

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE : TECHNOLOGIES

DEPARTEMENT : ELECTRONIQUE

N° :



DOMAINE: Sciences et Technologie

FILIERE : Electronique

OPTION : Micro électronique

Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Académique

Par: Bougoufa Aicha et Berbache Ilham

Intitulé

**Caractérisation d un capteur thermique basé sur
un cristal photonique 1D
Avec défaut central de cristalliquide**

Soutenu devant le jury composé de:

Dr. BOURAS Mounir

Université de M'sila

Rapporteur

.....

Université

Président

.....

Université

Examineur

Année universitaire : 2019 /2020

Remerciements

On remercie ALLAH le tout puissant de nous avoir donné le courage, la volonté et la patience de mener à terme ce présent travail.

On tient à remercier le Docteur BOURAS Mounir, de nous avoir fait bénéficier de ses compétences scientifique et sa constante disponibilité. Il s'est toujours montré prêt à nous aider et à nous prodiguer ses précieux conseils.

On remercie également les membres du jury qui ont bien voulu examiner le présent travail. On tient à exprimer toute notre amitié à nos camarades pour les bons moments que nous avons passés ensemble, pour leurs sympathies et leurs disponibilités.

Enfin, on voudrait remercier très chaleureusement nos parents pour leurs soutien déterminant, et leurs équilibre et envie de réussir.

Dédicace

A

Nos parents.

A

Nos frères.

A toute la famille Bougoufa et Berbache

A nos enseignants et nos amis.

Sommaire

<i>Introduction général</i> :	2
-------------------------------------	---

Chapitre I :

Capteurs- Généralité et Caractéristiques

Fondamentales

<i>I-1- Introduction</i>	5
<i>I-2-Généralités sur les capteurs</i>	5
<i>I-2-1-Définition</i>	5
<i>I-2-2- Les grandeurs d'influence</i>	6
<i>I-2-3- Chaîne de mesure</i>	6
<i>I-2-4-Types de grandeur physique</i>	7
<i>I-2-5-Rôle du capteur</i>	7
<i>I-2-6-Structure d'un capteur</i>	8
<i>I-2-6-1-Le corps d'épreuve</i>	8
<i>I-2-6-2- Transducteur (le capteur)</i>	9
<i>I-2-6-3- Le boîtier</i>	9
<i>I- 3-Caractéristiques d'un capteur</i>	9
<i>I-3-1-La sensibilité</i>	9
<i>I-3- 2-Etalonnage</i>	10
<i>I-3-3- Temps de réponse ou rapidité</i>	10
<i>I-3-4-Sélectivité</i>	10
<i>I-3-5-Fidélité</i>	11

<i>I-3-6- Répétabilité</i>	11
<i>I-4- Différents types de capteurs :</i>	11
<i>I-4-1- Biocapteurs</i>	11
<i>I-4-2-Capteurs physiques</i>	12
<i>I-4-3- Les capteurs chimiques</i>	12
<i>I-4-4. Les capteurs optiques :</i>	13
<i>I-4-5. Différents types des capteurs optiques:</i>	13
<i>I-4-5.1 Guide d'ondes :</i>	13
<i>I-4-5.2. Interféromètre mach-zehnder intégré :</i>	16
<i>I-4-5.3. Biocapteurs basés sur la SPR :</i>	18
<i>I-4-5.4. Capteurs à fibres optiques :</i>	20
<i>I-4-5.5-Capteurs à base de cristaux photoniques</i>	21
<i>I-7-Conclusion</i>	21

Chapitre II :

Capteurs à base cristaux photoniques

<i>II-1-Introduction</i>	23
<i>II-2-Les cristaux photoniques</i>	23
<i>II-2-1- Les cristaux photoniques en optique intégrée</i>	24
<i>II-2-1.1-Contrôle de la propagation de la lumière</i>	24
<i>II-2-1.2-Technologies et matériaux</i>	26
<i>II.2.2 Les cristaux photoniques, briques de bases pour la biodétection</i>	28
<i>II.2.2.1 Création d'une cavité résonante</i>	28
<i>II-2-2.2-Facteur de qualité et volume modal</i>	29

II-2-2.3-Utilisation des cristaux photoniques pour la détection	30
II-3-Les capteurs à réseaux de Bragg.....	31
II.3.1 Le réseau de Bragg.....	31
II-3-1.2-Le principe du réseau de Bragg.....	32
II.3.1.2 Les moyens de photoinscription.....	33
II.3.1.3 Photoinscription par holographie transverse.....	33
II.3.1.4 Photoinscription par masque de phase.....	34
II.3.1.5 Le réseau de Bragg capteur.....	34
II.3.1.6 La dépendance avec la température	34
II.4- Les capteurs thermique à base de cristaux photoniques	35
II.4.1 Capteurs d'indice de réfraction (RI) à base de CPs (RI-based PhCsensors).....	36
II.4. 2. Capteurs RI à base de microcavités résonantes à CP.....	37
II.5- Conclusion	38

Chapitre III

Présentation du logiciel Rsoft CAD

III-1 Introduction	40
III-2 Présentation du logiciel Rsoft CAD.....	40
III-2-1 Environnement de CAD.....	40
III-2-2 Modules de simulations :.....	41
III-2-2-1 le simulateur « DiffractMOD»	41
III-3- Méthode de modélisation.....	41
II-3-1 Méthode modale de Fourier (RCWA).....	42
III-4 Les étapes de simulation.....	42

<i>III-4-1 Création d'un nouveau circuit.....</i>	<i>43</i>
<i>III-4-2 Création de la structure dans le CAD Rsoft.....</i>	<i>45</i>
<i>III-4-3 Définition des variables.....</i>	<i>46</i>
<i>III-4-4 Vérification de la structure.....</i>	<i>47</i>
<i>III-4-5 Configuration du paramètre simulé (Réflexion, transmittance, absorption)</i>	<i>49</i>
<i>III-4-6 L'exécution de la simulation</i>	<i>50</i>
<i>III-4-7-La lecture des résultats</i>	<i>51</i>
<i>III-5-Autres options de Rsoft CAD.....</i>	<i>51</i>
<i>III-6-Conclusion.....</i>	<i>51</i>

Chapitre IV

Résultats Et Discussions

<i>IV 1. Introduction.....</i>	<i>54</i>
<i>IV 2. Résultats de simulation</i>	<i>54</i>
<i>IV 2.1.3. Effet d'emplacement d'un défaut sur la bande interdite photonique.....</i>	<i>57</i>
<i>IV-3- Application de capteur thermique a base de CPs 1D pour l'enregistrement de différentes températures.....</i>	<i>59</i>
<i>IV-4 Conclusion</i>	<i>63</i>
<i>Conclusion générale et perspective:.....</i>	<i>65</i>
<i>Bibliographie</i>	<i>67</i>

Liste des figures

CHAPITRE I : Capteurs-

Généralité et Caractéristiques Fondamentales

Figure I.1 Définition d'un capteur.	
Figure I.2 constitution d'une chaîne de mesure classique.	
Figure I.3 structure d'un capteur.	
Figure I.4 ure I.4: Réponse non linéaire d'un capteur à semi-conducteur	
Figure I.5 Courbe d'étalonnage d'un capteur.	
Figure I.6 Propagation d'une onde lumineuse dans un guide d'épaisseur e et d'indice de réfraction n_c , avec un milieu couvrant.	
Figure I.7 Interféromètre Mach-Zehnder intégré.	
Figure I.8 Couplage par un prisme d'une onde optique avec une résonance de plasmons de surface.	

CHAPITRE II :

Capteurs à base cristaux photonique

Figure II.1 Exemples de représentations schématiques de cristaux photoniques unidimensionnels (1D), bidimensionnels (2D) et tridimensionnels (3D).	
Figure II.2 Illustration de l'ouverture de bande interdite dans un cristal photonique unidimensionnel ($n_2 < n_1$).	
Figure II.3 Exemples de réalisation de cristaux photoniques (a) Cavité à CPh 1D (b) CPh 2D infini (c) CPh 3D ayant une structure « tas de bois » (d) CPh 3D de type opale	

.....
Figure II.4 Illustration de la résonance d'une cavité à CPh réalisée en GaN sur un spectre en transmission.

Figure II.5 Principe de la mesure de transduction optique d'un résonateur à cristaux photoniques Par ailleurs,

Figure II.6 Profil d'indice d'un réseau de Bragg (nmoyétant l'indice moyen du cœur de la fibre après insolation et ncl'indice du cœur de la fibre avant insolation).

.....
Figure II.7 Principe de photoinscription par masque de phase.

Figure II.8 a) Détection de surface (b) Détection homogène.

CHAPITRE III :Présentation du logiciel Rsoft Cad

Figure III.1 Fenêtre principale du programme CAD

Figure III.2 La fenêtre de démarrage (startup Window).

Figure III.3 Nouvelle fenêtre pour réaliser un nouveau composant ou nouveau circuit.

.....
Figure III.4 Propriétés sectoriels pour l'objet de guide d'onde créé.

.....
Figure III.5 Structure paramétrée.

Figure III.6 L'éditeur du Tableau de symboles.

Figure III.7 Arrangements de calcul de profil d'index.

Figure III.8 Distribution d'index pour la configuration nom structure.

.....
Figure III.9: La boîte de dialogue Paramètres de simulation Diffract MOD où les paramètres de simulation sont contrôlés.

Figure III.10: Output Options.

Figure III.11: Résultats de la simulation.

CHAPITRE IV :

Résultats Et Discussions

- Figure .IV.1 .Représentation de la structure.
- Figure. IV.2. la Courbe de spectre de transmission du cristalphonique 1D qui est constitué de couches de Si intermédiaires avec des cavités d'air.
- Figure. IV.3. Transmission en fonction de la longueur d'onde pour cinq cas de nombre de couches.
- Figure . IV.4. La largeur de la BIP en fonction du nombre de couches.
- Figure .IV.5. Si / Air 1DPC avec couche de défaut d'air centrale.
- Figure .IV.6. effet d'emplacement d'un défaut sur la bande interdite photonique.
- Figure. IV.7. Transmission en fonction de la longueur d'onde avec un défaut d'air central de largeur variable (1.4, 1.5, 1.6, 1.7 et 1.8 μm)
- Figure. IV.8. Le tracé 3D du biocapteur à cristalphonique 1D suggéré avec un défaut central de largeur D rempli avec l'analyte (E7).
- Figure. (IV.9.). Spectres de transmission TE du capteur thermique à cristalphonique 1D proposé avec des largeurs de défaut: (a) $D = 1.5 \mu\text{m}$, (b) $D = 1.6 \mu\text{m}$, (c) $D = 1.7 \mu\text{m}$, (d) $D = 1.8 \mu\text{m}$ (f) $D = 1.9 \mu\text{m}$
- Figure. (IV.10). Le décalage de la longueur d'onde de résonance en fonction de l'urée concentration à différentes valeurs de largeur de défaut D en cas de mode TE. .

Liste des tableaux

CHAPITRE IV :

Résultats Et Discussions

Tableau .IV.1 : la largeur de la BIP en fonction du nombre de couches.

Tableau (IV.2). Le changement de sensibilité du cristal photonique 1D suggéré biocapteur avec valeur différente du défaut avec D.

Notation

N : Indice de réfraction effectif du milieu

BIP : Bande interdite photonique

T : Température (C).

λ : représente la longueur d'onde de rayonnement guidée

Δn : Contraste d'indice

n : Indice de réfraction

FFT : Transformation de Fourier Rapide

FDTD : Finite Difference Time Domain

a : Epaisseur de la couche d'indice.

f : Le facteur de remplissage.

r : Rayon.

K : Nombre d'onde.

$\Delta\omega$: La largeur.

ω : Bandes fréquentielles

ω_1 et ω_2 : Ondes stationnaires d'énergies distinctes.

Permittivité.

A : la période du réseau

W : Largeur

n_{air} : Indice de réfraction l'air.

θ : Angle d'incidence.

PBG : Photonic Band Gap.

PhC/CPh : Photonic Crystal/Cristal Photonique.

CPh-1D: Cristal Photonique unidimensionnel.

CPh-2D: Cristal Photonique bidimensionnel.

CPh-3D: Cristal Photonique tridimensionnel.

INTRODUCTION

GENERALE

Introduction général :

La notion de "cristaux photoniques" a été proposée pour la première fois en 1987 [1] et le premier cristal photonique a été réalisé en 1991 [2]. Les cristaux photoniques (PhCs) sont des structures dont l'indice de réfraction varie périodiquement dans une, deux ou trois dimensions et cette périodicité du milieu produit sur la lumière qui se propage dans le cristal photonique un effet analogue à celui du potentiel périodique sur les électrons dans un cristal. De même qu'il existe pour les électrons des bandes d'énergie permises et des bandes interdites, il existe des bandes photoniques d'états permises et des bandes photoniques interdites. Une bande photonique correspond à un mode qui se propage dans le cristal photonique et une bande interdite photonique (BIP) correspond à un intervalle d'énergie où la propagation de la lumière est interdite dans certaines directions de ce cristal.

Les cristaux photoniques (PhCs) forment un bon support physique pour le contrôle de la propagation de la lumière à des dimensions de l'ordre des grandeurs de longueurs d'ondes se propageant dans ce cristal, et c'est d'ailleurs cette propriété qui les rends un bon support pour de nombreuses applications. L'adaptation des cristaux photoniques à l'optoélectronique permet d'envisager de nouvelles perspectives telles que la réalisation de composants pour l'optique intégrée de dimensions réduites et l'intégration de plusieurs fonctions sur un même substrat.

La réalisation de cavités par l'inclusion de défauts ponctuels dans un cristal photonique, ne sont apparues qu'en 1998 et les excellentes propriétés de réflexion de lumières dans ce cristal environnant, permettent d'avoir des facteurs de qualités élevés pour les modes résonnants créés par ces défauts dans sa BIP [2]. Se sont ces modes résonnants qui représentent le point de départ de l'utilisation des PhCs dans les domaines ; de la détection, de la mesure et de la capture des grandeurs physiques connues. En effet, de nos jours les capteurs les plus performants qu'ont trouve sur le marché quelque soit leurs types utilisent au moins une cavité résonante implanté dans une structure à cristaux photoniques. Ces dernières sont à la base de réalisation de capteurs à usage domestique comme les capteurs biologiques, les capteurs mécaniques, les capteurs chimiques et/ou

de gaz ou à usage spécial comme dans les domaines militaires ou spatiaux. La réalisation de notre travail sera étalée en quatre chapitres.

Le premier chapitre est consacré à des généralités sur les capteurs. Dans ce contexte, nous avons donnés les caractéristiques générales communes aux différents. Puis nous avons donnés différents types de capteurs, leurs structures et leurs principes de fonctionnement. Puis nous allons abordés précisément les capteurs à base de cristaux photoniques.

Dans le deuxième chapitre, nous passerons en revues les notions de cristaux photoniques et les définitions de bases relatives à ces structures. Dans ce contexte nous montrerons leurs caractéristiques très importantes et leurs capacités à fournir une bande interdite photonique (BIP) qui représente le support essentiel pour la réalisation de différents types de capteurs utilisant ce type de structure.

Dans le troisième chapitre nous allons présenter le logiciel Rsoft CAD et détailler le module Diffract MOD. Le développement de méthode de modélisation optique précise et rapide reste donc primordial pour l'étude de ces structures

Dans le quatrième chapitre nous allons focaliser notre étude sur l'utilisations de cristaux photonique pour la réalisation de capteur de température. Les simulations effectuée dans ce chapitre ont été réalisé grâce au logiciel professionnel RSoft de Rsoft photonique, ce dernier est un logiciel spécialisé dans le design et la caractérisation des structures à cristaux photonique.

Chapitre I :
Capteurs- Généralité et
Caractéristiques
Fondamentales

I-1- Introduction

Les capteurs chimiques, physiques et les biocapteurs sont développés depuis quelques dizaines d'années sont maintenant adoptés et largement utilisés dans tous les domaines de la vie courante (qualité de l'eau et de quelques produits de l'agroalimentaire, analyses biologiques, dépollution,.....). La sensibilité, la sélectivité, la spécificité et la durabilité des capteurs ont toujours été des paramètres essentiels dans leur conception.

Dans ce premier chapitre nous présentons les notions de base sur des capteurs, définition, leurs caractéristiques et les différents types des capteurs

I-2-Généralités sur les capteurs

I-2-1-Définition

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. 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 [3].



Figure I-1 : Définition d'un capteur [3].

I-2-2- Les grandeurs d'influence

Les grandeurs d'influence sont des grandeurs étrangères qui, selon leur nature et leur importance, peuvent provoquer des perturbations sur le capteur. C'est donc une cause d'erreurs agissant sur le signal de sortie.

La plupart des grandeurs d'influence sont liées à l'environnement du capteur. Citons en particulier :

- la température (c'est la grandeur d'influence la plus répandue et la plus gênante),
- la pression environnante,
- les vibrations mécaniques ou acoustiques, les chocs, le temps,
- la position du capteur et sa fixation,
- l'humidité, la projection d'eau, l'immersion,
- les ambiances corrosives,
- les perturbations électromagnétiques,
- les rayonnements nucléaires,
- les accélérations et la pesanteur,
- l'alimentation électrique du capteur.

I-2-3- Chaîne de mesure

Pour obtenir une image d'une grandeur physique, on fait appel à une chaîne de mesure qui peut faire intervenir plusieurs phénomènes différents. Par exemple, la mesure d'un débit peut se faire en plusieurs étapes : -Transformation du débit en une pression différentielle.

- Transformation de la pression différentielle en la déformation mécanique d'une membrane.

- Transformation de la déformation mécanique en une grandeur électrique (à l'aide d'un piézo-électrique) via un circuit électronique associé figure I-2.

L'ensemble de ces étapes constitue la chaîne de mesure : [4]

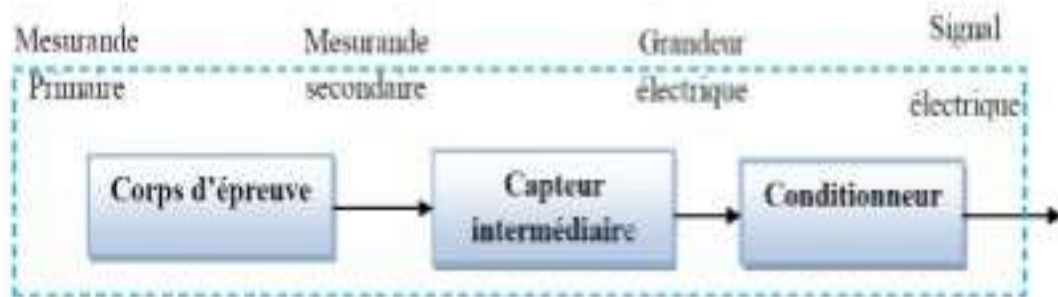


Figure I-2- : constitution d'une chaîne de mesure classique.

De manière classique la sortie d'une chaîne de mesure est du type électrique. Si la chaîne de mesure fait intervenir plusieurs transducteurs. On appelle corps d'épreuve celui qui est en contact direct avec le mesurande, le dernier transducteur est associé à un conditionneur qui fournit la grandeur électrique de sortie de manière exploitable.

I-2-4-Types de grandeur physique

On peut classer les grandeurs physiques en 6 familles, chaque capteur s'associant à l'une d'entre elles :

- Mécanique : déplacement, force, masse, débit...
- Thermique : température, capacité thermique, flux thermique...
- Electrique : courant, tension, charge, impédance, diélectrique...
- Magnétique : champs magnétique, perméabilité, moment mag-nétique...
- Radiatif : lumière visible, rayon X, micro-onde...
- (Bio) chimique : humidité, gaz, sucre, hormone... [3]

I-2-5-Rôle du capteur

Parmi les informations de toutes natures issues de notre environnement, on

distingue les grandeurs physiques associées à des événements climatiques, géométriques ou encore lumineux ou temporels. Le rôle du capteur est de rendre exploitable ces différentes grandeurs physiques en vue de leur traitement ultérieur.

- Mesure de présence: indique la présence d'un "objet" à proximité immédiate;
- Mesure de position, de déplacement ou de niveau: indique la position courante d'un objet animé d'un mouvement de rotation ou de translation; Mesure de vitesse : indique la vitesse linéaire ou angulaire d'un "objet";
- Mesure d'accélération, de vibrations ou de chocs;
- Mesure de débit, de force, de couples, de pressions;
- Mesure de température, d'humidité [3].

1-2-6-Structure d'un capteur

La structure générale d'un capteur est représenté en figure I-3. Dans cette structure on trouve [3].

1-2-6-1-Le corps d'épreuve

Le corps d'épreuve est un élément sensible qui réagit à la grandeur à mesurer. Il a pour rôle de transformer la grandeur à mesurer en une autre grandeur physique dite mesurable [3].

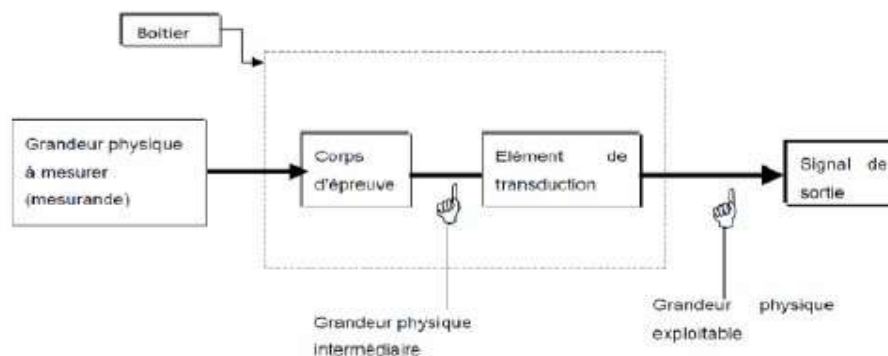


Figure I-3 : structure d'un capteur [3].

I-2-6-2- Transducteur (le capteur)

Le transducteur est un élément sensible lié au corps d'épreuve. Il traduit les réactions du corps d'épreuve en une grandeur électrique constituant le signal de sortie [3].

I-2-6-3- Le boîtier

Le boîtier est un élément mécanique de protection, de maintien et de fixation du capteur [3].

I- 3- Caractéristiques d'un capteur

I-3-1- La sensibilité

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

$$S = \frac{\Delta S_{OUT}}{\Delta M} \dots \dots \dots I.1$$

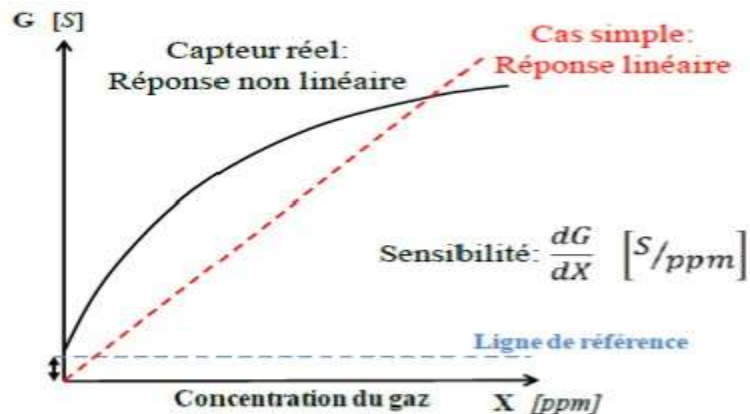


figure I.4. réponse non linéaire d'un capteur à semi-conducteur

Plus un capteur est sensible plus la mesure pourra être précise. C'est une caractéristique

importante pour l'exploitation et l'interprétation des mesures [5].

I-3- 2-Etalonnage

L'étalonnage permet d'ajuster et de déterminer, sous forme graphique, la relation entre le mesurande et la grandeur électrique de sortie figure I-4

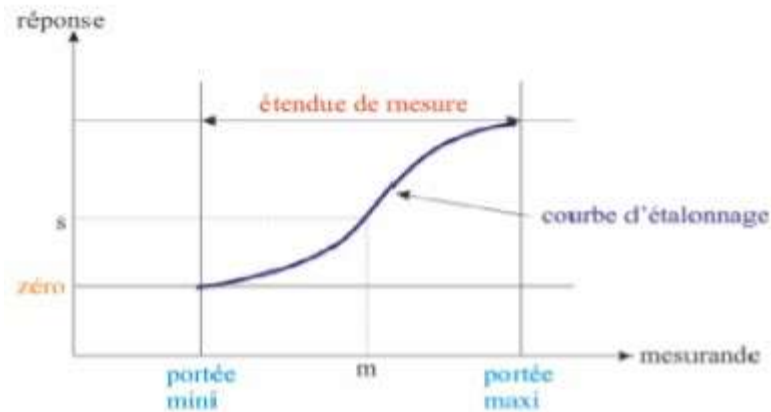


Figure I-5-: Courbe d'étalonnage d'un capteur

I-3-3- Temps de réponse ou rapidité

La chaîne d'acquisition est rapide quand elle est à même de suivre les évolutions de la grandeur d'entrée. On doit connaître la plage de variation de fréquence du mesurande. Par exemple, la variation de température sera un phénomène assez lent à comparer par l'acquisition d'une tension. Pour respecter la condition de Nyquist, l'échantillonnage doit respecter la condition suivante [6].

$$F_e \geq 2.F_{max} \dots\dots\dots I-02$$

I-3-4-Sélectivité

Un capteur est dit sélectif, si la variation du signal de sortie est due uniquement à la seule grandeur (physique, chimique, biologique...) qu'on veut mesurer. C'est la capacité du capteur à ne mesurer qu'une seule grandeur dans le milieu où il est utilisé ou en d

'autres termes, d'être le plus insensible aux grandeurs d'influence, grandeurs qui ne font pas l'objet de la mesure, mais influent sur la sortie du capteur. [3].

I-3-5-Fidélité

Elle définit la qualité d'un capteur à délivrer des résultats les plus proches possibles lors d'analyses répétées sur une même grandeur physique m . L'erreur de fidélité correspond à la dispersion (écart type) σ des résultats autour de la valeur moyenne $\langle m \rangle$ de n mesures effectuées sur m :

$$\langle m \rangle \geq \sum_{i=1}^n m_i \dots \dots \dots I-03$$

$$\frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n (m_i - \langle m \rangle)^2}}{n-1} \dots \dots \dots I-04$$

I-3-6- Répétabilité

La répétabilité correspond à la variation aléatoire des résultats d'une série de mesures successives d'une même grandeur physique m , effectuée dans les mêmes conditions de mesure pendant un court intervalle de temps. Ces conditions sont appelées conditions de répétabilité et elles concernent le même mode opératoire de mesure, même observateur, même équipement de mesure, même lieu de mesure [7].

I-4- Différents types de capteurs :

Il existe plusieurs classifications des capteurs. La plus répandue se réfère à la nature des mesurandes ou à la transduction, de façon indépendante de l'utilisation [2].

I-4-1- Biocapteurs

Par définition un biocapteur est un système analytique qui exploite la capacité de détection biologique pour une molécule cible, en conjonction avec un transducteur physicochimique qui transforme la reconnaissance biologique en un signal physiquement mesurable. 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 [3].

1-4-2-Capteurs physiques

Ce sont des dispositifs sensibles à des phénomènes physiques, les mesures étant notamment la température, la pression, la masse, la force, la vitesse, le débit ...etc. La sensibilité est assurée par divers phénomènes physiques, comme la piézoélectricité l'effet hall, des variations d'impédance, la photosensibilité...etc. cette dénomination n'a donc rien à voir avec l'utilisation, tous ces capteurs pouvant trouver des applications par exemple dans des systèmes chimiques.

1-4-3- Les capteurs chimiques

Les capteurs chimiques sont destinés à la détection et/ou à l'analyse de la concentration d'espèces chimiques ou biochimiques, gazeuses ou liquides en général. L'analyse d'espèces solides, bien que moins évidente, peut cependant être envisagée. Contrairement aux autres types de capteurs, les capteurs chimiques ont connu un succès limité sur le plan commercial, malgré la forte demande de nombreux secteurs de l'économie, tels que les industries chimique, métallurgique, automobile, électronique, agro-alimentaire, l'environnement, le domaine médical, les biotechnologies, etc... . Ce fait est vraisemblablement lié à la difficulté technique de transformer une grandeur telle que la concentration d'une espèce chimique dans un liquide ou un gaz en signal électrique, tout en assurant simultanément reproductibilité, sensibilité et sélectivité.

Un capteur chimique en lui-même est composé de deux parties essentielles : La première concerne la réception. Il s'agit de la partie qui transforme l'information chimique en une forme de signal ou d'énergie mesurable. Cette réception peut être soit physique (ce sont typiquement les capteurs basés sur les mesures d'absorbance, de l'indice de réfraction, de la modification de masse, ...), soit chimique (systèmes où il y a une réaction chimique avec l'échantillon à analyser qui donne naissance à un signal) [8].

La deuxième partie est la transduction. C'est la partie qui concerne la transformation du signal ou de l'énergie obtenue précédemment en un signal exploitable. Les différents principes de la transduction d'un capteur chimique sont très nombreux : optique, électrochimique, électrique, massique, thermoélectrique [5].

1-4-4. Les capteurs optiques :

Les techniques optiques utilisées dans le contexte des analyses biomoléculaires sont elles aussi très nombreuses. C'est la raison pour laquelle nous ne décrivons principalement que les méthodes basées sur l'utilisation d'ondes évanescentes.

Mais avant de commencer, nous exposons, de par l'importance de cette technique, une des principales méthodes mises en œuvre dans les biocapteurs optiques : la détection de fluorescence. Il sera ensuite intéressant de rappeler quelques notions essentielles sur les champs évanescents, puis de présenter les trois types de capteurs les plus couramment utilisés dans le domaine (guide d'onde, Mach Zehnder Intégré, Résonance de Plasmons de Surface).

1-4-5. Différents types des capteurs optiques:

1-4-5.1 Guide d'ondes :

Un guide d'ondes diélectrique est composé d'un film appelé structure guidante d'indice de réfraction élevé n_c encadré de deux milieux d'indices plus faibles. Lorsqu'un guide d'ondes est utilisé en tant que biocapteur, les deux milieux encadrant la structure guidante sont le substrat d'indice n_g , sur lequel est déposé le film mince, et le milieu couvrant le guide d'indice n_s , dans lequel se produiront les interactions biomoléculaires, comme le montre la figure II.8.

Lorsqu'un faisceau lumineux est injecté dans ce guide, une onde évanescente se propage aux deux interfaces de la structure guidante. La longueur de pénétration de l'onde évanescente dans le milieu couvrant est alors définie, dans le cas d'un guide plan, par la relation suivante [9] :

$$\Delta Z_s = \left(\frac{\lambda}{2\pi}\right) \times [N^2 - n_s^2]^{-\frac{1}{2}} \quad (1.4)$$

avec λ , la longueur d'onde et N , l'indice effectif du mode guidé.

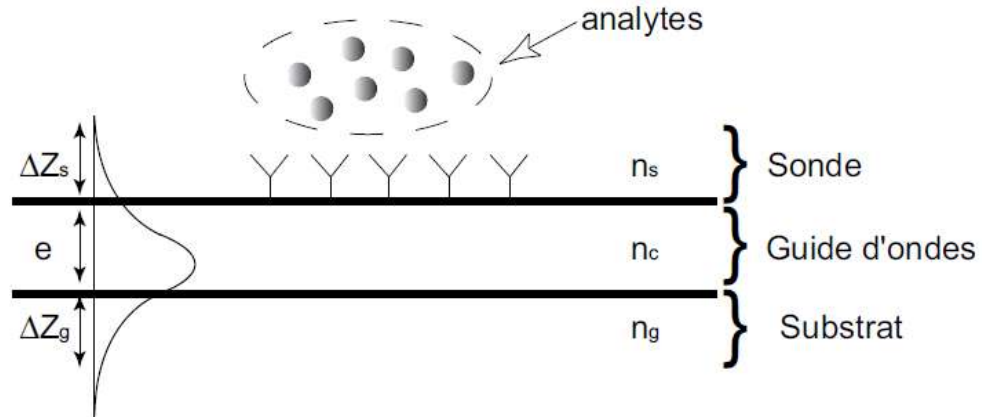


FIG.II.8 – Propagation d'une onde lumineuse dans un guide d'épaisseur e et d'indice de réfraction n_c , avec une biofonctionnalisation du milieu couvrant.

Différents types de capteurs optiques intégrés basés sur les guides d'ondes peuvent être utilisés. Ces différences peuvent se situer au niveau du couplage de la lumière. Deux types de couplage existent : ceux où le faisceau lumineux est couplé dans le guide par un réseau (couplage par un réseau en entrée [10]), ceux où le faisceau est couplé hors du guide par un réseau (couplage par réseau en sortie).

De même, ces différences peuvent provenir du mode d'interrogation du système. Nous pouvons citer par exemple l'utilisation d'interféromètres de polarisation [9]. Pour ce dernier système, les variations liées au biorécepteur sont ressenties différemment par les modes TE₀ et TM₀, ce qui induit une différence de variations des indices effectifs TE₀ et TM₀. C'est cette différence de variation qui est détectée par ce système.

Le principe physique des capteurs optiques basés sur les guides d'ondes est le suivant : une perturbation au niveau de l'interface n_s/n_c se traduit par un changement ΔN de l'indice effectif du guide. Cette variation ΔN peut être induite par la formation d'une couche superficielle (d'épaisseur Δe) de molécules adsorbées ou liées, ou par le changement Δn_s d'indice de réfraction du milieu couvrant.

La sensibilité d'un tel capteur est inversement proportionnelle à l'épaisseur effective du guide d'ondes. En effet, plus l'épaisseur du guide est importante et moins la pénétration du champ ΔZ_s dans la sonde est grande. Ceci implique que le champ évanescent est moins perturbé par les interactions biomoléculaires qui ont lieu dans la sonde, d'où une diminution de la sensibilité de détection.

Si nous cherchons à être très sensible, l'épaisseur du guide doit donc être la plus faible possible tout en restant supérieure à l'épaisseur de coupure pour qu'un mode puisse être guidé [11].

De manière pratique, pour des systèmes dont le faisceau lumineux est couplé dans le (ou hors du) guide par un réseau, les variations d'indice effectif sont déduites de la mesure de l'angle optimal de couplage α entre le réseau et le guide.

En configuration de couplage par réseau en entrée, l'angle α est balayé pour trouver le meilleur angle de couplage qui correspond à un maximum d'intensité sur le système de détection en fonction du temps. Lukosz [45] a obtenu une résolution $\Delta N_{\min} = 2.10^{-6}$ ($\lambda = 633$ nm, longueur d'interaction $L = 1$ mm), ce qui correspond à une variation d'indice minimale détectable du milieu couvrant (ou biorécepteur) de $\Delta n_{c,\min} = 7.10^{-6}$, mais avec une résolution temporelle limitée par le temps de balayage (2,4 s pour l'expérience décrite dans la référence [12]).

En configuration de couplage par réseau en sortie, le faisceau laser est focalisé sur l'entrée du guide et la position du faisceau en sortie sur la barrette CCD donne directement la valeur de l'angle de couplage α . L'absence de balayage angulaire diminue le temps de réponse. Le même Lukosz [12] a obtenu une résolution $\Delta N_{\min} = 5.10^{-7}$ ($\lambda = 633$ nm, longueur d'interaction $L = 1$ mm), ce qui correspond à une variation d'indice minimale détectable du milieu couvrant de $\Delta n_{c,\min} = 2.10^{-6}$, avec une résolution temporelle submilliseconde si nécessaire.

En configuration interféromètre de polarisation, la mesure du déphasage $\Delta\phi$ entre les modes TE₀ et TM₀ est utilisé pour déterminer les variations d'indices effectifs. Pour une longueur d'interaction $L = 17$ mm, Stamm et al [42] annoncent une résolution de $\Delta N_{\min} = 2.10^{-8}$ ($\lambda = 633$ nm), ce qui correspond à un taux de recouvrement minimal détectable

$\Delta\Gamma_{\min} = 0,1 \text{ pg/mm}^2$ pour le couple biotine/avidine. Contrairement aux deux configurations précédentes basées sur la mesure de l'angle de couplage, la mesure est d'autant plus sensible que la longueur d'interaction est importante. Cela est dû au fait que le déphasage est directement proportionnel à cette longueur L , puisque le déphasage s'écrit alors $\Delta\varphi = 2.\pi.L.\Delta N/\lambda$.

Cette configuration est très proche des biocapteurs basés sur les interféromètres Mach-Zehnder intégrés que nous allons maintenant décrire.

I-4-5.2. Interféromètre mach-zehnder intégré :

Ce capteur est lui aussi basé sur l'interaction d'une onde guidée avec des biomolécules dans la région du champ évanescent.

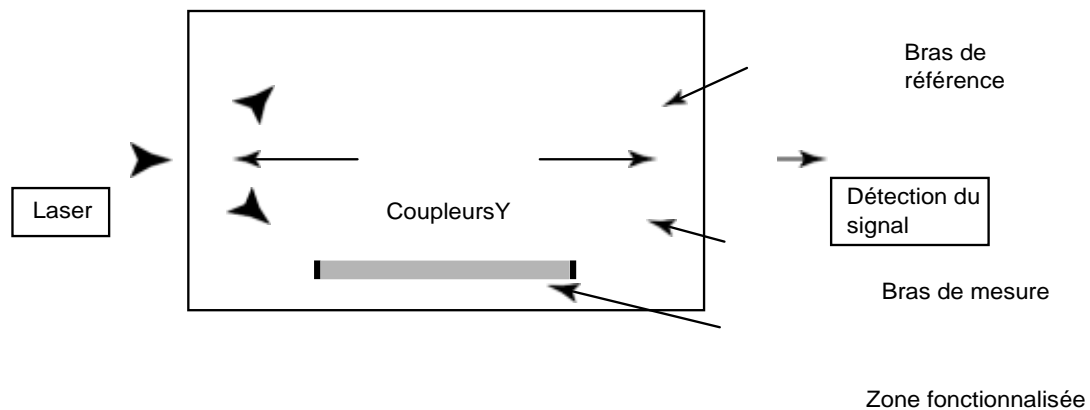


FIG. II.9 – Interféromètre Mach-Zehnder intégré.

Le principe de l'interféromètre Mach-Zehnder de la figure 1.4 consiste à comparer le signal issu d'un guide non fonctionnalisé (bras de référence) au signal issu d'un bras fonctionnalisé avec les molécules d'intérêt. La lumière issue de la source se divise en deux au niveau du premier coupleur Y , elle se propage alors dans chacun des deux bras. Il y a recombinaison de celle-ci au niveau du second coupleur. Cette superposition cohérente de la lumière se traduit par un phénomène d'interférences des deux champs en sortie de l'interféromètre.

Le changement d'environnement du guide au niveau du champ évanescent provoque un changement de phase $\Delta\phi$.

Le signal en sortie pour l'adsorption d'une couche biologique d'épaisseur e_b et d'indice n_b

vaut alors :

$$P(t) = \frac{P_0}{2} \cdot (1 + \cos \Delta\phi(t)) \quad (1.5)$$

$$\text{avec } \Delta\phi = L \cdot \frac{2\pi}{\lambda} \cdot \left(\frac{\partial N}{\partial \epsilon_b} \cdot \Delta\epsilon_b + \frac{\partial N}{\partial n_b} \cdot \Delta n_b \right) \quad (1.6)$$

où :

L est la longueur d'interaction et λ la longueur d'onde du faisceau incident.

L'équation (1.6) montre que la variation de phase est directement proportionnelle à la longueur de guide fonctionnalisée. Contrairement aux capteurs décrits précédemment à l'exception du TE/TM, le système est d'autant plus sensible que L est grand. Cette longueur doit tout de même être limitée pour des raisons d'encombrement et de coût.

Le problème récurrent dans la plupart des biocapteurs est d'arriver à distinguer les interactions spécifiques des interactions non spécifiques. Ce problème peut être résolu par l'utilisation de mesures interférométriques différentielles. En effet, si les sondes ne sont déposées que sur un seul bras, les cibles passant dans les deux bras de l'interféromètre, seul les changements de phase dus aux interactions spécifiques seront mesurés.

La sensibilité obtenue en fonction des variations d'indice de réfraction du milieu couvrant est alors de l'ordre de $\Delta\phi/\Delta n_c = 2, 64.103.\pi$ [13]. En considérant qu'un déphasage de $\pi/20$ est détectable sans ambiguïté, la résolution en indice vaut $\Delta n_c = 2.10^{-5}$ pour une longueur d'interaction L égale à 12 mm.

Il faut cependant noter qu'un des principaux défauts de cet interféromètre est que les variations mesurées peuvent être dues à des variations d'indice effectif de l'un ou de l'autre des bras du Mach-Zehnder sans que nous ne puissions les différencier.

I-4-5.3. Biocapteurs basés sur la SPR :

Comme les capteurs basés sur les guides d'ondes ou sur les interféromètres de type Mach- Zehnder, les biocapteurs basés sur la résonance de plasmons de surface sont sensibles à la variation d'indice de réfraction ou d'épaisseur induite à la surface du capteur dans la limite de la profondeur de pénétration d'une onde évanescente.

Cette méthode est classée parmi les méthodes de détection directe (sans marqueur) en milieu hétérogène (un des deux réactifs est fixé sur la surface), avec possibilité d'avoir un suivi en temps réel des interactions étudiées.

Le phénomène de résonance plasmon de surface consiste en l'oscillation d'électrons libres à l'interface d'un métal et d'un diélectrique qui peut être entraînée par la réflexion totale d'une onde optique. L'onde évanescente créée peut en effet exciter un mode plasmon de surface sous certaines conditions (angle, longueur d'onde, polarisation du faisceau optique incident, permittivité diélectrique des différents matériaux mis en jeu). L'énergie cédée par le faisceau incident au plasmon de surface correspond à une perte d'énergie dans le faisceau réfléchi. La variation d'indice de réfraction, d'épaisseur ou de masse induite par l'association ou la dissociation des complexes modifie la réfringence du milieu et influe sur la position angulaire de la résonance plasmon.

Il existe deux méthodes d'interrogation d'un plasmon de surface :

- soit par mesure de l'angle de déviation pour une étude monochromatique;
- soit par une mesure spectroscopique, en recherchant la longueur d'onde manquante dans le spectre, pour une étude polychromatique.

Le phénomène de résonance plasmon est complètement non spécifique et ne distingue aucunement les réactions en tant que telles. La spécificité d'analyse réside dans la sélection de paires de molécules réagissant exclusivement ou non entre elles (l'une étant greffée à la surface du métal). Chaque paire de substances qui présente des interactions spécifiques peut être analysée par cette méthode (anticorps-antigènes, ligand-récepteur, ADN-protéines,...), rapidement et sans traitement préalable des échantillons.

Plusieurs configurations existent pour mettre en évidence la résonance de plasmons de surface. Des réseaux de diffraction ou des guides optiques sont utilisés mais c'est le couplage par prisme connu sous le nom de configuration de Kretschmann qui est la structure la plus employée (Figure II.10).

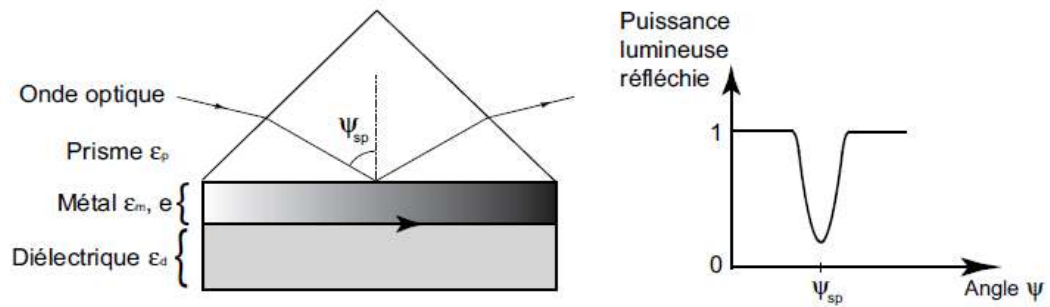


FIG. II.10 – Couplage par un prisme d'une onde optique avec une résonance de plasmons de surface.

Depuis la mise au point de cette configuration par Kretschmann et Otto en 1968 [14]-[15], la SPR a connu un développement grandissant. Cette technologie est ainsi devenue l'instrument privilégié pour la mesure en temps réel de toute interaction biologique. Plusieurs sociétés dont la pionnière et la plus développée -Biacore AB (Suède)- ont acquis un savoir faire et une maîtrise qui place la résonance de plasmons de surface au même rang que les méthodes spectroscopiques classiques.

Des limites de détection sur une variation d'indice Δn de l'ordre de 10^{-6} sont obtenues par une étude angulaire, de 10^{-5} pour une interrogation spectrale ainsi que pour la mesure de l'intensité lumineuse.

La résolution de ce type de capteur est fortement dépendante des performances du détecteur (bruit, conversion du signal analogique-numérique), des méthodes d'analyses employées (choix des algorithmes traitant les variations du pic de résonance par exemple) [16]-[17] et des variations de température [18]-[19].

Dans l'ensemble, les biocapteurs optiques présentent une bonne implantation dans le monde industriel. En effet, des systèmes basés sur des mesures de fluorescence (Elisa)

ou SPR (Biacore) sont devenus des instruments privilégiés pour la mesure en temps réel de toute interaction biomoléculaire. La tendance actuelle est à la conception de biocapteurs miniaturisés, multiparamétriques et portables.

Les fibres optiques offrent une réponse intéressante à ces nouveaux critères. C'est pour- quoi, les différentes technologies développées dans les capteurs optiques traditionnels sont transférées sur les fibres optiques. De plus en plus de systèmes basés sur des perturbations de champ évanescent, ou de résonance de plasmons de surface sont étudiés et appliqués aux fibres optiques.

I-4-5.4. Capteurs à fibres optiques :

Les capteurs à fibres optiques sont issus de la rencontre de deux technologies : les fibres optiques utilisées en télécommunication et l'optoélectronique. L'une et l'autre ont connu un développement extraordinaire ces deux dernières décennies : amélioration des performances, diminution des coûts et miniaturisation. Tout cela a permis l'émergence de ces capteurs dont le champ d'applications recouvre entièrement celui des capteurs traditionnels et offre également de nouvelles possibilités ainsi que de nombreux avantages :

- la fibre optique présente le plus haut degré de miniaturisation d'un composant optique;
- elles s'affranchissent des problèmes liés aux déplacements mécaniques des appareillages traditionnels (ex : prisme pour la SPR..);
- elle permet enfin d'obtenir des mesures dans des endroits peu accessibles ou hostiles (explosifs) et est capable de transporter l'information sur la grandeur mesurée sur une longue distance.

Actuellement très peu de systèmes basés sur des biocapteurs entièrement fibrés sont sur le marché, nous en sommes encore au stade du développement.

La partie suivante s'articule en trois points. Nous présenterons tout d'abord et de manière sommaire les fibres optiques. Puis nous définirons et classerons les différents types de biocapteurs à fibres. Cette partie s'achèvera alors sur une description générale des

grandes catégories qui composent la famille des biocapteurs fibrés.

I-4-5.5-Capteurs à base de cristaux photoniques

Les cristaux photoniques (PhCs) sont l'un des domaines de recherche les plus populaires en nano-optoélectronique et photonique de nos jours. Le cristal photonique, est une architecture périodique semblable à celle des cristaux minéraux, mais de période beaucoup plus grande, de l'ordre de quelques dizaines de nanomètres. De telles structures aident à manipuler les photons, comme un circuit électrique le ferait avec des électrons. Leur réalisation à grande échelle reste cependant problématique. Chaque jour, de nouvelles applications des PhCs sont découvertes.

Lorsqu'une onde lumineuse rencontre un matériau homogène, elle est soit transmise, soit réfléchi, dans une direction et une proportion parfaitement décrites par les lois de la réflexion et de la réfraction, les lois de Snell-Descartes. Passée cette frontière, l'onde poursuit sa route en droite ligne jusqu'à l'interface suivante. Manipuler la lumière dans ces conditions ne peut se faire qu'à une échelle macroscopique, par des jeux des guides d'ondes, les fibres optiques, les lasers à faible seuil, ...etc.

I-7-Conclusion

Dans ce premier chapitre nous avons abordé les capteurs en terme générale, leurs caractéristiques, leurs types et leurs principes de fonctionnement. Puis nous avons parlé des cristaux photoniques et de leurs utilisations dans le domaine de la détection des différents phénomènes mesurable que ce soit physique, chimique, biologique ou autres. A la fin de ce chapitre nous avons abordés les capteurs de temperature et en particulier ceux à base de cristaux photonique et dans ce contexte nous avons situés quelques type de ces capteurs ainsi que le Domain d'application.

Chapitre II :
Capteurs a base cristaux
photoniques

II-1-Introduction

Au cours des dernières décennies, l'effort de nombreux groupes de recherche dans le monde a été axée sur l'étude et le développement d'une nouvelle génération de dispositifs photoniques basés sur des structures à bande interdite photonique (PBG), également appelé cristaux photoniques (PhC). Ces structures ont très intéressantes propriétés de confinement de la lumière et de la localisation avec la forte réduction de la taille de l'appareil, des ordres de grandeur inférieure aux dispositifs photoniques conventionnels, permettant une très grande échelle potentielle de l'intégration. Les auteurs présentent dans ce chapitre un aperçu introductif de la base concepts de cette technologie nouvelle et émergente à partir de la forme principes fondamentaux de fonctionnement. Un certain nombre de fonctions optiques des dispositifs basés sur des structures de bande interdite photonique ont été rapportés y compris les micros résonateurs optiques et les lasers, guides d'ondes, filtres, supercollimateurs et superprismes. Une attention particulière a été accordée à l'exploitation de propriétés fascinantes de PhCs pour le développement de prometteuses plates-formes technologiques intégrées et multifonctionnelles à utiliser dans applications chimiques et biologiques. Les capteurs PhC ont été revus y compris les configurations basées sur l'effet de bande interdite, l'ingénierie des défauts et des fibres de cristal. De nouvelles solutions intrigantes exploitant leurs uniques propriétés de dispersion ont également été analysées décrivant le prévu avantages, potentialités et limites à venir.

II-2-Les cristaux photoniques

Cette partie a pour objectif de présenter les cristaux photoniques, briques de base des détecteurs développés dans cette thèse. Les applications pratiques des cristaux photoniques sont du plus grand intérêt, notamment dans les domaines de la photonique appliquée et le traitement du signal optique. Des cavités laser performantes peuvent être produites [20]. Notamment, les cristaux photoniques permettent de diminuer les seuils en interdisant l'émission spontanée dans des modes de propagation indésirables et renforcer l'émission dans le mode utile.

Les cristaux photoniques sont également très utiles dans le domaine de l'optique

non-linéaire. Ils permettent d'exalter les interactions non-linéaires et ainsi diminuer les puissances de fonctionnement. Des détecteurs à CPh par absorption à deux photons ont ainsi pu être réalisés et fonctionnent des puissances très faibles [21]. Cependant, la réalisation de circuits photoniques intégrés et l'étude de composants à base de cristaux photoniques s'étendent bien au-delà du domaine des interconnexions optiques et des télécommunications. Le domaine des biotechnologies, celui qui nous intéresse, peut également tirer profit des propriétés de ces dispositifs.

II-2-1- Les cristaux photoniques en optique intégrée

II-2-1.1-Contrôle de la propagation de la lumière

Les cristaux photoniques ont été proposés simultanément pour la première fois en 1987 par E. Yablonovitch et S. John comme analogues des semi-conducteurs pour l'optique [22]. Les cristaux photoniques sont des matériaux diélectriques dans lesquels l'indice optique varie périodiquement. Cette périodicité peut exister selon une, deux ou trois directions de l'espace (cf figure II.1). On parle alors de cristaux photoniques unidimensionnels (1D), bidimensionnels (2D) et tridimensionnels (3D).

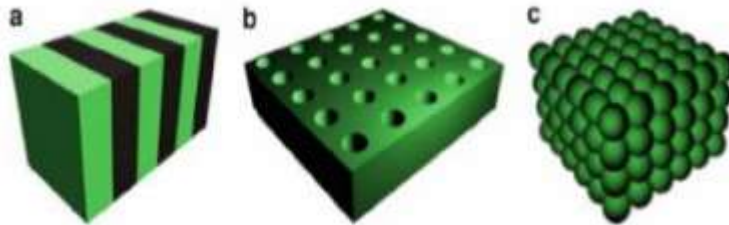


Figure II.1– Exemples de représentations schématiques de cristaux photoniques unidimensionnels (1D), bidimensionnels (2D) et tridimensionnels (3D).

La permittivité électrique du matériau joue un rôle équivalent pour les photons au potentiel périodique que subissent les électrons dans un cristal. C'est d'ailleurs de cette comparaison que vient le nom de cristal photonique. Ainsi, par analogie avec le comportement des électrons dans un cristal, il est possible de décrire la propagation des

photons dans un potentiel créé cette fois par la périodicité de l'indice optique. Si la variation de l'indice optique est suffisante, et si la période de cette structuration est typiquement du même ordre de grandeur que la longueur d'onde, alors il peut exister des directions dans lesquelles des photons d'une certaine énergie ne peuvent se propager : on parle de bande interdite photonique [23]. Les états permis, ou modes, seront à l'inverse des lieux où la propagation des photons sera possible. L'une des propriétés particulière des CPh est donc de pouvoir contrôler la propagation de la lumière de manière accrue.

Notion de bande interdite

Pour illustrer le phénomène d'apparition de bande interdite photonique et des propriétés qui en découlent, nous prenons l'exemple du classique miroir de Bragg (cf figure II.2). Il s'agit d'un cristal photonique 1D constitué d'un empilement périodique (période a) de couches minces diélectriques d'indices différents (n_1 et n_2) et dont les épaisseurs sont inférieures à la longueur d'onde.

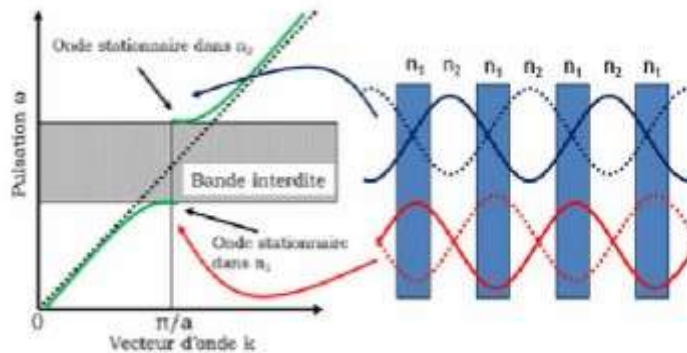


Figure II.2– Illustration de l'ouverture de bande interdite dans un cristal photonique unidimensionnel ($n_2 < n_1$)

Soit une onde en incidence normale au cristal. Cette onde possède un vecteur

\vec{k} d'onde k dans le cristal. Le déphasage entre deux ondes réfléchies pour des périodes successives est alors de $2ka$. Tant que $2ka$ est très différent de 2π les ondes réfléchies successivement n'interfèrent pas constructivement. Aux bords de la zone de Brillouin, c'est à dire la zone pour laquelle k compris entre $-\pi/a$ et π/a , les ondes réfléchies

par les interfaces successives sont en phase. L'onde incidente de vecteur d'onde k donne naissance à une onde réfléchie de vecteur d'onde $-k$. La périodicité du milieu diélectrique couple ces deux ondes de même pulsation ω_0 , qui ne peuvent plus exister en l'état pour cette énergie. Il se forme alors deux ondes stationnaires en $k = \pm\pi/a$ de pulsations distinctes ω_1 et ω_2 . La puissance du mode de pulsation ω_1 se concentre dans le diélectrique tandis que celle du mode de pulsation ω_2 se concentre dans le milieu d'indice le plus faible. La vitesse de groupe $v_g = \partial\omega/\partial k$ en ces points devient alors nulle et les courbes de dispersion atteignent un extrémum. Il y a apparition d'une bande interdite photonique dans laquelle aucun mode ne peut exister dans la structure. Cette bande interdite est d'autant plus importante que le contraste d'indice entre chaque matériau est élevé.

II-2-1.2-Technologies et matériaux

Du point de vue de la fabrication, la réalisation d'un contraste d'indice périodique à l'échelle de la longueur d'onde n'est pas chose facile.

Les cristaux photoniques 1D et 2D sont les plus faciles à réaliser car compatibles avec les technologies salle blanche. Les CPh 1D, communément appelés miroirs de Bragg, sont relativement simples et ont été largement étudiés jusque là. De ce fait, les CPh 2D ont depuis connu un développement considérable, surtout du point de vue de l'étude des procédés de fabrication de telles structures. Le plus souvent le contraste d'indice est réalisé avec des trous [24] dans un matériau diélectrique, comme représenté figure II.3b, ou avec un réseau de piliers [25]. Comme nous le verrons au chapitre 2, le choix de travailler avec des CPh 2D formés d'un réseau de trous dans une membrane a été fait pour cette thèse.

Les CPh 3D permettent quant à eux un contrôle de la lumière omnidirectionnel et c'est ce qui en fait leur principal intérêt. Cependant, les techniques de fabrication de

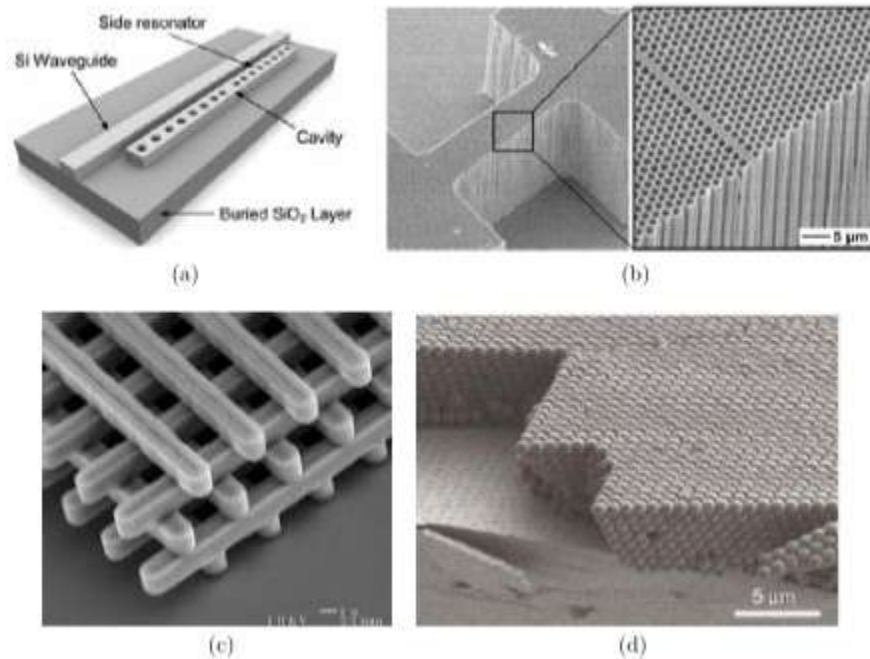


Figure II.3– Exemples de réalisation de cristaux photoniques (a) Cavité CPh 1D [25] (b) CPh 2D infini [22] (c) CPh 3D ayant une structure « tas de bois » [26] (d) CPh 3D de type opale [27]

telles structures sont encore à un niveau de maturité technologique relativement faible, bien que des progrès aient été réalisés dans ce domaine. Un exemple d'une structure dite « tas de bois » est présentée figure II.3c. Les outils de microfabrication issus de la microélectronique étant difficilement compatibles, des techniques d'auto-organisation colloïdale [24] sont préférées pour la réalisation d'opales (cf figure II.3d). Cependant, les méthodes d'auto-organisation présentent des défauts d'homogénéité à grandes échelles, ce qui limite jusqu'à présent leur utilisation en tant que composants dans des circuits photoniques intégrés.

La réalisation de cristaux photoniques nécessite des matériaux qui doivent être transparents dans la gamme spectrale sur laquelle ils sont étudiés et doivent avoir une permittivité diélectrique la plus grande possible pour confiner fortement le champ. De ce fait les semi-conducteurs sont des matériaux de choix. La plupart des structures actives

(i.e., qui émettent de la lumière) est réalisée à partir de semi-conducteurs des colonnes III-V dans la mesure où leur gap électronique est direct et leur procure de bonnes propriétés d'émission. En revanche, la filière des semi-conducteurs IV-IV est technologiquement mieux maîtrisée et moins coûteuse.

Actuellement, la majorité des dispositifs à base de cristaux photoniques sont des cristaux 1D et 2D fabriqués dans 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, l'InP ou plus généralement les nitrures III (e.g. AlN [28]), ou encore, plus communément, en silicium sur des substrats dits Silicon-On-Insulator (SOI)[39]. Plus récemment, des CPh en carbure de silicium ont pu être réalisés [29].

Cependant, un regain d'intérêt est porté à la réalisation de CPh ayant un plus faible contraste d'indice, tels que les matériaux diélectriques comme Si₃N₄, TiO₂ ou SiO₂. Certes, leur bande interdite est étroite, mais la faible différence d'indice avec le milieu environnant permet de limiter les pertes par diffusion due aux rugosités de surface. Depuis plusieurs années, la recherche s'oriente également sur l'utilisation de composés organiques et matériaux polymères, comme le PMMA [30] et autres copolymères [31], ou encore les hydrogels [32].

II.2.2 Les cristaux photoniques, briques de bases pour la biodétection

II.2.2.1 Création d'une cavité résonante

Comme expliqué précédemment, la lumière incidente dont les longueurs d'ondes sont comprises dans la bande interdite photonique ne pourront se propager à travers le CPh qui agit donc comme un miroir. Cependant, comme pour les semi-conducteurs, l'existence d'un défaut dans la périodicité du cristal va entraîner l'apparition de niveaux permis, appelés modes de défauts, dans la bande interdite. La création d'un défaut consiste à briser localement la périodicité du réseau en ajoutant ou en enlevant localement un peu de matière diélectrique. Dans le cas d'un réseau de trous pour les CPh 2D, le défaut consiste en l'omission d'un ou de plusieurs trous. Il est aussi possible de modifier le rayon des trous, ou encore de déplacer certains trous d'une ou plusieurs

rangées. Dans le spectre en transmission ou en réflexion du CPh, ce mode de défaut se traduit par l'apparition d'un pic fin dans la coupure de bande interdite comme représenté sur la figure II.4.

Le facteur de qualité Q et le volume modal V sont deux grandeurs caractéristiques des cavités résonnantes qui vont nous servir à évaluer les performances de détection des cristaux photoniques. Plus spécifiquement, le rapport Q/V quantifie la performance du résonateur.

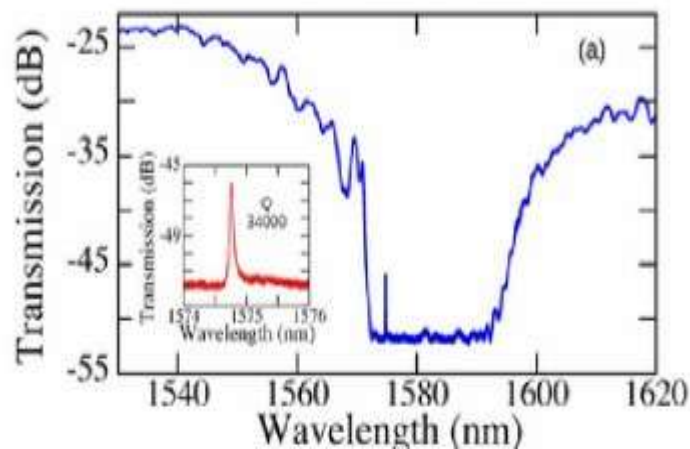


Figure II.4– Illustration de la résonance d'une cavité CPh réalisée en GaN sur un spectre en transmission. Le CPh se comporte comme un guide d'onde pour des longueurs d'ondes inférieures à 1570 nm et supérieures à 1595 nm. Entre deux, le CPh agit comme un miroir du fait de l'existence d'une bande interdite photonique. La résonance à 1574.8 nm, représentée en insert, présente ici un facteur de qualité de 34000 [28]

II-2-2.2-Facteur de qualité et volume modal

Le volume modal caractérise le confinement spatial de la lumière au sein de la cavité. Il correspond au volume effectif occupé par le champ dans cavité

Le facteur de qualité, quant à lui, est défini comme la mesure universelle de la capacité d'un résonateur à conserver l'énergie. Par définition, le confinement d'un mode dans la cavité à une pulsation ω_0 correspond au taux de pertes mesuré lors d'une oscillation du champ à cette même fréquence.

II-2-2.3-Utilisation des cristaux photoniques pour la détection

Dans la mesure où une faible variation du changement d'indice au sein de la cavité a pour conséquence une faible variation de la fréquence du mode d'intérêt, cette propriété peut être utilisée comme méthode de transduction et justifie l'utilisation des CPh comme détecteurs optiques. La position spectrale λ_0 de la résonance de la cavité peut servir de référence. Ainsi, la mesure de la variation de la position spectrale $\Delta\lambda$ revient à mesurer la variation du changement d'indice Δn lié à la reconnaissance de molécules à la surface de la cavité. Ce principe est représenté sur la figure II.5.

Ainsi, les performances d'une cavité CPh pour des applications de détection sont caractérisées par deux paramètres :

– le facteur de qualité de la résonance : il doit être le plus élevé possible afin que de très faibles décalages en longueur d'onde puissent être observables lors d'une adsorption moléculaire. Cela est directement lié à la limite de détection.

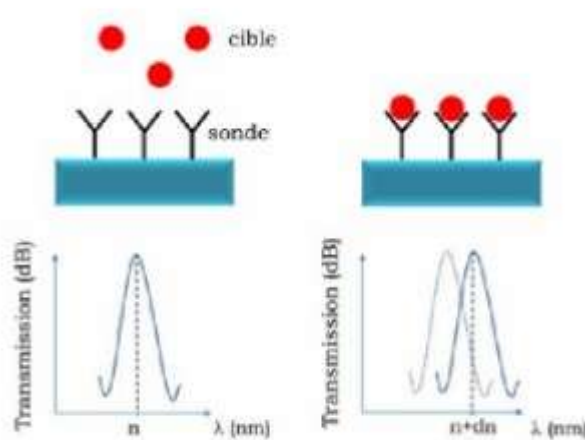


Figure II.5– Principe de la mesure de transduction optique d'un résonateur à cristaux photoniques. Par ailleurs, plus le rapport Q/V est grand, plus l'interaction lumière/matière est grande, ce qui signifie qu'un large effet sera obtenu pour une petite cavité.

– la sensibilité $S_\lambda = \Delta\lambda/\Delta n$ exprimée en nm/RIU : pour une concentration d'ana Δn

lytes en solution à détecter, plus le décalage en longueur d'onde mesuré est grand, plus le capteur est dit sensible. Il est important de signaler que cette valeur est intrinsèque au transducteur et ne dépend pas ou peu des autres équipements de mesure (spectromètre, lampe,...). Cette définition de la sensibilité est la plus rencontrée dans la littérature dans le domaine d'application des CPh à la détection. C'est pourquoi celle-ci a été choisie pour caractériser les cavités qui ont été réalisées dans le but de pouvoir effectuer une comparaison avec l'état de l'art sur le sujet.

Il est alors possible de réaliser des études quantitatives sur la biorecognition de molécules en surface des cavités des CPh en mesurant le décalage de la résonance en temps réel.

II-3-Les capteurs à réseaux de Bragg

Les avancées technologiques récentes ont rendu possible l'utilisation des réseaux de Bragg à grande échelle dans le domaine des télécoms et, depuis une dizaine d'années, dans le domaine des capteurs. Ces capteurs à réseaux de Bragg se sont d'abord développés dans les secteurs du génie civil, de l'offshore et de l'aviation, et diffusent désormais dans des applications plus grand public, telles que l'automobile.

II.3.1 Le réseau de Bragg

Les méthodes d'inscription des réseaux de Bragg ont été ces dernières années considérablement améliorées si bien que le champ d'utilisation de ces composants s'est fortement étendu dans les domaines des télécommunications optiques et des capteurs à fibre. L'amélioration a tout d'abord porté sur une meilleure compréhension des mécanismes à l'origine de la photosensibilité des fibres germano silicates et sur l'établissement des lois qui régissent la cinétique d'inscription des réseaux. Sur un plan pratique, de nouvelles techniques d'inscription et de caractérisation de réseaux ont été proposées afin de s'affranchir en partie de certaines difficultés inhérentes à l'utilisation de la méthode d'holographie transverse initialement utilisée. Ainsi, grâce à l'utilisation de masque de phase, il est devenu possible d'inscrire les réseaux de façon reproductible.

Les caractéristiques de ces réseaux peuvent être ajustées en fonction du type

d'application visée.

II-3-1.2-Le principe du réseau de Bragg

Le réseau de Bragg est une modification permanente de l'indice de réfraction du cœur d'une fibre optique obtenue par l'insolation transverse d'une figure d'interférence ultraviolette. La modulation de l'indice de réfraction ainsi obtenue constitue un réflecteur sélectif en longueur d'onde.

La longueur d'onde de réflexion est donnée par la relation : $\lambda_B = \Lambda$

Où λ_B est la longueur d'onde de Bragg, n_{eff} l'indice du mode guidé dans la fibre

et Λ le pas du réseau.

La largeur spectrale du réseau dépend de la longueur physique du réseau : plus le réseau est long, plus sa largeur spectrale est faible. Typiquement un réseau de 10 mm de long possède une largeur spectrale de l'ordre de 0,1 nm.

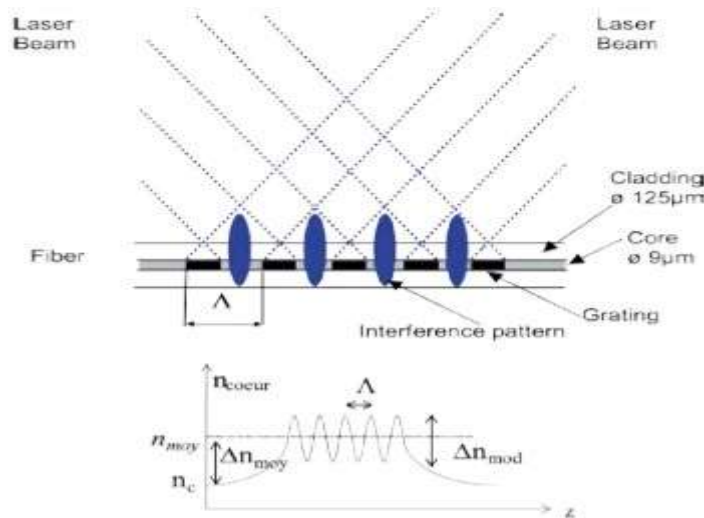


Figure II.6 Profil d'indice d'un réseau de Bragg (n_{moy} étant l'indice moyen du cœur de la fibre après insolation et n_c l'indice du cœur de la fibre avant insolation).

La réflexion du réseau est fonction de la profondeur de modulation d'indice Δn_{mod} et donc du temps d'insolation de la fibre ou de la puissance UV reçue par celle-ci. Les réflexions obtenues sont comprises entre quelques pourcents et 99,999 %. Si l'on injecte

une source ayant une large bande spectrale dans un réseau de Bragg, celui-ci va réfléchir une partie du signal à la longueur d'onde λ_B et va transmettre le reste des longueurs d'onde comme représenté en figure II.6 Un coupleur ou un circulateur permettent de récupérer le signal réfléchi

II.3.1.2 Les moyens de photoinscription

Plusieurs méthodes autorisent la photoinscription des réseaux de Bragg. Les deux méthodes les plus répandues sont décrites ci-dessous.

II.3.1.3 Photoinscription par holographie transverse

Un laser continu émettant à 244 nm et de grande longueur de cohérence est utilisé. Un ensemble de télescopes afocaux permet de réduire la divergence angulaire du faisceau et d'en augmenter la stabilité angulaire. Un miroir plan est disposé selon un plan vertical. Ce miroir est placé sur une platine de rotation. La fibre optique préalablement dénudée est disposée perpendiculairement au plan du miroir. Une lentille cylindrique permet d'augmenter l'éclairement du faisceau ultraviolet au niveau de la fibre optique. Le miroir joue le rôle d'un séparateur de front d'onde et provoque l'interférence entre le front d'onde réfléchi et le front d'onde transmis. L'angle α entre les deux plans d'onde détermine la longueur d'onde de Bragg

λ_B du réseau. En effet, la longueur d'onde est donnée par la relation ci-dessous :

$$\lambda_{B=neff} = \frac{\lambda_p}{\sin\left(\frac{\alpha}{2}\right)} \dots\dots\dots (II.2)$$

Dans cette relation, n_{eff} désigne l'indice effectif du mode guidé pour la longueur d'onde de Bragg, λ_p est la longueur d'onde du laser source (ici 244 nm). La longueur d'onde de Bragg du réseau peut donc être modifiée par rotation du miroir rendant le procédé très flexible, et autorise la réalisation de réseaux de longueur voisine de quelques millimètres limités par la longueur de cohérence du laser UV. Mais cette méthode interférométrique est très sensible aux instabilités mécaniques et rend le procédé peu reproductible et donc difficilement compatible avec l'industrie.

II.3.1.4 Photoinscription par masque de phase

De par son principe de fonctionnement, l'utilisation d'un masque de phase permet de s'affranchir des limitations imposées par la longueur de cohérence des lasers utilisés. Le masque est constitué d'une lame de silice à faces parallèles sur laquelle ont été gravés des traits. Le faisceau ultraviolet traverse la lame de silice et se trouve diffracté par les traits du masque. Les ondes diffractées dans les ordres +1 et -1 créent un champ de franges d'interférence stable dont les plans d'égalité d'intensité sont perpendiculaires au plan du masque comme représenté à la figure II.6. La fibre optique dénudée est placée à une distance de l'ordre de 100 μm du masque. Le pas de la modulation d'indice est égal à la largeur des traits gravés dans le masque de phase.

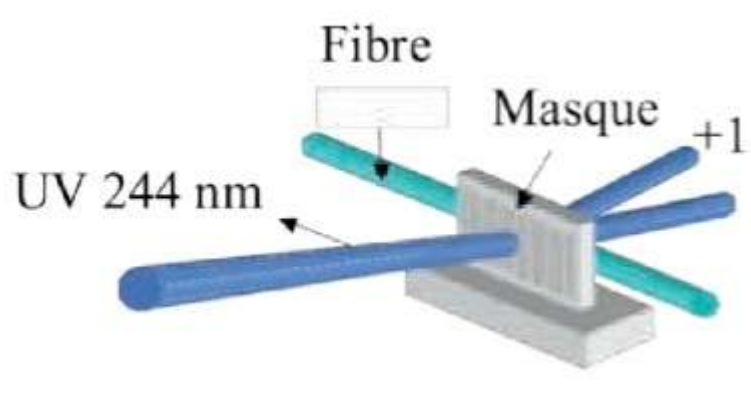


Figure II.7 Principe de photoinscription par masque de phase.

II.3.1.5 Le réseau de Bragg capteur

La longueur d'onde de Bragg étant donnée par la relation

$$\lambda_B = 2 n_{\text{eff}} \Lambda, \dots \dots \dots (\text{II.3})$$

l'indice effectif n_{eff} et le pas physique du réseau étant dépendants de la température et de l'élongation de la fibre, la longueur d'onde de Bragg s'en retrouve aussi dépendante.

II.3.1.6 La dépendance avec la température

La dépendance de la longueur d'onde avec la température est donnée par la relation

suivante :

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (\alpha + \zeta)\Delta T \dots\dots\dots(\text{II.4})$$

$\Delta\lambda_B$ est la variation de la longueur d'onde de Bragg, α le coefficient de dilatation de la fibre, ζ le coefficient thermo-optique de la silice (habituellement dopée avec du germanium) et ΔT la variation de température. Les coefficients α et ζ sont définis par les relations :

$$\alpha = \frac{1}{L} \frac{\partial L}{\partial T}; \zeta = \frac{1}{n_{eff}} \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} \dots\dots\dots(\text{II.5})$$

où L est la longueur du réseau, et n_{eff} l'indice effectif. Dans la pratique, on suppose que les valeurs numériques du coefficient de dilatation et du coefficient thermo-optique d'une fibre photoinscrite sont sensiblement identiques à celles d'une fibre en silice pure, c'est-à-dire $\alpha=0,55 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ et $\zeta=10^{-6} \text{ K}^{-1}$. Nous pouvons admettre que λ_B varie linéairement avec la température si nous supposons que α et ζ sont indépendants de T . La variation de la longueur d'onde de Bragg devient alors de $0,01 \text{ nm K}^{-1}$ soit 10 pm K^{-1} .

II.4- Les capteurs thermique à base de cristaux photoniques

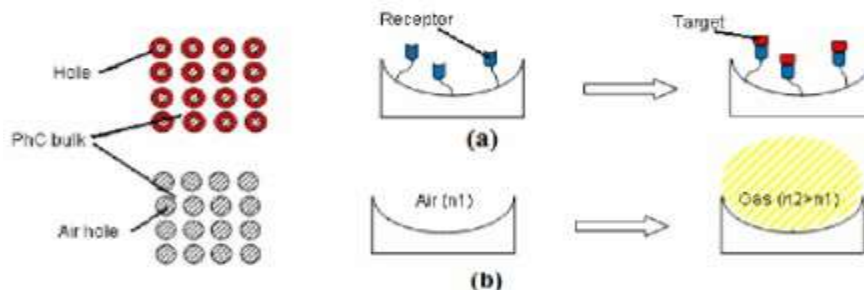
Les recherches qui ont été menés dans ce cadre ont effectivement aboutis à la réalisation particulièrement de détecteur de grandeur physique et/ou chimique . Cela en exploitant les propriétés fantastiques de la lumière par l'intermédiaire de structures adéquates à base de cristaux photonique. La propriété essentielle qui a facilité cette tâche est l'attitude de certains matériaux à changer leurs indices de réfraction de lumière après leurs interactions avec les grandeurs à détecter. Ainsi le changement des indices de réfractions du milieu conduit directement à la mesure de la grandeur qui est en cause de son changement. Le but essentiel de notre travail est le design d'un capteur thermique de fonctionnement basé sur le changement de l'indice de réfraction d'une structure à cristaux photoniques bidimensionnels quand une contrainte lui est appliquée.

II.4.1 Capteurs d'indice de réfraction (RI) à base de CPs (RI-based PhCsensors)

Les capteurs d'indice de réfraction représentent la classe la plus répandue des capteurs à base de CP. En effet, plusieurs architectures avancées (par exemple, des microcavités intégrés et configurations interférométriques) utilisent l'indice de réfraction pour la détection. Les Capteurs RI à base de CP présentent plusieurs avantages tels que l'utilisation minimale de l'échantillon sans marquage par fluorescence, la détection en temps réel, une haute sensibilité et une grande sélectivité [33].

Notamment, le principe de détection consiste à mesurer les variations de l'indice de réfraction d'une solution. Et en particulier, les changements de RI (par exemple, l'eau, $n_{\text{eau}} = 1,33$ ou air, $n_{\text{air}} = 1$ à $\lambda = \mu\text{m } 1,55$) due à la présence des analytes ou des gaz chimiques généralement caractérisés par des indices de réfraction plus élevés. Les applications au milieu gazeux et aqueux ont été étudiées pour détecter les concentrations d'espèces chimiques et biologiques. En fait, en utilisant ces capteurs, il est possible de quantifier la surface de la molécule et de la protéine (par exemple, la streptavidine, l'ADN, l'ARNm) ou la densité volumétrique [34].

Ces capteurs RI à base de CP peuvent fournir deux méthodes de détection : détection homogène et détection de surface. La détection homogène consiste à mesurer la variation de l'indice de réfraction optique d'une solution aqueuse dans laquelle sont réparties, de façon homogène, les molécules cibles. Dans la méthode de détection de surface, la surface du microrésonateur est fonctionnalisée, en y accrochant des récepteurs appropriés qui permettent d'immobiliser par des liaisons covalentes les molécules cibles sur la surface [35].



Dans la figure II.7 (a), le principe de détection de surface est esquissé, lorsque le dispositif est exposé à un échantillon de produit chimique, les molécules cibles sont immobilisées par des récepteurs sur les surfaces intérieures des trous du capteur. La couche adsorbée caractérisé par une épaisseur t_{ad} induit un changement d'indice de réfraction localisé autour de la région de trou. Finalement, une sensibilité de surface S_s est généralement définie comme suit:

$$S_s = \frac{\partial n_{eff}}{\partial n_c} \quad \dots\dots\dots \quad (II.7)$$

Où n_{eff} est l'indice effectif du mode optique propageant dans le dispositif de détection. L'autre mécanisme de détection nommé détection homogène, est schématisée dans la figure II.7(b). Dans ce cas, l'indice effectif du mode optique de propagation change en raison des variations RI induit par des gaz ou des échantillons de liquide correctement concentrés dans le milieu de couverture, où le capteur photonique est exposé. Par conséquent, une sensibilité homogène S_h peut être définie comme suit :

$$S_h = \frac{\partial n_{eff}}{\partial n_c} \quad \dots\dots\dots \quad (II.8)$$

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

II.4. 2. Capteurs RI à base de microcavités résonantes à CP

Dans ce qui suit, quelques architectures principales des capteurs RI à base de CPs sont présentées, avec leurs principes de fonctionnement et leurs performances. La première classe de ces capteurs à discuter sont ceux basées sur des microcavités résonantes à cristal photonique. Ces dispositifs sont fabriqués en introduisant des défauts localisés (c'est-à-dire en supprimant un ou plusieurs trous) dans la distribution périodique des trous. De cette façon, la périodicité parfaite du cristal photonique est compromise et un état défectueux dans la carte de bande interdite est introduit, permettant l'excitation des modes de résonance. Deux paramètres, le facteur de qualité Q et la sensibilité de longueur d'onde S_λ , doivent être pris en considération pour apprécier les performances des capteurs basés sur la cavité à CP.

II.5- Conclusion

Dans ce chapitre nous avons montrés comment les cristaux photoniques sont utilisés pour la réalisation de capteurs pour la mesure de différents types des mesurandes. En effet, dans ce contexte nous avons fait le tour de la littérature du domaine pour donner quelques applications importantes de ces structures entre autres pour la réalisation de biocapteur, de capteur de salinité de l'eau et finalement nous avons montés comment on utilise les structures à cristaux photonique pour la réalisation de capteur thermique .Cette dernière application sera le sujet d'une étude déta.

Chapitre III :
Présentation du logiciel
Rsoft CAD

III-1 Introduction

Les cristaux photoniques à structure périodique semblent très prometteurs puisqu'ils permettent une amélioration des performances de nombreux systèmes existants (fibre optique, antennes).

Dans ce chapitre nous allons présenter le logiciel Rsoft CAD et détailler le module DiffractMOD. Le développement de méthode de modélisation optique précise et rapide reste donc primordial pour l'étude de ces structures [36]. La méthode étudiée dans ce module est la méthode de RCWA (*Rigorous Coupled Wave Analysis*), nous avons appliqué cette méthode à des structures à base de cristaux photoniques unidimensionnels.

III-2 Présentation du logiciel Rsoft CAD

III-2-1 Environnement de CAD

RSoft CAD est le programme de base de RSoft Photonics Suite et sert de programme de contrôle pour les modules de simulation de périphériques passifs BeamPROP, FullWAVE, BandSOLVE, GratingMOD et DiffractMOD de RSoft. Il permet aux utilisateurs (chercheurs et ingénieurs) de créer des systèmes pour la conception des différents dispositifs tels que : des guides d'ondes, des cavités résonantes, des circuits optiques et d'autres dispositifs photoniques cependant l'utilisateur doit généralement d'abord concevoir une structure dans l'interface CAO, puis utiliser un ou plusieurs modules de simulation pour modéliser divers aspects de la performance du périphérique.

Cette approche modulaire de la conception et de la simulation de dispositifs photoniques est l'un des plus grands atouts de RSoft Component Design Suite. Chaque programme de cette suite est conçu pour s'exécuter de façon simple et facile entre les différents programmes créant un environnement de partage entre les modules.

Rsoft component design suite offre la meilleure des deux mondes : il permet de réaliser des simulations via l'interface graphique et de réaliser des simulations personnalisées complexes via un script. Les novices et les utilisateurs avancés sont en mesure de réaliser

toutes la puissance de la suite.

III-2-2 Modules de simulations :

Rsoft CAD est le programme de contrôle principal d'une série de module de simulation qui sont sous licence séparément se Rsoft.ces modules de simulation sont : BeamPROP, FullWAVE, BandSOLVE, GratingMOD,FemSIM, ModePROP et celui que nous avons utiliser DiffractMOD.

III-2-2-1 le simulateur « DiffractMOD»

DiffractMOD est un outil de conception et de simulation pour les structures optiques diffractifs tels que des éléments de diffraction optiques, structures périodiques, et des cristaux photoniques de bande interdite. Il est basé sur la technique d'analyse d'onde couplée rigoureuse (RCWA) qui a été mis en œuvre en utilisant des algorithmes avancés, y compris la Transformation de Fourier Rapide (FFT) et généralisée formulation de ligne de transmission. Déjà leader du marché, l'outil a des applications étendues dans un large éventail de domaines, y compris la fabrication de semi-conducteurs et l'optique ondulatoire.

La méthode RCWA utilise le concept d'une cellule de l'unité pour gérer des structures périodiques à la fois 1D, 2D et 3D [37]. Les applications typiques incluent les éléments optiques diffractifs (DOE) ,structures photoniques à bande interdite, filtres de longueur d'onde, métrologie optique, nano-lithographie, dispositifs sensibles à la polarisation, revêtements diélectriques artificiels, systèmes photovoltaïques, affichages 3D, interconnexions optiques, stockage de données optiques, spectroscopie, réseaux de microlentilles et division, combinaison et mise en forme de faisceau[Roft].

III-3- Méthode de modélisation

Il existe de nombreuses méthodes numériques permettant de résoudre les équations de Maxwell. Ces méthodes peuvent être classées suivant différents critères, comme le domaine dans lequel elles opèrent, temporel ou fréquentiel, ou encore le nombre de dimensions de l'espace qu'elles discrétisent. Par exemple, la méthode FDTD (Finite

Difference Time Domain), est une des méthodes numériques des plus répandues, elle opère dans le domaine temporel en discrétisant les trois directions de l'espace.

La méthode numérique utilisée dans ce travail est une méthode modale fréquentielle utilisant une discrétisation unidimensionnelle (1D) suivie d'une intégration analytique dans la troisième direction, cette méthode est la méthode modale de Fourier, dite aussi technique d'analyse d'onde couplée rigoureuse (RCWA) bien connue et très utilisée pour le calcul de la diffraction et l'absorption par des objets périodiques.

II-3-1 Méthode modale de Fourier (RCWA)

La méthode modale de Fourier permet de résoudre le problème de la diffraction par une structure périodique en calculant les modes de la structure et leurs échanges d'énergie aux interfaces. Les modes sont calculés en développant en série de Fourier le champ électromagnétique ainsi que la permittivité et la perméabilité de la structure. Cette méthode, qui porte également dans la littérature le nom de RCWA (Rigorous Coupled Wave Analysis), a été développée initialement vers la fin des années 70 pour l'analyse électromagnétique des réseaux de diffraction. Parallèlement, elle a été utilisée dans le domaine des cristaux photoniques pour le calcul des diagrammes de bande, sous le nom de méthode des ondes planes. Cette méthode peut être généralisée au calcul de la diffraction. Cette extension du domaine d'application de la méthode est basée sur une périodisation de l'objet couplée à l'utilisation de couches absorbantes

Pour exposer les grandes lignes de la méthode modale de Fourier, nous considérons la diffraction par le réseau unidimensionnel (1D) multicouches du cas plus général d'un réseau 2D n'apporte pas de difficultés supplémentaires autres que des difficultés d'ordre calculatoire [38].

III-4 Les étapes de simulation

La figure II.1 représente la fenêtre du programme de Rsoft CAD cette dernière comporte une barre de menus en haut de la fenêtre, une barre des outils qui porte plusieurs icônes et la ligne d'état.

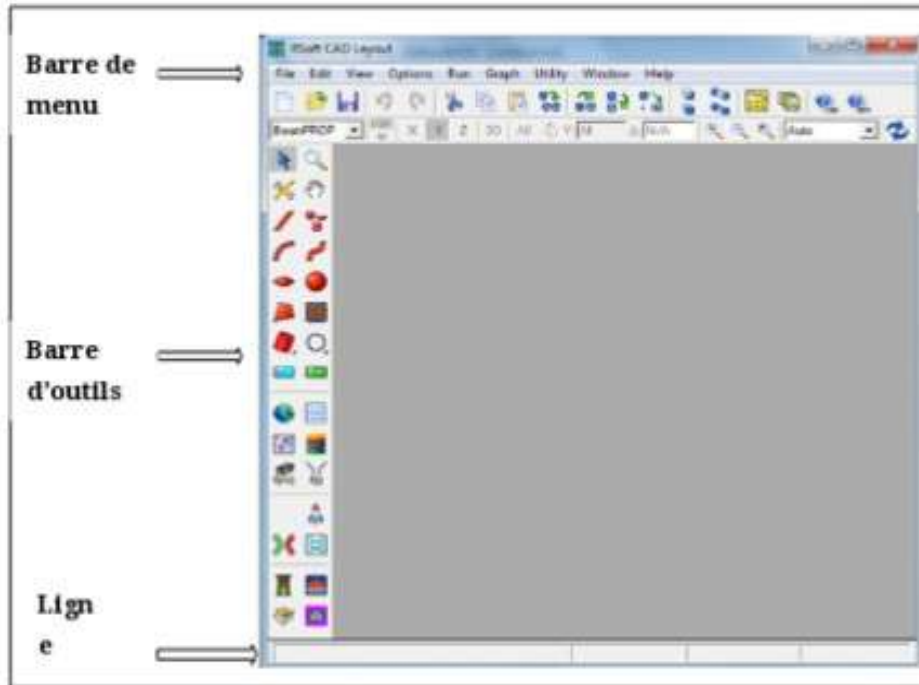



Figure III.1: Fenêtre principale du programme CAD [37].

Les menus permettent d'accéder au divers dossier standard et aux opérations d'édition. La ligne d'état fournit des informations sur le mode courant de disposition, avec l'affichage du même rang pendant le dessin.

III-4-1 Création d'un nouveau circuit

La création d'un nouveau circuit se fait par un clic sur l'icône New circuit  de la barre d'outils ou en allant choisir **File /New** du menu voir figure II.1. Une fenêtre de dialogue apparaît voir figure II.2.

La modification des paramètres de la fenêtre (Index différence, Background index, Mode TE ou Mode TM et module de simulation) doit ce faire pour obtenir la configuration souhaiter et passer a l'étape suivante voir la figure II.3.

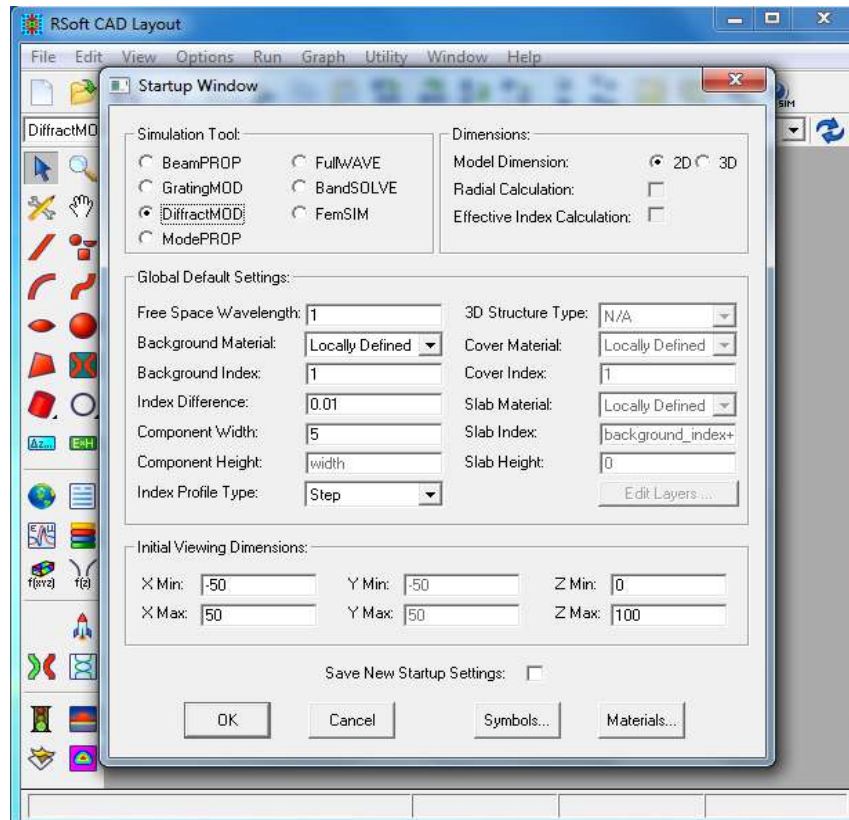


Figure III.2 La fenêtre de démarrage (startup Window).

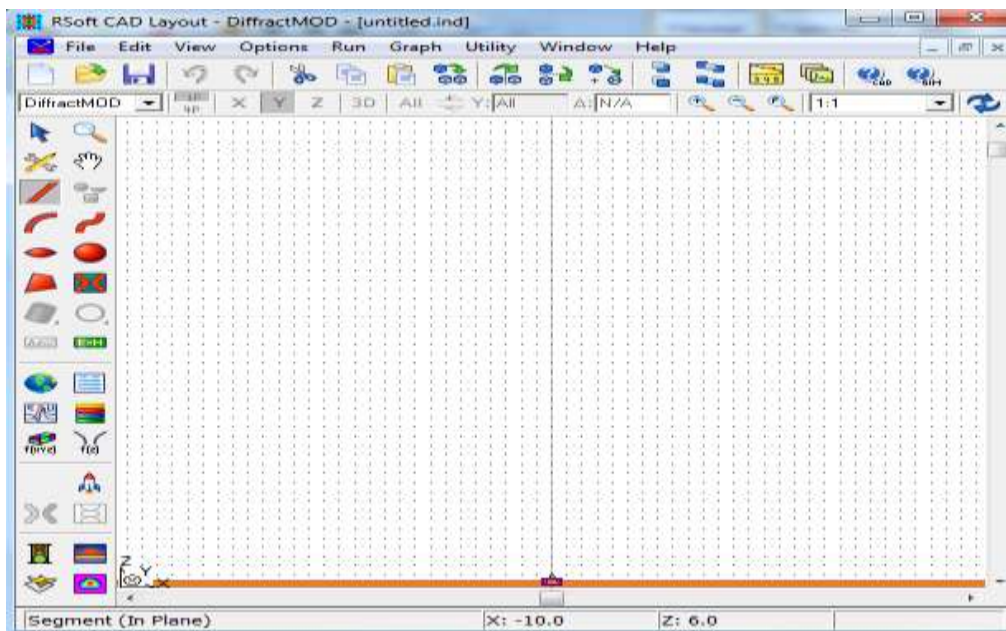


Figure III.3: Nouvelle fenêtre pour réaliser un nouveau composant ou nouveau circuit.

III-4-2 Création de la structure dans le CAD Rsoft

Pour créer le composant diffractif, il suffit de tracer un segment dans l'interface de CAD en déplaçant la souris vers la recherché position de départ, appuyer et maintenir le bouton gauche de la souris, déplacer la souris à la position de fin souhaitée, et en appuyant sur le bouton de la souris. Dans cet exemple, nous n'utiliserons un segment à créer la structure. Bien sûr, plus des structures complexes peuvent être réalisées grâce à l'utilisation de segments supplémentaires.

Nous obtenons la figure II.4

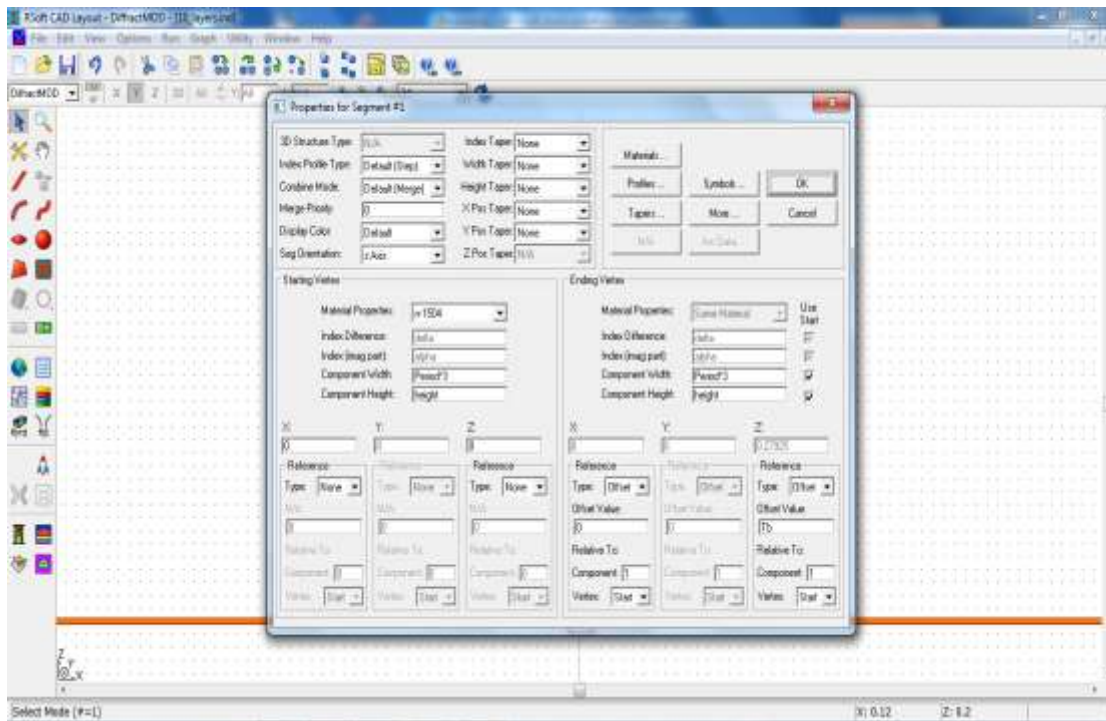


Figure III.4 : Propriétés sectoriels pour l'objet de guide d'ondes créé.

Après l'introduction des différentes données (type de réseau, forme de motif, le nombre de rangés et le nom du circuit) on clique sur le bouton OK pour obtenir la structure du cristal photonique qui apparaît sur la figure II.5.

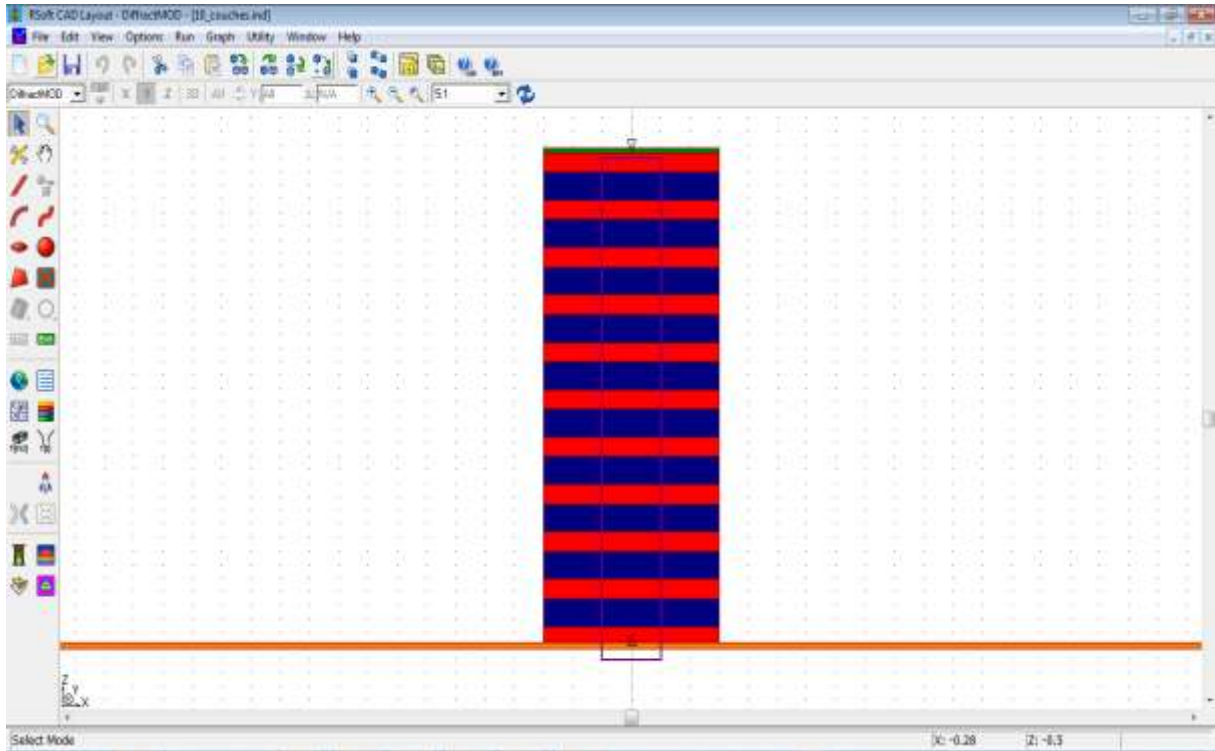



Figure III.5: Structure paramétrée.

III-4-3 Définition des variables

Cliquer sur l'icône  (Edit symboles) dans la fenêtre de CAD, le tableau de symbole (Table editor) s'ouvre (Figure II.6). Ce tableau de symboles permet à l'utilisateur de créer ou modifier à la fois et intégrer les variables définies par l'utilisateur, ces variables peuvent être utilisées pour définir pratiquement n'importe quel paramètre de la structure (le rayon, la période, l'indice de réfraction, nombre de rangés).

Ces symboles correspondent aux arrangements faits dans le nouveau circuit (New Circuit) de la boîte de dialogue ci-dessus. Pour définir un nouveau symbole (par exemple $N_{hole}=1$), on clique sur new symbole puis en va entrer le nom et la valeur du symbole

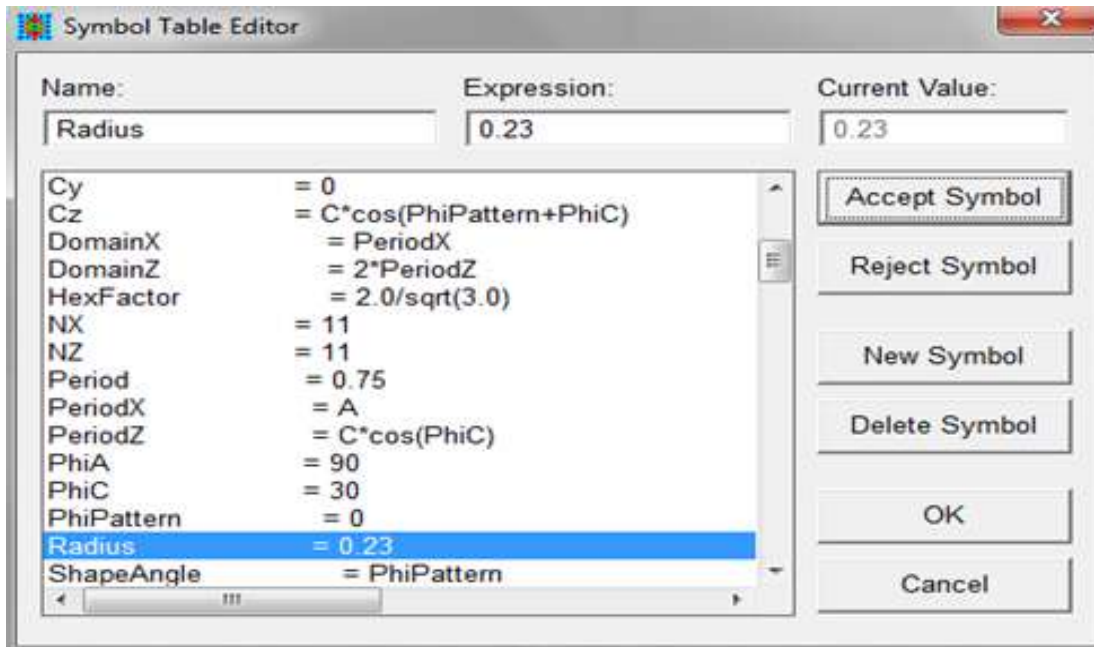


Figure III.6: L'éditeur du Tableau de symboles.

III-4-4 Vérification de la structure

Pour vérifier notre structure, nous avons simulé le profil de la constante diélectrique dans le plan de périodicité (plan XZ).

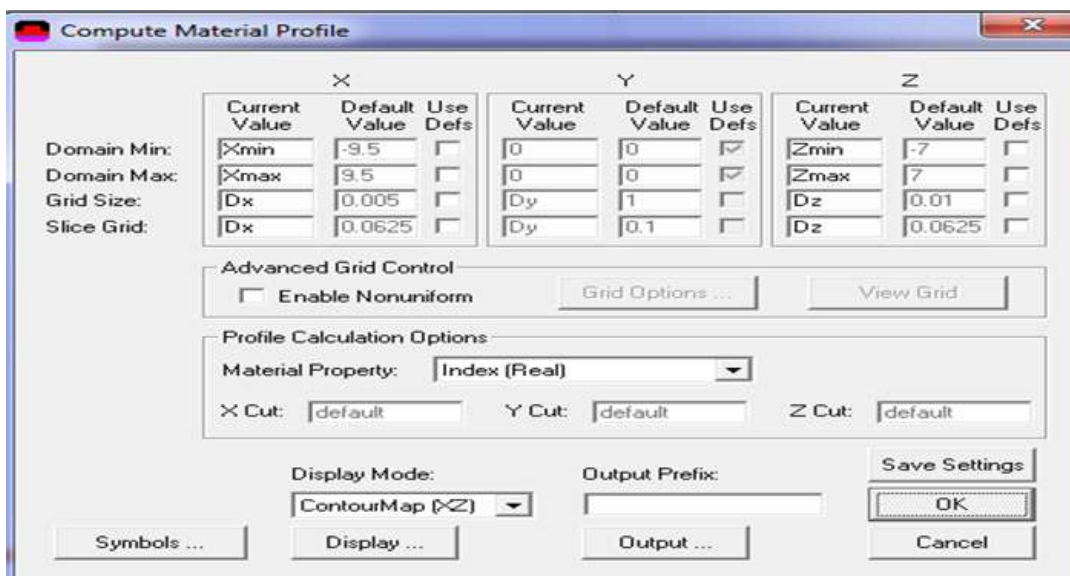


Figure III.7 : Arrangements de calcul de profil d'index.

Appuyez sur OK pour afficher le profil d'indice comme le montre la figure II.8.

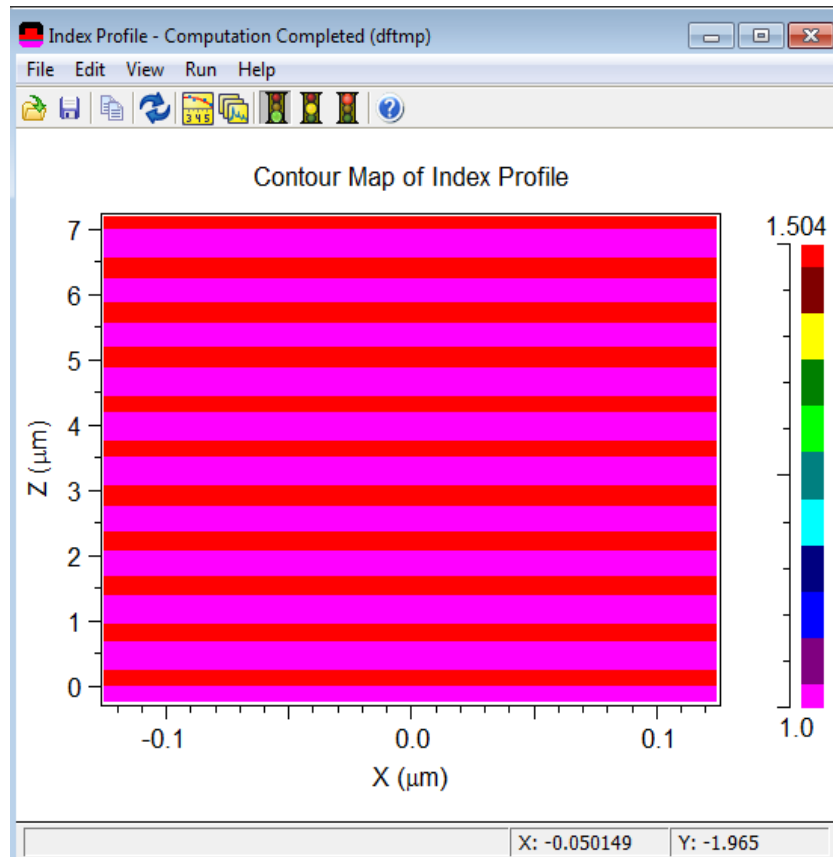



Figure III.8: Distribution d'indice pour la configuration nom structure.

Maintenant que nous avons créé la structure, nous pouvons définir les paramètres de simulation. Appuyez sur la simulation icône Effectuez (**Perform simulation**)  à ouvrir la boîte de dialogue Paramètres de simulation DiffractMOD le montre la figure II.9 [18].

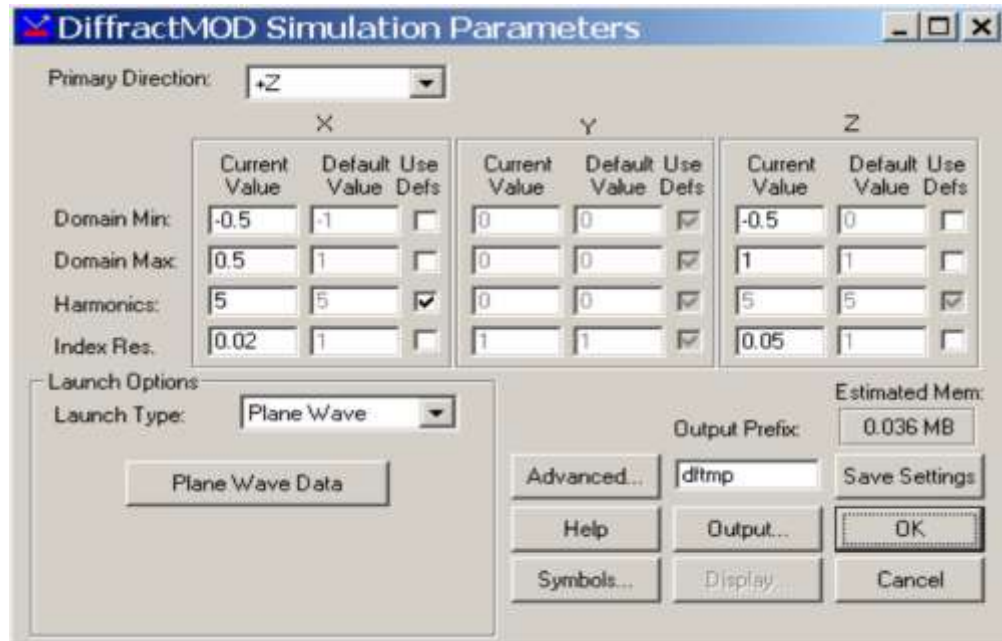


figure III.9: La boîte de dialogue Paramètres de simulation DiffractionMOD où les paramètres de simulation sont contrôlé [37].

Dans cette fenêtre, nous pouvons mettre en place tous les paramètres de simulation primaires tels que l'angle de lancement et nombre d'harmoniques être utilisé. Cependant, puisque c'est un cas simple, nous utiliserons toutes les valeurs par défaut. Toutes les options de simulation seront discutées en détail dans les sections suivantes [37].

III-4-5 Configuration du paramètre simulé (Réflexion, transmittance, absorption)

Appuyez sur le bouton de **Output** pour ouvrir la boîte de dialogue Options de sortie (Output) où l'on peut sélectionner le type (s) de la production nous voulons produire. Définir le type de tracé à vs longueur d'onde, le Min, Max, et les valeurs Step à 0,7, 1,5 et 0,001. Sélectionnez le Totale normalisé puissance réfléchie et le total transmis normalisés options d'alimentation. Appuyez sur OK pour revenir à la DiffractionMOD dialogue Paramètres de simulation [37].

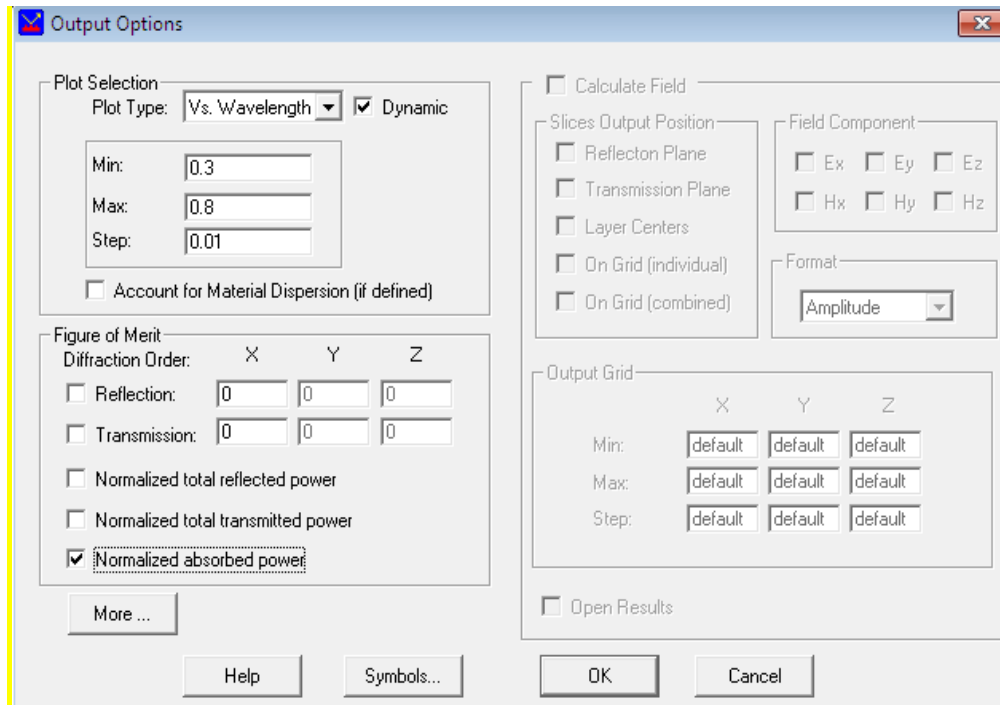


Figure II.10: Output Options.

III-4-6 L'exécution de la simulation

Appuyez sur le bouton OK pour lancer la simulation. Après la simulation est terminée, le résultat se affiche comme indiqué dans Figure II.10.

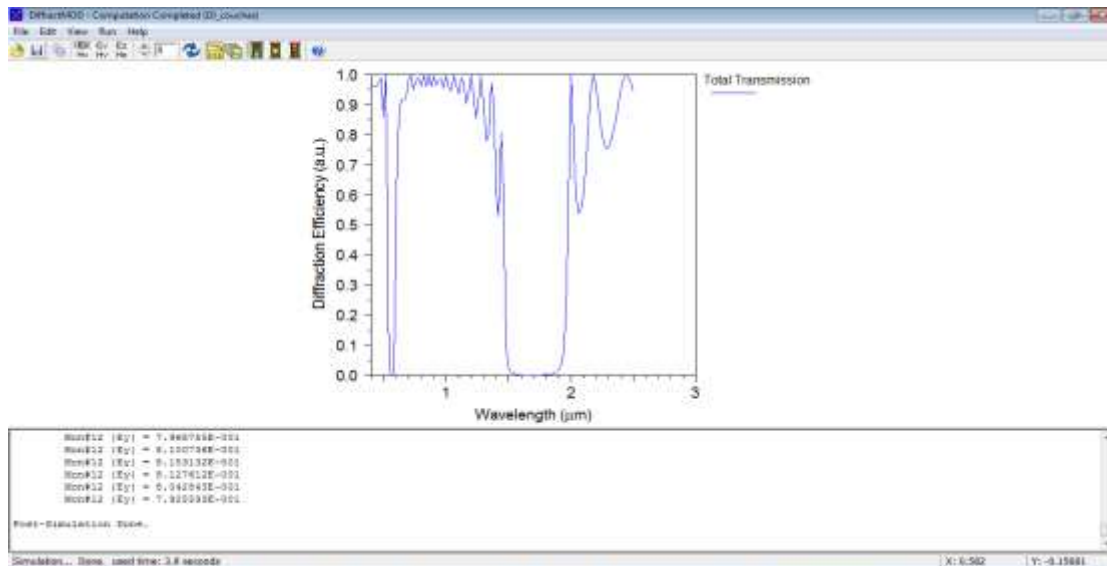



Figure III.11: Résultats de la simulation.

III-4-7-La lecture des résultats

Afin de regarder ou imprimer les résultats de simulation, on clique sur l'icône  de WinPLOT dans la barre des outils supérieur de la fenêtre de CAD, et on choisit le graphe désiré à partir du dialogue qui est présenté.

III-5-Autres options de Rsoft CAD



Edit Launch Field (Editer Le Champ De Lancement) : Cette option ouvre la boîte de dialogue de **LaunchParameters** (paramètres de lancement) où l'utilisateur peut indiquer le champ initial pour une simulation.



Edit layer table (Editer Le Tableau De Couche) : Cette option ouvre **layer table Editor** (l'éditeur), il est utilisé pour définir les structures **3D** multicouche (multilayer).



Perform Simulation (Effectuer La Simulation) : Cette option ouvre la boîte de dialogue de Simulation Paramètre (paramètres de simulation) où l'utilisateur peut indiquer des paramètres de simulation avant de l'effectuer.



Edit Global Settings (Editer Les Arrangements Globaux) : Cette option ouvre la boîte de dialogue de Global Settings (globale d'arrangements) où les arrangements par défaut du circuit peuvent être placés. Elle est équivalente à la nouvelle boîte de dialogue de circuit.



Launch DataBrowser : Ces option ouvrent le Rsoft Data Browser.



Edit Pathways (Editer Les Voies) : Cette option permet à l'utilisateur de définir des pathways, qui sont utilisés pour définir des positions de lancement pour l'analyse.

III-6-Conclusion

Nous avons présenté dans ce Chapitre le logiciel Rsoft CAD, avec le simulateur

DiffRACTMOD, les grandes lignes de la méthode numérique qui a été utilisée dans ce travail et les étapes de simulation. Cette méthode originale est basée sur la méthode modale de Fourier (RCWA) et utilise des couches absorbantes. L'intérêt de généraliser ainsi la méthode modale de Fourier est de pouvoir disposer d'une méthode numérique stable et efficace pour traiter des problèmes de diffraction non-périodiques.

Chapitre IV :
RÉSULTATS ET
DISCUSSIONS

IV 1. Introduction

Ce chapitre présente l'étude et conception de capteurs à base de cristaux photoniques unidimensionnels. Nous agissons en premier temps sur les dimensions de cristaux photoniques 1D telles que le nombre et l'épaisseur de couches pour l'obtention d'une bande interdite photonique large. Ensuite, nous créons un défaut sur CPh 1D afin de génère des modes autorisés dans la région de la bande interdite photonique pour l'enregistrement de différent températures. Nous avons simulé les résultats trouvés par le logiciel RSoftCAD .

IV 2. Résultats de simulation

IV 2.1. Etude de la géométrie

IV 2.1.1. Présentation générale d'un capteur thermique

L'objectif de cette étude est de déterminer la bande interdite photonique et les paramètres qui influent. Ensuite on créons un défaut à son niveau pour l'enregistrement de différent températures.

La configuration la plus simple d'un capteur thermique est une 7 couche de Si périodiques Intermédiaire avec des cavités d'air comme indiqué sur la Figure. *IV.1*



Figure .IV.1 .Représentation de la structure

L'épaisseur des couches de Si est supposée être de 100 nm et la largeur des cavités d'air est de 200 nm. L'indice de réfraction et le constant diélectrique du matériau Si sont donnés par la formule de l'équation exponentielle à double terme [38]:

$$n = 112e^{-0.01028\lambda} + 3.753e^{-0.00005769\lambda}, \quad \epsilon_{\text{Si}} = 13.069.$$

L'indice de réfraction de l'air $n_{\text{air}}=1$.

En raison du contraste énorme entre les indices de réfraction (ou constantes diélectriques) du Si et de l'air, la bande interdite photonique générée est large, comme indiqué sur la Figure. IV.2.

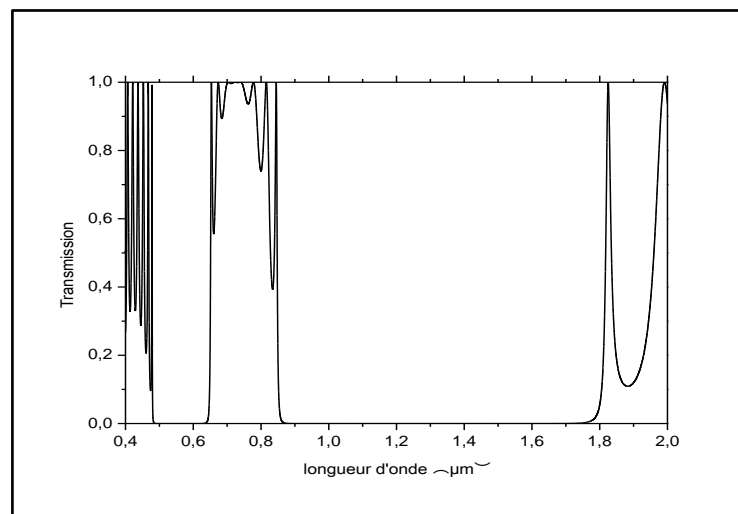


Figure. IV.2. la Courbe de spectre de transmission du cristal photonique 1D qui est constitué de couches de Si intermédiaires avec des cavités d'air.

La courbe spectrale de transmission de la Figure (.IV.2) montrent qu'il y a deux bandes interdites photoniques. Le premier bandgap photonique est dans la région visible avec une plage (482 nm –641 nm) avec une largeur de bande interdite $\Delta\lambda = 159$ nm. L'autre bande interdite photonique est dans la région NIR de 850 nm à 1750 nm avec une largeur de bande interdite $\Delta\lambda = 900$ nm.

IV 2.1.2. Influence de nombre de couches sur la largeur de bande interdite photonique

Dans cette simulation Nous avons étudié un cristal photonique 1D qui constitué des couches périodiques de Si /Air avec différentes cellules unitaires ((Si /Air)³ ,(Si

/Air)5, (Si /Air)7 , (Si /Air)9, (Si /Air)10) , comme indiqué sur la Figure(.IV.3.) .

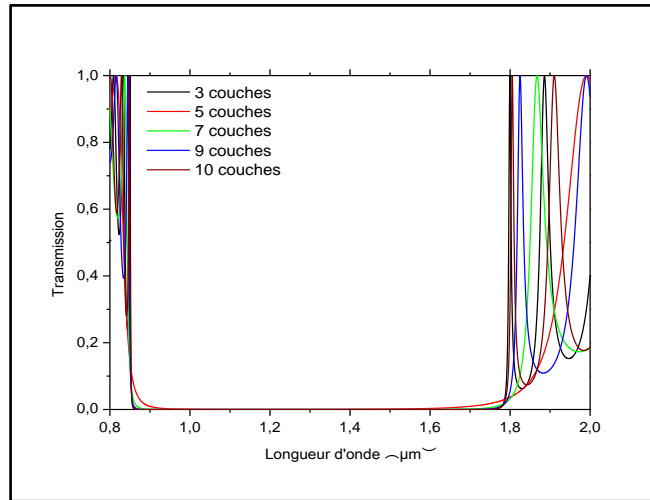


Figure. IV.3. Transmission en fonction de la longueur d'onde pour cinq cas de nombre de couches.

L'interprétation de dernière Figure IV.3.nous conduit de dessiner le Tableau. IV.1

Les Cellules unitaires	(Si /Air) ₃	(Si /Air) ₅	(Si /Air) ₇	(Si /Air) ₉	(Si /Air) ₁₀
La largeur de la BIP (μm)	0.65	0.79	0.86	0.86	0.86

Tableau .IV.1 : la largeur de la BIP en fonction du nombre de couches.

Ce Tableau (.IV.1) nous permet de tracer la courbe du Figure .IV.4.

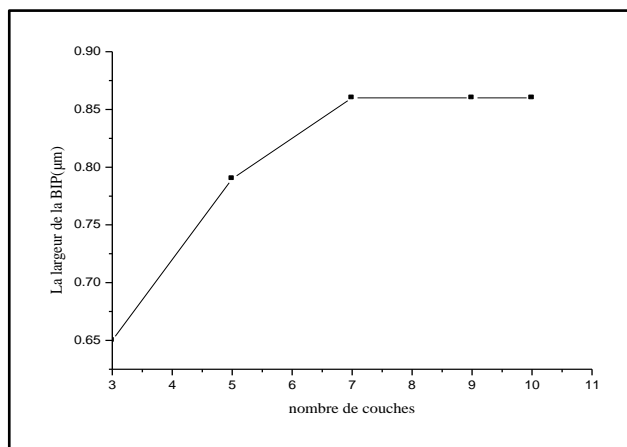


Figure .IV.4. La largeur de la BIP en fonction du nombre de couc

D'après la Figure IV.4. on constate que si on augmente le nombre de couches, la largeur de la bande interdite photonique augmente.

On remarque également, à partir de la 7^{ème} couches la largeur de la bande interdite photonique devient constante est égale $\Delta\lambda = 860 \text{ nm}$.

IV 2.1.3. Effet d'emplacement d'un défaut sur la bande interdite photonique

Dans cette partie, nous créons un défaut sur CPh 1D à travers l'augmentation de la largeur de couche d'air dans différentes positions (1,2,3,4,5,6,7), donc on trouve que le défaut d'air central, comme indiqué sur la Figure (IV.5), a forte trace sur la transmission et sur les modes autorisés apparaissant dans la région de bande interdite photonique.

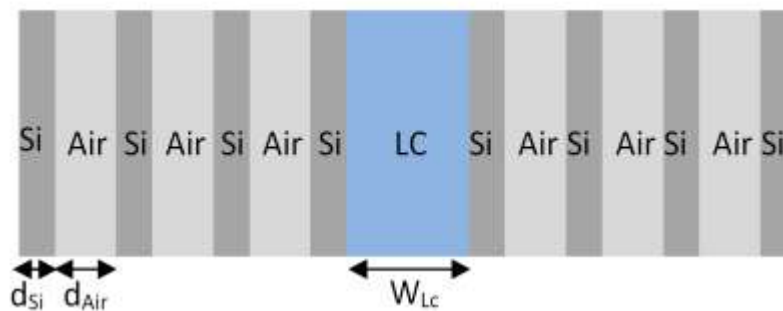


Figure IV.5. Si / Air 1DPC avec couche de défaut d'air centrale.

Mais les autres emplacements de défaut ont faible trace sur la transmission et sur les modes autorisés apparaissant dans la région de la bande interdite photonique comme indiqué sur la Figure. IV.6.

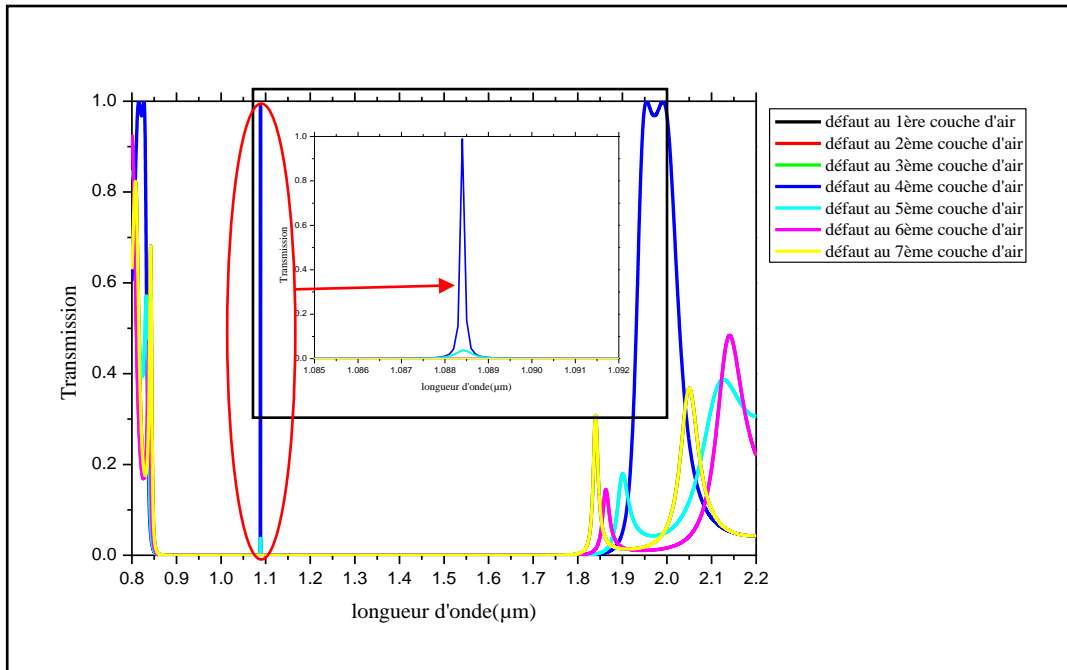


Figure .IV.6. Effet d'emplacement d'un défaut sur la bande interdite photonique.

Comme le montre la Figure IV.6., les différents modes autorisés apparaissent dans la région de la bande interdite photonique du cristal photonique Si / Ai lorsque la largeur du défaut central de l'air (D) passe de 1.4 μm à 1.8 μm avec un pas de 0.1 μm . En raison du contraste élevé entre les indices de réfraction du Si et le défaut central de l'air du cristal photonique 1D, des modes défectueux apparaissent, et la position de ceux-ci dépend de la largeur de la couche défectrice d'air (D). Lorsque la largeur du défaut central D change, la transmission de l'onde électromagnétique de déplacement à travers la région défectueuse sera modifiée.

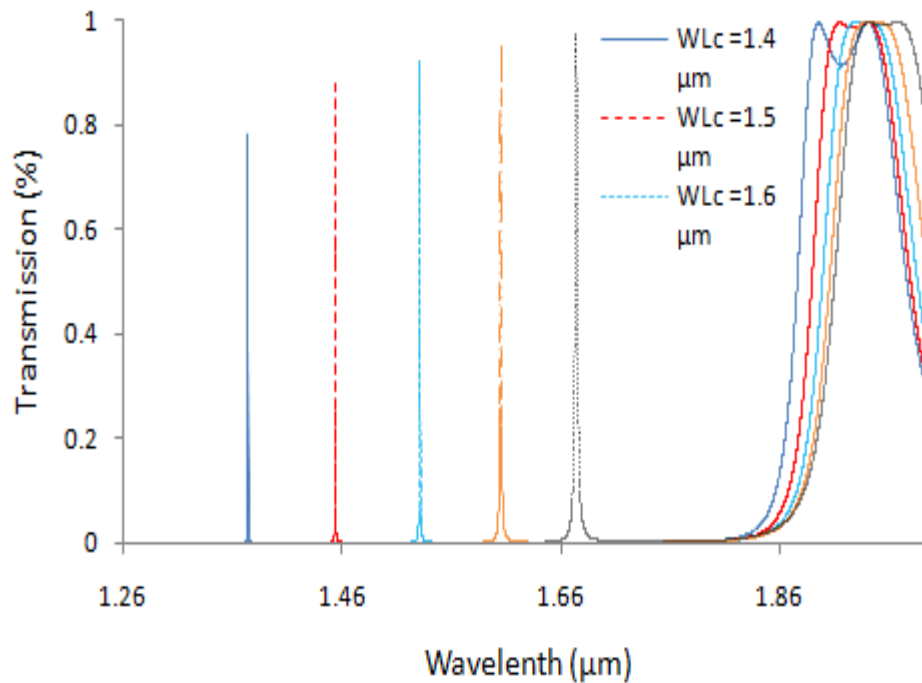


Figure.IV.7. Transmission en fonction de la longueur d'onde avec un défaut d'air central de largeur variable (1.4, 1.5, 1.6, 1.7 et 1.9 μm).

IV-3- Application de capteur thermique a base de CPs 1D pour l'enregistrement de différent températures

La Figure (IV.8.) Montre un capteur à cristal photonique suggéré 1D qui est construit en faisant un défaut central de largeur D dans la cavité milieu rempli de l'analyte (E7) dans l'eau d'indice de réfraction [39]:

$$n = 1.334 + 0.001 * C$$

La sensibilité du capteur thermique à cristal photonique 1D suggéré est étudiée dans le modes TE. L'épaisseur de la paroi de silicium Si et la largeur de la bande du cavité sont fixées aux valeurs 100 nm et 200 nm, respectivement. La sensibilité du capteur à cristal photonique est définie comme la longueur d'onde de résonance (modes autorisés) décalage $\Delta\lambda_{\text{max}}$ par le changement de l'indice de réfraction de l'analyte Δn (RIU: unité d'indice de réfraction).

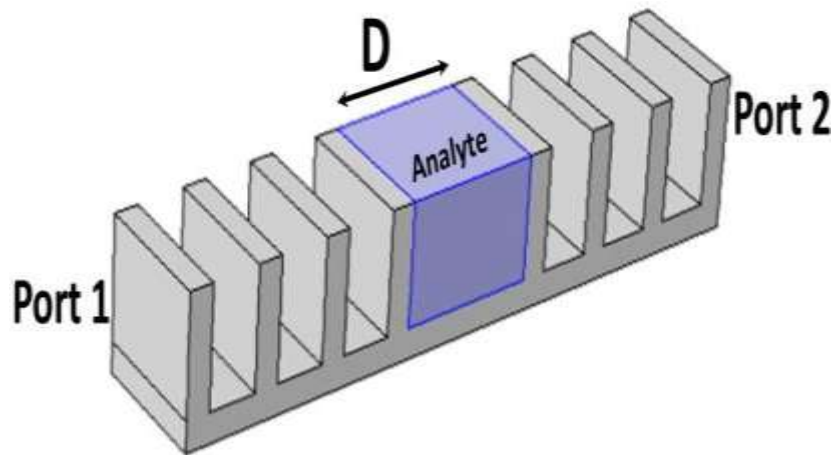


Figure.IV.8. Le tracé 3D du capteur thermique à cristal photonique 1D suggéré avec un défaut central de largeur D rempli avec l'analyte (E7).

Les figures (IV.9.) montrent les spectres de transmission TE à travers le cristal photonique 1D proposé pour différentes valeurs de largeur de défaut D à partir de $1.4\mu\text{m}$ jusqu'à $1.9\mu\text{m}$ avec un pas de $0.1\mu\text{m}$. Dans le cas du mode TE, les meilleures sensibilités de 697n et 712 sont à la largeur des deux défauts valeurs $D = 1.5\mu\text{m}$ et $D = 1.6\mu\text{m}$,

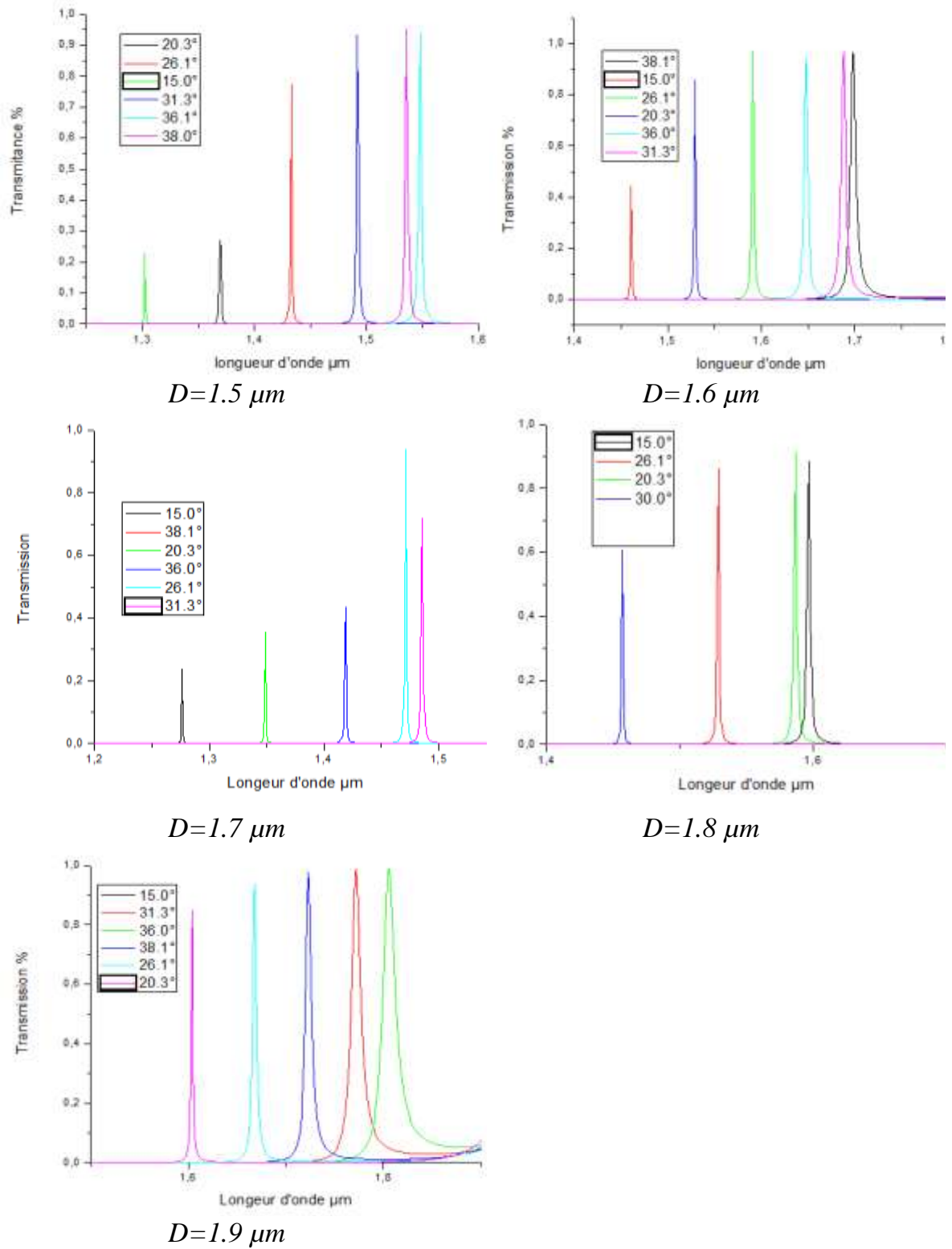


Fig. (IV.9). Spectres de transmission TE du capteur thermique à cristal photonique 1D proposé avec des largeurs de défaut: (a) $D = 1.5 \mu\text{m}$, (b) $D = 1.6 \mu\text{m}$, (c) $D = 1.7 \mu\text{m}$, (d) $D = 1.8 \mu\text{m}$ (f) $D = 1.9 \mu\text{m}$.

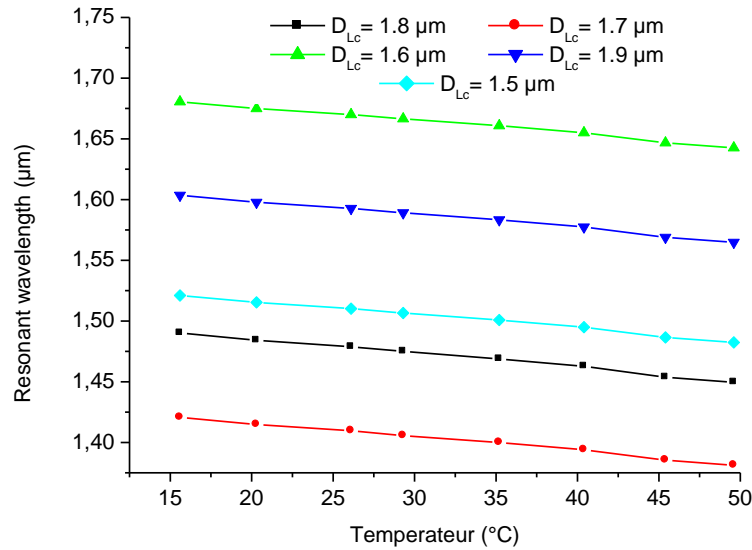


Fig. (IV.10). Le décalage de la longueur d'onde de résonance en fonction de l'urée concentration à différentes valeurs de largeur de défaut D en cas de mode TE.

En outre, à la valeur de $D = 1.5 \mu\text{m}$, les spectres de transmission TE présentent des transmissions maximales inférieures à des longueurs d'onde de résonance pour certaines valeurs de concentration de glucose, comme indiqué sur la Figure (IV.10 (a)). De plus, comme le montrent les Figures (IV.10 (e)), et (IV.10 (f)), la transmission maximale aux longueurs d'onde de résonance se ferme à l'unité à $D = 1.8 \mu\text{m}$ et $D = 1.9 \mu\text{m}$, mais il y a un chevauchement élevé entre les pics larges qui affecte négativement sur le facteur de qualité (FQ) du biocapteur suggéré.

En raison du contraste d'indice entre les indices de réfraction de Si et la température dans le défaut central sont de structure 1DPC, à la fois de réflexion et de transmission se produisent à l'onde électromagnétique se propageant à travers la structure proposée. La transmission dépend des transferts d'ondes électromagnétiques de Si à la température et vice versa à travers la structure du capteur à cristal photonique 1D.

En fait, la sensibilité du capteur à cristal photonique n'est pas seulement le facteur le plus important dans l'efficacité du biocapteur à cristal photonique 1D. Le degré

de netteté des modes de défauts, puis le FQ sont nécessaires pour tester la résolution du capteur 1DPC suggéré.

Tableau (IV.2). Le changement de sensibilité du cristal photonique 1D suggéré capteur thermique avec valeur différente du défaut avec D.

	<i>de sensibilité</i>	
<i>du défaut avec D.</i>	<i>TE</i>	<i>TM</i>
500	607	481
600	651	450
700	697	498
800	712	569
900	641	600
1000	550	625

En raison du contraste d'indice entre les indices de réfraction de Si et la température dans le défaut central sont de structure 1DPC, à la fois de réflexion et de transmission se produisent à l'onde électromagnétique se propageant à travers la structure proposée.

IV-4 Conclusion

Ce chapitre présente l'étude et conception de capteurs à base de cristaux photoniques unidimensionnels de cette étude est de déterminer la bande interdite photonique et les paramètres qui influent. Ensuite on crée un défaut à son niveau pour l'enregistrement de différent température.

Conclusion Générale

Et

Perspective

Conclusion générale et perspective:

Au début de ce travail nous avons fixés un but qui été la réalisation d'un capteur de temperatureà base de structure à cristaux photonique ayant une haute sensibilité. Et pour aboutir à ce but nous avons suivies les étapes suivantes :

- La première étape été de faire une étude des caractéristiques générales et des principes de fonctionnement de différents type de capteur. Puis on s'est focalisés sur l'étude des capteurs de temperature.
- Dans une seconde étape, nous avons parlés des cristaux photoniques en temps que théorie et concept, puis on s'est penchés sur l'utilisation de telles structures pour la fabrication de détecteur et de capteurs de différents types couvrants ainsi, presque la totalité des besoins industriels en capteurs de hautes performances.
- Dans la troisieme étape nous allons presenter le logiciel Rsoft cad et détailler le module diffractMod
- La dernière étape de notre travail été de proposer une structure, de définir ses caractéristiques (période a , rayon de trous r , forme de la cavité et des formes des guides d'ondes inclus) et son GAP optique à fin de définir la plage de longueur d'onde dans laquelle elle doit être exploité. En suite cette structure est optimisée afin d'obtenir une sensibilité maximale et de bon facteurs de qualité.

En effet, les résultats que nous avons obtenus avec notre structure sont très satisfaisants du faite qu'ils montrent une grande amélioration de la sensibilité par rapport à celle trouvé par [33] avec sa structure originale. Avec le design que nous avons proposé, nous avons pus obtenir une sensibilité en temperatureCette sensibilité est très importante et en la comparant avec la littérature du domaine on a constatés qu'elle présente une valeur très compétitive. En perspective, nous incitons les PFEs des promotions à venir, à effectuer d'autre types d'optimisation de cette structure comme par exemple optimiser les dispositions et les longueurs des guides d'ondes d'entré et de sortie, afin de garantir un meilleur couplage entre la source et la cavité, cela d'une part. D'autre part, tenter d'améliorer le rendement de capture de la cavité résonante que nous avons utilisés

(amélioré son facteur de qualité et de sa sensibilité

Bibliographie

- [1] E. Yablonovitch, « Photonic band-gap crystals », *J. Phys: Condensed Matter*, Vol 5n N°16, pp. 2443-2460, (1993).
- [2] Wonjoo Suh, M. F. Yanik, Olav Solgaard, and Shanhui Fan, « Displacement-sensitive photonic crystal structures based on guided resonance in photonic crystal slabs », *Appl.Phys. Lett*, Vol 82, N°13, pp 1999- 2001, (2003).
- [3] Ryad Bendoula,«biocapteur optique :sonde fibrée à cavité fabry-pérot intrinsèque et à couplage évanescent»,thèse doctorat, 178 ,13 , (2006).
- [4] Dekhira Azzedine,«étude théorique et simulation des cristaux photoniques et leurs applications en chimie et biochimie »,thèse magistère, 154 ,14 , (2010).
- [5] L. Rayleigh, «On the maintenance of vibrations by forces of double frequency, and on the propagation of waves through a medium endowed with a periodic structure»,*Philosophical Magazine*, 24, 145–159, (1887).
- [6] V.P. Bykov,« Spontaneous emission in a periodic structure»,*J. Exp. Theor. Phys*, 35, 269 , (1972).
- [7] S.John, «Strong localization of photons in certain disordered dielectric fsuperlattices », *Phys. Rev. Lett*, 58, 2486–2489, (1987).
- [8] A.Genack and N.Garcia, «Observation of Photon localisation in a Three-Dimensional Disordered System », *Phys. Rev. Lett.*, 66 (16), 2064, (1991).
- [9] J.E.G.J.Wijnboven and L.V.Willem,« preparation of photonic crystals mode of air spheres in titania »,*Science* 281,802-804 , (1998).
- [10] T.F. Krauss, R.M. De la Rue et S. Brand,« Two dimensional photonic band gap structures operating at near-infrared wavelengths», *Nature* 383, 699-702, (1996).
- [11] J.E.G.J. Wijnhoven, L.V. Willem, «Preparation of photonic crystals made of air spheres in Titania»,*Science* 281, 802–804 , (1998).
- [12] 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», *Nature* 405, 437–440, (2000).

[13] Laurent Oyhénart, « modélisation et caractérisation de cristaux photoniques tridimensionnels en vue d'applications à la compatibilité électromagnétique », thèse doctorat, 274 ,31-36 , (2005).

[14] D. Kossel, «Analogies between thin-film optics and electron-band theory of solids», *J. Opt.Soc. Am*, 56, 1434 ,(1966).

[15] P. Yeh, A. Yariv, and C. S. Hong, « electromagnetic propagation in periodic stratified media.I. », *General theory*, *J. Opt. Soc. Am*,67, 423 ,(1977).

[16] C. Kittel, «Physique de l'état solide», Dunod , 15, (1998).

[17] Y. Benachour, « Optimisation de cristaux photoniques pour l'optique non linéaire », Thèse de Doctorat n.8997, Université de Paris Sud XI, Orsay, (2008).

[18] K. Sakoda, « Optical Properties of Photonic Crystals », Springer, Berlin, Springer Series in Optical Sciences, 80, 253,(2001).

[19] T.E. Sale, « Vertical cavity surface emitting lasers », Research Studies Press, Taunton, Somerset, England, (1995).

[20] B. Lombardet, « Étude et réalisation des cristaux photoniques pour l'optique intégrées », Thèse de doctorat n°3254, Ecole polytechnique fédérale de Lausanne, (2005).

[21] Laurent Oyhénart, « modélisation et caractérisation de cristaux photoniques tridimensionnels en vue d'applications à la compatibilité électromagnétique », thèse doctorat, 274 ,37-43 , (2005).

[22] W. M. Robertson, « Experimental Measurement of the Effect of Termination on Surface Electromagnetic Waves in One-Dimensional Photonic Bandgap Arrays », *J. LightwaveTech*, 17, 2013, (1999).

[23] Joannopoulos, R. D. Meade, J. N. Win, « Photonic Crystal: Molding the Flow of Light », Princeton Univ, Press, (1995).

[24] E. Yablonovitch. « *Physical Review* », *Letters* 58(20), 2059-2062, (1987).

[25] E. Yablonovitch, T. J. Gmitter, K. M. Leung. «Photonic band structure: The

facecentered-cubic case employing nonspherical atoms.», *Phys. Rev. Lett.*, .67, 2295-2298,(1991).

[26] G. Asch, «Les capteurs en instrumentation industrielle », Edition: 4, Publié par Dunod, (1993).

[27] L.C.Clark and C.Lyons, «Electrode systems for continuous monitoring in cardiovascular surgery », *Annals of New York Academy of Sciences.*, 29,(1962).

[28] S.J. Updike and G.P.Hicks,. « The Enzyme Electrode ». *Nature* ,214, 986, (1967).

[29] G.Guilbault and J. Montalvo, « A Urea Specific Enzyme Electrode », *Journal of the American Chemical Society*, vol 91, 2164, (1969).

[30] Guilbault and J. Montalvo, « An Improved Urea Specific Enzyme Electrode », *Anal. Lett.*, vol 2, 283, (1969).

[31] C. Tran-Minh, « Les biocapteurs. Principe, construction et applications », Paris, Masson, (1991).

[32] E.A.H. Hall, *Biosensors*, « Open University Press », Buckingham, (1990).

[33] N. Comtat and A. Bergel, « Biocapteur: rêve ou réalité industrielle », *Biofutur* vol 171, 33- 36. (1997).

[34] K.Ramanathan et B.Danielsson, « Principles and applications of thermal biosensor », *Biosens and Bioelectron*, vol 16, 417–423, 2001.

[35] C.James. Weaver, Charles L. Cooney, «Tannenbaum. Experiments and calculations concerning a thermal enzyme probe », *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Enzymology*, vol 452, 285–291, (1976).

[36] B.Danielsson et L.Flygare, « Performance of a thermal of thermal biosensor in organic solvents », *Sens. Actuators B*, 523–527, (1990).

[37] M.Rank et B.Danielsson, « Implentation of a thermalbiosensor in a process environment : online monitoring of penicillin v inproduction-scale fermentations», *Bibliographie Biosens. and Bioelectron*, vol 7, 127–130, (1992).

[38] K.Ramanathan, B.R.Jönsson et B.Danielsson, « Sol-gel based thermal biosensor

for glucose » *Anal.Chim.Acta*, vol 427, 1–10, (2001).

[39] P.Skladal, C.dos.Santos.Riccardi et H.Yamanaka, « Piezoelectric biosensors for realtime monitoring of hybridization and detection of hepatitis c virus. *Journal of Virological Methods* », vol 117, 145–151, (2004).

Résumé :

Les cristaux photoniques sont des structures présentant une modulation périodique de leurs indices de réfractions. Cette modulation d'indice conduit à l'apparition d'une bande interdite photonique (GAP) empêchant les longueurs d'onde situées entre ses limites à se propager au sein de ces structures. Ces structures ont eu un grand intérêt dans la recherche scientifique ce qui a mené à une multiplication très rapide de leurs domaines d'applications, en entres autres ; la mesure des grandeurs physiques et les capteurs. En effet, de nos jours les cristaux photoniques sont à base de la réalisation d'une vaste gamme de capteurs, balayant presque toutes les grandeurs physiques mesurables et en particulier la pression, notre travail entre dans ce cadre,

En effet, dans ce travail nous avons proposés une structure de capteur de température opérant à des pressions de l'ordre du giga pascal, réalisée dans une structure à cristaux photonique à 1D. Ensuite une optimisation de cette structure est faite dans le but d'avoir une meilleure sensibilité et facteur de qualité possible.

Mots clés : Cristaux photoniques 1D, GAP photonique, capteur de pression, optimisation, sensibilité RI, sensibilité à la température, facteur de qualité.

Abstract:

Photonic crystals are structures exhibiting a periodic modulation of their refractive indices. This index modulation leads to the appearance of a photonic band gap (GAP) preventing wavelengths between its limits from propagating within these structures. These structures have a great interest in scientific research which has led to a very rapid increase in their fields of application, among others; measurement of physical quantities and sensors. Indeed, nowadays photonic crystals are based on the realization of a wide range of sensors, scanning almost all measurable physical quantities and in particular temperature, our work falls within this framework,

Indeed, in this work we have proposed a temperature sensor structure operating at temperatures of the order of giga pascal, realized in a 1D photonic crystal structure. Then an optimization of this structure is made in order to have a better sensitivity and possible quality factor.

Key words: 1D photonic crystals, photonic GAP, temperature sensor, optimization, RI sensitivity, temperature sensitivity, quality factor.

ملخص:

البلورات الضوئية هي هياكل تظهر تحويراً دوراً بالموشرات انكسارها. يؤدي تعديلاً لمؤشر هذا إلى ظهور فجوة نطاق ضوئية (GAP) تمنع الأطوال الموجبة بين حدودها من الانتشار داخل هذه الهياكل. هذه الهياكل لها اهتمام كبير بالبحث العلمي الذي

أدى إلى زيادة سريعة للغاية في مجالات تطبيقها، من بين أمور أخرى؛ قياس الكميات الفيزيائية وأجهزة الاستشعار. في الواقع، تعتمد البلورات الضوئية في الوقت الحاضر على إدراك مجموعة واسعة من أجهزة الاستشعار، ومسح جميع الكميات الفيزيائية القابلة للقياس تقريباً ودرجة الحرارة المعينة، ويقع عملنا في هذا الإطار، في الواقع، في هذا العمل اقترحنا بنية مستشعر درجة الحرارة تعمل عند درجات حرارة تصل إلى جيغا باسكال، ويتم تحقيقها في بنية بلورية ضوئية أحادية الأبعاد. ثم يتم إجراء تحسين لهذا الهيكل من أجل الحصول على حساسية أفضل وعامل جودة محتمل.

الكلمات الرئيسية: بلورات ضوئية D1، فجوة ضوئية، مستشعر درجة الحرارة، تحسين، حساسية RI، حساسية درجة الحرارة، عامل الجودة.