

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne Démocratique et Populaire
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة فرحات عباس سطيف 1
Université Ferhat Abbas SETIF 1

كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie
قسم الإلكترونيك
Département d'Electronique

Thèse
Présentée pour l'obtention du diplôme de
Doctorat 3^{ième} cycle

Option :
Caractérisation en Electronique

Par :
BENDIB Sarra

Thème

Contribution à l'étude de la propagation des ondes lumineuses dans les cristaux photoniques

Soutenue le/...../2017

Président:	Mr. Mohamadi Tayeb	Professeur	Université Ferhat Abbas Sétif 1
Encadreur :	Mr. Zegadi Ameer	Professeur	Université Ferhat Abbas Sétif 1
Examineurs:	Mr. Ferhat Hamida Abdelhak	Professeur	Université Ferhat Abbas Sétif 1
	Mr. Boudine Boubakeur	Professeur	Université Mentouri Constantine 1

المخلص

الكريستال الفوتوني ذو البنية النانومترية مع أحجامه المميزة يسمح بسيطرة غير مسبقة على الضوء حيث يمكن التصغير من الوظائف البصرية الأساسية. على وجه التحديد، هذه الأطروحة هي مجموعة من الأعمال التي تعتمد على تصميم وتطوير مكونات جديدة تقوم على البلورات الضوئية لتوجيه الضوء وحساسية عالية للكشف عن استخدام أسلوب يقوم على حل المعادلات ماكسويل في المجال الزمني ثنائي الأبعاد FDTD-2D.

تم دراسة ثلاثة أنواع من الدليل الموجي الكريستال الضوئية، الأول يسمى W 1 انشئ عن طريق إزالة صف من قضبان الكريستال الضوئي أين تم تحسين الحساسية من خلال تغيير في حجم وشكل قضبان الكريستال الضوئي أو عن طريق إدخال تجويف في الهيكل والثاني هو (interféromètre Mach Zehnder) استخدم كجهاز لاستشعار الضغط حيث غيرنا مجال تطبيق الضغط لتحسين الحساسية والثالث هو كريستال الضوئي ذو قضبان حلقة حيث تمت دراسة BIP. ارتباط هذه الأخيرة مع قرينة انكسار السائل المدروس يسمح بمعرفة الحساسية وتحسينها من خلال تعديل بسيط للهيكل، الكريستال الفوتوني المدروس يمكن ان يستخدم ككاشف لقرينة الانكسار في نطاقات تردد معينة أيضا يمكن أن يستخدم كجهاز استشعار بيولوجي في تيرا هيرتز.

الكلمات المفتاحية : الكريستال الفوتوني، FDTD، PWE، الحساسية، تيرا هيرتز.

Résumé

Résumé

Les cristaux photoniques sont des matériaux nano-structurés dont les tailles caractéristiques submicroniques permettent un contrôle sans précédent du confinement de la lumière et rendent possible la miniaturisation des principales fonctions optiques. Justement, cette thèse constitue un ensemble de travaux qui s'appuie sur la conception et le développement de nouveaux composants à base des cristaux photoniques pour le guidage de la lumière et la détection à haute sensibilité en utilisant une méthode qui repose sur la résolution des équations de Maxwell en utilisant la méthode des différences finies dans le domaine temporel bidimensionnel FDTD-2D.

Trois types de guides d'onde à cristaux photoniques ont été étudiés. Le premier est un guide droit appelé $1W$ créé par l'omission d'une rangée de tiges du cristal photonique, ou la sensibilité est améliorée grâce à l'optimisation de la dimension et de la forme des tiges du cristal photonique et par l'introduction d'une cavité dans la structure. Le deuxième est un interféromètre Mach Zehnder utilisé comme capteur de pression ou nous avons changé la zone de l'application de la pression afin d'améliorer sa sensibilité. Le troisième est un cristal photonique annulaire ou la bande interdite photonique est étudiée. La dépendance de la bande interdite photonique sur l'indice de réfraction des analytes remplissant les trous permet de déterminer la sensibilité du dispositif. Celle-ci a été améliorée par une simple modification dans la conception. Le cristal photonique annulaire proposé peut être utilisé comme indicateur de l'indice de réfraction de tout analyte remplissant les trous dans certaines gammes de fréquences. Ce dispositif peut être aussi utilisé comme un biocapteur dans la gamme de fréquences TéraHertz.

Mots-clés : Cristaux photoniques, FDTD, PWE, Sensibilité, TéraHertz.

Abstract

Abstract

Photonic crystals are nano-structured materials whose submicron characteristic sizes allow unprecedented control of the confinement of light and make possible the miniaturization of the main optical functions. Indeed, this thesis gathers a set of works that relies on the design and development of new components based on photonic crystals for light guidance and high sensitivity detection using a method that relies on the resolution of Maxwell's equations using the finite difference time domain method in two-dimensional FDTD-2D.

Three types of photonic crystal waveguides have been studied. The first is a straight guide called 1 W created by the omission of a row of photonic crystal rods, where the sensitivity has been improved by optimizing the size and shape of the rods and by introducing a cavity into the structure. The second is a Mach Zehnder interferometer used as a pressure sensor where we have altered the pressure applied area in order to improve its sensitivity. The third is an annular photonic crystal where the photonic band gap has been studied. The dependence of the band gap with the refractive index of the filling holes analytes makes it possible to know the sensitivity which has been improved by a simple modification in the conception. The proposed ring photonic crystal can be used as an indicator of the refractive index of any analyte filling the holes in certain frequency ranges. This device can also be used as a biosensor in Terahertz frequency range.

Keywords: Photonic crystals, FDTD, PWE, Sensitivity, Terahertz.

Remerciements

Le travail présenté dans cette thèse s'inscrit dans le cadre des travaux de recherche du Laboratoire Croissance et caractérisation de nouveaux Semiconducteur (LCCNS) de l'Université Ferhat Abbas Sétif 1.

A l'issue de ce travail, je tiens à adresser ma reconnaissance et mes remerciements à toutes les personnes qui ont contribué, chacun à sa manière, à l'accomplissement de cette thèse.

*Tout d'abord, Je tiens à remercier très chaleureusement mon directeur de thèse, Monsieur **Zegadi Aneur**, Professeur à l'Université Ferhat Abbas Sétif 1, pour son encadrement, son suivi permanent et ses précieux conseils.*

Je tiens également à remercier vivement les membres du jury pour avoir accepté d'évaluer ce travail et cette thèse :

***Monsieur Mohamedi Tayeb**, Professeur à Université Ferhat Abbas Sétif 1, d'avoir accepté de juger mon travail et de présider le jury de soutenance de cette thèse.*

*Messieurs **Ferhat Hamida Abdelhak**, Professeur à l' Université Ferhat Abbas Sétif 1, **Boudine boubakeur**, Professeur à l'Université Mentouri de Constantine 2 pour m'avoir fait l'honneur d'accepter d'être les examinateurs de cette thèse.*

*Un grand remerciement à Monsieur **Nadhir Djeffal**, Maître Assistant à l'Université de Tizi Ouzou, pour son aide et ses conseils.*

Enfin, je termine en remerciant mes chers parents, mon mari et mes chers frères et sœurs Mohamed Chemseddine, Amira et Romayssa sans oublier ma belle-famille en termes de reconnaissance pour leur patience avec moi, leurs soutiens et leurs encouragements.

Production Scientifique

Articles Publiés dans des Revues Internationales

- S. Bendib, A. Zegadi, and N. Djeflal, “Improved sensitivity of 2D annular photonic crystal biosensor working at THz frequency range”, Opt. Quantum Electron., vol. 48, no. 12, p. 528, 2016.
- S. Bendib, A. Zegadi, “Improved Sensitivity of the Refractive Index Sensor Based on a Photonic Crystal Waveguide”, Arab J Sci Eng, 2017.
- S. Bendib, A. Zegadi, “Improved Sensitivity of 2D Photonic Crystal Mach-Zehnder interferometer Based Pressure Sensor”, Plasmonics, In Press.

Articles Présentés dans des Conférences Internationales

- S. Bendib, A. Zegadi, « Modélisation de l’absorption non-linéaire dans les guides d’ondes à base de cristaux photoniques », ICO2013, Sétif 21-23 Avril 2013.
- S. Bendib, A. Zegadi and A. Merabet, « Improved sensitivity of the refractive index sensor based on a photonic crystal waveguide », E-MRS Fall Meeting 2015, Warsaw (Pologne) du 15 au 18 septembre (2015).
- S. Bendib, A. Zegadi, « Improved sensitivity of the pressure sensor based on a photonic crystal waveguide », ICO2016, Setif 04-05 Décembre 2016.

Articles Présentés dans des séminaires

- S. Bendib, A. Zegadi, « Capteur d’indice de refraction à base d’un guide d’onde de cristal photonique », SENALAP’2014, Setif 11-12 Mai 2014.

Table des matières

Table des matières

Liste des figures.....	i
Liste des tableaux.....	v
Liste des symboles.....	x
Introduction générale	1
Chapitre I Les Cristaux photoniques	8
I.1 Introduction	8
I.2 Les Cristaux photoniques	8
I.2.1 Espace direct/espace réciproque	10
I.2.2 La zone de Brillouin	10
I.3 Périodicité à une dimension (réseau de Bragg)	12
I.3.1 Généralités sur les réseaux de Bragg	12
I.4 Périodicité à trois dimensions	13
I.5 Périodicité à deux dimensions	15
I.6 Les défauts	17
I.6.1 Défaut linéique	17
I.6.2 Défauts ponctuels et micro-cavité	17
I.6.3 Défauts étendus	19
I.7 Composants semiconducteurs à cristal photonique bidimensionnel	20
I.8 Les applications des cristaux photoniques	20
I.8.1 Limiteur Optique	21
I.9 Conclusion.....	26
Références bibliographiques du chapitre I	27

Table des matières

Chapitre II Les capteurs et les biocapteurs	29
II.1 Introduction	29
II.1.1 Définition d'un capteur	29
II.1.2 Paramètres caractéristiques des capteurs	30
II.1.3 Différents types de capteurs optiques	31
II.2 Les biocapteurs	31
II.2.1 Définition	31
II.2.2 Description du biocapteur	32
II.2.2.1 Le biorécepteur	32
II.2.2.2 Le transducteur	33
II.2.2.3 Méthodes de transduction	33
II.2.2.4 Transducteur optique	34
II.2.3 Les cristaux photoniques pour la détection optique	34
II.2.4 Caractéristiques des biocapteurs	35
II.3 Les paramètres de la sensibilité	35
II.3.1 Formulation analytique	36
II.4 Configuration et conception des cristaux photoniques	38
II.4.1 Matériaux	38
II.4.2 Structure	38
II.4.3 Epaisseur	39
II.4.4 Plage de longueur d'onde	39
II.4.5 Défauts	39
II.5 Les méthodes de simulation	40
II.5.1 La méthode FDTD	40
II.5.2 La méthode de PWE	40
Références bibliographiques du chapitre II	42

Table des matières

Chapitre III	Etude d'un biocapteur optique.....	44
III.1	Introduction	44
III.2	Structure et modèle	46
III.3	Mécanisme de détection	46
III.4	Simulation et résultats	46
III.5	Modèle 1 proposé	47
III.5.1	Résultats et discussions	48
III.6	Modèle 2 proposé	48
III.6.1	Résultats et discussions	50
III.7	Conclusion	51
	Références bibliographiques du chapitre III	52
Chapitre IV	Capteur de pression	54
IV.1	Introduction	54
IV.2	Structure	55
IV.3	Calcul de la BIP	56
IV.4	Distribution de champ	56
IV.5	Principe de détection du capteur de pression	57
IV.6	Simulation et résultat	57
IV.7	Conclusion	59
	Références bibliographiques du chapitre IV	61
Chapitre V	L'amélioration de la sensibilité d'un biocapteur qui travaille dans la plage térahertz.....	62
V.1	Introduction	62
V.2	Historique et état de l'art	62
V.3	Modèle et simulation	65

Table des matières

V.3.1 Structure	65
V.3.2 Simulation	66
V.3.3 Résultats et discussion	67
V.3.4 Comparaison	69
V.4 Conclusion	71
Références bibliographiques du chapitre V	72
Conclusion générale	75

Liste des figures

Liste des figures

Figl- 1Les superbes couleurs de cette opale et de ce « Morpho » proviennent des interférences se produisant dans des cristaux photoniques naturels	7
Figl- 3Cristaux Photoniques 1D, 2D et 3D : Du réseau de Bragg de 1887 au CP moderne	8
Figl- 4Représentation d'un réseau carré dans l'espace reel et l'espace réciproque avec la première zone de Brillouin associée	10
Figl- 5Structure unidimensionnelle	12
Figl- 6Représentation schématique de l'interférence des ondes réfléchies par chaque dioptre	13
Figl- 7Exemple de BIP tridimensionnel composé de sphère diélectriques situées sur les sites d'un réseau à structure diamant	14
Figl- 8Structure de bande d'un réseau diamant de sphères d'air dans un diélectrique à haute permittivité ($\epsilon=13$).[8]	14
Figl- 9Exemple de Bips 2D, a)réseaux de tiges dans l'air et b) réseau de trous d'air dans un matériau	15
Figl- 10Exemples de réseaux carrés, triangulaires, hexagonaux	15
Figl- 11Structure de bande d'un réseau carré bidimensionnel de tiges cylindriques diélectriques ($\epsilon=8.9$) dans de l'air ($\epsilon=1$) ; modes TM (traits pleins) et TE (traits pointillés) Le rayon des tiges est $r = 0.2 a$, où a est la période du réseau	16
Figl- 12Schéma d'un guide défini (a) dans réseau bidimensionnel de colonnes de diélectrique et (b) dans un réseau de trous d'air	17
Figl- 13Exemples de défauts ponctuels dans un cristal photonique composé de tiges diélectriques.	18
Figl- 14Résonance à 35.5 GHz de la cavité engendrée par la suppression d'une tige pour le réseau carré diélectrique de tiges d'alumine, période $a=3\text{mm}$, $d=1.5\text{mm}$ (onde polarisée TM). L'énergie est concentrée sur les quatre premières tiges voisines des défauts.[9]	18
Figl- 15Spectres de transmission d'un cristal hexagonal de tiges diélectriques avec et sans défaut ponctuel[9]	18
Figl- 16Simulation de la propagation du champ électromagnétique dans un guide d'onde réalisé dans un cristal photonique (Cliché du MIT, J.Joannopoulos, http://abinitio.mit.edu/photons/bends.html)	19
Figl- 17Exemples d'applications des lasers : a) - Collimation d'instrument optique. b) - Télécommunications par réseaux de fibres optiques. c) - Découpe laser. d) - Refroidissement d'atomes par laser. e) - Percage laser. f) - Holographie. g) - Soudure laser. h) - Caractérisation de matériaux. i) - Support optique numérique	24
Figl- 18Schéma du guide en considération	25
Figl- 19(a) La distribution du champ avec ADP pour InGaAs; (b) sans ADP	25
Fig.II- 1 Définition d'un capteur	30
Fig.II- 2 courbe d'étalonnage d'un capteur	30
Fig.II- 4 Quelques exemples de grandeurs physiques détectables par des moyens optiques	31
Fig.II- 5 Représentation schématique du principe de fonctionnement d'un biocapteur	32
Fig.II- 7Représentation schématique des différents biorécepteurs	33
FigIII- 1Le spectre de transmission à la sortie du guide d'onde de CP de tiges annulaires pour différent indice de réfraction	46
FigIII- 2 Le spectre de transmission à la sortie du guide d'onde de CP de tiges circulaire pour	47

Liste des figures

différent indice de réfraction	
FigIII- 3La structure du modèle proposé	47
FigIII- 4La valeur de la sensibilité pour différentes valeurs du rayon extérieur des tiges annulaires	48
FigIII- 5Le spectre de transmission lorsque le rayon extérieur du tiges annulaire devient 0,0882 μ m	48
FigIII- 6Structure of the second proposed design	49
FigIII- 7Le spèctre de transmission pour différents indice de réfraction	50
FigIII- 8La valeur de la sensibilité pour différents rayon de tiges de défaut	50
FigIII- 9Le spèctre de transmission pour different indices de réfractions	50
FigVI- 1a) La structure du cristal photonique MZI b) La distribution de l'indice de réfraction	55
FigVI- 2La bande interdite photonique pour une polarisation TE	56
FigVI- 3La distribution de champ électrique 2D et 3D	56
FigVI- 4Le spectre de transmission de puissance normalisé à 0GPa	58
FigVI- 5Le spectre de transmission de puissance normalisé à 0GPa et 1GPa	58
FigVI- 6 La zone sélectionnée pour l'application de pression	58
FigVI- 7Le spèctre de transmission lorsque la pression appliquée est 0GPa est 1GPa	59
FigV- 1Distribution triangulaire des trous d'air annulaires dans le substrat en silicium	65
FigV- 2profil d'indice de réfraction de la structure cristalline photonique	65
FigV- 3L'écart de la bande interdite photonique	66
FigV- 4L'intervalle de bande photonique VS l'indice de réfraction des analytes	68
FigV- 5La variation de l'écart de bande pour différents analytes à différentes largeurs	69
FigV- 6Le spectre de transmission avec un indice de réfraction différent	70

Liste des tableaux

Tab. I-1 Représentation de l'espace direct et réciproque pour un réseau carré et hexagonal..	11
Tab. III-1 Paramètres du dessin.....	46
Tab. IV-1 Paramètres du cristal photonique.....	56
Tab. IV-2 Synthèse des résultats obtenus du capteur de pression.....	59
Tab. V-1 La variation de la bande interdite avec l'indice de réfraction.....	68
Tab. V- 2 Écarts de bande entre différents analystes à différentes largeurs.....	69
Tab. V-3 Les sensibilités résultantes pour différentes largeurs des trous.....	70
Tab. V- 4 Comparaison entre les valeurs résultantes de la sensibilité pour différentes largeurs selon les deux méthodes.....	71

Liste des symboles

Liste des symboles

CP	Cristal Photonique
1,2,3 D	Un, deux, trois dimension
BIP	Bande Interdite Photonique
BIE	Bande Interdite Electromagnétique
TM	Transverse magnétique
TE	Transverse Electricque
ADP	Absorption à Deux Photons
W1	Guide d'onde de type W1
SPR	Résonance Plasmonique de Surface
GO	Guide d'IOnde
IR	Indice de Réfraction
SOI	Silicium On Insulator
FDTD	Finite Difference Time Domain
PWE	Plane Wave Expansion
PWE–OPTIFDTD	Logiciel de simulation
GO-CP	Guide d'Onde de Cristaux Photoniques
RIU	Unité d'Indice de Réfraction (Réfractive Index Unit)
PCW	Guide d'Onde à Cristaux Photoniques (Photonic Crystal Waveguide)
MZI	Mach–Zehnder Interferometer
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
NEMS	Nano-Electro-Mechanical Systems
THz	TéraHertz

Introduction générale

Quel genre de matériel peut nous permettre de contrôler la propagation de la lumière ? C'est la question qui a mené John et Yablonovich à découvrir la bande interdite photonique grâce à la compréhension de la relation entre la structure de la bande électronique et la structure de la bande photonique ou tout simplement grâce à l'analogie entre l'électron et le photon. Ils avaient l'intention de développer un matériau qui a des effets similaires sur les photons comme celle de semi-conducteurs sur les électrons [1-3].

D'abord, Le cristal est un arrangement périodique d'atomes, la répétition de cet arrangement dans l'espace nous donne le réseau cristallin. L'idée d'une stop bande unidimensionnelle est assez ancienne, ayant été dérivée par Lord Rayleigh en 1887. Celui-ci avait déjà pressenti l'ampleur réelle de la stop-bande interdite. Il a aussi bien compris que même une variation périodique infinitésimale de la structure produirait une bande interdite et qu'elle ferait un «miroir de réflexion totale». Qu'une bande interdite puisse se produire, même à partir d'une modulation infinitésimale, est propre au cas unidimensionnel. Il est clair que Rayleigh avait à l'esprit des structures "1D laminées" [4]. 100 ans plus tard, John [5] et Yablonovich [6] ont fait joindre les outils de l'électromagnétisme classique et la physique de solides aux concepts de la bande interdite omnidirectionnel en deux et trois dimensions, cette généralisation a inspiré le nom de cristal photonique [4].

Les cristaux photoniques sont des matériaux artificiels ou naturels dont l'indice de réfraction varie périodiquement dans les différentes directions de l'espace, à l'image des électrons dans les semi-conducteurs, les photons y sont répartis dans le réseau cristallin en bandes de transmission séparées par des bandes d'énergies interdites. Cette analogie permet d'envisager l'utilisation des cristaux photoniques pour stocker, localiser, filtrer ou bien guider la lumière [2].

De 1987 jusqu'à 1990 [5-8], la majorité des travaux de recherches s'est focalisée sur :

- ✚ Les mécanismes de la formation de la bande interdite photonique ;
- ✚ La structure de la bande photonique des différentes structures des réseaux cristallins ;

Introduction générale

- ✚ La localisation des photons ;
- ✚ Les propriétés de guidage des cristaux photoniques.

De 1990 jusqu'au 21^{ème} siècle, de grands efforts ont été déployés à :

- ✓ développer différentes techniques de fabrication des cristaux photoniques (la première en ce qui concerne la fabrication d'un cristal photonique 2D a été réalisée en 1993) ;
- ✓ moduler l'émission spontanée des atomes en utilisant la bande interdite photonique (la première modulation de la structure 2D a été en 1991) ;
- ✓ étudier de nouveaux effets optiques non linéaires des cristaux photoniques ;
- ✓ réaliser l'espoir d'une bande interdite photonique complète (le yablonovite en 1991).

Le début du 21^{ème} siècle [9-13] s'est distingué par la mise en place de nouveaux concepts et l'apparition de nombreuses approches technologiques dans le développement des cristaux et dispositifs photoniques. La majorité des recherches ont été focalisées sur :

- La fabrication des cristaux photoniques de haute qualité ;
- L'étude des phénomènes physiques dans les cristaux photoniques ;
- La réalisation de composants optiques à base de cristaux photoniques (la première proposition d'un composant optique intégré a été faite en 1996).

Récemment, les applications des cristaux photoniques, malgré la difficulté de fabrication, de modélisation et de caractérisation, largement dépasse l'idée initiale du contrôle de l'émission spontanée. Elles couvrent aujourd'hui un large spectre de recherches. Parmi ces études, on peut citer les recherches menées sur l'utilisation des cristaux photoniques dans l'optique non linéaire. La menace laser comprend aujourd'hui les lasers à impulsions ce qui oblige tout système de protection à commuter de l'état passant à l'état opaque en des temps de l'ordre de la nanoseconde et peut être même moins dans un avenir pas si lointain. De tels temps de réaction interdisent l'utilisation d'une chaîne de détection/commande électronique trop lente et imposent une auto commutation rapide du matériau face à l'accroissement de l'intensité incidente. Des effets non linéaires optiques répondent à cette condition d'auto déclenchement ultra rapide et il n'est donc pas étonnant que l'on retrouve de tels effets dans la plupart des limiteurs optiques actuels [14].

Introduction générale

Plusieurs travaux de recherches s'intéressent aussi aux cristaux photoniques en tant qu'élément de détection en raison de leur structure de bande et du confinement de la lumière. Ces capteurs sont le plus souvent réalisés sur un substrat regroupant l'ensemble de ses tests et permettant une analyse rapide des interactions biologiques recherchées. Leur petite taille leur permet d'être moins coûteux, facilement transportables et efficaces. A terme, ils pourront remplacer les laboratoires d'analyse afin de permettre un diagnostic rapide à proximité du patient.

Problématique : Notre problème consiste à étudier la propagation de la lumière dans les cristaux photoniques dans les trois cas suivants :

- ❖ Le 1^{er} cas : d'étudier les cristaux photoniques permettant d'interdire la propagation de la lumière, ou au contraire, de l'autoriser uniquement dans certaine direction et pour certaines fréquences, ou encore de localiser la lumière dans une région privilégiée de l'espace. Pour nous, nous avons étudié les cristaux photoniques en tant que limiteur optique ou nous avons étudié en particulier l'influence du renforcement des effets non linéaires notamment l'absorption à deux photons sur la propagation de la lumière dans les cristaux photoniques.
- ❖ Dans le 2^{ème} et le 3^{ème} cas : d'étudier les cristaux photoniques en tant qu'élément de détection avec et sans cavité et en tant que capteur de pression ou nous avons joué sur ces paramètres afin d'améliorer sa sensibilité.

Mon travail comporte des aspects numériques. Cux-ci sont concentrés sur des structures particulières basées sur des cristaux photoniques bidimensionnelles à réseau triangulaire pour le guidage et la détection par la mesure de l'indice de réfraction afin d'améliorer la sensibilité et la transmission spectrale. Nous avons utilisé les logiciels de simulation OPTIFDTD développés par Rsoft, basés sur la méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD) et la méthode des ondes planes PWE.

Organisation de la thèse : La thèse est répartie en cinq chapitres dont :

- Le premier chapitre est consacré à l'énumération des différents cristaux photoniques. L'analogie entre l'équation de Schrödinger et les équations de Maxwell est exposée. Afin de mieux comprendre les cristaux photoniques bidimensionnels CP-2D qui font l'objet de notre étude, nous présentons les

Introduction générale

différentes propriétés de ces structures. Nous exposerons la très grande variété de défauts dans les cristaux photoniques bidimensionnels concevables et donnant lieu à quelques sortes d'applications potentielles. Notant que les propriétés du cristal photonique ne se limitent pas à l'existence de bandes interdites. Elles peuvent être utilisées comme des limiteurs optiques aux fortes intensités où nous avons étudié en particulier, l'influence du renforcement des effets non linéaires notamment l'absorption à deux photons sur la propagation de la lumière dans les cristaux photoniques.

- Dans le deuxième chapitre, des généralités sur les capteurs et les biocapteurs sont présentées. Nous présentons ensuite les principes de fonctionnement et les applications de quelques biocapteurs. Enfin, nous terminons le chapitre avec une description du paramètre de la sensibilité d'un capteur et de l'importance de son amélioration.
- Dans le troisième chapitre, nous utilisons la méthode des domaines finis (FDTD) pour analyser le spectre des longueurs d'onde détecté à l'extrémité d'un guide d'ondes à cristaux photoniques bidimensionnels contenant des tiges de silicium en forme de cercle répartis dans l'air. Nous montrons à travers une nouvelle conception qu'un décalage de $0.0758 \mu\text{m}$ est obtenu dans la position de la longueur d'onde du bord de la bande supérieur correspondant à une sensibilité de 758 nm/RIU . Un défaut local a été introduit, ce qui a entraîné un décalage très élevé de la longueur d'onde de coupure correspondant à une plus grande sensibilité de 1490 nm/RIU .
- Dans le quatrième chapitre, nous concevons et simulons un cristal photonique de type de l'interféromètre Mach-Zehnder (MZI) bidimensionnel pour la détection de pression. Le capteur est formé par des tiges de silicium d'un réseau rectangulaire répartis dans l'air. Lorsqu'une pression est appliquée dans une zone de tiges située entre les guides d'onde des branches Y de MZI, la sensibilité atteint une valeur très élevée qui est de 22.3667 nm/GPa .
- Dans le dernier chapitre, nous avons utilisé (PWE solver) du logiciel OPTIFDTD pour déterminer la bande interdite photonique d'un biocapteur à

Introduction générale

base d'un cristal photonique annulaire 2D. Nous avons observé que la fréquence de la bande interdite photonique se situe dans la plage de fréquences de TéraHertz. La relation entre la bande interdite photonique et l'indice de réfraction de l'analyte nous a permis de déterminer la sensibilité du biocapteur. Nous décrivons aussi comment pouvons-nous identifier n'importe quel analyte biologique inconnu remplissant les trous d'anneau en se basant sur certains types de mesures à l'aide du biocapteur. L'élargissement des largeurs des trous d'anneau de la nouvelle structure proposée a été aussi étudié.

On termine bien sur cette thèse avec une conclusion générale dans laquelle les principaux résultats sont résumés et les perspectives de développement des travaux ainsi réalisés sont données.

Références bibliographiques

- [1] Q. Gong and X. Hu, *Photonic crystals: principles and applications*, CRC Press, 2014.
- [2] J.D. Joannopoulos, S.G. Johnson, J.N. Winn and R.D. Meade, *Photonic crystals : molding the flow of light*, Princeton University Press, 2008.
- [3] D.W. Prather, A. Sharkawy, S. Shi, J. Murakowski and G. Schneider, *Photonic Crystals, Theory, Applications and Fabrication*, Wiley, 2009.
- [4] E. Yablonovitch, “Photonic crystals : what’s in a name?”, *Optics & Photonics News* (Magazine), pp. 12-13, Mars 2007.
- [5] S. John, “Strong localization of photons in certain disordered dielectric superlattices”, *Phys. Rev. Lett.*, vol. 58, no. 23, pp. 2486–2489, 1987.
- [6] E. Yablonovitch, “Inhibited spontaneous emission in solid-state physics and electronics”, *Phys. Rev. Lett.*, vol. 58, no. 20, pp. 2059–2062, 1987.
- [7] E. Yablonovitch, T.J. Gmitter and K.M. Leung, “Photonic band structure: The face-centered-cubic case employing nonspherical atoms”, *Phys. Rev. Lett.*, vol. 67, no. 17, p. 2295, 1991.
- [8] K.M. Ho, C.T. Chan and C.M. Soukoulis, “Existence of a photonic gap in periodic dielectric structures”, *Phys. Rev. Lett.*, vol. 65, no. 25, p. 3152, 1990.
- [9] E. Yablonovitch, T.J. Gmitter, R.D. Meade, A.M. Rappe, K.D. Brommer and J.D. Joannopoulos, “Donor and acceptor modes in photonic band structure”, *Phys. Rev. Lett.*, vol. 67, no. 24, pp. 3380-3383, 1991.
- [10] M. Plihal, A. Shambrook, A.A. Maradudin and P. Sheng, “Two-dimensional photonic band structures”, *Opt. Commun.*, vol. 80, no. 3–4, pp. 199–204, 1991.
- [11] J.R. Wendt, G.A. Vawter, P.L. Gourley, T.M. Brennan and B.E. Hammons, “Nanofabrication of photonic lattice structures in GaAs/AlGaAs”, *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 11, no. 6, pp. 2637–2640, 1993.
- [12] J.P. Dowling, M. Scalora, M.J. Bloemer and C.M. Bowden, “The photonic band edge laser : a new approach to gain enhancement”, *J. Appl. Phys.*, vol. 75, no. 4, pp. 1896–1899, 1994.
- [13] A. Mekis, J.C. Chen, I. Kurland, S. Fan, P.R. Villeneuve and J.D. Joannopoulos, “High transmission through sharp bends in photonic crystal waveguides”, *Phys. Rev. Lett.*, vol. 77, no. 18, pp. 3787-3790, 1996.

Introduction générale

- [14] B. Cao, “Systèmes performants pour la limitation optique large bande dans le visible et le proche infrarouge”, Thèse de doctorat, Ecole Normale Supérieure de Cachan (France), 2009.

Chapitre I Les Cristaux photoniques

I.1 Introduction

Les Cristaux photoniques, l'homme en faisait déjà avant de le savoir. Quant à mère nature, elle ne nous avait pas attendus pour y penser et s'en sert depuis longtemps pour fabriquer de magnifiques pigments irisés. Ces pigments ont été étudiés dès la fin du 19^{ième} siècle mais ce n'est que très récemment que leur véritable nature de cristal photonique est apparue et a enfin résolu le mystère.[1]



Fig. I-1 Les superbes couleurs de cette opale et de ce "Morpho" proviennent des interférences se produisant dans des cristaux photoniques naturels [1].

Mais qu'est ce qu'un cristal photonique? A quoi cela pourrait il servir? Et où en est-on actuellement? C'est à ces questions que ce chapitre d'introduction aux cristaux photoniques, forcément succinct vu l'ampleur du sujet et la complexité des théories, va tenter de répondre.

I.2 Les Cristaux photoniques

Les cristaux photoniques sont des structures dont l'indice diélectrique varie périodiquement suivant une, deux ou trois dimensions dans l'espace (Fig. I-1). Ce milieu périodique produit sur les propriétés électromagnétiques un effet analogue à celui du potentiel cristallin sur les électrons dans les cristaux. Des bandes d'énergie interdites pour les photons apparaissent, interdisant la propagation de la lumière dans certaines directions et pour certaines énergies [2].

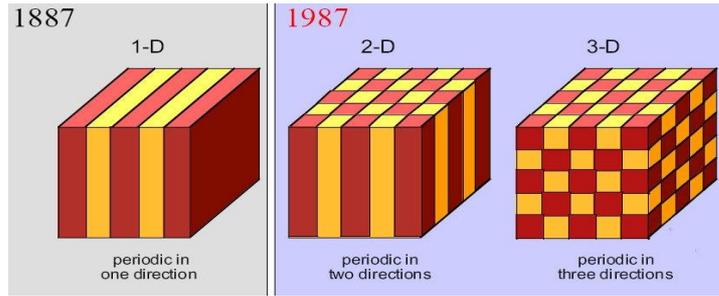


Fig. I-2 Cristaux Photoniques 1D, 2D et 3D : du réseau de Bragg de 1887 au CP moderne[1].

Mais d'où viennent les propriétés du cristal photonique? Pour répondre à cette question revenons un peu en arrière, au problème de la conduction électrique dans les solides. On sait que dans un conducteur électrique, le réseau atomique est cristallin. Pourtant les électrons le traversent sans « rebondir » sur les atomes.

Ce grand mystère du 19^{ième} siècle a été résolu par l'étude de l'électron en tant qu'onde et non corpuscule: la diffraction de l'onde électronique par le réseau atomique permettait à certaines énergies de traverser le réseau. Cette découverte repose sur l'utilisation du théorème de Bloch (aussi appelé théorème de Floquet) énoncé en 1928 qui décrit la propagation d'ondes dans un milieu périodique 3D et a amené à la conclusion que les électrons circulant dans un conducteur sont diffractés par les imperfections d'un réseau atomique et non par le réseau lui-même.

Le point intéressant pour nous ici est que la nature de l'onde en question peut être électronique ou électromagnétique, le théorème de Bloch n'en reste pas moins valide. C'est ce qu'a remarqué Yablonovitch qui a réussi à lier les outils électromagnétiques aux outils jusqu'ici réservés à la physique du solide. Il est passé de {Bloch + Schrödinger} à {Bloch + Helmholtz}.

Avec un formalisme mathématique cela donne ceci : Un cristal photonique correspond à une variation périodique de $\varepsilon(\vec{x}) = \varepsilon(\vec{x} + \vec{R}_l)$ avec les \vec{R}_l qui sont les vecteurs constitutifs de la maille cristalline. Dans ce cas, le théorème de Bloch stipule que les solutions à l'équation $\vec{\nabla} \times \frac{1}{3} \vec{\nabla} \times \vec{H} = \left(\frac{\omega}{c}\right)^2 \vec{H}$ (équation d'onde issue de l'application des équations de Maxwell à une onde de fréquence ω) sont de la forme

$\vec{H}(\vec{x}) = e^{i\vec{k}\vec{x}} \times \vec{H}_{n,\vec{k}}(\vec{x})$ avec les valeurs propres $\omega_n(\vec{k})$ et où $\vec{H}_{n,\vec{k}}(\vec{x})$ est une enveloppe périodique satisfaisant $\vec{H}_{n,\vec{k}}(\vec{x}) = \vec{H}_{n,\vec{k}}(\vec{x} + \vec{R})$. Ces $\vec{H}_{n,\vec{k}}(\vec{x})$ sont appelés modes de Bloch. Les valeurs propres $\omega_n(\vec{k})$ sont des fonctions continues de \vec{k} qui dessinent des courbes, ou diagramme de dispersion, lorsque tracées en fonction de ces mêmes \vec{k} . Ces valeurs propres sont périodiques elles aussi. La solution pour \vec{k} est la même que celle pour $\vec{k} + \vec{G}_j$ où \vec{G}_j est un vecteur constitutif du réseau cristallin dans l'espace réciproque. Grâce à cette périodicité on n'a besoin de calculer les valeurs propres que pour des \vec{k} limités à la zone de Brillouin irréductible [1].

I.2.1 Espace direct/espace réciproque

Un réseau cristallin 1D, 2D ou 3D est défini dans l'espace réel (ou direct) par la structuration selon le type de maille (carré, hexagonal, etc... pour le cas bidimensionnels) et ses dimensions (période, forme et maille du motif). Les vecteurs de base de la maille élémentaire définissent une base \vec{a}_i qui représente les vecteurs primitifs du réseau. L'ensemble des structures périodiques 1D, 2D ou 3D a été classifié selon leurs propriétés géométriques et appelées "réseau de Bravais". Un tel réseau peut être également défini dans un espace réciproque défini par une base de vecteurs propres \vec{b}_j définies selon le produit scalaire: $\vec{a}_i \times \vec{b}_j = 2\pi\delta_{ij}$. Ce réseau réciproque a les mêmes propriétés de symétrie que le réseau de Bravais. C'est cette base qui va nous permettre de définir la zone de Brillouin dans l'espace des vecteurs d'onde (réseaux réciproque) pour présenter les courbes de dispersion.

I.2.2 La zone de Brillouin

La zone de Brillouin irréductible dans l'espace réciproque est l'équivalent de la cellule élémentaire correspondante à la zone définie par les plans médiateurs entre chaque motif de la maille représentant les points de hautes symétries du réseau réciproque. Chaque point de l'espace contenu dans cette zone de Brillouin irréductible est donc plus proche du nœud d'un réseau que des autres nœuds. Pour illustrer simplement cet aspect, restreignons-nous aux réseaux bidimensionnels qui seront ceux que nous étudierons dans les chapitres suivants. Fig. I-3 représente la zone de Brillouin irréductible pour un réseau carré. La périodicité de cette cellule élémentaire permet de résoudre les équations de Maxwell en utilisant la

décomposition en ondes de Bloch présentée dans le paragraphe précédent.

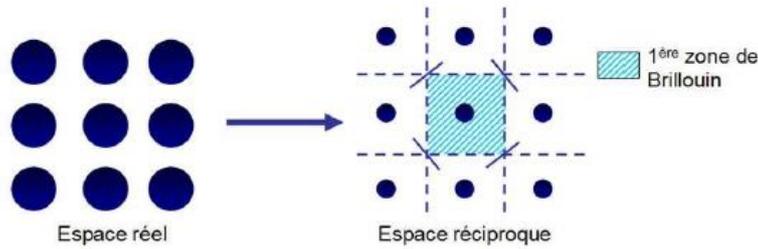


Fig. I-3 Représentation d'un réseau carré dans l'espace réel et l'espace réciproque avec la première zone de Brillouin associée [3].

La figure (Fig. I-3) représente l'espace direct et réciproque ainsi que la première zone de Brillouin pour un réseau carré triangulaire. On définit également par symétrie, la zone de Brillouin réduite (ΓMX pour le réseau carré et ΓMK pour le réseau triangulaire). La connaissance de la structure de bandes dans cette zone de Brillouin réduite est suffisante pour connaître l'ensemble des modes de propagation dans le cristal si on considère ce dernier comme ayant une périodicité infinie dans chaque direction de plan.

Tab. I-1 Représentation de l'espace direct et réciproque pour un réseau carré et hexagonal [3].

	direct	réciproque	zone de Brillouin
carrée	 $a_1 = a(0,1)$ $a_2 = a(1,0)$	 $b_1 = \frac{2\pi}{a}(0,1)$ $b_2 = \frac{2\pi}{a}(1,0)$	 $\Gamma = (0,0)$ $X = \left(\frac{\pi}{a}, 0\right)$ $M = \left(\frac{\pi}{a}, \frac{\pi}{a}\right)$
triangulaire	 $a_1 = a\left(\frac{1}{2}, \frac{\sqrt{3}}{2}\right)$ $a_2 = a\left(\frac{1}{2}, -\frac{\sqrt{3}}{2}\right)$	 $b_1 = \frac{2\pi}{a}\left(\frac{\sqrt{3}}{2}, \frac{1}{2}\right)$ $b_2 = \frac{2\pi}{a}\left(\frac{\sqrt{3}}{2}, -\frac{1}{2}\right)$	 $\Gamma = (0,0)$ $K = \left(\frac{2\pi}{3a}, \frac{2\pi}{\sqrt{3}a}\right)$ $M = \left(0, \frac{2\pi}{\sqrt{3}a}\right)$

La cellule élémentaire dans l'espace direct est ainsi définie par son facteur de remplissage. Celui-ci est le rapport entre l'aire occupée par la particule élémentaire et l'aire de la cellule élémentaire. Pour le cas d'une particule circulaire de rayon R dans une cellule de base de dimension a le facteur de remplissage est égal à:

$$-\frac{\pi R^2}{a^2} \text{ pour un réseau carré}$$

$$-\frac{2\pi R^2}{\sqrt{3}a^2} \text{ pour un réseau hexagonal.}$$

Ces notions de facteur de remplissage, de zone de Brillouin, de vitesse de phase et de groupe, et de diagramme de dispersion sont bien expliqués dans [3].

I.3 Périodicité à une dimension (réseau de Bragg)

Ces structures sont couramment utilisées sous le nom de réseau de Bragg (Fig. I-4). Ils sont généralement réalisés par un empilement de couches d'indices diélectriques différents et d'épaisseur $\lambda/4$, λ étant la longueur d'onde guidée autour de laquelle le matériau doit interdire la propagation des ondes électromagnétiques en incidence normale.

Les réseaux de Bragg ont prouvé leur utilité dans de nombreuses applications: convertisseurs de modes pour fibres optiques, filtres de longueur d'onde sélectifs, multiplexeurs, compensation de la dispersion, lasers spéciaux à bande étroite...

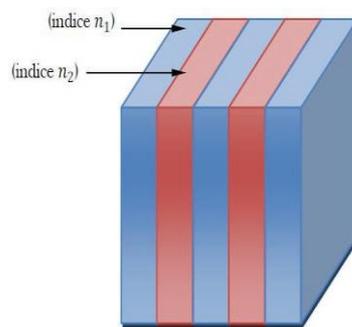


Fig. I-4 Structure unidimensionnelle.

I.3.1 Généralités sur les réseaux de Bragg

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 Fig. 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 [4].

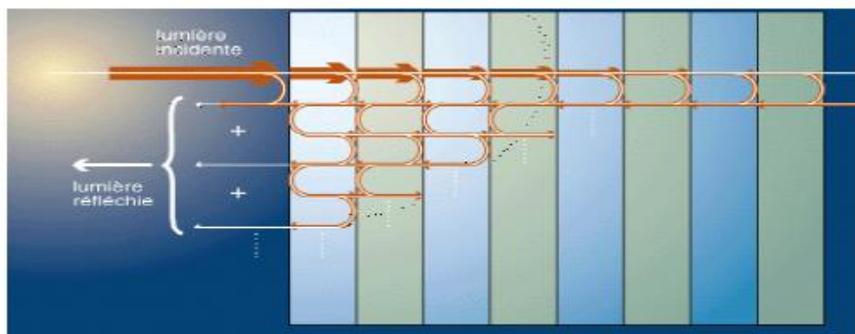


Fig. I-5 Schéma de l'interférence des ondes réfléchies par chaque dioptré[4].

Une étude plus complète [5] montre qu'un tel miroir unidimensionnel ne possède pas de bande interdite pour toutes les directions de propagation. C'est là sa limitation essentielle. Cependant, personne n'avait vraiment réalisé qu'il s'agissait d'un représentant d'une famille beaucoup plus large. Il faut attendre 1987 pour que Eli Yablonovitch [6] remarquant l'analogie entre les équations de Schrödinger et les équations d'Helmholtz conceptualise le principe de bande interdite photonique et construise en 1991 [7] une structure à variation périodique de l'indice dans les trois directions: le premier vrai cristal photonique artificiel apparaît.

I.4 Périodicité à 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 [8]. Il existe une infinité de géométries possibles pour des structures tridimensionnelles. Mais seulement quelques-unes présentent une bande photonique interdite complète. La plupart des structures tridimensionnelles sont inspirées de la géométrie de la structure du diamant (face cubique centrée). La symétrie cubique à face centrée possède deux atomes par maille et permet l'ouverture d'une bande interdite complète.

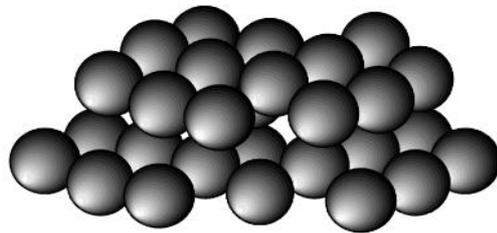


Fig. I-6 Exemple de BIP tridimensionnel composé de sphères diélectriques situées sur les sites d'un réseau à structure diamant[9].

Cette structure diamant est aussi appelée structure CFC. Sur la Fig. I-7 est représentée la structure de bande d'un réseau diamant de sphères d'air dans un diélectrique à haute permittivité ($\epsilon=13$).

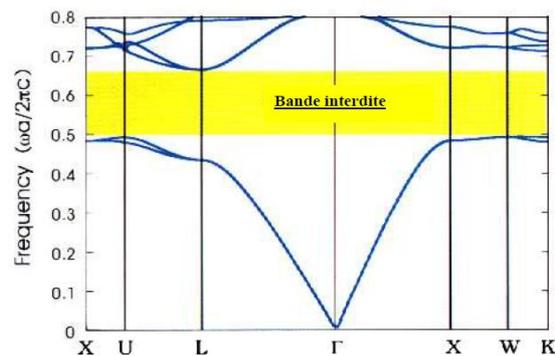


Fig. I- 7 Structure de bande d'un réseau diamant de sphères d'air dans un diélectrique à haute permittivité ($\epsilon=13$) [9].

Un point essentiel que l'on doit garder en mémoire pour la fabrication des structures est que la position en longueur d'onde de la bande interdite est caractérisée par la périodicité du cristal photonique. Deux types de structures expérimentales

peuvent alors être considérées: celles qui visent le domaine micro-onde, c'est-à-dire celles dont les tailles caractéristiques sont de l'ordre centimétrique, aisément manipulables à la main, sauf pour certains matériaux transparents de forte constante diélectrique qui sont en général difficiles à usiner. Dans ce domaine la technologie de fabrication favorise les réseaux déconnectés (tiges dans le vide). Ces structures facilitent la fabrication des cristaux et leur caractérisation. Pour les longueurs d'ondes optiques, les dimensions caractéristiques des structures sont nanométriques et la construction expérimentale de telles structures est difficilement réalisable.

I.5 Périodicité à deux dimensions

Un cristal photonique bidimensionnel est une structure qui présente une modulation périodique de la permittivité diélectrique suivant deux directions de l'espace, et homogène dans la troisième. Les propriétés optiques des structures bidimensionnelles (ainsi que les structures unidimensionnelles en incidence non normale) sont fortement dépendantes de la polarisation de l'onde électromagnétique. Il existe plusieurs façons de réaliser ces structures bidimensionnelles. Par exemple, on peut placer des tiges diélectriques dans l'air ou encore dans un autre diélectrique. Afin d'ouvrir des bandes interdites larges, il faut un contraste d'indice (différence entre les indices du milieu et des tiges) suffisamment grand [9]. Un BIP bidimensionnel peut aussi être constitué d'un ensemble de trous percés dans un diélectrique. Les réponses optiques de ces structures dépendent de la polarisation et peuvent ne pas posséder une bande interdite complète. On parle d'une bande interdite complète lorsque la structure interdit la propagation pour toutes les directions dans le plan de la périodicité, quelle que soit la polarisation.

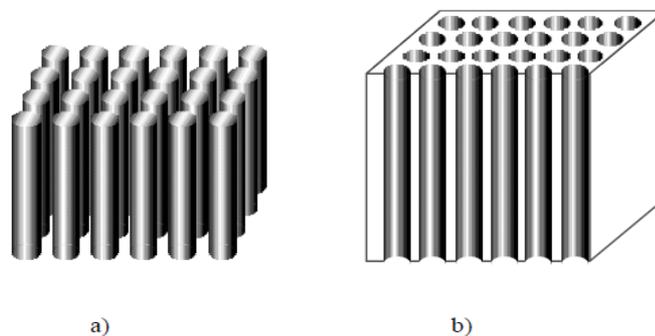


Fig. I- 8 Exemple de BIPs 2D, a) réseaux de tiges dans l'air et b) réseau de trous d'air dans un matériau[10].

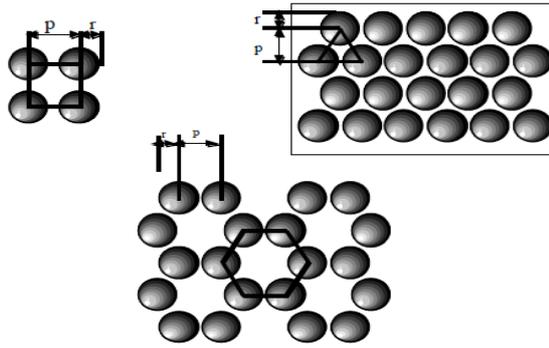


Fig. I-9 Exemples de réseaux carrés, triangulaires, hexagonaux[10].

La Fig. I-10 présente le diagramme de bande calculé pour un réseau carré de tiges diélectriques cylindriques de permittivité ($\epsilon=8.9$) dans de l'air ($\epsilon=1$), les polarisations se distinguent par des traits différents. L'un des principaux résultats de cette figure concerne la différence de comportement entre les polarisations TM (transverse magnétique : le champ E est parallèle aux tiges) et TE (Transverse électrique : le champ E est perpendiculaire aux tiges). Les bandes interdites en polarisation TM sont, en effet, nettement plus larges. Par contre pour les modes TE il n'y en a pas. Il existe une bande interdite de propagation dans toutes les directions du plan pour les modes TM, alors que les bandes interdites pour les modes TE ne se couvrent pas. Par conséquent, il n'y a pas de bande interdite complète pour ce réseau carré.

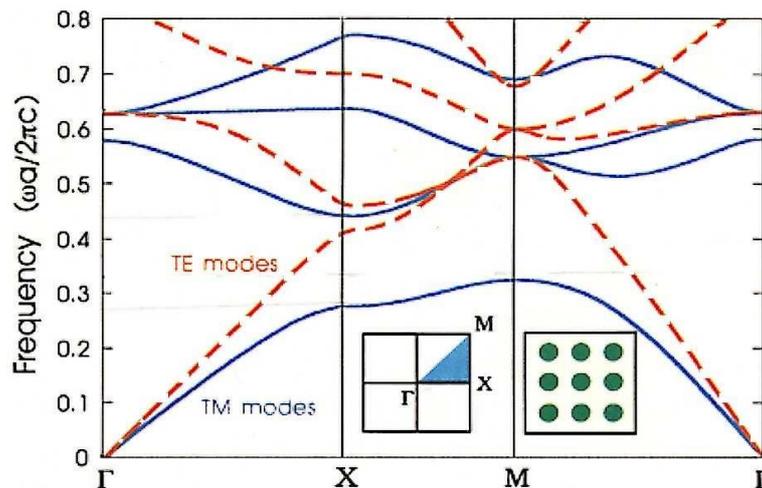


Fig. I-10 Structure de bande d'un réseau carré bidimensionnel de tiges cylindriques diélectriques ($\epsilon=8.9$) dans de l'air ($\epsilon=1$). Le rayon des tiges est $r = 0.2 a$, où a est la période du réseau[10].

I.6 Les défauts

I.6.1 Défaut linéique

Un guide est un défaut linéique introduit au sein d'un cristal photonique si l'on se restreint à une périodicité dans deux directions de l'espace. Le cristal photonique 2D est constitué soit de colonnes de diélectrique entourées d'air, soit de trous d'air gravés au travers d'une matrice diélectrique. Un guide d'onde peut alors être créé en écartant deux demi-plans. L'écart entre les deux demi-plans, la direction cristallographique ainsi que la symétrie des bords définissent un guide unique.

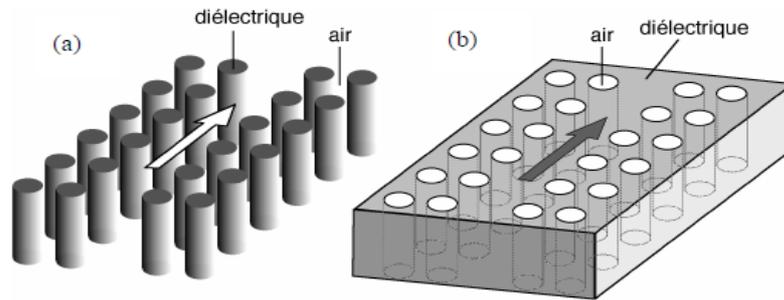


Fig. I-11 Schéma d'un guide défaut (a) dans un réseau bidimensionnel de colonnes de diélectrique et (b) dans un réseau de trous d'air.

Le cas d'un guide défini dans un réseau de colonnes de diélectrique est académique aux longueurs d'ondes optiques, mais montre que le guidage est possible grâce à la seule réflexion de Bragg distribuée le long du guide, puisque l'indice du cœur est inférieur à l'indice moyen de la gaine [5]. Le cas d'un guide défini dans un réseau bidimensionnel de trous d'air est bien plus réaliste du point de vue des applications.

I.6.2 Défauts ponctuels et micro-cavité

Les défauts ponctuels sont créés en modifiant les caractéristiques d'une cellule du réseau. Pour les cristaux photoniques composés de cylindres diélectriques, la constante diélectrique d'un cylindre peut être changée ou bien le cylindre peut être enlevé, ce qui crée une lacune dans le cristal. Cela correspond à une micro-cavité à l'intérieur du cristal photonique (Fig. I-12). Pour les cristaux photoniques constitués de trous dans un matériau diélectrique, ces trous peuvent être modifiés

géométriquement, généralement, on modifie le rayon du trou en question pour faire varier continûment la perturbation qu'on introduit.

Si on injecte dans ce défaut un mode électromagnétique dont l'énergie est dans la bande interdite du cristal photonique, il se retrouve complètement confiné, vu qu'il est entouré d'un matériau réfléchissant à cette longueur d'onde (Fig. I-13). La figure I-14 présente le spectre de transmission calculé d'un cristal 2D de symétrie hexagonale, formé de tiges diélectriques, le défaut est dû dans ce cas 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 μm en longueur d'onde, la présence du défaut se traduit par un pic de transmission étroit et unique à 1.1 μm [11].

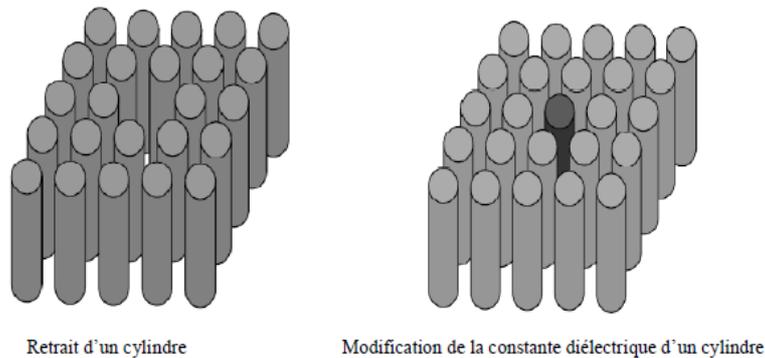


Fig. I-12 Exemples de défauts ponctuels dans un cristal photonique composé de tiges diélectriques.

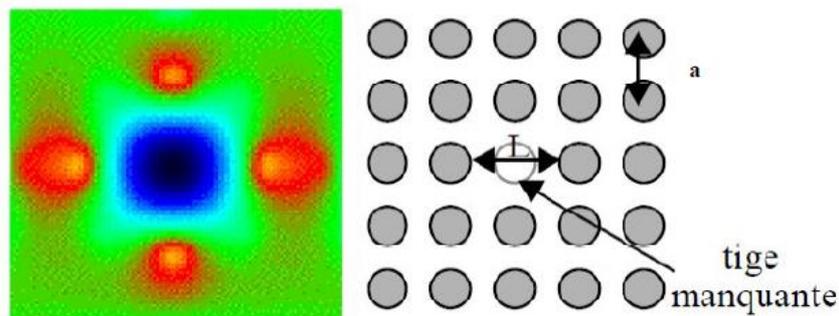


Fig. I-13 Résonance à 35.5 GHz de la cavité engendrée par la suppression d'une tige pour le réseau carré diélectrique de tiges d'alumine, $a=3$ mm, $d=1.5$ mm (TM). L'énergie est concentrée sur les quatre premières tiges voisines aux défauts [11].

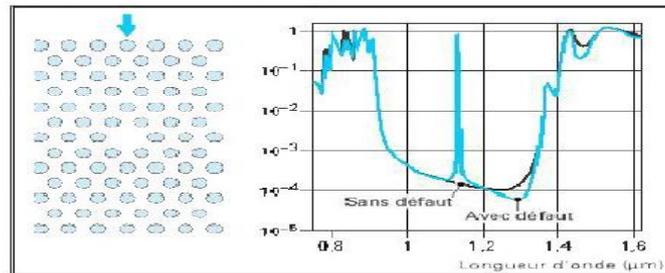


Fig. I-14 Spectres de transmission d'un cristal hexagonal de tiges diélectriques avec et sans défaut ponctuel [11].

I.6.3 Défauts étendus

Les défauts étendus sont obtenus en modifiant les cylindres ou les trous sur plusieurs sites voisins. Il existe trois types de défauts étendus, défauts 1D, 2D ou 3D. Ils ne peuvent être obtenus que dans les cristaux de dimensions au moins équivalentes. Les défauts étendus de dimension 1D sont appelés aussi défauts linéiques et peuvent servir de guides d'ondes ou de cavités lasers. Ils sont certainement ceux qui ont suscité le plus grand nombre d'études. Les défauts 2D et 3D constitués d'une suite de guides 1D orientés dans des directions différentes de façon à véhiculer la lumière sur tous les chemins optiques possibles à l'intérieur du cristal.

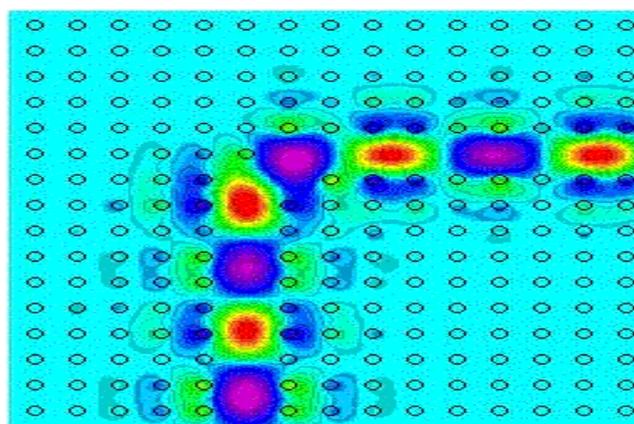


Fig. I-15 Simulation de la propagation du champ électromagnétique dans un guide d'onde réalisé dans un cristal photonique (<http://abinitio.mit.edu/photons/bends.html>).

I.7 Composants semiconducteurs à cristal photonique bidimensionnel

Les cristaux photoniques (CP) 2D se présentent typiquement sous la forme d'un réseau périodique de trous gravés dans une ou plusieurs couche(s) semiconductrice(s). Le choix se porte le plus souvent sur un réseau de symétrie hexagonale, qui présente toujours une bande interdite photonique dans toutes les directions du plan pour au moins une polarisation du champ (TE, notamment). Cela étant, ce sont les modifications du réseau (trous non gravés, trous de diamètre variable, etc.) qui vont permettre de réaliser les fonctions et composants optiques. La difficulté principale des CP 2D reste d'assurer le confinement optique dans la troisième direction de l'espace, la direction verticale. La solution standard de l'optoélectronique consiste à réaliser le CP dans un guide planaire multicouches avec un contraste modéré d'indice de réfraction entre couches. Le problème est alors de disposer d'un système de gravure profonde pour limiter les pertes par diffraction du CP. Une solution alternative est de réaliser le CP dans une membrane semiconductrice, suspendue dans l'air. Le contraste d'indice est alors élevé, un système de gravure standard peut être utilisé, et c'est avec cette solution qu'ont été obtenues les meilleures performances, autrement dit les pertes les plus faibles, pour les composants à CP 2D. La contrepartie est que les structures membranaires sont pénalisées par des effets accrus d'échauffement thermique et que la mise en œuvre d'une excitation électrique y est plus délicate [9].

I.8 Les applications des cristaux photoniques

Ces structures sont actuellement la source de nombreuses études et développements en optique dont par exemple :

- ✚ Inhibition ou amélioration de l'émission spontanée (Effet Purcell) [12].
- ✚ Miroirs omnidirectionnels à haute réflectivité.
- ✚ Guides d'ondes à faibles pertes [13].
- ✚ Filtres optiques [14]
- ✚ Capteurs de microcavités [15]
- ✚ Résonateurs optiques pour lasers à faible seuil [16].

Les cristaux photoniques permettent déjà le contrôle et la manipulation de la lumière en vue d'applications de type télécom, les cristaux à deux dimensions ayant en effet atteint le niveau de maturité nécessaire pour le développement d'applications.

La fabrication industrielle de cristaux photoniques à trois dimensions est encore au stade de la recherche, mais des cristaux photoniques 3D existent déjà. Actuellement, ils sont utilisés commercialement dans les fibres optiques, mais aussi dans des systèmes plus complexes, comme les sources de lumières Supercontinuum. Une autre voie de l'application des cristaux photonique qui représente l'utilisation de ces matériaux à BIP dans le sens contraire qui est la limitation optique.

I.8.1 Limiteur Optique

Pour tout système d'observation, une source lumineuse intense telle qu'un faisceau laser constitue un danger potentiel, le flux lumineux étant focalisé dans le plan focal objet, d'où non seulement un risque d'éblouissement du détecteur, mais aussi dans certains cas d'endommagement (s'il s'agit d'un capteur optoélectronique) ou de lésion (s'il s'agit de l'œil). Ce dernier cas est le plus grave, dans la mesure où toute lésion rétinienne est irréversible et irrémédiable. Un moyen de limiter ce risque consiste à insérer au sein du système optique un dispositif de protection, ayant pour fonction de limiter le flux incident à partir du seuil de danger, tout en restant transparent lorsque exposé à un flux inférieur à cette limite. Le temps de réponse du système est également un paramètre important : il doit être très rapide pour assurer une bonne protection [17].

L'espoir de départ était de profiter de plusieurs points apparemment avantageux des cristaux photoniques: un champ localement plus élevé que dans un matériau homogène, une plus grande indépendance à l'angle d'incidence que les traditionnels empilements de couches minces et une bande interdite très marquée qui, si nous pouvions la faire bouger, mènerait naturellement à la commutation entre état transparent et opaque.

L'utilisation de processus non-linéaires optiques s'est imposée comme une évidence, la menace laser comprend aujourd'hui des lasers à impulsions ce qui oblige tout système de protection à commuter de l'état passant à l'état opaque en des temps de l'ordre de la nanoseconde et peut être même moins dans un avenir pas si lointain. De tels temps de réaction interdisent l'utilisation d'une chaîne de détection/commande électronique trop lente et imposent une auto-commutation rapide du matériau face à l'accroissement de l'intensité incidente. Des effets non linéaires optiques répondent à cette condition d'auto-déclenchement ultra rapide et il n'est

donc pas étonnant que l'on retrouve de tels effets dans la plupart des limiteurs optiques actuels [1].

C'est donc en combinant le monde de la simulation électromagnétique des cristaux photoniques, celui de la protection optique et finalement celui des effets non linéaires notamment l'absorption à deux photons que nous avons entamé nos travaux avec comme objectif l'exploration de cette nouvelle voie et l'espoir de trouver une solution à la menace laser.

I.8.1.1 La menace laser

La généralisation de l'emploi des lasers, non seulement dans les applications industrielles mais aussi, de plus en plus, à des fins "domestiques", généralement dans le domaine spectral du visible et du proche infrarouge, pose un important problème de sécurité oculaire : nombre de ces équipements sont susceptibles de causer à l'œil, et en particulier à les rétines, des lésions irréversible. Fig. I-16 illustre quelques-unes des applications civiles des lasers.

Dans le domaine militaire, c'est non seulement l'œil mais également les capteurs optroniques qui sont à protéger, ce d'autant plus que des sources laser extrêmement puissantes peuvent être employées.

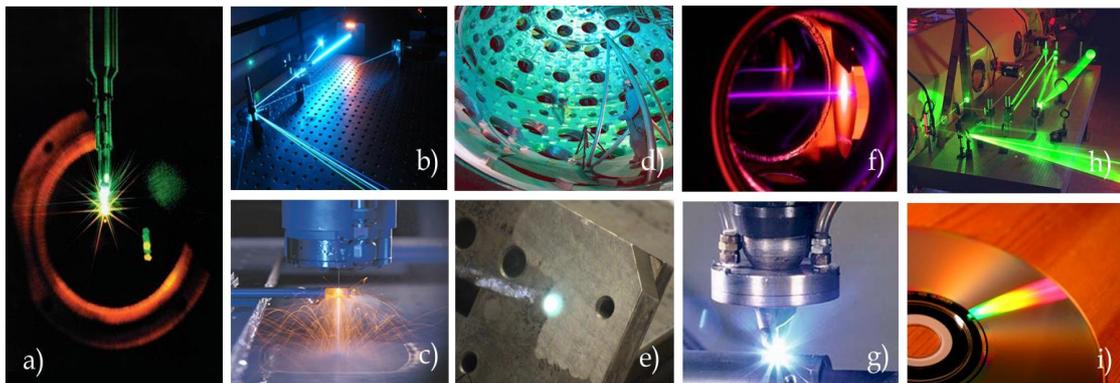


Fig. I-16 Exemples d'applications des lasers : a) - Collimation d'instrument optique. b) - Télécommunications par réseaux de fibres optiques. c) - Découpe laser. d) - Refroidissement d'atomes par laser. e) - Perçage laser. f) - Holographie. g) - Soudure laser. h) - Caractérisation de matériaux. i) - Support optique numérique[17].

I.8.1.2 Nécessité du non linéaire

Les solutions non-linéaires s'imposent d'elles mêmes. Si l'on veut se protéger d'une impulsion laser de moins de 10 ns, toute la chaîne {Détection de l'impulsion dangereuse / Commande du système de protection / Temps de réponse du système de protection} doit être très inférieure à ces 10 ns. Ceci exclut les systèmes à commande électronique : ils sont trop lent. La détection de l'impulsion dangereuse par une photodiode puis l'envoi d'un signal électronique de commande est déjà trop longue. Le système de protection doit être déclenché directement par l'impulsion, sans système électronique intermédiaire. Ceci nous amène sur des effets physiques rapides, déclenchables par la lumière de façon très rapide et affectant la transmission optique. On reconnaît là le portrait des effets non-linéaires optiques, ou du moins de certains d'entre eux.

I.8.1.3 Rappel sur les effets non linéaire

Les nécessités de rapidité de réaction nous imposaient d'utiliser des effets non-linéaires optiques. Il reste à voir quels sont les effets non-linéaires disponibles et lesquels pourraient avoir un intérêt dans le cadre de la limitation optique.

Les propriétés optiques des matériaux sont décrites à travers les parties réelles et imaginaires de la constante diélectrique ϵ_r . Cette constante est tirée de la polarisation P du milieu de la façon suivante :

$$D = \epsilon_0 E + P = \epsilon_0 \epsilon_r E \quad (I-1)$$

En optique linéaire, on considère que la relation entre P et E est linéaire et l'on peut alors écrire:

$$P = \epsilon_0 \chi E$$

avec χ qui la susceptibilité électrique telle que $\epsilon_r = 1 + \chi$. Mais à forte intensité, i.e. en optique non-linéaire, la relation entre P et E ne peut plus être considérée comme linéaire. Il faut changer de formalisme et on a l'habitude de décomposer la relation constitutive de P en un développement limité :

$$\begin{aligned} P_{nonlinéaire} &= \epsilon_0 \chi_{nonlinéaire} E \\ &= \epsilon_0 (\chi^{(1)} E + \chi^{(2)} E^2 + \chi^{(3)} E^3 + \dots) \end{aligned}$$

Ce qui nous amène à la relation :

$$\epsilon_{r,nonlinéaire} = 1 + \chi^{(1)} + \chi^{(2)} E + \chi^{(3)} E^2 + \dots \quad (I-2)$$

C'est de là que provient la classification des différents phénomènes physiques non linéaires en effets dit d'ordre deux, d'ordre 3, etc...

Une remarque importante: le terme $\chi^{(3)}E^2$ peut relier une variation d'indice à l'intensité incidente. Les termes $\chi^{(2)}E$ et $\chi^{(3)}E^2$ peuvent tout deux mener à la création de nouvelles fréquences optiques [1].

I.8.1.4 L'absorption à deux photons (ADP)

C'est un phénomène non-linéaire intéressant entrant dans la catégorie de l'absorption non linéaire. Prédit dès 1931 par M. Goepper-Mayer, elle n'est expérimentalement observée qu'en 1961 grâce à l'avènement des lasers. Dans les faits, l'absorption à deux photons est un cas particulier du mécanisme d'absorption multi-photonique ; mais les absorptions à trois photons et plus nécessitant des fluences trop importantes, on ne travaille généralement qu'avec l'ADP.

L'ADP se caractérise par une raie d'absorption intense, liée à la transition entre un état N1 et un état N2. Cette transition doit nécessiter une énergie égale à celle de deux photons incidents. Cette nécessité de deux photons a pour conséquence de rendre l'absorption de cette raie dépendante de l'intensité de l'onde incidente : la probabilité d'absorber n photons est proportionnelle à la puissance nième de l'intensité lumineuse.

$$\frac{dI}{dz} = -\alpha_1 I_z + \alpha_1 I_z^2 + \dots \quad (I - 3)$$

où I_z est l'intensité suivant l'axe z de propagation et n a le coefficient d'absorption à n photons.

A faible intensité, l'ADP est quasi inexistant et le matériau transparent. A forte intensité, l'ADP est notable et le matériau opaque. On peut même améliorer les choses en faisant en sorte qu'il existe un niveau d'énergie N3 tel que la raie d'absorption N2 et N3 corresponde à un seul des deux photons nécessaires à N1 et N2. On a alors, si la durée de vie de N2 est suffisante, un phénomène d'up-conversion qui vient renforcer l'absorption à haute intensité. Cet effet est bien sûr utilisé pour la limitation optique mais a trouvé d'autres applications, en biologie par exemple.

I.8.1.5 Comparaison entre régimes linéaire et non linéaire

Le guide d'ondes à base de cristaux photoniques étudié est du type W1 et d'une structure triangulaire, il est composé des tiges d'un matériau non-linéaire distribué dans l'air. Dans ce travail, on a étudié ce guide pour que des tiges soient de la nature d'InGaAs. Le rayon des tiges est pris égal à $r = 0.2 a$, où $a = 510 \text{ nm}$ est la constante du réseau dans les directions x et y . La Fig. 1-17 montre le schéma du guide ainsi considéré.

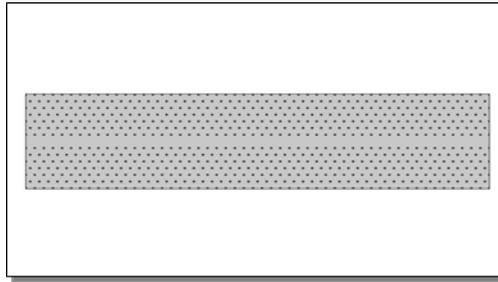


Fig. I-17 Schéma du guide en considération.

On sait que l'indice de réfraction d'un matériau du 3^{ième} ordre est composé d'une partie réelle et une partie imaginaire qui exprime l'absorption non-linéaire $n = n_r + ik$ et où :

$$k = \frac{\alpha I \lambda}{4\pi} \quad (I - 4)$$

où α est le coefficient d'absorption, I est l'intensité de la lumière et λ est la longueur d'onde.

L'intensité linéaire injectée dans le ruban est de 300 GW/cm^2 ou :

$$I = \frac{1}{2} c \varepsilon_0 n_r |E|^2 \quad (I - 5)$$

où c est la vitesse de la lumière, ε_0 et n_r sont la constante diélectrique et l'indice de réfraction du vide, respectivement.

On a utilisé COMSOL Multiphysics 4.3 pour visualiser la distribution du champ avec et sans l'ADP.

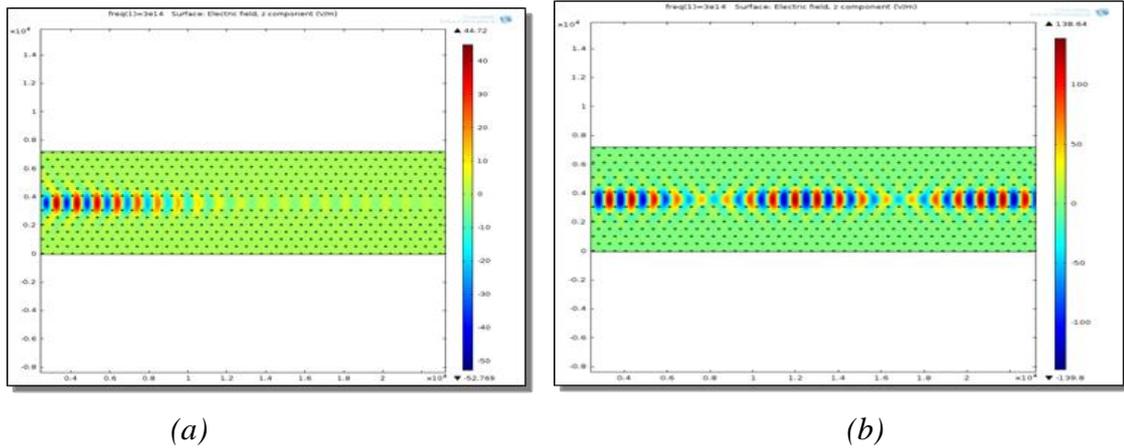


Fig. I-18(a) La distribution du champ avec ADP pour InGaAs; (b) sans ADP.

La différence est très claire entre la distribution du champ avec et sans l'ADP, que l'on montre dans Fig. I-18, c-à-d, lorsque $\alpha=3.9663 \times 10^{+4} \text{ cm}^{-1}$ on remarque que le signal rencontre une atténuation jusqu'à la disparition à cause des pertes d'énergie due à l'ADP. On peut dire que l'ADP assure une transmission limitée à forte intensité. Lorsque $\alpha=0$, le signal se propage sans atténuation puisque la force de l'effet non-linéaire est nulle.

I.9 Conclusion

Dans ce chapitre un rapide survol des propriétés des cristaux photoniques a été présenté. On remarque la contradiction dans l'utilisation de dispositifs à base de cristaux photoniques. Ces propriétés ne se limitent pas à l'existence de bandes interdites. Elles peuvent devenir des limiteurs optiques aux fortes intensités. Nous avons étudié en particulier, l'influence du renforcement des effets non linéaires notamment l'absorption à deux photons sur la propagation de la lumière dans les cristaux photoniques. Parmi les applications potentielles des cristaux photoniques, nous présenterons dans le prochain chapitre une application d'intérêt chimique et biochimique : c'est les capteurs à base de cristaux photoniques.

Références bibliographiques du chapitre I

- [1] J.-J. Bonnefois, “Modélisation d’effets non linéaires dans les cristaux photoniques, application à la limitation optique modélisation d’effets non linéaires dans les cristaux photoniques”, Thèse de doctorat, Université de Paris X (France), 2008.
- [2] B. Wild, “Etude expérimentale des propriétés optiques des cristaux photoniques bidimensionnels et de leur accordabilité,” Thèse de doctorat, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (Suisse), 2006.
- [3] M. Hofman, “Composants optiques à base de cristaux photoniques pour applications à l’imagerie”, Thèse de doctorat, Université des Sciences et Technologies de Lille (France), 2011.
- [4] S. Massy, “Contribution à la réalisation de fonctions optiques à base de cristaux photoniques sur LiNbO_3 ”, Thèse de doctorat, Université de Limoges (France), 2004.
- [5] E. Schwoob-Viasnoff, “Propagation et émission dans des guides multimodes à cristaux photoniques bidimensionnels”, Thèse de doctorat, Université Paris XI (France), 2004.
- [6] E. Yablonovitch, “Inhibited spontaneous emission in solid-state physics and electronics,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 58, no. 20, pp. 2059–2062, 1987.
- [7] E. Yablonovitch and T. J. Gmitter, “Donor and acceptor modes in photonic band structure”, *Phys. Rev. Lett.*, vol. 67, no. 24, p. 3376, 1991.
- [8] E. Yablonovitch, “Inhibited spontaneous emission in solid-state physics and electronics”, *Phys. Rev. Lett.* , vol. 59, no. 3, pp. 1–4, 1987.
- [9] J.D. Joannopoulos, S.G. Johnson, J.N. Winn and R.D. Meade, *Photonic crystals: molding the flow of light*, Princeton University Press, 2011.
- [10] S.Massaoudi, "Etude théorique et expérimentale des matériaux à bandes interdites photoniques bidimensionnels (BIP 2D) en Micro-Ondes: Application à l’ultraréfraction", Thèse de Doctorat, Université Paris XI (France), 2005.
- [11] B. Faïda, “Etude théorique des matériaux à bandes interdites photoniques bidimensionnels : applications dans le domaine du guidage optique et la détection”, Thèse de doctorat, Université Constantine 1, 2013.
- [12] M. Boroditsky, R. Vrijen, T.F. Krauss, R. Coccioli, R. Bhat and E.

- Yablonovitch, “Spontaneous emission extraction and Purcell enhancement from thin-film 2-D photonic crystals”, *J. Light Technol.*, vol. 17, no. 11, pp. 2096–2112, 1999.
- [13] C.J.M. Smith, H. Benisty, S. Olivier, M. Rattier, C. Weisbuch, T.F. Krauss, R.M. De La Rue, R. Houdré and U. Oesterle, “Low-loss channel waveguides with two-dimensional photonic crystal boundaries”, *Appl. Phys. Lett.*, vol. 77, no. 18, p. 2813, 2000.
- [14] V. Fusco, J. Sun, C. Wang, C. Yuan, E. Wheeler, J. Teizer, M.S. Reynolds, C. Chun-Ping, T. Anada, S. Greedy, T.M. Benson, P. Sewell, G. Green and U. Kingdom, “A novel photonic crystal band-pass filter using degenerate modes of a point-defect microcavity for terahertz communication”, *Microw. Opt. Technol. Lett.*, vol. 56, no. 4, pp. 792–797, 2014.
- [15] T. Süner, T. Stichel, S.-H. Kwon, T. W. Schlereth, S. Höfling, M. Kamp and A. Forchel, “Photonic crystal cavity based gas sensor,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 92, no. 26, p. 261112, 2008.
- [16] M. Lončar, T. Yoshie, A. Scherer, P. Gogna, and Y. Qiu, “Low-threshold photonic crystal laser,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 81, no. 15, pp. 2680–2682, 2002.
- [17] B. Cao, “Systèmes performants pour la limitation optique large bande dans le visible et le proche infrarouge”, Thèse de doctorat, ENS Cachan (France), 2009.

Chapitre II Les capteurs et les biocapteurs

II.1 Introduction

Les instruments classiques d'analyse pour la détection d'une espèce (bio)chimique sont généralement complexes, coûteux, volumineux et souvent difficiles à mettre en œuvre. De plus, les phases de préparation des échantillons, d'incubation et d'exploitation des résultats augmentent souvent très fortement la durée totale d'analyse. Depuis une trentaine d'années, ces instruments classiques sont soumis à la concurrence des capteurs biochimiques appelés plus couramment biocapteurs à détection directe. Ceux-ci sont des dispositifs souvent simples et compacts transformant le signal (bio)chimique en un signal électrique facilement exploitable.

L'histoire des capteurs (bio)chimiques débute en 1960 suite aux premiers travaux réalisés par Clark et Lyon pour la détection du glucose [1]. Depuis ces études, un effort de recherche considérable a été produit et plus particulièrement ces dernières années dans le domaine des biocapteurs en raison de leurs nombreuses applications potentielles dans les domaines médical, agro-alimentaire, ou du contrôle de l'environnement. Dans ce dernier cas, les biocapteurs sont considérés comme une solution alternative particulièrement intéressante aux techniques analytiques traditionnelles telles que la chromatographie ou la spectrométrie. De plus, leur petite taille, leur facilité d'utilisation ou encore la possibilité qu'ils offrent de réaliser des mesures sur site en font des outils particulièrement intéressants[2].

II.1.1 Définition d'un capteur

Un capteur est un dispositif transformant l'état d'une grandeur physique observée en une grandeur utilisable, telle qu'une tension électrique, une fréquence, une hauteur de mesure, une intensité ou la déviation d'une aiguille (Fig. II-1). On peut dire qu'un capteur est un dispositif qui, sous l'effet d'une grandeur physique que l'on souhaite connaître et caractériser, délivre une grandeur physique exploitable on parle ainsi d'un transducteur. Les grandeurs d'influence sont des grandeurs extérieures qui, selon leur nature et leur importance, peuvent provoquer des perturbations sur le capteur. Parmi les principales grandeurs d'influence : la température, la pression, l'humidité, la concentration chimique [3].

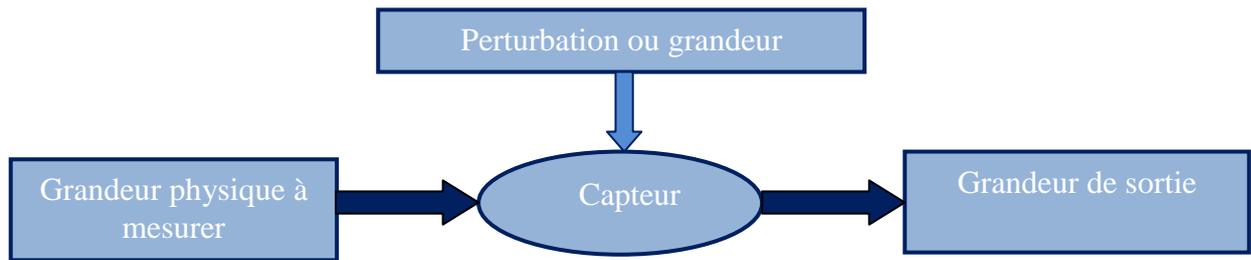


Fig. II-2 Définition d'un capteur.

II.1.2 Paramètres caractéristiques des capteurs

Étalonnage : L'étalonnage permet d'ajuster et de déterminer sous forme graphique la relation entre la grandeur à mesurer (mesurande) et la grandeur de sortie.

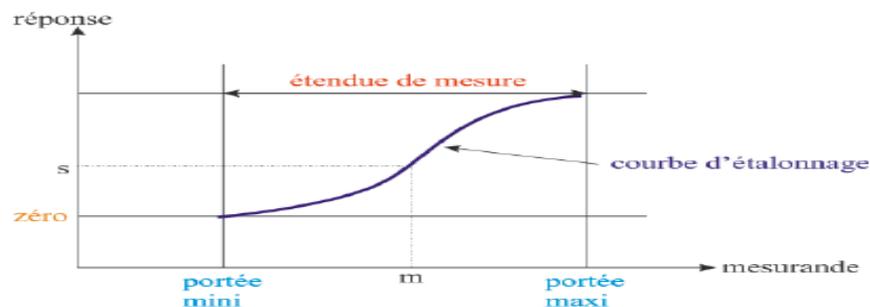


Fig. II- 3 Courbe d'étalonnage d'un capteur.

Etendue de mesure (gamme de mesure) : c'est le domaine de variation possible de la grandeur à mesurer. Elle est définie par une valeur minimale et une valeur maximale. Ces deux valeurs extrêmes s'appellent la portée minimale et la portée maximale [4].

Résolution : la résolution d'un capteur est la plus petite variation de grandeur mesurée qui produit une variation perceptible de l'indication délivrée.

Sensibilité : la sensibilité est un paramètre exprimant la variation de sortie en fonction de la mesurande.

Linéarité : un capteur est dit linéaire s'il présente la même sensibilité sur toute l'étendue de sa plage d'emploi.

Limite de détection : c'est la plus petite valeur de la grandeur à mesurer pouvant être détectée.

II.1.3 Différents types de capteurs optiques

L'utilisation de composants optiques a conduit à s'affranchir des perturbations électromagnétiques basses fréquences et à limiter les pertes optiques par propagation. Cette limitation a donc permis à mieux étudier le comportement des dispositifs optiques vis-à-vis des perturbations environnementales. Ainsi, le développement de capteurs optiques performants est rendu possible en s'intéressant aux différents mécanismes d'interactions physiques extérieurs que l'on souhaite caractériser (Fig. II- 4). Il existe actuellement plusieurs capteurs optiques comme les capteurs de pression, de température, de vitesse, de position, d'humidité, mais aussi des capteurs biologiques [5].

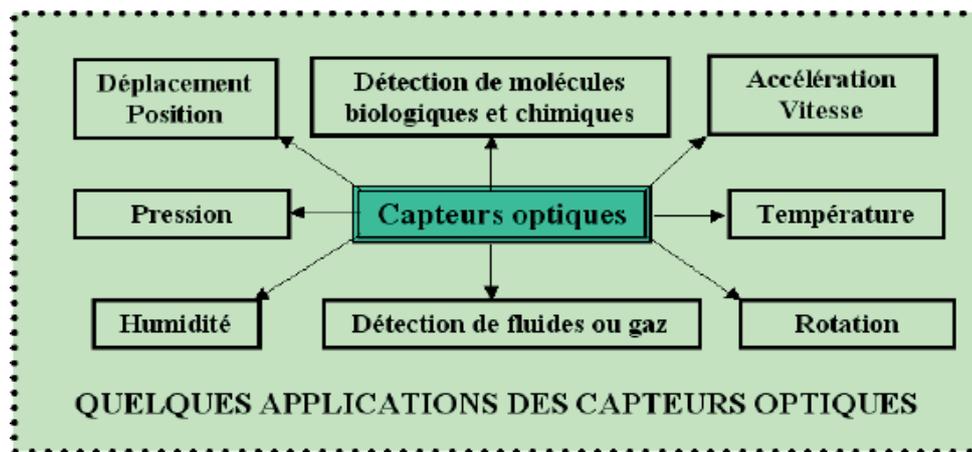


Fig. II- 3 Quelques exemples de grandeurs physiques détectables par des moyens optiques.

II.2 Les biocapteurs

II.2.1 Définition

Un biocapteur est un outil analytique composé d'un élément biologique appelé biorécepteur lié à un transducteur. Le biorécepteur reconnaît spécifiquement une molécule du milieu et l'information biologique qui en résulte est convertie par le transducteur en un signal analytiquement utile [6]. Trois principaux éléments composent un biocapteur : une couche biologique sensible, un transducteur et un signal de sortie. La couche biologique contient un biorécepteur, 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 [7].

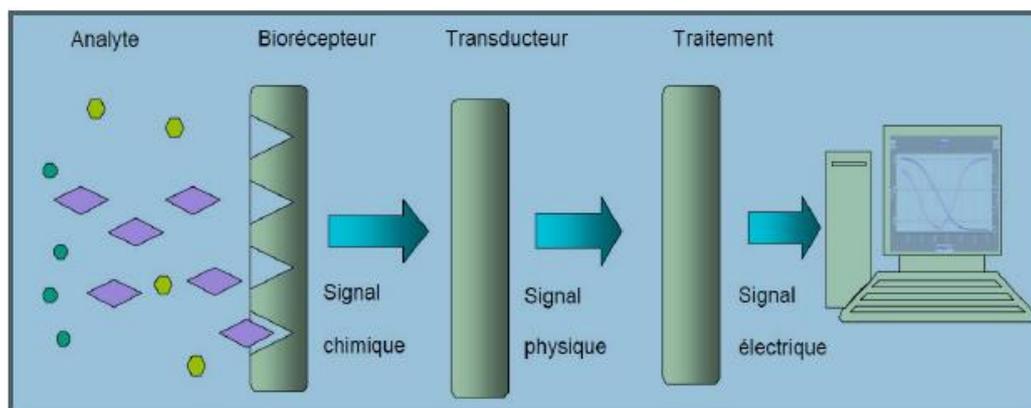


Fig. II- 4 Représentation schématique du principe de fonctionnement d'un biocapteur.

II.2.2 Description du biocapteur

II.2.2.1 Le biorecepteur

Le biorecepteur constitue le premier maillon du biocapteur. Il permet l'identification de l'espèce à détecter grâce à son site particulièrement sélectif. Le biorecepteur assure ainsi la reconnaissance moléculaire, associée ou non à la transformation de l'espèce à mesurer. Cette modification, très localisée, de l'espèce présentée dans l'échantillon, se fait généralement par l'intermédiaire d'une molécule active (par exemple : enzyme, anticorps, ADN, micro-organisme) immobilisée qui transforme ce substrat en un produit détectable par le transducteur. Dans un biocapteur, le biorecepteur offre une spécificité et une sensibilité élevée pour un groupe particulier d'analyte, ainsi qu'une réponse rapide. Plusieurs types de biorecepteurs ont été utilisés comme moyen de reconnaissance moléculaire pour le développement de biocapteurs (Fig. II- 5). Parmi ces biorecepteurs on cite par exemple : les biorecepteurs à enzymes qui utilisent généralement des enzymes spécifiques pour la capture et la génération catalytique d'un produit qui est alors directement mesuré grâce à une large gamme de transducteurs (électrochimiques, optiques, thermiques, acoustiques...). Ce type de biocapteurs a été souvent utilisé pour la quantification de contaminants tels que les pesticides, herbicides ou antibiotiques.... Le biorecepteur microorganisme est utilisé comme biocapteur pour la synthèse pharmaceutique, le traitement des eaux usées et l'industrie alimentaire.

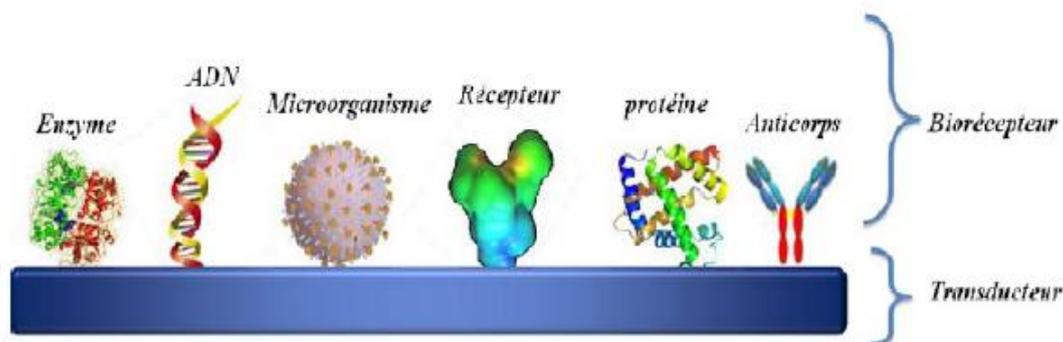


Fig. II- 5 Représentation schématique des différents biorécepteurs.

II.2.2.2 Le transducteur

Le transducteur représente l'élément physique du biocapteur. Il sert à exploiter la modification biochimique issue d'une interaction entre un analyte et le biorécepteur pour la transformer en signal électrique. Suivant le type de modification biochimique, on choisira le type de transducteur approprié pour exploiter au mieux l'effet créé par le biorécepteur en présence de l'espèce cible et obtenir un signal sensible, facilement exploitable et avec un minimum de bruit de fond. Un faible bruit de fond au niveau du transducteur assurera un seuil de détection plus bas et améliorera les performances du biocapteur [7].

Quatre types de transducteurs sont généralement utilisés pour la conception de biocapteurs. Ainsi le transducteur peut être optique (mesurant des changements tels que l'absorption optique, la fluorescence ou l'indice de réfraction), mécanique (mesurant un changement de masse qui accompagne une réaction biologique), électrochimique (basé sur le changement des propriétés électriques) ou thermique (mesurant le changement de température accompagnant une réaction endo ou exothermique). Dans cette partie, et pour chaque type de transducteur, le principe de la technique sera défini et un ou plusieurs exemples d'utilisation dans le domaine du contrôle de l'environnement seront présentés [6].

II.2.2.3 Types de transducteurs

Même si la capacité de reconnaissance spécifique d'analytes est assurée par la couche biologique, un biocapteur doit être capable de traduire la bio-reconnaissance en un signal physiquement mesurable. C'est le rôle assuré par le transducteur. Une méthode de transduction doit donner des informations non seulement sur la qualité de la reconnaissance

mais aussi sur la quantité d'analytes reconnus. Cela permet d'introduire la notion de sensibilité, capitale pour un transducteur. Comme pour la couche biologique, il y'a aussi une notion de spécificité de la transduction qui doit être prise en compte. L'information donnée par le transducteur ne doit correspondre qu'à la reconnaissance biologique et non pas à des mesures parasites provenant du milieu environnant ou des effets de température, par exemple. Parmi la variété des méthodes de transduction, les méthodes classiques utilisent des marqueurs pour traduire la reconnaissance. Les types de marqueurs les plus communs sont fluorescents, radioactifs ou encore enzymatiques. Le marquage des analytes présente l'avantage d'une transduction hautement sensible. Néanmoins, au-delà du coût d'expérience augmenté par le besoin de marquage, la modification des analytes peut influencer sur la qualité et la dynamique de la reconnaissance. Aussi, il est évident que les méthodes de transduction ne nécessitant pas de marquage sont plus universelles et plus rapidement applicables dans une large gamme d'applications. C'est pourquoi, nous nous sommes intéressés à des méthodes de transduction sans marquage comme les transducteurs optiques [7].

II.2.2.4 Transducteur optique

Une large variété de méthodes optiques a été utilisée en tant que système de détection par biocapteurs. Ces transducteurs sont basés sur certains phénomènes : l'effet des molécules biologiques sur l'absorption de la lumière, la fluorescence, la variation de l'indice de réfraction, ou d'autres paramètres optiques. Ces transducteurs sont devenus de plus en plus populaires au cours de ces dernières années avec beaucoup de dispositifs commercialement disponibles. Un des principaux avantages des transducteurs optiques est leur capacité à sonder des surfaces et des films de façon non destructive. Ils possèdent une bonne sensibilité, une robustesse et des faibles temps de réponse, de plus ils permettent des mesures en temps réel.

II.2.3 Les cristaux photoniques pour la détection optique

L'application des cristaux photoniques en tant que capteurs 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 mm^2 de surface de détection), de leur haute sensibilité spectrale, de la sélectivité dans le mécanisme de détection et de la possibilité de les intégrer aux MEMS.

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. Différents types de cristaux photoniques sont utilisés comme capteurs à cause de leur haute sensibilité aux variations d'indices de réfraction, par exemple:

- La technologie SPR (Surface Plasmon Résonance) qui exploite les changements de phase des plasmons qui correspondent aux variations d'épaisseur des analytes biologiques dans un cristal photonique [8] ;
- Les fibres à cristaux photoniques ont été utilisés dans la biodétection [9].

II.2.4 Caractéristiques des biocapteurs

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

- **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.
- **Sensibilité** : Ce paramètre correspond au rapport entre l'accroissement de la réponse du capteur et la variation correspondante de la grandeur à mesurer.
- **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.
- **Précision** : 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.
- **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.3 Les paramètres de la sensibilité

Le mécanisme de détection dans les capteurs CP est les déplacements détectés dans la localisation spectrale des pics de résonance guidés. Ce changement provient des changements dans l'IR du milieu entourant le CP. En tant que procédé de bio-détection, la surface de CP peut être revêtue d'une mince couche de molécules de bio-reconnaissance qui se lie spécifiquement à un analyte (par exemple, des anticorps ayant une identité avec un antigène ou une protéine spécifique). Lorsqu'il est excité à la fréquence de la résonance guidée, le CP aura une énergie électrique significative englobant la couche de bio-reconnaissance ou la zone

de détection. Dans un environnement aqueux, tel que dans un canal GO optique, les analytes se liant dans la zone de détection provoqueront une modification d'IR de cette région et, par conséquent, modifieront également l'IR effectif du capteur résonant. Ce changement d'IR, à son tour, induira un changement spectral détectable du pic de résonance guidé par CP [10].

II.3.1 Formulation analytique

La relation entre les petits changements dans l'IR du milieu environnant et les changements dans la fréquence de résonance guidée est linéaire à une approximation du premier ordre. Ce régime de sensibilité linéaire est précis dans la description de la sensibilité d'IR dans les biocapteurs CP. Pour prédire comment une petite variation dans IR, ou effectivement, ε affecte l'emplacement des fréquences de résonance guidées, la théorie de perturbation électromagnétique est considérée. Dans un diélectrique indépendant de la fréquence, une petite variation de la constante diélectrique variable, ε , Donnera lieu à un changement de la fréquence de résonance guidée (fréquence propre), ω , d'un CP selon l'équation :

$$\varepsilon \rightarrow \varepsilon + \Delta\varepsilon + \dots \quad (II - 1)$$

$$\omega \rightarrow \omega + \Delta\omega + \dots$$

Dans ce cas, on suppose que la perturbation est petite telle que $\Delta\varepsilon \ll \varepsilon$. Ensuite, ces changements sont substitués dans l'équation d'onde dans l'équation (II - 2) et les termes sont regroupés selon la correction du premier ordre pour donner le résultat de l'équation (II - 3).

$$\nabla \cdot \nabla \cdot |E\rangle = \varepsilon(\omega/c)^2 |E\rangle \quad (II - 2)$$

$$\Delta\omega = -\frac{\omega}{2} \frac{\langle E|\Delta\varepsilon|E\rangle}{\langle E|\varepsilon|E\rangle} + O(\Delta\varepsilon^2) = -\frac{\omega}{2} \frac{\int \Delta\varepsilon|E|^2 dr^3}{\int \varepsilon|E|^2 dr^3} + O(\Delta\varepsilon^2) \quad (II - 3)$$

Ce résultat stipule que lors de petits changements positifs dans la fonction IR d'une structure optique résonnante, la fréquence de résonance changera en rouge, mais la distribution reste inchangée par rapport à l'état non perturbé d'origine. Une métrique importante pour quantifier ce décalage est le facteur de remplissage ou intégrale de chevauchement optique f , décrite dans l'équation (II - 4). Elle désigne le rapport de l'énergie de champ électrique existant dans une structure diélectrique par rapport à celle existant en dehors de celle-ci à un mode donné. Comme tous les changements dans IR seront encourus dans la région liquide et non

diélectrique, on s'attend à ce que f soit proportionnel aux changements de la fréquence de résonance guidée $\Delta\omega$.

$$f = \frac{\int \varepsilon |E|^2 dr_{\text{liquide}}^3}{\int \varepsilon |E|^2 dr_{\text{liquide+diélectrique}}^3} \quad (II - 4)$$

Dans le contexte de la bio-détection, les événements de liaison d'analyte à la surface du CP provoqueront un petit changement, $\Delta\varepsilon$, à la fonction diélectrique linéaire et non perturbée ε .

Dans cette analyse, on suppose que $\frac{\Delta n}{n}$ est le même pour toutes les régions liquides perturbées.

En partant du résultat de l'équation(II - 3), la variable de sensibilité en vrac, S , $\left[\frac{nm}{RIU}\right]$ est introduite dans la dérivation de l'équation(II - 5). Ici, $\Delta\varepsilon = (\Delta n)^2 \cong 2n\Delta n$ par une approximation finie de premier ordre.

$$\begin{aligned} \frac{\Delta\omega}{\omega} &= -\frac{\langle E|\Delta\varepsilon|E\rangle}{\langle E|\varepsilon|E\rangle} \frac{\Delta\varepsilon}{2\varepsilon} \\ &= -f \frac{\Delta\varepsilon}{2\varepsilon} \\ &= -f \frac{\Delta n}{n} \end{aligned} \quad (II - 5)$$

$$\begin{aligned} \frac{\Delta\lambda}{\lambda} &= f \frac{\Delta n}{n} \\ \rightarrow S &= \frac{\Delta\lambda}{\Delta n} = f \frac{\lambda}{n} \end{aligned}$$

L'équation(II - 5) appliquée à une structure de résonance optique est exprimée dans l'équation (II - 6), S est lié au décalage spectral prédit dans la longueur d'onde de résonance, $\Delta\lambda$, dû à la variation dans IR du milieu liquide, $\Delta n_{\text{liquide}}$, par:

$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n_{\text{liquide}}} = f \frac{\lambda_0}{n_{\text{eff}}} \left[\frac{nm}{RIU}\right] \quad (II - 6)$$

où n_{eff} est l'IR effectif de la structure de détection diélectrique. Par conséquent, sur la base des équations (II - 4) et (II - 6), on reconnaît qu'une grande valeur f implique une énergie de champ électrique considérable dans des emplacements en dehors du diélectrique CP disponible pour détecter les changements dans l'IR [10-11].

II.4 Configuration et conception des cristaux photoniques

Concevoir un biocapteur à base de CP n'est pas une tâche simple. En principe, nous devons rechercher une configuration avec une interaction maximale entre la lumière et les molécules cibles, conduisant à une sensibilité spectrale maximale. Plusieurs paramètres doivent être sélectionnés pour obtenir la réponse souhaitée. Pour cela, des simulations informatiques doivent être effectuées pour obtenir de telles dimensions. Cependant, avant la modélisation de la structure, certains problèmes de configuration doivent être pris en compte comme les matériaux, le type de structure ou les épaisseurs. Dans l'ensemble, les principaux facteurs qui doivent être pris en considération pour concevoir une structure de détection fondée sur la CP sont :

II.4.1 Matériaux

On peut utiliser une large gamme de matériaux pour la fabrication de CP, tels que GaAs, AlGaAs, SOI (le silicium sur isolant), Si_3N_4 ou des polymères. Plus le contraste d'indice entre les matériaux est élevé, plus la zone de BIP pour contrôler la lumière sera importante. Dans notre travail, notre choix s'est fixé sur le silicium, puisqu'il possède des propriétés excellentes en tant que matériau qui sont importants pour les dispositifs photoniques [12].

II.4.2 Structure

Comme il a été décrit dans les sections précédentes, les CPs 2D sont fondamentalement basés sur deux approches: un réseau de trous créé dans un milieu à indice élevé ou un ensemble de piliers isolés à haut indice dans un milieu à faible indice (habituellement l'air). Ceci est une considération importante après le choix du matériau, puisqu'il déterminera la polarisation de travail et les propriétés du BIP. Alors que l'utilisation d'une approche de piliers à indice élevé fournit une interaction plus élevée entre le champ et les analytes cibles en raison du confinement inférieur de l'onde, cela se traduira également en un guidage plus faible avec des pertes plus élevées ce qui pénalisera la performance du capteur. En outre, le procédé de fabrication d'une configuration à base de piliers peut être plus complexe en raison de la taille réduite et du rapport d'aspect élevé des caractéristiques. D'autre part, une configuration de trous sur diélectrique permet un guidage beaucoup plus facile de la lumière et une fabrication plus fiable, plus rapide et plus commode des structures.

II.4.3 Epaisseur

L'épaisseur de la couche centrale dans laquelle la structure CP va être créée doit également être prise en compte. Plus la couche de cœur est mince, plus la quantité de champ évanescent interagira avec les molécules cibles, ce qui conduira à une plus grande sensibilité. Cependant, cette quantité plus élevée de champ évanescent provoquera également une augmentation significative des pertes de rayonnement et rendra difficile le guidage de l'onde. De plus, il est souhaitable d'utiliser des épaisseurs de dalle telles que seul le mode fondamental est autorisé dans la direction verticale. Normalement, pour le cas des structures CP à base de silicium, l'épaisseur de la couche de silicium dans les plaquettes SOI commerciales varie de 200 nm à 300 nm [10].

Dans le cas des structures membranes, l'épaisseur de la couche guidante doit être relativement importante (supérieure au micromètre) pour conserver un guidage monomode [7].

II.4.4 Plage de longueur d'onde

Habituellement, la gamme de longueurs d'onde de travail de l'équipement disponible (par exemple, une source laser) déterminera principalement la plage de fonctionnement. Pour le cas des biocapteurs du proche infrarouge, cette décision est habituellement limitée à 1310 nm ou 1550 nm en raison de l'utilisation extensive d'équipements de télécommunication pour la caractérisation des structures de bio-sensibilité. Bien que l'absorption d'eau soit inférieure à la seconde fenêtre (c'est-à-dire autour de 1310 nm), cet effet n'est pas un problème critique pour les biocapteurs qui fonctionnent dans la troisième fenêtre (c'est-à-dire vers 1550 nm).

II.4.5 Défauts

Comme décrit auparavant, il existe différents types de défauts que nous pouvons introduire afin de localiser la lumière pour effectuer la détection (par exemple : Cavités, CP-GO, CP à fentes [13]). D'autres paramètres importants tels que le rayon des trous, la constante du réseau, ceux-ci ont été déterminés par simulation.

Afin de déterminer les dimensions à utiliser pour la création de la structure CP, il est nécessaire d'utiliser des logiciels de modélisation qui permettent de résoudre la propagation de la lumière à travers elle. De nos jours, il existe de puissants outils commerciaux pour résoudre ce problème. Parmi les différentes solutions de rechange disponibles, nous pouvons trouver plusieurs méthodes qui nous permettent de résoudre les équations de Maxwell et de calculer les

champs électromagnétiques dans ces structures, telles que la méthode de différence-finie (FDTD), la méthode des ondes planes (PWE). Dans notre cas, nous avons intensivement employé ces deux méthodes (FDTD, PWE) [14] pour simuler la structure pendant la phase de conception afin de déterminer les paramètres optimaux du CP aussi bien que caractériser le comportement de la structure pendant la détection.

II.5 Les méthodes de simulation

II.5.1 La méthode FDTD

La méthode de FDTD utilise une discrétisation des équations de Maxwell sur une grille définie par l'utilisateur spatiale afin d'obtenir la solution du champ électromagnétique dans la structure. Le schéma définissant la structure diélectrique est divisé utilisant une grille où le champ électromagnétique est itérativement calculé dans un certain intervalle de temps. L'avantage de cette méthode est qu'il est possible de résoudre le champ électromagnétique pour des structures avec des formes arbitraires, le rendant approprié aux structures nouvelles qui inclut n'importe quel genre de défaut. En outre, il est possible d'obtenir la valeur du champ électromagnétique en chaque position de la structure. Cependant, en raison du nombre élevé de calculs et du montant considérable de la mémoire exigée pour les porter, cette méthode a besoin d'équipement puissant pour exécuter les simulations [7], [13].

II.5.2 La méthode de PWE

D'autre part, la méthode de PWE est employée pour déterminer le diagramme de bande d'une structure périodique. Par conséquent, il est idéal pour l'étude et la conception des structures de CP. Il emploie une disposition périodique infinie de la cellule d'unité définie par l'utilisateur afin de trouver les solutions des équations de Maxwell comme somme de différentes longueurs d'onde monochromatiques par une analyse de Floquet-mode. Par conséquent, l'outil de PWE résout les équations de Maxwell dans le domaine spectral obtenant la solution du problème d'eigenmode. Les solutions nous permettront de déterminer la structure de bande du CP et déterminer la présence de BIPs ou de guider/confiner des modes pour des structures de CP avec des défauts. Avec cette méthode, le nombre de calculs est sensiblement réduit en produisant une solution précise [7], [13].

La combinaison des deux méthodes nous permettra de déterminer une solution appropriée pour les paramètres géométriques du CP. Avec la méthode PWE, nous pouvons

simplement calculer le diagramme de bande de la structure de CP selon ses paramètres afin d'obtenir une bande interdite et les modes guidés situés dans la longueur d'onde avec les propriétés exigées (p.e. largeur de bande). D'autre part, la méthode FDTD nous permettra de suivre le comportement temporel de la lumière quand elle se propage le long de la structure, de ce fait laissant déterminer les modifications mineures à appliquer à la configuration déterminée. D'ailleurs, nous pouvons comparer les spectres obtenus suivant les deux méthodes de calcul afin de confirmer le comportement prévu de la structure.

Une fois les paramètres du CP-GO obtenus, de nouvelles simulations ont été réalisées en utilisant FDTD afin de confirmer les résultats obtenus avec la méthode PWE. Les simulations ont été effectuées à l'aide du logiciel OPTIFDTD, un outil de modélisation commercial qui inclut un solveur FDTD pour les structures photoniques. Les simulations ont été réalisées en utilisant une modélisation 2D avec les paramètres initiaux extraits des simulations PWE.

Références bibliographiques du chapitre II

- [1] L.C. Clark, L.M. Barger, C. Lyons, M.N. Bradley and K.T. McArthur, "Detection of right-to-left shunts with an arterial potentiometric electrode", *Circulation*, vol. 22, no. 5, pp. 949–955, 1960.
- [2] L. El-Fissi, "Détection et mesure de nanoparticules pour les applications de capteurs en milieu liquide," Thèse de doctorat, Université Franche-Comté (France), 2009.
- [3] S. Amoudache, "Cristaux phoxoniques accordables ; application au domaine des capteurs", Thèse de doctorat, Université Mouloud Mammeri Tizi-Ouzou, 2015.
- [4] S. Massaoudi, "Etude théorique et expérimentale des matériaux à bandes interdites photoniques bidimensionnels en micro-onde : application à l'ultraréfraction", Thèse de doctorat, Université Paris XI (France), 2005.
- [5] Y. Sanogo, "Conception et fabrication de capteurs et de leur technique d'interrogation pour des applications dans les domaines de la santé et de l'environnement", Thèse de doctorat, ENS Cachan (France), 2012.
- [6] H. Guedri, "Mise au point de biocapteurs basés sur la mesure d'activités enzymatiques de cellules algales pour la surveillance des milieux aquatiques", Thèse de doctorat, INSA Lyon (France), 2010.
- [7] B. Faïda, "Etude théorique des matériaux à bandes interdites photoniques bidimensionnels : applications dans le domaine du guidage optique et la détection", Thèse de doctorat, Université Constantine 1, 2013.
- [8] M. Barth, S. Schietinger, S. Fischer, J. Becker, N. Nüsse, T. Aichele, B. Löchel, C. Sönnichsen and O. Benson, "Nanoassembled plasmonic-photonic hybrid cavity for tailored light-matter coupling", *Nano Lett.*, vol. 10, no. 3, pp. 891–895, 2010.
- [9] Z. Li, C. Liao, Y. Wang, L. Xu, D. Wang, S. Liu, Q. Wang, K. Yang and J. Zhou, "Highly-sensitive gas pressure sensor using twin-core fiber based in-line Mach-Zehnder interferometer", *Opt. Exp.*, vol. 23, no. 5, pp. 2827–2830, 2015.
- [10] M. El Beheiry, "Planar photonic crystals for biosensing", Mémoire de Master, Université de Toronto (Canada), 2010.
- [11] H.S. Dutta and S. Pal, "Design of a highly sensitive photonic crystal waveguide platform for refractive index based biosensing," *Opt. Quantum Electron.*, vol. 45, no. 9, pp. 907–917, 2013.
- [12] B. Han, "Etude des composants nanophotoniques pour les interconnexions optiques sur silicium", Thèse de doctorat, INSA Lyon (France), 2008.

- [13] J.G. Castello, "A novel approach to label-free biosensors based on photonic bandgap structures", Thèse de doctorat, Université Polytechnique de Valence (Espagne), 2014.
- [14] F. Gauffillet, "Cristaux photoniques à gradient : dispositifs et applications", Thèse de doctorat, Université Paris XI (France), 2014.

Chapitre III Etude d'un biocapteur optique

III.1 Introduction

L'optofluidique, le mariage de la nano-photonique et de la microfluidique, fait référence à une classe de systèmes optiques intégrant des dispositifs optiques et fluidiques. Les dispositifs optofluidiques compacts ont été largement étudiés pour un certain nombre d'applications. L'une des applications optofluidiques les plus excitantes est de réaliser des capteurs qui peuvent être utilisés pour détecter, manipuler et trier des cellules, des virus et des biomolécules en fluide [1-5].

L'intérêt de la recherche sur les capteurs optiques est motivé par le besoin croissant de capteurs spécifiques pour permettre des mesures de routine rapides dans de nombreux domaines de l'analyse dans les domaines de la santé, la défense, la sécurité, l'automobile, l'aérospatiale, l'environnement et le contrôle de la qualité des aliments [6-10].

Une grande attention a été portée aux capteurs de cristaux photoniques en raison de leur grande sensibilité et de leurs caractéristiques de biocompatibilité. Les changements à l'intérieur et autour du cristal photonique fournissent la méthode de détection en mesurant la puissance de sortie et les changements de longueur d'onde.

Les PCs dans lesquels la lumière est guidée le long de défauts, tels que des rangées manquantes de trous ou de tiges, peuvent être conçus pour obtenir une sensibilité très élevée [11].

La performance de ce dispositif est basée sur l'interaction de la lumière en mode guidé avec la matière liquide à la surface du guide d'onde. La sensibilité du capteur est un paramètre important à considérer. La sensibilité peut être définie comme l'amplitude du signal du capteur par rapport à l'amplitude de l'évènement de liaison ou de l'évolution de l'indice de réfraction se produisant à la surface du capteur. Elle est principalement déterminée par les interactions lumière-matière [12].

Les chercheurs investissent beaucoup d'effort afin d'améliorer la sensibilité de leurs capteurs en raison de la signification positive du mot, la sensibilité élevée sera considéré comme souhaitable quelle que soit la signification exacte du concept, par conséquent, la signification du mot devrait être telle que les capteurs de sensibilité plus élevée donnent effectivement de meilleures performances au capteur [13].

Le développement de conceptions de capteurs qui améliorent la sensibilité est particulièrement important car il permet de détecter des concentrations plus faibles d'analytes et d'analyses non destructives. De nombreux capteurs optiques fonctionnent en mesurant la variation de l'indice de réfraction à la surface du capteur avec la méthode, par exemple, de la résonance des plasmons de surface, des résonances colorimétriques et de l'interférométrie dans le silicium poreux. Cependant, ces méthodes exigent des faisceaux de vaste zone et le secteur de détection relativement grand. Récemment, des progrès ont été réalisés dans le développement de plates-formes microfluidiques et photoniques entièrement intégrées [11]. Pour l'instant, les techniques de détection IR détectent un analyte par un décalage local de l'indice de réfraction [6]. Cela peut être un avantage en bio-capture, car il implique généralement un milieu de couverture aqueux contenant des molécules biologiques et la détection de molécules biologiques spécifiques est principalement réalisée en immobilisant des molécules à la surface (créant un adlayer de molécules biologiques), entraînant un changement de IR dans le proche voisinage de la surface de Si [11].

Récemment, un biocapteur proposé par Derbali et ses co-équipiers [14] donne une sensibilité $s = 7.36 \text{ nm/RIU}$. Pu et ses co-équipiers [15] ont présenté un biocapteur intégrée d'indice de réfraction à base d'un guide d'ondes en cristal photonique de forme annulaire donnant une sensibilité de $\Delta\lambda/\Delta n = 110 \text{ nm/RIU}$.

Dans une autre étude appliquée avec un capteur ultra compacte d'IR basée sur un guide d'ondes de CP avec une distribution triangulaire des trous d'air, le décalage de coupure est de 80 nanomètre, correspondant à une sensibilité de 240 nm/RIU [16].

Bougriou et ses co-équipiers [11] ont rapporté une conception optofluidique de capteur basée sur un guide 2D de cristal photonique avec une distribution triangulaire des trous de forme annulaire. La sensibilité réalisée est de 636 nanomètre par unité d'indice de réfraction (RIU). Dans des travaux très récents où Benelarbi et ses co-équipiers [2] ont proposé un guide d'ondes dans un cristal photonique avec une structure de forme annulaire des trous, la structure proposée montre un décalage de 200 nanomètre dans la longueur d'onde de coupure, correspondant à une sensibilité de 606 nm/RIU.

Dans ce travail, une sensibilité de 758 nm/RIU a été atteinte avec une conception supposant d'un guide d'ondes en cristal photonique et qui contient les deux formes de tiges annulaire et circulaire. Les résultats étaient obtenus en utilisant le logiciel d'OPTIFDTD où la méthode des différences finies a été appliquée. L'introduction d'un défaut dans la même structure afin de créer une cavité fait augmenter la sensibilité à 1490 nm/RIU.

III.2 Structure et modèle

A titre de comparaison, nous avons étudié la sensibilité d'un guide d'ondes à cristaux photoniques composé de tiges de silicium à répartition hexagonale sur la tranche d'air dans deux cas: tiges en forme de cercle et tiges en forme d'anneau. Les paramètres de ces deux conceptions sont résumés dans le tab. III-1.

Tab. III-1 Paramètres du dessin.

Les paramètres	Guide d'onde de cristal photonique de tige de forme annulaire	Guide d'onde de cristal photonique de tige de forme circulaire
La constante du réseau (a)	0.42	0.42
Indice de réfraction des tiges de (Si)	3.47	3.74
Indice de réfraction de (wafer) (Air)	1	1
Distribution	hexagonal	hexagonal
Rayon	Rayon intérieur (R')= $0.375*a$ Rayon extérieur (r)= $0.6*R'$	$R=0.375*a$

III.3 Mécanisme de détection

La lumière entre par la gauche du guide d'onde. Un photodétecteur à l'extrémité du guide d'onde détecte la lumière. Lorsque l'analyte liquide est déposé dans la plaque diélectrique, une modification de l'indice de réfraction de la plaquette a lieu de sorte que la nature des ondes électromagnétiques soit altérée.

III.4 Simulation et résultats

La méthode du domaine temporel de différence finie utilisant le simulateur OPTIFDTD est utilisée pour obtenir le spectre de transmission du guide d'ondes à cristaux photoniques des tiges en cercle et en forme de bague où l'indice de réfraction varie de 1 à 1.2. La Fig. III-1 et Fig. III-2 représentent les spectres de réponse pour des tiges en forme d'anneau et des tiges en forme de cercle. La sensibilité obtenue est d'environ 588 nm/RIU et 578 nm/RIU, respectivement.

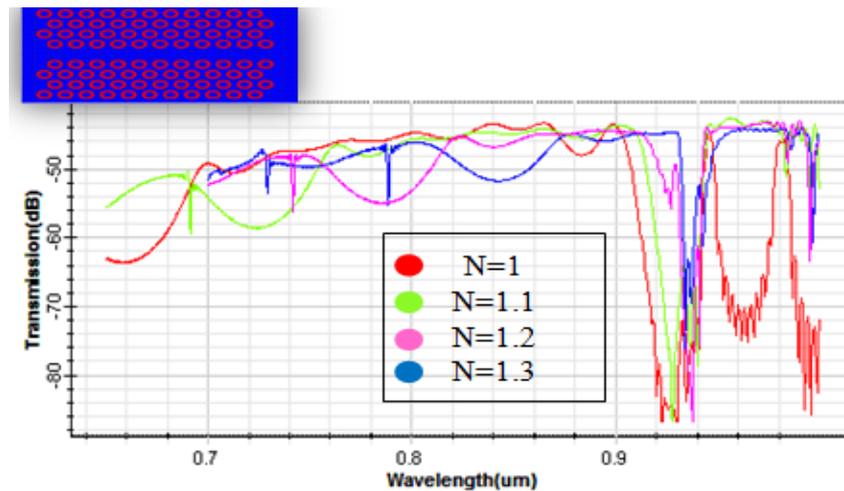


Fig. III-1 Le spectre de transmission à la sortie du guide d'onde de CP de tiges annulaires pour différent indices de réfraction.

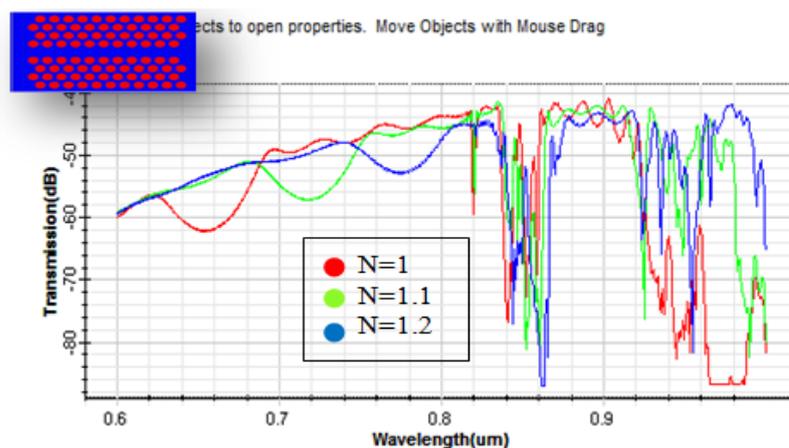


Fig. III-2 Le spectre de transmission à la sortie du guide d'onde de CP de tiges circulaires pour différent indices de réfraction.

III.5 Modèle 1 proposé

Afin d'améliorer la sensibilité nous avons pensé à mélanger les deux formes de tiges (circulaire et anneau) dans la même structure. Cependant, quels rayons devons-nous choisir pour aboutir à une sensibilité plus haute?

Tout d'abord, nous avons fixé la constante du réseau à $0.42 \mu\text{m}$ et la relation entre le rayon intérieur et le rayon extérieur des tiges annulaires à $R'/r = 0.6$ et le rayon des tiges du cercle à $0.3 * a = 0.126 \mu\text{m}$. La raison de choisir ce paramètre est démontrée dans [17]. Ainsi, nous avons une seule variable qui est le rayon extérieur des baguettes en forme d'anneau. Ce dernier est supposé de varier de la manière selon [17] ($R' = 1.3 * R$, $R' = 1.2 * R$, $R' = 1.1 * R$,

etc...). Nous devons calculer la sensibilité pour chaque valeur en prenant soins d'éviter le cas du rayon pour lequel les tiges se chevauchent et de celui lorsque BIP est fermé. La conception proposée est représentée dans la Fig. III-3.

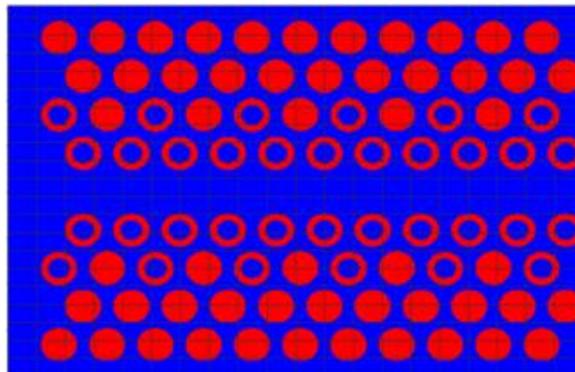


Fig. III-3 La structure du modèle proposé.

III.5.1 Résultats et discussions

Nous avons utilisé MATLAB pour obtenir le diagramme illustré dans la Fig. III-4 qui représente la dépendance de la sensibilité sur la variation du rayon extérieur des tiges annulaires.

Nous avons observé que lorsque le rayon externe devient $0.7 \cdot 0.126 = 0.0882 \mu\text{m}$, nous atteignons la plus haute sensibilité, qui est 765 nm/RIU . La Fig. III-5 représente le spectre de transmission lorsque le rayon extérieur des tiges annulaires devient $0.0882 \mu\text{m}$. Ceci implique que la sensibilité du capteur est améliorée en utilisant un guide d'onde. La sensibilité du capteur optofluidique amélioré est supérieure à la plupart des résultats rapportés dans la littérature ; par exemple F. Bougriou [11] pour une conception de capteur optofluidique basée sur un cristal photonique 2D avec un réseau triangulaire de trous annulaires donnant une sensibilité de 636 nm par unité d'indice de réfraction (RIU), D. Benelarbi [2] d'une sensibilité d'environ 606 nm/RIU , Hemant Sankar [18] avec 260 nm/RIU et A. Benmerkhi [10] d'une valeur de 322 nm/RIU . On peut dire que le mélange des deux formes de tiges annulaire et circulaire dans la même structure nous donne une sensibilité plus importante que celle où la forme des tiges soit uniformisée.

III.6 Modèle 2 proposé

En créant un défaut dans la structure précédente, la périodicité est rompue et la lumière peut être localisée au niveau de la région du défaut, qui est le remplacement des deux tiges en

forme annulaire par deux de forme circulaire où leur rayon est le même que le rayon extérieur des tiges annulaires, qui est $0.126 \mu\text{m}$ [19]. La nouvelle structure est représentée dans la Fig. III-6. Nous avons infiltré notre modèle à l'aide de liquides ayant $n = 1$ et $n = 1.1$ et nous avons observé pour chaque infiltration le spectre de transmission à la fin du milieu. La Fig. III-7 représente le spectre de transmission dans les deux cas.

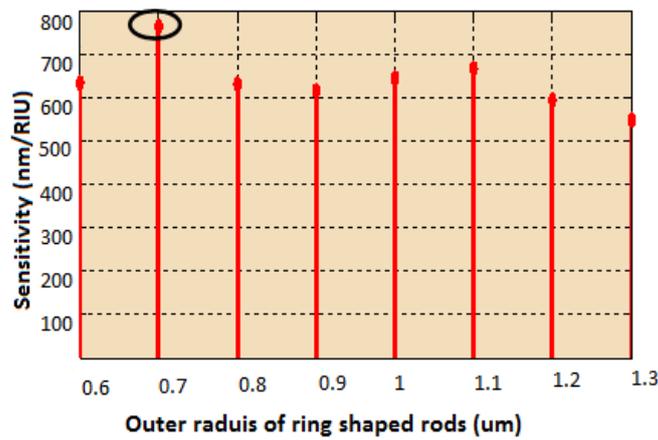


Fig. III-4 La sensibilité pour différents rayons extérieurs des tiges annulaires.

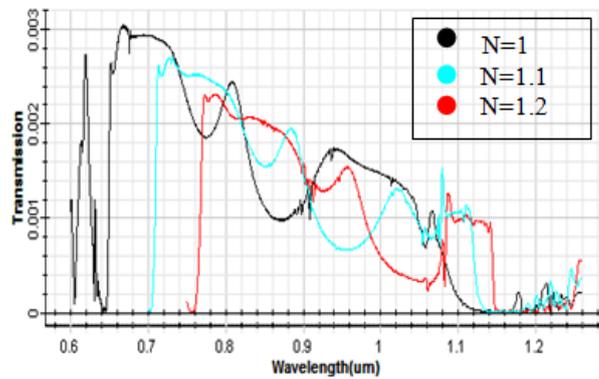


Fig. III-5 Spectre de transmission pour un rayon extérieur de $0.0882 \mu\text{m}$.

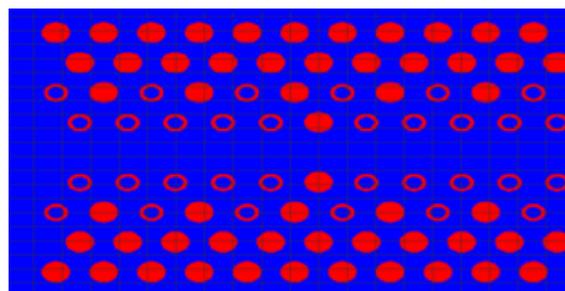


Fig. III- 6 Schéma du modèle 2.

III.6.1 Résultats et discussions

Un décalage de la longueur d'onde de coupure d'environ 924 nm a été observé correspondant à la sensibilité de 924 nm/RIU. Cette sensibilité est supérieure à la sensibilité obtenue dans le modèle précédent et même supérieure à la plupart des résultats rapportés dans la littérature pour d'autres capteurs de cavité PCW comme Soon-Hong [1], où il a trouvé 512 nm/RIU. La sensibilité est dérivée de la longue durée de vie du photon à l'intérieur de la cavité [10]. Elle fournit une localisation de champ élevée, ce qui augmente l'interaction entre la lumière et la matière, c'est pourquoi la sensibilité augmente également.

Peut-on augmenter la valeur de la sensibilité de plus en plus? Variions le rayon des deux tiges de défauts de cette manière [0.126*1.3, 0.126*1.2, 0.126*1.1, 0.126, 0.126*0.9 etc...], et calculons la sensibilité pour chaque variation sans oublier de prendre en considération d'éviter le rayon pour lequel les tiges se chevauchent et le rayon lorsque BIP soit fermé ou le rayon lorsque la sensibilité devient trop faible.

A l'aide de MATLAB, nous avons obtenu le diagramme qui représente la dépendance de la sensibilité avec la variation du rayon des tiges des défauts. Dans la Fig. III-7, nous avons observé que lorsque le rayon externe devient $0.7 \times 0.126 = 0.0882 \mu\text{m}$, on atteint une sensibilité plus élevée. Un décalage de la longueur d'onde de coupure d'environ 1490 nm a été observé sur la Fig. III-8 correspondant à la sensibilité de 1490 nm/RIU.

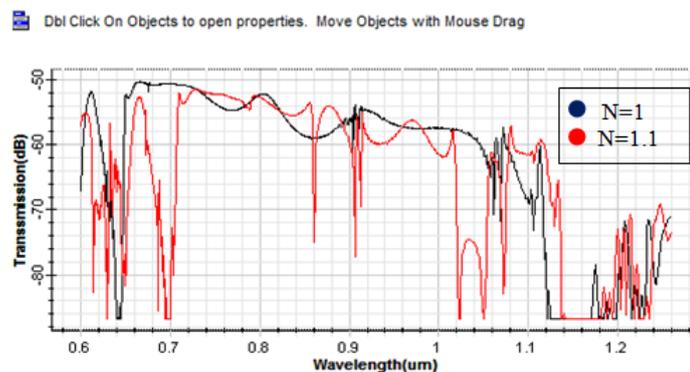


Fig. III-7 Le spectre de transmission pour différents indices de réfraction.

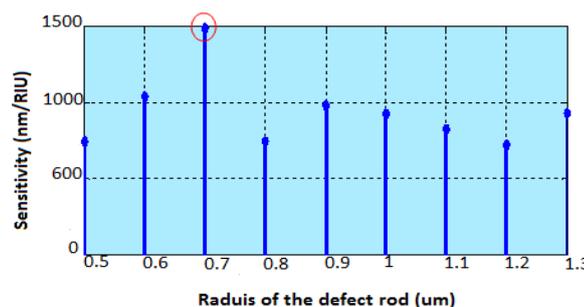


Fig. III-8 La valeur de la sensibilité pour différents rayons de tiges de défaut.

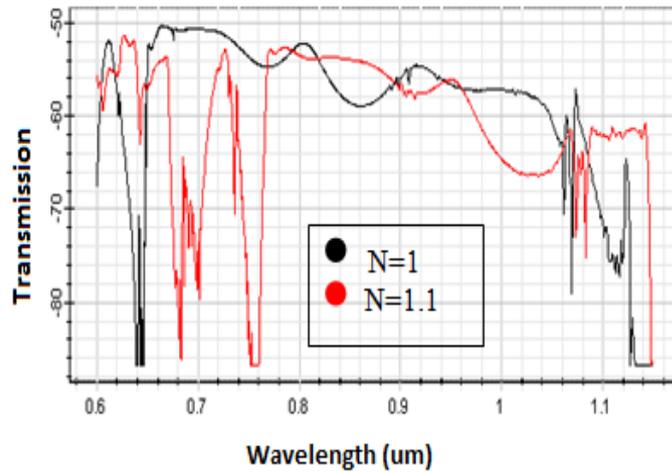


Fig. III-9 Le spectre de transmission pour différent indices de réfraction.

III.7 Conclusion

Nous avons présenté deux conceptions de structure: un guide d'ondes à cristal photonique Si et une cavité de guide d'ondes à cristal photonique Si pour la détection d'indice de réfraction, où nous avons étudié l'effet de la taille et de la forme des tiges de silicium sur la sensibilité. Le développement de nouveaux capteurs ayant une haute sensibilité est particulièrement important car il permet la détection de concentrations d'analytes de plus faibles de manière non destructive aussi bien qu'ils permettent la détection de petites molécules [11].

Références bibliographiques du chapitre III

- [1] S.-H. Kwon, T. Süner, M. Kamp and A. Forchel, "Optimization of photonic crystal cavity for chemical sensing", *Opt. Express*, vol. 16, no. 16, p. 11709, 2008.
- [2] D. Benelarbi, T. Bouchemat and M. Bouchemat, "Design of high-sensitive refractive index sensor using a ring-shaped photonic crystal waveguide", *Nanoscience and Nanotechnology*, vol. 6, pp. 105–109, 2016.
- [3] T. Süner, T. Stichel, S.-H. Kwon, T. W. Schlereth, S. Höfling, M. Kamp and A. Forchel, "Photonic crystal cavity based gas sensor", *Appl. Phys. Lett.*, vol. 92, no. 26, p. 261112, 2008.
- [4] J. Topol'ančik, P. Bhattacharya, J. Sabarinathan and P. C. Yu, "Fluid detection with photonic crystal-based multichannel waveguides", *Appl. Phys. Lett.*, vol. 82, no. 8, pp. 1143–1145, 2003.
- [5] P.-T. Lin, T.-W. Lu and P.-T. Lee, "Photonic crystal waveguide cavity with waist design for efficient trapping and detection of nanoparticles", *Opt. Express*, vol. 22, no. 6, pp. 6791–800, 2014.
- [6] S. C. Buswell, V. a Wright, J. M. Buriak, V. Van, and S. Evoy, "Specific detection of proteins using photonic crystal waveguides", *Opt. Express*, vol. 16, no. 20, pp. 15949–15957, 2008.
- [7] M. Keusgen, "Biosensors: new approaches in drug discovery", *Naturwissenschaften*, vol. 89, no. 10, pp. 433–444, 2002.
- [8] K. Schmitt and C. Hoffmann, "High-refractive-index waveguide platforms for chemical and biosensing," in *Optical Guided-wave Chemical and Biosensors I*, M. Zourob and A. Lakhtakia, Eds., Springer, pp. 21–54, 2010.
- [9] M. Zourob and A. Lakhtakia (Eds.), *Optical guided-wave chemical and biosensors II*, Springer, p. 261, 2010.
- [10] A. Benmerkhi, M. Bouchemat, and T. Bouchemat, "Improved sensitivity of the photonic crystal slab biosensors by using elliptical air holes", *Optik*, vol. 127, no. 14, pp. 5682–5687, 2016.
- [11] F. Bougriou, T. Bouchemat, M. Bouchemat and N. Paraire, "Optofluidic sensor using two-dimensional photonic crystal waveguides", *Eur. Phys. J. Appl. Phys.*, vol. 62, pp. 11201p1–5, 2013.
- [12] P. Prabhathan and V. M. Murukeshan, "Silicon waveguide multiplexed sensor array

- configuration for label-free biosensing applications”, *J. Indian Inst. Sci.*, vol. 94, no. 3, pp. 273–282, 2014.
- [13] A. B. Dahlin, *Plasmonic biosensors: an integrated view of refractometric detection*, IOS Press, 2012.
- [14] J. Derbali, F. Abdelmalek, S.S.A. Obayya, H. Bouchriha and R. Letizia, “Design of a compact photonic crystal sensor”, *Opt. Quantum Electron.*, vol. 42, no. 8, pp. 463–472, 2011.
- [15] M. Pu, L. Liu, L.H. Frandsen, H. Ou, K. Yvind and J.M. Hvam, “Silicon-on-insulator ring-shaped photonic crystal waveguides for refractive index sensing”, *in National Fiber Optic Engineers Conference, OSA Technical Digest (CD) (Optical Society of America, 2010)*, paper JWA20, 2010.
- [16] F. Bougriou, T. Bouchemat, M. Bouchemat and N. Paraire, “High sensitivity of sensors based on two-dimensional photonic crystal”, 2011 Saudi Int. Electron. Commun. Photonics Conf., pp. 1–4, 2011.
- [17] L. Jiang, H. Wu, W. Zhang and X. Li, “Mono/dual-polarization refractive-index biosensors with enhanced sensitivity based on annular photonic crystals”, *eprint arXiv:1405.5771*, 2014.
- [18] H. S. Dutta and S. Pal, “Design of a highly sensitive photonic crystal waveguide platform for refractive index based biosensing,” *Opt. Quantum Electron.*, vol. 45, no. 9, pp. 907–917, 2013.
- [19] S. Nacer and A. Aissat, "High sensitivity photonic crystal waveguide sensors", *Opt. Quantum Electron.*, vol. 45, no. 5, pp. 423–431, 2013.

Chapitre IV Capteur de pression

IV.1 Introduction

Les capteurs de cristal photonique ont gagné un intérêt croissant pendant cette dernière décennie. Les capteurs optiques sont des dispositifs analytiques qui convertissent une quantité d'analytes en un signal détectable [1-2]. Ces capteurs sont en outre classés dans deux catégories :

- ✚ Ceux qui mesurent les paramètres physiques tels que la température [3-4], la courbure [5], le déplacement [6], la pression [1-2], [7], l'indice de réfraction [8-9], etc... ;
- ✚ et les capteurs biochimiques et médicaux, détectant tels que la molécule, le gaz [10-11] et l'ADN [12]. Dans ce domaine, le capteur optique est très avantageux en raison de leurs caractéristiques particulières telles que la petite taille, la flexibilité, la capacité à distance et la nature électriquement passive [8]. Il ne crée aucun risque pour les patients car il n'y a pas de connexions électriques à leur corps principalement dans la région de fréquence térahertz [13].

Comme les cristaux photoniques, les capteurs sont classés selon les directions (1D, 2D et 3D). Par rapport à 1D-CP et 3D-CP, 2D-CP est préféré, car il a une structure relativement simple, petite taille, un meilleur confinement de la lumière, le calcul de l'écart de bande précis et son intégration est facile [1], [7].

Lorsque la pression externe est appliquée sur la structure du capteur bidimensionnel, l'indice de réfraction du capteur est modifié, ce qui déplace la longueur d'onde de résonance du capteur. La pression appliquée a une relation linéaire avec l'indice de réfraction de la structure du capteur. Pour une pression de 1 GPa, l'indice de réfraction d'un capteur est incrémenté de 0.03985 [2].

Afin de réaliser une miniaturisation supplémentaire du système à opérer dans l'échelle de longueur d'onde, les capteurs de cristal photonique (CP), comme un nouveau type de capteurs à l'heure actuelle, attirent beaucoup d'intérêt et ont montré de nombreuses caractéristiques fascinantes. Récemment, les capteurs CP ont été intensément étudiés pour divers capteurs optiques polyvalents à l'échelle de micro-puce avec une plus grande sensibilité et de densité d'intégration [14]. En 2012, Olyaei a conçu un capteur de nano-pression à cristal photonique bidimensionnel avec un réseau hexagonal de trous d'air dans Si.

La sensibilité du capteur obtenue est de 11.7 nm/GPa. Il a aussi proposé et conçu un guide d'onde de cristal photonique qui est couplé à une nano-cavité de cristal photonique. Tout récemment, une conception d'un capteur de pression photonique à résonateur en anneau a été rapportée avec une sensibilité de 1.12 nm/GPa [2]. Le capteur d'indice de réfraction physique conçu par Shanthy et Robinson [1], qui est constitué d'un défaut de ligne de nano-cavité et de deux guides d'ondes, où le défaut a été placé au milieu de la structure, donna une sensibilité de 2 nm / GPa.

Les interféromètres CP Mach-Zehnder (MZI) sont entrain d'être développés comme une prometteuse plate-forme pour les dispositifs activement contrôlables [17]. Il est bien connu que les MZI conviennent parfaitement à la détection optique [18].

Dans ce travail nous concevons et simulons un capteur de pression de type MZI à cristaux photoniques à deux dimensions dans lequel nous avons appliqué la pression sur toute la surface du capteur en un premier cas, et dans un deuxième cas nous avons appliqué la pression dans la région des tiges situés entre les deux guides d'ondes de notre MZI. Le dernier cas nous a permis d'atteindre une sensibilité très élevée.

IV.2 Structure

Le cristal photonique utilisé pour créer le MZI est un ensemble de tiges circulaires de silicium de rayon $r = 0.09 \mu\text{m}$ et d'indice de réfraction $n_1 = 3.5$ distribuées rectangulairement dans l'air d'indice de réfraction $n_2 = 1$, intercalées par une constante de réseau $a = 0.45 \mu\text{m}$. Ce type de structure est utilisé pour réduire la perte de diffusion et pour contrôler efficacement la propagation du mode électrique transversal (TE) [8]. Le MZI implique des branches Y de guides d'onde formés en enlevant certaines tiges diélectriques du CP, la Fig. IV-1 montre la structure du cristal photonique MZI.

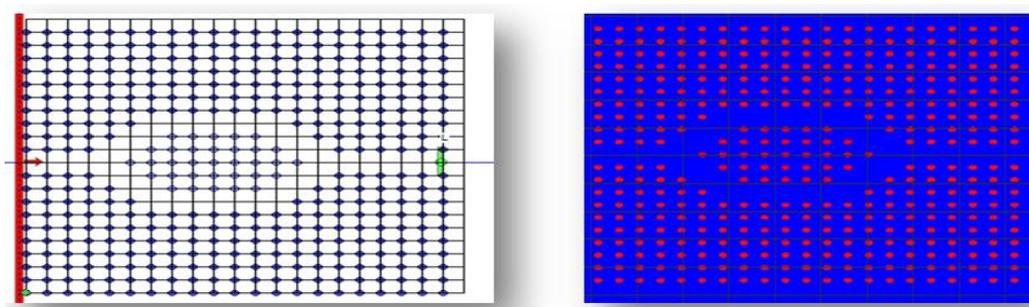


Fig. IV-1 a) La structure du cristal photonique MZI ; b) La distribution de l'indice de réfraction.

IV.3 Calcul de la BIP

La méthode des ondes planes (PWE) est utilisée pour obtenir le diagramme de bande photonique pour le mode électrique transversal, comme on peut le voir sur la Fig. IV-2, la structure complète a un intervalle avec la gamme de longueurs d'onde de 1.21 μm à 1.67 μm . La fréquence de la structure cristalline photonique est donnée par ($\omega a/2\pi c = a/\lambda$), où ω représente la fréquence angulaire, a représente la constante du réseau, c représente la vitesse de la lumière dans l'espace libre et λ représente la longueur d'onde de l'espace libre. Les paramètres de structure sont résumés dans Tab. IV-1.

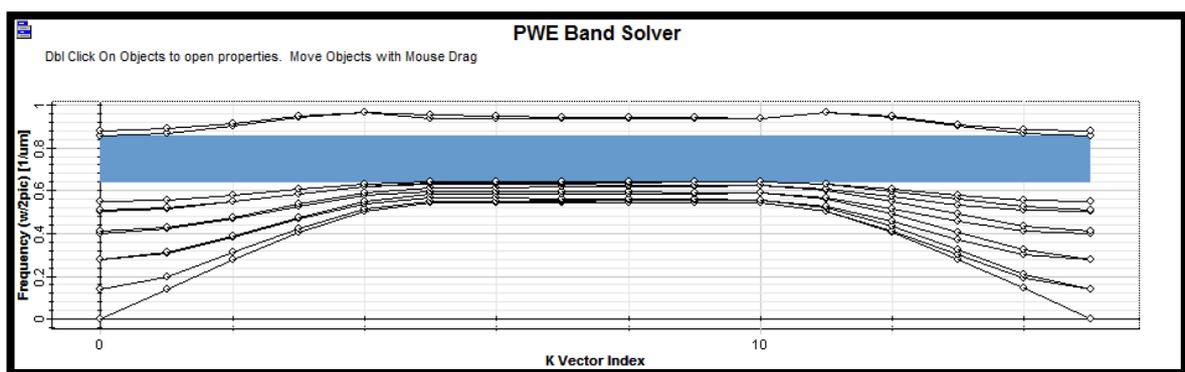


Fig. IV-2 La bande interdite photonique pour une polarisation TE.

Tab. IV-1 Paramètres du cristal photonique.

Paramètres	Valeurs
Rayon des tiges (r)	0.09
Constante du réseau (a)	0.45
Indice de réfraction des tiges	3.5
IR de l'air	1
Dimension	9.45 μm *9.45 μm
Plage de BIP	1.21 μm - 1.67 μm
Polarisation	TE

IV.4 Distribution de champ

La méthode FDTD (Finite Difference Time Domain) est utilisée pour étudier le capteur MZI à cristaux photoniques. Le MZI est excité à partir d'une source lumineuse par une impulsion Gaussienne avec une fréquence centrale de (1.27922 μm) et en appliquant une condition limite appropriée (couche parfaitement appariée, PML), Fig. IV-3 illustre la distribution du champ électrique en 2D et en 3D.

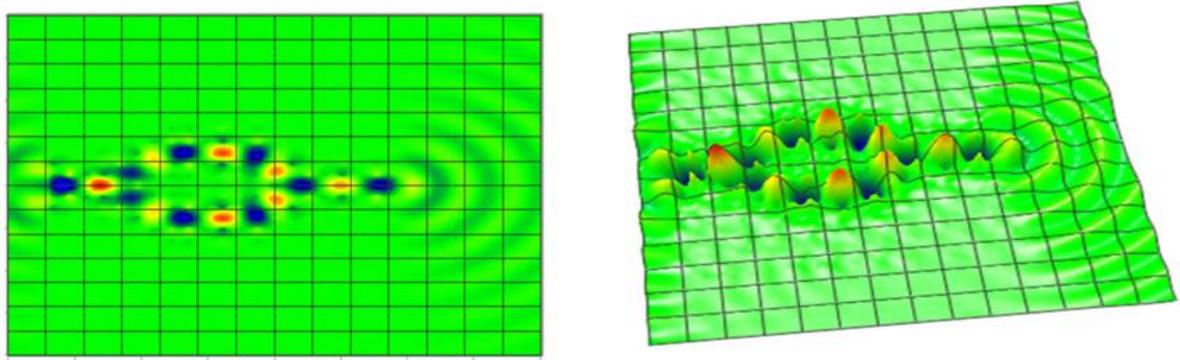


Fig. IV-3 Distributions du champ électrique en 2D et en 3D.

IV.5 Principe de détection du capteur de pression

La lumière rentre par la gauche du guide d'onde. Lorsqu'une pression extérieure est appliquée à la surface du capteur, les propriétés optiques du capteur seront modifiées, ce qui modifie l'indice de réfraction de la structure et change absolument son intervalle de bande photonique. D'autre part, un photodétecteur à l'extrémité du guide d'onde détecte la lumière, le changement dans l'intervalle de bande photonique déplace le spectre de sortie. La relation entre la pression et l'indice de réfraction est donnée par:

$$n = n_0 - (c_1 + 2c_2) \sigma \quad (\text{IV-1})$$

où c_1 et c_2 sont définis comme suit:

$$c_1 = n_0 (P_{11} - 2V \cdot P_{12}) / (2E) \quad (\text{IV-2})$$

$$c_2 = n_0^3 (P_{12} - V (P_{11} + P_{12})) / (2E) \quad (\text{IV-3})$$

où n_0 est l'indice de réfraction à la pression nulle, E est le module de Young, V est le rapport de Poisson et P_{ij} désigne la constante de déformation. Dans le capteur de pression, la pression appliquée a une relation linéaire avec l'indice de réfraction d'une structure de capteur. Pour une pression de 1 GPa, l'indice de réfraction d'un capteur est incrémenté de 0.03985 [2], [8].

IV.6 Simulation et résultat

La Fig. IV-4 représente le spectre de transmission normalisé de sortie détecté à l'extrémité du capteur lorsque la pression est 0 GPa. L'impulsion Gaussienne fournie par la source de lumière résulte en l'apparition d'un pic de type Gaussien suivi d'une série de pics de traînage. En raison des réflexions à des courbes aiguës du guide d'onde [19], le spectre de transmission est composé de deux pics où la puissance de transmission maximale atteint 53%. La Fig. IV-5 représente le spectre de transmission normalisé lorsque 1 GPa de pression est appliquée. Nous notons qu'un décalage de 6.63 nm de longueur d'onde dans les deux pics

peut être observé. La sensibilité de ce capteur est donnée par $S = \Delta\lambda/\Delta P$ où $\Delta\lambda$ représente le décalage de la longueur d'onde centrale du pic principal et ΔP représente la variation de pression, dans ce cas la sensibilité obtenue est de 6.63 nm/GPa.

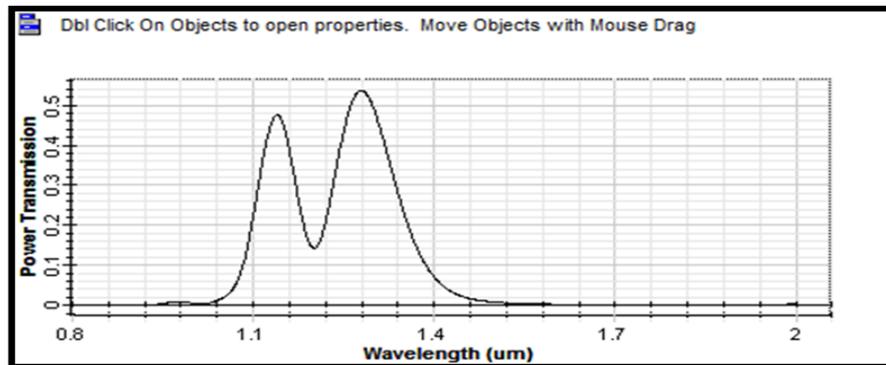


Fig. IV-4 Le spectre de transmission de puissance normalisé à 0 GPa.

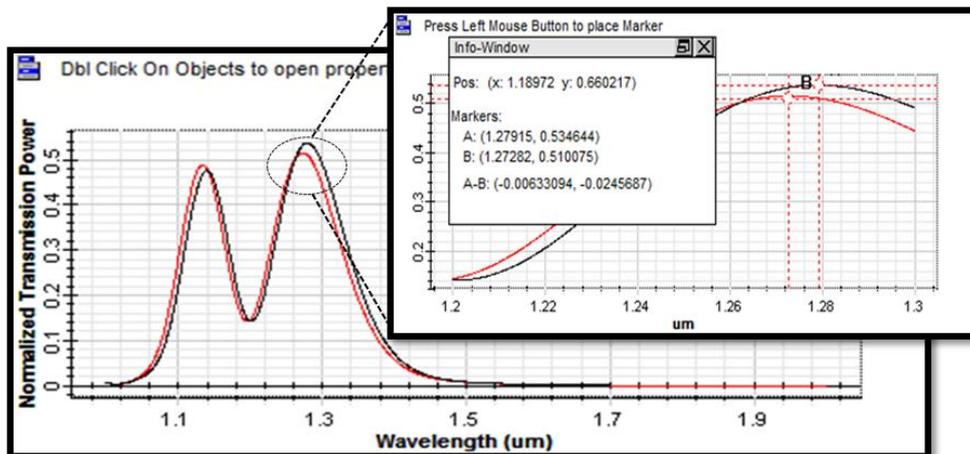


Fig. IV-5 Comparaison entre les spectres de transmission à 0 GPa et 1GPa

Appliquons maintenant la pression juste dans la zone des tiges entourées par le cercle rouge (Fig. IV- 6).

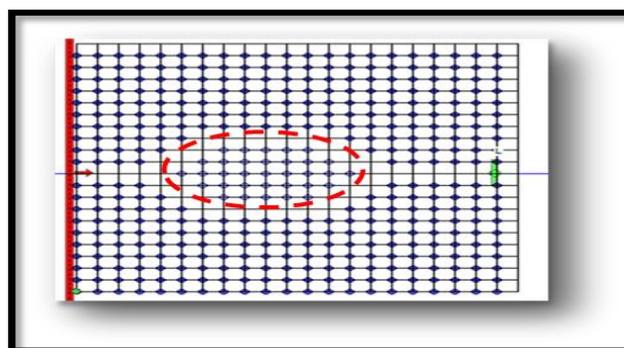


Fig. IV-6 La zone sélectionnée pour l'application de pression.

Fig. IV-7 montre des courbes comparatives de la puissance d'émission normalisée pour les pressions de 0 GPa et 1 GPa. Dans ce cas, la puissance de transmission maximale atteinte est de 48%, et nous observons un décalage de longueur d'onde de 22.3667 nm, d'où une sensibilité très élevée de 22.3667 nm/GPa est atteinte. Tab. IV-2 résume les résultats obtenus.

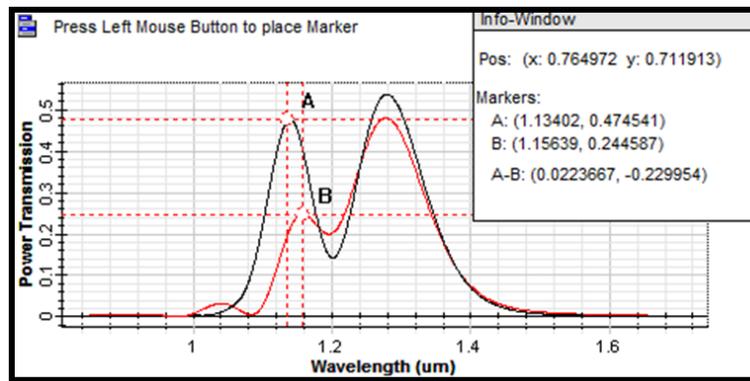


Fig. IV-7 Les spectres de transmission lorsque la pression appliquée est de 0 GPa et 1 GPa.

Tab. IV-2 Synthèse des résultats obtenus du capteur de pression.

	Pression appliquée (GPa)	Indice de réfraction	Puissance de transmission (%)	Décalage longueur d'onde (nm)	Sensibilité GPa/nm
	0	3.5	53	-----	-----
Cas 1 (La pression est appliquée sur toute la surface)	1	3.53985	51	6.63	6.63
Cas 2 (La pression est appliquée sur une zone précise des tiges)	1	3.53985 (dans zone précise des tiges) et 3.5 (dans le reste)	48	22.3667	22.3667

IV.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons conçu et simulé un capteur à base d'un cristal photonique du type MZI (Interféromètre de Mach-Zehnder) pour la détection de pression. Le capteur proposé est composé par des tiges de silicium de réseau rectangulaire distribué dans l'air. La taille du capteur est de $9.45 \mu\text{m} \times 9.45 \mu\text{m}$ qui convient particulièrement pour des applications de détection. Le capteur de pression a été analysé pour deux cas : le premier lorsque la pression a été appliquée sur toute la surface de la structure du capteur, et le second lorsque la pression a été appliquée sur une zone précise de tiges situées entre les deux branches d'une configuration Y. Une sensibilité très élevée dans le second cas a été atteinte

22.3667 nm/GPa. Ce capteur peut être très utile dans la fabrication des NEMS en nanotechnologie.

Références bibliographiques du chapitre IV

- [1] K.V. Shanthi and S. Robinson, "Two-dimensional photonic crystal based sensor for pressure sensing", *Photonic Sensors*, vol. 4, no. 3, pp. 248–253, 2014.
- [2] S. Upadhyay and V.L. Kalyani, "Designing of ring–resonator based photonic pressure sensor", *Imperial Journal of Interdisciplinary Research*, vol. 2, no. 4, pp. 999–1003, 2016.
- [3] Hai-wei Fu, Hui Zhao, Xue-guang Qia, Yan Li, Da-zhuang Zhao, and Zhen Yong, "Study on a novel photonic crystal temperature sensor", *Optoelectronic Lett.*, vol. 7, no. 6, pp. 419-422, 2011.
- [4] Y. Yu, Y. Zhang, Z. Ou, X. Chen, Q. Huang and S. Ruan, "Simultaneous measurement of one dimensional bending and temperature based on Mach-Zehnder Interferometer", *Photonic Sensors*, vol. 5, no. 4, pp. 376–384, 2015.
- [5] W.C. Wong, C.C. Chan, H. Gong, and K.C. Leong, "Mach–Zehnder photonic crystal interferometer in cavity ring-down loop for curvature measurement", *IEEE Photonic Technology Lett.*, vol. 23, no. 12, pp. 795–797, 2011.
- [6] W. Suh, O. Solgaard, and S. Fan, "Displacement sensing using evanescent tunneling between guided resonances in photonic crystal slabs", *J. Appl. Phys.*, vol. 98, pp. 033102-1 à 4, 2005.
- [7] S.V. Shruthi and I. Bahaddur, "Design and modeling of photonic crystal based pressure sensor," *International Journal of Scientific Engineering and Applied Science*, vol. 2, no. 6, pp. 349–355, 2016.
- [8] S. Upadhyay and V.L. Kalyani, "High sensitive refractive index sensor based on 2D-photonic crystal", *International Journal of Engineering Research & Technology*, vol. 4, no. 2, pp. 1006-1010, 2015.
- [9] T-A. Tsai, C-C. Wang, H-W. Wang, I-L. Chang, L-W. Chen, "A high-resolution refractive index sensor based on a magnetic photonic crystal", *Int. J. Math. Comp. Phys. Elect. Comp. Eng.*, vol. 9, no. 7, pp. 415–419, 2015.
- [10] A. Benz, C. Deutsch, M. Brandstetter, A.M. Andrews, P. Klang, H. Detz, W. Schrenk, G. Strasser and K. Unterrainer, "Terahertz active photonic crystals for condensed gas sensing", *Sensors*, vol. 11, no. 6, pp. 6003–6014, 2011.
- [11] Z. Li, C. Liao, Y. Wang, L. Xu, D. Wang, X. Dong, S. Liu, Q. Wang, K. Yang and J. Zhou, "Highly-sensitive gas pressure sensor using twin-core fiber based in-line Mach-

- Zehnder interferometer", *Opt. Express*, vol. 23, no. 5, pp. 6673–6678, 2015.
- [12] A. Massaro, "Photonic crystal waveguides and bio-sensors", Chap. 6 from *Photonic Crystals - Introduction, Applications and Theory*, A. Massaro Ed., InTech, 2012.
- [13] L.C.A. Silveira, J.A. Hejase and P. Chahal, "A Terahertz photonic crystal structure for sensing applications", *Proceedings of the 2012 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation*, IEEE, INSPEC Acc. N°: 13135099, 2012.
- [14] D. Yang, H. Tian, N. Wu, Y. Yang, and Y. Ji, "Torsion-free photonic crystal pressure sensor array using novel piston-type resonator array", in *CLEO: 2013*, OSA Technical Digest (online) (Optical Society of America, 2013), paper CM4O.2, 2013.
- [15] S. Olyaei and A.A. Dehghani, "Photonic sensors high resolution and wide dynamic range pressure sensor based on two-dimensional photonic crystal", *Photonic Sensors*, vol. 2, no. 1, pp. 92–96, 2012.
- [16] S. Olyaei and A.A. Dehghani, "Nano-pressure sensor using high quality photonic crystal cavity resonator", *8th IEEE, IET International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing*, IEEE, INSPEC Acc. N°: 12998337, 2012.
- [17] E.A. Camargo, H.M.H. Chong, R.M. De La Rue, "Mach-Zehnder channel-guide device structure based on 2D photonic crystal", *Proceedings of SPIE Photonic Crystal Materials and Nanostructures, Strasbourg*, pp. 333–343, 2004.
- [18] X-q. Li and Y. Xu, "Optical sensing by using photonic crystal based Mach–Zehnder interferometer", *Opt. Commun.*, vol. 301-302, pp. 7–11, 2013.
- [19] A. Salman, O.A. Kaya, A. Cicek and B. Ulug, "Low-concentration liquid sensing by an acoustic Mach–Zehnder interferometer in a two-dimensional phononic crystal", *J. Phys. D: Appl. Phys.*, vol.48, no. 25, p. 255301, 2015.

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

V.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous avons utilisé le solveur "PWE" du logiciel OPTIFDTD pour trouver la bande interdite photonique du biocapteur en cristal photonique de trous annulaire. On a observé une plage de fréquences de TéraHertz. Les relations entre l'écart de bande et l'indice de réfraction nous a permis de calculer la sensibilité, qui est trouvé d'atteindre 1.8774 (THz/RIU), et nous a aussi permis d'identifier n'importe quelle analyte biologique inconnue. En faisant augmenter les largeurs des trous d'anneau de la structure ainsi proposée, ce qui nous a permis d'atteindre une plus élevée sensibilité.

V.2 Historique et état de l'art

Les cristaux photoniques à bande interdite offrent des façons uniques d'adapter la lumière et la propagation des ondes électromagnétiques. Les cristaux photoniques d'intervalle de bande sont des structures diélectriques périodiques qui possèdent une gamme de fréquences dans laquelle des ondes électromagnétiques sont interdites de se propager, ce qui analogue à l'intervalle de bande électronique dans un semiconducteur [1].

Les cristaux de BIP peuvent être utilisés pour inhiber l'émission spontanée dans des dispositifs photoniques, conduisant à des émetteurs de lumière plus efficaces comme des lasers à semiconducteur à seuil inférieur et des diodes électroluminescentes monomodes [2].

Contrairement au confinement optique d'un seul mode de résonance dans une cavité optique de haute qualité, les modes électromagnétiques localisés dans un matériau substrat BIP sont complètement découplés des modes du vide de l'espace libre et l'étendue spatiale des modes localisés peut être conçue pour être un nombre arbitraire de longueurs d'onde optique. De plus, le matériau BIP facilite une localisation cohérente de la lumière dans toutes les directions spatiales. D'autre part, le substrat diélectrique classique émet la majeure partie de son rayonnement dans le substrat lui-même. Si le substrat est conçu sous la forme d'un

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

matériau BIP avec un gap à la fréquence de rayonnement, les pertes peuvent être minimisées, conduisant à des émetteurs hautement directionnels [3].

De plus, les matériaux BIP représentent une nouvelle frontière dans les phénomènes d'interaction des atomes photoniques et l'optique non linéaire [4]. Les matériaux BIP présentent une variété beaucoup plus riche de phénomènes de propagation d'ondes non linéaires que les guides d'ondes classiques ou les fibres optiques [3].

Les structures cristallines photoniques non seulement confirment la solidité du concept d'un BIP, mais procurent aussi des applications intéressantes dans la gamme d'ondes millimétriques.

Ozby et ses co-équipiers [2] ont démontré l'existence de telles structures de cavité à des fréquences d'ondes millimétriques en utilisant un cristal BIP micro-usiné au laser. De plus, la possibilité de réaliser des figures d'accord très intéressantes, a été testée sur des dispositifs BIP. Un exemple de conception d'un filtre d'entaille, ayant une bande passante à 3 dB égale à 2 nm, a été rapporté [5].

Le concept de TéraHertz remonte à un siècle auparavant, lorsque Rubens et Nichols [6] ont pensé que les ondes énergétiques électriques et les ondes lumineuses formaient des parties constitutives d'un spectre commun. Dans le spectre électromagnétique il y a la région de fréquences de TeraHertz, qui occupe une région du spectre entre l'infrarouge et les micro-ondes (0.1 - 15 THz), communément connu sous le nom de plage de THz.

Malgré les avancées des composants et applications des THz BIE (bande interdite électromagnétique), l'un des principaux défis à surmonter implique des difficultés pratiques dans la fabrication des composants (en particulier au niveau des micro-systèmes intégrés), car les dimensions des composants THz BIE tombent dans une région de transition entre Les techniques d'usinage classiques utilisées pour les applications des micro-ondes et les procédés de micro/nano fabrication utilisés aux fréquences optiques.

Les procédés classiques de fabrication cités dans [9] sont habituellement coûteux et nécessitent des soins extraordinaires pour obtenir des géométries THz BIE relativement uniformes, sans parler des structures plus compliquées telles que des cavités de défauts et des guides d'onde.

L'énergie photonique dans la plage des THz est inférieure à l'écart de bande des matériaux non métalliques, et donc le faisceau THz peut traverser de tels matériaux [10]. Contrairement aux rayons X, le rayonnement TeraHertz avec ses énergies de photons lentes en général n'endommagent pas les tissus et l'ADN [11]. On peut dire que l'onde TeraHertz a des

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

caractéristiques uniques telles que la transparence à de nombreux matériaux souples et à leurs motifs spectraux d'absorption. Ces caractéristiques peuvent être utilisées dans de nombreuses applications dans divers domaines scientifiques et industriels [12].

Le développement de nouvelles méthodes pour confiner et contrôler la lumière dans la plage des TeraHertz du spectre électromagnétique est un domaine majeur dans la recherche photonique actuelle. Des cristaux photoniques avec des bandes interdites photoniques prédéterminées peuvent fournir un confinement fort et un contrôle flexible pour les ondes THz comme ils le font pour les ondes lumineuses [13]. Les cristaux photoniques à base de Si (CP) sont transparents dans la gamme THz et ils ont montré leur capacité à contrôler la propagation des ondes électromagnétiques à ces fréquences [7].

Zaytsev et al. [14] ont démontré la possibilité de guidage des ondes THz en un régime multi-mode dans une large gamme de fréquences avec le coefficient d'extinction de puissance minimal - dans un guide d'ondes à cristaux photoniques à base du cristal de saphir. Beaucoup de recherches se sont focalisées sur le développement des sources THz qui peuvent fournir des lasers à cascade quantique de puissance de sortie élevée (QCLs). Ces derniers ont reçu beaucoup d'attention que durant ces deux dernières décennies, ils sont devenus la principale source laser dans la gamme de fréquence infrarouge moyenne, et ont de nombreuses applications en matière de détection de gaz, de surveillance de l'environnement, de diagnostic médical, de sécurité et de défense [15]. Récemment le guidage d'ondes THz dans un guide d'ondes à plaques parallèles pour réaliser le confinement vertical a été étudié [16]. Le Graphène a émergé comme un excellent conducteur pour la géométrie parallèle de la platine aux fréquences THz [17].

Les biocapteurs opérant dans la région THz sont de nos jours des sujets d'actualité technologique en raison des applications possibles telles que le diagnostic médical et les soins de santé.

Du au fait que les molécules et les nanoparticules sont considérablement plus petites que la longueur d'onde, - leurs sections d'absorption sont très petites aux fréquences de TeraHertz, la rendant difficile de les détecter, sauf s'ils sont présents en grandes quantités. Cependant, on a récemment démontré que leurs sections transversales d'absorption peuvent être augmentées de plus de trois ordres de grandeur en plaçant les macros ou à l'intérieur de nano-résonateurs à fente. Il en résulte un coefficient d'absorption nettement plus élevé, ce qui permet de détecter des quantités beaucoup plus faibles [18-19]. Ghosh et ses coéquipiers [20] ont étudié le cas d'un cristal photonique 2D afin de trouver la bande interdite photonique dans

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

le but de bio-détection dans la région de fréquences THz. Plusieurs structures ont été considérés, l'une consistant en des trous d'air dans un fond de Si et les autres consistant en des trous d'air remplis avec différents analytes d'indices de réfraction (IR) différents dans le même fond de Si. Une méthode de bio-détection a été développée en utilisant la relation entre l'IR et la bande interdite des cristaux photoniques. La sensibilité maximale du biocapteur ainsi développé a été de 66.6%.

Dans ce travail, nous utilisons le "solveur de bande PWE" du logiciel OPTIFDTD afin d'étudier l'écart entre les PC hexagonaux 2D avec des trous d'air annulaires dans le substrat de Si et sa relation avec l'indice de réfraction des analytes remplissant les trous afin d'améliorer la sensibilité.

V.3 Modèle et simulation

V.3.1 Structure

Nous considérons un cristal photonique annulaire bidimensionnel représenté sur la Fig. V-1. Des trous d'air annulaires de rayon de $0.16 \mu\text{m}$ et largeur de $0.13 \mu\text{m}$ sont répartis avec une périodicité hexagonale de $0.5 \mu\text{m}$ de constante de réseau sur un substrat de silicium ayant un indice de réfraction de 3.47. Les dimensions de la plaquette sont de $8 \times 8 \mu\text{m}^2$.

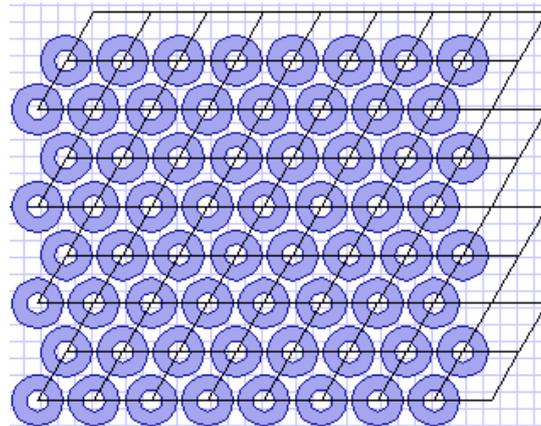


Fig. V-1 Distribution triangulaire des trous d'air annulaires dans le substrat de silicium.

V.3.2 Simulation

L'outil de simulation "PWE - OPTIFDTD" a été utilisé pour étudier la bande interdite de la structure photonique représenté dans la Fig. V-1. La Fig. V-2 donne le profil de

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

l'indice de réfraction de la structure considérée. Pour une polarisation TE que nous avons considéré, la Fig.V- 3 montre la bande passante photonique après la simulation.

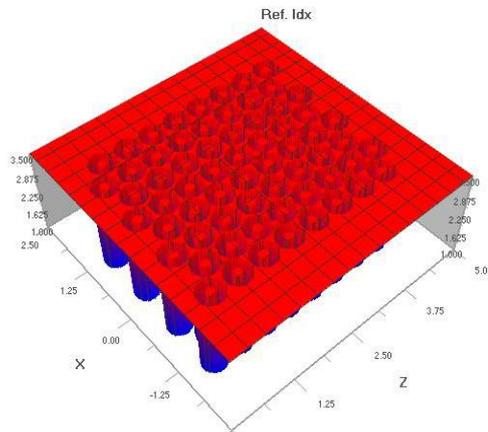


Fig. V-3 Profil de l'indice de réfraction de la structure cristalline photonique.

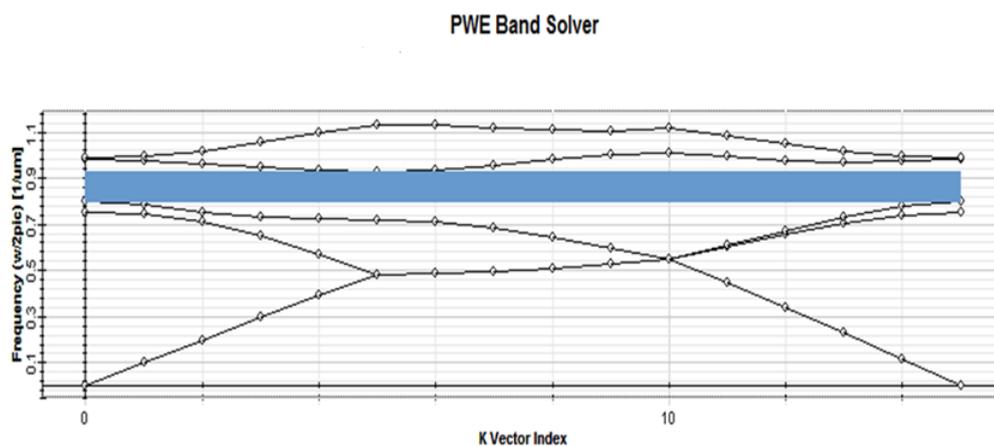


Fig.V-4 Bande interdite photonique.

A l'aide de l'équation :

$$f = \frac{wa}{2\pi c} \quad (V - 1)$$

où w représente l'espace, a la constante du réseau et c la vitesse de la lumière dans le vide, nous avons calculé l'unique bande interdite observée en fin de la simulation, et qui est de $(0.799857 - 0.928886) \times 1/\mu\text{m}$, le gap correspondant à 1.187642384 THz.

Nous avons remarqué que la bande interdite (le gap) obtenue se trouve dans la plage THz qui était l'un de nos objectifs de départ.

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

Remplissons maintenant ces trous d'aération avec différents fluides de différents d'indices réfraction et à chaque infiltration, le gap atteint des différents analytes est noté et résumé dans Tab. V-1.

Tab. V-1 La variation de la bande interdite avec l'indice de réfraction.

Indice de réfraction de l'analyte	Gap (THz)
1.0	1.1876423
1.05	1.1532592
1.1	1.1168003
1.15	1.0783578
1.2	1.0391560
1.25	0.9986287
1.3	0.9590495

V.3.3 Résultats et discussion

La dépendance de la bande interdite sur l'indice de réfraction de l'analyte est montrée dans la Fig. V-4. Nous remarquons que la bande interdite est inversement proportionnelle à l'indice de réfraction de l'analyte avec le gap restant toujours dans la plage des fréquences THz. Ceci implique que l'on peut déterminer l'indice de réfraction de tout analyte qui s'infiltré dans les trous d'air de l'anneau suite à un changement de la bande interdite dans la gamme de fréquences (0.95 - 1.18 THz).

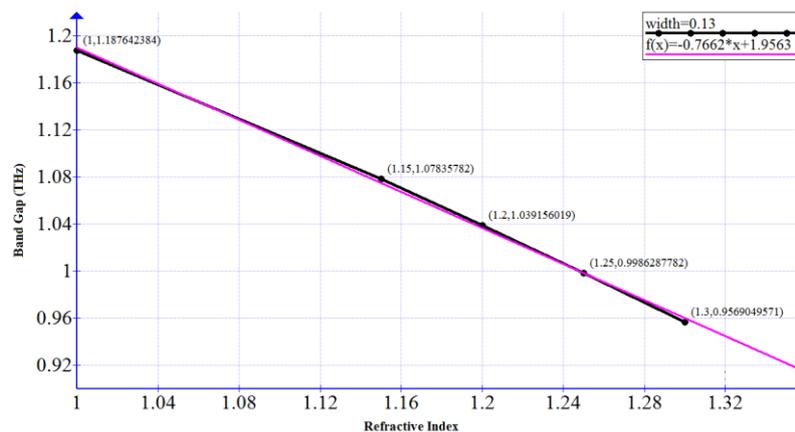


Fig. V-5 Le gap photonique versus l'indice de réfraction des analytes.

Dans la Fig. V-2, nous voyons clairement que la variation est linéaire, la courbe suit une droite ($f(x) = -0.766 x + 1.957$, où f est la bande interdite et x est l'indice de réfraction de l'analyte). Il est bien connu que la sensibilité est donnée par la valeur absolue du rapport entre

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

le décalage dans la bande interdite et la variation correspondante de l'indice de réfraction [20]. Donc, la valeur absolue de l'inclinaison de la droite représente la valeur de la sensibilité de notre dispositif et qui est 0.7662 THz/RIU. Cette valeur est meilleure que la sensibilité obtenue avec les trous d'air circulaires rapportés par Ghosh et ses co-équipiers [20].

Maintenant, afin d'améliorer la sensibilité, nous devons augmenter l'interaction entre la lumière et la matière en augmentant la largeur des trous des anneaux de notre structure. Le tableau ci-dessous (Tab. V-2) résume les compilations obtenues sur la bande interdite résultante pour différents analytes pour différentes largeurs des trous annulaires de la structure.

Tab. V- 2 Écarts de bande entre différents analytes à différentes largeurs.

Diamètre de l'anneau (μm)	0.13	0.14	0.15	0.16
Indice de réfraction	Bande interdite (THz)			
1	1.1876423	1.1530600	1.9067168	2.3494754
1.15	1.0783578	1.3852253	1.7106766	2.0788412
1.2	1.0391560	1.3333950	1.6414407	1.9831839
1.25	0.9986287	1.2800643	1.5705755	1.8870801
1.3	0.9569049	1.2253254	1.4983297	1.7898718

La Fig. V-3 représente la variation de la bande interdite photonique pour différents analytes à différentes largeurs. Nous remarquons que la bande interdite photonique se situe toujours dans la plage de fréquences de THz pour différentes infiltrations et pour toutes les largeurs ainsi supposées. Nous remarquons aussi la proportionnalité inverse entre l'indice de réfraction de l'analyte et la bande interdite photonique.

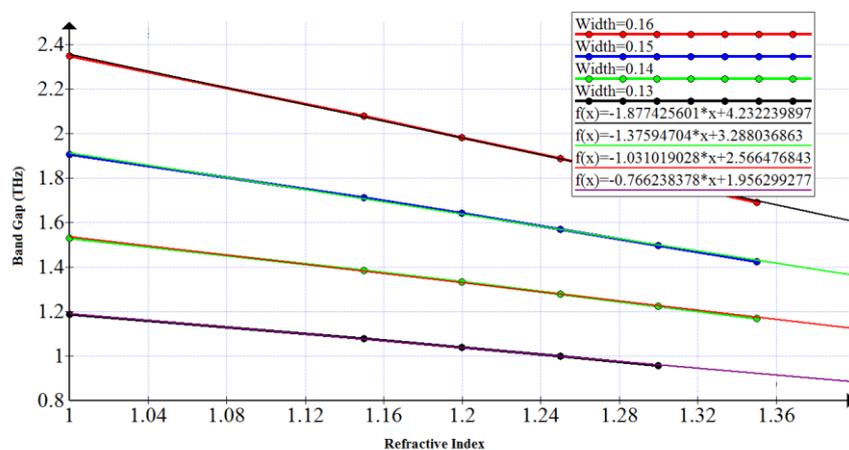


Fig.V-6 La variation de la bande interdite photonique avec différents analytes pour différentes largeurs des trous annulaires.

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

Les courbes résultantes suivent l'allure d'une droite. La valeur absolue des pentes de ces droites augmente également lorsque la largeur des trous annulaires augmente. Alors, la sensibilité augmente lorsque la largeur des trous annulaires augmente et atteint 1.8774 THz/RIU. Le Tab. V-3 résume les sensibilités résultantes pour les différentes largeurs des trous annulaires.

Tab. V-2 Les sensibilités résultantes pour différentes largeurs des trous.

Largeur (μm)	Sensibilité (%)
0.13	76.26
0.14	103.10
0.15	137.59
0.16	187.74

Un grand avantage de ce capteur est que nous sommes en mesure, selon l'indice de réfraction, d'identifier les analytes remplissant les trous de l'anneau par le biais du changement de la valeur de la bande interdite photonique de la droite correspondante (Fig. V-5). Une fois que nous trouvons l'indice de réfraction de l'analyte, et à partir d'un tableau standard où l'indice de réfraction de différents matériaux est donné, cet analyte peut être identifié [20].

V.3.4 Comparaison

En utilisant les ondes optiques guidées, le champ évanescent, la décroissance exponentielle de la force du champ électrique dans le substrat, fournit une discrimination spatiale appropriée. Cette méthode de détection utilisant le champ évanescent peut être exploitée avec différentes techniques optiques [21].

Dans notre cas, le champ évanescent surveille les changements de l'indice de réfraction se produisant à quelques centaines de nanomètres de la surface du capteur. Le capteur fonctionne sur le principe de détection d'un décalage dans la longueur d'onde de coupure, qui est typiquement associé à la détection de l'indice de réfraction de l'analyte [22]. La Fig. V-4 montre le spectre de transmission détecté pour des analytes d'un indice de réfraction de $n = 1$, $n = 1.1$, $n = 1.2$. La sensibilité est déterminée en calculant le rapport entre le décalage de la longueur d'onde de coupure et la variation de l'indice de réfraction. Le Tab.

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

V-4 récapitule les sensibilités obtenues aux différentes largeurs. La convergence des résultats est claire entre les deux méthodes, mais la méthode proposée présente l'avantage d'une sensibilité plus élevée où la valeur maximale atteinte est de 1.8774 THz/RIU. Cette valeur est supérieure à celle rapportée par Fan et co-équipiers [23] où ils ont utilisé des tiges circulaires. Il est clair que des trous annulaires dans le substrat de silicium donnent une meilleure sensibilité dans la gamme de fréquences THz.

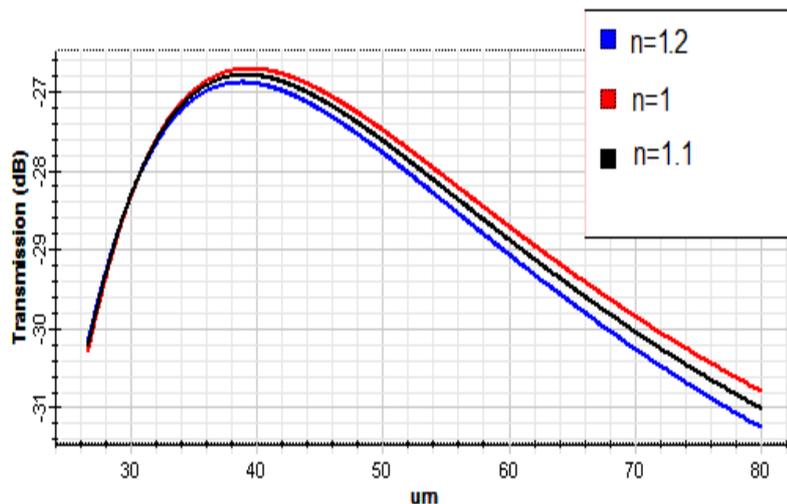


Fig. V- 7 Spectres de transmission pour différents indices de réfraction de l'analyte.

Tab. V- 3 Comparaison entre les valeurs résultantes de la sensibilité pour différentes largeurs selon les deux méthodes.

Largeur (um)	Sensibilité –méthode proposée (THz/RIU)	Sensibilité – méthode champ évanescent (THz/RIU)
0.13	0.7626	0.67624
0.14	1.0310	0.94826
0.15	1.3759	1.20806
0.16	1.8774	1.69622

V.4 Conclusion

La bande interdite photonique d'un cristal photonique annulaire 2D a été étudiée. La dépendance de la bande interdite sur l'indice de réfraction des analytes remplissant les trous annulaires nous permet de déterminer la sensibilité du capteur. Une nouvelle configuration que nous proposons, à travers une simple modification structurelle, permet d'améliorer la sensibilité du capteur. Le cristal photonique annulaire proposé peut être utilisé comme

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

indicateur de l'indice de réfraction de tout analyte remplissant les trous dans une certaine gamme de fréquences, aussi bien qu'il peut être utilisé comme un biocapteur dans la plage des fréquences THz.

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

Références bibliographiques du chapitre V

- [1] C.M. Soukoulis, *Photonic band gap materials*, Springer, Netherlands, 2012.
- [2] E. Ozbay, G. Tuttle, J.S. McCalmont, M. Sigalas, R. Biswas, C.M. Soukoulis and K.M. Ho, “Laser-micromachined millimeter-wave photonic band-gap cavity structures”, *Appl. Phys. Lett.*, vol. 67, no. 14, pp. 1969–1971, 1995.
- [3] S. John and K. Busch, “Photonic bandgap formation and tunability in certain self organizing systems”, *J. Light. Technol.*, vol. 17, no. 11, p. 1931, 1999.
- [4] S. John and N. AközbeK, “Nonlinear optical solitary waves in a photonic band gap”, *Phy. Rev. Lett.*, vol. 71, no. 8. pp. 1168–1171, 1993.
- [5] G. Calo, A. D’Orazio, M. De Sario, L. Mescia, V. Petruzzelli, and F. PrudenZano, “Tunability of photonic band gap notch filters”, *IEEE Trans. Nanotechnol.*, vol. 7, no. 3, pp. 273–284, 2008.
- [6] H. Rubens and E.F. Nichols, “Heat rays of great wave length,” *Phys. Rev.*, vol. 4, no. 4, pp. 314–323, 1897.
- [7] C. Lin, C. Chen, G. J. Schneider, P. Yao, S. Shi, and D. W. Prather, “Wavelength scale terahertz two-dimensional photonic crystal waveguides”, *Opt. Express*, vol. 12, no. 23, pp. 5723–5728, 2004.
- [8] J.C. Lin (Ed.), *Electromagnetic fields in biological systems*, CRC Press, 2016.
- [9] Y.S. Lin, C.C. Wang, C.C. Chen, C.C. Hsiao, Y.H. Chou, “A high-performance ibc-Hub transceiver for intra-body communication system”, *Microw. Opt. Technol. Lett.*, vol. 54, no. 12, pp. 1143–1153, 2012.
- [10] D.D. Arnone, C.M. Ciesla, “Magnetically enhanced radiation source”, US Patent no. 6958853, 2005.
- [11] L.C. Acosta Silveira, J.A. Hejase, and P. Chahal, “A terahertz photonic crystal structure for sensing applications”, *Proc. 2012 IEEE Int. Symp. Antennas Propag.*, pp.1–2, 2012.
- [12] X.-C. Zhang and J. Xu, *Introduction to THz wave photonics*, Springer, 2010.
- [13] Y. Zhang, Z. Li and B. Li, “Multimode interference effect and self-imaging principle in two-dimensional silicon photonic crystal waveguides for terahertz waves”, *Opt. Express*, vol. 14, no. 7, pp. 2679–2689, 2006.
- [14] K.I. Zaytsev, G.M. Katyba, V.N. Kurlov, I.A. Shikunova, E.E. Mukhina, K.G. Kudrin, I.V. Reshetov, V.E. Karasik, and S.O. Yurchenko, “Numerical simulation of terahertz-

Chapitre V Amélioration de la sensibilité d'un biocapteur destiné à la plage des TéraHertz

- wave propagation in photonic crystal waveguide based on sapphire shaped crystal”, *J. Phys.: Conf. Ser.*, vol. 673, p. 12001, 2016.
- [15] Q. Lu and M. Razeghi, “Recent advances in room temperature , high-power Terahertz quantum cascade laser sources based on difference-frequency generation”, *Photonics*, vol. 3, no. 3, pp. 1–10, 2016.
- [16] K. Saito, T. Tanabe and Y. Oyama, “THz-wave generation from GaP THz photonic crystal waveguides under difference-frequency mixing”, *Opt. Photonics J.*, vol. 2, no. 3A, pp. 201–205, 2012.
- [17] I.A.D. Williamson, S.H. Mousavi and Z. Wang, “Extraordinary wavelength reduction in terahertz graphene-cladded photonic crystal slabs”, *Sci. Rep.*, vol. 6, p. 25301, 2016.
- [18] B. Di Bartolo, J. Collins and L. Silvestri (Eds.), *Nano-structures for optics and photonics : optical strategies for enhancing sensing, imaging, communication and energy conversion*, Springer, , 2013.
- [19] L. Gingras, F. Blanchard, M. Georgin, and D.G. Cooke, “Dynamic creation of a light-induced terahertz guided-wave resonator”, *Opt. Express*, vol. 24, no. 3, pp. 2496-2504, 2016.
- [20] B. Ghosh, S. Rahman, A. Habib, and S. Das, “Design and analysis of a photonic crystal based biosensor working at THz frequency region”, *Dhaka Univ. J. Sci.*, vol. 62, no. 1, pp. 7–9, 2014.
- [21] H. Meixner, R. Jones (Eds.), *Micro- and nanosensor technology/trends in sensor markets*, vol. 8, in *Sensors: a comprehensive survey*, W. Gopel, J. Hesse and J.N. Zemel (Eds.), VCH, 1995.
- [22] K.V. Shanthi and S. Robinson, “Two-dimensional photonic crystal based sensor for pressure sensing”, *Photonic Sensors*, vol. 4, no. 3, pp. 248–253, 2014.
- [23] F. Fan, S. Chen, X.-H. Wang, P. Wu and S.-J. Chang, “Terahertz refractive index sensing based on photonic column array”, *IEEE Photonics Technol. Lett.*, vol. 27, no.5, pp. 478–481, 2015.

Conclusion générale

Cette thèse a été consacré à une présentation des propriétés générales des cristaux photoniques, allant des équations de Maxwell en milieu périodique et l'ouverture de la bande interdite jusqu'à l'utilité des cristaux photoniques. Nous avons explicité par la suite les effets optiques non linéaires aussi bien que les mécanismes observés dans les cristaux photoniques.

L'intérêt de la recherche sur les capteurs optiques est motivé par le besoin croissant de capteurs spécifiques pour permettre des mesures de routine rapides dans de nombreux domaines de l'analyse dans les domaines de la santé, la défense, la sécurité, l'automobile, l'aérospatiale, l'environnement et le contrôle de la qualité des aliments.

L'un des principaux paramètres utilisés pour comparer les performances des capteurs optiques est la sensibilité qui est un paramètre important pour évaluer la performance d'un capteur. Les cristaux photoniques dans lesquels la lumière est guidée le long de défauts, tels que des rangées manquantes de trous ou de tiges, peuvent être conçus pour obtenir une sensibilité très élevée.

La sensibilité peut être améliorée tout en augmentant l'interaction entre la lumière et les molécules. Les effets des paramètres de la structure sur la sensibilité du capteur sont entièrement examinés et analysés par simulations. L'application des structures à cristaux photoniques comme biocapteur est analysée dans cette thèse. Pour la conception d'un capteur à cristaux photoniques donnant une haute sensibilité ou une optimisation de la structure initiale dite de référence a été menée pour améliorer la transmission et la sensibilité. Afin d'améliorer ces deux derniers, nous avons donc proposés d'une part un modèles ou l'étude concerne l'optimisation de la forme des trous et l'optimisation de la taille des trous. D'autre part, nous avons utilisé le principe et la configuration des interféromètres Mach-Zehnder (MZI) pour développer un outil détection optique. Donc, nous avons conçu et simulé un capteur de pression MZI à cristaux photoniques à deux dimensions dans lequel nous avons appliqué la pression sur toute la surface du capteur dans le premier cas, d'autre part, nous

Conclusion générale

avons appliqué la pression dans la région de tiges entre les deux guides d'ondes de notre MZI, dans ce cas une sensibilité très élevée a été atteinte.

Le développement de nouvelles méthodes pour confiner et contrôler la lumière dans la région de fréquences TéraHertz (THz) du spectre est un domaine majeur de la recherche photonique actuelle. Les cristaux photoniques avec des bandes interdites photoniques peuvent fournir un confinement fort et un contrôle flexible pour les ondes THz comme pour les ondes lumineuses. Les cristaux photoniques à base de Silicium sont transparents dans la gamme THz et ils ont montré leur capacité à contrôler la propagation des ondes électromagnétiques à ces fréquences. A ce stade, la bande interdite photonique de cristal photonique annulaire 2D a été étudié. La dépendance de la bande interdite avec l'indice de réfraction des analytes permet de connaître la sensibilité. Cette-ci a été améliorée par une simple modification dans la structure de base. Le cristal photonique annulaire proposé peut être utilisé comme indicateur de l'indice de réfraction de tout analyte remplissant les trous dans une certaine gamme de fréquences. Après avoir trouvé l'indice de réfraction de l'analyte, et à partir d'un tableau standard où l'IR de différents matériaux est donné, cet analyte peut être identifié. Ce dispositif peut être aussi utilisé comme un biocapteur dans la plage des fréquences THz.

Au cours de ce travail, nous nous sommes restreint à l'étude de composants à base de cristaux photoniques 2D montés sur un substrat de Silicium.

Les outils de simulation utilisés au cours de ce travail, qui est parfaitement adapté à l'étude de structures à base des cristaux photoniques à deux dimensions, sont la méthode FDTD et la méthode des ondes planes PWE. Ces deux méthodes sont basées sur la résolution directe des équations de Maxwell permettant en outre d'obtenir, en tenant compte des conditions de validité des cristaux photoniques 2D, la réponse rigoureuse de la structure étudiée.

Grâce à de profondes études de simulation et analyses de données, les performances de détection de nos dispositifs ont été optimisées fournissant ainsi une base pour l'amélioration de la sensibilité dans les conceptions futures.

Improved sensitivity of 2D annular photonic crystal biosensor working at THz frequency range

Sarra Bendib, Ameer Zegadi & Nadhir Djeffal

Optical and Quantum Electronics

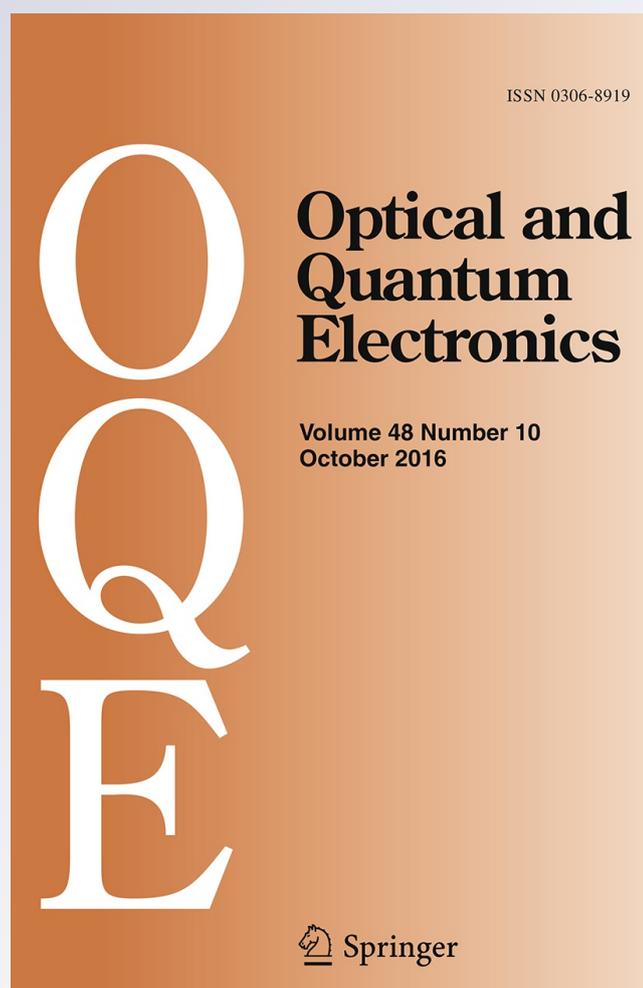
ISSN 0306-8919

Volume 48

Number 12

Opt Quant Electron (2016) 48:1-8

DOI 10.1007/s11082-016-0803-8



Your article is protected by copyright and all rights are held exclusively by Springer Science +Business Media New York. This e-offprint is for personal use only and shall not be self-archived in electronic repositories. If you wish to self-archive your article, please use the accepted manuscript version for posting on your own website. You may further deposit the accepted manuscript version in any repository, provided it is only made publicly available 12 months after official publication or later and provided acknowledgement is given to the original source of publication and a link is inserted to the published article on Springer's website. The link must be accompanied by the following text: "The final publication is available at link.springer.com".

Improved sensitivity of 2D annular photonic crystal biosensor working at THz frequency range

Sarra Bendib¹  · Ameer Zegadi¹ · Nadhir Djeflal²

Received: 24 June 2016 / Accepted: 4 November 2016
© Springer Science+Business Media New York 2016

Abstract In this paper, we used the ‘PWE band solver’ of the software package OPTIFDTD to find the photonic band gap of 2D annular photonic crystal biosensor. A Terahertz frequency range has been observed. The relationship between the band gap and the refractive index, which has been shown graphically, allows us to calculate the sensitivity which has been achieved 1.8774 (THz/RIU), and identifying any unknown biological analyte. Widening the widths of the ring holes of the proposed structure, improves a higher sensitivity.

Keywords Photonic crystals · THz · Biosensor · Sensitivity

1 Introduction

Photonic band gap crystals offer unique ways to tailor light and the propagation of electromagnetic waves. Photonic band gap crystals are periodic dielectric structures which possess a frequency gap in which electromagnetic waves are forbidden, analogous to the electronic band gap in a semiconductor (Soukoulis 2012).

✉ Sarra Bendib
laidss1@gmail.com

Ameer Zegadi
ameur_zegadi@yahoo.fr

Nadhir Djeflal
nadjeff@yahoo.fr

¹ Laboratory: Croissance et Caractérisation de Nouveaux Semiconducteurs (LCCNS), Département d’Electronique, Faculté de Technologie, Université Ferhat Abbas – Sétif 1, 19000 Sétif, Algeria

² Laboratoire d’Electromagnétisme et de Télécommunication, Université de Constantine 1, Constantine, Algeria

PBG crystals can be used to inhibit spontaneous emission in photonic devices, leading to more efficient light emitters like threshold less semiconductor lasers and single-mode light-emitting diodes (Ozbay et al. 1995).

Unlike optical confinement of a single resonance mode in a high quality optical cavity, localized electromagnetic modes in a bulk PBG material are completely decoupled from the vacuum modes of free space and the spatial extent of the localized modes can be engineered to be an arbitrary number of optical wavelengths. In addition the PBG material facilitates coherent localization of light in all spatial directions. On the other hand, conventional dielectric substrate emits the majority of its radiation into the substrate itself. If the substrate is engineered into the form of a PBG material with a gap at the radiation frequency, the losses can be minimized, leading to highly directional transmitters (John and Busch 1999).

In addition, PBG materials represent a new frontier in photon atom interaction phenomena and non linear optics (John and Aközbek 1993). PBG materials exhibit a much richer variety of non linear wave propagation phenomena than conventional wave guides or optical fibers (John and Busch 1999).

Photonic crystal structures not only confirm the soundness of the concept of a PBG but also have interesting applications in the microwave to millimeter wave range.

Ozbay et al. (1995) demonstrate the existence of such cavity structures at millimeter-wave frequencies by using a laser-micromachined PBG crystal. Moreover, A possibility of performing very interesting figures of tuning, has been tested on PBG devices, is offered by liquid crystal sin filtrated into self-assembling dielectrics (Cal et al. 2008).

The concept of “Terahertz” dates back a century, when Rubens and Nichols (1897) have thought of waves of electrical energy and light waves as forming component parts of a common spectrum.

In the electromagnetic spectrum there was a Terahertz frequency region, which occupies a region of the spectrum between infrared and microwave (0.1–15 THz), commonly known as THz gap (Lin et al. 2004). The introduction of EBG into THz region is first motivated by THz wave guiding in THz spectroscopy. Developing THz sources has been a challenging task for two fundamental reasons: first, conventional photonic approaches are limited because few materials exist that have a smaller enough band gap to directly generate THz waves, the second principle is that the output power of conventional electronic sources drops off at THz frequencies (Lin 2016). So we can say that conventional wave guides have limitations on THz beam guiding due to their high loss and high dispersion, which results in severe THz pulse reshaping and attenuation problems. THz wave guides based on EBG structures are able to guide THz beam efficiently with advantages of having better confinement, smaller size, low dispersion and low loss (Lin et al. 2012).

Despite the advancements of THz EBG components and applications, one of the major challenges remaining to be overcome involves the practical difficulties in component fabrication (especially at integrated micro-system level), as the feature dimensions of THz EBG components fall in a transition region between the conventional machining techniques used for micro-wave applications and the micro/nano fabrication methods in use at optical frequencies.

Conventional methods of fabrication cited in (Lin et al. 2012) are usually expensive, and require extraordinary care to achieve even relatively uniform THz EBG geometries, let alone the more complicated structures such as defect cavities and waveguides.

Photon energy in THz regime is less than band-gap of nonmetallic materials and thus THz beam can traverse through such materials (Ciesla 2005). Unlike X-rays, Terahertz

radiation with its slow photon energies in general do not damage tissues and DNA (Silveira et al. 2012). We can say that Terahertz (THz) wave has the unique characteristics such as the transparency to many soft materials and their spectral absorption features. These characteristics can be utilized for many applications in various scientific and industrial fields (Zhang and Xu 2010).

The development of new methods to confine and control light in the Terahertz (THz) region of the spectrum is a major area of current photonic research. Photonic crystals with predetermined photonic band gaps can provide strong confinement and flexible control for THz waves as they do for light waves (Zhang et al. 2006). Si-based photonic crystals (PhC) are transparent in the THz range and they have shown promise in their ability to control the propagation of electromagnetic waves at these frequencies (Lin et al. 2004).

Zaytsev et al. (2016) demonstrate the ability to guide the THz-waves in multi-mode regime in wide frequency range with the minimal power extinction coefficient—in photonic crystal wave guide based on sapphire shaped crystal. A lot of researches focused on developed THz sources that can provide high output power quantum cascade lasers (QCLs) have gained tremendous development in the last two decades, it is becoming the leading laser source in the mid-infrared (mid-IR) frequency range, and has many applications in gas sensing, environmental monitoring, medical diagnosis, security, and defense (Lu and Razeghi 2016). Recently guiding THz waves in parallel-plate waveguide to accomplish vertical confinement has been studied (Saito et al. 2012) graphene has emerged as an excellent conductor for the parallel plate geometry at THz frequencies (Williamson et al. 2016).

Biosensors at THz region are nowadays technologically hot topics due to the possible applications in such as medical diagnostic and health care.

Because molecules and nanoparticles are considerably smaller than the wavelength,—their absorption cross-sections are quite small at Terahertz frequencies, making it difficult to detect the unless they are present in large quantities. However, it has recently been demonstrated that their absorption cross sections can be enhanced by over three orders of magnitude by placing the macros or inside nano slot resonators. This yields a dramatically increased absorption coefficient, allowing much smaller quantities to be detected (Di Bartolo et al. 2015; Gingras et al. 2016) recently, Ghosh et al. (2014) investigate a 2D photonic crystal to find photonic band gap for the purpose of biosensing at THz frequency region. Where the maximum sensitivity of the developed biosensor is found to be 66.6%. In this work we use 'PWE band solver' of the software package OPTIFDTD to investigate the band gap of 2D hexagonal PCs with ring air holes in Si substrate and its relationship with the refractive index of analytes filled in order to ameliorate the sensitivity.

1.1 Structure

We consider a two dimensional annular photonic crystal shown in Fig. 1. Ring air holes with a radius of $0.16 \mu\text{m}$ and width of $0.13 \mu\text{m}$ are distributed with a hexagonal periodicity of $0.5 \mu\text{m}$ of lattice constant on a silicon substrate with a refractive index of 3.47. The wafer dimensions are taken to be $8 \times 8 \mu\text{m}$.

1.2 Simulation

The PWE simulator of OPTIFDTD is used to obtain the photonic band gap structure, we consider the TE polarisation, Fig. 2 shows the photonic band gap after the simulation.

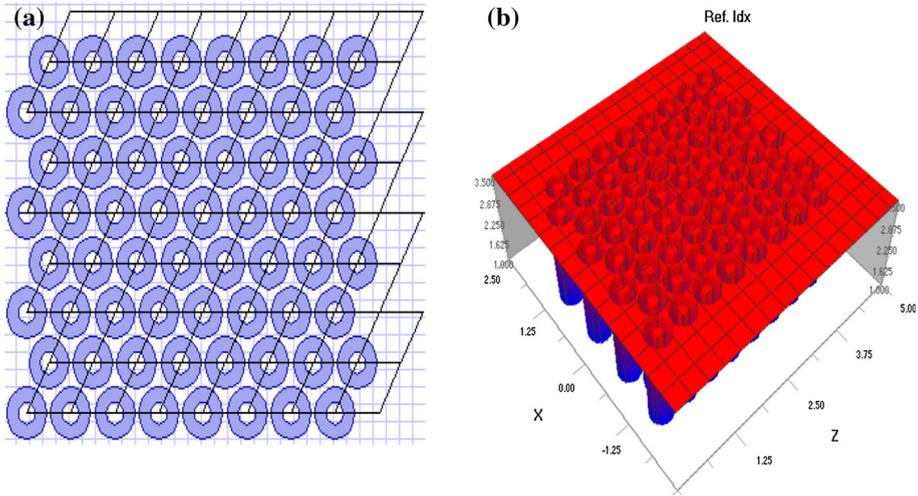


Fig. 1 **a** Triangular distribution of ring air holes in silicon substrate. **b** Refractive index profile of the photonic crystal structure

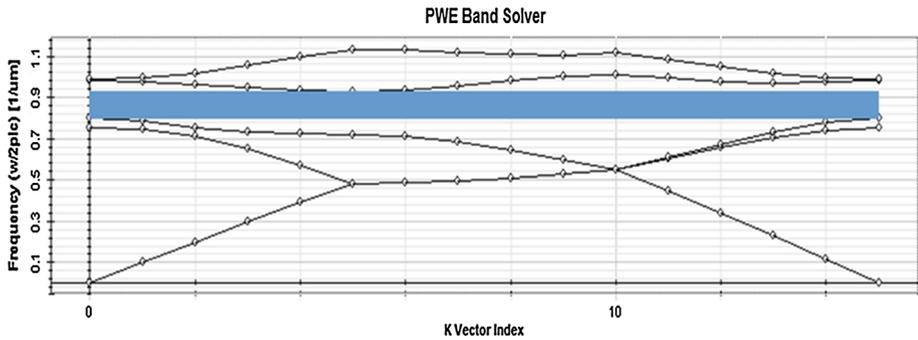


Fig. 2 The band gap

$$f = \frac{wa}{2\pi c}$$

with the use of this equation where w represent the gap, a the lattice constant and c the speed of light in the medium. The unique gap observed at the end of the simulation is from $(0.799857-0.928886)1/\mu\text{m}$, $\text{gap} = 0.129029 1/\mu\text{m}$ corresponding to $(7.3659867-8.55423147)$ THz, $\text{gap} = 1.187642384$ THz.

We remarked that the band gap obtained work at THz region and that is the aim.

Let's now fill this air ring holes with different fluids of different refractive index, and at each infiltration the achieved band gap of the different analysts is noted and summarized in Table 1.

Table 1 The variation of band gap with different refractive index

Refractive index of analytes	Band gap at THz
1	1.1876423
1.05	1.1532592
1.1	1.1168003
1.15	1.0783578
1.2	1.0391560
1.25	0.9986287
1.3	0.9590495

2 Results and discussion

Using the value of the preceding table, we draw a curve in Fig. 3 that represents the change of the band gap according to the refractive index variation. We notice a reverse proportionality, when the refractive index increase the band gap decrease and steel always at THz frequency range.

From this curve, we can identify the refractive index of any analysts infiltrated in the ring air holes if the change of band gap within from 0.95 to 1.18 THz of frequency range.

In Fig. 3 it is visible that the variation is linear, a slight adjustment in resulting coordinate gives us a straight line. It is well known that the sensitivity represents The absolute value of the ratio of the band gap shift to the correspond change in the refractive index present (Ghosh et al. 2014). So the absolute value of the inclination of the line represents the sensitivity value which is 0.7662 THz/RIU this value is better than the sensitivity value that achieved with circular air holes in reference (Ghosh et al. 2014).

Now, in order to ameliorate the sensitivity, we need to increase the interaction between light and matter. So, let us enhance the width of the ring holes in our structure. The table below summarizes the resulting band gap of different analytes at a different width of ring holes.

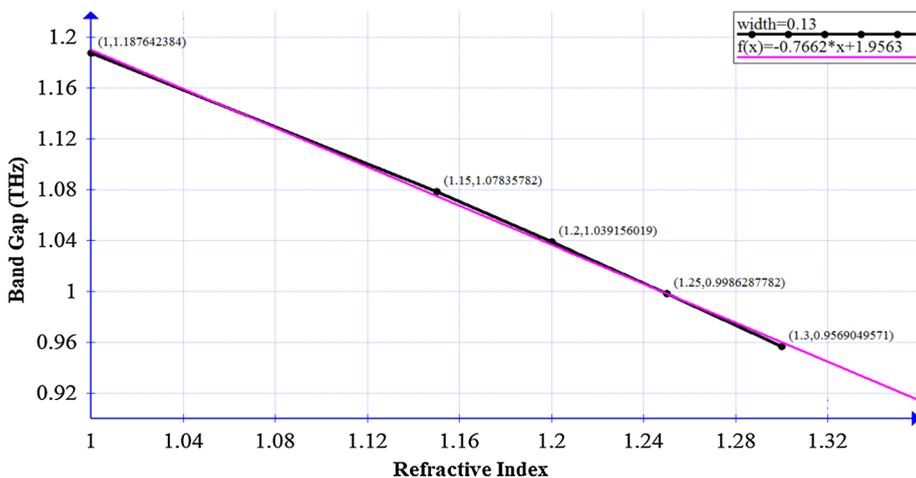


Fig. 3 The photonic band gap versus the refractive index of analytes

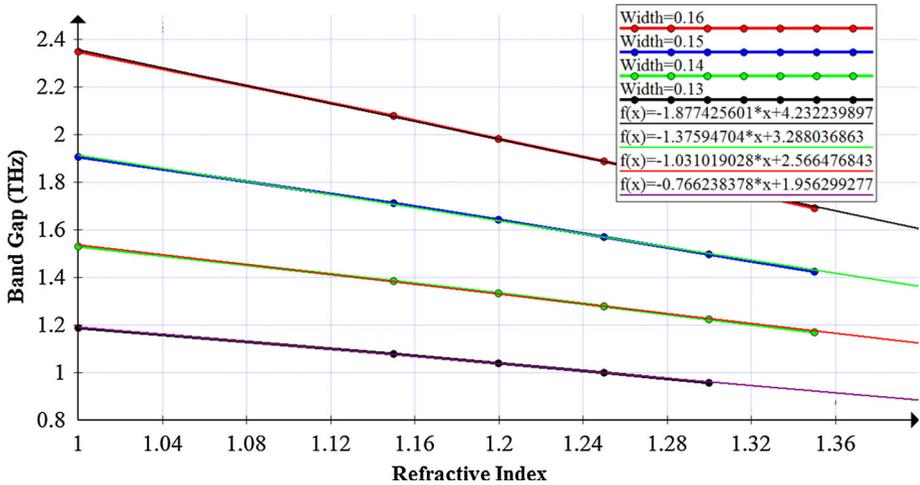


Fig. 4 The variation of the band gap for different analytes at different widths

Figure 4 represent the variation of the band gap with different analytes at different widths, the band gap steel at THz frequency range with all infiltrations and all widths, a reverse proportionality is clear, when the refractive index of the filled analyte increase the band gap decrease (Table 2).

The resulting curves are almost a straight line. The absolute value of the inclinations of this lines increase also when the width of ring holes increases, so the Sensitivity increase when the width increases and achieved 1.8774 (THz/RIU), Table 3 summaries the resulting sensitivities with the different widths.

Another advantage is that we are able to identify the refractive index of any analytes infiltrated in the ring air holes if the change of band gap within in the frequency range of the corresponding line. After finding the RI of the analyte, from a standard chart where the RI of different material is given, that analyte can be identified (Ghosh et al. 2014).

2.1 Comparison

By using guided optical waves, the evanescent field, the exponential decay of the electric field strength into the substrate, provide an appropriate spatial discrimination. This

Table 2 Band gaps of different analysts at different widths

Width (μm)	Band gap (THz)			
	0.13	0.14	0.15	0.16
<i>Refractive index</i>				
1	1.1876423	1.1530600	1.9067168	2.3494754
1.15	1.0783578	1.3852253	1.7106766	2.0788412
1.2	1.0391560	1.3333950	1.6414407	1.9831839
1.25	0.9986287	1.2800643	1.5705755	1.8870801
1.3	0.9569049	1.2253254	1.4983297	1.7898718

Table 3 The resulting sensitivities at different widths

Widths (μm)	Sensitivities (%)
0.13	76.26
0.14	103.10
0.15	137.59
0.16	187.74

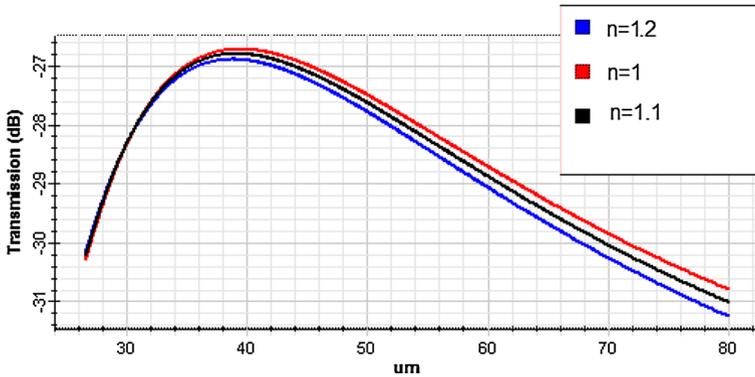


Fig. 5 The transmission spectrum with different refractive index

Table 4 The resulting sensitivities at different widths with the two methods

Width (μm)	Sensitivity of the proposed method (THz/RIU)	Sensitivity obtained by evanescent field method (THz/RIU)
0.13	0.7626	0.67624
0.14	1.0310	0.94826
0.15	1.3759	1.20806
0.16	1.8774	1.69622

evanescent field sensing scheme can be exploited with different optical techniques (Meixner et al. 2008).

In our case the evanescent field monitor changes in the refractive index occurring within a few hundred nanometers of the sensor surface. The sensor operate on the principle of detecting a shift of cut off wave length, which is typically associated with capture of the refractive index of the analyte (Shanthi and Robinson 2014).

Figure 5 represent the transmission spectrum detected at different refractive index $n = 1, n = 1.1, n = 1.2$, in this method the sensitivity represent the ratio of the shift of the cut-off wavelength on the refractive index variation.

Table 4 summarized the sensitivities obtained at different widths, the convergence of results is clear between the two methods but the proposed method have the advantage of higher sensitivity where the maximal value reached 1.8774 (THz/RIU). This value is better than Hamza Kurt found in (Fan et al. 2015) with circular rods, proving that annular holes in silicon substrate are better for sensing at THz frequency range.

3 Conclusion

The photonic band gap of 2D annular photonic crystal has been investigated. The dependence of the band gap with the refractive index of the analytes filled allows us to know the sensitivity which has been ameliorated by a simple modification in the structure, the annular photonic crystal proposed can be used as an indicator of the refractive index of any analyst's filled in certain frequency ranges, also, it can be used as a biosensor at THz frequency range.

References

- Cal, G., Orazio, A.D., De Sario, M., Mescia, L., Petruzzelli, V., Prudenzano, F.: Tunability of photonic band gap notch filters. *IEEE Trans. Nanotechnol.* **7**(3), 273–284 (2008)
- Ciesla, C.M.: Magnetically enhanced radiation source (75). **1**(12) (2005)
- Di Bartolo, B.D., Collins, J., Silvestri, L.: Nano-structures for optics and photonics: optical strategies for enhancing sensing, imaging, communication and energy conversion. In: *Nano-Structures Opt. Photonics Opt. Strateg. Enhancing Sensing, Imaging, Commun. Energy Convers.*, pp. 1–586 (2015)
- Fan, F., Chen, S., Wang, X.-H., Wu, P., Chang, S.-J.: Terahertz refractive index sensing based on photonic column array. *IEEE Photonics Technol. Lett.* **27**(5), 478–481 (2015)
- Ghosh, B., Rahman, S., Habib, A., Das, S.: Design and analysis of a photonic crystal based biosensor working at THz frequency region. *Dhaka Univ. J. Sci.* **62**(1), 7–9 (2014)
- Gingras, L., Blanchard, F., Georjgin, M., Cooke, D.G.: Dynamic creation of a light-induced Terahertz guided-wave resonator. *Opt. Express* **24**(3), 2496–2504 (2016)
- John, S., Aközbeke, N.: Nonlinear optical solitary waves in a photonic band gap. *Phys. Rev. Lett.* **71**(8), 1168–1171 (1993)
- John, S., Busch, K.: Photonic bandgap formation and tunability in certain self-organizing systems. *J. Lightwave Technol.* **17**(11), 1931–1943 (1999)
- Lin, J.C.: *Electromagnetic Fields in Biological Systems*. CRC Press, Boca Raton (2016)
- Lin, C., Chen, C., Schneider, G.J., Yao, P., Shi, S., Prather, D.W.: Wavelength scale Terahertz two-dimensional photonic crystal waveguides. *Opt. Express* **12**(23), 5723–5728 (2004)
- Lin, Y.S., Wang, C.C., Chen, C.C., Hsiao, C.C., Chou, Y.H.: A high performance IBC-Hub transceiver for intrabody communication system. *Microw. Opt. Technol. Lett.* **54**(12), 1143–1153 (2012)
- Lu, Q., Razeghi, M.: Recent advances in room temperature, high-power terahertz quantum cascade laser sources based on difference-frequency generation. *Photonics* **3**(3), 1–10 (2016)
- Meixner, H., Jones, R., Wolfgang, G., Hesse, J., Zemel, J.N.: *Sensors, Micro- and Nanosensor Technology: Trends in Sensor Markets*. Wiley, Hoboken (2008)
- Ozbay, E., Tuttle, G., McCalmont, J.S., Sigalas, M., Biswas, R., Soukoulis, C.M., Ho, K.M.: Laser-micromachined millimeter-wave photonic band-gap cavity structures. *Appl. Phys. Lett.* **67**(14), 1969–1971 (1995)
- Rubens, H., Nichols, E.F.: Heat rays of great wave length. *Phys. Rev. (Ser. I)* **4**(4), 314–323 (1897)
- Saito, K., Tanabe, T., Oyama, Y.: THz-wave generation from GaP THz photonic crystal waveguides under difference-frequency mixing. *Opt. Photonics J.* **2012**(September), 201–205 (2012)
- Shanthi, K.V., Robinson, S.: Two-dimensional photonic crystal based sensor for pressure sensing. *Photonic Sens.* **4**(3), 248–253 (2014)
- Silveira, L.C.A., Hejase, J.A., Chahal, P.: A Terahertz photonic crystal structure for sensing applications. In: *Proceedings of the 2012 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation*, pp. 1–2 (2012)
- Soukoulis, C.M.: *Photonic Band Gap Materials*. Springer, Dordrecht (2012)
- Williamson, I.A.D., Mousavi, S.H., Wang, Z.: Extraordinary wavelength reduction in Terahertz graphene-cladded photonic crystal slabs. *Sci. Rep.* (2016). doi:[10.1038/srep25301](https://doi.org/10.1038/srep25301)
- Zaytsev, K.I., Katyba, G.M., Kurlov, V.N., Shikunova, I.A., Mukhina, E.E., Kudrin, K.G., Reshetov, I.V., Karasik, V.E., Yurchenko, S.O.: Numerical simulation of Terahertz-wave propagation in photonic crystal waveguide based on sapphire shaped crystal. *J. Phys: Conf. Ser.* (2016). doi:[10.1088/1742-6596/673/1/012001](https://doi.org/10.1088/1742-6596/673/1/012001)
- Zhang, X.-C., Xu, J.: *Introduction to THz Wave*. Springer, New York (2010)
- Zhang, Y., Li, Z., Li, B.: Multimode interference effect and self-imaging principle in two-dimensional silicon photonic crystal waveguides for Terahertz waves. *Opt. Express* **14**(7), 2679–2689 (2006)

ملخص:

الكريستال الفوتوني ذو البنية النانومترية مع أحجامه المميزة يسمح بسيطرة غير مسبوقة على الضوء حيث يمكن التصغير من الوظائف البصرية الأساسية. على وجه التحديد، هذه الأطروحة هي مجموعة من الأعمال التي تعتمد على تصميم وتطوير مكونات جديدة تقوم على البلورات الضوئية لتوجيه الضوء وحساسية عالية للكشف عن استخدام أسلوب يقوم على حل المعادلات ماكسويل في المجال الزمني ثنائي الأبعاد FDTD-2D. تم دراسة ثلاثة أنواع من الدليل الموجي الكريستال الضوئية، الأول يسمى W 1 انشئ عن طريق إزالة صف من قضبان الكريستال الضوئي أين تم تحسين الحساسية من خلال تغيير في حجم وشكل قضبان الكريستال الضوئي أو عن طريق إدخال تجويف في الهيكل والثاني هو (interféromètre Mach Zehnder) استخدم كجهاز لاستشعار الضغط حيث غيرنا مجال تطبيق الضغط لتحسين الحساسية والثالث هو كريستال الضوئي ذو قضبان حلقيّة حيث تمت دراسة BIP. ارتباط هذه الأخيرة مع قرينة انكسار السائل المدروس يسمح بمعرفة الحساسية وتحسينها من خلال تعديل بسيط للهيكل، الكريستال الفوتوني المدروس يمكن ان يستخدم ككاشف لقرينة الانكسار في نطاقات تردد معينة أيضا يمكن أن يستخدم كجهاز استشعار بيولوجي في تيرا هيرتز.

الكلمات المفتاحية : الكريستال الفوتوني، FDTD، PWE، الحساسية، تيرا هيرتز.

Résumé :

Les cristaux photoniques sont des matériaux nano-structurés dont les tailles caractéristiques submicroniques permettent un contrôle sans précédent du confinement de la lumière et rendent possible la miniaturisation des principales fonctions optiques. Justement, cette thèse constitue un ensemble de travaux qui s'appuie sur la conception et le développement de nouveaux composants à base des cristaux photoniques pour le guidage de la lumière et la détection à haute sensibilité en utilisant une méthode qui repose sur la résolution des équations de Maxwell en utilisant la méthode des différences finies dans le domaine temporel bidimensionnel FDTD-2D.

Trois types de guides d'onde à cristaux photoniques ont été étudiés. Le premier est un guide droit appelé 1 W créée par l'omission d'une rangée de tiges du cristal photonique, où la sensibilité est améliorée grâce à l'optimisation de la dimension et de la forme des tiges du cristal photonique et par l'introduction d'une cavité dans la structure. Le deuxième est un interféromètre Mach Zehnder utilisé comme capteur de pression où nous avons changé la zone de l'application de la pression afin d'améliorer sa sensibilité. Le troisième est un cristal photonique annulaire où la bande interdite photonique est étudiée. La dépendance de la bande interdite photonique sur l'indice de réfraction des analytes remplissant les trous permet de déterminer la sensibilité du dispositif. Celle-ci a été améliorée par une simple modification dans la conception. Le cristal photonique annulaire proposé peut être utilisé comme indicateur de l'indice de réfraction de tout analyte remplissant les trous dans certaines gammes de fréquences. Ce dispositif peut être aussi utilisé comme un biocapteur dans la gamme de fréquences Téraherz.

Mots-clés : Cristaux photoniques, FDTD, PWE, Sensibilité, Téraherz.

Abstract :

Photonic crystals are nano-structured materials whose submicron characteristic sizes allow unprecedented control of the confinement of light and make possible the miniaturization of the main optical functions. Indeed, this thesis gathers a set of works that relies on the design and development of new components based on photonic crystals for light guidance and high sensitivity detection using a method that relies on the resolution of Maxwell's equations using the finite difference time domain method in two-dimensional FDTD-2D.

Three types of photonic crystal waveguides have been studied. The first is a straight guide called 1 W created by the omission of a row of photonic crystal rods, where the sensitivity has been improved by optimizing the size and shape of the rods and by introducing a cavity into the structure. The second is a Mach Zehnder interferometer used as a pressure sensor where we have altered the pressure applied area in order to improve its sensitivity. The third is an annular photonic crystal where the photonic band gap has been studied. The dependence of the band gap with the refractive index of the filling holes analytes makes it possible to know the sensitivity which has been improved by a simple modification in the conception. The proposed ring photonic crystal can be used as an indicator of the refractive index of any analyte filling the holes in certain frequency ranges. This device can also be used as a biosensor in Terahertz frequency range.

Keywords: Photonic crystals, FDTD, PWE, Sensitivity, Terahertz.