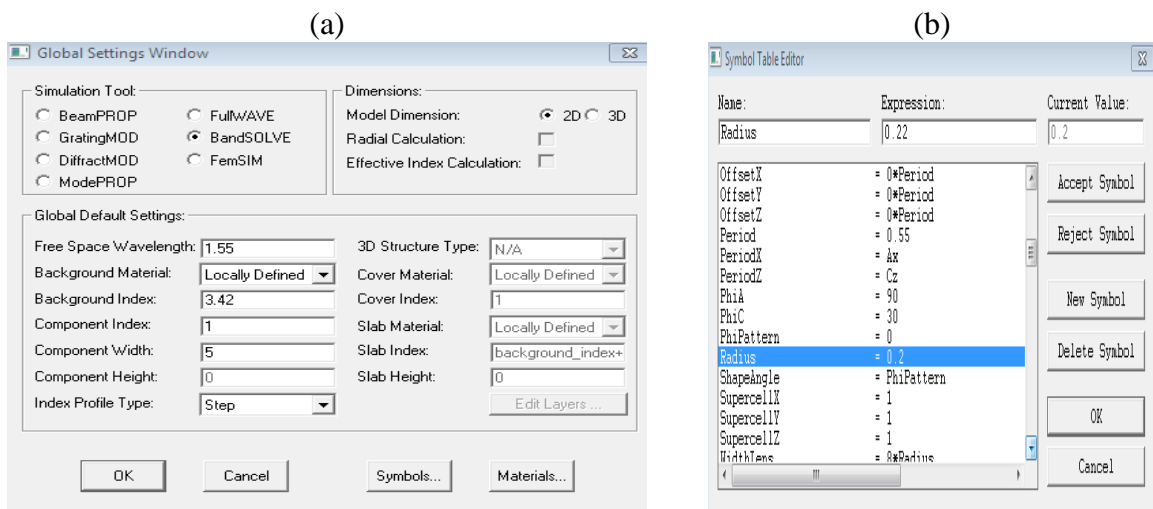


Figure. III. 4 : (a)Arrangements Global, (b) Le tableau de l'éditeur des symboles

III. 4. 1. 2. Etude de la bande interdite

Les simulations seront effectuées pour les modes TE et TM pour connaître le comportement des structures à BIP. Théoriquement ce rayon varie de 0.09 à 0.4 μm , et la période $a=550\text{nm}$. 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 $r=0.1\mu\text{m}$ 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 $r = 0.2\mu\text{m}$ (lorsque le diamètre vaut environ 88 % de la période). 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.

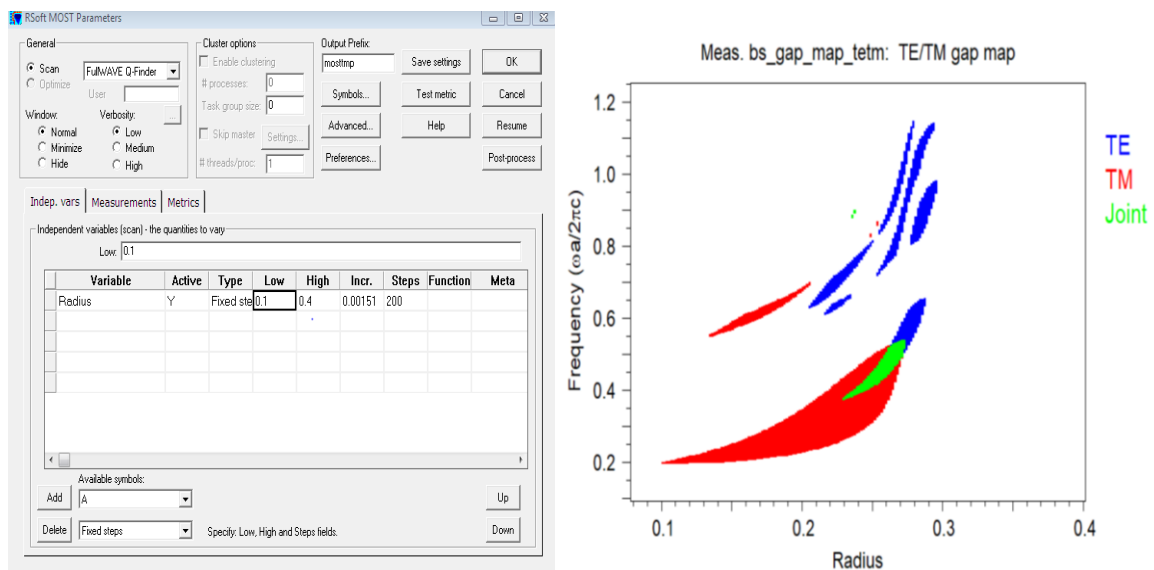


Figure. III. 5 : Carte des bandes interdites d'une structure triangulaire

Dans un premier temps, nous avons utilisé le logiciel de simulation BandSOLVE de RSoft basé sur la méthode des ondes planes 2D-PWE nous utilisons une onde plane de type gaussienne, pour optimiser les premières bandes interdites (TE et TM). On voit apparaître deux bandes interdites (BIP) en polarisation TM. La plus large bande s'étend entre les fréquences normalisées 0.22933 et 0.35091 ce qui correspond une grande BIP dans la

gamme de longueur d'onde de 1.56-2.39 μm pour la lumière polarisée TM comme le montre la figure. III. 6

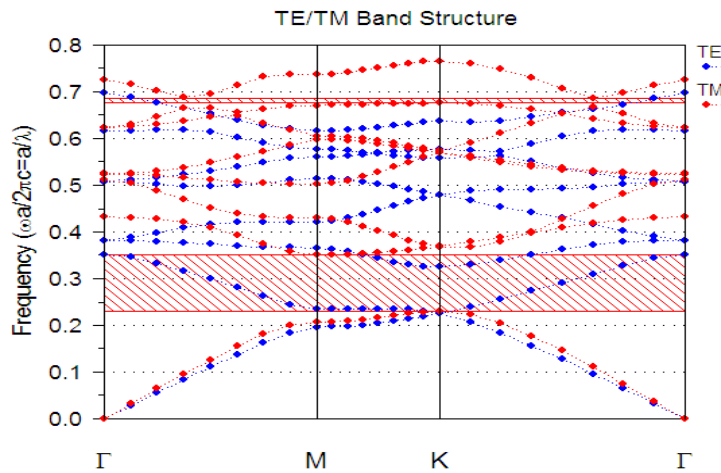


Figure. III. 6 : Diagramme de bande interdite photonique en (TE et TM) de La structure d'un cristal photonique 2D à réseau triangulaire

Un autre calcul permet la calcul de transmission en fonction de la longueur d'onde en polarisation TM ; avec la méthode des différences finies dans le domaine temporel FDTD (Annexe : B). Cette simulation permet de tracer le spectre de la même bande interdite photonique. La figure III.7 présente le spectre pour la structure triangulaire qui possède la plus large BIP en mode TM

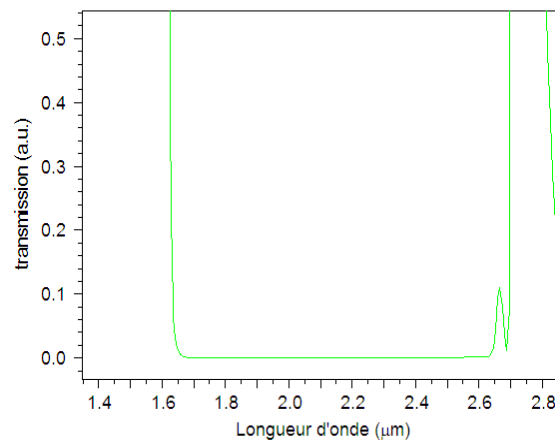


Figure. III. 7 : Présentation du spectre de transmission en mode TM

Tableau. III. 3 : Plage des bandes interdites en fréquences et en longueurs d'ondes

Bandes interdites		Plage de fréquences	Plage de longueur d'onde (nm)
TM	Bande 1	$0.67576 \leq (f=a / \lambda) \leq 0.68674$	$0.800885 \leq \lambda \leq 0.81389$
	Bande 2	$0.22922 \leq (f=a / \lambda) \leq 0.35091$	$1.56735 \leq \lambda \leq 2.39944$

III. 4. 1. 3. Création de Guide

Le guide d'onde est formé en enlevant une rangée de trous dans la direction ΓK du réseau triangulaire. Dans un premier temps on a les paramètres du réseau sont donnés comme suit : réseau triangulaire de trous d'air de périodicité $a=0.55\mu\text{m}$ et de rayon des trous $r=0.2\mu\text{m}$ figure. III.8a. Dans tous les processus de simulation pour une polarisation TM à $\lambda=1.55\mu\text{m}$, la source lumineuse gaussienne est placée à l'entrée du guide d'ondes W1, et le moniteur est situé à l'extrémité du guide d'ondes W1 de sortie pour obtenir les données du spectre de transmission.

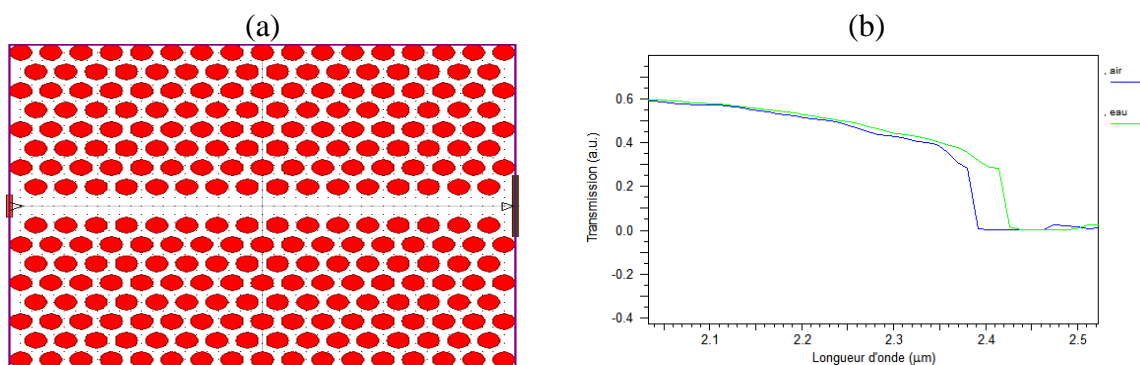


Figure. III. 8 : (a) conception de guide d'onde CP formé par l'omission d'une ligne de trous d'air. (b) Spectre de transmission du guide d'onde

Pour tester la sensibilité des CPs à l'indice de réfraction environnant, on utilise des solutions de référence, et on varie l'indice de manière très fine. Il est donc nécessaire de connaître l'indice de réfraction de ces solutions.

Dans notre cas, on a supposé que les trous d'air soit complètement infiltré avec de l'eau désionisée homogène ($n=1.33$). La figure. III.8b indique le spectre de transmission de la structure proposée correspondant à l'infiltration d'eau désionisée calculé par la méthode FDTD, en utilisant le module FULWAVE. Après l'infiltration du l'eau désionisée homogène dans les trous, nous remarquons un décalage de la longueur d'onde de coupure $\Delta\lambda_{cutoff} = 35,597\text{nm}$, ce qui donne une sensibilité $s = 107.87\text{nm}/RUI$. La transmission du guide d'onde atteindre 60 %.

III. 4. 1. 4. Biocapteurs à base d'un couplage série guide –cavité

La représentation schématique de la première structure proposée est illustrée sur la figure III.8a, la cavité proposée est formé par le changement de la taille du trou central (RC)

(Le trou coloré en vert dans la figure III.9), et l'omission de six trous d'air autour de la cavité centrale. Les trous d'air sont infiltré avec de l'eau désionisée homogène ($n=1.33$), cela pour analyser la réponse de ce biocapteur pour un indice proche au celle des échantillons sanguin et cellules de tissus qui varie entre 1,35-1,401.

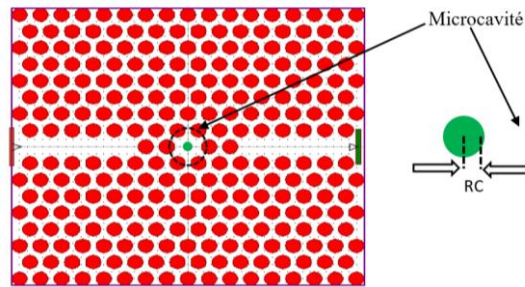


Figure. III. 9 : Biocapteurs à base d'un couplage série guide –cavité

Tableau. III. 4 : Longueur d'onde de résonance (λ_{res}) et la transmission en fonction du changement du rayon RC

RC (μm)	λ_{res} (μm)	Transmission
0.09	1.92297	0.53613
0.1	1.88669	0.62283
0.11	1.85518	0.65409
0.12	1.82471	0.82522
0.14	1.75122	0.94383

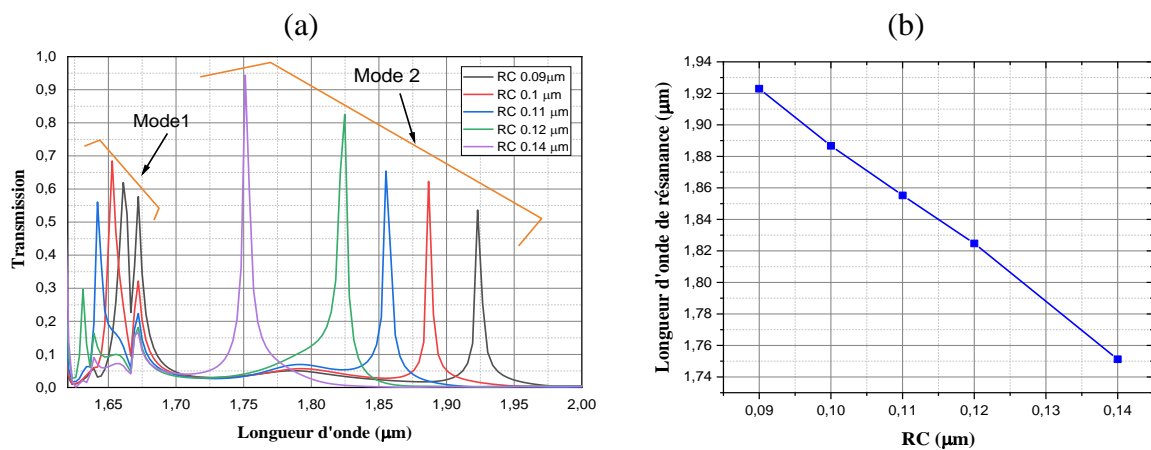


Figure. III. 10 : (a) Le spectre de transmission en fonction du changement du rayon RC. (b) la variation de la longueur d'onde de résonance du deuxième mode (M2) en fonction du RC

La figure. III. 10a montre le spectre de transmission du la premier structure proposer pour différents rayon central RC, calculé à l'aide de la méthode 2D-FDTD. Le spectre de transmission du mode TM se déplace vers les longueurs d'onde les plus bas avec l'augmentation de RC de 0.09 à 0.14 avec un incrément de 0.01. Nous remarquons aussi l'augmentation de de la transmission du deuxième mode (Mode2). D'après la figure. III. 10b, nous pouvons remarquer que le déplacement de la longueur d'onde de résonance obtenu est diminué lorsque RC augmente de 0.09 à 0.14 μm . La transmission du mode 2 atteindre 94.38% pour R=0.14 μm , donc pour tester les réponses des cellules saines et cancéreuses, on choisit la structure optimisé avec R=0.14 μm .

Une caractéristique importante de ce travail est de différencier les cellules normales des cellules cancéreuses en infiltrant différentes l'échantillon traité dans les trous du biocapteur proposé. La transmission du biocapteur proposé en fonction de la longueur d'onde en utilisant la méthode FDTD est présentée sur la figure. III.11a, les pics de transmission du deuxième mode des cellules normales est comparés à celles des cellules cancéreuses. Un décalage vers la gauche est observé pour la cellule cancéreuse Basal, le décalage de la longueur d'onde dépend de la variation RI de l'échantillon et indique la présence de cellules cancéreuses. La figure. III.11b représente le pic de résonance de 1,915601 μm pour la cellule Basal normale (n=1.36) se déplace vers 1,904655 μm pour la cellule Basal cancéreuse (n=1.38) ce qui donne une sensibilité $s = 547,3 (nm/RIU)$. La sensibilité S de la structure proposée pour différentes cellules cancéreuses est présentée dans le tableau. III.5, les valeurs de S indiquent que le biocapteur proposé est très sensible au changement de RI et qu'il peut donc différencier les cellules normales et cancéreuses.

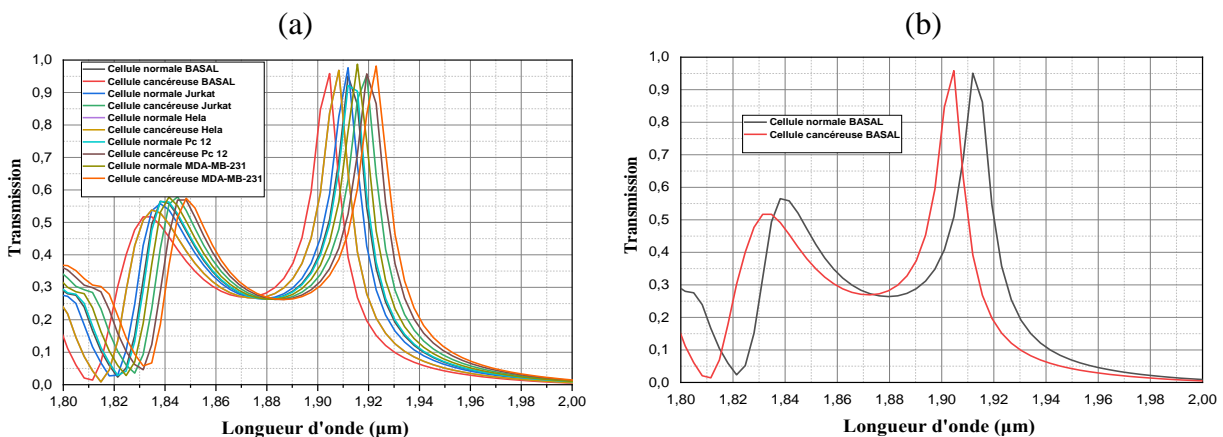


Figure. III. 11 : (a) Spectre de transmission obtenu pour différentes cellules saines et cancéreuses. (b) Spectre de transmission de la cellule Basal

Tableau. III. 5 : la sensibilité de la structure proposée pour différentes cellules cancéreuses

Nom de la cellule	cellule et plage de densité	RI	Sensibilité (nm/RIU)
Hela	cancer du col de l'utérus (80 %)	1.392	457.91
	cellule normale (30%_70 %)	1.368	
Basal	Cancer de peau (80 %)	1.38	547,3
	cellule normale (30% 70 %)	1.36	
jurkat	leucémie cancer du sang (80 %)	1.39	524.28
	cellule normale (30% 70 %)	1.376	
PC12	cancer surrénalien (80 %)	1.395	526.42
	cellule normale (30% 70 %)	1.381	
MDA-MB-231	Cancer du sein (80%)	1.399	450.5
	Cellule normale (30%-70%)	1.385	

III. 4. 2. Biocapteurs à d'un résonateur Fano

Le principe de transduction de nos biocapteurs est de détecter une faible variation d'indice de réfraction. Nous utiliserons donc des structures résonantes, dont le décalage spectral de la résonance permet de mesurer cette variation d'indice. L'amplitude du décalage doit être la plus élevée possible pour obtenir la plus grande sensibilité. On recherche donc des structures qui maximisent l'interaction lumière-matière, à la surface des structures, là où des biomolécules seront capturées. Afin d'optimiser les paramètres optique du biocapteur a CP, nous avons proposé une nouvelle structure (Figure. III. 12).

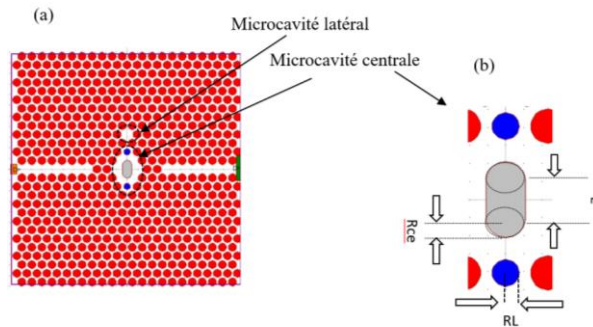


Figure. III. 12 : (a) Biocapteurs à d'un résonateur Fano. (b) Schéma d'illustration des paramètres géométriques de la cavité ovale centrale.

Afin d'acquérir un nouveau biocapteur à cristaux photonique miniature à haute sensibilité et FOM ($FOM = \frac{S}{FWHM}$), un dispositif à base de résonance Fano est proposé. Le biocapteur est composé d'un guide d'ondes couplé à deux résonateurs : latérale et centrale. La nouvelle structure schématisée dans la figure. III. 12. Afin de former une cavité ovale centrale, la structure est gravée de deux cercles d'air entrelacés avec la distance E. Rce est le rayon des

deux cercles d'air entrelacés. La cavité latérale formée par l'omission du trou d'air au centre du 4^{ème} rangé. Les paramètres géométriques de la structure sont : $a=470\text{nm}$, $r=190\text{nm}$, $RL=150\text{nm}$, $n_{\text{trou}}=1.33$, $n_{\text{Substrat}}=3.42$. E et R_{ce} seront variés pour l'optimisation de la structure. Plusieurs modes de résonances Fano peuvent être générées sur la base de cette conception.

Le spectre de transmission de ce biocapteur obtenu pour différentes R_{ce} est présenté dans la figure. III.13. Le couplage cohérent et l'interférence entre l'état continu qui est supporté par le guide d'onde couplé avec le résonateur ovale et les états discrets qui sont générés par le résonateur latéral, génèrent les résonances Fano. La figure. III.13 montre l'apparition de quatre modes de résonance Fano.

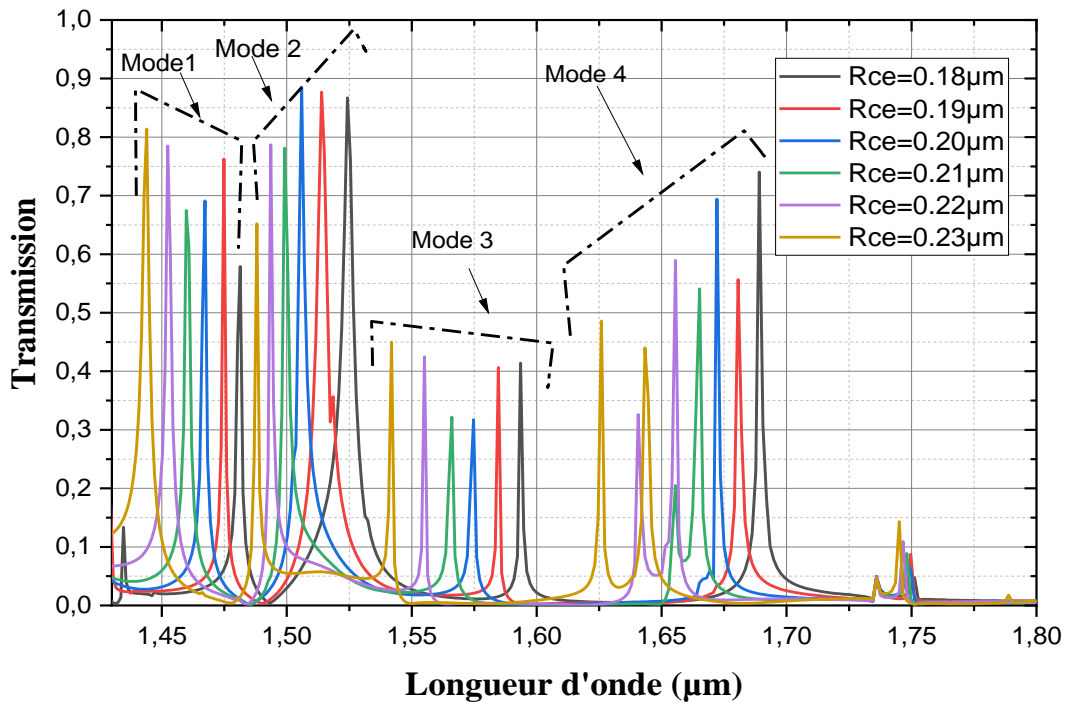


Figure. III. 13 : (a) Spectre de transmission obtenu pour différentes R_{ce} calculé par la méthode FDTD ;

La résonance Fano présente une forme de ligne asymétrique nette dérivant de l'interférence entre un état discret et un état continu large, offrant une FWHM très faible et un facteur de mérite élevé (FOM) en mesures [6].

Afin d'étudier les performances du biocapteur proposé. Nous avons fixé la valeur de la distance E ($E=0.4\mu\text{m}$) et varié le rayon de la cavité ovale (R_{ce}) de 0.18 à $0.23\mu\text{m}$ avec un pas de 0.01 . La variation de la transmission, la longueur d'onde de résonance et le FWHM en fonction de la variation du R_{ce} sont simulées comme le montre la figure III.14. On peut voir

très clairement que les deux premiers modes ont une transmission élevées par rapport aux autres modes. Pour $R_{ce}=0.22$ et $0.23\mu\text{m}$ les valeurs de FWHM sont faibles, ceci est très t souhaitable pour mesurer la variation d'indice.

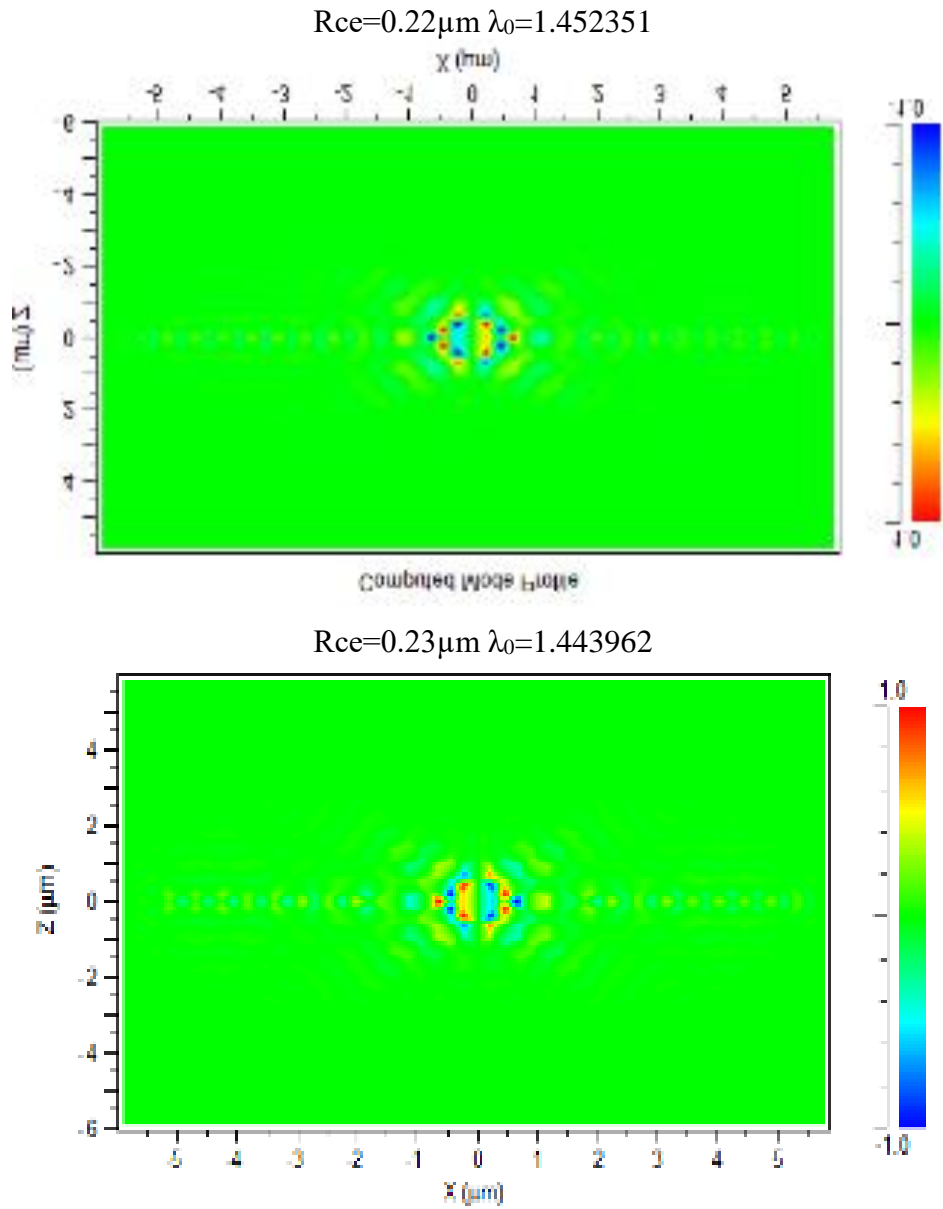


Figure. III.14 : Distribution du champ (H_y) pour $R_{ce}=0.22\mu\text{m}$ et $0.23\mu\text{m}$

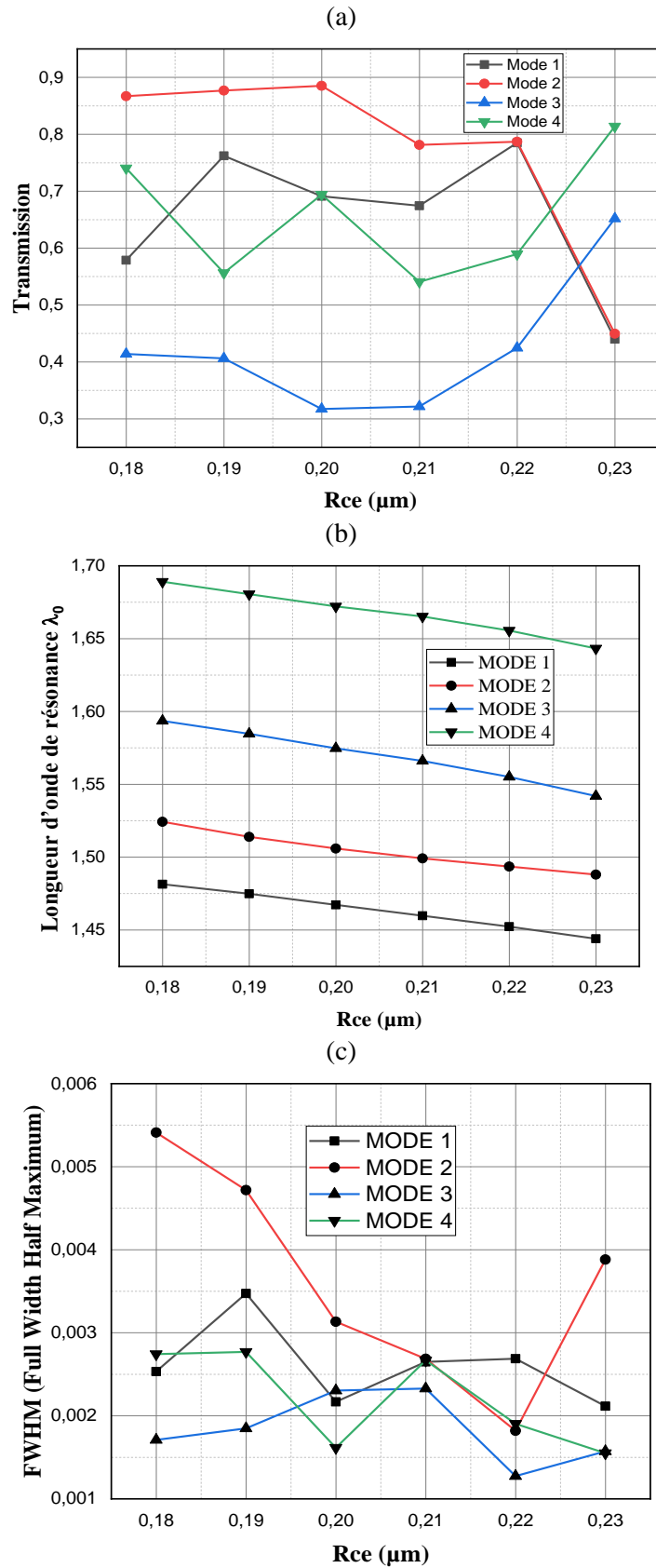


Figure. III. 13 : La variation de la transmission (a), de la longueur d'onde de résonance λ_0 (b), et de la FWHM (c) en fonction du changement du Rce

Les Fano résonances sont étudiées avec différentes cellules normales et cancéreuses déposée à la surface du résonateur. La transmission des pics, les longueurs d'onde de résonance Fano et la largeur des lignes varie avec la présence des cellules cancéreuses. Le calcul de la sensibilité dans les différents cas est présenté dans les tableaux ci-dessous.

Tableau. III. 6 : la variation de la sensibilité de la structure proposée en fonction de Rce pour cellule Hela

La cellule Hela				
Rce (μm)	Mode 1 λ (μm)	Mode 2 λ (μm)	Mode 3 λ (μm)	Mode 4 λ (μm)
0.20	$\lambda_{normale}=1.433611$ $\lambda_{cancereuse}=1.443962$ S=431.2 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.478113$ $\lambda_{cancereuse}=1.485801$ S=320.33nm/RIU	$\lambda_{c\ normal}=1.513919$ $\lambda_{c\ canceuse}=1.52082$ S=287.54nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.582189$ $\lambda_{cancereuse}=1.587212$ S=209.29 nm/RIU
0.21	$\lambda_{normale}=1.429512$ $\lambda_{c\ canceuse}=1.440841$ S=472.04nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.472671$ $\lambda_{cancereuse}=1.480302$ S=317.95 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.508211$ $\lambda_{cancereuse}=1.513919$ S=237.83nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.573476$ $\lambda_{cancereuse}=1.57969.$ S=258.91 nm/RIU
0.22	$\lambda_{normale}=1.426453$ $\lambda_{cancereuse}=1.438768$ S=513.12nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.466193$ $\lambda_{cancereuse}=1.474843$ S=360.24 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.502545$ $\lambda_{cancereuse}=1.508211$ S=236.08 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.563634$ $\lambda_{cancereuse}=1.568539$ S=204.37 nm/RIU
0.23	$\lambda_{normale}=1.422395$ $\lambda_{cancereuse}=1.435669$ S=510 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.457644$ $\lambda_{cancereuse}=1.467269$ S=401.04 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.496922$ $\lambda_{cancereuse}=1.502545$ S=234.29 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.5503$ $\lambda_{cancereuse}=1.556333$ S=251.37 nm/RIU

Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document..1 : la variation de la sensibilité de la structure proposée en fonction de Rce pour cellule PC12

La cellule PC12				
Rce (μm)	Mode 1 λ (μm)	Mode 2 λ (μm)	Mode 3 λ (μm)	Mode 4 λ (μm)
0.20	$\lambda_{normale}=1.438768$ $\lambda_{cancereuse}=1.44605$ S=520.14nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.482496$ $\lambda_{cancereuse}=1.486905$ S= 314.92nm/RIU	$\lambda_{c\ normal}=1.517365$ $\lambda_{c\ canceuse}=1.520827$ S=247.28nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.584697$ $\lambda_{cancereuse}=1.588473$ S= 269.71nm/RIU
0.21	$\lambda_{normale}=1.435669$ $\lambda_{c\ canceuse}=1.44292$ S=517.92nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.477022$ $\lambda_{cancereuse}=1.481398$ S=312.57nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.511631$ $\lambda_{cancereuse}=1.515066$ S=245.35nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.577198$ $\lambda_{cancereuse}=1.57969$ S= 178nm/RIU
0.22	$\lambda_{normale}=1.432584$ $\lambda_{cancereuse}=1.439804$ S=515.71nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.470506$ $\lambda_{cancereuse}=1.475932$ S= 387.57nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.505939$ $\lambda_{cancereuse}=1.509349$ S=243.57nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.566083$ $\lambda_{cancereuse}=1.56977$ S=263.35nm/RIU
0.23	$\lambda_{normale}=1.429512$ $\lambda_{cancereuse}=1.437734$ S= 587.28nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.462975$ $\lambda_{cancereuse}=1.468346$ S= 383.64nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.500291$ $\lambda_{cancereuse}=1.503675$ S= 241.71nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.553914$ $\lambda_{cancereuse}=1.557545$ S=259.35nm/RIU

Tableau. III. 8 : la variation de la sensibilité de la structure proposée en fonction de Rce pour cellule Basal et Jurkat

Rce λ (μm)	La cellule Basal		La cellule jurkat	
	Mode 1 λ (μm)	Mode 2 λ (μm)	Mode 1 λ (μm)	Mode 2 λ (μm)
0.20	$\lambda_{normale}=1.430535$ $\lambda_{cancereuse}=1.438768$ S=411.65nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.475932$ $\lambda_{cancereuse}=1.482496$ S=328.2nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.436701$ $\lambda_{cancereuse}=1.44292$ S=444.21nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.481398$ $\lambda_{cancereuse}=1.485801$ S=314.5nm/RIU
0.21	$\lambda_{normale}=1.426453$ $\lambda_{cancereuse}=1.435669$ S=460.8nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.469425$ $\lambda_{cancereuse}=1.477022$ S=379.85nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.433611$ $\lambda_{cancereuse}=1.439804$ S=442.35nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.474843$ $\lambda_{cancereuse}=1.480302$ S=379.85nm/RIU
0.22	$\lambda_{normale}=1.423407$ $\lambda_{cancereuse}=1.435669$ S=613.1nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.462975$ $\lambda_{cellule\ cancereuse}=1.477022$ S=702.35 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.430535$ $\lambda_{cellule\ cancereuse}=1.432584$ S=146.35nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.468346$ $\lambda_{cancereuse}=1.470506$ S=154.28nm/RIU
0.23	$\lambda_{normale}=1.419367$ $\lambda_{cancereuse}=1.429512$ S=509.21 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.454464$ $\lambda_{cancereuse}=1.461906$ S=372.1nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.427471$ $\lambda_{cancereuse}=1.432584$ S=365.21nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.460838$ $\lambda_{cancereuse}=1.470506$ S=690.57nm/RIU

D'après les résultats précédents nous remarquons que les deux premiers modes sont les plus sensibles à la variation d'indice. La sensibilité de ces deux varie entre :

- ✓ 317.95 nm/RIU et 513.12nm/RIU pour la cellule Hela,
- ✓ 312.57nm/RIU et 587.28nm/RIU pour la cellule PC12,
- ✓ 328.2nm/RIU et 702.35 nm/RIU pour la cellule Basal,
- ✓ 146.35nm/RIU et 690.57nm/RIU nm/RIU pour la cellule Jurkat,

III. 5. Conclusion

Dans ce dernier chapitre nous avons proposé des biocapteurs à CP pour une application de détection de cancer basée sur la variation d'indice de réfraction. Deux conceptions ont été proposées. Le premier dispositif est un biocapteur à CP bidimensionnel basé sur une cavité au centre couplée à deux guides d'ondes, cette étude a été faite pour améliorer les performances des biocapteurs à base de CP dans le domaine de la biomédecine et de produire des tests de diagnostic de nouvelle génération. Un autre dispositif à base de résonance Fano a été proposé. Ce biocapteur est composé d'un guide d'ondes couplé à deux résonateurs : latérale et centrale. Les résultats calculés par la méthode FDTD montrent que pour de légers changements dans RI des échantillons d'entrée, il y a un changement important dans la longueur d'onde de résonance ; ce qui signifie que le biocapteur conçu est très sensible même aux petites variations de RI. Notre biocapteur optique optimisé peut offrir une sensibilité et un facteur de mérite FOM élevé compétitif avec les capteurs actuels.

Références

- [1] J. Ferlay, M. Ervik, F. Lam, M. Colombet, L. Mery, and M. Piñeros, Global Cancer Observatory: Cancer Today, <https://gco.iarc.fr/today>.
- [2] X. Liang, A.Q. Liu, X. M. Zhang, P. Yap, T. C. Ayi and H. S. Yoon, “Determination of refractive index for single living cell using integrated biochip,” Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, The 13th International Conference, Vol. 2, pp. 1712 – 1715, 2005.
- [3] Leo L. Chan, Saujanya L. Gosangari, Kenneth L. Watkin, Brian T. Cunningham, “A label-free photonic crystal biosensor imaging method for detection of cancer cell cytotoxicity and proliferation,” Apoptosis, Vol. 12, pp. 1061-1068, 2007.
- [4] S. Jindal, S. Sobti, M. Kumar, S. Sharma, and M. K. Pal, Nanocavity-Coupled Photonic Crystal Waveguide as Highly Sensitive Platform for Cancer Detection, IEEE Sens. J. 16, 3705 (2016).
- [5] Elise Bou, ‘‘Micro-dispositifs pour la biopsie liquide : vers la capture et détection intégrées de biomarqueurs cellulaires tumoraux ‘‘
- [6] Wen, K., Yan, L., Pan, W., Luo, B., Guo, Z., Guo, Y., and Luo, X. (2014). Electromagnetically induced transparency-like transmission in a compact side-coupled t shaped resonator. Journal of lightwave technology, 32(9):1701{1707.

CONCLUSION

GÉNÉRALE

CONCLUSION GENERALE

Le progrès des nanotechnologies permettent de manipuler la matière avec une résolution nanométrique à une échelle adaptée à la biomolécule. Et ceci porte l'espoir de mieux comprendre les mécanismes principales qui dominent les interactions biologiques et donc d'accélérer les accomplissements concernant la prévention, le diagnostic et les soins.

Le cancer est la deuxième cause de décès dans le monde entier. Sa détection à une phase précoce de son développement augmente considérablement les chances de réussite du traitement. C'est dans ce contexte s'inscrit ce travail de mémoire, la détection des cellules cancéreuses par des nouveaux dispositifs optique proposée dont le but d'améliorer les performances optique à fin d'obtenir une haute sensibilité de détection.

Dans ce travail, nous avons proposé un dispositif de bio-détection par voie optique, compatible à la fois avec une application de criblage biomoléculaire (exemple : biopsie) et une utilisation en Point-Of-Care (exemple : test de grossesse, les capteurs de glucose).

Un premier chapitre met en relief l'intérêt de l'utilisation des cristaux photoniques pour l'optique guidée. Ces nanomatériaux, dont le constant diélectrique est périodique à l'échelle de la longueur d'onde, ont la particularité de présenter des bandes interdites photoniques (BIP) qui interdisent la propagation de la lumière dans la structure. L'utilisation de cet effet de bande interdite ouvre la voie à la réalisation de nombreuses fonctions optiques telles que le guidage, le filtrage et le démultiplexage en longueur d'onde. La plupart des recherches mettent à profit la BIP pour des applications dans le domaine de la bio-détection optique.

Le deuxième chapitre fait l'inventaire des travaux de bio-détection sans marquage publiés, plus particulièrement la détection à base des structures à CPs. Les capteurs à cristaux photoniques sont basés sur un design à deux dimensions (2D), ce qui permet d'une part une excitation en incidence normale par un faisceau étendu, et d'autre part des performances optiques appropriées à la bio-détection.

Le dernier chapitre est dédié à la présentation du mécanisme de détection ainsi les résultats obtenus au cours de ce travail. La sensibilité du biocapteur est augmentée en modifiant l'architecture et la géométrie des conceptions proposées, en infiltrant les échantillons biologiques dans les trous, ce qui affecte sur le déplacement la longueur d'onde de résonance.

Nous avons proposé des biocapteurs à CPs 2D pour une application de détection de cancer basée sur la variation d'indice de réfraction, sachant Les cellules cancéreuses ont des

indices de réfraction plus élevés que ceux des cellules normales, en raison d'une plus grande quantité de protéines dans leur plus gros noyau, ce qui entraîne une division cellulaire rapide.

Pour effectuer la simulation, nous avons utilisé deux modules de simulation RSOFTE, le BandSolve qui basé sur la méthode des ondes planes (PWE), et le Fullwave basée sur la méthode de différences finies dans le domaine temporel à deux dimensions (FDTD-2D).

Deux conceptions ont été proposées dans ce travail. Le premier dispositif est un biocapteur à CP bidimensionnel basé sur une cavité au centre couplée à deux guides d'ondes, cette étude a été faite pour améliorer les performances des biocapteurs à base de CP dans le domaine de la biomédecine et de produire des tests de diagnostic de nouvelle génération.

Un autre dispositif à base de résonance Fano a été proposé. Ce biocapteur est composé d'un guide d'ondes couplé à deux résonateurs : latérale et centrale. Les résultats calculé par la méthode FDTD montrent que pour de légers changements dans RI des échantillons d'entrée, il y a un changement important dans la longueur d'onde de résonance ; ce qui signifie que le biocapteur conçu est très sensible même aux petites variations de RI. Nous avons montré que nos biocapteurs présentent une bonne sensibilité de 702.35 nm/RIU dans différentes échantillons des cellules cancéreuses, et une transmission très élevée d'environ 89%. Notre biocapteur optique optimisé, permet à détecter la présence du cancer, il peut offrir une sensibilité, transmission et un facteur de mérite FOM élevé compétitif avec les biocapteurs actuels.

ANNEXE

L'outil de simulation RSOFTE CAD et Les méthodes de modélisation PWE et FDTD

La complexité de la fabrication et de la caractérisation des cristaux photoniques aux fréquences optiques rend coûteuses en temps et argent les études expérimentales systématiques sur des dispositifs des cristaux photoniques. Le développement des méthodes de modélisation optiques précises et rapides reste donc primordial pour l'étude de ces structures.

Les méthodes les plus citées dans la littérature pour l'étude des cristaux photoniques sont : méthode des ondes planes (PWE), méthode des différences finies temporelles (FDTD), méthode des matrices de transfert (MMT), méthode des matrices de diffraction et méthode des modes couplés. Parmi toutes ces méthodes, les plus répandues sont la méthode des ondes planes et la méthode FDTD, qui sont utilisées dans nos simulations. De plus certains simulateurs ont été conçus pour faciliter cette tâche. Parmi ces simulateurs on peut citer deux moteurs de simulations le FULL WAVE et le BandSolve de R soft CAD [1].

ANNEXE A :

A. 1. Environnement de Rsoft CAD :

R Soft, un programme photonique de base, permet aux chercheurs et ingénieurs de créer des systèmes pour la conception de dispositifs de guide d'onde, des cavités résonantes et des circuits optiques et d'autres dispositifs photoniques. Il gère les modules passifs de simulation du dispositif R Soft : Beam PROP, Full WAVE, Band SOLVE, Grating MOD et Diffract MOD.

A. 1. 1. BANDSOLVE :

BandSOLVE, un programme développé par Rsoft CAD, a été utilisé pour modéliser les structures en utilisant la méthode des ondes planes. Un logiciel appelé BandSOLVE peut simuler les structures de bande photonique. Il est basé sur la méthode des ondes planes optimisées pour les structures périodiques et est idéal pour créer des diagrammes de bande des structures à bandes interdites photoniques classiques telles que 2D et 3D et des guides à cristaux photoniques en utilisant une méthode super cellule type onde plane. Il est nécessaire de prendre

en compte deux directions de propagation distinctes dans un système à deux dimensions : TE (où le champ E est perpendiculaire à l'axe des trous) et TM (où le champ E est parallèle à l'axe des trous). Deux diagrammes de bandes distincts sont créés lorsque les deux polarisations sont séparées. Il n'existe pas [2].

A. 1. 2. Présentation de Full Wave::

Les simulations numériques ont été effectuées avec le logiciel Fullwave qui est un logiciel de simulation électromagnétique, basé sur la méthode des différences finies dans le domaine temporel. La méthode FDTD repose sur la résolution des équations de Maxwell dans un domaine discrétisé spatialement et temporellement. Il permet de suivre l'évolution du champ EM au cours du temps en tout point de la structure. On peut ainsi obtenir les cartographies du champ EM à n'importe quel endroit et n'importe quel moment. La connaissance de l'évolution du champ en fonction du temps permet également d'obtenir des informations sur la réponse spectrale de la structure.

Ce logiciel peut simuler des structures (limitées, infinies ou périodiques), formées par différents matériaux qui peuvent être métalliques ou diélectriques. L'utilisation de Fullwave nécessite de définir les matériaux qui composent la structure à l'aide de la permittivité électrique. Il faut aussi définir l'environnement de la structure et donc les conditions aux limites. Pour cela il faut disposer de conditions absorbantes aux abords du domaine de discrétisation (calcul) qui permet d'éviter les réflexions parasites engendrées aux bords de la fenêtre du calcul FDTD afin de simuler un milieu ouvert [3].

ANNEXE B :

B. 1. Méthodes de modélisation :

B. 1. 1. Méthode des ondes planes (PWE) :

la méthode de PWE est employée pour déterminer le diagramme de bande d'une structure périodique. Par conséquent, il est idéal pour l'étude et la conception des structures de CP. Il emploie une disposition périodique infinie de la cellule d'unité définie par l'utilisateur afin de trouver les solutions des équations de Maxwell comme somme de différentes longueurs d'onde monochromatiques par une analyse de Floquet-mode. Par conséquent, l'outil de PWE

résout les équations de Maxwell dans le domaine spectral obtenant la solution du problème d'eigenmode. Les solutions nous permettront de déterminer la structure de bande du CP et déterminer la présence de BIPs ou de guider/confiner des modes pour des structures de CP avec des défauts. Avec cette méthode, le nombre de calculs est sensiblement réduit en produisant une solution précise [4], [5].

B. 1. 2. Méthode de FDTD :

La méthode de FDTD utilise une discrétisation des équations de Maxwell sur une grille définie par l'utilisateur spatiale afin d'obtenir la solution du champ électromagnétique dans la structure. Le schéma définissant la structure diélectrique est divisé utilisant une grille où le champ électromagnétique est itérativement calculé dans un certain intervalle de temps. L'avantage de cette méthode est qu'il est possible de résoudre le champ électromagnétique pour des structures avec des formes arbitraires, le rendant approprié aux structures nouvelles qui inclut n'importe quel genre de défaut. En outre, il est possible d'obtenir la valeur du champ électromagnétique en chaque position de la structure. Cependant, en raison du nombre élevé de calculs et du montant considérable de la mémoire exigée pour les porter, cette méthode a besoin d'équipement puissant pour exécuter les simulations [4], [5].

ANNEXE C :

Table Erreur ! Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document.**C.1:** la variation de la sensibilité de la structure proposée en fonction de Rce pour cellule BASAL

La cellule BASAL				
Rce (μm)	Mode 1 λ (μm)	Mode 2 λ (μm)	Mode 3 λ (μm)	Mode 4 λ (μm)
0.20	$\lambda_{normale}=1.430535$ $\lambda_{cancerouse}=1.438768$ S=411.65nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.475932$ $\lambda_{cancerouse}=1.482496$ S= 328.2nm/RIU	$\lambda_{c normale}=1.511631$ $\lambda_{c cancerouse}=1.517365$ S=286.7nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.580939$ $\lambda_{cancerouse}=1.584697$ S= 187.9nm/RIU
0.21	$\lambda_{normale}=1.426453$ $\lambda_{c cancerouse}=1.435669$ S=460.8nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.469425$ $\lambda_{cancerouse}=1.477022$ S=379.85nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.505939$ $\lambda_{cancerouse}=1.511631$ S=284.6nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.572239$ $\lambda_{cancerouse}=1.577198$ S= 247.95nm/RIU
0.22	$\lambda_{normale}=1.423407$ $\lambda_{cancerouse}=1.435669$ S=613.1nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.462975$ $\lambda_{cancerouse}=1.477022$ S=702.35 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.500291$ $\lambda_{cancerouse}=1.511631$ S=567nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.561192$ $\lambda_{cancerouse}=1.577198$ S=800nm/RIU
0.23	$\lambda_{normale}=1.419367$ $\lambda_{cancerouse}=1.429512$ S=509.21 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.454464$ $\lambda_{cancerouse}=1.461906$ S=372.1 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.494684$ $\lambda_{cancerouse}=1.500291$ S= 280.35nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.5491$ $\lambda_{cancerouse}=1.553914$ S=240.7nm/RIU

Table C.2 : la variation de la sensibilité de la structure proposée en fonction de Rce pour cellule JURKAT

La cellule JURKAT				
Rce (μm)	Mode 1 λ (μm)	Mode 2 λ (μm)	Mode 3 λ (μm)	Mode 4 λ (μm)
0.20	$\lambda_{normale}=1.436701$ $\lambda_{cancereuse}=1.44292$ S=444.21nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.481398$ $\lambda_{cancereuse}=1.485801$ S=314.5 nm/RIU	$\lambda_{c\ normal e}=1.516215$ $\lambda_{c\ cancereuse}=1.519671$ S=246.85nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.583442$ $\lambda_{cancereuse}=1.587212$ S=269.28 nm/RIU
0.21	$\lambda_{normale}=1.4336011$ $\lambda_{c\ cancereuse}=1.439804$ S=442.35nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.474843$ $\lambda_{cancereuse}=1.480302$ S=379.85nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.510489$ $\lambda_{cancereuse}=1.513919$ S=389.92nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.575955$ $\lambda_{cancereuse}=1.578443$ S=177.71nm/RIU
0.22	$\lambda_{normale}=1.430535$ $\lambda_{cancereuse}=1.432584$ S=146.35nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.468346$ $\lambda_{cancereuse}=1.470506$ S=154.28 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.540806$ $\lambda_{cancereuse}=1.505939$ S=80.92nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.564857$ $\lambda_{cancereuse}=1.566083$ S=87.57nm/RIU
0.23	$\lambda_{normale}=1.427471$ $\lambda_{cancereuse}=1.432584$ S=365.21 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.460838$ $\lambda_{cancereuse}=1.470506$ S=690.75 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.499166$ $\lambda_{cancereuse}=1.505939$ S=483.78nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.552708$ $\lambda_{cancereuse}=1.566083$ S=955.35nm/RIU

Table C.3 : la variation de la sensibilité de la structure proposée en fonction de Rce pour Cellule MDA-MB-231

La cellule MDA-MB-231				
Rce (μm)	Mode 1 λ (μm)	Mode 2 λ (μm)	Mode 3 λ (μm)	Mode 4 λ (μm)
0.22	$\lambda_{normale}=1.43464$ $\lambda_{cancereuse}=1.44188$ S=517.14nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.471588$ $\lambda_{cancereuse}=1.477022$ S=388.14 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.507074$ $\lambda_{cancereuse}=1.510489$ S=243.93nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.56731$ $\lambda_{cancereuse}=1.571004$ S=243.92nm/RIU
0.23	$\lambda_{normale}=1.431559$ $\lambda_{cancereuse}=1.439804$ S=601.52 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.464046$ $\lambda_{cancereuse}=1.469425$ S=384.21nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.501417$ $\lambda_{cancereuse}=1.504806$ S=242.07 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.555122$ $\lambda_{cancereuse}=1.585759$ S=259.78nm/RIU

Table C.4 : la variation de la sensibilité de la structure proposée en fonction de Rce pour Cellule MCF-7

La cellule MCF-7				
Rce (μm)	Mode 1 λ (μm)	Mode 2 λ (μm)	Mode 3 λ (μm)	Mode 4 λ (μm)
0.22	$\lambda_{normale}=1.435669$ $\lambda_{cancereuse}=1.443962$ S=592.35nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.472671$ $\lambda_{cancereuse}=1.478113$ S=388.71 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.507074$ $\lambda_{cancereuse}=1.510489$ S=243.92nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.56731$ $\lambda_{cancereuse}=1.571004$ S=263.85nm/RIU
0.23	$\lambda_{normale}=1.433611$ $\lambda_{cancereuse}=1.44188$ S=590.64 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.465119$ $\lambda_{cancereuse}=1.470506$ S=384.78 nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.501417$ $\lambda_{cancereuse}=1.505939$ S=323nm/RIU	$\lambda_{normale}=1.555122$ $\lambda_{cancereuse}=1.558759$ S=259.78 nm/RIU

Références:

- [1] Mme. ABRI BADAoui Hadjira, « ÉTUDE ET CONCEPTION DES MICRO COMPOSANTS A BASE DES CRISTAUX PHOTONIQUES BIDIMENSIONNELS », Thèse Doctorat, Université Abou Bekr Belkaid, Tlemcen, 2012.
- [2] **A. Benmerkh**, « Optimisation du confinement de la lumière dans des cavités à cristaux photoniques », Université Mentouri – Constantine, 20 /05 / 2012.
- [3] The PWM «simulations were carried out with Bandsolve commercial software by RSoft Design Group», version 4.3, license 16847214.2013.
- [4] B. Faïda, "Etude théorique des matériaux à bandes interdites photoniques bidimensionnels : applications dans le domaine du guidage optique et la détection", Thèse de doctorat, Université Constantine 1, 2013.
- [5] J.G. Castello, "A novel approach to label-free biosensors based on photonic bandgap structures", Thèse de doctorat, Université Polytechnique de Valence (Espagne), 2014.

Amélioration des performances optique d'un nouveau biocapteur RI pour la détection des cellules cancéreuse

Résumé

Actuellement, la détection d'interactions biologiques est un des enjeux majeurs de différents domaines tels que le criblage de médicaments ou le diagnostic médical. La bio-détection sans marquage (label free) à base du principe de résonance optique des cellules cible contenues dans l'analyse biologique, est l'une des moyens les plus précis pour détecter la présence de pathogènes dans un fluide. Ici, Le principe de mesure et de détection ne met en jeu que des lois physiques, en l'occurrence la technique détection très précisément l'indice optique de tout matériau ou fluide qui se trouve au très proche voisinage de la surface du capteur. Afin d'acquérir un bio-capteur RI à miniature à haute sensibilité, un nouveau biocapteur à CP 2D pour la détection des cellules cancéreuses est proposé dans ce travail.

Mots clés : Cristaux photoniques, guide d'onde, résonateur Fano, biocapteur à CP 2D, FDTD, Biodétection.

Abstract

Currently, the detection of biological interactions is one of the major challenges in various fields such as drug screening or medical diagnosis. Bio-detection without labeling (label free) based on the principle of optical resonance of the target cells contained in the biological analytics, is one of the most precise means of detecting the presence of pathogens in a fluid. Here, the principle of measurement and detection only involves physical laws, in this case the technique of very precisely detecting the optical index of any material or fluid, which is in the very close vicinity of the surface of the sensor. In order to acquire a miniature RI biosensor with high sensitivity, a new PC 2D biosensor for the detection of cancer cells is proposed in this work.

Keywords: Photonic crystals, waveguide, Fano resonator, 2D CP biosensor, FDTD, Biodetection.

ملخص

حاليًا ، يعد اكتشاف التفاعلات البيولوجية أحد التحديات الرئيسية في مختلف المجالات مثل فحص الأدوية أو التشخيص الطبي. يعد الاكتشاف البيولوجي دون وضع العلامات (بدون ملصق) استنادًا إلى مبدأ الرنين البصري للخلايا المستهدفة الموجودة في التحليل البيولوجي ، أحد أكثر الوسائل دقة للكشف عن وجود مسببات الأمراض في السائل. هنا ، لا يتضمن مبدأ القياس والكشف سوى القوانين الفيزيائية ، وفي هذه الحالة تقنية الكشف الدقيق للغاية عن الفهرس البصري لأي مادة أو سائل موجود في الجوار القريب جدًا من سطح المستشعر. من أجل الحصول على مستشعر مصغر ذو حساسية عالية ، تم اقتراح جهاز بلورات فوتونية استشعار حيوي جديد IR للكشف عن الخلايا السرطانية في هذا العمل.

الكلمات المفتاحية: لورات ضوئية ، دليل موجي ، مرنان فانو ، مستشعر حيوي ثنائي الأبعاد CP ، FDTD ، كشف حيوي.