

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

Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi - Bordj Bou Arreridj

Faculté des Sciences et de la technologie

Département d'Electronique

Mémoire

Présenté pour obtenir

LE DIPLOME DE MASTER

FILIERE : Electronique

Spécialité : Industries Electroniques MCIL

Par

➤ **Chalabi Sara**

Intitulé

Amélioration de la sensibilité d'un capteur à base d'un cristal photonique

Évalué le : 15/09/2021

Par la commission d'évaluation composée de:

| <i>Nom & Prénom</i> | <i>Grade</i> | <i>Qualité</i> | <i>Etablissement</i> |
|-------------------------|--------------|------------------|----------------------|
| <i>Abed Youssfi</i> | <i>MCB</i> | <i>Président</i> | <i>Univ-BBA</i> |
| <i>Bendib Sara</i> | <i>MAB</i> | <i>Encadreur</i> | <i>Univ-BBA</i> |
| <i>W.Slimani</i> | | <i>Examineur</i> | <i>Univ-BBA</i> |

Année Universitaire 2020/2021

Remerciements

Remerciements

J'adresse mes sincères remerciements à ma directrice de mémoire, madame Sara Bendib, pour m'avoir encadré, orienté, aidé et conseillé.

Je remercie également tous mes enseignants pendant mon cursus, au sein du département d'électronique spécialité industries électroniques.

Je remercie mon cher père, qui a toujours été là pour moi. Je tiens aussi à dire un grand merci pour M. Bekhouche et mon amie Asma pour leurs encouragements.

À tous ces intervenants, je présente mes remerciements, mon respect et ma gratitude.

Résumé

Résumé

Dans cette thèse, nous avons proposé et simulé un modèle d'un biocapteur basé sur un cristal photonique bidimensionnel sous forme d'un Match-Zehnder interferometers pour détecter un cancer du col de l'utérus par infiltration par noyau et cytoplasme des cellules normales et cancéreuses. Notre mécanisme de détection est basé sur la détection de l'indice de réfraction, qui mène au spectre de transmission. Ce travail est effectué avec des distributions carrées et hexagonales des tiges de silicone, toutes deux assurant une haute sensibilité (2116 RIU) mais les résultats de la distribution hexagonale sont bien meilleurs. Les résultats de la simulation ont été analysés à l'aide de la méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD), le calcul de la bande interdite est effectué à l'aide de la méthode de décomposition en ondes planes (PWE).

Mot clé : cristal photonique; Biocapteur; Cancer Cervicale; Indice de réfraction; OptiFDTD; Bande Interdite.

Abstract

In this thesis, we design and simulate Match-Zehnder interferometers biosensor based on two-dimensional photonic crystal to detect a cervical cancer through infiltration by nucleus and cytoplasm of normal and cancer cells. Our sensing mechanism is based on the refractive index detection, which leads to the transmission spectrum. This work is done with square and hexagonal distributions of the silicon rods, both of them ensure high sensitivity (2116 RIU) but the results of hexagonal distribution are much better. The simulation results have analysed by using the finite difference time domain (FDTD) method, the band gap calculation is performed using the plane wave expansion method (PWE).

Keywords: photonic crystal; Biosensor; Cervical Cancer; Refractive index; OptiFDTD; Band gap.

المخلص

في هذه الأطروحة ، قمنا باقتراح نموذج تصميم جهاز استشعار حيوي مبني على كريستال فوتوني ثنائي الأبعاد في شكل (Match-Zehnder interferometer) للكشف عن سرطان عنق الرحم من خلال التقاط التغيير في معامل انكسار النواة والسيوبلازم في الخلية ، مما يؤدي إلى طيف الإرسال. يتم تنفيذ هذا العمل بتوزيعات مربعة وسداسية ، وكلاهما يضمن حساسية عالية (2116 RIU) ولكن نتائج التوزيع السداسي أفضل بكثير. و قد تم تحليل نتائج المحاكاة باستخدام طريقة (FDTD) ، ويتم حساب المجال المحظور (PWE).

الكلمات المفتاحية : كريستال فوتوني; جهاز استشعار حيوي; سرطان عنق الرحم; معامل انكسار; OptiFDTD; المجال المحظور.

Table des matières

Table des matières

| | |
|---|----|
| Introduction générale..... | 1 |
| Chapitre I : Les cristaux photoniques | |
| I.1 Introduction | 2 |
| I.2 Historique | 3 |
| I.3 Les cristaux photoniques..... | 3 |
| I.4 Classifications des cristaux photoniques..... | 4 |
| I.4.1 Périodicité bidimensionnelle | 4 |
| I.5 Les défauts dans les cristaux photoniques 2D | 7 |
| I.5.1 Défaut linéique | 7 |
| I.5.2 Défaut ponctuel | 8 |
| I.5.3 Défauts étendus | 8 |
| I.6 Composants semi-conducteurs à cristal photonique bidimensionnel | 9 |
| I.7 Applications des cristaux photoniques..... | 9 |
| I.8 Conclusion | 10 |
| Références bibliographiques du chapitre I | 11 |
| Chapitre II : Les biocapteurs | |
| II.1 Introduction..... | 12 |
| II.1.1 Définition d'un capteur..... | 12 |
| II.1.2 Différents types de capteurs optiques..... | 12 |
| II.2 Biocapteurs | 13 |
| II.2.1 Définition : qu'est ce qu'un biocapteur ?..... | 14 |
| II.2.2 Description d'un biocapteur..... | 14 |
| II.2.2.1 Biorécepteur..... | 15 |
| II.2.2.2 Transducteur | 16 |
| II.2.3 Classification des biocapteurs | 16 |
| II.2.3.1 Biocapteurs optiques..... | 16 |
| II.2.3.2 Biocapteurs électrochimiques..... | 17 |
| II.2.3.3 Biocapteurs thermiques ou calorimétriques | 17 |
| II.2.4 Caractéristiques des biocapteurs | 17 |
| II.2.4.1 La sensibilité S | 17 |
| II.2.4.2 La résolution..... | 18 |

Table des matières

| | |
|---|----|
| II.2.4.3 La limite de détection..... | 18 |
| II.2.4.4 La sélectivité | 18 |
| II.2.5 Les cristaux photoniques pour la détection optique | 18 |
| II.3 Les paramètres de la sensibilité | 19 |
| II.3.1 Formulation analytique | 19 |
| II.4 Configuration et conception des cristaux photoniques..... | 20 |
| II.4.1 Matériaux..... | 20 |
| II.4.2 Structure | 21 |
| II.4.3 Epaisseur..... | 21 |
| II.4.4 Défauts..... | 21 |
| II.5 Les méthodes de simulation..... | 21 |
| II.5.1 La méthode FDTD..... | 22 |
| II.5.2 La méthode de PWE | 22 |
| II.6 Conclusion..... | 22 |
| Références bibliographiques du chapitre II..... | 23 |
| Chapitre III : Capteur à base d'un cristal photonique pour la détection du Cancer cervicale | |
| III.1 Introduction | 24 |
| III.2 Partie01..... | 25 |
| III.2.1 Structure carré..... | 25 |
| III.2.2 Calcul de la bande interdite | 27 |
| III.2.3 Distribution de champ | 27 |
| III.2.4 Simulation et résultats..... | 28 |
| II.2.4.1 Sensibilité | 31 |
| III.3 Partie 02..... | 33 |
| III.3.1 Structure hexagonale..... | 33 |
| III.4 Etude comparative..... | 36 |
| III.5 Conclusion | 36 |
| Références bibliographiques du chapitre III | 37 |
| Conclusion générale | 38 |

Liste des figures

Liste des figures

| | |
|---|----|
| Fig I.1 : Exemples des cristaux photoniques naturels. | 2 |
| Fig I.2 : Structures des cristaux photoniques | 4 |
| Fig I.3: Structure périodique Bidimensionnelle | 4 |
| Fig I.4: (a) structure 2D connectée (b) structure 2D déconnectée. | 5 |
| Fig I.5: Représentation (a) d'un réseau carré (b) d'un réseau triangulaire (c) d'un réseau hexagonal. | 6 |
| Fig I.6: Diagramme de bande d'un cristal photonique bidimensionnel triangulaire | 6 |
| Fig I.7: Schéma d'un guide défaut dans un réseau (a) de colonnes d'un diélectrique (b) de trous d'air. | 7 |
| Fig I.8: Différents types de défauts (a) défauts ponctuels (b) défauts lacunaires (c) défauts de substitution. | 8 |
| Fig I.9: Simulation de la propagation du champ électromagnétique dans un guide d'onde réalisé dans un cristal photonique [5]. | 8 |
| Fig I.10: Dispositifs à base de cristaux photoniques 2D. | 10 |
| Fig II.1: Quelques applications des capteurs optiques | 13 |
| Fig II.2: Principe de fonctionnement d'un biocapteur. | 14 |
| Fig II.3: Description d'un biocapteur. | 15 |
| Fig II.4: Les différents types de biorécepteurs. | 15 |
| Fig II.5: Principe d'une de mesure biochimique utilisant un Biocapteur optique a Résonance plasmon de surface | 16 |
| Fig III.1: Distribution rectangulaire des tiges Silicone dans l'air. | 26 |
| Fig III.2: Profil de l'indice de réfraction de la structure du cristal photonique. | 26 |
| Fig III.3: La bande interdite. | 27 |
| Fig III.4: Distribution de champ électrique 2D et 3D. | 27 |
| Fig III.5: Spectre de transmission du noyau des cellules cervicales normales. | 28 |
| Fig III.6: Spectre de transmission du noyau des cellules cervicales cancéreuses. | 28 |
| Fig III.7: Superposition des spectres de transmission du noyau des cellules cervicales normales et cancéreuses. | 29 |
| Fig III.8: Spectre de transmission du cytoplasme des cellules cervicales normales. | 29 |
| Fig III.9: Spectre de transmission du cytoplasme des cellules cervicales cancéreuses. | 30 |
| Fig III.10: Superposition des spectres de transmission du cytoplasme des cellules cervicales normales et cancéreuses. | 30 |
| Fig III.11: Bande interdite vs Indice de réfraction. | 31 |
| Fig III.12: Transmission normalisée selon les indices de réfraction | 32 |
| Fig III.13: Distribution hexagonale des tiges Silicone dans l'air. | 33 |
| Fig III.14: Bande interdite. | 33 |
| Fig III.15: Superposition des spectres de transmission du noyau des cellules cervicales normales et cancéreuses. | 34 |
| Fig III.16: Superposition des spectres de transmission du cytoplasme des cellules cervicales normales et cancéreuses. | 34 |
| Fig III.17: Transmission normalisée selon les indices de réfraction. | 35 |

Liste des tableaux

Liste des tableaux

| | |
|--|----|
| TabIII.1: Paramètres de la conception utilisée. | 25 |
| Tab III.2: Analyse de la bande interdite selon l'indice de réfraction. | 31 |
| Tab III.3: Analyse de la transmission selon l'indice de réfraction. | 32 |
| Tab III.4: Analyse de la transmission selon l'indice de réfraction. | 35 |

Liste des symboles et abréviations

CPs : Cristaux photoniques

CP : Cristal photonique

BIP : Bande interdite photonique

1D, 2D, 3D : Un, deux, trois dimensions

S : Sensibilité

IR : Indice de réfraction

RIU : Unité de l'indice de réfraction

ε : Permittivité

Δn : Le contraste d'indice

TM : Transverse magnétique

TE : Transverse électrique

n : L'indice de réfraction d'un matériau

n_{eff} : Indice de réfraction effectif

λ : Longueur d'onde

λ_0 : Longueur d'onde de résonance

SPR : Résonance Plasmonique de Surface

NEMS: Nanosystème électromécanique (Nano-Electro-Mechanical Systems)

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

FDTD : Méthode des différences finies dans le domaine temporel (Finite Difference Time Domain)

Introduction générale

Introduction générale

Les besoins en matière d'analyse moléculaire biologique sont croissants, comme dans le cadre de la santé. Ces derniers nous donnent la possibilité d'effectuer la recherche de nouvelles solutions technologiques pour obtenir des dispositifs optiques intégrés sur une puce offrant un fort potentiel pour le développement des transducteurs génériques, compatibles avec la détection parallèle et sur une gamme spectrale qui peut être ajustée.

Les cristaux photoniques sont des structures diélectriques dont l'indice de réfraction est modulé périodiquement à l'échelle de la longueur d'onde, ils produisent une certaine région de fréquence, où la propagation des ondes électromagnétiques est interdite. Ces bandes interdites sont utilisées pour créer des modes localisés qui confinent l'énergie optique. En introduisant un défaut dans ces structures, la périodicité et donc la continuité de la BIP sont brisées et la propagation de la lumière peut être localisée dans la région du défaut.

L'application des cristaux photoniques en tant que capteurs constitue un domaine de recherche très prometteur en raison de leur miniaturisation, leur haute sensibilité spectrale et leur intégration possible dans les NEMS (Nano-Electro-Mechanical Systems). Pour ces raisons, plusieurs chercheurs ont rapporté la capacité des CPs pour détecter de petites variations de l'indice de réfraction. Ils ont ouvert la voie à une plateforme pour une nouvelle classe de capteur comme les biocapteurs à base des cristaux photoniques.

Dans le premier chapitre, nous présenterons les notions de base des cristaux photoniques. Après, les différents types des CPs. Nous terminerons par une présentation de quelques exemples d'applications utilisant les structures périodiques.

Dans le deuxième chapitre, des généralités sur les capteurs et les biocapteurs sont présentées s'ensuivra une introduction des capteurs à cristaux photoniques. Enfin, Nous abordons les principales méthodes numériques utilisées pour modéliser les structures à CP.

Dans le troisième chapitre, nous présenterons la structure d'un biocapteur basé sur un cristal photonique bidimensionnel pour détecter un cancer cervicale. Nous commençons d'abord par la présentation de la structure proposée, en décrivant les étapes à suivre pour la conception du biocapteur à base de cristal photonique 2D sous le logiciel OptiFDTD. Finalement, nous discutons les résultats de simulation obtenus.

I.1 Introduction

Les semi-conducteurs sont des matériaux très intéressants du point de vue du contrôle de l'information car ils constituent la base des circuits électroniques (transistors, diodes, composants électriques). La bande interdite électronique délimite un canal d'excitation contrôlable pour les électrons, en effet les liaisons entre les atomes sont assurées pour tous les électrons disponibles. Pour assurer la conduction il est nécessaire de libérer les électrons en fournissant suffisamment d'énergie pour briser une liaison et passer de la bande de valence à la bande de conduction du semi-conducteur. Cette énergie qui sépare ces deux bandes définit une bande interdite électronique.

Les cristaux photoniques sont l'analogue des semi-conducteurs pour le contrôle des photons, les cristaux photoniques sont des structures dont l'indice diélectrique varie de manière périodique à l'échelle de la longueur d'onde que l'on souhaite contrôler, sur une ou plusieurs directions de l'espace. Cette variation périodique de l'indice optique suivant les différentes directions entraîne l'apparition des gammes de fréquence pour laquelle la lumière ne peut alors plus se propager. Par analogie avec les semi-conducteurs ces bandes de fréquences sont appelées Bandes Interdites Photoniques (BIP).

Dans la nature, certaines espèces animales et minérales utilisent et fabriquent ces structures à des fins esthétiques et stratégiques depuis bien longtemps (**Fig I.1**) et c'est récemment que l'homme y a trouvé des applications.

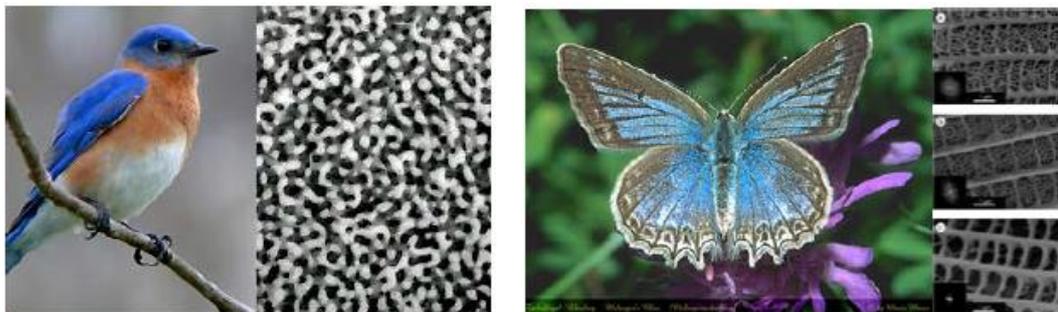


Fig I.1: Exemples des cristaux photoniques naturels.

Ce chapitre a pour objectif de présenter les concepts de base concernant les cristaux photoniques, et de leurs propriétés optiques. Une place particulière est faite aux cristaux bidimensionnels. La dernière partie passe en revue des exemples des applications des cristaux photoniques bidimensionnels.

Chapitre I : Les cristaux photoniques

I.2 Historique :

Le terme « cristal photonique » a été utilisé pour la première fois il y a plus de 100 ans, les premières hypothèses sur la possibilité de contrôler la propagation de la lumière utilisant des structures périodiques se rapportent à 1887 avec les travaux de Lord Rayleigh.

Le domaine des cristaux photoniques a démarré en 1987, quand Eli Yabonovitch et Saier John ont introduit séparément et dans des contextes différents, le concept de matériaux à bande interdite.

En 1991, A.Genack et al [1] ont montré expérimentalement l'existence de l'effet de localisation de la lumière dans les structures périodiques. En même temps, Yablonovitch avait démontré la première bande interdite photonique 3D dans la région des micro-ondes.

En 1996, Thomas Krauss fit la première démonstration du cristal photonique 2D à la longueur d'onde optique [2].

En 2000, le premier cristal photonique tridimensionnel avec une bande interdite photonique complète dans le domaine infrarouge proche a été obtenu [3].

Au cours des dernières années, la recherche dans le domaine des cristaux photoniques a connu une expansion extraordinaire et a couvert presque toutes les disciplines scientifiques en réalisant des progrès sans précédent.

I.3 Les cristaux photoniques :

Les cristaux photoniques (CPs) ou matériaux à bande interdite sont des structures dont l'indice diélectrique varie périodiquement à l'échelle de la longueur d'onde dans une ou plusieurs directions de l'espace, parce qu'ils produisent une certaine région de fréquence, où la propagation des ondes électromagnétiques est interdite, ce qu'on appelle la bande interdite photonique (BIP) (en anglais photonic bandgap PBG). Cette priorité intéressante offre aux cristaux photoniques la possibilité du contrôle de la propagation sans absorption des ondes électromagnétiques et permet ainsi des perspectives nouvelles pour la manipulation de la lumière.

I.4 Classifications des cristaux photoniques

Le nombre de directions de la périodicité de l'indice de réfraction (IR) indique le type de cristal photonique :

- Périodicité dans une seule direction : cristal photonique 1D ou encore miroir de Bragg.
- Périodicité dans deux directions de l'espace : cristal photonique 2D.
- Périodicité dans toutes les directions de l'espace : cristal photonique 3D.

Les représentations schématiques des structures CPs sont présentées dans la figure suivante :

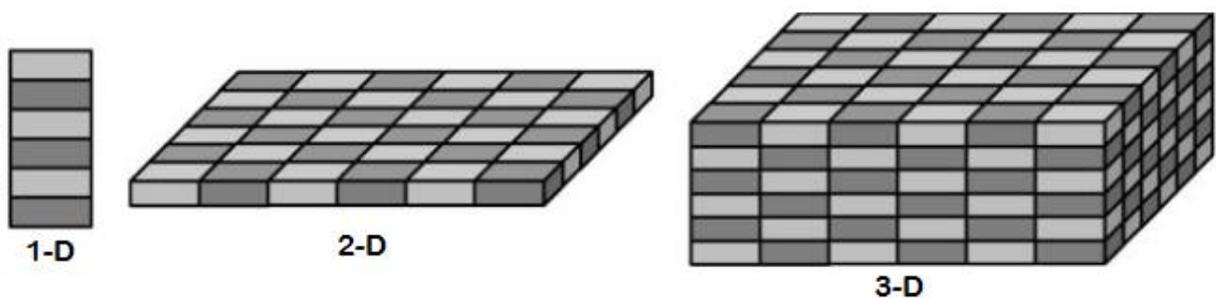


Fig I.2: Structures des cristaux photoniques.

I.4.1 Périodicité bidimensionnelle :

Un cristal photonique bidimensionnel est une structure qui présente une modulation périodique de la permittivité diélectrique ϵ suivant deux directions dans l'espace, et homogène dans la troisième.

Ces structures périodiques sont composées de cylindres diélectriques. Elles présentent une relative simplicité géométrique qui facilite les études théoriques et expérimentales.

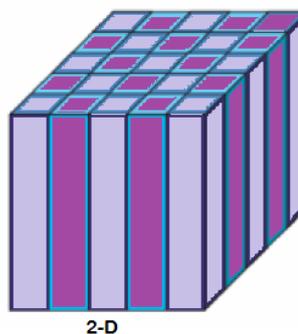


Fig I.3: Structure périodique Bidimensionnelle.

Chapitre I : Les cristaux photoniques

Il existe deux types de structures périodiques diélectriques :

- Les structures dites « connectées » (**Fig I.4**): les motifs élémentaires sont l'indice n_1 inférieur à l'indice n_2 de la matrice diélectrique [4].
- Les structures dites « déconnectées » (**Fig I.4**): les motifs élémentaires sont d'indice n_1 supérieur à l'indice n_2 de l'espace inter motifs. Elles sont constituées de tiges diélectriques ou métalliques alignés périodiquement dans l'air ou de la mousse [4].

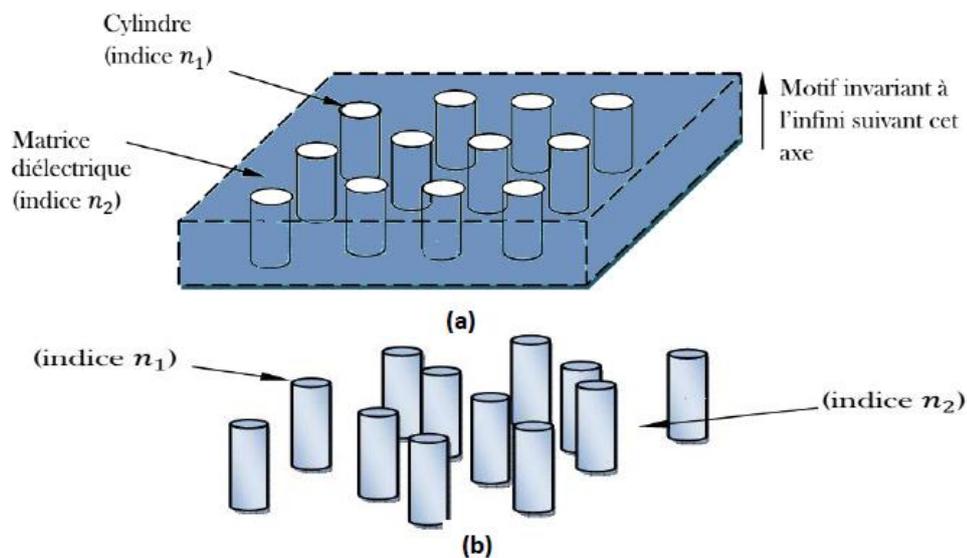


Fig I.4: (a) structure 2D connectée (b) structure 2D déconnectée.

Afin d'ouvrir des bandes interdites larges, il faut un contraste d'indice Δn (différence entre les indices du milieu et des tiges) suffisamment grand. A deux dimensions, il est nécessaire de considérer deux polarisations différentes : TE (avec le champ E perpendiculaire à l'axe des trous) et TM (où E est parallèle à l'axe des trous).

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

- **Réseau carré**

La maille primitive est un carré de coté **a**. Sa zone de Brillouin est un triangle isocèle rectangle.

Chapitre I : Les cristaux photoniques

- Réseau triangulaire

Ce réseau permet d'ouvrir des bandes interdites les plus large dans le plan. Le réseau est décrit par les vecteurs directs \vec{a}_1 et \vec{a}_2 .

- Réseau hexagonal

En ôtant quelques motifs au réseau précédent, un réseau hexagonal peut être obtenu.

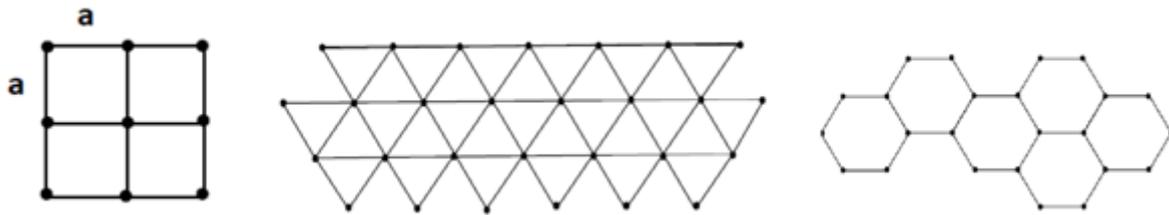


Fig I.5: Représentation (a) d'un réseau carré (b) d'un réseau triangulaire (c) d'un réseau hexagonal.

Diagramme de bande

N'importe quel cristal photonique est caractérisé par son diagramme de bande. Le diagramme de bande représente les variations des fréquences permises dans le réseau en fonction de la projection du vecteur d'onde suivant les directions de haute symétrie de celui-ci. Il est représenté en unités réduites.

Si on considère le cas d'un réseau triangulaire de permittivité ($\epsilon = 12$), le diagramme de bande se représente de la manière suivante :

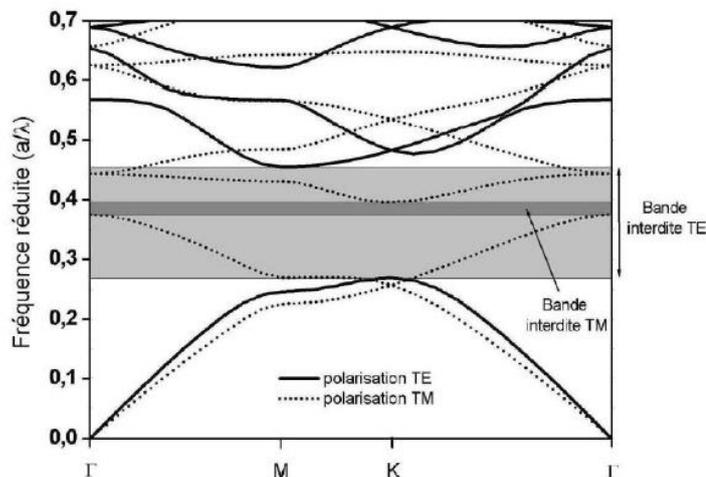


Fig I.6: Diagramme de bande d'un cristal photonique bidimensionnel triangulaire. Les bandes en traits pleins correspondent aux modes propres ayant une polarisation TE, les bandes en pointillés aux modes propres ayant une polarisation TM. Une large bande interdite photonique est visible pour la polarisation TE et une plus réduite pour la polarisation TM.

I.5 Les défauts dans les cristaux photoniques 2D

Plusieurs types de défauts sont possibles et permettent de réaliser certaines applications, telles que les filtres à haute sélectivité, puisque seule l'onde électromagnétique dont la fréquence correspond à celle du mode autorisé sera transmise ou même des filtres accordables. L'imperfection dans la disposition périodique de la structure diélectrique est une façon simple de créer un ou plusieurs modes permis dans le gap est d'introduire un défaut dans le cristal. Dans le cas des cristaux photoniques bidimensionnels qui nous intéressent particulièrement dans ce travail, plusieurs types de défauts peuvent être considérés.

I.5.1 Défaut linéique

Un guide est un défaut linéique introduit au sein d'un cristal photonique si l'on retire à une périodicité dans deux directions dans 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 comme il est montré dans (Fig I.7). L'écart entre les deux demi-plans, la direction cristallographique ainsi que la symétrie des bords définissent un guide unique.

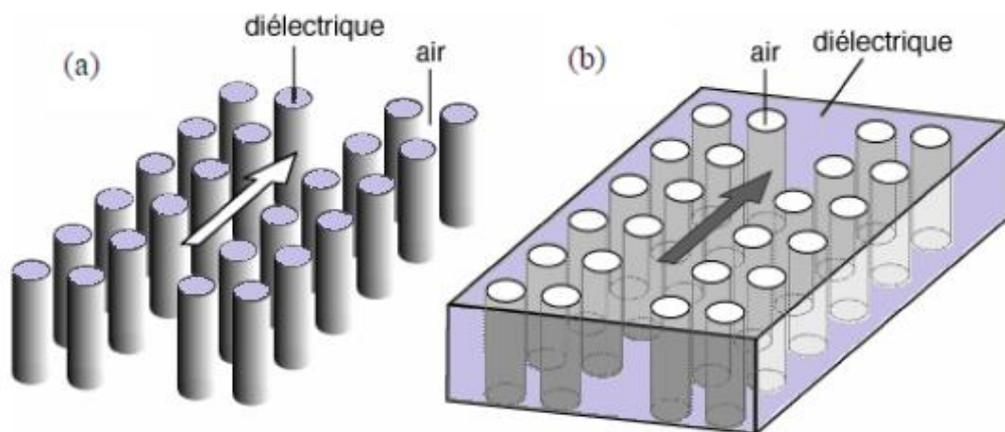


Fig I.7: Schéma d'un guide défaut dans un réseau (a) de colonnes d'un diélectrique (b) de trous d'air.

I.5.2 Défaut ponctuel

Les défauts ponctuels sont créés en modifiant les caractéristiques d'une cellule du réseau. Pour utiliser la terminologie de la physique du cristal, alors les défauts lacunaires ou la substitution peuvent d'être réalisés. Cela correspond à une microcavité à l'intérieur du cristal photonique.

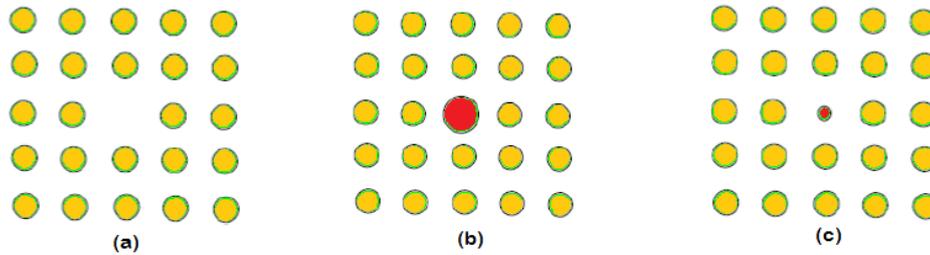


Fig I.8: Différents types de défauts (a) défauts ponctuels (b) défauts lacunaires (c) défauts de substitution.

I.5.3 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 permettent de réaliser un guidage diffractif des ondes. 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. Les recherches actuelles ont montré que ces guides présentent des pertes importantes et que leur réalisation est loin d'être évidente [5].

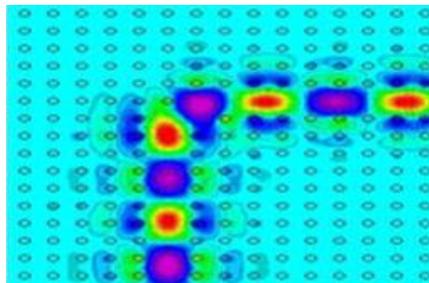


Fig I.9: Simulation de la propagation du champ électromagnétique dans un guide d'onde réalisé dans un cristal photonique [5].

I.6 Composants semi-conducteurs à cristal photonique bidimensionnel

Les cristaux photoniques 2D se présentent typiquement sous la forme d'un réseau périodique de trous gravés dans une ou plusieurs couches semi-conductrices. Le choix se porte le plus souvent sur un réseau de symétrie hexagonale, qui représente toujours une bande interdite photonique dans toutes les directions du plan pour au moins une polarisation du champ TE. Cela étant, ce sont les modifications du réseau qui vont permettre de réaliser les fonctions et les composants optiques. La difficulté principale des CPs 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 faire le CP dans une membrane semiconductrice, suspendue dans l'air. Le contraste de l'indice est alors élevé, un système de gravure standard peut être utilisé, et c'est avec cette solution que la meilleure performance, c'est-à-dire les plus faibles pertes, ont été obtenue pour les composants à CPs 2D. La contrepartie est que les structures membranes sont affectées par les effets accrus d'échauffement thermique et que la mise en œuvre de l'excitation électrique y est plus difficile. De ce point de vue, une troisième solution d'intérêt pour la nanophotonique silicium, en particulier, consiste à réaliser le CP dans la couche supérieure de silicium d'un substrat de SOI, Laquelle forme un guide planaire confiné entre la silice et air [6].

I.7 Applications des cristaux photoniques

Les cristaux photoniques sont souvent utilisés dans le domaine de la télécommunication et de l'informatique notamment dans le domaine des optiques intégrés. En effet, en utilisant les photons à place des électrons, les informations seront transmises plus rapidement avec moins de perte.

L'utilisation des CPs dans d'autres applications se développent et différents dispositifs ont été proposés et étudiés dans plusieurs domaines tels que les coupleurs directionnels [7], les doubles virages [8], les filtres [9], les démultiplexeurs [10], diviseur de puissance [11], les capteurs et biocapteurs [12]. Ces nouveaux dispositifs reproduisent les principes opérationnels des différents composants d'un circuit intégré en utilisant les photons comme porteurs

d'information à la place des électrons. Nous allons exposer brièvement quelques exemples d'utilisation des cristaux photoniques bidimensionnels.

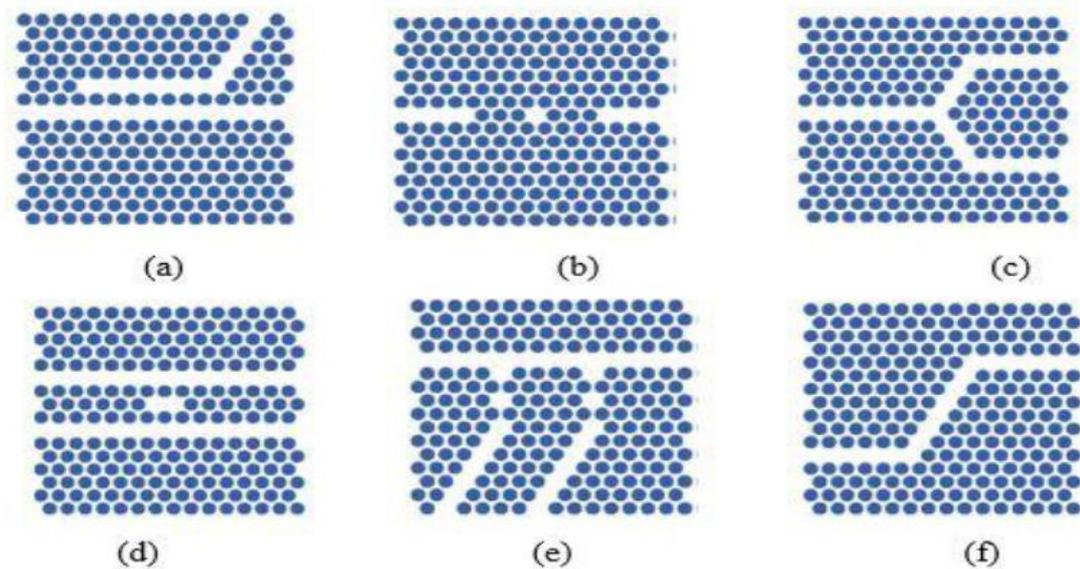


Fig I.10: Dispositifs à base de cristaux photoniques 2D. (a) Coupleur directionnel ; (b) Biocapteur ; (c) Diviseur de puissance ; (d) Filtre ; (e) Démultiplexeur ; (e) Double virage [13].

I.8 Conclusion

Comme nous l'avons vu précédemment, parmi les différentes propriétés des cristaux photoniques, on compte la diversité et l'intégration des fonctions optiques mais également la perspective de réalisation de nouveaux composants grâce aux possibilités de confinements la lumière, qui pourraient révolutionner la fabrication des capteurs très sensibles. Les BIP 2D, plus faciles à réaliser que leurs analogues tridimensionnels, ont connu un intérêt croissant ces dernières années. La modélisation de ces structures et la technologie sur certains matériaux (semi-conducteurs) sont donc maintenant bien maîtrisées.

Références bibliographiques du chapitre I

- [1] A. Genack and N. Garcia, Observation of Photon localisation in a Three-Dimensional Disordered System, *Phys. Rev. Lett.*, 66 (16), (1991) pp. 2064.
- [2] T.F. Krauss, R.M. De la Rue and S. Brand, Two dimensional photonic band gap structures operating at near-infrared wavelengths, *Nature* 383, (1996) pp. 699-702.
- [3] A. Blanco, E.Chomski, S.Grabtchak, et al., Large scale synthesis of a silicon photonic crystal with a complete three-dimensional bandgap near 1.5 micrometres. (2000) pp.437–440.
- [4] Merle Yannick. Etude de la dispersion électromagnétique dans les matériaux périodiques diélectriques bidimensionnels. , thèse de doctorat, université de limoges, (2003).
- [5] S.Olivier, Nouvelles structures miniatures dans des cristaux photoniques bidimensionnels planaires pour les fonctions d'optique intégrée, Thèse de Doctorat, Université de Paris, (2002).
- [6] Jean-Michel LOURTIOZ, Les cristaux photoniques Institut d'Électronique Fondamentale (IEF), UMR 8622 du CNRS, Université ParisSud XI, Bât. 220, 91405 Orsay, France pp. 1-2.
- [7] M.K. Moghadam, A.R. Attari, M.M. Mirsalehi, Improved photonic crystal directional coupler with short length, *Photonics Nanostruct. Fundam. Appl.* 8 (2010) pp. 47–53.
- [8] H. Badaoui, M. Feham, M. Abri, Double Bends and Y-Shaped Splitter Design for Integrated Optics, *Prog. Electromag. Res. Lett.* 28 (2012) pp. 129–138.
- [9] A. Benmerkhi, M. Bouchemat, T. Bouchemat, N. Paraire, Numerical optimization of high-Q-factor photonic crystal microcavities with a graded air lattice, *J. Opt. Soc. Am. B* 28 (2011) pp. 336–341.
- [10] A. Rostami, H.A. Banaei, F. Nazari, A. Bahrami, An ultra-compact photonic crystal wavelength division demultiplexer using resonance cavities in a modified Y-branch structure, *Optik* 122 (2011) pp. 1481–1485.
- [11] A. Ghaffari, F. Monifi, M. Djavid, M.S. Abrishamian, Analysis of photonic crystal power splitters with different configurations, *J. Appl. Sci.* 8 (2008) pp. 1416–1425.
- [12] A. Harhouz, A. Hocini, Design of high-sensitive biosensor based on cavity-waveguides coupling in 2D photonic crystal, *J. Electromag. Waves Appl.* 29 (2015) pp. 659–667.
- [13] D.Neel, « Etude en champ proche optique de guides à cristaux photoniques », Thèse de Doctorat, L'institut national des sciences appliquées de Lyon, (2006) pp. 118.

II.1 Introduction

Avec les progrès spectaculaires de la technologie, notamment en ce qui concerne la miniaturisation, la communication sans-fil et la puissance de calcul, les équipements informatiques deviennent de plus en plus petits, puissants et autonomes. Les capteurs, fruits de cette évolution technologique, ont déjà commencé, et continueront, à faire partie de notre environnement. En effet au cours de ces dernières années la détection d'espèces chimiques ou biologiques ainsi que l'évaluation de leurs quantités ou leurs concentrations représentent un enjeu de plus en plus important dans de nombreux domaines (environnemental, industriel, médical, militaire, biologique, sécurité alimentaire). Les analyseurs sont généralement des systèmes relativement complexes associant différents éléments mécaniques, chimiques et électriques. L'ensemble est souvent coûteux, encombrant et complexe, ce qui les rend peu aptes à des mesures sur sites. De plus, ces instruments sont souvent affligés d'un temps de réponse long soit par la technique de détection elle-même soit par la nécessité de manipulation des échantillons. C'est dans ce contexte que le développement de capteurs miniaturisés, biocompatibles, avec une réponse en temps réel et plus simple d'utilisation est apparu comme une priorité. Parmi ces capteurs sensibles citons les capteurs à base de cristaux photoniques.

II.1.1 Définition d'un capteur

Un capteur est un dispositif qui transforme l'état d'une grandeur physique observée en une grandeur utilisable, telle qu'une tension électrique, une fréquence, une intensité ou la déviation d'une aiguille. On peut dire qu'un capteur est un dispositif qui, sous l'effet d'une grandeur physique que l'on veut connaître et caractériser, délivre une grandeur physique exploitable on parle ainsi d'un transducteur [1]. 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...etc.

II.1.2 Différents types de capteurs optiques

L'utilisation des composants optiques a conduit à affranchir des perturbations électromagnétiques basses fréquences et à limiter les pertes optiques par propagation. Cette limitation a donc permis de mieux étudier le comportement des dispositifs optiques vis-à-vis des perturbations environnementales. Ainsi le développement de capteurs optiques performants est rendu possible par l'examen des différents mécanismes d'interactions physiques extérieurs

Chapitre II : Les biocapteurs

que l'on souhaite caractériser. Il existe actuellement plusieurs types de capteurs optiques comme les capteurs : de température, de pression, de position mais aussi biologiques.

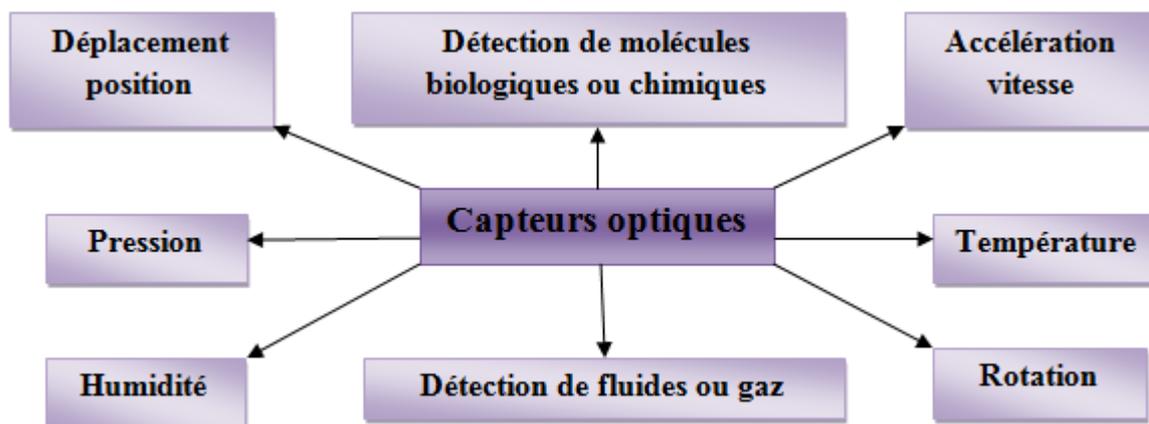


Fig II.1: Quelques applications des capteurs optiques.

Exemple : Les biocapteurs exploitant la résonance des plasmons de surface (SPR) représentent certainement l'application la plus avancée. Plusieurs sociétés développent désormais leur propre biocapteur SPR pour l'industrie. La société **Prestodiag** a mis au point une méthode de détection de Salmonella dans les échantillons alimentaires basée sur la SPR. Des kits jetables contenant un prisme recouvert d'une couche d'or de 50 nm sur laquelle sont greffés des anticorps anti-Salmonella ont été développés, ainsi qu'un logiciel d'analyse associé à un algorithme de décision [2].

II.2 Biocapteurs

L'idée de biocapteur est née du besoin d'analyse en temps réel sans traitement préalable de l'échantillon et sans manipulation de produit dangereux. Le marché et les applications des biocapteurs sont très vastes. Ils ne concernent pas seulement le domaine médical pour le diagnostic, mais aussi les analyses environnementales et l'agroalimentaire. Le développement des biocapteurs a commencé dans les années 1960 avec l'introduction des premières électrodes à enzymes. Elles ont été prolongées dans les années 1980 par la commercialisation de biocapteurs ampérométriques pour la mesure du glucose et en 1990 dans le domaine médical, plus de 40 biocapteurs ont été commercialisés pour mesurer le taux de glucose, taux de cholestérol et certaines analyses comme l'urée, les lactates [3]. Ces dernières années, le

Le domaine des biocapteurs a connu un développement remarquable sous la pression de plusieurs facteurs selon les domaines d'application.

II.2.1 Définition : qu'est-ce qu'un biocapteur ?

Les biocapteurs sont des dispositifs permettant d'analyser des interactions biomoléculaires et dans lesquels les réactifs d'intérêt sont couplés à un transducteur, transformant ainsi un signal biologique en un signal mesurable [4]. Le biocapteur combine un composant biologique appelé **biorecepteur** et un **transducteur** représentant le mode de détection.

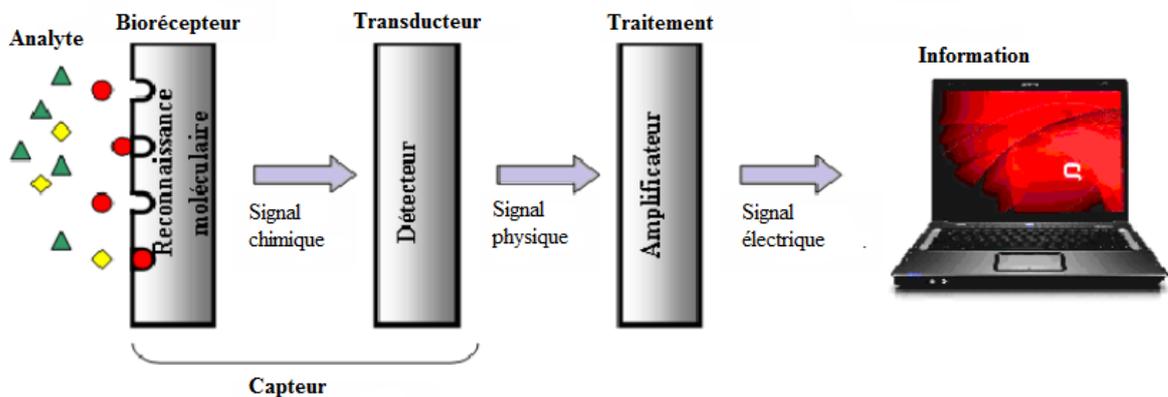


Fig II.2: Principe de fonctionnement d'un biocapteur.

II.2.2 Description d'un biocapteur

Deux principaux éléments composent un biocapteur : une couche biologique sensible et un transducteur. La couche biologique contient un biorecepteur, 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.

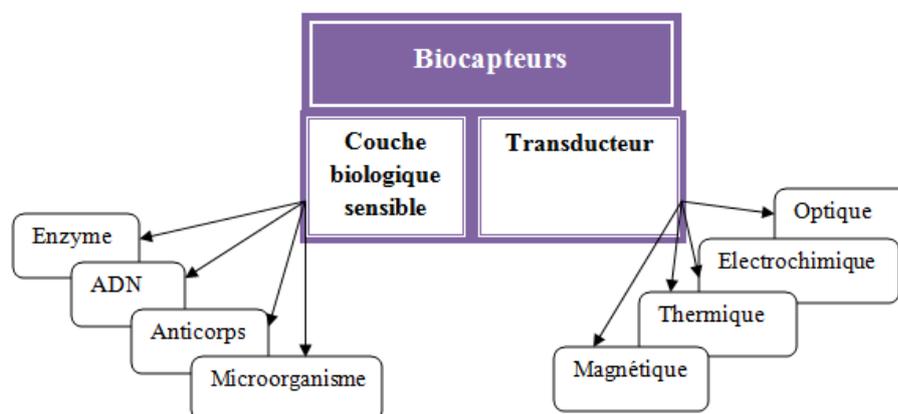


Fig II.3: Description d'un biocapteur.

II.2.2.1 Biorécepteur

Les biorécepteurs sont la clé de la technologie des biocapteurs. Par définition, un biorécepteur est une espèce moléculaire qui utilise un mécanisme de reconnaissance biochimique spécifique. Son choix est tributaire de plusieurs paramètres : sa sensibilité, sa durée de vie, la spécificité de sa réponse et la facilité de son utilisation aussi que la nature de molécules à analyser. Les biorécepteurs peuvent être classés selon leur type d'activité (**Fig II.4**). Parmi ces biorécepteurs on cite par exemple : biorécepteur d'ADN, il s'agit des oligonucléotides constituant le matériel génétique cellulaire. Ils peuvent être immobilisés sous forme de double brin ou simple brin sur un transducteur physique. L'ADN a suscité l'attention des chercheurs pour la mise au point des biocapteurs. Ces dispositifs ont été largement utilisés dans l'analyse **In situ** du cancer [5], la détection de pathogènes et de substances toxiques [6].

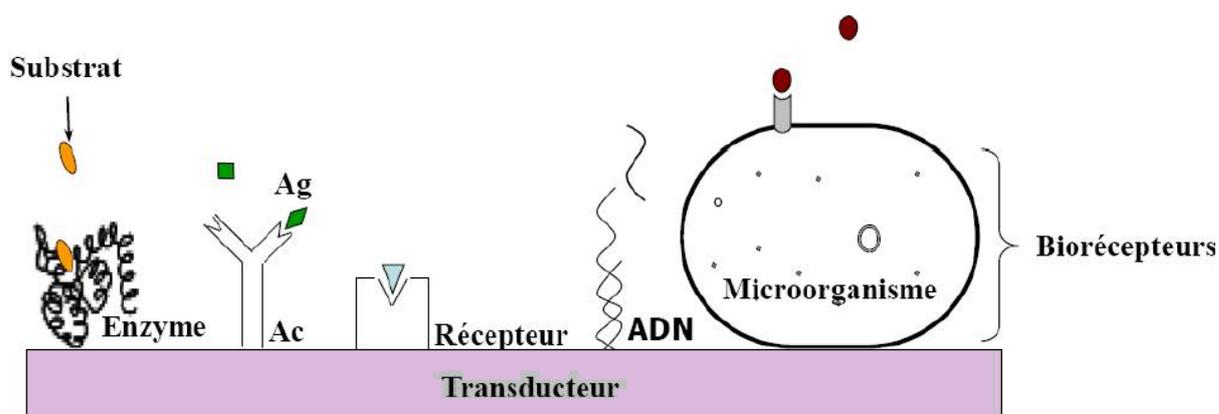


Fig II.4: Les différents types de biorécepteurs.

Chapitre II : Les biocapteurs

II.2.2.2 Transducteur

Le transducteur représente l'élément physique du biocapteur. Il est utilisé pour une modification biochimique résultant d'une interaction entre un analyte et le biorécepteur pour la transformer en signal électrique.

II.2.3 Classification des biocapteurs

Selon le type du transducteur associé, les biocapteurs peuvent d'être classés en plusieurs catégories : biocapteurs optiques, biocapteurs électrochimiques, biocapteurs thermiques, biocapteur magnétiques.

II.2.3.1 Biocapteurs optiques

Ils utilisent des technologies diverses basées sur des phénomènes optiques (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) et sont le résultat d'interactions entre l'analyte avec le récepteur.

Exemple : ellipsométrie [7].

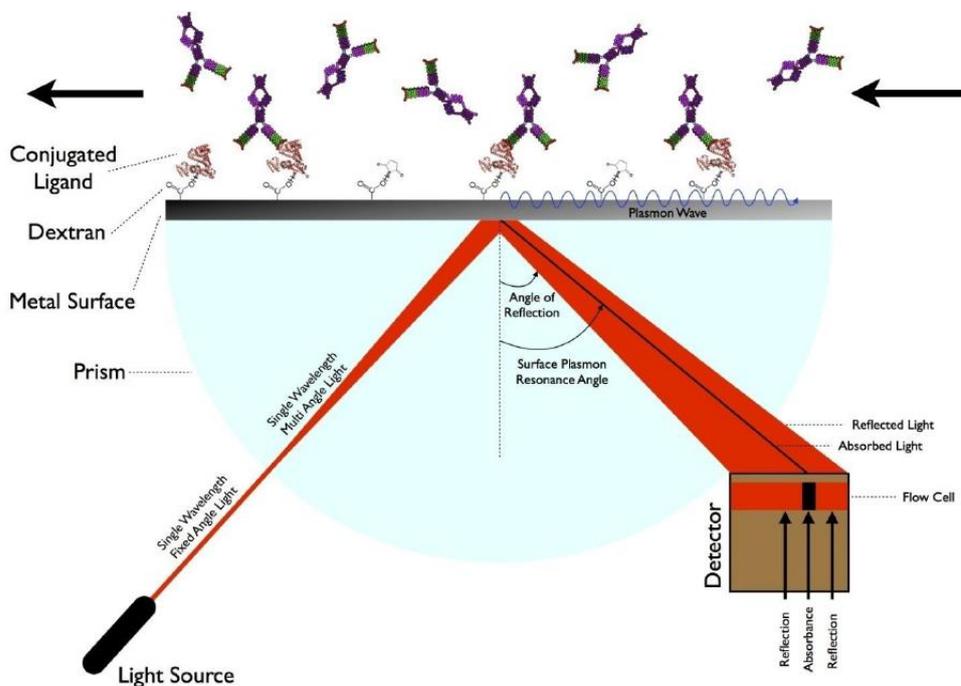


Fig II.5: Principe d'une de mesure biochimique utilisant un Biocapteur optique a Résonance plasmonique de surface [8].

Chapitre II : Les biocapteurs

Le principe de ce type de Biocapteurs optiques illustre en figure 5 est basé sur la **résonance des plasmoniques de surface** (SPR pour surface plasmon resonance) est un phénomène physique d'interaction lumière-matière principalement connu pour son utilisation comme méthode de mesure de la liaison d'un « ligand » sur un « récepteur » adsorbé à la surface d'une couche métallique.

II.2.3.2 Biocapteurs électrochimiques

Ils transforment l'effet d'une interaction électrochimique analyte-électrode en signal primaire (signal porteur de l'information).

Exemple : ampérométries.

II.2.3.3 Biocapteurs thermiques ou calorimétriques

C'est le changement de température induit par la présence de la molécule cible qui entraîne un changement de la résistance du transducteur.

Exemple : calorimétrie par titrage isotherme [9].

II.2.3.4 Biocapteurs magnétiques

Ils sont capables de détecter un effet de magnétorésistance, généralement induit par la présence de micro ou nano particules.

II.2.4 Caractéristiques des biocapteurs

II.2.4.1 La sensibilité S

Ce paramètre correspond à la variation du signal mesuré à une modification ou un changement de la grandeur physique dans l'environnement d'un capteur. On distingue deux types de sensibilités selon le domaine de recherche:

La sensibilité de surface S_s , concerne un seul type de molécules, cette dernière peut être définie en fonction de l'épaisseur e de la couche de molécules adsorbées à la surface, elle est exprimée en unité d'indice de réfraction par nanomètre (nm /RIU) :

$$S_s = \frac{\partial n_{\text{eff}}}{\partial e} \quad (\text{II.1})$$

Chapitre II : Les biocapteurs

Où n_{eff} représente l'indice effectif du champ électromagnétique se propageant dans le capteur. Dans le cas d'une modification globale et homogène de l'indice de réfraction, la sensibilité homogène S_h est définie par :

$$S_h = \frac{\partial n_{\text{eff}}}{\partial n_h} \quad (\text{II.2})$$

Où n_h représente l'indice de réfraction du milieu homogène couvrant la surface.

Expérimentalement la détermination de la sensibilité dépend directement de la grandeur mesurée, c'est-à-dire la longueur d'onde dans le cas des cristaux photoniques.

II.2.4.2 La résolution

La résolution R d'un capteur est la petite variation de la grandeur physique mesurée. Ce paramètre est essentiel pour la détection en très faibles quantités avec la meilleure précision possible.

II.2.4.3 La limite de détection

La limite de détection LD est la petite valeur de la concentration de l'espèce que l'on est capable de déceler ou de quantifier avec précision. La LD est utilisée pour évaluer la performance de l'association d'un capteur et d'un dispositif de mesure. Plus cette valeur est faible, plus le dispositif est dit sensible.

L'expression de la limite de détection déduite à partir de la définition de la sensibilité et de la résolution du capteur [10] :

$$LD = \frac{R}{S} \quad (\text{II.3})$$

II.2.4.4 La sélectivité

C'est la capacité du capteur à ne mesurer qu'une seule grandeur dans l'environnement où il est utilisé.

II.2.5 Les cristaux photoniques pour la détection optique

La plasmonique de surface a trouvé un champ d'application important dans le domaine de la bio-détection. Au cours de ces dernières années, il y a eu intérêt à utiliser ces cristaux photoniques pour mesurer le changement d'indice de réfraction [11]. En effet la micro-

structuration périodique du matériau permet de piéger les photons et de créer des résonances optiques très sensibles à la présence des molécules à détecter.

Nouvellement, plusieurs projets de recherche utilisant les cristaux photoniques tant qu'élément de détection, ont été entrepris car de leur structure de bande et du confinement de la lumière. Différents types de cristaux photoniques sont utilisés comme capteur à cause de leur grande sensibilité aux variations d'indices de réfraction, par exemple :

- La technologie SPR qui exploite les changements de phase des plasmons qui correspond aux variations d'épaisseur des analyses biologiques d'un cristal photonique.
- Des lasers à base des cristaux photoniques qui ont utilisés comme biocapteurs [12].

II.3 Les paramètres de la sensibilité

Le mécanisme de détection dans les capteurs CPs est les changements détectés dans l'emplacement spectral des pics de résonance guidés. Ce changement provient des changements de l'IR du milieu environnant le CP. Comme méthode de biosensage, la surface de CP peut être recouverte d'une mince couche de molécules de biorecognition qui se lient 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 de champ électrique importante englobant la couche de biorecognition ou la zone de détection. Dans un environnement aqueux, tel que dans un canal 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.

II.3.1 Formulation analytique

La relation entre les petits changements dans l'IR du milieu environnant et le changement dans la fréquence de résonance guidée est linéaire à une approximation du premier ordre. Une métrique importante pour quantifier ce décalage est le facteur de remplissage ou l'intégrale de chevauchement optique f , qui décrit le rapport de l'énergie de champs électrique existant dans une structure diélectrique par rapport à celle existant en dehors de celle-ci à un mode donné [13].

$$f = \frac{\int \epsilon |E|^2 dr^3_{\text{liquide}}}{\int \epsilon |E|^2 dr^3_{\text{liquide} + \text{diélectrique}}} \quad (\text{II.4})$$

Chapitre II : Les biocapteurs

L'intégrale du numérateur de l'équation (II.4), reçoit des contributions uniquement des régions liquides, où en raison de la liaison analyte, il y a un petit changement $\Delta\varepsilon$, à la fonction diélectrique linéaire et non perturbée ε . En supposant que $\frac{\Delta n}{n}$ est le même pour toutes les régions liquides perturbées, et suivant les arguments de la théorie de perturbation présentés par Mortensen et al [13]. On introduit une variable de sensibilité spectrale, S , $\left[\frac{nm}{RIU}\right]$, et nous la relierons à le décalage spectral prévu, $\Delta\lambda$, dans la longueur d'onde de résonance, λ_0 , en raison d'un changement d'IR, Δn , du milieu liquide par :

$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n_{liquide}} = f \frac{\lambda_0}{n_{eff}} \left[\frac{nm}{RIU}\right] \quad (II.5)$$

Où n_{eff} est l'IR effectif de la structure de détection diélectrique. Par conséquent, basé sur les équations (II.4) et (II.5), 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.

II.4 Configuration et conception des cristaux photoniques

Un biocapteur basé sur les CPs n'est pas une tâche simple. Logiquement, il faudra rechercher une configuration avec une interaction maximale. Cela signifie que plusieurs paramètres doivent d'être sélectionnés pour obtenir une réponse voulue. Pour cela, des simulations informatiques doivent être effectuées pour obtenir de telles dimensions. Cependant, avant de modéliser la structure, certains problèmes de configuration doivent être pris en compte, tels que les matériaux, le type de structure ou les épaisseurs. Dans l'ensemble, les principaux facteurs dont il faut tenir compte dans la conception d'une structure de détection sur les CPs sont :

II.4.1 Matériaux

La fabrication des cristaux photoniques nécessite des matériaux permettant un fort contraste d'indice puisqu'ils permettent d'obtenir de grandes bandes interdites. On distingue les matériaux hétéroépitaxiés comme le **GaAs**, ou plus généralement en silicium sur des substrats dit Silicon-On-Insulator **SOI** [14]. Plus récemment, des CPs en carbure de silicium ont pu être réalisés [15]. Cependant, un regain d'intérêt est porté à la réalisation de CP ayant un plus faible contraste d'indice, tels que les matériaux diélectriques comme Si₃N₄, TiO₂ ou SiO₂.

II.4.2 Structure

Nous avons mentionné que les cristaux photoniques 2D peuvent présenter une bande interdite photonique pour toutes les directions de propagation situées dans le plan de périodicité et permettent donc a priori un meilleur contrôle spatial des photons dans ce plan. De ce fait, ces derniers offrant une plus grande souplesse en terme de confinement optique, le choix s'est orienté sur les cristaux photoniques bidimensionnels.

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 cœur est mince, plus la quantité de champ évanescent interagit avec les molécules cibles, ce qui entraîne une plus grande sensibilité. Cependant, cette quantité plus élevée de champ évanescent provoquera également une augmentation significative des pertes de rayonnement et rendra difficile de guider l'onde. En outre, 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 CPs à base de silicium, l'épaisseur de la couche de silicium dans les plaquettes SOI commerciales varie de 200 nm à 300 nm [16].

II.4.4 Défauts

Comme décrit précédemment, Plusieurs types de défauts (ex: micro-cavité) sont réalisables et permettent de concevoir certaines applications. La façon la plus simple de créer un ou plusieurs modes permis dans la BIP consiste à introduire un défaut dans le cristal, c'est-à-dire une imperfection dans l'arrangement périodique de la structure diélectrique.

II.5 Les méthodes de simulation

Les différentes méthodes utilisées pour décrire la propagation des ondes électromagnétiques dans les cristaux photoniques nécessitent généralement un investissement important dans la programmation et l'analyse numérique. Les principales techniques utilisées sont la méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD pour Finite Difference Time Domain), et la décomposition en ondes planes (PWE pour Plane Wave Expansion).

II.5.1 La méthode FDTD

La méthode FDTD est actuellement l'une des méthodes les plus utilisées en électromagnétisme. Le premier algorithme a été proposé par Yee en 1966. Cette méthode est particulièrement intéressante pour connaître la réponse spectrale d'un système non nécessairement périodique et pour calculer les distributions de champ dans des structures de dimensions finies. La FDTD permet non seulement de calculer les diagrammes de bandes mais aussi de simuler l'évolution temporelle du champ électromagnétique dans les cristaux photoniques, ce qui permet d'avoir des informations sur de nombreuses autres grandeurs comme le vecteur de Poynting ou l'énergie électromagnétique stockée. Elle consiste à approcher les dérivées ponctuelles spatiales et temporelles qui apparaissent dans les équations de Maxwell par des différences finies centrées.

II.5.2 La méthode de PWE

La méthode de décomposition en ondes planes est une méthode de résolution dans le domaine fréquentiel des équations de Maxwell. Elle est basée sur la décomposition en ondes planes du problème électromagnétique. Cette méthode essentiellement utilisée pour analyser les propriétés dispersives des matériaux à bandes interdites photoniques et permet de déterminer la fréquence, la polarisation, la symétrie et la distribution du champ pour les modes d'une structure photonique.

II.6 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons abordé les capteurs en termes généraux et leurs caractéristiques. Ensuite, nous avons parlé des cristaux photoniques et de leur utilisation dans le domaine de la détection de différents phénomènes mesurables, qu'ils soient physiques, chimiques, biologiques ou autres. Puis, nous avons présenté les biocapteurs et leurs caractéristiques.

En fin, nous avons consacré la dernière partie de ce chapitre à la présentation générale des méthodes numériques FDTD et PWE.

Références bibliographique du chapitre II

- [1] G. Asch, Les capteurs en instrumentation industrielle, Dunod, (1993).
- [2] Felix Piat. L'optique pour la sécurité sanitaire des aliments. Prestodiag, France, (2017).
- [3] Alocilja, E. C. and Radke, S. M., Market analysis of biosensors for food safety. *Biosensors and Bioelectronics* (2003) pp. 841- 846.
- [4] C.Tran-Minh. Les biocapteurs. Principe, constructions et applications. Masson, (1991).
- [5] A.A. Ensafi, M. Taei, H.R. Rahmani, T. Khayamian, Sensitive DNA impedance biosensor for detection of cancer (2011) pp. 8176–8183.
- [6] M. Tichoniuk, D. Gwiazdowska, M. Ligaj, M. Filipiak, Electrochemical detection of foodborne pathogen *Aeromonas hydrophila* by DNA hybridization biosensor, *Biosens.* (2010) pp. 1618–1623.
- [7] W.A.Challener, J.D.Edwards, R.W.McGowan, J.Skorjanec et Z.Yang. A multilayer gratingbased wave sensing technique. *Sensors and Actuators B*, 14, (2000) pp. 42–46.
- [8] Göpel W., *Sensors - A Comprehensive Survey, Vol.2: Chemical and Biochemical Sensors*, VCH Weinheim (Basel), (1991).
- [9] J.H.Lakey et E.M.Raggett. Measuring protein-protein interactions. *Curr. Opin Struc. Biol*, (1998) pp. 119–123.
- [10] I.M.White, X.Fan, On the performance quantification of resonant refractive index sensors. *Opt. Express*, vol.16, n°.2, (2008) pp. 1020–1028.
- [11] C. Lei, H. Yi-Dong, M. Xiao-Yu, and P. Jiang-De, Fluid Sensor Based on Transmission Dip Caused by Mini Stop-Band in Photonic Crystal Slab, *Chin. Phys. Lett.* 25, (2008).
- [12] M. Loncar, A. Scherer, and Y. Qiu, “Photonic crystal laser sources for chemical detection,” *Applied Physics Letters* 82, (2003) pp. 4648-4650.
- [13] N. A. Mortensen, S. S. Xiao, and J. Pedersen, “Liquid-infiltrated photonic crystals: enhanced light-matter interactions for lab-on-a-chip applications,” *Microfluid. Nanofluid.* 4(1-2), (2008) pp. 117–127.
- [14] D. Biallo, A. D’Orazio, and V. Petruzzelli. Photonic crystals sensors. *Proceedings of 2006 International Conference on Transparent Optical Networks (ICTON)*, June (2006) pp. 44–48.
- [15] Marina Radulaski, Thomas M. Babinec, Sonia Buckley, Armand Rundquist, and Jelena Vučković. Photonic crystal cavities in cubic (3c) polytype silicon carbide films. *Opt.*, (2013).
- [16] M. El Beheiry, *Planar Photonic Crystals for Biosensing* , (2010).

III.1 Introduction

Le cancer du col de l'utérus ou le cancer cervical est la maladie la plus fréquente chez les femmes dans le monde. En 2000, il y a eu plus de 4, 71, 000 nouveaux cas diagnostiqués et 2, 88 ,000 décès du cancer cervical dans le monde [1]. Ce cancer se produit lorsque les cellules anormales du col se développent. De nombreux tests sont disponibles dans la maladie du cancer du col de l'utérus Dépistage- test Pap, test ADN HPV, cystoscopie, Proctoscopie, etc.

Les cellules ont de nombreuses parties, chacune avec une fonction différente. Certaines de ces parties, appelées organites, sont des structures spécialisées qui exécutent certaines tâches au sein de la cellule. Les cellules humaines contiennent les parties principales suivantes; Cytoplasme Dans les cellules, le cytoplasme est composé d'un liquide gélatineux et d'autres structures que le noyau [2]. À l'intérieur du noyau entouré de la membrane nucléaire, il a la majorité du matériel génétique de la cellule. Ce matériau est organisé comme des molécules d'ADN, avec une variété de protéines, pour former des chromosomes.

Comparativement aux cellules normales, les cellules cancéreuses ont plus de protéines qui restent dans le noyau relativement plus grand afin de s'adapter à la division cellulaire rapide [3], ce qui signifie que les cellules cancéreuses ont un indice de réfraction relativement plus grand que les cellules normales en raison de la plus grande quantité de protéines.

Dans ce chapitre, nous présenterons la structure d'un biocapteur basé sur un cristal photonique bidimensionnel sous forme d'un Mach–Zehnder interferometers, l'infiltration de cette structure par le noyau et le cytoplasme des cellules normales et le noyau et le cytoplasme des cellules cancéreuses, avec des indices de réfractions qui sont respectivement 1.355, 1.36, 1.365 et 1.39 [4], nous donnent un décalage dans la fréquence de coupure des spectres de transmission détectés. Ce travail est effectué pour les deux distributions carrée et hexagonale des tiges de silicone. Cette structure assure une meilleure transmission et haute sensibilité. Nous commençons d'abord par la présentation de la structure proposée, en décrivant les étapes à suivre pour la conception du biocapteur à base de cristal photonique 2D sous le logiciel OptiFDTD. Puis, nous présentons les résultats de simulation obtenus.

III.2 Partie01 :

III.2.1 Structure carré :

La structure de notre biocapteur est basé sur un cristal photonique 2D de 21 tiges de Silicone dans la direction Z et 17 tiges de Silicone dans la direction X, avec une répartition rectangulaire dans l'air. Les paramètres de cette conception est résumé au tabIII.1

| | Nom du paramètre | Valeurs |
|----|--|--|
| 1 | Rayon | 0.1 μm |
| 2 | Constante de réseau (a) | 0.54 μm |
| 3 | Indice de réfraction de l'air (air) | 1 |
| 4 | Indice de réfraction de Silicone | 3.46 |
| 5 | Indice de réfraction du Noyau de cellule cervicale normale | 1.355 |
| 6 | Indice de réfraction du Cytoplasme de cellule cervicale normale | 1.36 |
| 7 | Indice de réfraction du Noyau de cellule cervicale cancéreuse | 1.365 |
| 8 | Indice de réfraction du Cytoplasme de cellule cervicale cancéreuse | 1.39 |
| 9 | Détection | Rectangulaire |
| 10 | Polarisation | TE |
| 11 | Plage de BIP | 0.54 μm -0.80 μm |

TabIII.1: Paramètres de la conception utilisée.

Le modèle du biocapteur est représenté dans les figures (**Fig III.1**) (**Fig III.2**).

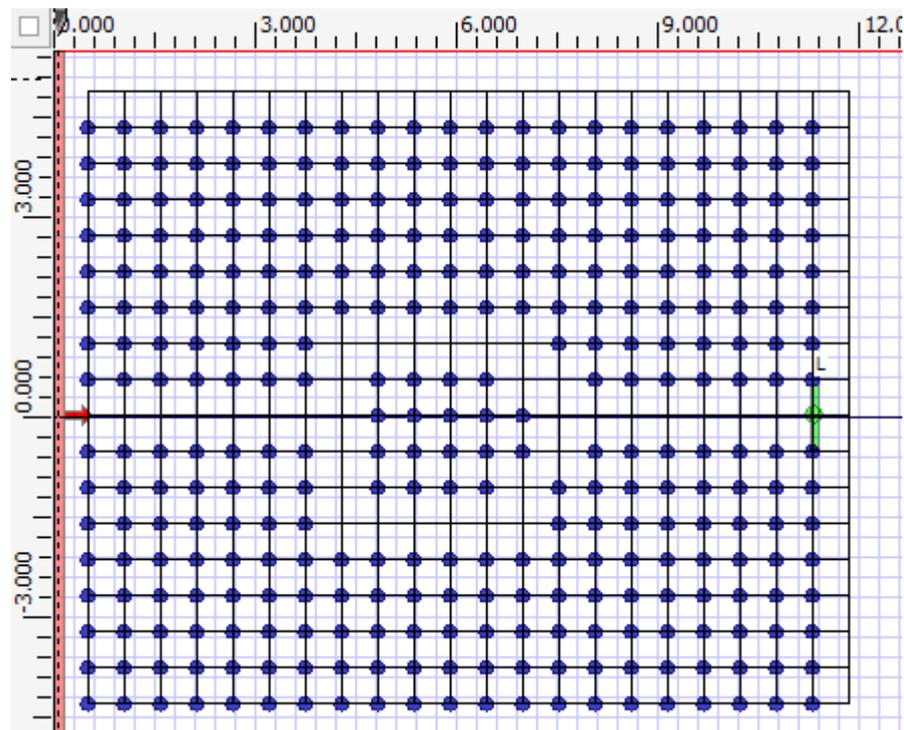


Fig III.1: Distribution rectangulaire des tiges Silicone dans l'air.

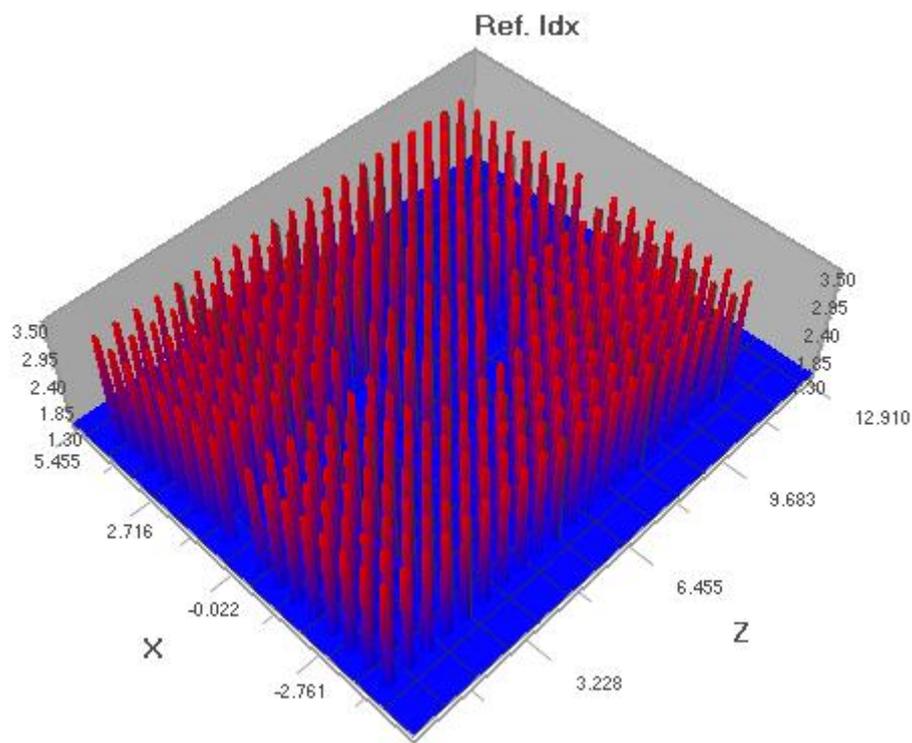


Fig III.2: Profil de l'indice de réfraction de la structure du cristal photonique.

III.2.2 Calcul de la bande interdite

La bande interdite pour le mode électrique transversal du biocapteur conçu est calculée à l'aide de la méthode de décomposition en ondes planes (PWE) où la structure complète a une bande interdite avec une gamme de longueur d'onde de 0.54 à 0.80 μm . La fréquence de la structure du cristal 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. (Fig III.3)

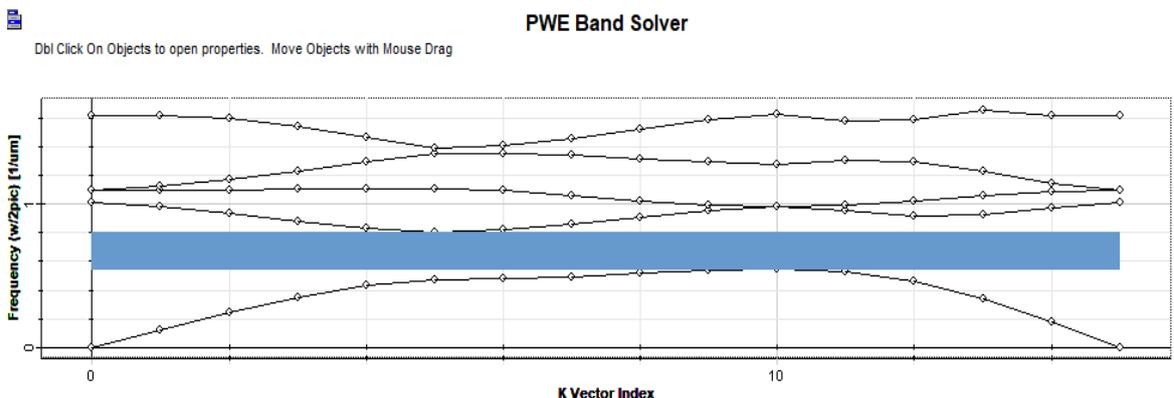


Fig III.3: La bande interdite.

III.2.3 Distribution de champ

Les performances du capteur ont été mesurées par la méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD). Le biocapteur est excité à partir d'une source lumineuse par une impulsion gaussienne avec une fréquence centrale de 1550 nm. La figure III.4 montre la distribution du champ électrique 2D et 3D.

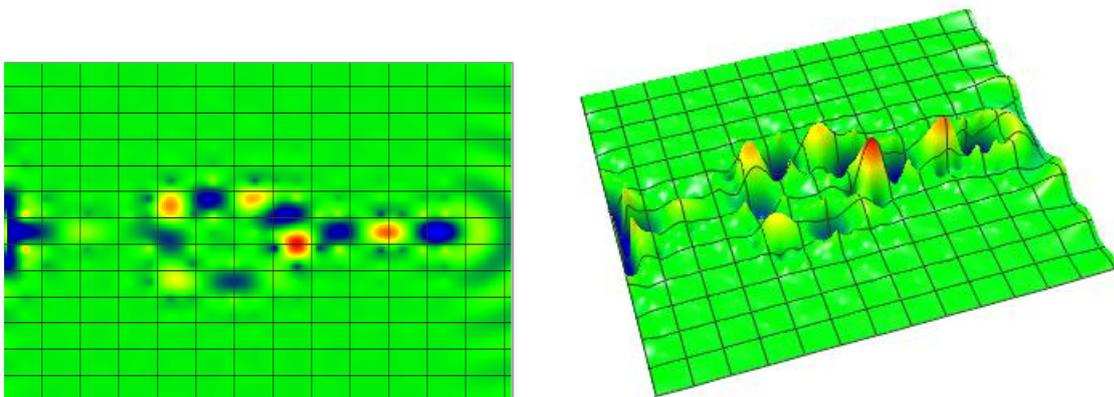


Fig III.4: Distribution de champ électrique 2D et 3D.

III.2.4 Simulation et résultats :

La figure III.5 montre le spectre de transmission du noyau des cellules cervicales normales à l'indice de réfraction 1.355. La transmission est 73 %.

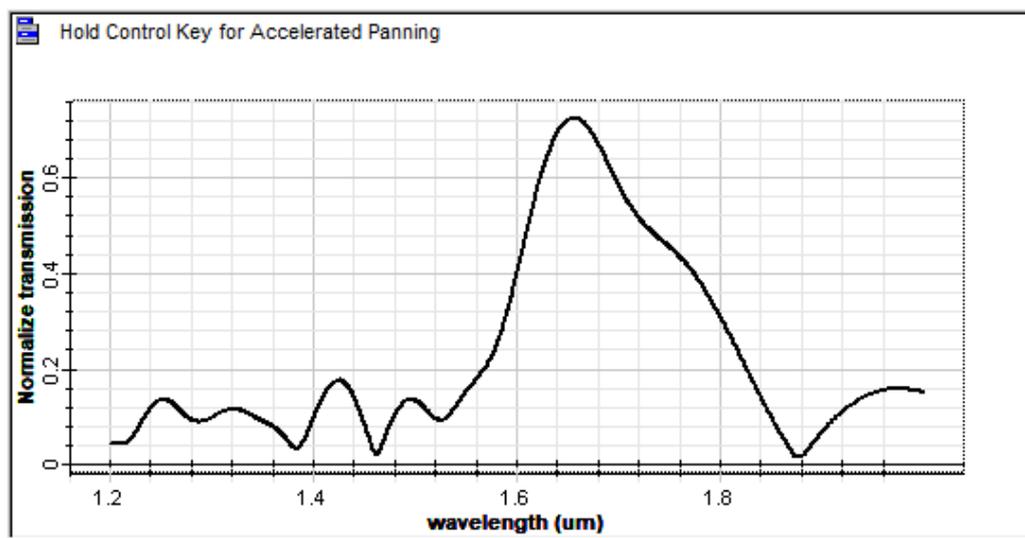


Fig III.5: Spectre de transmission du noyau des cellules cervicales normales.

La figure III.6 représente le spectre de transmission du noyau des cellules cervicales cancéreuses à l'indice de réfraction 1.365. La transmission est 71%.

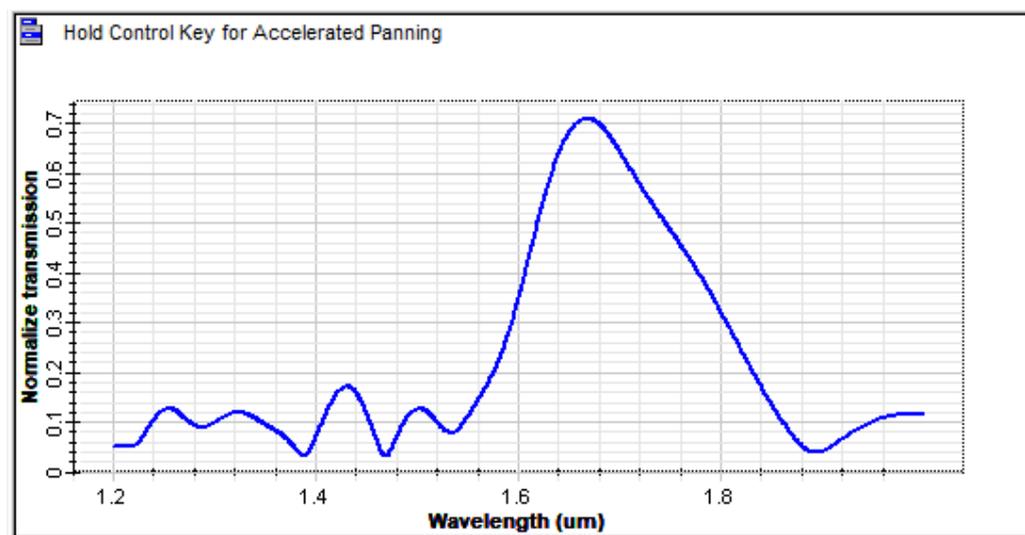


Fig III.6: Spectre de transmission du noyau des cellules cervicales cancéreuses.

La superposition des deux courbes résultante par l'infiltration des deux analytes (Noyau des cellules cervicales normales et cancéreuses) est représentée dans la figure suivante :

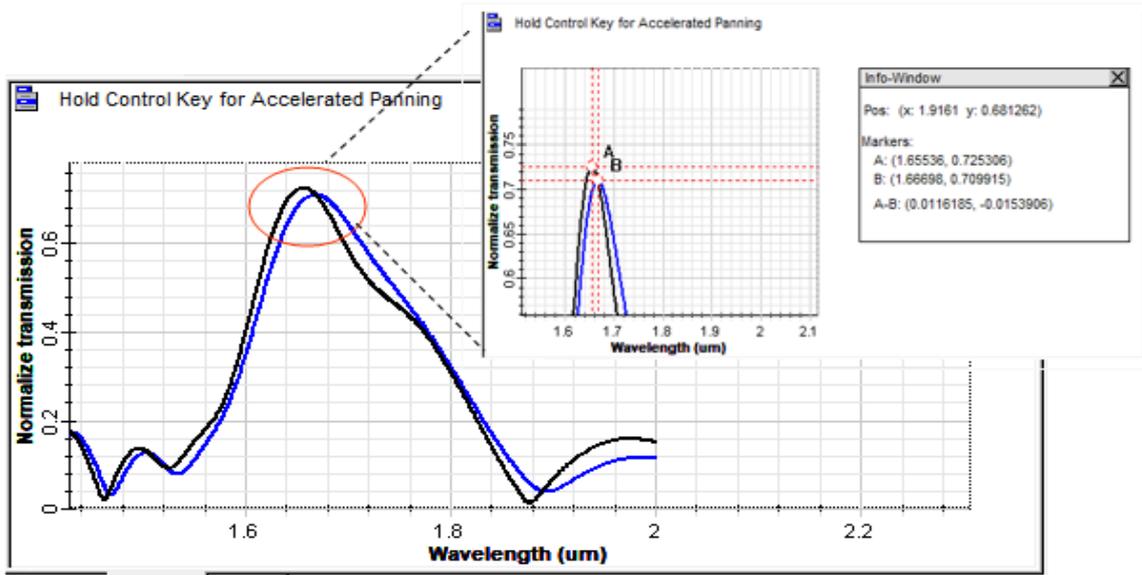


Fig III.7: Superposition des spectres de transmission du noyau des cellules cervicales normales et cancéreuses.

La sensibilité de ce capteur est donné par $S = \Delta\lambda / \Delta n$ où $\Delta\lambda$ représente le décalage de la longueur d'onde centrale du pic principal (**Fig III.7**), Δn représente la variation entre l'indice de réfraction du noyau des cellules normales du col de l'utérus et l'indice de réfraction du noyau des cellules cervicales cancéreuses, dans ce cas la sensibilité obtenue à 1161.85 RIU.

La figure III.8 montre le spectre de transmission du cytoplasme de cellules cervicales normales à l'indice de réfraction 1.36. Dans ce cas, la transmission est 72%.

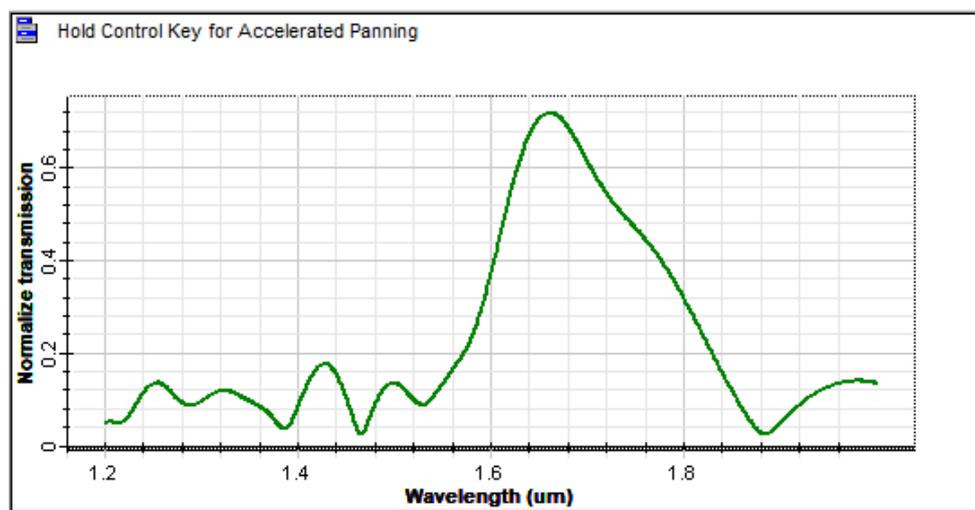


Fig III.8: Spectre de transmission du cytoplasme des cellules cervicales normales.

La figure III.9 représente le spectre de transmission du cytoplasme des cellules cervicales cancéreuses à l'indice de réfraction 1.39. La transmission est 71%.

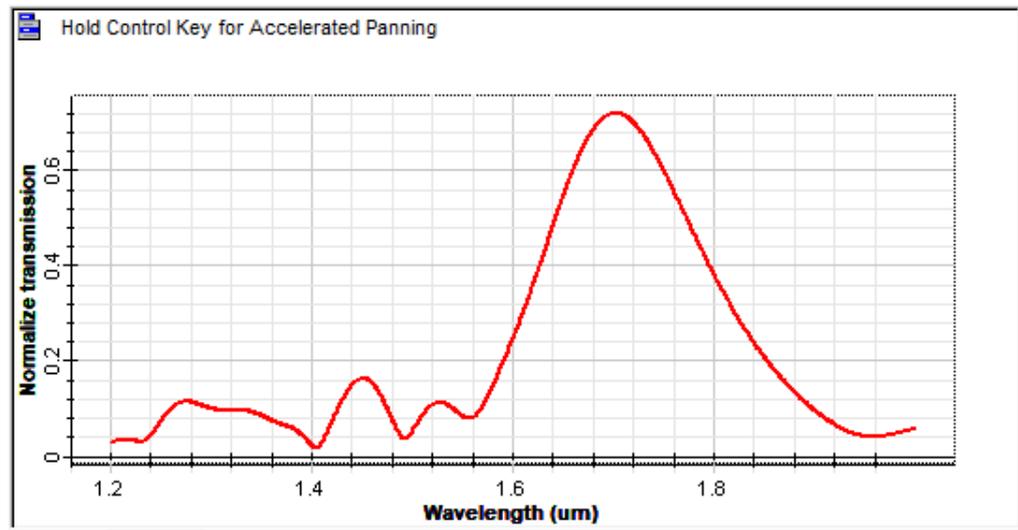


Fig III.9: Spectre de transmission du cytoplasme des cellules cervicales cancéreuses.

Nous avons fait la superposition entre les deux courbes passées pour obtenir la sensibilité.

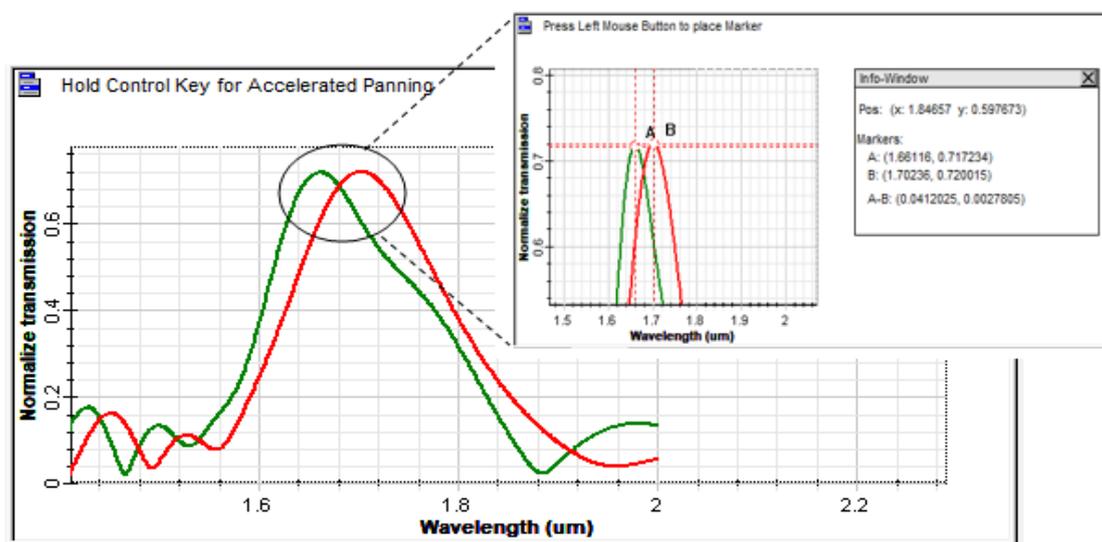


Fig III.10: Superposition des spectres de transmission du cytoplasme des cellules cervicales normales et cancéreuses.

Dans ce cas, $\Delta\lambda$ représente le décalage de la longueur d'onde centrale du pic principal et Δn représente la variation entre l'indice de réfraction du cytoplasme des cellules normales du col

de l'utérus et l'indice de réfraction du cytoplasme des cellules cervicales cancéreuses, donc la sensibilité obtenue à 1373.4166 RIU.

II.2.4.1 Sensibilité

À chaque infiltration de noyau et cytoplasme des cellules du col de l'utérus normales et infectées, la bande interdite obtenu pour les différentes infiltrations est notée et résumée dans le tableau III.2.

En utilisant les valeurs du tableau III.2, nous traçons une courbe dans la figure III.11 qui représente le changement de la bande interdite selon la variation de l'indice de réfraction. On constate que la variation est linéaire ; un léger ajustement des coordonnées résultantes nous donne une ligne droite. La valeur absolue de l'inclinaison de cette droite représente la sensibilité qui a atteint 334%. Nous pouvons dire que ce biocapteur de conception détecte le changement de minute et améliore une sensibilité très élevée [5].

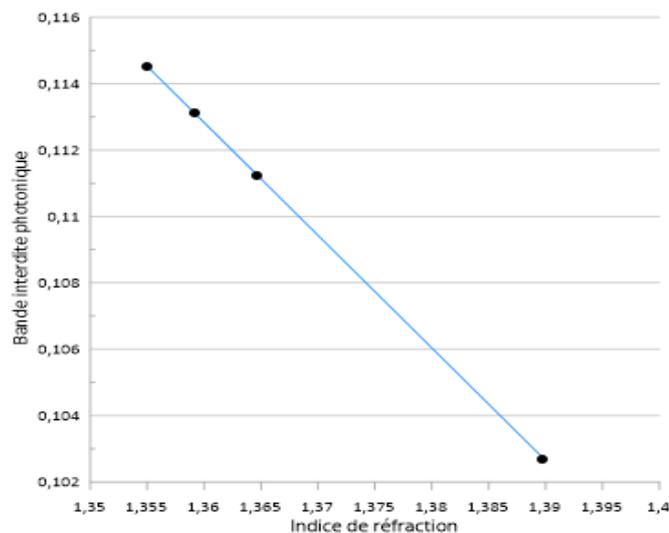


Fig III.11: Bande interdite vs Indice de réfraction.

| Indice de réfraction | | Bande interdite photonique |
|----------------------|--|----------------------------|
| 1.355 | Noyau de cellule cervicale normale | 0,114538 |
| 1.365 | Noyau de cellule cervicale cancéreuse | 0,111147 |
| 1.36 | Cytoplasme de cellule cervicale normale | 0.112832 |
| 1.39 | Cytoplasme de cellule cervicale cancéreuse | 0.102846 |

Tab III.2: Analyse de la bande interdite selon l'indice de réfraction.

Chapitre III : Capteur à base d'un CP pour la détection du Cancer cervicale

La transmission pour les différents spectres est résumée dans le tableau III.3. À l'aide de ce tableau, on dessine le diagramme à bande dans la figure III.12, qui représente le changement de la transmission normalisée selon la variation de l'indice de réfraction. On observe que la transmission de noyau et cytoplasme des cellules du col de l'utérus normales est plus grand par rapport à le noyau et le cytoplasme des cellules du col de l'utérus cancéreuses.

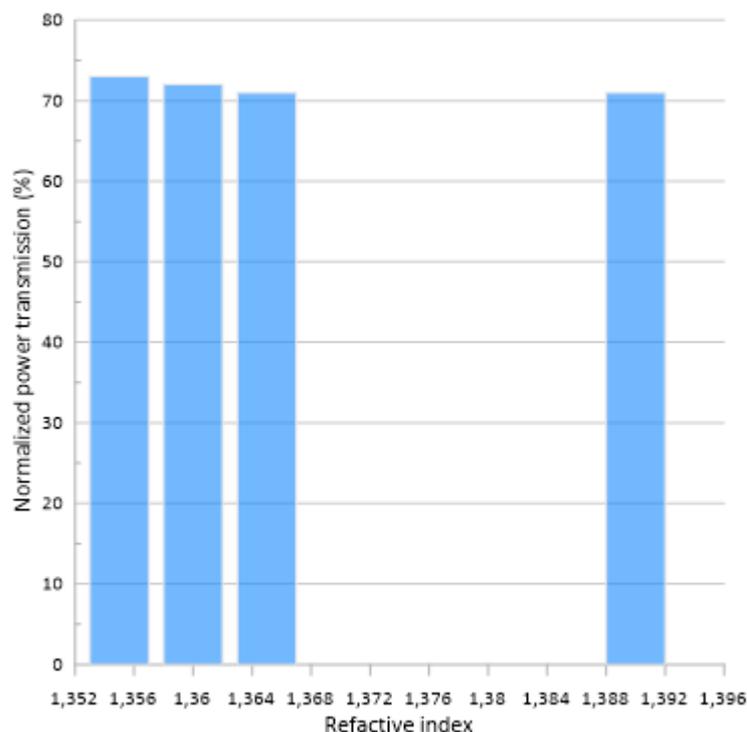


Fig III.12: Transmission normalisée selon les indices de réfraction des cytoplasmes des cellules cervicales normales et cancéreuses et des noyaux des cellules cervicales normales et cancéreuses.

| Indice de réfraction | | Transmission normalisée (%) |
|----------------------|--|-----------------------------|
| 1.355 | Noyau de cellule cervicale normale | 73% |
| 1.365 | Noyau de cellule cervicale cancéreuse | 71% |
| 1.36 | Cytoplasme de cellule cervicale normale | 72% |
| 1.39 | Cytoplasme de cellule cervicale cancéreuse | 71% |

Tab III.3: Analyse de la transmission selon l'indice de réfraction.

III.3 Partie 02:

III.3.1 Structure hexagonale :

Les mêmes paramètres que la première partie sauf la distribution des tiges est hexagonale, la structure est représentée dans la figure suivante :

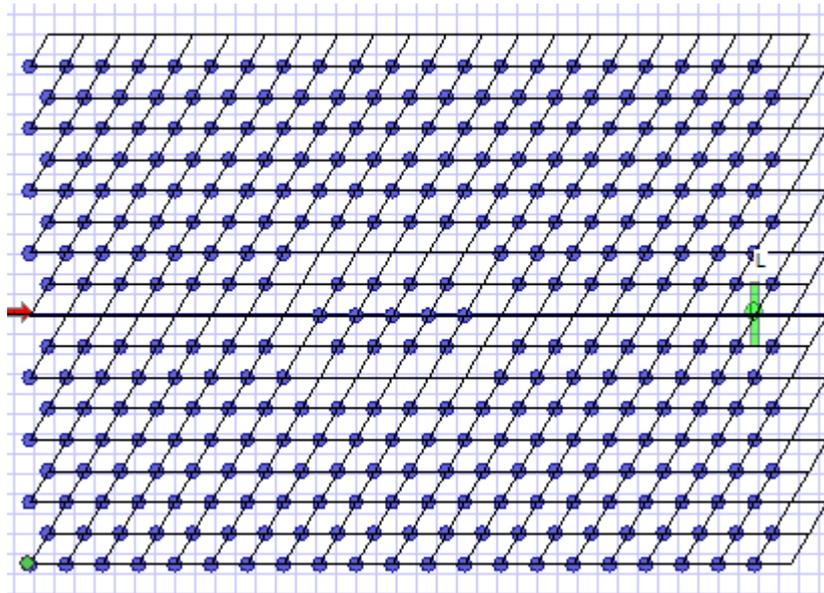


Fig III.13: Distribution hexagonale des tiges Silicone dans l'air.

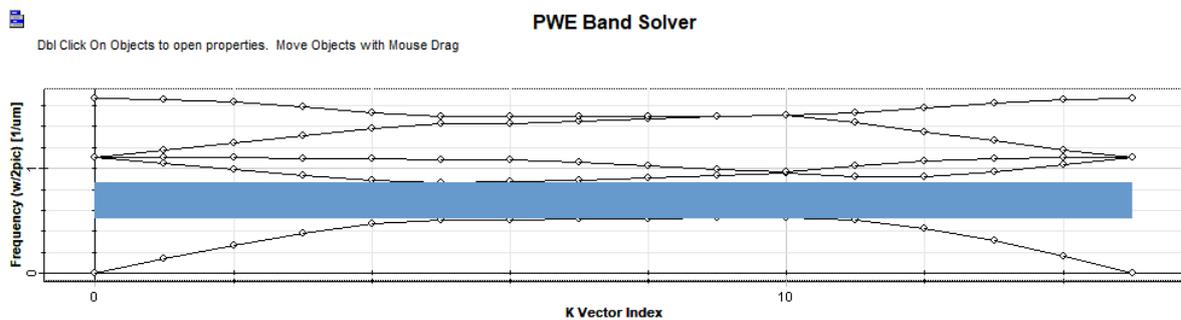


Fig III.14: Bande interdite.

La bande interdite pour le mode électrique transversal du biocapteur conçu est calculée à l'aide de la méthode de décomposition en ondes planes (PWE) où la structure complète a une bande interdite avec une gamme de longueur d'onde de 0.53 à 0.87 μm .

Le biocapteur est excité à partir d'une source lumineuse par une impulsion gaussienne avec une fréquence centrale de 1550 nm.

La superposition des deux courbes résultante par l'infiltration des deux analytes (Noyau des cellules cervicales normales et cancéreuses) est représentée dans la figure suivante :

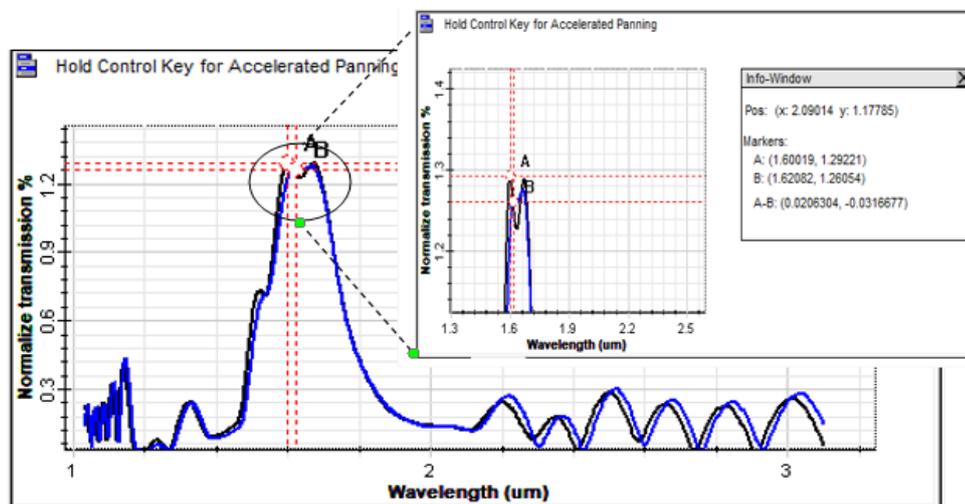


Fig III.15: Superposition des spectres de transmission du noyau des cellules cervicales normales et cancéreuses.

La sensibilité est 2000 RIU.

La superposition des deux courbes résultante par l'infiltration des deux analytes (Cytoplasme des cellules cervicales normales et cancéreuses) est représentée dans la figure suivante :

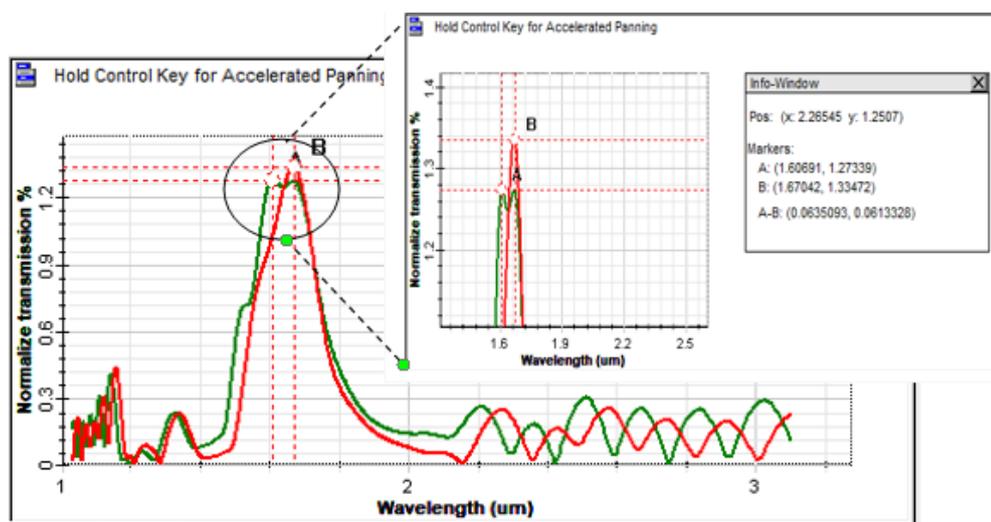


Fig III.16: Superposition des spectres de transmission du cytoplasme des cellules cervicales normales et cancéreuses.

Chapitre III : Capteur à base d'un CP pour la détection du Cancer cervicale

Alors la sensibilité est 2116 RIU.

La transmission pour les différents spectres est résumée dans le tableau III.4. À l'aide de ce tableau, on dessine le diagramme à bande dans la figure III.17, qui représente le changement de la transmission normalisée selon la variation de l'indice de réfraction.

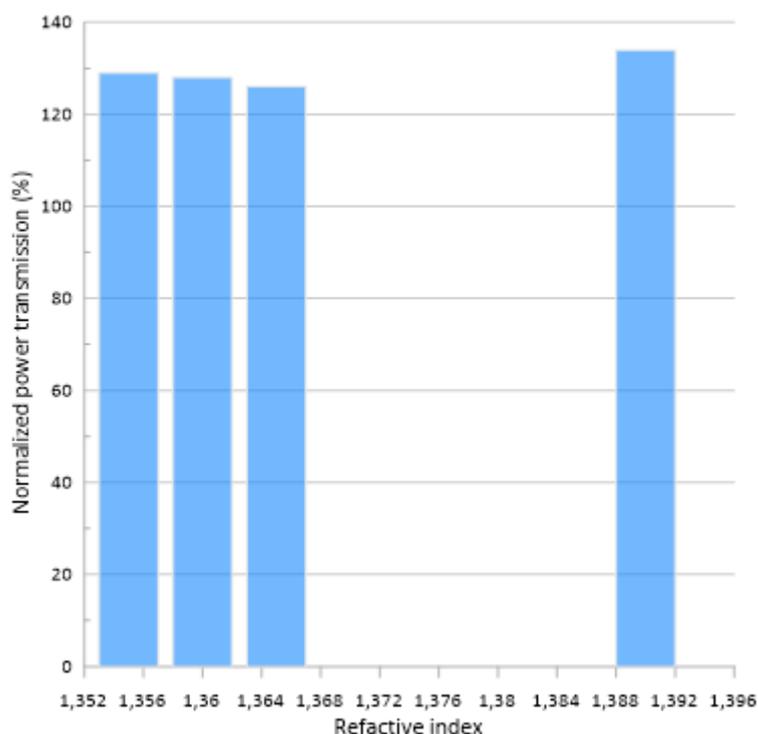


Fig III.17: Transmission normalisée selon les indices de réfraction des cytoplasmes des cellules cervicales normales et cancéreuses et des noyaux des cellules cervicales normales et cancéreuses.

| Indice de réfraction | | Transmission normalisée (%) |
|----------------------|--|-----------------------------|
| 1.355 | Noyau de cellule cervicale normale | 129% |
| 1.365 | Noyau de cellule cervicale cancéreuse | 126% |
| 1.36 | Cytoplasme de cellule cervicale normale | 128% |
| 1.39 | Cytoplasme de cellule cervicale cancéreuse | 134% |

Tab III.4: Analyse de la transmission selon l'indice de réfraction.

III.4 Etude comparative :

- D'après les spectres de transmission obtenue on peut dire que la deuxième structure (distribution hexagonale) est plus directive que la première (distribution carré)
- La deuxième structure assure une très haute sensibilité
- La puissance normalisée du spectre de transmission détectée à la fin de la deuxième structure est la plus forte.

III.5 Conclusion :

L'objectif de notre étude était de proposer un modèle d'un biocapteur à base d'un cristal photonique bidimensionnel, qui est utilisé pour la détection du cancer du col de l'utérus, grâce à l'application du noyau et du cytoplasme. La conception de notre biocapteur a beaucoup de performances, plus petite, compacte, à moindre coût, moins de pertes et aussi une haute sensibilité.

Références bibliographiques du chapitre III

- [1] Cervical cancer screening in developing countries: report of a WHO consultation ISBN 92 4 1545720
- [2] <https://ghr.nlm.nih.gov/primer/basics/cell>.
- [3] D. Bourgaize, T.R. Jewell, R.G. Buiser, and Biotechnology: Demystifying the Concepts, Addison Westley Longman, San Francisco, (1999).
- [4] W. Choi, C. Fang-Yen, K. Badizadegan, S. Oh, N. Lue, R. R. Dasari and M. S. Feld, Nat. Methods, (2007) pp. 717–719.
- [5] Bendib S, Zegadi A, Djefal N ,Improved sensitivity of 2D annular photonic crystal biosensor working at THz frequency range. Optical and Quantum Electron (2016) pp.1-8.

Conclusion générale

Conclusion générale

Dans cette thèse, nous avons proposé un modèle d'un biocapteur basé sur un cristal photonique bidimensionnel sous forme Match-Zehnder interferometers pour détecter un cancer du col de l'utérus.

Dans la première partie du mémoire, nous avons présenté les principes de base des cristaux photoniques, leurs définitions, leurs différents types et leurs principes de fonctionnement.

Dans la deuxième partie, nous avons présenté une description générale des capteurs. Puis, on s'est focalisé sur l'étude des biocapteurs plus particulièrement les capteurs à cristaux photoniques.

Dans la dernière partie, nous avons présenté la structure d'un biocapteur basé sur un cristal photonique bidimensionnel sous forme d'un Mach-Zehnder interferometers, l'infiltration de cette structure par le noyau et le cytoplasme des cellules normales et le noyau et le cytoplasme des cellules cancéreuses, avec des indices de réfractions, nous donnent un décalage dans la fréquence de coupure des spectres de transmission détectés. Ce travail est effectué pour les deux distributions carrée et hexagonale des tiges de silicone. Nous commençons d'abord par la présentation de la structure proposée, en décrivant les étapes à suivre pour la conception du biocapteur à base de cristal photonique 2D sous le logiciel OptiFDTD.

Les résultats que nous avons obtenus grâce au design que nous avons utilisé, sont très satisfaisants du fait qu'ils montrent une très haute sensibilité dans les deux distributions surtout dans la distribution hexagonale où la sensibilité atteint 2116nm/RIU, ce qui la rend un très bon support pour la réalisation de notre biocapteur, et aussi une très bonne transmission jusqu'à 134%.