

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

Université Mohamed Boudiaf - M'sila

Faculté de Technologie

Département d'Electronique

N° : 2018/ ESEM 08 / 87



Mémoire de fin d'étude

Présenté pour l'obtention du diplôme de master
En Système Embarqué

Présentée Par :

BOUDIAF Kenza

SAFER Hadjer

Thème

**Etude et conception des capteurs à cristaux
Photoniques pour des applications biomédicales**

Soutenu publiquement le : 17 / 06 / 2018

Devant le jury composé de :

LALAOUI Lahouaoui

HOCINI Abdesselam

ZORIG Abdelmalik

Président

Rapporteur

Examineur

Docteur

Professeur

Docteur

Univ. M'sila

Univ. M'sila

Univ. M'sila

Année universitaire : 2017 / 2018

اهداء

الى كل من أضاء بعلمه عقل غيره او هدى بالجواب الصحيح حيرة سائله
فأظهر بسماحته تواضع العلماء وبرحابته سماحة العارفين
أهدي هذا العمل المتواضع الى أبي الذي لم يبخل علي يوما بشيء
و الى أمي التي زودتني بالحنان والمحبة والدعاء
أقول لهم :أنتم وهبتموني الحياة والأمل والنشأة على شغف الاطلاع و المعرفة
والي اخي عبد الرزاق حفظه الله والى أختي العزيزة مسعودة والى أخواتي وازواجهم واولادهم
والي أسرتي جميعا
والي كل صديقاتي وزملائي و الى كل شخص عزيز على قلبي
إلى جميع أساتذة قسم الالكترونيك
إلى كل طلبة السنة الثانية ماستر فرع الالكترونيك دفعة 2018
وإلى كل اعضاء مخبر تحليل الاشارة والأنظمة
ثم الى كل من علمني حرفا أصبح سنا برقه يضيء الطريق أمامي

بوضياف كنزة



اهداء

أهدي هذا العمل المتواضع إلى من علمني النجاح والصبر
إلى من افتقده في مواجهة الصعاب ولم تمهله الدنيا لأرتوي من حنانه
..والدي العزيز

رحمك الله ياأبي وجعل مثواك الجنة
إلى من تتسابق الكلمات لتخرج معبرة عن مكنون ذاتها
من علمتني وعانت الصعاب لأصل إلى ما أنا فيه
.. والدتي الحبيبة

أقول لهم :أنتم وهبتموني الحياة والأمل والنشأة على شغف الاطلاع و
المعرفة

إلى رفقاء دربي في هذه الحياة صلاح الدين و محمد الامين .. في نهاية
مشواري أريد أن أشكركم على مواقفكم النبيلة إلى من تطلعتم لنجاحي
بنظرات الأمل

والى كل اسرتي و احبتي و الى كل صديقاتي وزملائي
إلى كل اعضاء مخبر تحليل الاشارة والأنظمة
أهدي هذا البحث المتواضع راجية من المولى
عز وجل أن يجد القبول والنجاح

سفار هاجر

Remerciements

Avant tout, nos remerciements en premier lieu, à DIEU qui nous a donné la foi, le courage et la patience de parvenir à finir ce modeste travail.

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

*Nous tenons à exprimer mes vifs remerciements et ma gratitude à mon promoteur Prof. **Abdesselam** HOCINI, Je le remercie pour ses conseils; ses précieux commentaires qui m'ont permis de surmonter mes difficultés, et de progresser dans cette présente étude.*

Mes remerciements s'adressent à tous les membres du jury qui ont accepté de juger mon travail.

*Nos remerciements vont aussi, à **Mr. Mouhssin MAACHE** et **Mr. Riad MOUKHTARI** pour la documentation, l'accompagnement tout au long de ce travail et les conseils prodigués.*

J'exprime ma reconnaissance aux membres de jury pour bien vouloir accepter de présider et examiner ce travail. Nos remerciements s'étendent également à tous, nos enseignants durant les années des études.

Enfin, je remercie tous ceux qui ont contribué de près ou de loin, pour Leurs soutiens moraux ou matériels, dans la réalisation de ce projet.

Résumé :

Cette étude vise la conception des capteurs à base de cristaux photoniques bidimensionnels (CP-2D) pour l'application dans l'optique intégrée. Les biocapteurs CPs à base de guide à cavité couplé offrent plusieurs avantages en termes de sensibilité, de facteur de qualité (Q) élevée et une large gamme de détection. Pour cela, nous avons basé, dans notre étude, sur deux conceptions. Biocapteur à indice de réfraction (RI) à base d'une cavité à infiltration locale, et biocapteur RI à base de guide à cavité à infiltration totale. Le but étant d'améliorer la sensibilité de ces biocapteurs en fonction des paramètres physiques et géométriques. Nous avons également proposé une nouvelle structure de biocapteur RI à base de guide à cavité couplée. Afin d'acquérir simultanément une sensibilité optimale et une valeur élevée de la transmission de ce biocapteur, notre amélioration a porté sur l'optimisation de la région sensible du biocapteur, seulement les deux lignes de trous d'air localisés de chaque côté de la ligne du défaut ont été modifiés. Ainsi que le nombre de trou autour de la cavité. Pour effectuer ces simulations nous avons utilisé le logiciel de Rsoft CAD. Le biocapteur est très sensible à la variation de RI dans les trous d'air, et il peut être optimisé pour réaliser une large plage de mesure et une grande sensibilité. On a calculé une sensibilité de 488 nm/RIU pour une variation d'indice de 0.002 RIU.

Mots-Clés : cristaux photoniques, l'optique intégrée, capteurs, guides d'ondes, cavité

Abstract:

Photonic crystals (PhCs) are artificial structures carried out for the purpose of opening a band gap in different directions, in this band there appears a frequency range for which the light cannot propagate, the opening of a band gap is due to the periodic variation of the dielectric index on the wavelength scale, this variation can be one dimensional, two-dimensional or three-dimensional. These properties make photonic crystals interesting for many applications in integrated optics. Potential applications of photonic band gap materials are many and varied: production of resonant cavities of very small size, waveguides, turns, splitters, selective filters, optical fibers and sensors. In this context, the aim of this thesis is to study and design of two dimensional photonic crystal (PhC-2D) sensors for application in integrated optics. The Coupled Cavities Wave Guide (CCWG) biosensors provide several advantages in terms of sensitivity, high quality factor (Q) and a wide range of detection. For this, we have based, in our study, on two conceptions. A refractive index (RI) biosensor based on a cavity realized by the local width modulation of a line defect, and RI biosensor based on a coupled cavity guide. The aim is to improve the sensitivity and limit of detection of these biosensors as a function of the physical and geometrical parameters. We have proposed a novel coupled cavity guide biosensor structure. In order to acquire the high sensitivity and transmission of this biosensor simultaneously. Our improvement focused on the optimization of the sensitive region of the biosensor, by changing either the radius of the air holes localized at each side of the line defect, and adjusting the number of holes around the cavity. To perform these simulations we used two software of Rsoft CAD. The biosensor is very sensitive to the variation of RI in the air holes and can be optimized to achieve a wide measuring range and high sensitivity. A sensitivity of 488 nm / RIU was calculated for an index change of 0.002 RIU

Keywords: photonic crystals, integrated optics, sensors, waveguides, cavity, FDTD

الملخص:

البلورات الضوئية هي هياكل اصطناعية نفذت لغرض فتح فجوة غير مسموح فيها لانتشار الضوء في اتجاهات مختلفة، ، فتح هذه فجوة يرجع إلى الاختلاف الدوري لمعامل انكسار العازل على مقياس الطول الموجي، و يمكن أن يكون هذا الاختلاف ذا بعد واحد، ثنائي الأبعاد أو ثلاثي الأبعاد. هذه الخصائص تجعل البلورات الضوئية مثيرة للاهتمام للعديد من التطبيقات في مجال البصريات المدمجة، التطبيقات المحتملة لمواد ذات أشرطة ضوئية ممنوعة : تحقيق فجوات رنانة صغيرة الحجم، موجة موجات، مرشحات انتقائية، والألياف البصرية وأجهزة الاستشعار، في هذا السياق، فإن الهدف من هذا البحث هو دراسة وتصميم أجهزة استشعار باستعمال البلورات الضوئية ثنائية الأبعاد للتنفيذ في البصريات المدمجة. أجهزة الاستشعار المصممة باستعمال اقتران بين موجة الموجه والفجوة الخطية تقدم العديد من المزايا من حيث حساسية عالية، ومعامل جودة مرتفع، بالإضافة الي مجال واسع للاستشعار. لهذا، ركزنا في دراستنا على نوعين من التصميمات، جهاز الاستشعار البيولوجي على أساس معامل الانكسار RI باستعمال تجويف ناتج التعديل المحلي لعرض عيب الخطي، جهاز الاستشعار البيولوجي RI باستعمال اقتران بين موجة الموجه والفجوة الخطية والهدف هو تحسين حساسية والحد الأدنى لاستشعار الجهاز البيولوجي، اعتمادا على المعلمات الفيزيائية والهندسية لقد اقترحنا في هذا العمل، هيكلًا جديدًا لجهاز الاستشعار البيولوجي RI باستعمال اقتران بين موجة الموجه والفجوة الخطية. حيث اعتمادنا من أجل تحسين خصائص الجهاز على، أولاً ركزنا على الاستفادة المثلى للمنطقة الحساسة لجهاز الاستشعار البيولوجي، حيث تم تعديل سطرين فقط من ثقوب الهواء التي تقع على كل جانبي موجة الموجه، ثانياً، على تعديل عدد الثقوب حول والفجوة الخطية. في عملنا هذا، لتنفيذ المحاكاة استعملنا نوعين من البرمجيات ل Rsoft CAD.

جهاز الاستشعار البيولوجي المصمم حساس جداً لاختلاف RI في ثقوب الهواء، ولقد تم الحصول على حساسية تعادل 488 nm/RUI من أجل تغير ب 0.002 ل RI.

الكلمات المفتاحية : البلورات الضوئية، البصريات المدمجة، أجهزة الاستشعار، والموجه الموجي، تجويف، FDTD

Table des matières

Introduction générale	(1)
Chapitre I : Généralités sur les cristaux photoniques	
I.1 Introduction.....	(5)
I.2 Généralités sur les cristaux photoniques.....	(6)
I.2.1 Les cristaux photoniques naturels.....	(6)
I.2.2 Analogie électron photon.....	(7)
I.3 Types des Cristaux photoniques.....	(8)
I.3.1 Structure périodique unidimensionnelle 1D	(8)
I.3.2. structure périodique bidimensionnelle 2D.....	(9)
I.3.2.1 Différentes familles de cristaux photoniques bidimensionnelle 2D.....	(10)
a) Le réseau carré.....	(10)
b) Le réseau triangulaire.....	(10)
c) Le réseau hexagonal.....	(11)
I.3.3 Structure périodique tridimensionnelle 3D.....	(11)
I.4 Caractéristique géométrique et physique.....	(13)
I. 4.1 Contraste d'indice.....	(13)
I. 4. 2 Les périodes.....	(14)
I. 4. 3 Facteur de remplissage.....	(14)
I.5 La bande interdite photonique.....	(15)
I.5.1. zone de Brillouin.....	(15)
I.5.2. Diagramme de bandes.....	(16)
I.6. Des défauts.....	(17)
I .6.1 Les défauts ponctuels.....	(17)
I.6.2 Les défauts étendus.....	(19)
I.7 Les applications des cristaux photoniques.....	(20)
I.7.1. Cavités.....	(20)
I.7.2 Guides d'onde à cristaux photoniques.....	(21)
I.7.3 Filtres et multiplexeurs.....	(21)
I.7.4 Fibres optiques.....	(23)
I.8 Méthodes numérique de modélisation.....	(24)
I .8.1 La méthode des ondes planes.....	(24)
I .8.2 La méthode FDTD.....	(25)
I.9 Conclusion.....	(26)

Chapitre II : Généralités sur les capteurs

II.1. Introduction.....	(28)
II.2. Généralités sur les capteurs.....	(29)
II.2.1. Définition.....	(29)
II.2.2. Structure d'un capteur.....	(29)
II.2.2.1. Le corps d'épreuve.....	(30)
II.2.2.2. Transducteur.....	(30)
II.2.2.3. Le boîtier.....	(30)
II.2.3. Caractéristiques métrologiques d'un capteur.....	(30)
II.2.3.1. Etalonnage.....	(30)
II.2.3.2. Domaine de linéarité.....	(31)
II.2.3.3. Sensibilité (s).....	(31)
II.2.3.4. Temps de réponse ou rapidité.....	(31)
II.2.3.5. Résolution (Précision).....	(31)
II.2.3.6. Fiabilité.....	(31)
II.2.3.7. Réversibilité.....	(31)
II.2.3.8. Sélectivité.....	(31)
II.3. Types de capteurs.....	(32)
II.3.1. Capteur passif.....	(32)
II.3.2. Capteur actif.....	(32)
II.4. Grandeurs d'influence.....	(33)
II.5. Les biocapteurs (bio senseurs).....	(33)
II .5.1. Définition.....	(33)
II .5.2. Pluridisciplinarité du domaine des biocapteurs.....	(34)
II .5.3. Classification des biocapteurs.....	(35)
II .5.4. Caractéristiques des biocapteurs.....	(35)
1. Sélectivité.....	(35)
2. Sensibilité.....	(36)
3. Reproductibilité.....	(36)
4. Exactitude.....	(36)
5. Limite de détection.....	(36)
II.6. Biocapteurs optiques.....	(36)
II.6.1. Capteurs à fibres optiques.....	(36)
II.6.2. Les cristaux photoniques pour la détection optique.....	(37)

II.7 Capteurs à CPs basés RI (réfractive index).....	(38)
II.7.1. Capteur RI de température.....	(40)
II.7.2. Capteur RI microfibre.....	(40)
II.7.3. Capteurs RI à base des guides ondes à CP.....	(41)
II.8. Conclusion.....	(42)

Chapitre III : résultats et interprétation

III.1. Introduction.....	(44)
III.2. Présentation de la structure étudiée.....	(45)
III.2.1. Description de la première structure étudiée.....	(45)
III.2.2. La création de la structure étudiée.....	(46)
III.2.3. Personnalisation du réseau.....	(47)
III.2.4. Créer Des Variables.....	(48)
III.2.5. Vérification du profil d'index.....	(48)
III.3. L'étude de la bande interdite photonique (BIP).....	(49)
III.4. Création d'un guide d'onde.....	(50)
III.4.1. Couplage cavité / guide dans un cristal photonique 2D.....	(50)
III.5. Optimisation de la structure.....	(53)
III.5.1. Influence du nombre de trous autour de la cavité.....	(55)
III.6. Structure optimisée du biocapteur RI.....	(58)
➤ La sensibilité de la structure optimisée.....	(59)
III.6.1. Exemple d'application : capteur biomédical.....	(60)
➤ La sensibilité de ce capteur.....	(61)
III.7. Conclusion.....	(62)
Conclusion général.....	(64)

Liste des figures

Introduction générale :

Figure 1: Composant micro-fluidique permettant la réalisation de protocoles biologiques complexes.....(3)

Chapitre I : Généralité sur les cristaux photoniques

Figure I.1: Représentation schématique de cristaux photoniques unidimensionnels (1D), Bidimensionnels (2D) et Tridimensionnels (3D).....(6)

Figure I.2: Plume de paon l'encadré de droite est une image prise au microscope électronique à balayage (MEB) de la coupe d'une barbule verte.....(6)

Figure I.3: Exemples de réalisations naturelles de structures périodiques. Ces structures apparaissent chez certaines espèces animales et minérales comme les souris de mer.....(7)

Figure I.4: Structure périodique unidimensionnel.....(8)

Figure I.5: Représentation schématique de l'interférence des ondes réfléchies par chaque dioptré.....(9)

Figure I.6: Structures bidimensionnelles : (a) connectée, (b) déconnectée [19].....(9)

Figure I.7: Le réseau carré [20].....(10)

Figure I.8: Le réseau triangulaire [21].....(10)

Figure I.9: Le réseau hexagonal (Structure graphite) [22].....(11)

Figure I.10: Structure 3D.....(11)

Figure I.11: (a) Représentation schématique de la Yablonovite, structure 3D de périodicité cfc (d'après Yablonovitch et al.). (b) Image MEB d'un CP3D « tas de bois » fabrique par lithographie UV dans du silicium (d'après Lin et al.).....(12)

Figure I.12: Fabrication des opales inversées sur substrat par auto organisation: (a) Les sphères de SiO₂ sont forcées de s'ordonner à la surface d'un substrat de silicium lorsque le ménisque se déplace vers le bas lors de l'évaporation du solvant. Un gradient de température appliqué empêche une sédimentation non désirée de particules. (b) Les sphères de silicium sont assemblées directement sur le wafer de Si pour former l'opale. (c) La structure opale est infiltrée avec du silicium puis les sphères de SiO₂ sont enlevées par gravure mouillée.....(13)

Figure I.13: Les périodes d'un cristal photonique unidimensionnel.....(14)

Figure I.14: Représentation a) d'un réseau carré b) de son réseau réciproque et c) de sa zone de Brillouin.....(15)

Figure I.15: Représentation a) d'un réseau triangulaire b) de son réseau réciproque et c) de sa zone de Brillouin.....(15)

Figure I.16: Représentation a) d'un réseau hexagonal b) de son réseau réciproque et c) de sa zone De Brillouin.....	(16)
Figure I.17: Polarisation possible dans une structure à bande interdite photonique: TM e TE	(16)
Figure I.18: Diagramme de bandes d'un cristal photonique (réseau triangulaire) gravé dans un milieu diélectrique de l'indice de réfraction $\epsilon_{\text{substrat}} = 11.4$ avec un facteur de remplissage de $f = 0.30$: (a) Polarisation TE ; (b) Polarisation TM [31].....	(17)
Figure I.19: (a) Défaut lacunaire ; (b) Défaut de substitution.....	(17)
Figure I.20: (a) Défaut lacunaire ; (b) et (c) Défauts de substitutions.....	(18)
Figure I.21: Résonance à 35.5 GHz de la cavité engendrée par la suppression d'une tige pour le réseau carré diélectrique de tiges d'alumine $p=3\text{mm}$, $d=1.5\text{mm}$ (onde polarisée TM en incidence normale). L'énergie est concentrée sur les quatre premières tiges voisines de défauts [37].....	(18)
Figure I.22: Spectres de transmission d'un cristal hexagonal de tiges diélectriques avec ou sans défaut lacunaire.....	(19)
Figure I.23: Exemple de guide W1 à cristal photonique hexagonal de trous d'air sur un substrat de silicium sur isolant [40].....	(19)
Figure I.24: Signatures spectrales de cavités hexagonales obtenues par photoluminescence [41].....	(20)
Figure I.25: (a) Exemple de cavité triangulaire dans un cristal photonique triangulaire avec un paramètre de maille 600nm (b) Spectre de photoluminescence d'une cavité triangulaire dans un cristal photonique triangulaire de trous d'air (Paramètre de maille $a = 600\text{nm}$, rayon $r = 200\text{nm}$) plongé dans une matrice diélectrique ($\epsilon = 8.12$) [42].....	(21)
Figure I.26: Différents composants à base de défauts linéaires a) guide droit, b) virage à 120° et c) jonction Y.....	(21)
Figure I.27: Schéma de principe d'un dispositif de multiplexage (Insertion ou extraction d'une certaine longueur d'onde).....	(22)
Figure I.28: Exemple de filtre Add-Drop réalisé sur un substrat SOI. Les longueurs d'onde résonnantes de l'anneau peuvent éventuellement se coupler d'un guide à l'autre.....	(22)
Figure I.29: Un principe parmi d'autres de filtre add-drop utilisant les CPs.....	(23)
Figure I.30: Image par microscopie électronique d'un prototype de fibre optique conçu sur la base d'un cristal photonique [46].....	(23)
Figure I.31: exemple de définition d'une super-cellule dans le cas d'un défaut linéaire [48]	(25)

Chapitre II : Généralités sur les captures

Figure II.1: Principe d'un capteur.....	(29)
Figure II.2: Structure d'un capteur.....	(29)
Figure II.3: Courbe d'étalonnage d'un capteur.....	(30)
Figure II.4: Représentation schématique du principe de fonctionnement d'un biocapteur...	(34)
Figure II.5: Pluridisciplinarité du domaine des biocapteurs.....	(35)
Figure II.6: (a) vue au microscope électronique à balayage d'une microcavité à cristal photonique intégrée avec deux guides d'ondes ruban, (b) spectres de transmission normalisés de la microcavité montrée en (a) avec cinq différents indices de réfraction allant de $n = 1,446$ jusqu'à $n = 1,454$. (c) vue au microscope électronique à balayage de guide d'ondes à cristal photonique (PCW) sur SOI, (d) spectres de transmission mesurés pour quatre solutions d'indices différents.....	(39)
Figure II.7: conception de la capteur de pression à base d'un cristal photonique bidimensionnel.....	(40)
Figure II.8: Schéma du capteur d'ADN à base de PhC caractérisé par des guides d'ondes monomodes d'entrée et de sortie de 500 nm de largeur.....	(41)

Chapitre III : Résultats et interprétation

Figure III.1: Paramètres de création de la rangée XZ.....	(46)
Figure III.2: présentation de la structure étudiée.....	(47)
Figure III.3: Arrangements Global.....	(47)
Figure III.4: Le tableau de l'éditeur des symboles.....	(48)
Figure III.5: la Vérification du profil d'index.....	(48)
Figure III.6: Diagramme de bandes d'un cristal photonique 2D triangulaire.....	(49)
Figure III.7: Guide d'onde W1.....	(50)
Figure III.8: structure d'un couplage cavité et guide.....	(50)
Figure III.9: la fenêtre de paramètre de la simulation.....	(51)
Figure III.10: La distribution de champ électrique de la cavité CP.....	(52)
Figure III.11: Le Spectre de transmission de la cavité CP.....	(53)
Figure III.12: Variations de la sensibilité S et du facteur de qualité Q avec le changement du rayon de défaut r_l	(54)

Figure III.13: Variations de la sensibilité S et du facteur de qualité Q avec le changement du rayon de défaut r_c	(55)
Figure III.14: Ajoutons 12 trous environnantes avec la même valeur de r_l	(56)
Figure III.15: Diagramme schématique de la structure du biocapteur indiquant le nombre de trous fonctionnalisés autour de la cavité ; (a) Seulement 18 trous infiltrés, (b) tous les trous d'air sont infiltré.....	(56)
Figure III.16: Les spectres de résonance de la cavité CP optimisée lorsque l'indice de réfraction de LC passe de 1,50 à 1,60 avec un incrément de 0,02.....	(58)
Figure III.17: Transmission de la structure optimisée du biocapteur pour sept solutions infiltrées dans les trous de CP.....	(59)
Figure III.18: Transmission du biocapteur conçu en fonction des changements de l'indice de réfraction correspondant aux sept états d'infiltration des concentrations de glucose.....	(60)

Liste des tableaux

Chapitre II : Généralités sur les captures

Tableau II.1 : Exemples de capteurs passifs.....(32)

Tableau II.2 : Exemples de capteurs actifs.....(32)

Chapitre III : Résultats et interprétation

Tableau III.1 : facteur de qualité (Q) et sensibilité (S) en fonction le changement du rayon de défaut r_l(53)

Tableau III.2 : facteur de qualité (Q) et sensibilité (S) en fonction le changement du rayon de défaut r_c(55)

Tableau III.3 : la Différence entre l'infiltration partielle et totale des trous.....(57)

Tableau III.4 : Sensibilité du biocapteur optimisé pour différents liquides.....(59)

Tableau III.5 : Sensibilité du capteur biomédicale.....(61)

Liste des acronymes

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

λ : Longueur d'onde.

λ_0 : Longueur d'onde de résonance.

a : Période du cristal photonique.

r : Rayon du cristal photonique.

r/a : Facteur de remplissage.

n : Indice de réfraction.

n_{eff} : Indice de réfraction effectif

ω : la pulsation

c : Célérité de la lumière dans le vide.

ε : Permittivité diélectrique.

BIP : Bande Interdite Photonique.

CP : Cristal Photonique.

ZB : Zone de Brillouin (ZB)

FDTD-2D: Bi-dimensional Finite Difference Time Domain.

PhC: Photonic Crystal.

Si : Silicium

TE : Transverse Electric.

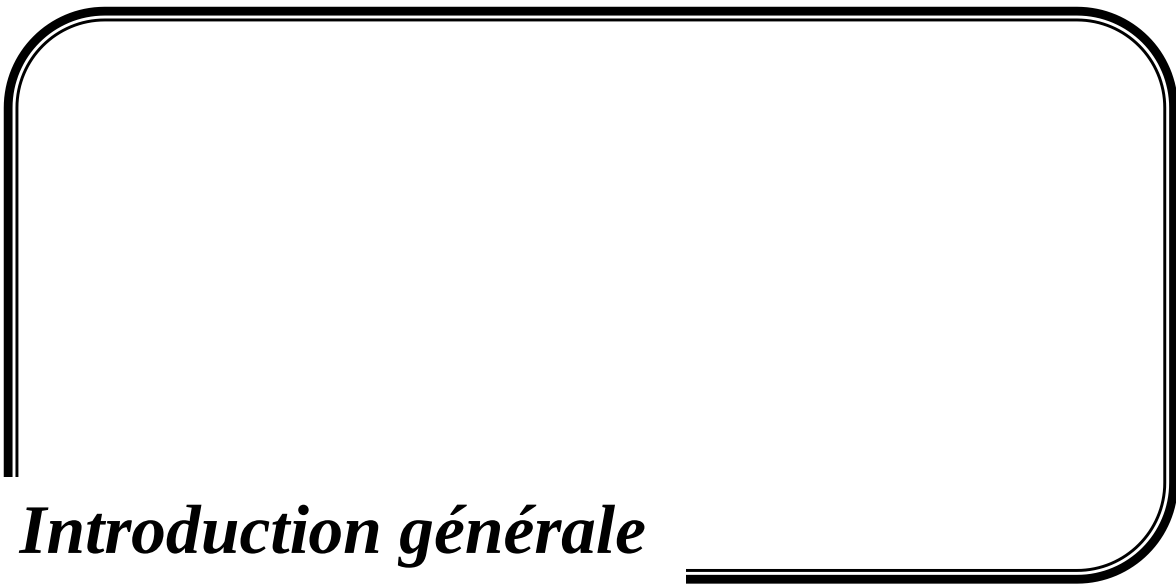
TM : Transverse Magnetic. .

W1 : guides d'ondes obtenues par la suppression d'une rangée de trous

LD : limite de détection

Q : facteur de qualité

S : sensibilité du capteur



Introduction générale

Introduction générale

Les matériaux à bandes interdites photoniques ont été définis comme des structures artificielles qui présentent une modulation périodique de la constante diélectrique dans une ou plusieurs directions. Selon le nombre de directions, ces structures sont désignées par l'appellation de cristaux photoniques à une, deux ou trois dimensions. L'utilisation des cristaux photoniques pour filtrer les ondes électromagnétiques remonte aux années 1919[1].

L'idée de créer des cristaux diélectriques artificiels pour obtenir une permittivité contrôlable dans le domaine micro-onde date des années 1950 [2]. En 1987, S. John, a montré une localisation tridimensionnelle de la lumière [3], en même temps, E. Yablonovitch et al [4], ont proposé d'inhiber l'émission spontanée dans les semi-conducteurs en généralisant le concept des miroirs de Bragg à plusieurs dimensions. En 1991, A. Genack et al [5] ont montré expérimentalement l'existence de l'effet de localisation de la lumière dans les structures périodiques. En même temps Yablonovich et al [6] ont démontré expérimentalement la possibilité de réaliser une structure diélectrique capable de réfléchir la totalité d'un rayonnement électromagnétique, quelle que soit la direction incidente et dans le domaine des micro-ondes. Depuis, de nombreuses voies de recherches ont été ouvertes. Tous les domaines de longueur d'onde sont concernés, des micro-ondes jusqu'à l'optique.

Les cristaux photoniques sont des matériaux artificiels ou naturels dont l'indice de réfraction varie périodiquement dans les différentes directions de l'espace et constituent à l'heure actuelle une nouvelle classe de matériaux. À l'image des électrons dans les semi-conducteurs, les photons y sont répartis en bandes de transmission séparées par des bandes d'énergies interdites. Cette analogie [7] permet d'envisager l'utilisation des cristaux photoniques pour stocker, localiser, filtrer ou bien guider la lumière. Le développement de ce nouveau type de matériau a ouvert la voie à un nouveau champ de recherche et à des possibilités d'applications très diverses. Les cristaux photoniques 3D, possédant une bande interdite omnidirectionnelle, sont les structures les plus performantes. Cependant, il est très difficile de les fabriquer, étant données les dimensions de l'ordre de la longueur d'onde. Les études se sont donc concentrées sur les cristaux 2D, pour le développement de composants de l'optique intégrée planaire avec des dimensions réduites à quelques microns pour des applications optiques.

Les Cristaux photoniques ont trouvé une grande place dans l'optique intégrée ce qui a conduit à la mise en œuvre de nouveau dispositif optique notamment les diviseurs de faisceau ou ils trouvent un succès inattendu [8]. En effet, ils présentent de nombreux avantages comme

leurs capacité de diviser la même quantité de lumière des signaux reçu en deux, quatre ou huit canaux de sortie avec le minimum de perte, leurs bande passante large et leurs insensibilité à la variation de la température, aux perturbations électromagnétique et d'autres facteurs et par-dessus tout la simplicité de leurs mise en œuvre.

Récemment, plusieurs travaux de recherches s'intéressent aux cristaux photoniques en tant qu'élément de détection en raison de leur structure de bande et du confinement de la lumière [9-10]. L'application des cristaux photoniques en tant que capteurs (senseurs) constitue un domaine de recherche qui semble être très prometteur en raison de leur extrême miniaturisation (0.1 mm² de surface de détection), de leur haute sensibilité spectrale et de la possibilité de les intégrer aux MEMS (Micro-Electro-Mechanical-Systèmes) [11]. Les micro-capteurs chimiques et biochimiques ont connu un développement croissant ces dernières années en raison de leur faible coût, de leur portabilité et de leurs nombreux domaines d'applications qui apparaissent aussi bien dans l'industrie automobile (contrôle des émissions de gaz), que l'industrie agroalimentaire (contrôle des procédés de fabrication), l'environnement (détection des gaz toxiques), ou le biomédical.

De plus, la découverte de nouveaux principes actifs médicamenteux nécessite de tester dans ce cadre l'efficacité d'un grand nombre de molécules dans une chaîne de réaction biochimique. C'est pourquoi un grand nombre de tests fiables et sensibles sont nécessaires dans une approche de type criblage (Figure 1). Ces capteurs 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 biopuce. Ce sont des biocapteurs (bio-senseurs) de taille microscopique qui permettent de déplacer, de mesurer et d'analyser de très petites quantités d'un échantillon liquide. Leur petite taille leur permet d'être peu coûteux, facilement transportables et efficaces. À terme, ils pourront remplacer les laboratoires d'analyse afin de permettre un diagnostic rapide à proximité du patient. Dans cette optique, il s'agit de miniaturiser les équipements d'analyse et d'adapter les techniques de fabrication de la microélectronique.

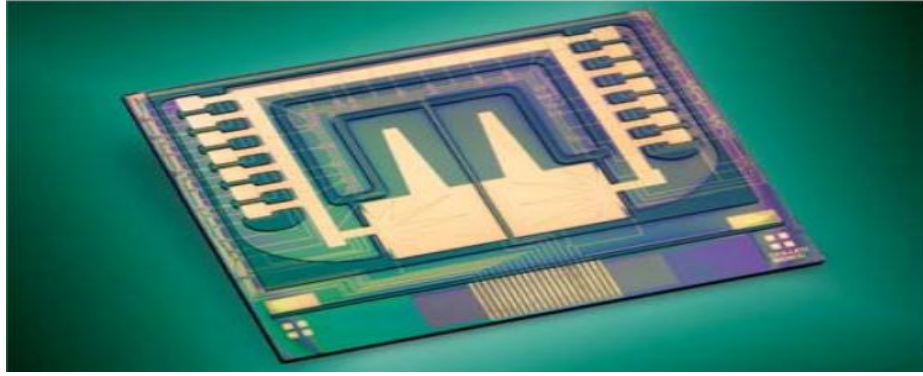


Figure 1 : Composant micro-fluidique permettant la réalisation de protocoles biologiques complexes.

L'objet de ce mémoire est la réalisation d'un capteur biomédical à indice de réfraction (RI) à base de cristaux photoniques bidimensionnel utilisant les logiciels de simulation FULLWAVE et BANDSOLVE développés par Rsoft, basés sur la méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD).

Pour aboutir à notre but nous avons subdivisé ce travail en 3 chapitres :

En effet, dans un premier chapitre on va étudier les différents types de cristaux photoniques en commençant par les CPs naturels et les structures artificielles périodiques en se focalisant spécialement sur les CPs 2D. Nous nous intéressons à la notion de bande interdite photonique, au diagramme de bande et pour finir nous citons les différents domaines d'applications des CPs. à la fin de ce chapitre nous présenterons les méthodes numérique d'analyses les cristaux photoniques.

Le deuxième chapitre sera consacré en totalité à la notion de capteurs. En effet dans ce chapitre, nous allons donner suivant les grandeurs à mesurer un aperçu sur les différents types de capteurs existant. Puis nous allons parler des capteurs et biocapteurs à cristaux photoniques, leur principe et leurs applications.

Dans le dernier chapitre, nous allons commencer par la conception d'un capteur biomédical à indice de réfraction (RI) à base de cristaux photoniques, en utilisant la méthode FDTD-2D. Par la suite, nous donnerons les résultats du design et de conception que nous avons. Nous tenterons d'améliorer la sensibilité et le facteur de qualité d'une structure optimale proposée à base du couplage guide-cavité, par l'étude de l'influence d'un certain nombre de modifications apportées au capteur biomédical. Enfin, nous terminerons notre travail par une conclusion générale.

Généralités sur les cristaux photoniques

Chapitre I

I .1. Introduction

La recherche sur les cristaux photoniques (PC) a considérablement évolué au cours de ces dernières années, tant au niveau fondamental qu'appliqué .Ces structures périodiques à fort contraste d'indice influencent radicalement la propagation des photons. Des structures à Bandes Interdites Photoniques (BIP), qui interdisent la propagation des photons dans certaines plages de fréquence, peuvent ainsi être réalisées. Etant données les difficultés technologiques à fabriquer des systèmes tridimensionnels, les BIP 2D sont généralement utilisés. L'adaptation des cristaux Photoniques à l'optoélectronique permet d'envisager de nouvelles perspectives telles que la réalisation de composants d'optique intégrée aux dimensions réduites et l'intégration de plusieurs fonctions sur un même substrat composant.

Les matériaux à bandes interdites photoniques avec l'abréviation BIP en anglais: (Photonic Band Gap, PBG), ont suscité un très vif intérêt au sein de la communauté scientifique depuis leur invention par E. Yablonivitch en 1987 [12]. Ces matériaux, appelés «cristaux photoniques» (PC, Photonic Crystal) sont des milieux transparents dans lesquels l'indice optique varie de manière périodique [13].

Ce premier chapitre a pour objet de présenter brièvement les notions de base concernant les cristaux photoniques .Nous commencerons par une présentation générale des cristaux photoniques, en insistant sur la notion de bande interdite photonique, les différents types des cristaux photoniques et les deux types de défauts.

I .2. Généralités sur les cristaux photoniques

Les cristaux photoniques, encore appelés matériaux à bandes interdites photoniques (BIP), sont des matériaux diélectriques, semi-conducteurs ou métalliques artificiellement ou naturellement structurés dont la constante diélectrique varie périodiquement à l'échelle de la longueur d'onde selon une ou plusieurs directions de l'espace. La périodicité peut être unidimensionnelle (miroir de Bragg), bidimensionnelle ou encore tridimensionnelle (figure I.1).

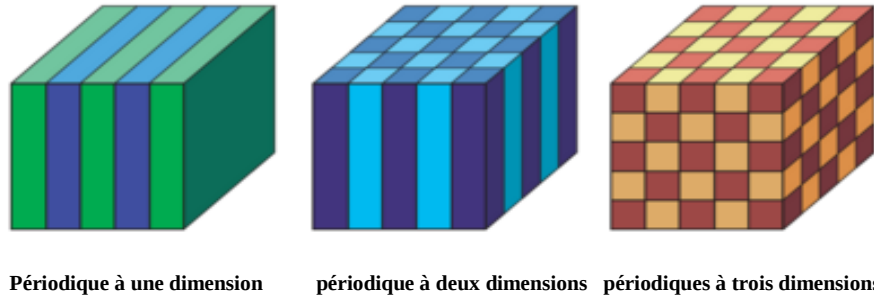


Figure I.1: Représentation schématique de cristaux photoniques unidimensionnels (1D), Bidimensionnels (2D) et Tridimensionnels (3D).

Cette variation périodique de l'indice optique suivant les différentes directions entraîne l'apparition de gammes de fréquence pour laquelle la lumière ne peut alors plus se propager. C'est l'analogie entre la propagation d'une onde électromagnétique dans ces milieux et la propagation des électrons dans un cristal photonique qui a mené à l'appellation de ces bandes de fréquences « bandes interdites photoniques ». La réalisation d'une périodicité sur toutes les directions de l'espace permet de réfléchir une onde lumineuse quel que soit son angle d'incidence ou sa polarisation.

I.2.1. Les cristaux photoniques naturels

On peut noter qu'il existe des cristaux photoniques naturels. Sur la figure I.2, on montre une image au microscope électronique Les couleurs bleu, vert, jaune et marron des plumes de paons proviennent de la diffraction par des cristaux photoniques 2D à nombre et longueur de maille variables.

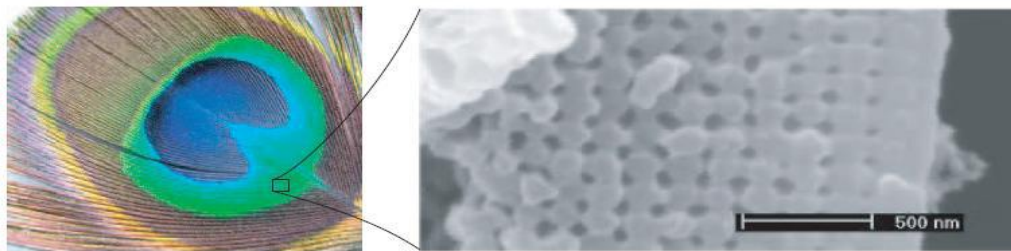


Figure I.2 : Plume de paon. L'encadré de droite est une image prise au microscope électronique à balayage (MEB) de la coupe d'une barbule verte.

Les plumes de paons n'est pas le seul exemple de cristal photonique naturel. Sur la Figure I-3, on montre un autre exemple des CPs naturel. Des biologistes ont trouvé un ver dont la carapace est cristal photonique plus performant que ceux fabriqués jusqu'à présent. Cet animal de nomme souris de mer.

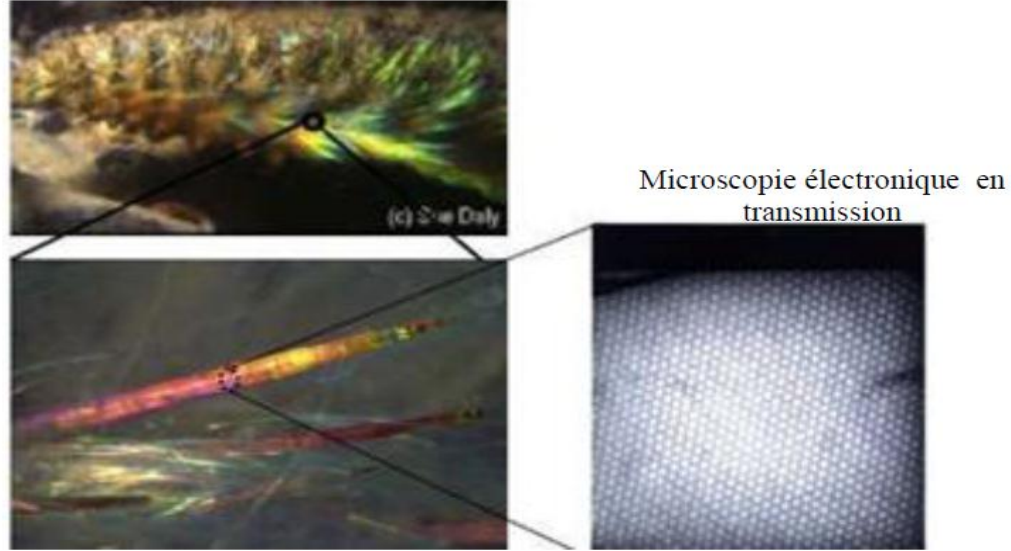


Figure I.3: Exemples de réalisations naturelles de structures périodiques. Ces structures apparaissent chez certaines espèces animales et minérales comme les souris de mer [14].

I.2.2. Analogie électron photon

Les équations gouvernant la propagation de la lumière dans un cristal photonique sont les quatre équations de Maxwell.

$$\vec{\nabla} \cdot (\epsilon(\vec{r}) \vec{E}(\vec{r}, t)) = 0 \dots \dots \dots \text{I.1}$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{H}(\vec{r}, t) = 0 \dots \dots \dots \text{I.2}$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{E}(\vec{r}, t) = -\mu_0 \frac{\partial}{\partial t} \vec{H}(\vec{r}, t) \dots \dots \dots \text{I.3}$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H}(\vec{r}, t) = \epsilon_0 \epsilon(\vec{r}) \frac{\partial}{\partial t} \vec{E}(\vec{r}, t) \dots \dots \dots \text{I.4}$$

Après simplification des équations et en appliquant un ensemble d'opérations, on obtient

$$\vec{\nabla} \times \left(\frac{1}{\epsilon(r)} \vec{\nabla} \times H(r) \right) = \frac{\omega^2}{c^2} H(r) \dots \dots \dots \text{I.5}$$

L'équation (I.5) est l'analogie formel de l'équation de Schrödinger décrivant le mouvement des électrons dans le potentiel périodique d'un cristal, $H(r)$ étant l'analogie électromagnétique de la fonction d'onde électronique $\psi(r)$ et $\epsilon(r)$ l'analogie du potentiel atomique $v(r)$ [15].

I.3. Types des Cristaux photoniques

I.3.1. Structure périodique unidimensionnelle 1D

Ces structures sont couramment utilisées sous le nom de réseau de Bragg [16]. Elles sont généralement réalisées par un empilement de couches d'indice de réfraction différent et d'épaisseur optique $\lambda/4$ étant la longueur d'onde guidée autour de laquelle le matériau doit interdire la propagation des ondes électromagnétiques sous une incidence normale. Les réseaux de Bragg ont prouvé leur utilité dans de nombreuses applications : convertisseurs démodés pour fibres optiques, filtres sélectifs de longueur d'onde, multiplexeurs [17].

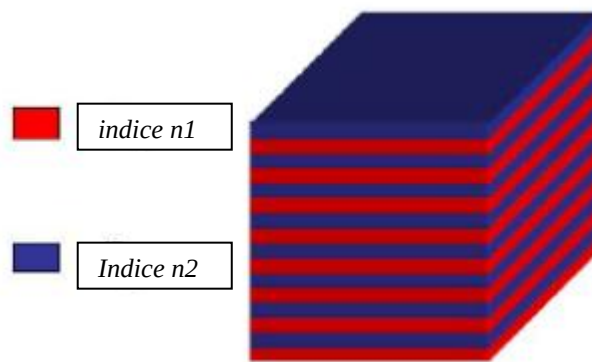


Figure I.4: Structure périodique unidimensionnel.

Les réseaux de Bragg sont des successions de couches d'indices de réfraction différents, empilées, de manière périodique. Le comportement du réflecteur de Bragg est expliqué à partir de processus d'interférences multiples. Comme le montre la Figure I.5, une onde qui se propage dans la succession de couches, subit une réflexion à chaque interface. Cette réflexion s'accompagne d'un changement de phase π si l'onde va d'un milieu de faible indice vers un milieu de fort indice. Elle s'effectue sans changement de phase dans le cas contraire. Lorsque l'épaisseur optique totale des alternances est de $\lambda/2$, l'onde réfléchi par l'interface (1) est en phase avec celles réfléchies par les interfaces (3), (5), (7)... Par suite de ces interférences constructives, on finit ainsi par aboutir à une réflexion totale, ce qui revient à dire que l'onde ne peut se propager et que l'on est en présence d'une bande interdite photonique. Dans le cas particulier où les deux couches de chaque alternance ont même épaisseur optique $\lambda/4$, on observe que les ondes réfléchies par toutes les interfaces (1), (2), (3), (4)... sont en phase.

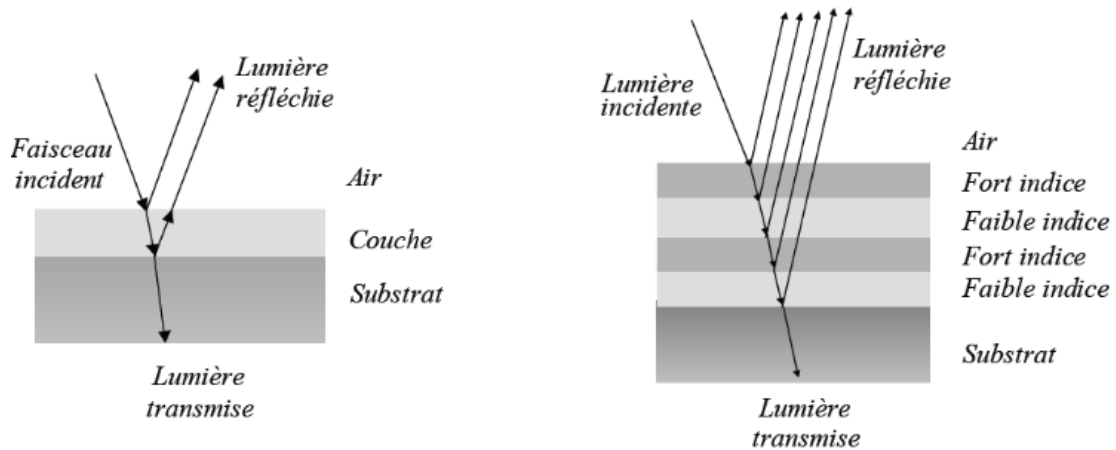


Figure I.5: Représentation schématique de l'interférence des ondes réfléchies par chaque dioptré.

I.3.2. structure périodique bidimensionnelle 2D

Les cristaux photoniques à trois dimensions posent encore de nombreux problèmes de fabrication. Pour cette raison, nous nous sommes intéressés aux cristaux photoniques à deux dimensions qui peuvent être fabriqués facilement. Les cristaux photoniques à deux dimensions, sont composés d'un réseau périodique de trous d'air percés dans un diélectrique (structure connectée) ou de piliers de diélectrique dans l'air (structure déconnectée) (Figure I.6).

- Les structures dites « **connectées** » : les motifs élémentaires sont d'indice n_1 inférieur à l'indice n_2 de la matrice diélectrique.
- Les structures dites « **déconnectées** » : les motifs élémentaires sont d'indice n_1 supérieur à l'indice n_2 de l'espace inter motifs. Elles sont constituées de tiges diélectriques ou métalliques alignées périodiquement dans l'air ou de la mousse [18].

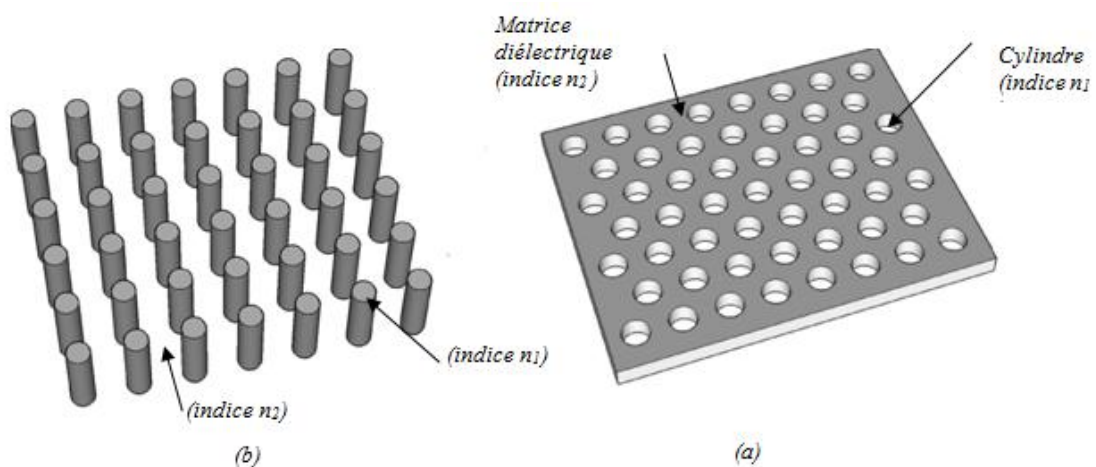


Figure I.6: Structures bidimensionnelles : (a) connectée, (b) déconnectée [19].

I.3.2.1 Différentes familles de cristaux photoniques bidimensionnels 2D

De nombreux théoriciens ont cherché à optimiser les dimensions des structures pour obtenir des bandes interdites complètes même si celles-ci possèdent peu d'application. On distingue 3 principales familles de matériaux à BIP bidimensionnelle selon la forme du réseau :

d) Le réseau carré

Les nœuds du réseau sont situés sur un carré de côté « a » (Figure I.7). Il a été montré que ce type de réseau est très sensible à l'angle d'incidence et à la polarisation de l'onde électromagnétique [20]. Il est ainsi difficile d'obtenir une bande interdite totale, c'est-à-dire une bande interdite qui empêche la propagation quelle que soit la polarisation.

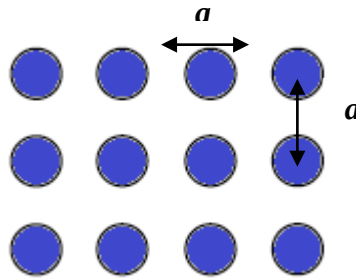


Figure I.7 : Le réseau carré [20].

e) Le réseau triangulaire

Le réseau triangulaire est le réseau 2D de plus haute symétrie dès lors que l'on se limite à un seul « atome » par maille. La zone de Brillouin est un hexagone. Chaque nœud du réseau est espacé de son proche voisin d'une même distance « a » (Figure I.8). Cette structure est moins sensible à l'angle d'incidence que le réseau carré mais la bande interdite complète reste difficile à obtenir.

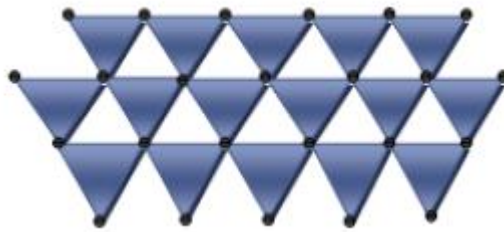


Figure I.8 : Le réseau triangulaire [21].

f) Le réseau hexagonal

Sur un réseau hexagonal, si tous les nœuds sont identiques et espacés de « a », alors on appelle cette structure « graphite » car elle est similaire à la structure cristalline du graphite (Figure I.9). À la différence du réseau triangulaire, il s'agit d'un réseau à deux « atomes » par maille.]. La possibilité d'une bande interdite complète avait été prédite pour la première fois dans le cas d'un réseau de tiges diélectriques cylindriques [22].

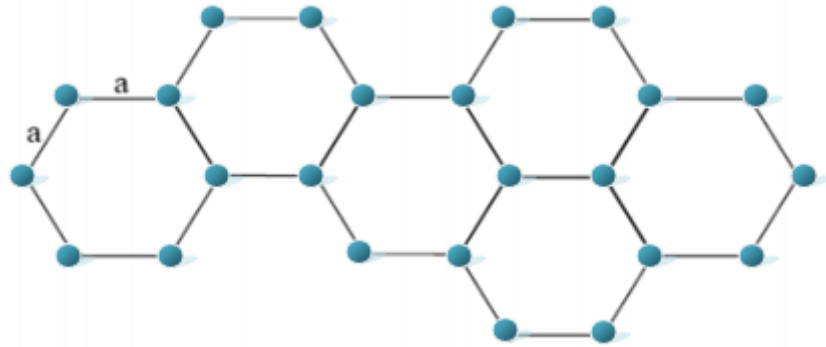


Figure I.9 : Le réseau hexagonal (Structure graphite) [22].

I.3.3. Structure périodique tridimensionnelle 3D

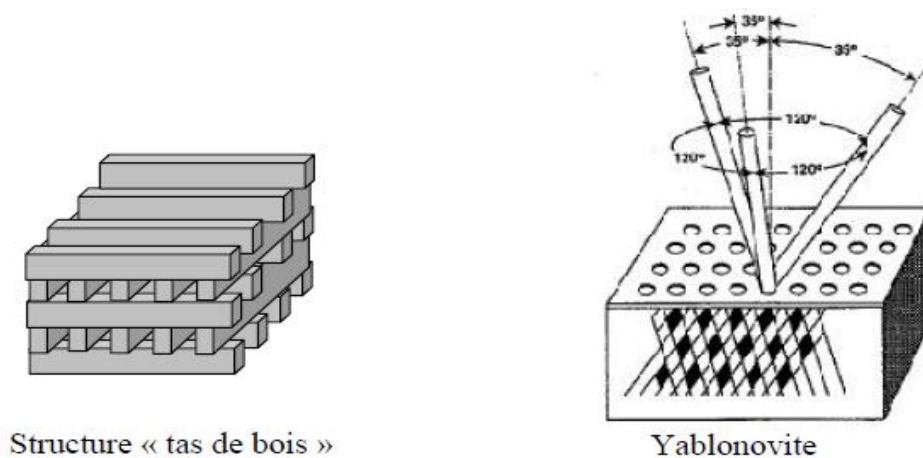


Figure1.10 : Structure 3D.

Seuls les cristaux photoniques tridimensionnels permettent l'obtention d'une bande interdite omnidirectionnelle avec la suppression totale des états radiatifs dans la plage de longueur d'onde correspondante. Différents effets sont attendus tels que l'inhibition complète de l'émission spontanée, la localisation de la lumière sur des défauts de type microcavités, le guidage de la lumière en trois dimensions...

Les structures tridimensionnelles, comme leur nom l'indique, sont des structures dont la constante diélectrique est structurée périodiquement dans les trois directions. Elles ont été les deuxièmes à être réalisées par Yablonovitch après les réseaux de Bragg. Son but était d'obtenir une bande interdite pour toutes les directions de l'espace afin d'inhiber l'émission spontanée de la lumière.

L'utilisation de cristaux photoniques tridimensionnels est nécessaire pour obtenir une bande interdite omnidirectionnelle. Un nombre conséquent de travaux se sont portés sur les différentes structures géométriques possibles et leur fabrication.

La Yablonovite est un des premiers cristaux photoniques tridimensionnels fabriqué. Elle a été réalisée en 1993 par E. Yablonovitch en perçant des trous selon trois angles azimutaux séparés de 120° , et faisant un angle de 35° par rapport à la normale (figure I.11(a)). Cette structure permet d'obtenir une maille cubique à faces centrées avec des motifs non sphériques.

La structure « tas de bois » [23] est obtenue en déposant par couches successives des rubans de silicium poly-cristallin dans des tranchées de silice. Après avoir bâti la structure, la silice est gravée pour obtenir un cristal photonique 3D de silicium dans de l'air (figure I.11(b)) qui a un contraste d'indice suffisant pour ouvrir une bande interdite photonique omnidirectionnelle.

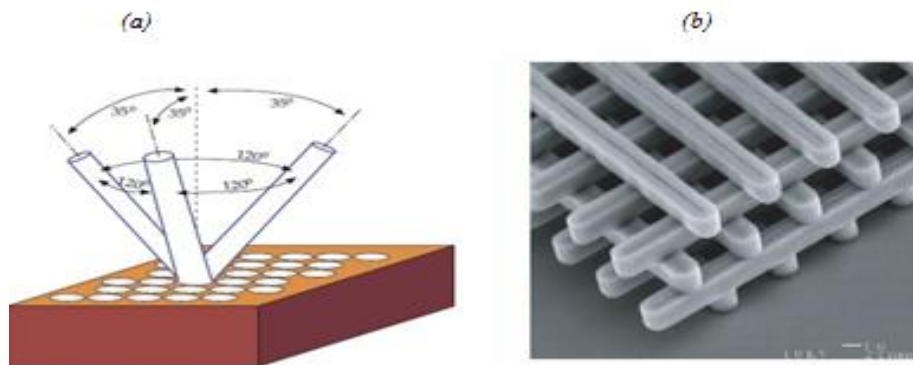


Figure I.11 : (a) Représentation schématisée de la Yablonovite, structure 3D de périodicité cfc (d'après Yablonovitch et al.). (b) Image MEB d'un CP3D « tas de bois » fabriqué par lithographie UV dans du silicium (d'après Lin et al.).

Une autre catégorie de CP3D, basée sur l'organisation d'atomes sphériques, a aussi été beaucoup étudiée. Il s'agit des structures en opales et opales inversées. **Les opales** classiques sont obtenues chimiquement par auto-organisation des sphères. La structure inverse est fabriquée à partir de la structure classique par infiltration de matière entre les sphères.

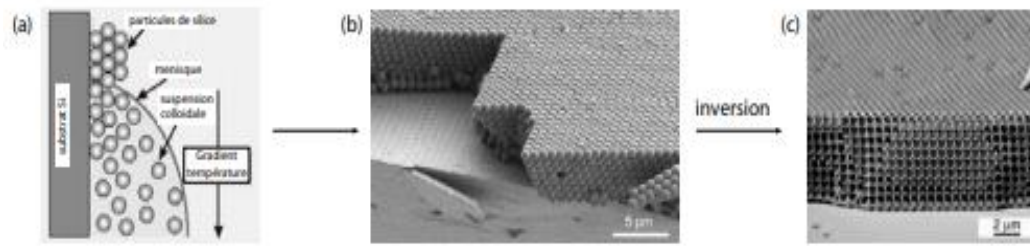


Figure I.12: Fabrication des opales inversées sur substrat par auto organisation: (a) Les sphères de SiO₂ sont forcées de s'ordonner à la surface d'un substrat de silicium lorsque le ménisque se déplace vers le bas lors de l'évaporation du solvant. Un gradient de température appliqué empêche une sédimentation non désirée de particules. (b) Les sphères de silicium sont assemblées directement sur le wafer de Si pour former l'opale. (c) La structure opale est infiltrée avec du silicium puis les sphères de SiO₂ sont enlevées par gravure mouillée.

Par extension à leurs travaux dans le domaine des micro-ondes et surtout à ceux réalisés aux longueurs d'onde de l'optique, les chercheurs ont porté leur attention principale sur les cristaux photoniques bidimensionnels, car leur fabrication est plus facile que les structures tridimensionnelles. Comme en électronique, les CP-2D sont beaucoup plus adaptés pour l'intégration au sein des dispositifs réalisés à l'échelle nanométrique. On est encore loin de ce que l'on pourrait appeler le « tout-photonique », mais les chercheurs se penchent de plus en plus, à l'heure actuelle, sur des dispositifs qui mêleraient électronique et photonique. Preuve en est si l'on regarde les résultats remarquables déjà obtenus sur les micro-guides, les microcavités et les micro-lasers à cristal photonique. Ces derniers résultats sont porteurs d'espoir et portent à croire que beaucoup de résultats tout aussi intéressants restent à découvrir dans le domaine de la photonique.

I.4. Caractéristique géométrique et physique

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

I.4.1. Contraste d'indice

Le rapport entre l'indice de réfraction de la matrice diélectrique et l'indice de réfraction des motifs constituant le réseau, s'appelle le contraste d'indice [24].

Pour une structure unidimensionnelle, le contraste d'indice est donné par :

$$\delta = \frac{n_H}{n_L} \dots \dots \dots \text{I.6}$$

n_H : L'indice de réfraction de la couche diélectrique de haut indice.

n_L : L'indice de réfraction de la couche diélectrique de bas indice.

Pour une structure bidimensionnelle, le contraste d'indice est la différence entre les indices du milieu et des motifs.

I.4.2. Les périodes

Ces paramètres géométriques, choisis selon le domaine de fréquence étudié, influent sur les caractéristiques de la bande interdite photonique. Par exemple pour un cristal photonique unidimensionnel, la période $a = (a_1 + a_2)$ avec a_1 l'épaisseur de la couche de permittivité ϵ_1 et a_2 l'épaisseur de la couche de permittivité ϵ_2 .

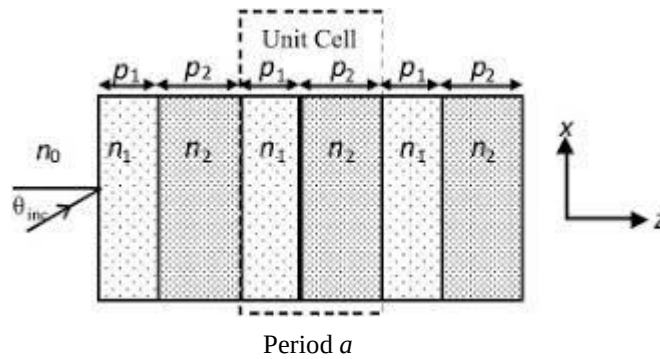


Figure I.13 : périodes d'un cristal photonique unidimensionnel

I.4.3. Facteur de remplissage

Pour le réseau bidimensionnel, Le facteur de remplissage en air f désigne le rapport entre l'aire du motif (un disque) et l'aire de la cellule élémentaire du réseau considéré [25, 26,27].

$$f = \frac{A_{\text{motif}}}{A_{\text{maille élémentaire}}} \dots\dots\dots \text{I.7}$$

Dans le cas de motifs circulaires de rayon r dans un cristal carré de période a , on peut définir le facteur de remplissage dans l'air comme suit :

$$f = \pi \left(\frac{r}{a} \right)^2 \dots\dots\dots \text{I.8}$$

Dans le cas de motifs circulaires de rayon r dans un cristal triangulaire de période a , le facteur de remplissage dans l'air est donné pour l'expression :

$$f = \frac{2\pi}{\sqrt{3}} \left(\frac{r}{a} \right)^2 \dots\dots\dots \text{I.9}$$

I.5. La bande interdite photonique

I.5.1. zone de Brillouin

Pour calculer les diagrammes de bandes il faut considérer pour chaque cristal, toutes les directions de propagation possibles. Comme en physique du solide [28], on montre que pour certaines symétries du cristal, on peut limiter l'étude aux vecteurs d'ondes k situés à l'intérieur d'une zone restreinte appelée zone de Brillouin irréductible. Le vecteur k varie le long des directions de hautes symétries de cette zone qui fait partie du réseau réciproque.

Le réseau carré : La maille primitive est un carré de côté « a ». Ce réseau est très sensible à l'angle d'incidence des ondes électromagnétiques. Sa zone de Brillouin est un triangle isocèle [29].

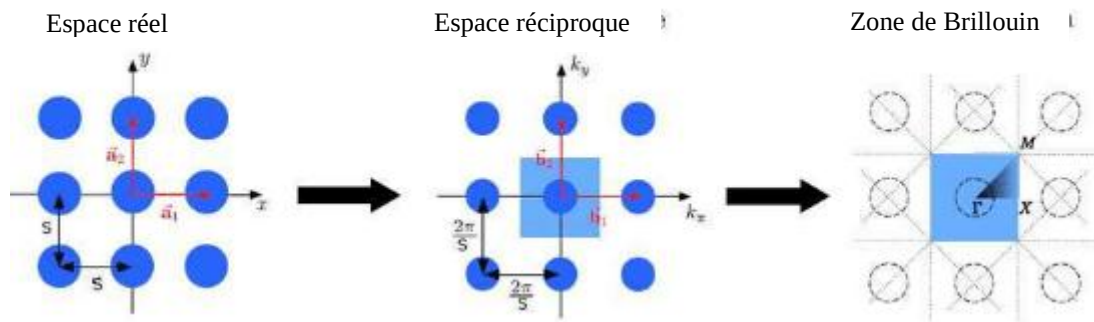


Figure I.14: Représentation a) d'un réseau carré b) de son réseau réciproque et c) de sa zone de Brillouin.

Le réseau triangulaire : La maille primitive est un triangle équilatéral de côté « a » et la zone de Brillouin est un Hexagone [29].

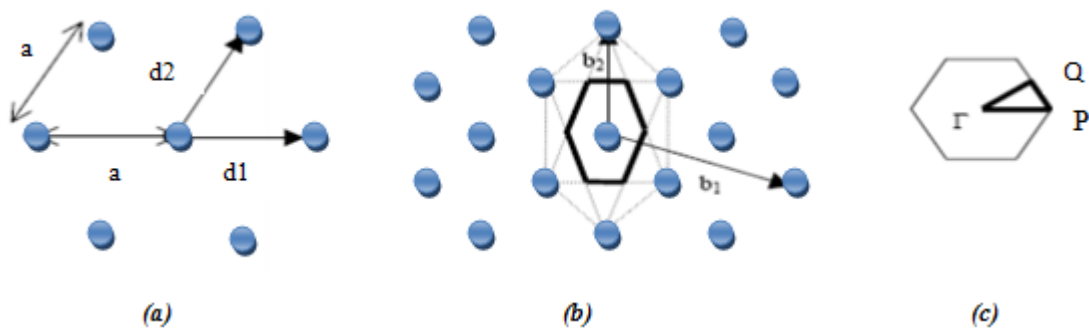


Figure I.15 : Représentation a) d'un réseau triangulaire b) de son réseau réciproque et c) de sa zone de Brillouin.

Le réseau hexagonal : En ôtant quelques motifs au réseau précédent, un réseau hexagonal peut être obtenu, compromis entre les contraintes technologiques et les propriétés des réseaux triangulaires [29].

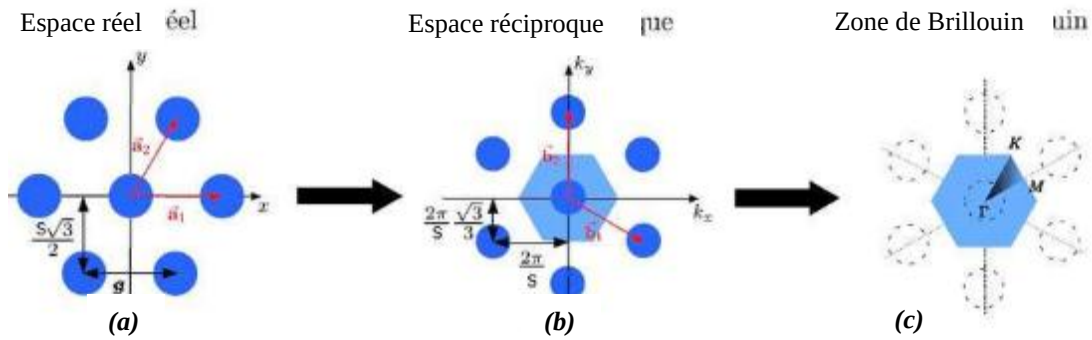


Figure I.16: Représentation a) d'un réseau hexagonal b) de son réseau réciproque et c) de sa zone De Brillouin

I.5.2. Diagramme de bandes

Si on prend comme exemple un cristal photonique à deux dimensions avec des tiges, le calcul du diagramme de bande de ce cristal nous renseigne sur les propriétés (la position et la largeur) des bandes interdites photoniques pour chaque polarisation. - La polarisation TE lorsque le champ magnétique ($\vec{H}$) est parallèle à l'axe des tiges. - La polarisation TM lorsque le champ électrique ($\vec{E}$) est parallèle à l'axe des tiges.

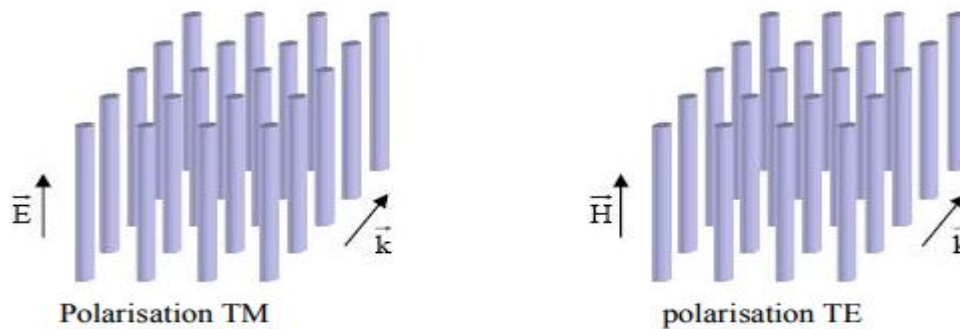


Figure I.17: Polarisation possible dans une structure à bande interdite photonique: TM et TE.

Un cristal photonique est caractérisé par son diagramme de bandes. Ces diagrammes ont été calculés par la méthode de décomposition en ondes planes. Le facteur de remplissage est $f = 0.30$ et le réseau du cristal photonique est triangulaire. Une bande interdite est observée pour la polarisation TE entre $u = a/\lambda = 0.21-0.27$ (figure I.18 (a)). Par contre, pour la polarisation TM, aucune bande interdite ne s'ouvre (figure I.18 (b)). En effet, l'ouverture de bandes interdites photoniques TE est plus favorisée si des zones de fort indice de réfraction sont connectées. Dans le cas contraire, si les zones de faibles indices de réfraction sont connectées (par exemple, des piliers diélectriques dans l'air), c'est l'ouverture d'une bande interdite en polarisation TM qui est favorisée [30].

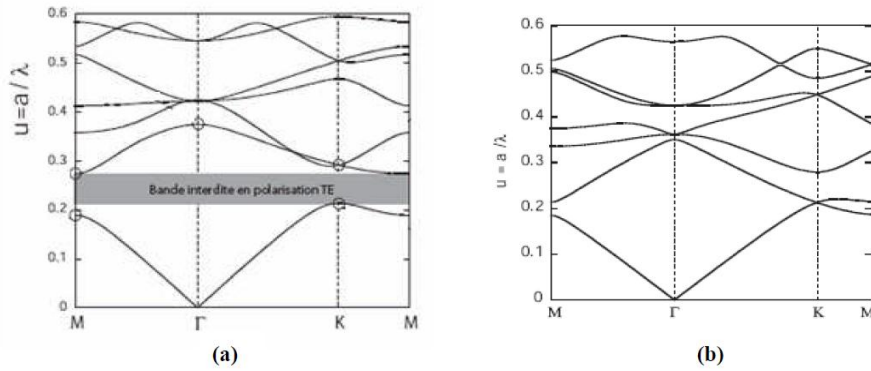


Figure I.18 : Diagramme de bandes d'un cristal photonique (réseau triangulaire) gravé dans un milieu diélectrique de l'indice de réfraction $\epsilon_{\text{substrat}} = 11.4$ avec un facteur de remplissage de $f = 0.30$:
(a) Polarisation TE ; (b) Polarisation TM [31].

I.6. Des défauts

Il existe deux principaux types de défauts : les défauts ponctuels et les défauts étendus. Les premiers, associés à une rupture locale de périodicité, se traduisent par la présence de modes électromagnétiques à des fréquences discrètes, analogues aux défauts électroniques. Les seconds, que l'on peut considérer comme analogues aux dislocations, peuvent donner lieu à des bandes permises de propagation, là où se trouve une bande interdite dans le cristal idéal.

L'insertion de défauts dans les cristaux photoniques nécessite une modification contrôlée d'un ou plusieurs paramètres au cours du processus de fabrication. Les paramètres les plus considérés pour cette opération sont les suivants:

I.6.1. Les défauts ponctuels

Les défauts ponctuels sont créés en modifiant les caractéristiques d'une cellule du réseau. Il existe plusieurs manières de créer des défauts ponctuels dans les cristaux photoniques. On peut procéder au retrait, à l'ajout ou à la modification d'un ou plusieurs motifs du cristal. Ce qui correspond à des défauts lacunaires ou de substitution (figure I.19 et I.20).

Dans tous les cas, on crée des cavités optiques dont les modes de résonances vont venir se positionner en énergie au sein des bandes interdites du cristal.



Figure I.19 : (a) Défaut lacunaire ; (b) Défaut de substitution.

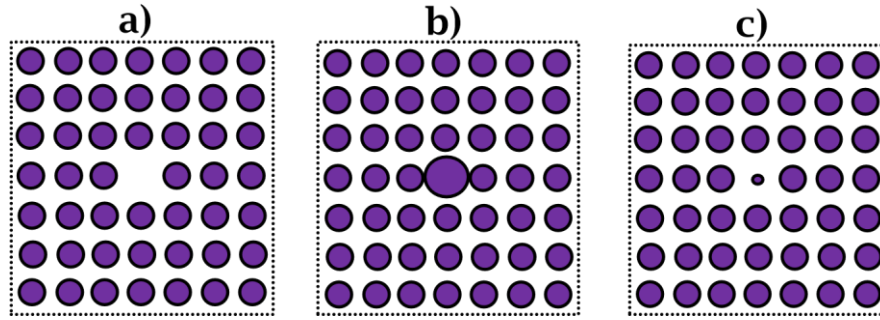


Figure I.20 : (a) Défaut lacunaire ; (b) et (c) Défauts de substitutions.

Les caractéristiques de ces défauts ont été étudiées par plusieurs équipes [32,33], qui ont pu déterminer les fréquences des modes de défauts dans un cristal photonique de réseau carré. La transmission de ces structures a été étudiée par [34 ; 35 ; 36] Joannopoulos et al qui ont montré théoriquement que les propriétés des modes de défauts peuvent être contrôlées en modifiant la taille et le type de défauts.

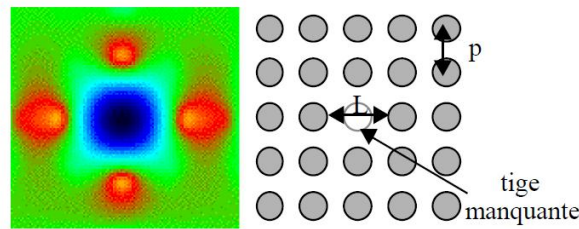


Figure I.21: Résonance à 35.5 GHz de la cavité engendrée par la suppression d'une tige pour le réseau carré diélectrique de tiges d'alumine $pas=3mm$, $d=1.5mm$ (onde polarisée TM en incidence normale). L'énergie est concentrée sur les quatre premières tiges voisines de défauts [37].

La figure I.22 présente le spectre de transmission calculé d'un cristal 2D de symétrie hexagonale et formé de tiges diélectriques, où le défaut est dû à une tige manquante. Si le spectre de transmission reste, pour une grande part, identique à celui du cristal sans défaut avec une bande interdite comprise entre 0.9 et $1.3\mu m$ de longueur d'onde, la présence du défaut se traduit par un pic de transmission étroit et unique à $1.1\mu m$. On a donc affaire, dans ce cas, à une cavité uni modale, pour autant que l'on puisse se restreindre à un système bidimensionnel. Le caractère uni modal n'a tout son sens que dans le cas tridimensionnel [38].

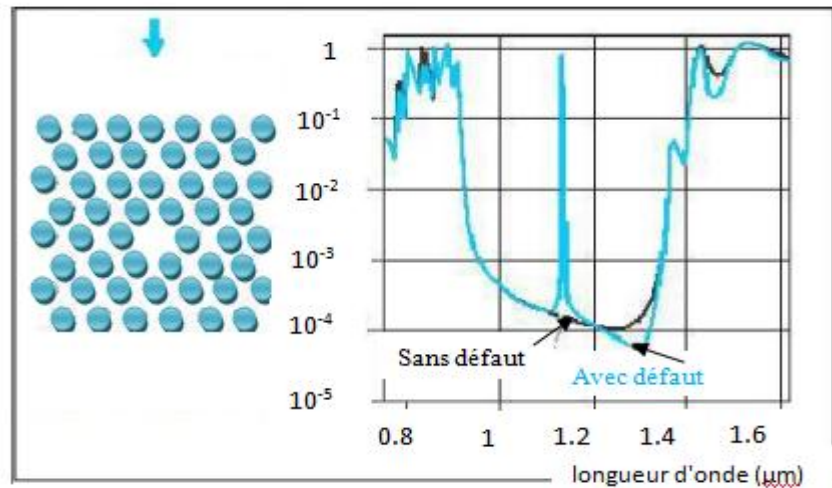


Figure I.22: Spectres de transmission d'un cristal hexagonal de tiges diélectriques avec ou sans défaut lacunaire.

I.6.2 Les défauts étendus

Parmi les défauts étendus, de dimension 1,2 ou 3, existent les défauts 1D (W1) (figure I.23).

L'exemple de base est celui du guide d'onde linéaire W1 dans un cristal photonique 2D. Une façon de réaliser un tel guide consiste à omettre une ou plusieurs lignes de trous [39].

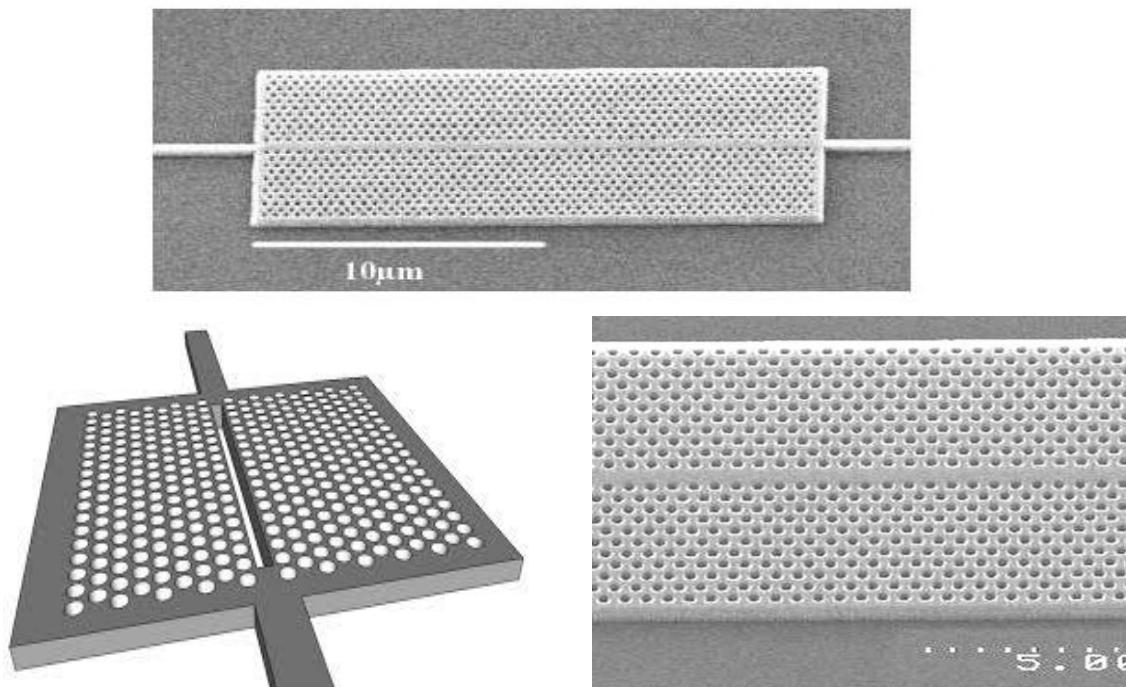


Figure I.23: Exemple de guide W1 à cristal photonique hexagonal de trous d'air sur un substrat de silicium sur isolant [40].

I.7. Les applications des cristaux photoniques

La majorité des applications des cristaux photoniques repose sur leur bande interdite photonique. Outre les guides d'ondes et les cavités, des composants divers sont réalisables à partir de défauts, citons les :

I.7.1. Cavités

Les premières cavités avec des cristaux photoniques bidimensionnels sont réalisées en 1996, ces cavités sont élaborées en incluant des mono défauts sur le réseau cristallin photonique. Il est montré que ce dispositifs présentent un facteur de qualité élevé pour les modes résonants grâce à l'excellente propriété de réflexion du cristal, tout cela sur des cavités à grande dimension possédants plusieurs modes.

Les cavités sur membrane suspendue (entourée d'air semblent donner les meilleurs résultats) avec des dimensions très petites, sont illustrées dans la figure I.24 et la figure I.25, une cavité triangulaire et une autre hexagonale plongées dans un cristal photonique triangulaire.

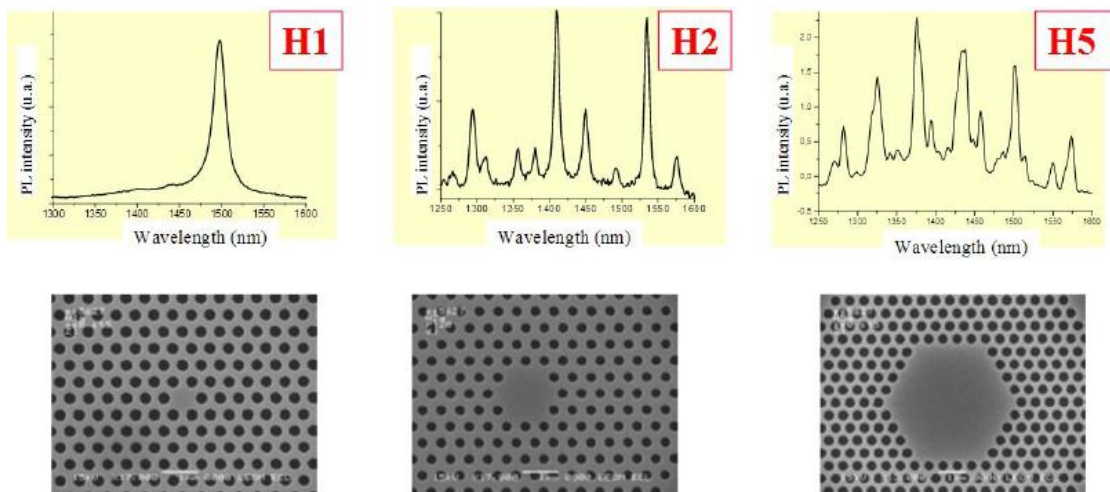


Figure I.24 : Signatures spectrales de cavités hexagonales obtenues par photoluminescence [41].

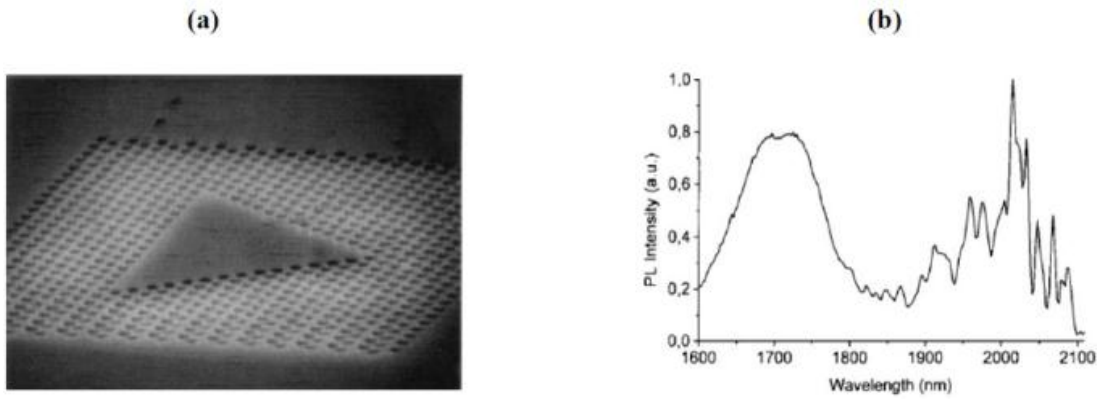


Figure I.25 : (a) Exemple de cavité triangulaire dans un cristal photonique triangulaire avec un paramètre de maille 600nm (b) Spectre de photoluminescence d'une cavité triangulaire dans un cristal photonique triangulaire de trous d'air (Paramètre de maille $a = 600\text{nm}$, rayon $r = 200\text{nm}$) plongé dans une matrice diélectrique ($\epsilon = 8.12$) [42].

I.7.2 Guides d'onde à cristaux photoniques

En introduisant un défaut linéaire (omission d'une ou de plusieurs rangées de trous) dans le cristal photonique, il est possible de guider la lumière selon une direction choisie.

Un photon restera confiné dans le guide si son énergie est située à l'intérieur de la bande interdite. Des composants divers sont réalisables à partir de défauts linéaires (figure I.26). La transmission au travers de ces dispositifs peut être optimisée en modifiant la taille ou la forme des trous au niveau du virage ou de la jonction, afin de minimiser le couplage entre le mode guidé et les modes rayonnés au niveau des courbures [43].

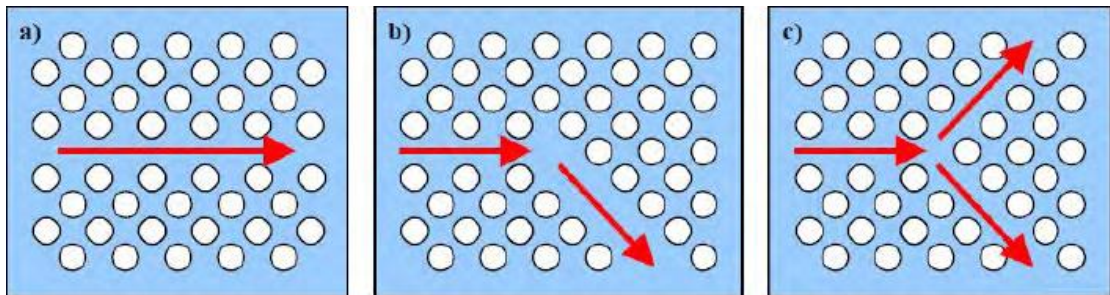


Figure I.26: Différents composants à base de défauts linéaires a) guide droit, b) virage à 120° et c) jonction Y.

I.7.3. Filtres et multiplexeurs

Une fonction particulièrement importante d'optique intégrée pourrait être réalisée avec des cristaux photoniques : le multiplexage en longueur d'onde (WDM, Wavelength Division Multiplexing). Le but est d'insérer ou d'extraire des longueurs d'onde bien précises dans un flux de données. Ce dispositif peut être réalisé en utilisant la sélectivité d'une cavité résonante couplée à des guides d'ondes (figure I.27) [44].

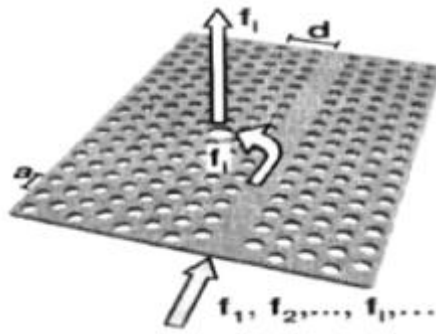


Figure I.27: Schéma de principe d'un dispositif de multiplexage (Insertion ou extraction d'une certaine longueur d'onde).

Cette fonction peut aussi être réalisée dans le plan en utilisant deux guides comme l'illustre la Figure I.28. Dans ce cas, les longueurs d'onde qui résonnent dans l'anneau central peuvent éventuellement se coupler d'un guide à l'autre. Le processus de couplage est néanmoins très complexe et dépend de la symétrie et de la dégénérescence des modes résonnants. De plus, la taille du défaut (de la cavité résonnante) doit être très bien contrôlée afin de sélectionner les longueurs d'onde désirées [45].

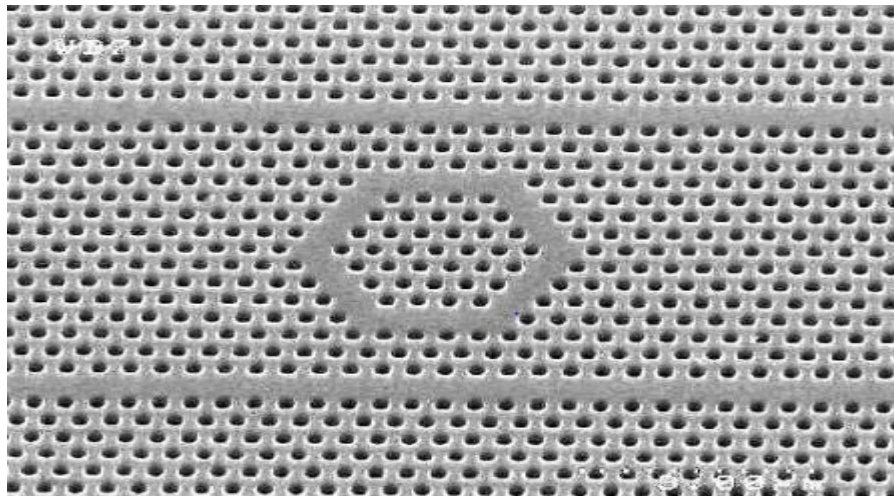


Figure I.28: Exemple de filtre Add-Drop réalisé sur un substrat SOI. Les longueurs d'onde résonnantes de l'anneau peuvent éventuellement se coupler d'un guide à l'autre.

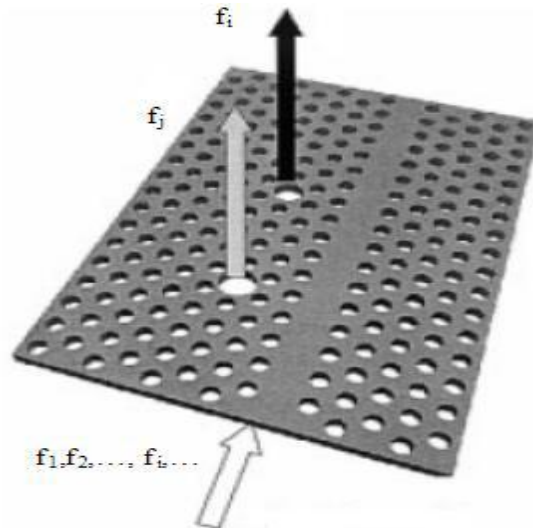


Figure I.29: Un principe parmi d'autres de filtre add-drop utilisant les CPs.

I.7.4. Fibres optiques

C'est en 1996 [46] que les fibres optiques à cristaux photoniques sont apparues, elles ne sont plus constituées d'un cœur et d'une gaine, ou encore d'une structure à gradient d'indice, mais d'un cristal photonique doté d'un défaut permettant de canaliser la propagation lumineuse (voir figure I.30).

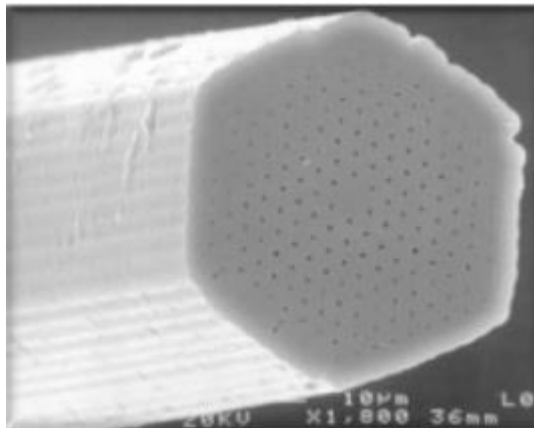


Figure I.30: Image par microscopie électronique d'un prototype de fibre optique conçu sur la base d'un cristal photonique [46].

Les fibres à cristal photonique sont de conception radicalement différente. On les désigne aussi couramment sous les termes de «fibre à trous» ou de «fibres microstructures». La différence de conception se situe d'abord au niveau de l'élaboration. Les fibres sont obtenues en empilant soigneusement des tubes de silice qui forment une «préforme» avec la structure désirée : on peut placer des tubes pleins, creux, omettre des tubes....selon tel ou tel motif final

recherché. L'assemblage est réalisé à une échelle macroscopique, avec des tubes de diamètre de l'ordre du millimètre, aisément manipulable à la main. On porte ensuite l'ensemble à haute température ($\approx 1800^\circ \text{C}$) de sorte que les tubes de silice se ramollissent et l'on procède à un étirement qui permet d'obtenir une version miniaturisée dans l'ensemble de départ. On peut donc ainsi réaliser une extraordinaire variété de fibres avec des motifs à la demande [47].

I.8. Méthodes numérique de modélisation

Dans ce paragraphe nous présenterons les méthodes de simulation utiles pour la conception des structures à cristaux photoniques, il existe de nombreuses méthodes parmi ces méthodes on présentera deux méthodes principales : la méthode des ondes planes pour le calcul des diagrammes des bandes et la méthode FDTD utilisée le plus souvent pour calculer la réponse spectrale d'un dispositif.

I.8.1. La méthode des ondes planes

La méthode des ondes planes (plane wave expansion ou PWE) est une technique numérique répandue pour résoudre des problèmes électromagnétiques périodiques. Cette technique est basée sur la décomposition des champs électromagnétiques en une superposition d'ondes planes. Les équations de Maxwell sont représentées dans le domaine fréquentiel et transformées en un problème aux valeurs propres. En résolvant ce problème aux valeurs propres, les champs électromagnétiques et les fréquences correspondant à chaque onde plane sont obtenus.

Cette méthode est la plus couramment utilisée pour calculer les diagrammes de dispersion dans les cristaux photoniques. Pour calculer le diagramme de bandes d'un cristal photonique par la méthode PWE, il faut au préalable définir une super-cellule. Dans le cas d'un défaut, on réintroduit artificiellement la périodicité brisée par ce défaut en plaçant au centre d'une cellule de base qui comprend plusieurs rangées de motifs et on répète périodiquement cette super-cellule suivant les directions de l'espace dans lequel s'organise le cristal photonique d'origine (figure I.31). L'utilisation de la super-cellule n'est valable que si la distance entre les défauts périodiques ainsi introduits est suffisamment importante pour que les défauts ne se couplent pas entre eux. Le couplage entre deux cavités optiques se traduit, en effet par un dédoublement des modes résonnants, de la même façon qu'une particule, dans un système à deux puits de potentiel rapprochés, voit son niveau fondamental se dédoubler.

Topiquement, pour un cristal réalisé dans un matériau diélectrique de permittivité relative proche de 10, la méthode de la super cellule s'applique dans de bonnes conditions dès que la distance entre défauts est supérieure ou égale à 4 périodes du cristal d'origine.

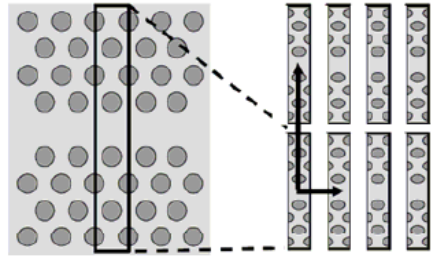


Figure I.31 : exemple de définition d'une super-cellule dans le cas d'un défaut linéaire [48].

I .8.2. La méthode FDTD

La méthode FDTD (Finite Difference Time Domain) a été proposée initialement par K. S. Yee en 1966 [49]. C'est une méthode générale de l'électromagnétisme utilisée pour résoudre les équations de Maxwell sur une structure de profil d'indice quelconque. Son originalité réside dans la résolution directe du système d'équation dans le domaine temporel et non dans le domaine fréquentiel, ce qui permet de visualiser la propagation d'une onde électromagnétique au sein des cristaux photoniques. Cette méthode est particulièrement intéressante pour connaître la réponse spectrale d'un système et pour calculer les distributions de champ dans des structures de dimensions finies [50,51].

Le principal inconvénient de la FDTD, qui tend cependant à s'estomper avec les évolutions des capacités informatiques, est qu'elle est très lente et demande des ressources informatiques importantes car les champs sont calculés en tous points de la structure, et pour tous les incréments de temps. De plus, la durée T du calcul peut être longue pour des structures résonnantes, et le résultat peut éventuellement dépendre de la source et du milieu utilisés.

I.9. Conclusion

Dans ce chapitre, nous allons présenter les notions de bases associées aux cristaux photoniques, ce sont des matériaux dont le constant diélectrique varie de façon périodique, à l'échelle de la longueur d'onde, sur une ou plusieurs directions. Cette périodicité est à l'origine de plusieurs propriétés intéressantes comme par exemple l'ouverture d'une bande photonique interdite interdisant 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 ou le filtrage de la lumière. Ainsi, comme dans le cas d'un électron se déplaçant dans le potentiel périodique créé par les atomes, une structure de bande apparaît, avec des bandes spectrales où la propagation est permise et d'autres où elle est interdite. En d'autres termes, on a une structure qui réfléchit la lumière pour certains intervalles de fréquence, et la laisse passer pour d'autres, dans la suite différents types de cavités CP, présentons théoriquement des guides d'onde, démultiplexeurs...

Dans le chapitre suivant nous avons étudié les propriétés théoriques des capteurs à CP à partir de leurs caractéristiques optiques dans le but de comprendre leurs comportements. L'application en biomédical.

Généralités sur les capteurs

Chapitre II

II.1. Introduction

Le contrôle et l'analyse sont intégrés à la chaîne de production comme outils de contrôle de qualité notamment dans les domaines de l'environnement, de la santé et de l'agroalimentaire. Les capteurs chimiques, physiques et les biocapteurs développés depuis quelques dizaines d'années sont maintenant adoptés et largement utilisés dans tous les domaines de la vie courante (qualité de l'eau et de quelques produits de l'agroalimentaire, analyses biologiques, dépollution...).

La sensibilité, la sélectivité, la spécificité et la durabilité des capteurs ont toujours été des paramètres essentiels dans leur conception. Leur miniaturisation et leur autonomie sont des avancées majeures qui augmentent leur domaine d'application.

La mise au point et le développement des capteurs et biocapteurs exigent une coopération importante entre des chimistes, des physiciens, des informaticiens et des biologistes. Un grand nombre de chercheurs de par le monde travaillent dans le domaine des biocapteurs, et ont montré l'intérêt que suscitent ces derniers.

Dans ce chapitre, avant de s'intéresser plus précisément aux bio-détecteurs, il convient de tenter de définir et de préciser la notion même du capteur ainsi que les qualités d'un tel dispositif.

II.2. Généralités sur les capteurs

II.2.1. Définition

Par définition, un capteur est un dispositif électronique capable de transformer une grandeur physique, chimique, biologique... (Mesurande) en une grandeur électrique exploitable, telle qu'une tension électrique, une hauteur de mercure, une intensité ou la déviation d'une aiguille (figure II.1) [52].

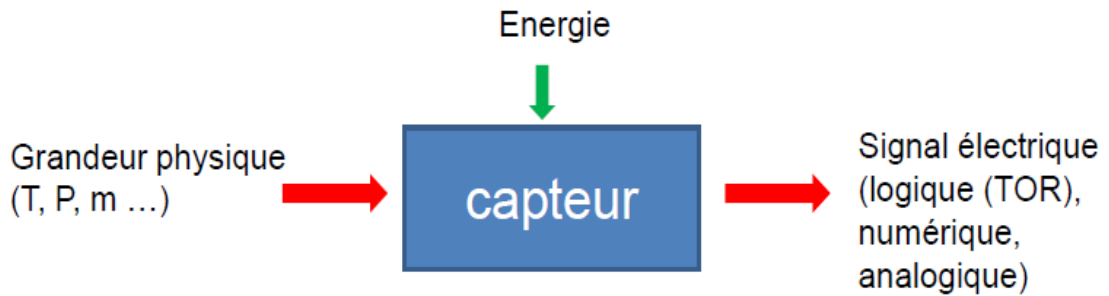


Figure II.1: Principe d'un capteur.

II.2.2. Structure d'un capteur

Les différentes parties constitutives d'un capteur sont décrites ci-dessous (figure II.2) :

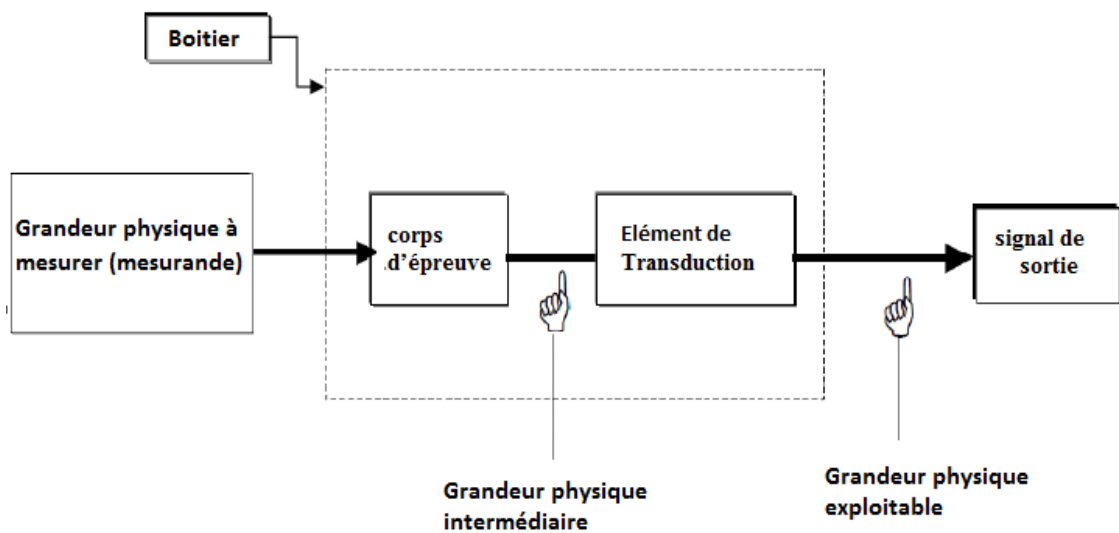


Figure II.2: Structure d'un capteur.

II.2.2.1. Le corps d'épreuve

Le corps d'épreuve est un élément sensible qui réagit à la grandeur à mesurer. Il a pour rôle de transformer la grandeur à mesurer en une autre grandeur physique dite mesurable.

II.2.2.2. Transducteur

Le transducteur est un élément sensible lié au corps d'épreuve. Il traduit les réactions du corps d'épreuve en une grandeur électrique constituant le signal de sortie.

II.2.2.3. Le boîtier

Le boîtier est un élément mécanique de protection, de maintien et de fixation du capteur.

II.2.3. Caractéristiques métrologiques d'un capteur

Les caractéristiques métrologiques d'un capteur constituent les liens effectifs entre le capteur et la grandeur qu'il mesure, elles sont appréciées en déterminant la résolution, la sensibilité et la sélectivité du détecteur.

II.2.3.1. Etalonnage

L'étalonnage permet d'ajuster et de déterminer, sous forme graphique, la relation entre la mesurande et la grandeur électrique de sortie (figure II.3).

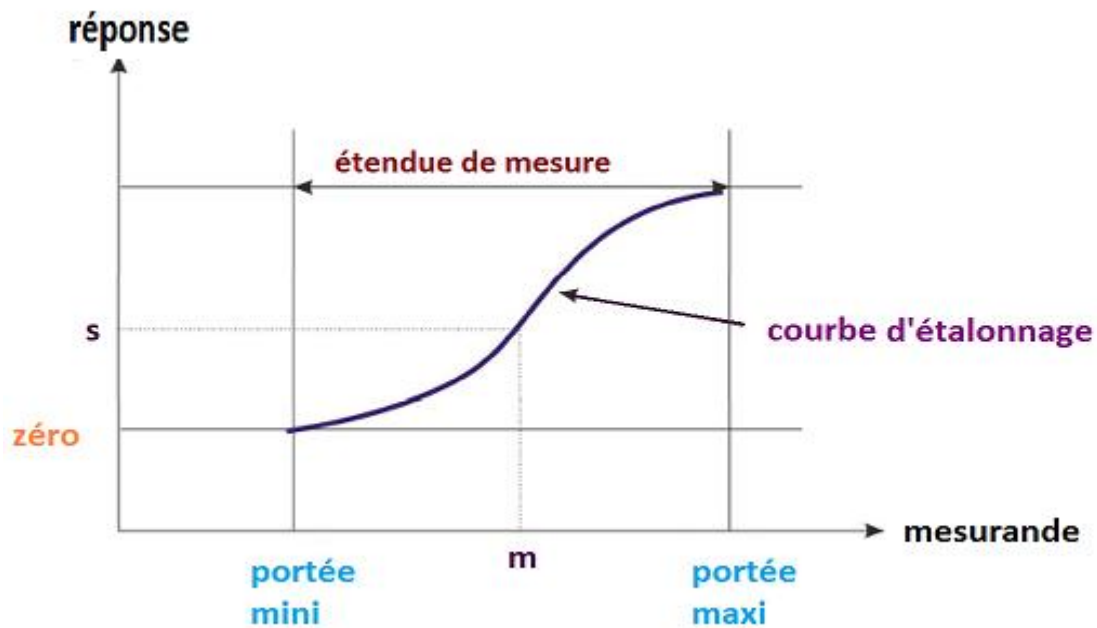


Figure II.3 : Courbe d'étalonnage d'un capteur.

II.2.3.2. Domaine de linéarité

Dans ce domaine de linéarité, la variation de la grandeur de sortie est proportionnelle à la variation de la mesurande.

II.2.3.3. Sensibilité (s)

Ce paramètre caractérise l'aptitude du capteur à détecter la plus petite variation de la grandeur à mesurer. C'est une caractéristique importante pour l'exploitation et l'interprétation des mesures. Elle est définie comme étant la variation du signal de sortie (Sout) par rapport à la variation du mesurande (m) (pente de la portion linéaire de la courbe d'étalonnage) et s'écrit :

$$S = \frac{\Delta s_{out}}{\Delta m} \dots\dots\dots \text{II.1}$$

Plus un capteur est sensible plus la mesure pourra être précise. C'est une caractéristique importante pour l'exploitation et l'interprétation des mesures.

II.2.3.4. Temps de réponse ou rapidité

La rapidité est caractérisée par le temps que met le capteur à réagir à une variation brusque de la mesurande. Cependant la valeur finale étant le plus souvent atteinte de manière asymptotique, elle correspond au temps nécessaire pour que le capteur délivre une certaine portion α de la pleine amplitude du signal. Le temps de réponse noté t_α est tel que α vaut généralement 90%.

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

II.2.3.5. Résolution (Précision)

C'est le plus petit incrément de la valeur mesurée qui puisse être significativement mesuré par le capteur.

II.2.3.6. Fiabilité

La fiabilité est définie comme la capacité d'un capteur fonctionnant correctement, c'est-à-dire, à fournir des données avec une précision annoncée.

II.2.3.7. Réversibilité

Elle définit la capacité du matériau à revenir à son état initial lorsqu'on supprime l'excitation.

II.2.3.8. Sélectivité

Correspond à sa capacité à détecter une substance parmi d'autres. Elle dépend de la partie sensible du capteur [53].

II.3.Types des capteurs

On classifie les capteurs en deux grandes familles en fonction de la caractéristique électrique de la grandeur de sortie.

II.3.1. Capteur passif

Le capteur se comporte en sortie comme un dipôle passif qui peut être résistif, capacitif ou inductif. Le tableau ci-dessous résume, en fonction de la mesurande, les effets utilisés pour réaliser la mesure.

<u>Mesurande</u>	<u>Grandeur de sortie</u>	<u>Matériaux</u>
Température	Résistivité	Platine,nickel,cuivre,semi-conducteur
Très basse température	Constante diélectrique	Verre
Flux optique	Résistivité	semi-conducteur
Déformation	Résistivité	Alliages nickel
	Perméabilité magnétique	Alliages ferromagnétique
Position	Résistivité	Magnétorésistances
Humidité	Résistivité	Chlorure de lithium

Tableau II.1 : Exemples de capteurs passifs.

II.3.2. Capteur actif

Dans ce cas, la sortie du capteur est équivalente à un générateur. C'est un dipôle actif qui peut être du type courant, tension ou charge. Les principes physiques mis en jeu sont présentés ci-dessous.

<u>Mesurande</u>	<u>Grandeur de sortie</u>
Température	Tension
Flux optique	Courant
Force,Pression,accélération	Charge
Position	Tension
Vitesse	Tension

Tableau II.2 : Exemples de capteurs actifs.

Les diverses techniques de détection associées à ces capteurs sont basées sur la variation d'une information caractérisant l'onde lumineuse comme :

- La variation de l'intensité lumineuse [54], basée sur la détection de la lumière transmise à la sortie d'un dispositif comparée à la lumière injectée dans ce dernier, l'amplitude de l'onde étant modifiée relativement à l'action d'une perturbation du milieu dans lequel le capteur est plongé.
- La variation de cohérence temporelle [55], reposant sur des techniques interférométriques dont le principe consiste à introduire une différence de chemin optique, donc un retard, entre les deux bras de l'interféromètre inférieure à la longueur de cohérence de la source utilisée.
- La variation de phase, fonctionnant sur le principe d'altération de la phase de l'onde se propageant dans le capteur de type interférométrique par exemple [56].

II.4. Grandeurs d'influence

Les grandeurs d'influence sont les paramètres qui influent sur le signal de sortie du capteur. On retrouve les grandeurs de type mécanique (variations de pression, les forces qui provoquent des déformations...) ou thermique (variation de température qui engendre la dilatation des corps et la modification des propriétés électriques tels que le changement de conductibilité et de caractéristiques diélectriques) mais aussi des grandeurs électriques (paramètres électriques, tels que courant, tension, fréquence, des circuits d'alimentation du capteur).

Dans le cas des capteurs chimiques et les biocapteurs, la présence d'espèces différentes de l'espèce cible peuvent influencer sur le signal de sortie du capteur.

II.5. Les biocapteurs (bio senseurs)

II .5.1.Définition

Par définition un biocapteur est un système analytique qui exploite la capacité de détection biologique pour une molécule cible, en conjonction avec un transducteur physicochimique qui transforme la reconnaissance biologique en un signal physiquement mesurable [57].

Trois principaux éléments composent un biocapteur : une couche biologique sensible, un transducteur et un signal de sortie. La couche biologique contient un bio-récepteur, qui reconnaît l'espèce biologique souhaitée et qui est immobilisé sur le transducteur. Ce dernier assure la conversion de la réponse biologique en un phénomène physique. Au plus haut niveau, le signal de sortie permet la mesure du phénomène physique élaboré par le

transducteur. Ce niveau contient souvent des étapes d'amplification et d'affichage, de manière appropriée et interprétable par l'utilisateur.

La figure II.4 représente le principe de fonctionnement d'un biocapteur permettant d'obtenir, à partir de l'espèce à détecter dans l'échantillon, toute information utile à son évaluation.

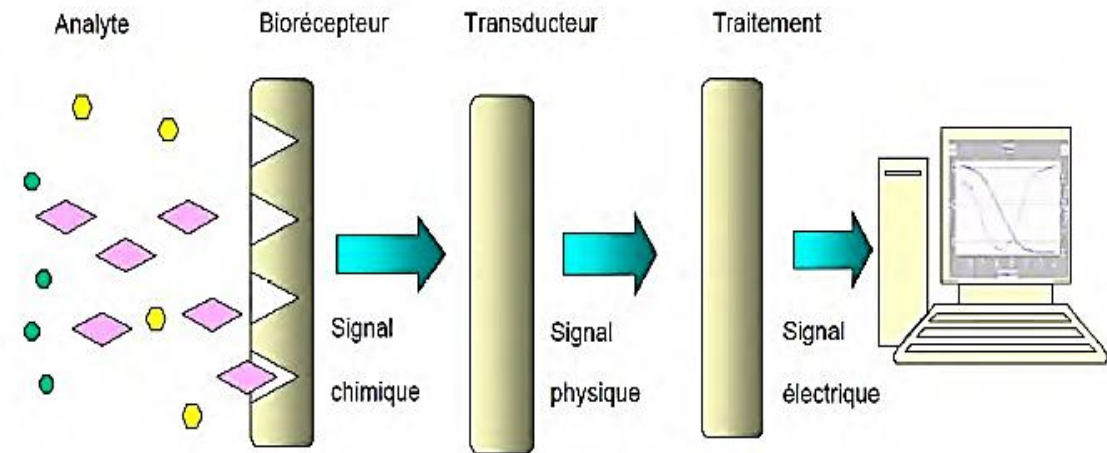


Figure II.4: Représentation schématique du principe de fonctionnement d'un biocapteur.

II .5.2. Pluridisciplinarité du domaine des biocapteurs

Des dispositifs de détection peuvent jouer un rôle clé: contrôle biologie microélectronique et des capteurs représentent un énorme potentiel dans le diagnostic et l'industrie pharmaceutique et dans de nombreux autres domaines. La détection de polluants et de contamination de la sécurité au sol, la détection immédiate des contaminants utilisés comme armes chimiques sont également nécessaires Il peut également des capteurs qui ont des applications dans l'industrie alimentaire et le niveau de contrôle et de prévention des risques.

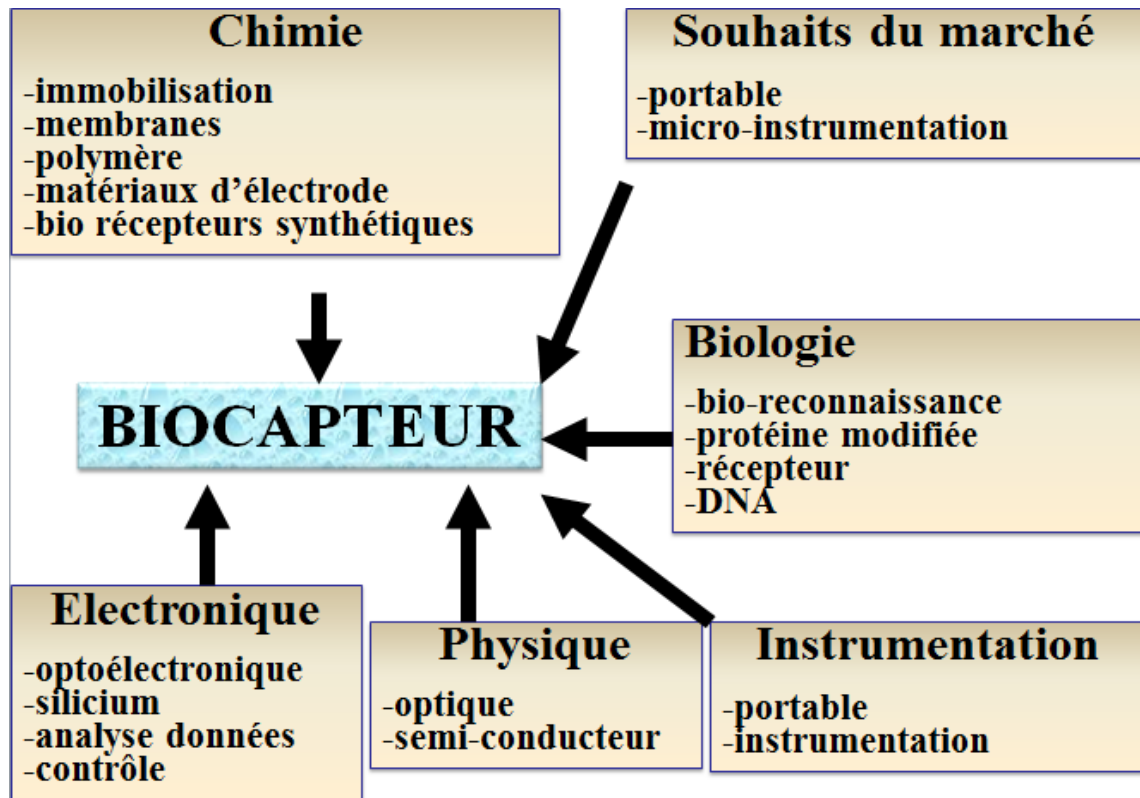


Figure II.5 : Pluridisciplinarité du domaine des biocapteurs.

II .5.3. Classification des biocapteurs

Les biocapteurs peuvent être classés selon plusieurs paramètres qui sont énumérées ci-après :

1- Classement par type de reconnaissance moléculaire (bio-récepteur) : biocapteurs enzymatiques (avec une enzyme comme bio-récepteur), biocapteurs immunologiques, biocapteurs microbiens...

2- Classement par type de transducteur associé : biocapteurs électrochimiques, biocapteurs optiques, biocapteurs calorimétriques...

II .5.4. Caractéristiques des biocapteurs

Il s'agit ici des caractéristiques qui servent à évaluer un capteur et ses qualités analytiques.

Les caractéristiques les plus utilisées sont les suivantes :

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

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

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

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

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

II.6. Biocapteurs optiques

Au cours de ces dernières années, des progrès rapides de technologies photoniques ont considérablement amélioré les performances de détection, notamment dans les domaines de l'interaction lumière-analyte et la miniaturisation du dispositif. Cela a conduit à des améliorations considérables pour la sensibilité et la limite de détection (LD) du capteur, la grande capacité de traitement fluidique et le temps de détection rapide.

Les capteurs optiques à base de fibres optiques, à plasmons de surface, à guides d'ondes plans ou à cristaux photoniques sont souhaitables pour leur analyse fortement sensible et non destructive.

Les biocapteurs optiques sont souvent fondés sur l'adsorption de l'analyte et la détection des changements d'indice de réfraction qui accompagnent l'adsorption [58].

Généralement, le signal mesuré est la lumière et les variations de son intensité, de sa longueur d'onde, de sa phase ou de sa polarisation.

II.6.1. Capteurs à fibres optiques

Les capteurs à fibres optiques [59,60] sont issus de la rencontre de deux technologies : les fibres optiques utilisées en télécommunication et l'optoélectronique.

L'une et l'autre ont connu un développement extraordinaire ces deux dernières décennies, amélioration des performances, diminution des coûts, miniaturisation. Tout cela a permis l'émergence de ces capteurs dont le champ d'application recouvre entièrement celui des capteurs traditionnels.

Un capteur à fibre optique est un dispositif dans lequel l'information est créée dans un chemin optique par réaction de la lumière à la grandeur à mesurer, avant d'être acheminée vers le récepteur optique par l'intermédiaire d'une ou plusieurs fibres optiques. Cette

définition exclue les assemblages comportant un capteur conventionnel et un système de transmission par fibres optiques. Par contre, l'élément optique sensible à la mesure, Le transducteur, peut être ou non la fibre optique. Les mesures peuvent être faites de manière ponctuelle ou répartie. Pour les mesures ponctuelles le phénomène détecté ou mesuré n'est disponible qu'en un seul point. Dans l'autre cas, la grandeur physique peut être décelée sur toute la longueur de la fibre, cela avec une bonne précision et une haute résolution spatiale.

On distingue également les capteurs actifs et les capteurs passifs. Dans le premier cas, la source de lumière est générée par une source optique. L'onde lumineuse qui se propage dans la fibre est modifiée directement ou indirectement par le phénomène physique dont on veut mesurer. Dans le second cas, la lumière est générée par le phénomène physique lui-même [61].

II.6.2. Les cristaux photoniques pour la détection optique

L'application des cristaux photoniques en tant que capteurs (senseurs) constitue un domaine de recherche qui semble être très prometteur en raison de leur micro-structuration périodique qui permet de piéger les photons et de créer des résonances optiques très sensibles à la présence des molécules à détecter, de leur extrême miniaturisation (0.1 mm² de surface de détection), de leur haute sensibilité spectrale, de la préparation minimale de l'échantillon sans marquage par fluorescence, de la sélectivité dans le mécanisme de détection et de la possibilité de les intégrer aux MEMS [62].

Récemment, plusieurs travaux de recherches utilisant les cristaux photoniques, en tant qu'élément de détection, ont été entrepris, en raison de leur structure de bande et du confinement de la lumière [63-64]. Différents types de cristaux photoniques sont utilisés comme capteurs à cause de leur haute sensibilité aux variations d'indices de réfraction, par exemple:

1- La technologie SPR (Surface Plasmon Résonance) qui exploite les changements de phase des plasmons qui correspond aux variations d'épaisseur des analytes biologiques dans un cristal photonique [65].

2- Des lasers à base de cristaux photoniques qui ont été utilisés comme biocapteurs par la surveillance des changements du spectre de sortie du laser dus aux changements de l'indice de réfraction du matériau de sa cavité, ce qui permet la détection d'infime variation d'indice de réfraction à l'intérieur des échantillons de volumes femto-litres [66] .

3- Les fibres à cristaux photoniques, qui peuvent guider la lumière par effets de bandes interdites photoniques, non pas par réflexion totale interne, ont été utilisés dans la bio-détection [67, 68].

4- La technologie de cristal photonique basée sur l'hydrogel et les structures cristallines photoniques colloïdales ont été également des candidats dans la bio-détection [69-70].

5- Lee et al. Ont utilisés un cristal photonique à deux dimensions ayant une cavité centrale formée par un trou plus petit que les autres trous du cristal photonique [71]. Ils ont fonctionnalisé la cavité pour que des protéines spécifiques s'y fixent. Lorsqu'elles s'attachent, le pic de résonance transmis est décalé vers le rouge. De la même façon, un guide d'onde formé par une ligne de trous omise dans un cristal photonique à deux dimensions permet de détecter la fixation d'une couche de 2,5 nm de streptavidine [72].

6- D'autres chercheurs utilisent les pores des cristaux photoniques comme des micro-canaux : le fluide passe au travers le cristal photonique et la variation de l'indice de réfraction est détectée [73].

Le plus grand nombre de travaux sur les capteurs à cristaux photoniques est basé sur l'infiltration sélective des analytes et les changements des propriétés optiques basées sur la variation de l'indice de réfraction [71, 74-75].

II.7. Capteurs à CPs basés RI (indice de réfraction)

Le mécanisme de détection de ce type de capteurs repose sur les changements induits sur une longueur d'onde de résonance ou de la localisation spectrale d'une bande dues aux changements d'indice de réfraction. La figure II.6 montre deux dispositifs différents de capteurs à cristaux photoniques basés RI et les résultats de leur caractérisation.

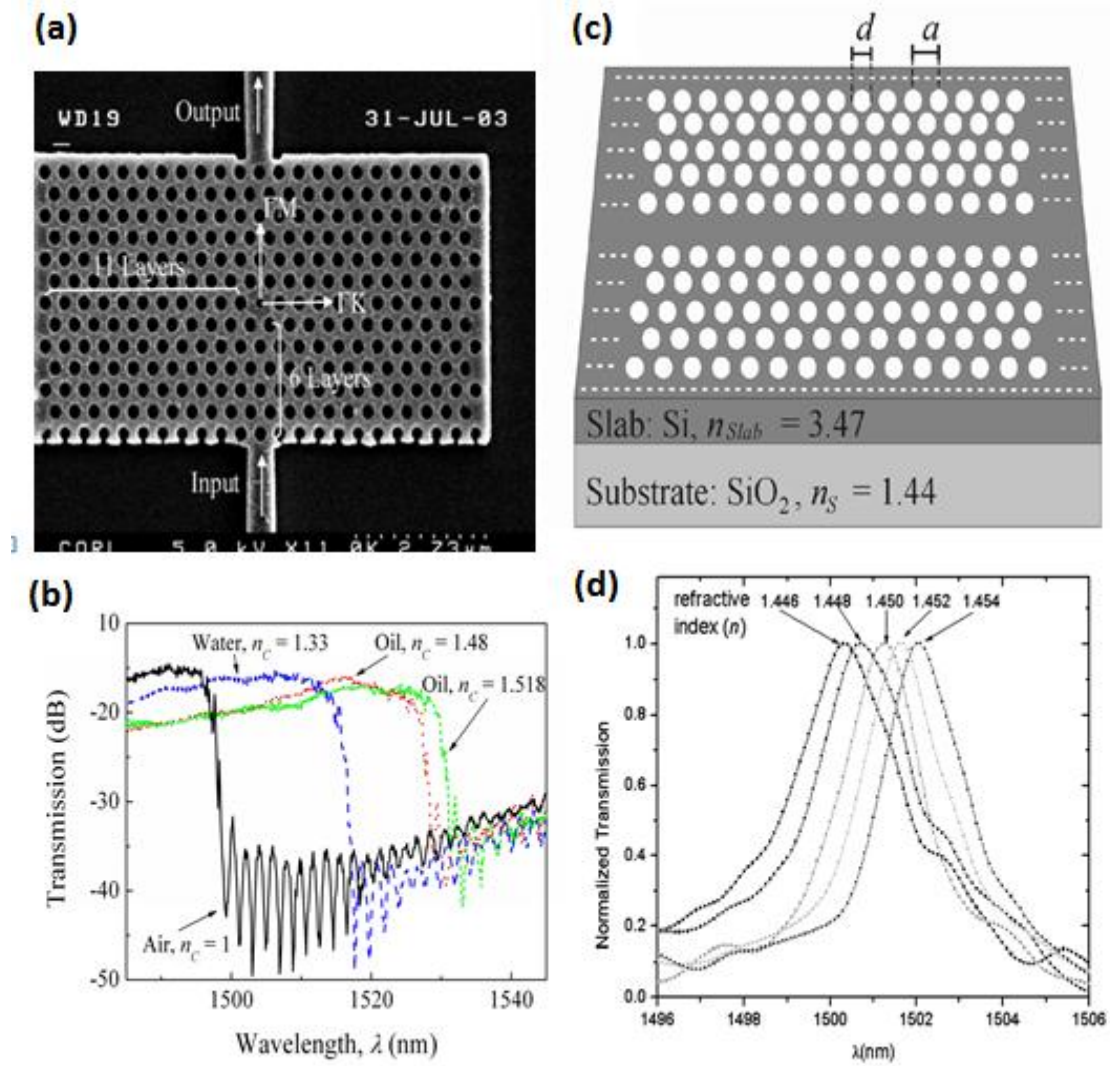


Figure II.6 : (a) vue au microscope électronique à balayage d'une microcavité à cristal photonique intégrée avec deux guides d'ondes ruban, (b) spectres de transmission normalisés de la microcavité montrée en (a) avec cinq différents indices de réfraction allant de $n = 1,446$ jusqu'à $n = 1,454$ [75]. (c) vue au microscope électronique à balayage de guide d'ondes à cristal photonique (PCW) sur SOI, (d) spectres de transmission mesurés pour quatre solutions d'indices différents [76].

L'un des principes de fonctionnement de ces capteurs consiste en la mesure d'un changement d'indice de réfraction 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 l'indice de réfraction, de l'épaisseur de la couche sensible et de son absorption.

Cette structure doit être conçue pour être fortement sensible à la variation de l'indice de réfraction. L'étude de cette dernière consiste à calculer le spectre de transmission qui devrait

donner un déplacement en longueur d'onde, d'une valeur bien définie, en présence de l'analyte.

Les applications des cristaux photoniques incluent la bio-détection en raison des propriétés particulières des CPs : comme la capacité d'augmenter l'interaction lumière matière et le contrôle de la vitesse de groupe. En conséquence, les structures du guide d'ondes à CP (PCW) sont de grand intérêt et il est prévu que ce type de détecteurs offrent la possibilité de multi-analytes, ainsi que la capacité 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 tels que les capteurs à fibres optiques ou à guides d'ondes plans.

II.7.1. Capteur RI de température

En modélisant le changement de l'indice de réfraction d'un matériau ou milieu donné en fonction de la température, on peut mesurer et contrôler la température dans laquelle ce milieu et/ou matériaux est placé. On parle alors de capteur de température RI.

II.7.2. Capteur RI microfibre

Un capteur microfibre compact et à large bande a été réalisé en fonction de son rayonnement fuyant. Le capteur présente de bonnes performances dans la détection RI à différentes longueurs d'onde. C'est une technique très simple et portable. Ces avantages donnent au capteur de bonnes possibilités d'applications pratiques [77].

La relation liant l'indice de réfraction du milieu à la contrainte est :

$$n = n_0 - (\sigma_1 + 2\sigma_2) \cdot P$$

Où n_0 est l'indice de réfraction du milieu à l'équilibre,

σ_1, σ_2 , sont des constantes optoelastiques de la couche sensible du capteur

P : la pression appliquée [78].

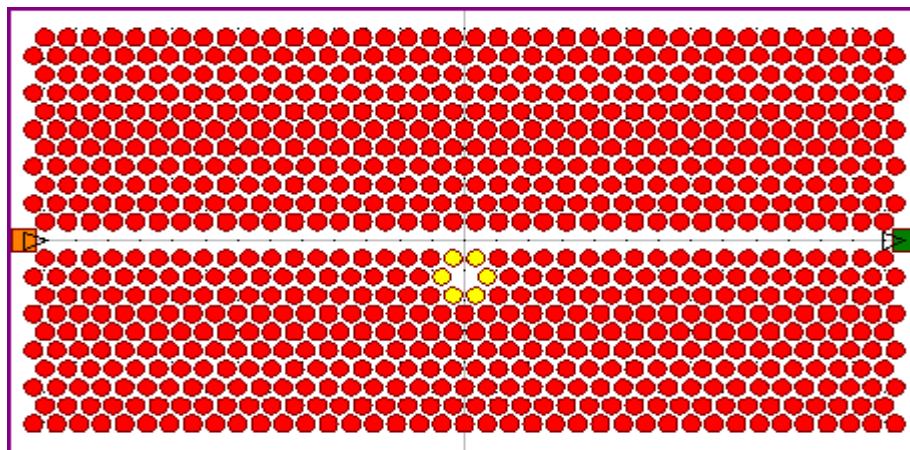


Figure II.7 : conception du capteur de pression à base d'un cristal photonique bidimensionnel [79].

II.7.3. Capteurs RI à base des guides ondes à CP

Dans plusieurs capteurs à base de RI, le guide d'onde CP agit directement comme élément de détection sans concevoir de microcavité intégrée. Un guide d'onde CP est généralement réalisé en introduisant un défaut linéique dans la structure plane périodique. On note que, les modes de propagation sont limités par la réflexion interne totale (TIR) le long de la direction verticale et par la structure périodique latéralement.

Un autre biocapteur RI à CP a été proposé pour détecter l'ADN, présentant une limite de détection de 19,8 nm. Ce capteur, potentiellement capable de détecter des concentrations d'analyte très faibles (par exemple, des protéines, des bactéries, de l'ADN) est fabriqué dans une plaquette SOI avec une épaisseur de couche de silicium de 250 nm et un dioxyde de silicium enterré de 3 μm d'épaisseur.

La structure est un cristal photonique 2D à réseau triangulaire de trous d'air de rayon $r=111\text{nm}$ et de périodicité $a = 390 \text{ nm}$. A l'entrée et à la sortie du guide d'ondes CP, la lumière est couplée ou recueillie par un guide d'ondes monomode de 500 nm de largeur, comme l'illustre la Figure II.8.

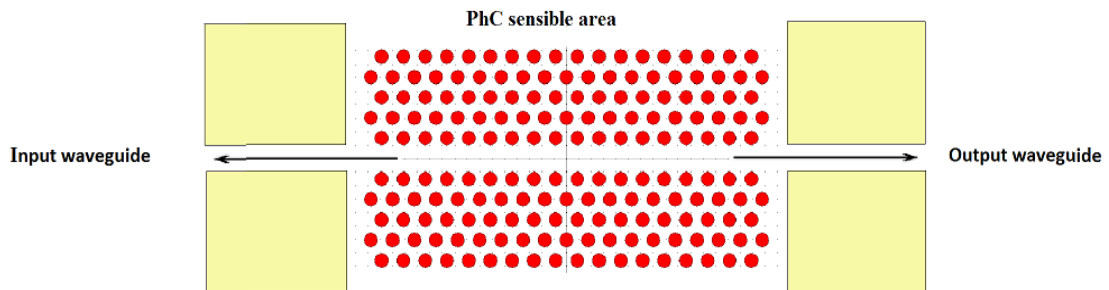


Figure II.8 : Schéma du capteur d'ADN à base de PhC caractérisé par des guides d'ondes monomodes d'entrée et de sortie de 500 nm de largeur [80].

II.8. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons exposé les concepts de base liés aux capteurs en générale et plus particulièrement aux capteurs optiques. Nous avons aussi présenté le principe de fonctionnement et la conception des biocapteurs utilisant le changement d'indice de réfraction pour la détection de mesurande (grandeur à mesurer) et en particulier nous avons pris le cas des résultats et simulation qui sera l'objet d'une étude détaillée dans le prochain chapitre.

Résultats et interprétations

Chapitre III

III.1. Introduction

Les cristaux photoniques bidimensionnels permettent de réaliser un grand nombre de fonctions optiques, telles que : les guides d'ondes, les capteurs, les filtres, les coupleurs, ... etc. Parmi les dispositifs divers à CPs on trouve les biocapteurs. En particulier, les CPs sont très attrayants en tant que plate-forme de détection opto-fluidique parce qu'ils possèdent des vides naturels qui permettent l'infiltration de fluide.

Les cristaux photoniques à deux dimensions (2D) ont montré leurs aptitudes dans la mise en évidence de microcavités optiques à haut facteur de qualité Q [81, 82, 83]. Ce point les rend tout particulièrement attrayant pour la réalisation de capteurs à haute sensibilité.

En ce qui concerne notre travail, nous nous sommes focalisés sur les cristaux photoniques membranaires utilisant un réseau à maille triangulaire de trous d'air percés dans une membrane de Silicium(Si). Ce travail comprend une proposition de biocapteur RI à CP-2D. Cette dernière est à base d'un couplage guide-cavité.

Dans la section 1, la structure spécifique et le modèle d'analyse du capteur biologique proposé sont présentés, et la caractéristique de résonance de la cavité CP est améliorée en ajustant les normes structurelles locales, Dans la section2, nous analysons cette structure en fonction des caractéristiques de la cavité et du nombre de trous défectueux, et nous essaierons d'améliorer la sensibilité de notre structure de référence.

III.2. Présentation de la structure étudiée

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

Les paramètres du réseau donné comme suit : $r = 0.3a$ nm et $a = 350$ nm de constante de réseau. Le dispositif photonique est composé de 40×23 trous d'air dans le plan (x-z) [84].

Dans la conception et la simulation, nous avons utilisé bandsolve et full-wave pour la simulation numérique.

La lumière se propage dans la direction z. La structure est excitée par la polarisation TM.

Les étapes de l'espace dans les directions x et z sont ΔX et ΔZ . Le maillage FDTD utilisé dans la simulation est un $a / 20$, et dans ce travail, on prend $\Delta X = \Delta Z = a / 20 = 0.017 \mu\text{m}$, où a , est la constante du réseau. Le temps d'échantillonnage est sélectionné pour assurer la stabilité numérique de la Algorithme [80]. Le pas de temps pour la structure 2D est déterminé par

$$\Delta t \leq \frac{1}{c * \sqrt{\frac{1}{\Delta X^2} + \frac{1}{\Delta Z^2}}}$$

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

III.2.1. Description de la première structure étudiée

Dans ce qui va suivre, nous proposons la conception d'un nouveau type de biocapteur RI dans le cas des cristaux bidimensionnels membranaires à réseau de trous d'air (40×23) dans un diélectrique à fort indice ($n_{\text{Si}} = 3.48$) (figure III.2). Avant d'examiner les caractéristiques des structures sans défauts en termes de transmission, il est judicieux de présenter leurs cartes et diagrammes de bandes afin de fixer les paramètres du cristal.

III.2.2. La création de la structure étudiée

Dans l'interface de CAD, on choisit (**Utility/Array layout**) la disposition 2D XZ sur menu de CAD et on place les paramètres comme la montre sur la figure III.1

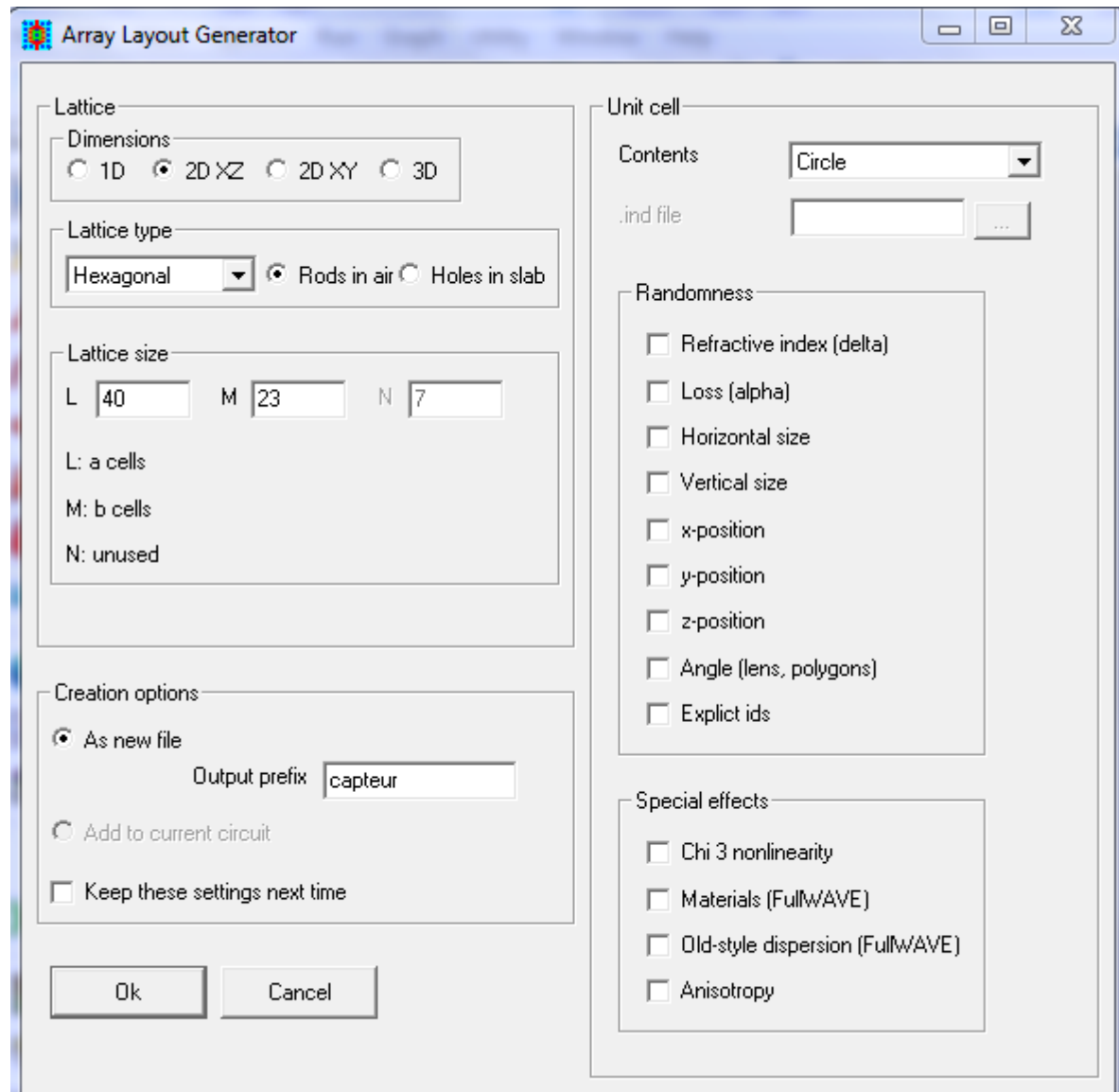


Figure III.1 : Paramètres de création de la rangée XZ.

Après avoir créé les paramètres on clique sur OK.

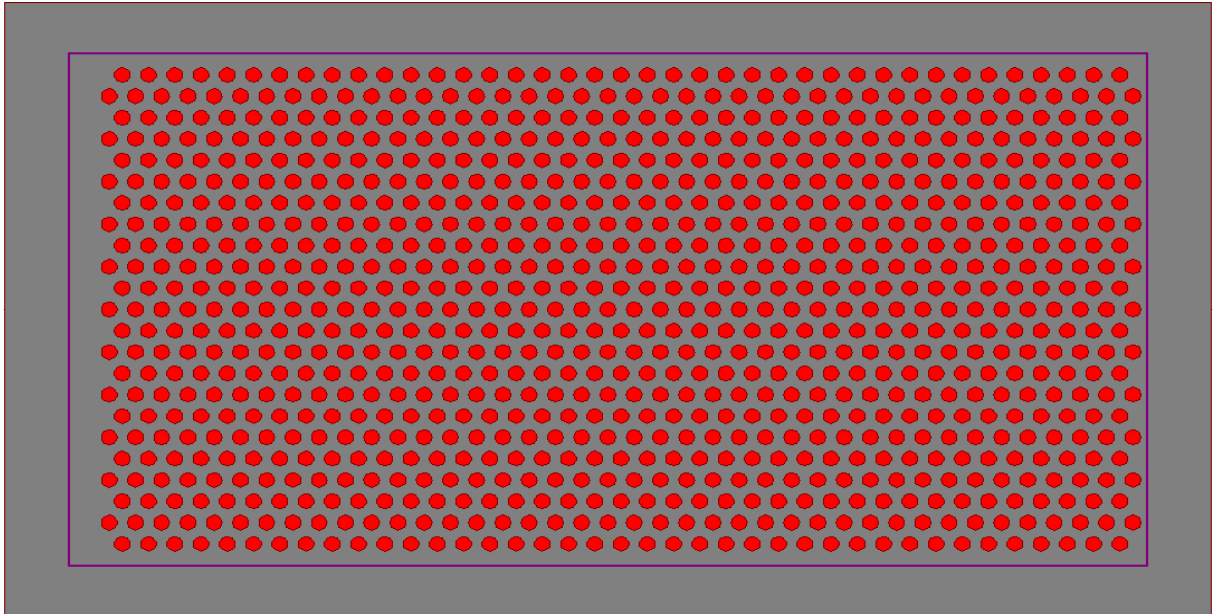


Figure III.2 : présentation de la structure étudiée.

III.2.3. Personnalisation du réseau

Le bouton global  d'arrangements d'édition permet de définir les propriétés du réseau. Dans cet exemple, nous allons créer les trous dans l'air circulaires ($n=1$) plongés dans un diélectrique Si $n_{si}=3.48$, et la longueur d'onde de l'espace libre est de $1.55\mu\text{m}$ (voir Figure III.3).

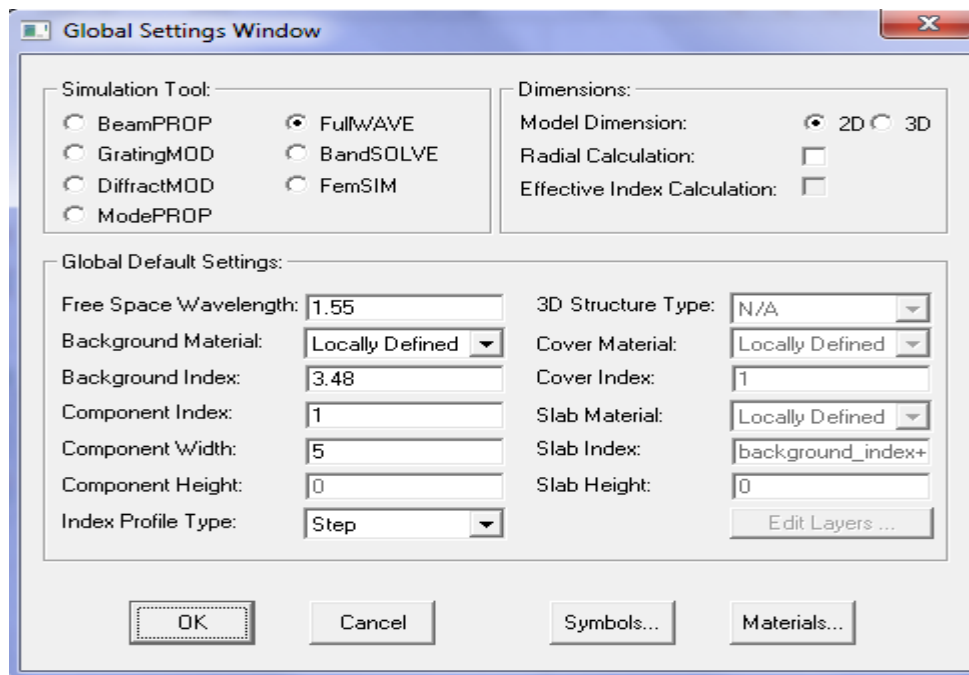


Figure III.3 : Arrangements Global.

III.2.4. Créer Des Variables

On clique sur l'icône de **symboles**  d'édition dans la fenêtre de CAD. Ceci ouvrira (symbole Table Editor) comme montré dans la figure III.4. On fait varier la période a et le rayon r .

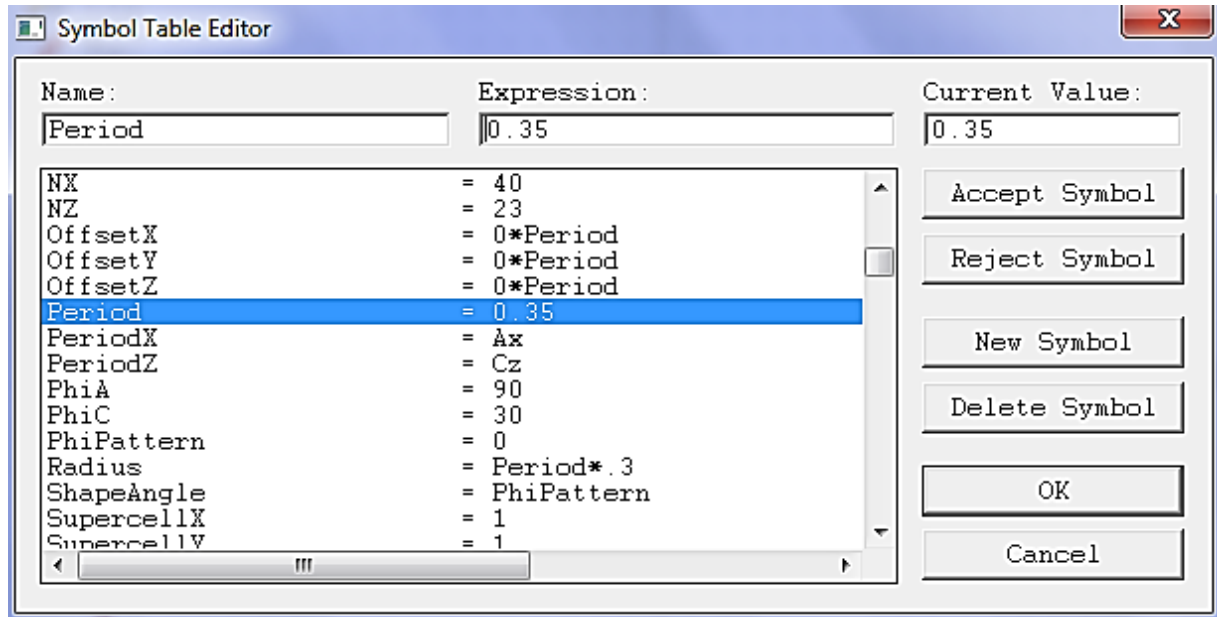


Figure III.4 : Le tableau de l'éditeur des symboles.

III.2.5. Vérification du profil d'index

Pour vérifier la distribution d'index de la structure qu'on a créé. On appuie sur le bouton de profil d'index . La structure obtenue est sur la figure III.5 (b).

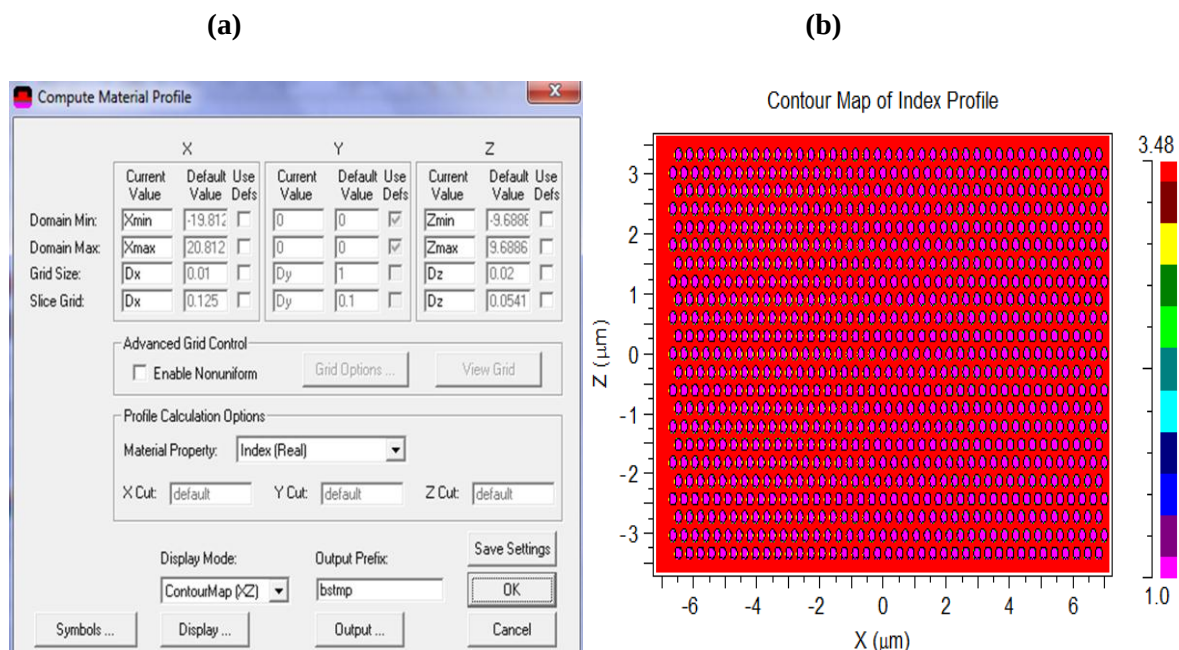


Figure III.5 : la Vérification du profil d'index.

III.3. L'étude de la bande interdite photonique (BIP)

La figure III.6 présente le diagramme de bande calculé par la méthode des ondes planes (méthode PWE) à l'aide de simulateur Bandsolve, pour un réseau 2D triangulaire (possède la plus large bande interdite par rapport au réseau carré) caractérisé par un facteur de remplissage $f = \frac{2\pi}{\sqrt{3}} \left(\frac{r}{a}\right)^2$ au voisinage de 32.6%. Comme source de lumière, nous utilisons une onde plane de type gaussienne. Dans ces conditions, le cristal étudié présente une large bande interdite centrée autour d'une fréquence normalisée a/λ de 0.239. Cette bande est en mode TM comprises entre les deux fréquences normalisées 0.274 et 0.205 qui correspondent à une longueur d'onde de $1.277\mu\text{m}$ à $1.707\mu\text{m}$.

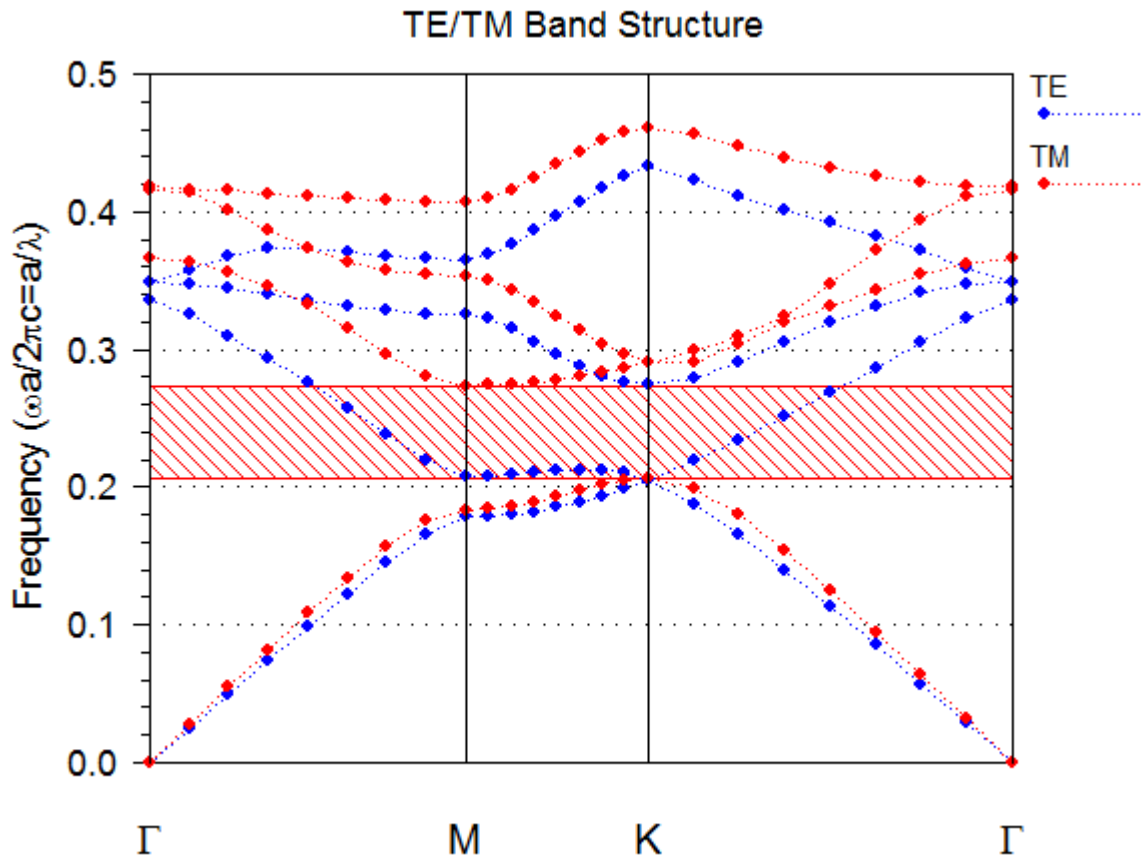


Figure III.6 : Diagramme de bandes d'un cristal photonique 2D triangulaire.

III.4. Création d'un guide d'onde

Nous considérons dans cette section un guide d'onde à cristaux photoniques W1. Il est formé en enlevant une rangée de trous dans la direction ΓK du réseau triangulaire (voir figure III.7).

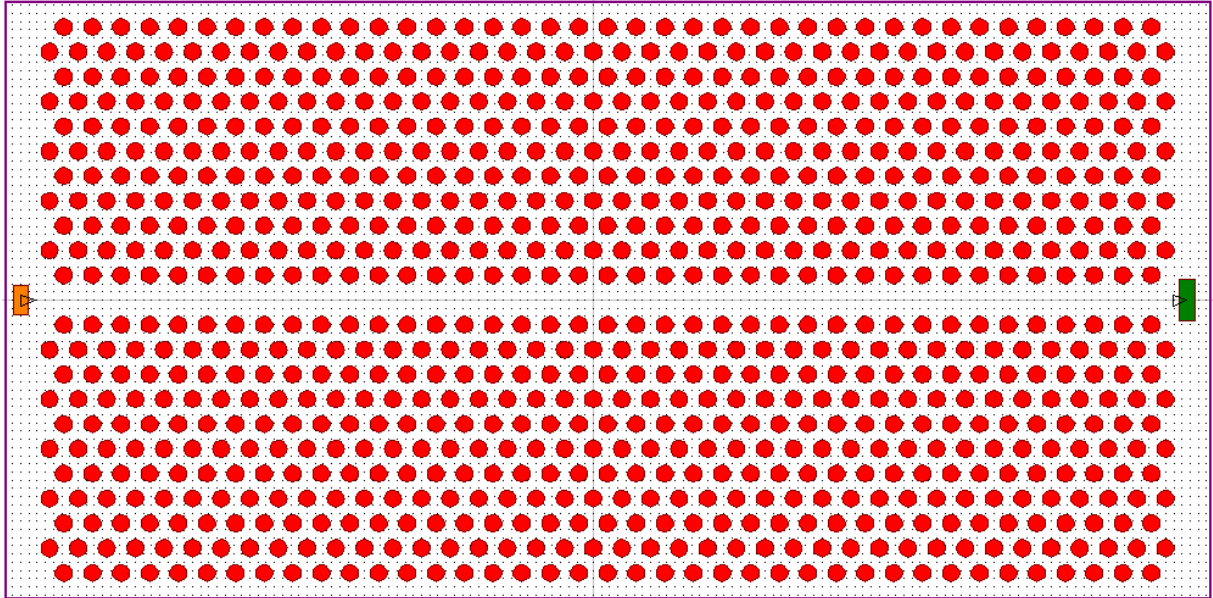


Figure III.7 : Guide d'onde W1.

III.4.1. Couplage cavité / guide dans un cristal photonique 2D :

Pour former une cavité, la structure sera infiltrée en six trous d'air colorés en vert (trous de défaut), seulement les six trous centraux sont choisis comme les trous infiltrés. En outre, le rayon r_c (couleur jaune) du trou central de cette cavité annulaire sera également modifié pour optimiser davantage les propriétés de résonance de la cavité CP.

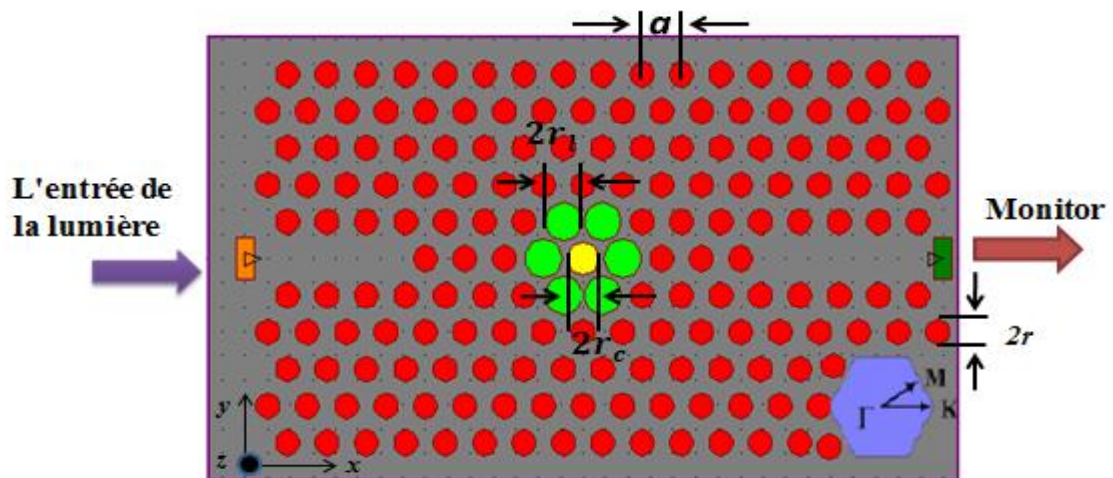


Figure III.8 : structure d'un couplage cavité et guide.

Lorsque la structure est bien définie on doit effectuer la simulation à l'aide de l'outil de simulation Full Wave pour calculer la transmission à la sortie du guide.

Avant de simuler, on doit définir le champ en choisissant l'icône **Edit Launch Field** (Éditer Le Champ De Lancement)  où l'utilisateur peut indiquer le champ initial pour une simulation, puis on clique sur option pour ajouter le monitor à la fin de guide d'onde et cliquer sur l'icône **Perform Simulation** (Effectuer La Simulation)  où l'utilisateur peut indiquer des paramètres de simulation avant de l'effectuer (voir figure III.9).

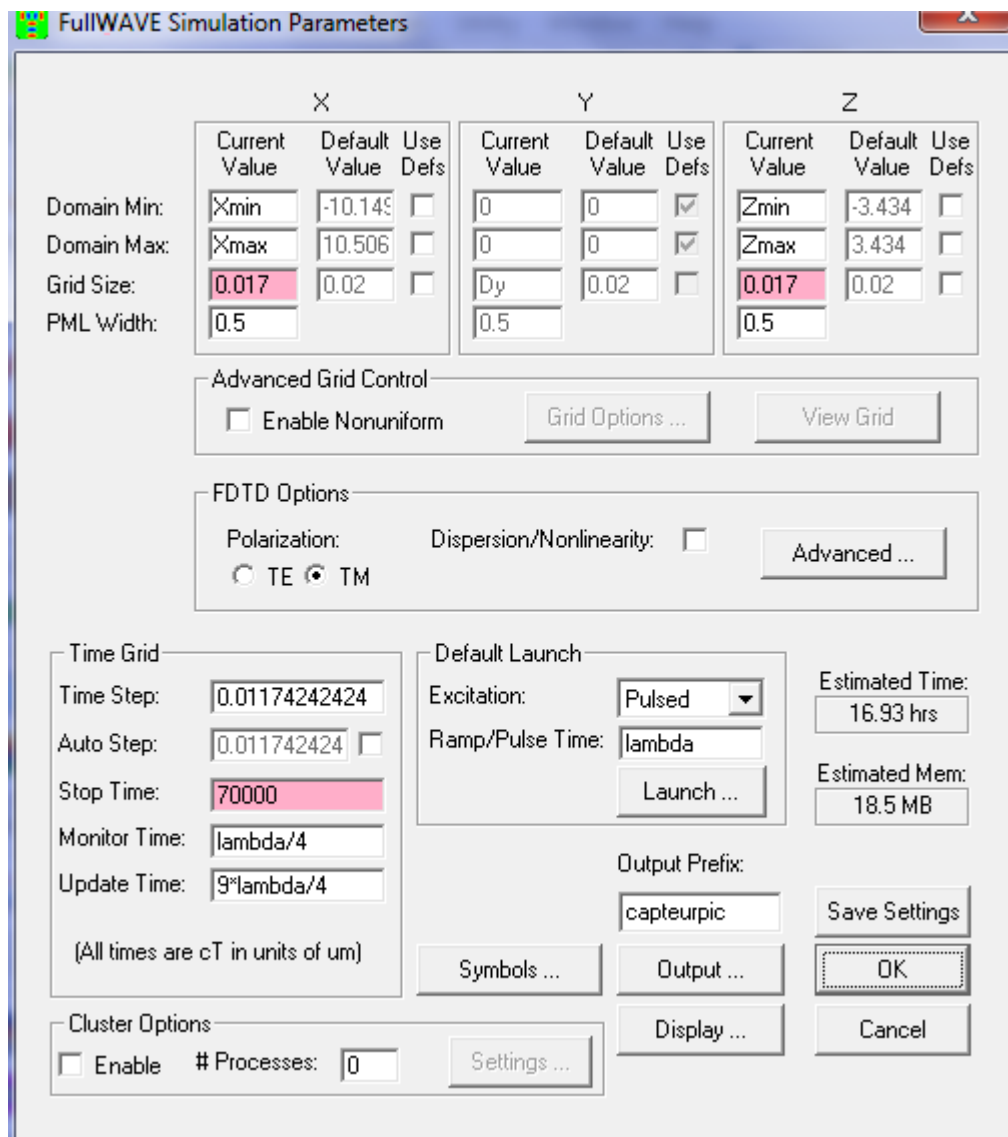


Figure III.9 : la fenêtre de paramètre de la simulation.

On va choisi **Pulsed** et $\Delta x = \Delta z = a / 20 = 0.017$ et nombre d'itérations (Stop time) = 70000. On va cliquer sur OK pour démarrer la transmission.

En utilisant la méthode FDTD, le spectre de transmission et la distribution du champ électrique de la cavité CP optimisée ($r_l = 0,46a$, $r_c = 0,39a$) avec l'indice de réfraction infiltré de $n = 1,50$, qui est la longueur d'onde de bourdonnement de la cavité du PC comme le montre la figure III. 10 [84].

Comme on le voit, il existe un pic très étroit à la longueur d'onde de 15296 nm, comme l'illustre la figure III.11. Lorsque la longueur d'onde réelle de la cavité CP est fixée à 15296 nm, la distribution du champ électrique de la cavité CP optimisée dans le plan x-z est montrée dans l'encart de la figure III.10, ce qui démontre qu'il y a un confinement significatif de l'énergie lumineuse cavité de défaut.

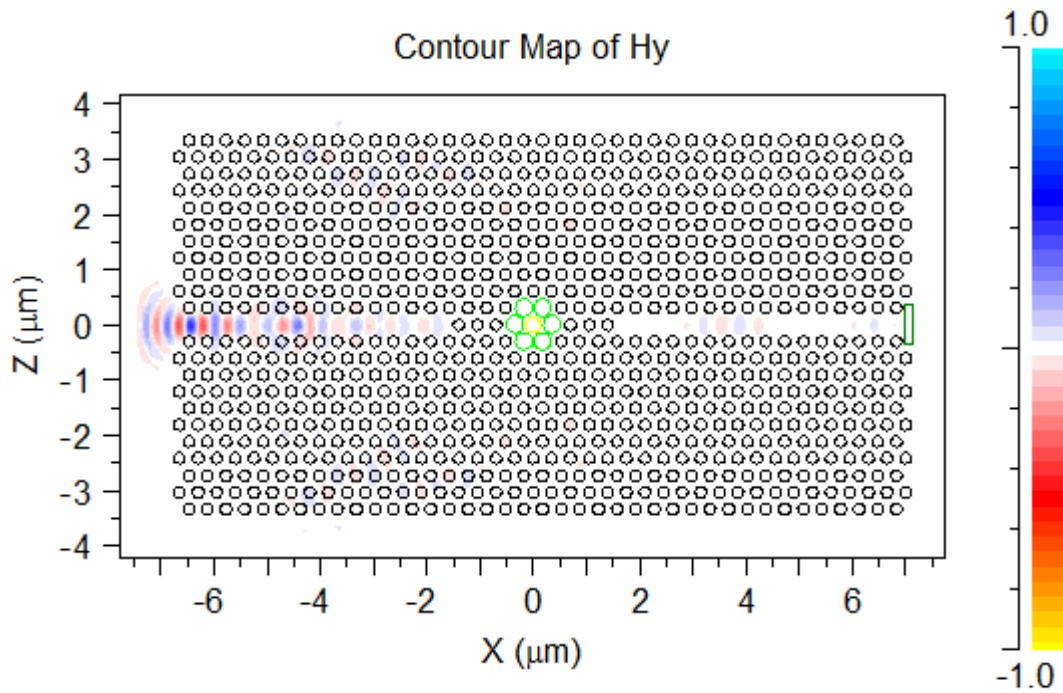


Figure III.10 : La distribution de champ électrique de la cavité CP.

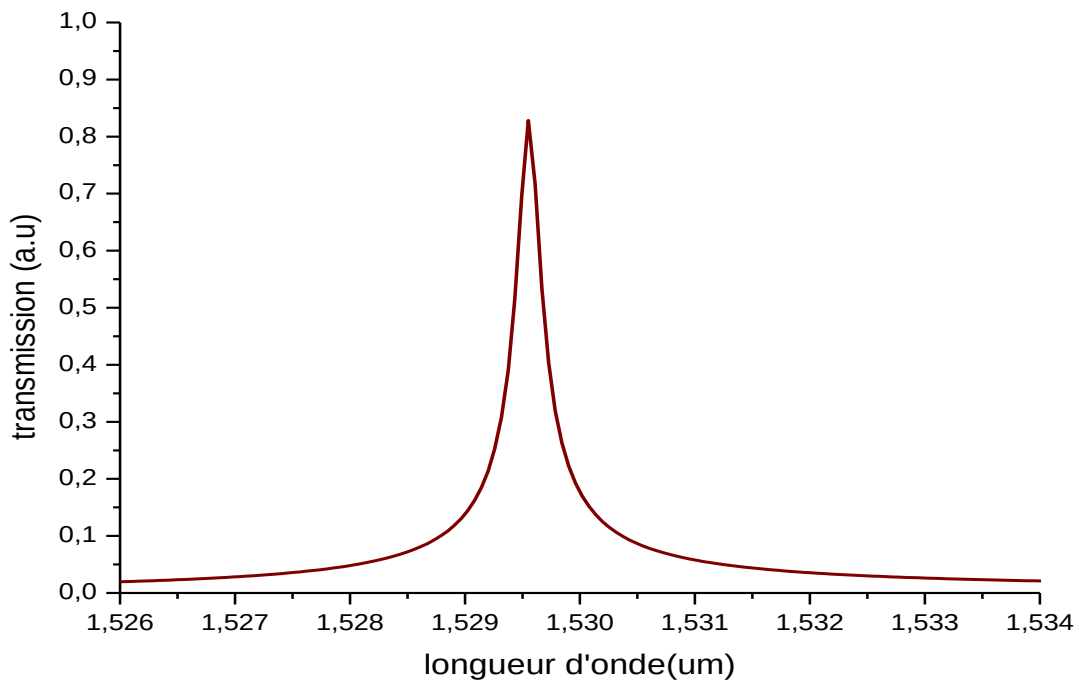


Figure III.11 : Le Spectre de transmission de la cavité CP.

III.5. Optimisation de la structure

En simulant les spectres de transmission de CP lorsque $n = 1.50$ et le rl passe de $0.42a$ à $0.50a$ avec un incrément de $0.01a$, Si nous définissons la sensibilité comme $S = \Delta\lambda_0 / \Delta n$, la sensibilité S et le facteur de qualité Q de la cavité CP sont calculés comme montré ci-dessous (Tableau III.1).

$rc = 0.39a$	rl	n_1	$\lambda_1(\text{nm})$	n_2	$\lambda_2(\text{nm})$	S nm/RIU	Q Factor
	$0.42a$	1.5	1632.8	1.52	1634.4	80	3151.0
	$0.43a$	1.5	1622.7	1.52	1624.4	85	2312.9
	$0.44a$	1.5	1593.7	1.52	1591.2	125	3015.8
	$0.45a$	1.5	1566.7	1.52	1569.7	140	4374.9
	$0.46a$	1.5	1538.3	1.52	1541.4	155	6693.0
	$0.47a$	1.5	1507.1	1.52	1510.9	190	12145.0
	$0.48a$	1.5	1472.6	1.52	1477	220	31045.0
	$0.49a$	1.5	1575.1	1.52	1580.6	270	40824.0
	$0.50a$	1.5	1535	1.52	1541.2	125	37090.0

Tableau III.1 : facteur de qualité (Q) et sensibilité (S) en fonction le changement du rayon de défaut rl .

Les S et Q augmentent tous d'abord puis diminuent avec l'augmentation de r_l . Cependant, le S reçoit sa valeur maximale à $r_l = 0.49a$, et le Q reçoit sa valeur maximale à $r_l = 0.49a$. Tenant pleinement compte des influences du facteur de la qualité Q et de la sensibilité S sur la limite de détection du système de capteur, la valeur d'optimisation finale de $r_l = 0.49a$ est sélectionnée, comme il est présenté sur la figure ci-dessous.

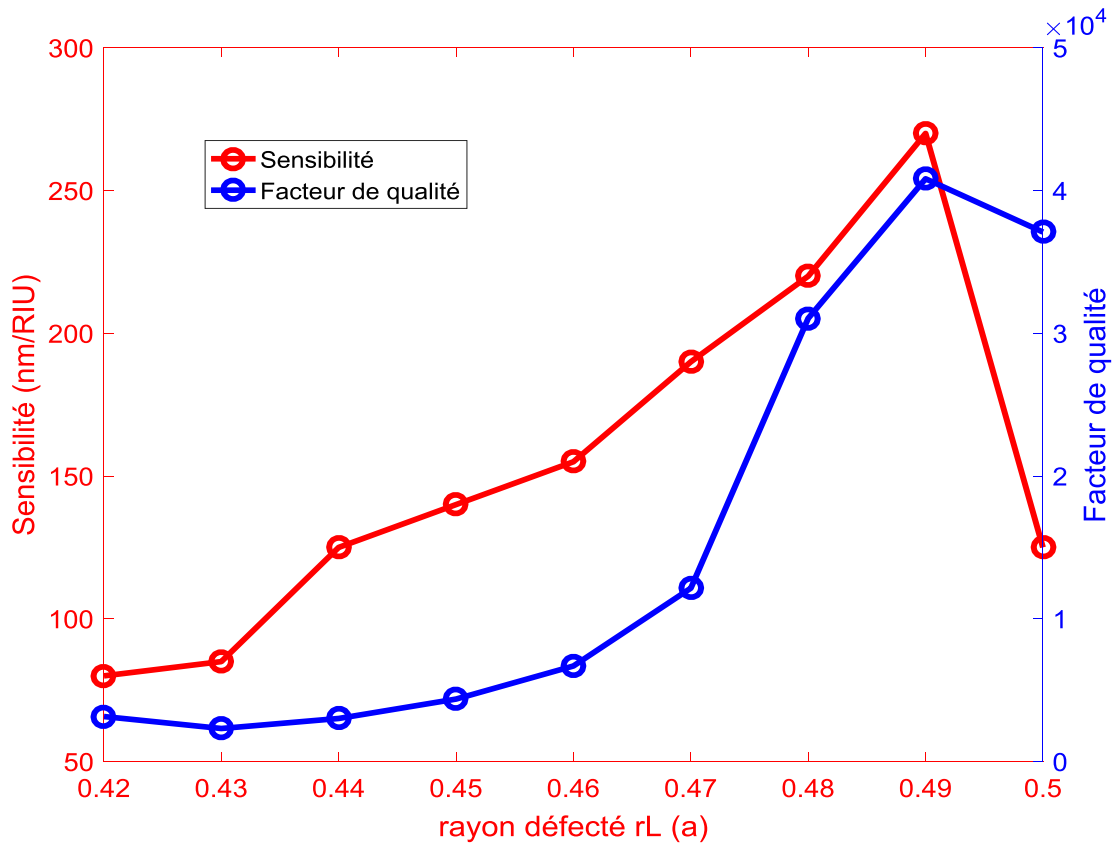


Figure III.12: Variations de la sensibilité S et du facteur de qualité Q avec le changement du rayon de défaut r_l .

Pour $n = 1.50$ et $r_l = 0.49a$, la sensibilité S et le facteur de la qualité Q de la cavité CP sont calculés lorsque le rayon r_c du trou central passe de $0.31a$ à $0.41a$ avec un incrément de $0.02a$. Comme représenté sur le (Tableau III.2) et la (Figure III.13), la valeur d'optimisation finale de $r_c = 0.39a$ est sélectionnée.

Enfin, avec les paramètres structuraux de $r_l = 0.49a$ et $r_c = 0.39a$, les résultats d'optimisation finaux de $S = 310 \text{ nm / RIU}$ (RIU réfractive index unit) et $Q = 43505$ sont obtenus.

rc	n ₁	λ ₁ (nm)	n ₂	λ ₂ (nm)	S nm/RIU	Q factor
0.31a	1	1573.6	1.5	1579.4	260	38051
0.33a	1	1571.1	1.5	1576.3	272	41732
0.35a	1	1567.8	1.5	1573.2	275	41539
0.37a	1	1563.7	1.5	1569.5	290	42722
0.39a	1	1559.1	1.5	1565.3	310	43505
0.41a	1	1555.2	1.5	1559.6	220	39322

Tableau III.2 : facteur de qualité (Q) et sensibilité (S) en fonction le changement du rayon de défaut rc

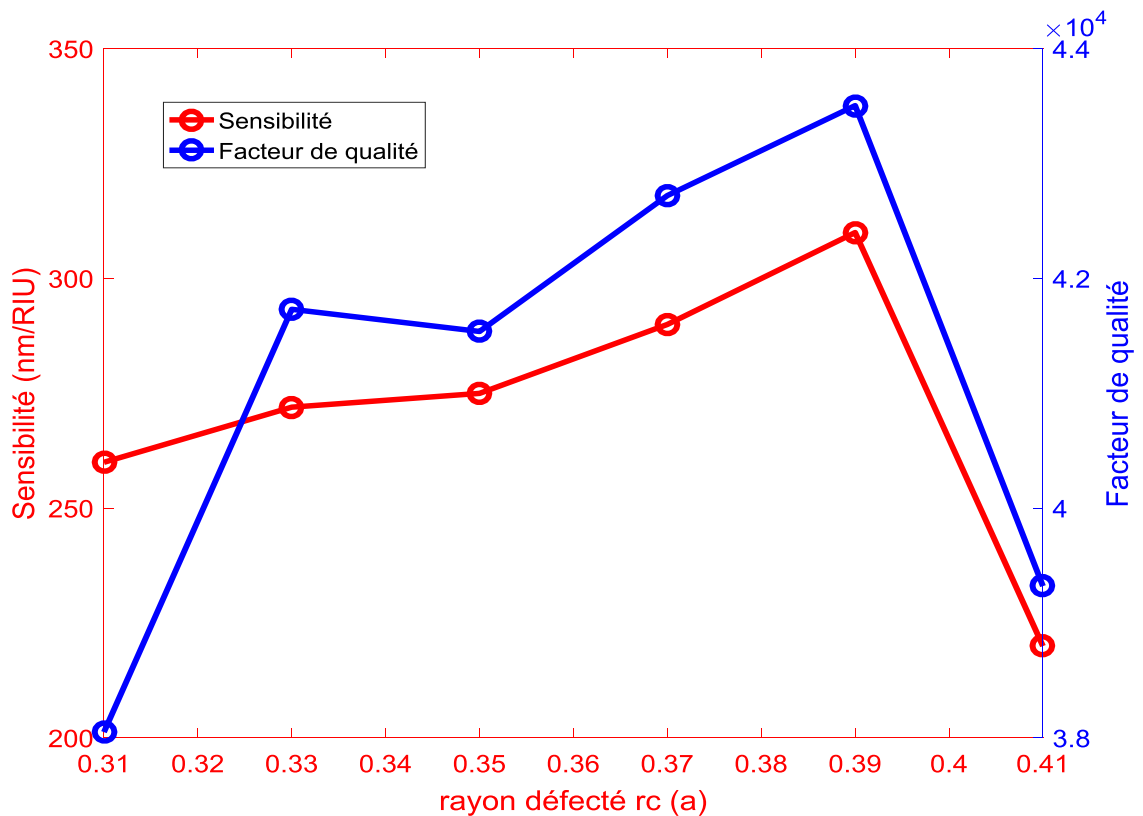


Figure III.13 : Variations de la sensibilité S et du facteur de qualité Q avec le changement du rayon de défaut rc

III.5.1. Influence du nombre de trous autour de la cavité

Pour essayer d'améliorer la sensibilité S et le facteur de qualité Q, nous prenons $rc = 0.39a$ et $rl = 0.49a$ et nous ajoutons 12 trous environnantes avec la même valeur de rayon de rl, que celle montrée dans (Figure III.14).

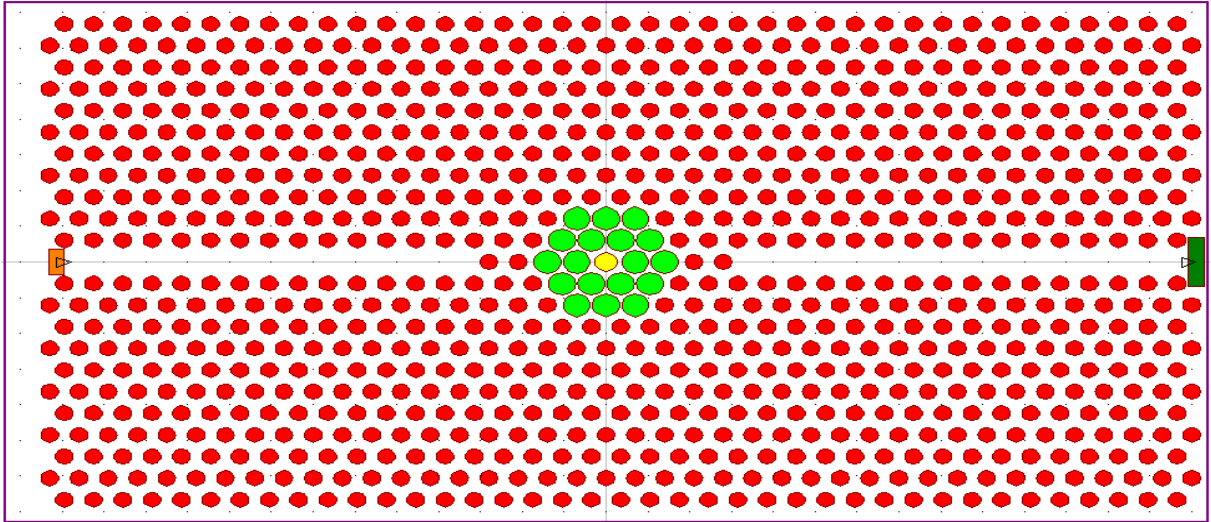


Figure III.14 : Ajoutons 12 trous environnantes avec la même valeur de r_l .

Il est essentiel de noter que pour les applications de détection biologique ou de biocapteur, l'amplitude du décalage de longueur d'onde résonante dépend de la combinaison de nombreux facteurs tels que le nombre de trous fonctionnalisés et le changement effectif d'indice de réfraction.

Pour étudier la dépendance de la sensibilité au nombre de trous fonctionnalisés, nous avons fait varier le nombre de trous fonctionnalisés autour de la cavité dans le biocapteur PhC illustré à la Figure III.15 (Indiqué par les trous circulaires bleus).

(a)

(b)

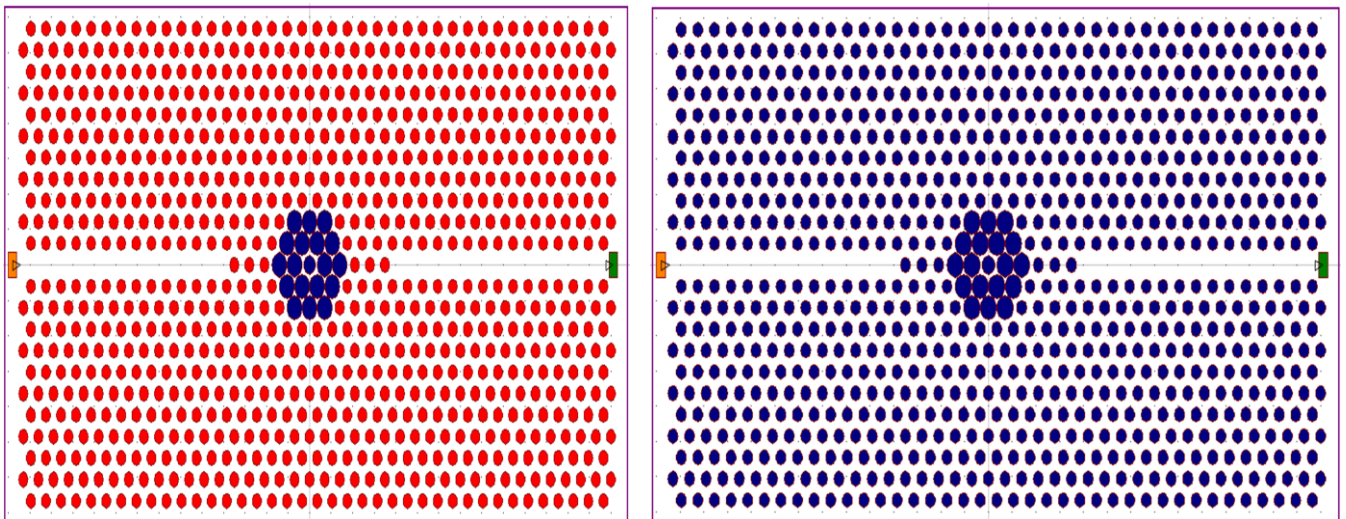


Figure III.15 : Diagramme schématique de la structure du biocapteur indiquant le nombre de trous fonctionnalisés autour de la cavité ; (a) Seulement 19 trous infiltrés, (b) tous les trous d'air sont infiltrés.

Dans le tableau III.3, la sensibilité S et le facteur de qualité Q sont améliorés en augmentant le nombre de trous infiltrés.

	rc	rl	n_1	$\lambda_1(\text{nm})$	n_2	$\lambda_2(\text{nm})$	S nm/RIU	Q factor
infiltrés Seulement 19 trous	<i>0.39a</i>	<i>0.49a</i>	1.5	1563.6	1.52	1571.1	375	25457.0
infiltrés tous les trous d'air	<i>0.39a</i>	<i>0.49a</i>	1.5	1609.6	1.52	1619.3	485	38578.0

Tableau III.3. La Différence entre l'infiltration partielle et totale des trous.

Nous remarquons que comme nous augmentons le nombre de trous infiltrés la sensibilité de nos capteurs augmente.

La Figure III.16 Montre les spectres de résonance correspondants de la cavité CP optimisée ($rl = 0.49a$, $rc = 0.39a$) pour différents indices de réfraction n des trous infiltrés.

On montre que chaque spectre de résonance se comporte comme une courbe lorentzienne étroite. Lorsque n passe de 1.50 à 1.60 avec un incrément de 0.02, la longueur d'onde de résonance de la cavité CP passe à une longueur d'onde plus grande avec une sensibilité linéaire de $S = 485 \text{ nm} / \text{RIU}$.

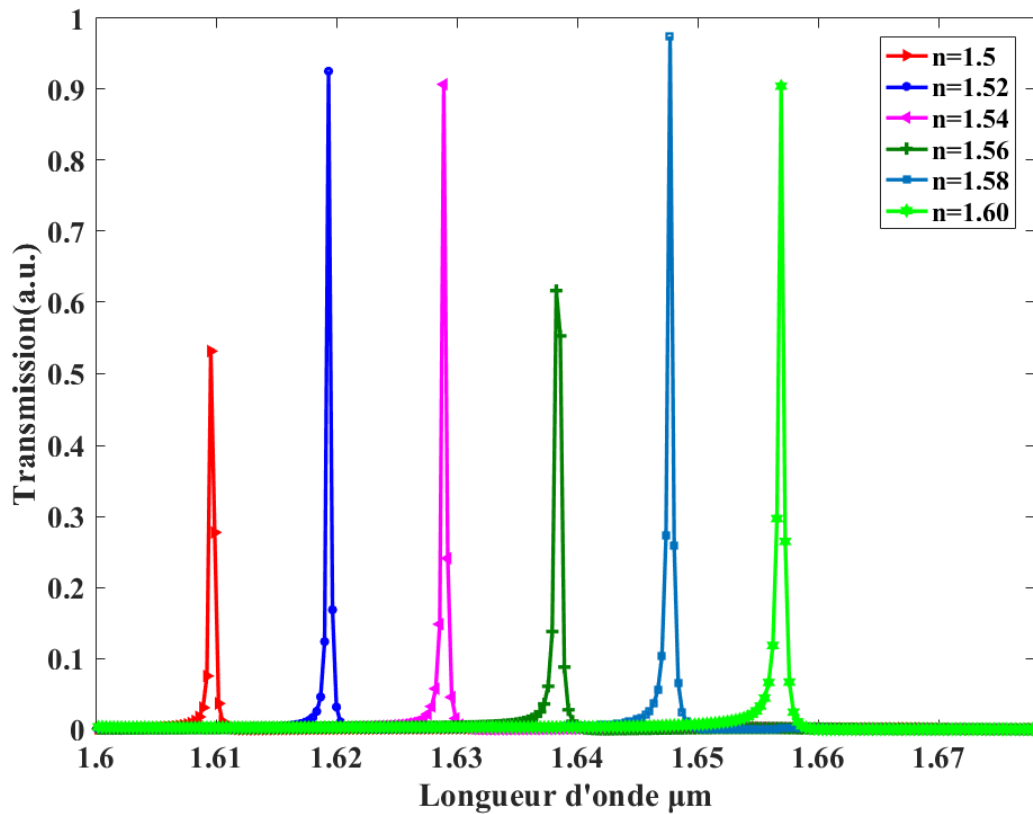


Figure III.16 : Les spectres de résonance de la cavité CP optimisée lorsque l'indice de réfraction de LC passe de 1,50 à 1,60 avec un incrément de 0,02.

III.6. Structure optimisée du biocapteur RI

Une conception optimisée du biocapteur RI à base d'un couplage série entre un guide W1 et une cavité à CP, est décrite en (Figure III.15 (b)) avec infiltration totale des trous.

La figure III.17 montre la transmission du biocapteur optimisé qui est calculée par FDTD-2D.

Les courbes sont obtenues pour des indices de réfraction des trous $n = 1.501, 1.516, 1.523, 1.525, 1.538, 1.559$ et 1.568 correspondant à différents solutions à couverture homogène (Benzene, Oil cedar, Ethyl salicylate, Chlorobenzene, Methyl salicylate, Ethyl cinnamate, Benzyl benzoate).

Elles illustrent la manière dont le pic résonant se déplace vers les hautes longueurs d'onde lorsque l'indice de réfraction des trous augmente.

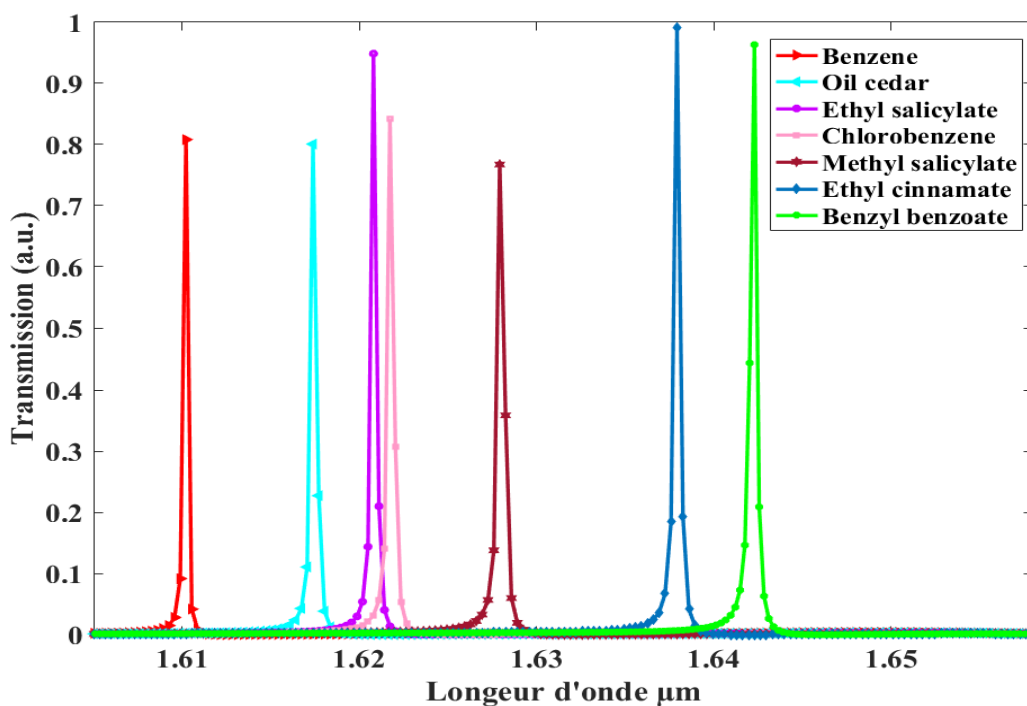


Figure III.17: Transmission de la structure optimisée du biocapteur pour sept solutions infiltrées dans les trous de CP.

Ces résultats montrent que le pic de résonance de la cavité est sensible au remplissage du liquide dans les trous d'air.

Le pic résonant se déplace avec 0.488 nm pour $\Delta n = 0.002$, donc la sensibilité du capteur peut atteindre 488 nm / RIU, et la transmission peut atteindre 75% à 97 % dans l'intervalle de 1.501 à 1.568 RI. Ces résultats montrent que le capteur est très sensible au remplissage du liquide dans les trous d'air.

➤ **La sensibilité de la structure optimisée**

Liquid	Indice de réfraction	λ (nm)	Sensibilité (nm/RIU)
Benzene	1.501	1610.2	600
Oil cedar	1.516	1617.4	487.5
Ethyl salicylate	1.523	1620.8	486.95
Chlorobenzene	1.525	1621.8	488
Methyl salicylate	1.538	1627.9	481.57
Ethyl cinnamate	1.559	1637.9	479.66
Benzyl benzoate	1.568	1642.1	477.94

Tableau III.4 : Sensibilité du biocapteur optimisé pour différents liquides.

III.6.1. Exemple d'application : capteur biomédical

Comme exemple d'application de la dernière structure optimisée, nous démontrons théoriquement que cette structure peut être bien utilisée comme le capteur biomédical pour la mesure de la concentration de glucose [85].

Par conséquent, pour étudier la relation entre la sensibilité à l'indice de réfraction et la concentration de glucose, une plage d'indice de réfraction a été sélectionnée pour correspondre aux échantillons de concentration de glucose allant de 0 à 60 g / l.

La solution de RI de glucose peut être calculée par [86]:

$$n = 0.00011889C + 1.33230545$$

Où C est la concentration en glucose (g / L) et n est la solution de glucose RI.

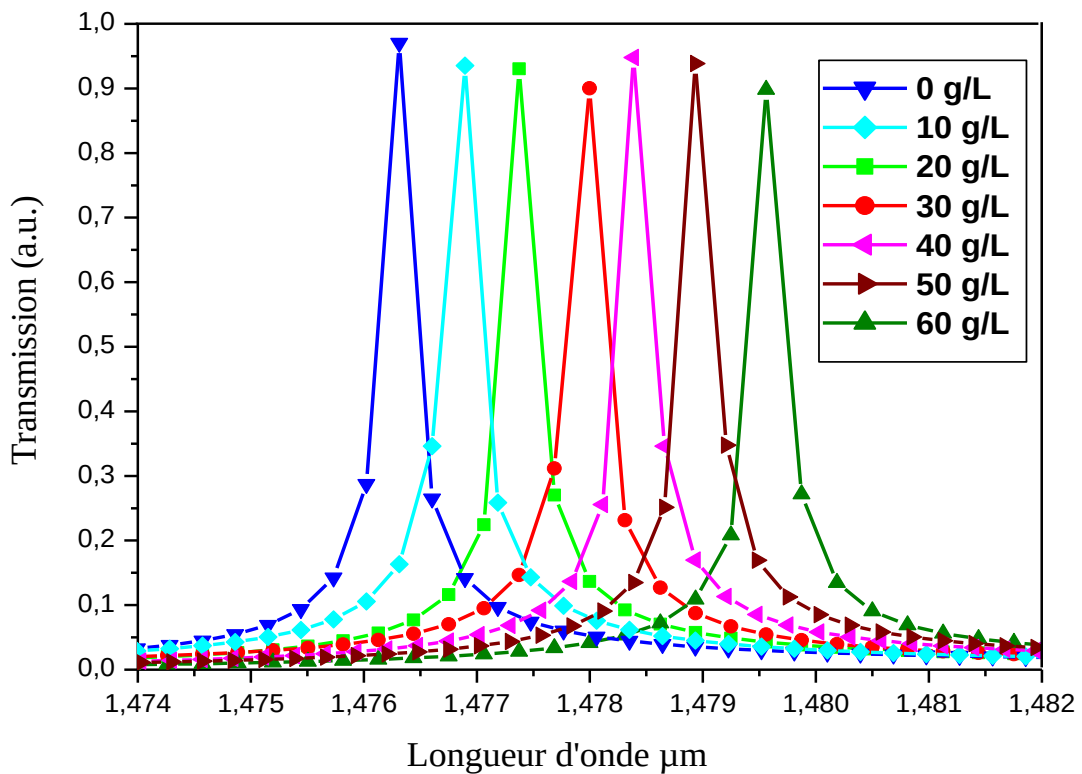


Figure III.18: Transmission du biocapteur conçu en fonction des changements de l'indice de réfraction correspondant aux sept états d'infiltration des concentrations de glucose.

Le spectre de transmission, de la cavité en fonction des changements d'indice de réfraction correspondant aux sept états d'infiltration des concentrations de glucose est montré sur la figure III.18. Le pic de résonance situé à 1476.3 nm ($a / \lambda = 0,2370$) a été identifié comme mode de référence, cela correspond à 0 g / L de concentration en glucose.

➤ La sensibilité de ce capteur

C (g/L)	Indice de réfraction	λ (nm)	Sensibilité (nm/RIU)
0	1.33230545	1476.3	504.66
10	1.33349435	1476.9	504.66
20	1.33468325	1477.4	420.55
30	1.33587215	1478.0	504.66
40	1.33706105	1478.4	336.44
50	1.33824995	1478.9	420.55
60	1.33943885	1479.6	588.77

Tableau III.5. Sensibilité du capteur biomédicale.

Les résultats de simulation sont illustrés dans le Tableau III.5 On peut voir clairement que les changements de longueurs d'onde de résonance ont été obtenus même pour le moindre changement de l'échantillon RI, donc différentes concentrations de glucose dans l'échantillon infiltré ont pu être bien détectées.

Par conséquent, nous pouvons conclure que la cavité CP à base de biocapteur de glucose présente une grande précision est très sensible aux variations de la solution RI. Car ce capteur a une grande sensibilité de $S=336.44$ jusqu'à $S = 588.77$ (nm / RIU).

III.7. Conclusion

Ce chapitre consiste à étudier un capteur biomédical RI à base de cristaux photoniques bidimensionnels et plus particulièrement les CPs-2D membranaires, utilisant un réseau à maille triangulaire de trous d'air (structure connecté) percés dans une membrane de silicium (Si).

Le travail a été divisé en plusieurs parties, en premier lieu nous avons étudié la bande interdite de la structure globale à cristaux photoniques. Nous avons ensuite étudié le couplage guide cavité.

L'optimisation a pour rôle d'améliorer la qualité de transmission et avoir une puissance équitable à la sortie de porte de cette couplage, nous avons eu une longueur d'onde $1.5296\mu\text{m}$ ce qui est satisfaisant en plus une répartition équitable sur la porte de sortie.

Ensuite, nous avons analysé la structure proposée, on se basant sur les propriétés de la cavité et le nombre de trous défectifs.

La cavité de cette structure donne un décalage le la longueur d'onde de résonance λ_0 de 0.488nm pour une variation d'indice 0.002 (limite de détection $LD=0.002$), ce qui correspond à une sensibilité de 488 nm/RIU .

Notre étude indique que les structures proposées sont très sensibles à la variation de l'indice de réfraction du liquide et détectent de très infimes quantités de substance à analyser, Par exemple, nous avons montré que les longueurs d'onde spectrales changent leur position spectrale après un comportement linéaire lorsque la concentration de glucose est appliquée entre 0% et 60% . Pour la détection du glucose, une sensibilité obtenu jusqu'à $S = 588.77 / \text{RIU}$ est observée.



Conclusion Générale

Conclusion Générale

Les cristaux photoniques (CPs) sont des structures artificielles réalisées dans le but d'ouvrir une bande interdite suivant les différentes directions, dans cette bande il apparaît une gamme de fréquence pour laquelle la lumière ne peut plus se propager. Ces propriétés rendent les cristaux photoniques intéressants pour de nombreuses applications en optique intégrée. Les applications potentielles des cristaux photoniques sont très vastes : réalisation des cavités résonantes de taille très réduite, des guides d'ondes, des virages, des filtres sélectifs, des capteurs,...ect.

Les CPs sont très attrayants en tant que plate-forme de détection optofluidique car ils possèdent des vides naturels qui permettent l'infiltration de fluide. Pour cela, nous nous sommes particulièrement intéressés aux biocapteurs à indice de réfraction (RI).

L'application des biocapteurs RI inclut les mesures de paramètres tels que : la température, l'humidité, la composition chimique, la détection d'ADN, des protéines, des cellules et des bactéries. Le CP dispose d'un large éventail de détection, ce qui le rend applicable dans une large gamme dynamique des mesures RI s'étendant de l'air jusqu'aux fluides très visqueux comme l'huile ou les polymères.

L'objectif de ce travail est consacré à l'étude et à la Conception d'un capteur à cristaux photoniques bidimensionnels pour des applications biomédicales, à l'aide du logiciel Rsoft CAD.

Dans la première partie de ce mémoire, nous avons présenté les principes de base des cristaux photoniques, leurs définitions, leurs différents types et leurs principes de fonctionnement. Dans le deuxième chapitre, nous avons présenté les notions de base sur des capteurs et dans ce cadre nous avons abordé leurs principales caractéristiques et leurs différents types. Et à la fin de ce chapitre, nous avons présenté une description des biocapteurs plus particulièrement les capteurs à cristaux photoniques à indice de réfraction.

Le dernier chapitre est consacré à la simulation des topologies des différents capteurs, en utilisant le simulateur RSoft, les modules Full-wave et Band-SOLVE.

En premier lieu nous avons étudié la bande interdite de notre structure de capteur biomédical à cristaux photoniques bidimensionnels, et plus particulièrement les CPs-2D membranaires, on utilisant un réseau à maille triangulaire de trous d'air (structure connecté) percés dans une membrane de silicium (Si).

Le concept de ce capteur biomédical proposé est basé sur couplage guide W1 et une cavité.

Conclusion Générale

En premier lieu, pour former une cavité, la structure sera infiltrée en six trous d'air, seulement les six trous centraux sont choisis comme les trous infiltrés. En outre, le rayon r_c du trou central de cette cavité annulaire sera également modifié pour optimiser davantage les propriétés de résonance de la cavité CP.

Nous avons étudié la structure de ce capteur, La simulation obtenu par FDTD-2D montre clairement le maximum de transmission qui atteindre 80% une longueur d'onde $\lambda=1.5296\mu\text{m}$.

Notre amélioration s'est concentrée sur l'amélioration de la cavité du capteur, Nous avons d'abord changé le rayon de défaut r_l On obtient donc la sensibilité la plus élevée à la valeur de $r_l=0.49a$ qui est égale à 270 nm / RIU.

Puis Nous avons ensuite fixé la valeur de $r_l = 0.49a$ et changé le rayon de défaut r_c On obtient donc la sensibilité la plus élevée à la valeur de $r_c=0.39a$ qui est égale à 310 nm / RIU.

Pour améliorer la sensibilité et le facteur de qualité de notre capteur biomédical, Nous nous sommes appuyés sur l'effet de nombre de trous autour de la cavité en ajoutant 12 trous environnants avec la même valeur de rayon r_l , puis on à étudié la sensibilité de nombre de trous fonctionnalisés.

Nous remarquons que comme nous augmentons le nombre de trous infiltrés la sensibilité de nous capteur augmente.

Cette structure ainsi optimisée donne une meilleure sensibilité et une transmission entre 75 à 97%. La sensibilité de ce biocapteur RI a atteint la valeur de 488 nm/RIU et le facteur de qualité Q de 38578.0, pour un shift d'indice de $\Delta n= 0.002$.

Comme exemple d'application, nous avons exploité la structure finale : capteur biomédical, montrant une sensibilité jusqu'à $S= 588.77$ (nm / RIU) dans un intervalle des changements de sept états d'infiltration des concentrations de glucose.



Bibliographie

Bibliographie

- [1] Yohan Desieres, « Conception et études optiques de composants micro photoniques sur matériaux III-V à base de structures à bande interdite de photon », Thèse de doctorat n° 01-0081, L'institut national des sciences appliquées de Lyon, Décembre 2001.
- [2] J. D. Joannopoulos, R. D. Meade, J. N. Winn, "Photonic crystals. Molding the Flow of Light" Princeton University Press, Princeton, 1995.
- [3] Lourtioz (J. M), H. Benisty, V. Berger, J.M. Gérard, D. Maystre, A. Tchelnokov, Les cristaux photoniques ou la lumière en cage, collection technique et scientifique des télécommunication, Lavoisier(2003).
- [4] H. Benisty, "Modal analysis of optical guides with two-dimensional photonic band-gap boundaries." J. Appl. Phys., vol. 79, n° 10, 1996.
- [5] R. Coccioli, M. Boroditsky, K.W. KIM, Y. Rahmat-Samii, E. Yablonovitch, "Smalles possible electromagnetic mode volume in a dielectric cavity" IEE Proceedings optoelectronics, vol. 145, n° 6, 1998.
- [6] S. G. Johnson, P. R. Villeneuve, S. Fan, J.D. Joannopoulos, "Linear waveguides in photonic-crystal slabs." Physical Review B, vol. 62, n° 12, 2000.
- [7] G. Malpuech, A. Kavokin, G. Panzarini, and A. Di Carlo, Theory of photon Bloch oscillations in photonic crystals, Physical Review B 63, 035108 (2001).
- [8] I. Drissi, « Simulation et optimisation d'un diviseur 1x8 à base de cristaux photoniques bidimensionnels. Modélisation par la méthode FDTD-2D », Mémoire de master, Université de Tlemcen, 2014.
- [9] T. Stomeo, M. Grande, A. Quattieri, A. Passaseo, A. Salhi, M.Vittorio. Microelectronic Engineering, 2007, Vol. 84, issue 5-8, pp 1450-1453 (2007)
- [10] M.Fauchet, Mindy Lee and Philippe, Optics Express, 2007, Vol. 15, No 8, pp 4530-4535 (2007)
- [11] Wonjoo Suh, M. F. Yanik, Olav Solgaard, and Shanhui Fan, Applied Physics Letters, 2003, Vol. 82, No 13, pp 1999- 2001(2003)
- [12] E. Yablonovitch, « Inhibited Spontaneous Emission in Solid-State Physics and Electronics », Phys. Rev. Lett., Vol 58, N° 20, pp 2059-2062, 1987.
- [13] J. D. Joannopoulos, R. D. Maede, and J. N. Winn, « Photonic crystals: Molding the FLOW of light», Princeton Univ. Press, 1995.

- [14] Yohan Desieres , « conception et études optiques des composants micro photoniques sur matériaux III-V à base de structures à bandes interdite de photon », thèse de doctorat n°01-0081, Institut national des sciences appliquées de lyon, décembre 2001.
- [15] H. Abri Badaoui, « *Etude et conception des micros composants à base des cristaux photoniques bidimensionnels* », Thèse de doctorat, Université de Tlemcen, 2012.
- [16] F. Bougriou ,«Etude Des Guides D'ondes A Cristaux Photoniques Bidimensionnels» , Mémoire De Magister, Université De Mentouri Constantine, 2008
- [17] A. Kahlouche ,« Etude Des Potentialités De Couches Minces Sol-Gel Dopées Par Des Nanoparticules Magnétiques Pour La Conception Des Cristaux Magnéto-Photoniques» Thèse De Doctorat Université De M'sila
- [18] Y.MERLE, « Etude de la dispersion électronique dans les matériaux périodiques diélectriques bidimensionnels », Thèse de doctorat n° 47-2, Université de Limoges, Novembre 2003.
- [19] Y. Merle, « Etude de la dispersion électronique dans les matériaux périodiques diélectriques bidimensionnels », Thèse de doctorat n°47-2003, Université de limoges, Novembre 2003.
- [20] Y.MERLE, « Etude de la dispersion électronique dans les matériaux périodiques diélectriques bidimensionnels », Thèse de doctorat n° 47-2, Université de Limoges, Novembre 2003.
- [21] Y.MERLE, « Etude de la dispersion électronique dans les matériaux périodiques diélectriques bidimensionnels », Thèse de doctorat n° 47-2, Université de Limoges, Novembre 2003.
- [22] M. LOURTIOZ, D. MAYSTRE, H. BENISTY, V. BERGER, J. M. GERARD, A. TCHELNOKOV, «Les cristaux photoniques ou la lumière en cage », GET et Lavoisier, Paris, 2003
- [23] G. Kiriakidis and N. Katsarakis. « Fabrication of 2-d and 3-d pbg crystals in the ghz and thz regions», Mater. Phys. Mech, Vol 1, pp 20-26, 2000.
- [24] M. Zelsmann, "Nano-structures à base de cristaux photoniques en silicium sur isolant pour les circuits intégrés photoniques et l'émission de lumière," Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble 1, 2003.

- [25] B. Lombardet, « Étude et réalisation des cristaux photoniques pour l'optique intégrées », Thèse de doctorat n°3254, Ecole polytechnique fédérale de Lausanne, 2005.
- [26] Y. Merle, « Etude de la dispersion électronique dans les matériaux périodiques diélectriques bidimensionnels », Thèse de doctorat n°47-2003, Université de Limoges, Novembre 2003.
- [27] D. Felbacq, E. Centeno, « Theory of diffraction for 2D photonic crystals with a boundary », Opt. Commun., Vol199, N° 4 pp. 39-45, 2001.
- [28] [http:// www.sst.ph.ic.ac.uk/photronics](http://www.sst.ph.ic.ac.uk/photronics).
- [29] Yannick MERLE, « Etude de la dispersion électronique dans les matériaux périodiques diélectriques bidimensionnels », Thèse de doctorat n° 47-2003, Université de Limoges, Novembre 2003.
- [30] J.D. Joannopoulos, R.D. Meade, and J.N. Winn « Photonic Crystals, Molding the Flow of Light », Princeton University Press, 1995.
- [31] Barbara WILD « Etude expérimentale des propriétés optiques des cristaux photoniques bidimensionnels et de leur accordabilité », Thèse de doctorat n° 3573, Ecole polytechnique fédérale de Lausanne, 2006.
- [32] K. M. Ho, C. T. Chan, et M. Soukoulis, "Existence of a photonic gap in periodic structures," Phys. Rev. Lett., vol. 65, p. 3152, 1990.
- [33] R.D. Meade, K. D. Brommer, A.M. Rappe, et J. D. Joannopoulos, "Photonic bound states in periodic dielectric materials," Phs. Rev. B, vol. 44, p. 13772-13774, 1991.
- [34] M. Sigalas, C. M. Soukoulis, E. N. Economou, C. T. Chan, et K. M. Ho, "Photonic band gaps and defects in two dimensions: Studies of the transmission coefficient," Phys. Rev. B, vol. 48, p.14121, 1993.
- [35] F. Gadot, « Modelisation et caractérisation expérimentale de matériaux à Bandes Interdites Photoniques (BIP) en Micro-Ondes, » thèse de Doctorat, Université De Paris sud, Janvier 1999.
- [36] K. Sakoda, "Optical properties of photonic crystals," Springer Series in Optical Sciences, vol. 80, Springer-Verlag, Berlin, 2001.
- [37] F. Gadot, Modélisation et caractérisation expérimentale de matériaux à Bandes Interdites Photoniques (BIP) en Micro-ondes, thèse de Doctorat, Univ. De Paris sud, Janvier(1999).
- [38] X. Wang et al, « Bend-resistant large-mode-area photonic crystal fiber with a triangularcore », Applied Optics, date de publication le 20 juin 2013.

- [39] J.M. LOURTIOZ, D. MAYSTRE, H. BENISTY, V. BERGER, J. M. GERARD, A. TCHELNOKOV, « Les cristaux photoniques ou la lumière en cage », GET et Lavoisier, Paris, 2003.
- [40] D. GERARD, « Etude en champ proche et en champ lointain de composants périodiquement nano structurés : cristaux photoniques et tamis à photons », Thèse de doctorat, Université de Bourgogne, 09 juillet 2004.
- [41] O. Levy, B.Z. Steinberg, A. Boag, S. Krylov, I. Goldfarb, « Mechanical tuning of two-dimensional photonic crystal cavity by micro Electro mechanical flexures », Sens. and Act. A., Vol 139, N° 1-2, pp 47–52. 2007
- [42] P.Pottier, C. Seassal, X. Letartre, J.L. Leclercq, P. Victorovitch, D. Cassagne et C. Jouanin « Triangular and Hexagonal High Q-Factor
- [43] N. Delphine , « Etude en champ proche optique de guides à cristaux photoniques sur SOI » , thèse de Doctorat, L’institut national des sciences appliquées de Lyon, Novembre 2006.
- [44] A. Chutinan ,M. Masamitsu, M. Imada et S. Noda, «Surface-emitting channel drop filters using single defects in two-dimensional photonic crystal slabs», Appl. Phys. Lett., Vol. 79, p.2690, 2001.
- [45] T. Charvolin, et al., « Realization of two-dimensional optical devices using photonic band gap structures on silicon-on-insulator», Microelectronic Engineering 61, p. 545, 2002.
- [46] J. C. Knight, et al., « Large mode area photonic crystal fiber», Elec. Lett., Vol. 34, pp. 1347– 1348, 1998.
- [47] Jean-Michel LOURTIOZ, «Cristaux photoniques et « gaps » de photons -Propriétés et applications », Techniques de l’Ingénieur, AF 3 711, 07/2004.
- [48] R. D. Meade, K. D. Brommer, A. M. Rappe and J. D. Joannopoulos, « Photonic bound-states in periodic dielectric materials», Phys. Rev. B, Vol. 44, n° 24, pp. 13772-13774, 1991.
- [49] K. S. Yee, «Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell’s equations in isotropic media», IEEE Trans. Antennas and Propagation, 14,p. 302–307, 1966.
- [50] C. T. Chan, Q. L. Yu et K. M. Ho, « Order N spectral method for electromagnetic waves », Phys. Rev. B , Vol.51, p. 16635, 1995.

- [51] A. Taflove et S. C. Hagness, « Computational electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method », Second edition, Artech House, 2000.1999
- [52] Georges Asch, Les capteurs en instrumentation industrielle, Edition: 4, Publié par Dunod, 1993, 816 pages.
- [53] A .Boughrouat ., « Modification de la sensibilité d'un QCM (Quartz Cristal Microbalance) par le dépôt dessus de films minces élaborés par plasma à partir de vapeurs de TEOS »Université MENTOURI constantine,2009
- [54] N. Lagakos, J. H. Cole, J. A. Bucaro, “Microbend fiber-optic sensor”, Applied Optics, vol.26, n°11, pp. 2171-2180 (1987).
- [55] D. Inaudi, S. Vurpillot, S. LLoret, “In-line coherence multiplexing of displacement sensors: a fiber optic extensometer”, Proceedings of SPIE 'Smart Structures and Materials',San Diego, USA (1996).
- [56] R. Suardet, “Physique Ondulatoire” , Ed. Tech. & Doc. Lavoisier, 1998.
- [57] A.F Collings, F. Caruso, *Rep. Prog. Phys.*, 60 (1997), 1397.
- [58] D. Hall, “Use of optical biosensors for the study of mechanically concerted surface adsorption processes,” Analytical Biochemistry 288, pp. 109-125 (2001).
- [59] S. Sumida, S. Okazaki, S. Asakura, H. Nakagawa, H. Murayama et T. Hasegawa, « Distributed hydrogen determination with fiber-optic sensor », Sens. Act. B, 108 ; pp 508–514, 2005.
- [60] O. S. Wolfbeis, « Fiber-Optic Chemical Sensors and Biosensors », Anal. Chem., 76 ; 3269–3284, 2004.
- [61] N. Moll, « Étude et réalisation d'un système immun capteurs à ondes de Love : application à la détection de toxines, de virus ou de bactéries », thèse du doctorat, l'université bordeaux 1, 29 juin 2007
- [62] Wonjoo Suh, M. F. Yanik, Olav Solgaard, and Shanhui Fan, Applied Physics Letters,2003, Vol. 82, No 13, pp 1999- 2001(2003)
- [63] T. Stomeo, M. Grande, A. Qualtieri, A. Passaseo, A. Salhi, M.Vittorio. Microelectronic Engineering, 2007, Vol. 84, issue 5-8, pp 1450-1453 (2007)
- [64] M.Fauchet, Mindy Lee and Philippe, Optics Express, 2007, Vol. 15, No 8, pp 4530-4535 (2007)
- [65] M. Skorobogatiy and A. V. Kabashin, “Photon crystal waveguide-based surface plasmon resonance biosensor,” Applied Physics Letters 90, 143518 (2006).

- [66] M. Loncar, A. Scherer, and Y. Qiu, "Photonic crystal laser sources for chemical detection," *Applied Physics Letters* 82, pp. 4648-4650 (2003).
- [67] M.T. Myaing, J.Y. Ye, T. B. Norris, T. Thomas, A. Kotylar, A. Patri, J. Baker, Jr., W.J.Wadsworth, R.M. Percival, G. Bouwmans, J.C. Knight, and P.St.J. Russell, "Enhanced twophoton biosensing with double-clad photonic crystal fibers," *Optics Letters* 28, pp. 1224-1226 (2003)
- [68] A. Duval, M. Lhoutellier, J.B. Jensen, P.E. Hoiby, V. Missier, L.H. Pedersen, T.P.Hansen, A. Bjarklev, and O. Bang, "Photonic Crystal Fiber Based Antibody Detection," in *Proc. IEEE Sensors 2004*, Vienna, Austria (2004).
- [69] T.-C. Ayi, J.M.-M Tong, and P.V.-S. Lee, "Optically tunable hydrogel biosensor material," *Proc. SPIE* 6218, (2006).
- [70] S.-K. Lee, T.J. Park, S. Kim, G.-R. Yi, S.Y. Lee, and S.-M. Yang, "High-speed fabrication of patterned colloidal photonic structures in centrifugal microfluidic chips" *Proc.SPIE* 6329, (2006).
- [71] Lee, M., & Fauchet, P. M. (2007). Two-dimensional silicon photonic crystal based biosensing platform for protein detection. *Optics Express* , 15 (8), 4530-4535.
- [72] Buswell, S. C., Wright, V. A., Buriak, J. M., Van, V., & Evoy, S. (2008). Specific detection of proteins using photonic crystal waveguides. *Optics Express* , 16 (20), 15949-15957.
- [73] Huang, M., Yanik, A. A., Chang, T.-Y., & Altug, H. (2009). Sub-wavelength nanofluidics in photonic crystal sensors. *Optics Express* , 17 (26), 24224-24233.
- [74] L.L. Chan, S.L. Gosangari, K.L. Watkin, and B.T. Cunningham, "High throughput cytotoxicity screening using photonic crystal biosensors," *The 14th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*, Lyon, France, (2007).
- [75] E. Chow, A. Grot, L. W. Mirkarimi, M. Sigalas, and G. Girolami, "Ultracompact biochemical sensor built with two-dimensional photonic crystal microcavity," *Optics Letters* 29, pp. 1093-1095 (2004).
- [76] N. Skivesen, A. Têtu, M. Kristensen, J. Kjems, L.H. Frandsen, and P.I. Borel, "Photoniccrystal waveguide biosensor," *Optics Express* 15, pp. 3169-3176 (2007).
- [77] F. Gao, H. Liu,* C. Sheng, C. Zhu, and S. N. Zhu., « Refractive index sensorbased on the leaky radiation of a microfiber », *Optical Society of America* 2014.

- [78] N .BOUZIDI, « Etude et conception d'un capteur d'indice de réfraction (RI) à base de cristaux photoniques bidimensionnels à usage multiple » mémoire de master Université MOHAMED BOUDIAF - M'SILA 2016
- [79] T. Zouache* , A. Hocini, A. Harhouz, and R. Mokhtari, «Design of Pressure Sensor Based on Two-Dimensional Photonic Crystal», Special Issue of the 6th International Congress& Exhibition (APMAS2016), Maslak, Istanbul, Turkey, June 1– 3, 2016
- [80] <http://dx.doi.org/10.5772/53897> Photonic Crystals for Optical Sensing: A Review Chapter.
- [81] Y. Akahane, T. Asano, B. S.Song, and S.Noda, « Fine-tuned high-Q photonic-crystal nanocavity », Opt.Exp., 13(4), pp 1202–1214, 2005.
- [82] Z. Zhang and M. Qiu, « Small-volume waveguide-section high Q microcavities in 2D photonic crystal slabs», Opt. Express 12, pp 3988, 2004.
- [83] U. Bog, C. L. C. Smith and M. W. Lee, « High-Q microfluidic cavities in silicon-based two-dimensional photonic crystal structures », Opt. Lett. 33, pp 2206, 2008.
- [84] Y Zhao,Y Zhang, R Lv , J Li , « Electric Field Sensor On Photonic Cristal Cavity With Liquid Crystal Infiltration » , journal of lightwave technology DOI 10.1109/JLT.2016.2576500. 2016
- [85] S.Arafa, M Bouchemat, T Bouchemat, A Benmerkhi, A Hocini, « Infiltrated photonic crystal cavity as a highly sensitive platform for glucose concentration detection », Optics Communications 384 (2017) 93–100,10/2016.
- [86] Y.L. Yeh, Real time measurement of glucose concentration and average refractive index using a laser interferometer, Opt. Lasers Eng. 46 (2008) 667–670.