



**Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
Scientifique**

Université Kasdi Merbah Ouargla

**Faculté des Nouvelles Technologies de l'Information et de la
Communication**

Département d'Électronique et des Télécommunications

Mémoire de Master Académique

Pour obtenir le diplôme de master délivré par

Université Kasdi Merbah Ouargla

Spécialité "Systèmes des télécommunications"

**Étude et conception de biocapteurs à cristaux
photoniques 2D basés sur un guide d'ondes couplé à des
cavités**

Présenté et soutenu publiquement par

Guermache Amira et Ouali Abla

Le 25 juin 2023

Jury

Boualem MEKIMAH,

Mohammed BOULESBAA,

Hamza OTHMANI,

Rima HADJADJ,

MCA à l'université de Ouargla

Professeur à l'université de Ouargla

MCA à l'université de Ouargla

Doctorante à l'université de Ouargla

Président

Encadrant

Examineur

Invitée

Dédicaces

Nous dédions ce projet de fin d'études, aux personnes qui nous avons les plus chères :

A nôtres parents, qui ont énormément soutenu dans les moments les plus difficiles qui se sont toujours sacrifiés pour nous.

A nôtres familles qui nous encourager toujours.

A notre encadrant monsieur **Mohammed Boulesbaa**, professeur à l'université de Ouargla pour avoir bien voulu encadrer ce travail ainsi que pour sa riche contribution et ses précieux conseils.

A Mes professeurs de l'université **KASDI MERBAH** et nos collègues qui doivent voir dans ce travail la fierté d'un savoir bien acquis.

Remerciements

Nous remercions Allah le tout puissant de nous avoir donné le courage, la volonté, la santé et surtout la patience, pour pouvoir, durant toutes ces longues années d'études, d'arriver là où nous sommes aujourd'hui et d'exploiter tous nos efforts pour ce modeste travail.

Nous souhaitons remercier notre encadrant, **Pr. Mohammed BOULESBAA**, professeur à l'université de Ouargla, pour le temps qu'il nous a consacré à nous donnant les conseils et les idées nécessaires à la conduite de ce mémoire.

Nous remercions les membres du jury **Dr. Boualem Mekimah** maître de conférences de classe A et **Dr. Hamza Othmani** maître de conférences de classe A d'avoir accepté d'évaluer ce travail de fin d'études.

Nos remerciements sont adressés également aux enseignants de notre département d'électronique et des télécommunications pour leurs contributions à notre formation.

Nous remercions surtout Dr. Boualem Mekimeh pour la solidarité et les conseils qu'il nous a prodigués, ainsi que pour les efforts qu'il a déployés tout au long de ces années d'apprentissage.

Enfin, nous remercions nos familles, nos amis et tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail.

Résumé

Dans cette étude, nous avons développé et conçu de nouvelles structures d'un biocapteur à cristaux photoniques CPs-2D dans le domaine biomédical, pour détecter les molécules spécifiques de différentes maladies. Lorsque les particules se lient à la surface, notre méthode de détection est basée sur la détection l'indice de réfraction correspondant aux biomolécules. Dans notre travail, les structures proposées sont réalisés sur un réseau carré de tiges de silicium avec un indice de réfraction de 3,5, dans un arrière-plan d'air. Le calcul de la bande interdite est effectué par la méthode (PWE), et la puissance de transmission des structures conçues est déterminée à l'aide de la méthode (FDTD). Nous avons travaillé sur deux applications différentes, la détection des tissus cérébraux et la détection du cancer avec deux structures différentes afin de comparer les structures à une seule cavité et à double cavités. En résultats, nous avons pu constater un meilleur facteur de qualité avec la structure conçu avec une seule cavité est 32.12, et une sensibilité élevée dans la deuxième structure de 79.03 nm/UIR. À une longueur d'onde d'environ 1550 nm (la troisième fenêtre de télécommunication), qu'elle déplace avec la variation de l'indice de réfraction, Lorsqu'il change de 1 à 1,4833, il existe une relation inverse entre les deux structures en ce qui concerne l'intensité maximale du spectre de transmission. Plus précisément, l'intensité maximale diminue pour la structure à une seule cavité, tandis qu'elle augmente pour la deuxième structure.

Mot clé : biocapteur; cristaux photoniques; molécules spécifiques; l'indice de réfraction; bande interdite; PWE; FDTD.

Abstract

In this study, we have proposed and simulated new structures for a photonic crystal-based biosensor CPs-2D in the medical field, to detect molecules specific to different diseases. When the particles bind to the surface, our detection method is based on the detection of the refractive index corresponding to the biomolecules. This work is carried out using square distributions of silicon rods with a refractive index of 3.5, in an air background. The bandgap was calculated using the (PWE) method, and the simulation results were analyzed using the (FDTD) method. We worked on two different applications, brain tissue detection and cancer detection, with two different structures to compare single-cavity and dual-cavity structures. In the results, we found a better quality factor with the structure designed with a single cavity is 32.12, and a high sensitivity in the second structure of 79.03 nm/UIR. At a wavelength of around 1550 nm (the third telecommunication window), which shifts with the variation of the refractive index, when it changes from 1 to 1.4833, there is an inverse relationship between the two structures with regard to the maximum intensity of the transmission spectrum. Specifically, the maximum intensity decreases for the single-cavity structure, while it increases for the second structure.

Keywords : biosensor; photonic crystals; specific molecules; refractive index; band gap;

ملخص

في هذه الدراسة ، قمنا باقتراح ومحاكاة بنى مربعة جديدة لجهاز استشعار حيوي على أساس البلورات الضوئية CPs-2D للجزئيات الحيوية. تم تنفيذ هذا العمل بتوزيعات دائرية لقضبان السيليكون مع معامل انكسار 3.5 UIR ، في خلفية هوائية. يتم حساب فجوة النطاق بطريقة (PWE) ، وتم تحليل نتائج المحاكاة باستخدام طريقة (FDTD). لقد عملنا على تطبيقين مختلفين ، اكتشاف أنسجة المخ واكتشاف السرطان بهيكلين مختلفين لمقارنة الهياكل ذات التجويف الفردي والهياكل ثنائية التجويف. في النتائج ، يمكننا أن نرى عامل جودة أفضل مع الهيكل المصمم بتجويف واحد هو 32.12 ، وحساسية عالية في الهيكل الثاني 79.03 نانومتر / UIR . عند طول موجة يبلغ حوالي 1550 نانومتر (نافذة الاتصالات الثالثة) ، والتي تتحول مع التغير في معامل الانكسار ، عندما يتغير من 1 إلى 1.4833 UIR ، توجد علاقة عكسية بين الهيكلين فيما يتعلق بأقصى شدة من طيف الإرسال. بتعبير أدق ، تنخفض الكثافة القصوى للهيكل أحادي التجويف ، بينما تزداد في الهيكل الثاني.

كلمات مفتاحية : جهاز استشعار حيوي ؛ بلورات فوتونية ؛ جزئيات محددة ؛ معامل الانكسار فجوة الفرقة؛ PWE ؛ FDTD .

Table des matières

Dédicaces	ii
Remerciements	iii
Table des matières	vi
Liste des figures	ix
Liste des tableaux	xiii
Liste des Abréviations	xiv
Liste des Symboles	xv
Introduction Générale	1
1 Cristaux photoniques : Introduction & présentation	3
1.1 Introduction	4
1.2 Définition	4
1.3 Cristaux photoniques naturels	5
1.3.1 Opales	5
1.3.2 Sourie de mer	5
1.4 Cristaux photoniques unidimensionnels CPs-1D	6
1.4.1 Réseaux de Bragg	6
1.4.2 Propriétés géométriques et physiques d'un CPs-1D [2]	7
1.4.2.1 Contraste d'indice	7
1.4.2.2 Période	7
1.4.2.3 Facteur de remplissage	8
1.5 Cristaux photoniques bidimensionnels (CPs -2D)	8
1.5.1 Propriétés physiques et géométriques d'un CP-2D	10
1.5.1.1 Contraste d'indice	10
1.5.1.2 Facteur de remplissage f	11
1.6 Cristaux photoniques tridimensionnels (CPs-3D)	11
1.6.1 Structures Tas de bois	11
1.6.2 Loi d'échelle	11
1.7 Polarisation de l'onde électromagnétique (TE et TM)	12
1.7.1 Diagramme de bande	13
1.7.2 Cartes des bandes interdites	14
1.8 Différents types de défaut	15
1.8.1 Défauts ponctuels	15

1.8.2	Défauts linéaires	16
1.9	Exploration des cristaux photoniques bidimensionnels avec défauts	17
1.9.1	Cavités à hétéro-structures	17
1.9.2	Cavité à modulation de largeur du défaut linéique	17
1.9.3	Influence des paramètres géométriques sur les microcavités	18
1.10	Applications des cristaux photoniques	19
1.10.1	Dispositifs électroluminescents	19
1.10.2	Guides d'ondes et interconnexions optiques	19
1.10.3	Filtres optiques	19
1.10.4	Capteurs à base de CPs	20
1.10.5	Biocapteurs à base de CPs	20
1.11	Conclusion	21
2	Généralités sur des Capteurs à Cristaux Photoniques	22
2.1	Introduction	23
2.2	Définition d'un capteur	23
2.3	Classification des capteurs	23
2.3.1	Capteurs passifs	24
2.3.2	Capteurs actifs	24
2.4	Paramètres caractéristiques des capteurs	25
2.4.1	Etalonnage	25
2.4.2	Sensibilité	26
2.4.3	Sélectivité	26
2.4.4	Linéarité	26
2.4.5	Limite de détection	27
2.4.6	Résolution	27
2.5	Différents types de capteurs	27
2.5.1	Capteurs physiques	27
2.5.2	capteurs chimiques	27
2.5.3	Capteurs optiques	27
2.5.3.1	Capteurs à base des CPs	28
2.5.3.2	Capteurs à base d'Interféromètres	28
2.6	Développement de biocapteur	30
2.7	Définition d'un biocapteur	30
2.8	Structure et principe d'un biocapteur	30
2.9	Classification du biocapteur	31
2.10	Biocapteur optique	32
2.10.1	Biocapteurs à fluorescence	32
2.10.2	Bioapteurs à résonance plasmon de surface (SPR)	32
2.10.3	Biocapteurs optique à cristaux photoniques	32
2.10.3.1	Biocapteurs basés sur des guides d'ondes couplés à la cavité	33
2.10.3.2	Biocapteurs optique à base de résonateurs	34
2.11	Applications des biocapteurs	34
2.11.1	Dans le domaine agroalimentaire	34
2.11.2	Dans le domaine pharmaceutique et biomédical	35
2.12	Exigences de conception et matériaux	35
2.13	Conclusion	35

3	Conception d'un Biocapteur à Cristaux Photoniques avec une seule Cavité	36
3.1	Introduction	37
3.2	Détection des biomolécules par les biocapteurs à CPs	37
3.3	Biocapteurs à base de cristaux photoniques	38
3.4	Schéma fonctionnel pour la détection biomédicale	38
3.5	Conception des biocapteurs à base d'un réseau carré	39
3.5.1	Détermination et optimisation de la BIP	40
3.5.2	Profil d'indice de réfraction, zone de brillouin et constante diélectrique 2D à $y=0$, de la structure de réseau carré à base de CPs	41
3.5.3	Calcul de la bande interdite photonique BIP	41
3.6	Structure proposée	42
3.6.1	Structure proposée conçue avec une seule cavité	42
3.6.2	Résultats de simulation	43
3.6.3	Distribution de champ	44
3.7	Détection des types de tissus cérébraux	44
3.7.1	Etude de la structure proposé pour la détection de tissus cérébraux	45
3.7.2	Etude de la structure proposé pour la détection du Cancer	50
3.8	Conclusion	56
4	Conception d'un Biocapteur à Cristaux photoniques 2D basés sur un Guide d'ondes couplé à deux Cavités	57
4.1	Introduction	58
4.2	Structure proposée	58
4.2.1	Structure proposée conçue avec un guide d'onde couplée à deux cavités	58
4.2.2	Optimisation de la structure de biocapteur à base de CPs-2D	59
4.2.3	Distribution de champ et signal de transmission	60
4.3	Sélection des biomolécules	61
4.3.1	Etude de la structure proposée pour la détection de tissus cérébraux	61
4.3.2	Etude de la structure proposée pour la détection du Cancer	67
4.4	Etude comparative	72
4.5	Conclusion	73
	Conclusion générale	75

Liste des figures

1.1	Schéma montrant le principe des arrangements pour des cristaux photoniques unidimensionnels (1D), bidimensionnels (2D) et tridimensionnels (3D).	4
1.2	une opales naturelle au microscope électronique [12].	5
1.3	souris de mer naturelle.	5
1.4	Schéma d'un miroir de Bragg constitué d'un empilement de couches d'épaisseurs a_1 et a_2 de permittivités ϵ_1 et ϵ_2 différentes [6].	6
1.5	Représentation schématique de l'interface des ondes réfléchies par chaque dioptre [6].	7
1.6	Périodes d'un cristal photonique unidimensionnel.	8
1.7	Structures bidimensionnelles : (a) connectée, (b) déconnectée [13]. Un cristal photonique 2D parfait est périodique dans le plan (Oxy) et infiniment long dans la direction (Oz). Il possède une bande interdite photonique dans le plan (Oxy). Ces systèmes n'existent pas dans la réalité [13].	9
1.8	Structure 2D : (a) Structure carrée, (b) triangulaire et (c) hexagonale.	9
1.9	Réseau triangulaire : (a) réseau direct, (b) réseau réciproque et (c) zone de Brillouin avec les points de symétrie [14].	10
1.10	Cristaux photoniques 2D planaires à haut contraste d'indice vertical.	10
1.11	a) Représentation schématique de Yablonovitch, structure 3D de périodicité CFC (Cubique Face Centrée) [11], b) Image MEB d'un CPs-3D « tas de bois » [15].	12
1.12	Représentation des polarisations TE et TM dans un BIP 2D.	13
1.13	Diagramme de bande d'un cristal photonique 2D constitué de trous d'air dans une matrice diélectrique et calculé par la méthode des ondes planes PWE pour la polarisation TE (ligne rouge) et TM (pointillé bleu) ($f=0.3$) : (a) réseau triangulaire (b) réseau carré [7].	14
1.14	Cartes des bandes interdites d'un réseau de trous d'air dans une matrice diélectrique. (a) Réseau triangulaire; (b) Réseau carré [7].	15
1.15	les défauts ponctuels : (a) défauts lacunaire, (b) et (c) défauts de substitution.	16
1.16	Spectre de transmission d'un cristal hexagonal de tiges diélectriques avec ou sans défaut lacunaire [16].	16
1.17	Exemple de guide W1 à cristal photonique triangulaire de trous d'air sur un substrat de silicium sur isolant.	17
1.18	Schéma de principe d'une cavité à hétéro-structure montrant le confinement des photons [19].	18
1.19	Schéma de principe d'une cavité à modulation de largeur du défaut linéique [18].	18

1.20 Exemple de réalisation expérimentale d'un filtre add-drop constitué de deux guides d'onde diffractifs et d'une cavité linéique dans un cristal photonique membranaire [22].	20
1.21 Schéma d'un biocapteur à base de cristaux photoniques conçu avec une seule cavité.	20
2.1 Architecture d'un capteur.	23
2.2 Courbe d'étalonnage d'un capteur.	25
2.3 Principe d'un capteur à base d'un cristal photonique à deux dimensions [31].	29
2.4 (a) Schéma d'un interféromètre de Mach-Zehnder. (b) Schéma d'un interféromètre de young [31]	29
2.5 Principe générale d'un biocapteur [24].	30
2.6 Représentation schématique du principe de fonctionnement d'un biocapteur [36].	31
2.7 Organigramme montrant les différents types de biocapteurs classés en fonction de leurs éléments transducteurs et éléments de reconnaissance biologique [37]	31
2.8 Structure schématique de système de détection optique.	32
2.9 Exemple d'un biocapteurs basés sur des guides d'ondes couplés à la cavité.	33
2.10 application des biocapteurs.	34
3.1 Schéma de la structure de réseau carré à base de CPs utilisée pour concevoir le biocapteur.	39
3.2 (a) Profil d'indice de réfraction, (b) zone de brillouin, (c) constante diélectrique 2D à $y=0$	41
3.3 Diagramme de bandes interdites photoniques de la structure de réseau carré en CPs.	42
3.4 Structure de biocapteur conçue avec une cavité.	43
3.5 (a) Longueurs d'ondes de résonance et facteurs de qualités en fonction de la variation des rayons des tiges entourant la cavité. (b) Longueurs d'ondes de résonance et facteurs de qualités en fonction de la variation des rayons des tiges du guide d'ondes.	43
3.6 Répartition de l'intensité électrique TE dans la cavité et le guide d'ondes ainsi que le spectre final.	44
3.7 Sortie du biocapteur en mode référence (Air).	46
3.8 Sortie de biocapteur pour le liquide cérébro-spinal et mur de cerveau solide.	46
3.9 Sortie de biocapteur pour le sclérose en plaques et oligodendrogliome. . . .	47
3.10 Sortie de biocapteur pour la matière grise et la matière blanche.	47
3.11 Sortie de biocapteur pour le gliome de bas grade et le médulloblastome. . .	48
3.12 Sortie de biocapteur pour le glioblastome et lymphome.	48
3.13 Sortie de biocapteur pour le métastase.	49
3.14 Superposition des spectres de transmission mesurés à la sortie du biocapteur pour les différents types de tissus cérébraux.	49
3.15 Sortie de biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer de sang et cellules normales.	51
3.16 Superposition des spectres de transmission en sortie de biocapteur pour des cellules de sang normales et cancéreuses.	51
3.17 Sortie de biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer du col de l'utérus et cellules normales.	52

3.18	Superposition des spectres de transmission en sortie de biocapteur pour des cellules du de l'utérus normales et cancéreuses.	52
3.19	Sortie de biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer du sein et cellules normales.	53
3.20	Superposition des spectres de transmission en sortie de biocapteur pour des cellules de sein normales et cancéreuses.	53
3.21	Sortie de biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer de peau et cellules normales.	54
3.22	Superposition des spectres de transmission en sortie de biocapteur pour des cellules de peau normales et cancéreuses.	54
3.23	Variation de la puissance de transmission mesurée à la sortie du biocapteur en fonction de l'indice de réfraction. (a) : tissus cérébraux. (b) : cellules cancéreuses.	55
4.1	Structure de réseau carré à base de CPs conçu avec deux cavités couplée avec un guide d'onde (W).	59
4.2	(a) Longueurs d'ondes de résonances et facteurs de qualités en fonction la variation des rayons des tiges entourant la cavité. (b) Longueurs d'ondes de résonances et facteurs de qualités en fonction de la variation des rayons des tiges du guide d'ondes	60
4.3	Distribution de l'intensité du champ électrique TE à l'intérieur des deux cavités couplées avec le guide d'onde (W) est accompagnée du spectre de transmission correspondant à une longueur d'onde de 1516,3 nm et d'une puissance de transmission de 94%.	60
4.4	Simulations pour les cas 2 tiges, 32 tiges, 42 tiges, 96 tiges et 136 tiges.	61
4.5	Sortie du biocapteur en mode référence (Air).	62
4.6	Sortie du biocapteur pour liquide cérébro-spinal et mur de cerveau-solide.	62
4.7	Sortie du biocapteur pour sclérose en plaques et oligodendrogline.	63
4.8	Sortie du biocapteur pour les Matières grise et blanche.	63
4.9	Sortie du biocapteur pour Gliome de bas grade et Médulloblastome.	64
4.10	Sortie du biocapteur pour Glioblastome et Lymphome.	64
4.11	Sortie du biocapteur pour le Métastase.	65
4.12	Superposion des spectres de transmission mesuré à la sortie du biocapteur.	65
4.13	Sortie du biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer de sang et cellules normales.	67
4.14	Superposition des spectres de transmission des cellules de sang normales et cancéreuses.	67
4.15	Sortie du biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer du col de l'utérus et cellules normales.	68
4.16	Superposition des spectres de transmission des cellules de col normales et cancéreuses.	68
4.17	Sortie du biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer du sein et cellules normales.	69
4.18	Superposition des spectres de transmission des cellules de sein normales et cancéreuses.	69
4.19	Sortie du biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer de peau et cellules normales.	70

4.20 Superposition des spectres de transmission du noyau des cellules de peau normales et cancéreuses.	70
4.21 Variation de la puissance de transmission du biocapteur en fonction de l'indice de réfraction. (a) : tissus cérébraux (b) cellules cancéreuses.	72

Liste des tableaux

1.1	Les propriétés élémentaires du réseau triangulaire sont résumées sur le tableau [14].	10
2.1	Tableau 1 Résultats du grandeurs de sortie selon quelques mesurandes et les Matériaux utilisés [24].	24
2.2	Résultats du grandeurs de sortie selon les effets utilisés à quelques mesurandes [24].	25
3.1	Paramètres optiques et géométriques de la structure carré à base de CPs. . .	40
3.2	Détermination et optimisation de la BIP.	40
3.3	Indices de réfraction de différents types de tissus cérébraux [9].	45
3.4	caractéristiques essentielles d'un biocapteur spécifique pour la détection des tissus cérébraux.	50
3.5	Résultats des caractéristiques essentielles d'un biocapteur spécifique pour la détection de cancer.	55
4.1	Paramètres optiques et géométriques de la structure carré à base de (CPs). .	59
4.2	caractéristiques essentielles d'un biocapteur spécifique pour la détection des tissus cérébraux.	66
4.3	caractéristiques essentielles d'un biocapteur spécifique pour la détection de cancer.	71
4.4	Comparaison de résultats obtenus par notre biocapteurs avec des autres travaux.	73

Liste des Abréviations

BIP	Bande Interdite Photonique.
CP	Cristal Photonique.
CPs	Cristaux photoniques.
2D	Bidimensionnels.
3D	Tridimensionnels.
FDTD	Finite-Difference Time-Domain method.
PWE	Plane Wave Expansion method.
PML	Perfectly Matched Layer.
TE	Transverse Electrique, polarisation TE.
TM	Transverse Magnétique, polarisation TM.
SPR	Surface Plasmon Resonance.
IMZ	Interféromètre Mach-Zender.
LD	Limite de Détection.
Q	Facteur de Qualité.
S	Sensibilité.
R	Résolution.
UIR	Unité d'indice de réfraction.
ADN	L'acide désoxyribonucléique.
FOM	Facteur de mérite.
<i>si</i>	silicium.

Liste des Symboles

λ	Longueur d'onde.
λ_0	Longueur d'onde de résonance.
a	Période du cristal photonique.
r	Rayon du cristal photonique.
f	Facteur de remplissage.
R	La réflectivité.
n	Indice de réfraction.
n_{eff}	Indice de réfraction effectif.
ω	La pulsation.
c	Vitesse de la lumière dans le vide.
ϵ	Permittivité diélectrique.
V	Le potentiel.
ΔS_{out}	la variation du signal de sortie.
m	la variation du mesurande.
T	Temperature.
v_i	Volume occupé par le matériau de permittivité.
Λ	Volume de la cellule.
Δ	Le contraste d'indice.
E	le champ électrique.
H	le champ magnétique.

Introduction Générale

La détection rapide, simple et efficace de molécules chimiques ou biologiques est devenue un enjeu majeur dans les domaines de la santé, de l'environnement [1], de l'agriculture [2] et de l'agroalimentaire [3]. Dans le domaine de la santé, en particulier, la détection biomédicale revêt une importance cruciale, le suivi des maladies et la recherche pharmaceutique [4]. Ces dernières années, les progrès technologiques ont ouvert la voie à de nouvelles méthodes de détection plus sensibles, rapides et spécifiques, répondant ainsi aux exigences croissantes. Parmi ces avancées, les biocapteurs [5] à base de cristaux photoniques ont émergé comme des solutions prometteuses pour la détection de diverses substances biologiques [6].

Les cristaux photoniques (CPs) sont des matériaux artificiels ou naturels dont l'indice de réfraction est modulé périodiquement selon une ou plusieurs directions de l'espace [6]. Les cristaux photoniques ont la capacité d'interdire la propagation de la lumière dans certaines directions pour une gamme de fréquences appelée BIP. La majorité des applications des cristaux photoniques repose sur les propriétés principales de la bande interdite photonique. Dans certains cas, pour ouvrir des fréquences permises à l'intérieur de cette bande, il est nécessaire d'introduire des défauts dans la structure périodique. Lorsqu'ils sont utilisés dans les biocapteurs optiques, les cristaux photoniques permettent de détecter les variations de la lumière incidente, que ce soit en termes d'intensité ou de polarisation [7]. Ces variations peuvent être provoquées par des changements de l'environnement, des interactions avec des molécules cibles ou d'autres paramètres mesurables. Les cristaux photoniques peuvent être fonctionnalisés en incorporant des matériaux [8] sensibles à des analytes spécifiques, tels que des molécules biologiques, des gaz ou des particules. Lorsque ces analytes se lient à la surface du cristal photonique, ils modifient les propriétés optiques de la structure, ce qui entraîne des changements détectables dans la lumière qui le traverse ou est réfléchi par le cristal. Ces changements sont ensuite mesurés et interprétés pour déterminer la présence ou la concentration des analytes cibles.

Les biocapteurs optiques basés sur les cristaux photoniques offrent plusieurs avantages. Ils sont extrêmement sensibles, permettant la détection de faibles concentrations d'analytes. De plus, leur réponse est rapide, permettant des mesures en temps réel. Ils offrent également une grande sélectivité grâce à la fonctionnalisation de la surface du cristal avec des ligands spécifiques aux analytes cibles. De plus, leur miniaturisation est possible, ce qui facilite leur intégration dans des dispositifs compacts et portables.

Dans le cadre de cette étude, nous proposerons deux structures de biocapteurs avec un réseau carré basé sur des cristaux photoniques, visant à améliorer la détection des biomolécules en exploitant les variations de leurs indices de réfraction, lorsqu'elles se lieront aux tiges de mesures dans les deux applications utilisées, la détection de tissus cérébraux [9] et la détection du cancer [10]. Nous effectuerons des calculs approfondis pour évaluer différents paramètres clés tels que le facteur de qualité optimal, la limite de détection et la

sensibilité des biocapteurs, en comparant les performances des biocapteurs à une seule cavité et à deux cavités.

L'objectif de ce mémoire sera la conception et le développement des nouvelles structures des biocapteurs à base de cristaux photoniques avec de bonnes caractéristiques en termes de facteur de qualité, sensibilité et longueur d'onde de résonance. Pour cela, nous emploierons deux méthodes, à savoir le PWE pour analyser et optimiser la bande interdite photonique et la méthode 2D FDTD pour analyser la réponse de sortie des biocapteurs développés.

Ce mémoire sera réparti en quatre chapitres :

Le premier chapitre sera consacré à des généralités sur les cristaux photoniques artificiels ou naturels. Dans ce contexte, nous donnerons les principes de base, leur fonctionnement optique, leurs défauts et cavités, ainsi que leurs applications dans différents domaines.

Le deuxième chapitre offrira un aperçu approfondi des capteurs et des biocapteurs, en mettant en évidence leurs propriétés, caractéristiques et applications. Cela permettra une meilleure compréhension du fonctionnement de ces dispositifs et de leur utilisation pour résoudre des problèmes pratiques dans divers domaines.

Le troisième chapitre sera consacré à la conception d'une structure de biocapteurs d'une seule cavité à base sur des cristaux photoniques. L'objectif sera d'améliorer la détection des biomolécules en exploitant les variations de leurs indices de réfraction lorsqu'elles se lient aux tiges de mesure, dans les deux applications que nous allons faire, à savoir la détection de tissus cérébraux et la détection du cancer. Nous effectuerons des calculs approfondis pour évaluer différents paramètres clés tels que le facteur de qualité optimal, la limite de détection et la sensibilité des biocapteurs.

Dans le dernier chapitre de ce mémoire, nous aborderons la conception d'un biocapteur à deux cavités basé sur des cristaux photoniques, en reprenant les mêmes applications que celles du troisième chapitre. Nous présenterons en détail les résultats de nos simulations et procéderons à une comparaison entre les deux structures, et avec les résultats des recherches précédents.

En conclusion, nous clôturerons ce mémoire par une synthèse générale qui résumera les travaux réalisés ainsi que les perspectives à venir.

Chapitre 1

Cristaux photoniques : Introduction & présentation

Sommaire

1.1 Introduction	4
1.2 Définition	4
1.3 Cristaux photoniques naturels	5
1.3.1 Opales	5
1.3.2 Sourie de mer	5
1.4 Cristaux photoniques unidimensionnels CPs-1D	6
1.4.1 Réseaux de Bragg	6
1.4.2 Propriétés géométriques et physiques d'un CPs-1D [2]	7
1.5 Cristaux photoniques bidimensionnels (CPs -2D)	8
1.5.1 Propriétés physiques et géométriques d'un CP-2D	10
1.6 Cristaux photoniques tridimensionnels (CPs-3D)	11
1.6.1 Structures Tas de bois	11
1.6.2 Loi d'échelle	11
1.7 Polarisation de l'onde électromagnétique (TE et TM)	12
1.7.1 Diagramme de bande	13
1.7.2 Cartes des bandes interdites	14
1.8 Différents types de défaut	15
1.8.1 Défauts ponctuels	15
1.8.2 Défauts linéaires	16
1.9 Exploration des cristaux photoniques bidimensionnels avec défauts	17
1.9.1 Cavités à hétéro-structures	17
1.9.2 Cavité à modulation de largeur du défaut linéique	17
1.9.3 Influence des paramètres géométriques sur les microcavités	18
1.10 Applications des cristaux photoniques	19
1.10.1 Dispositifs électroluminescents	19
1.10.2 Guides d'ondes et interconnexions optiques	19
1.10.3 Filtres optiques	19
1.10.4 Capteurs à base de CPs	20
1.10.5 Biocapteurs à base de CPs	20
1.11 Conclusion	21

1.1 Introduction

La notion de "cristaux photoniques" a été proposée pour la première fois en 1991 par Yablonovitch [11]. Les cristaux photoniques sont des structures artificielles ou naturelles qui permettent le contrôle des ondes électromagnétiques dans des circuits photoniques comme le contrôle des courants électroniques dans des circuits intégrés. Les bandes interdites photoniques de ces structures assurent l'analogie parfaite avec les cristaux semi-conducteurs et leurs bandes interdites électroniques. Ils sont obtenus par structuration périodique des matériaux diélectriques ou métalliques dans une, deux ou trois directions de l'espace [6], ces cristaux offrent ainsi la possibilité de réaliser des dispositifs optiques ou électromagnétiques capables de stocker, filtrer et guider la lumière à l'échelle de la longueur d'onde. En plus de la miniaturisation qu'exige la technologie moderne. Dans ce chapitre, nous présentons dans un premier lieu les généralités sur les cristaux photoniques naturelles et artificiels. Ensuite, les propriétés optiques des cristaux photoniques. Puis, nous exposons les différents types des défauts des cristaux photoniques et les différentes architectures à base des cristaux photoniques seront également abordées. Enfin, les différentes applications des cristaux photoniques seront présentées en dernier lieu.

1.2 Définition

Les cristaux photoniques (CPs) sont des matériaux artificiels ou naturels dont l'indice de réfraction est modulé périodiquement selon une ou plusieurs directions de l'espace, comme illustre la Figure 1.1 [6]. Ces structures peuvent être obtenues par arrangement périodique de deux matériaux différents. Un cristal est formé par un arrangement périodique d'atomes qui consiste en une répétition dans l'espace d'un motif élémentaire. La structure périodique a une dimension est la forme la plus simple, cette structure est composée d'un empilement de couches également appelé miroir de Bragg [6]. Les cristaux photoniques ont la capacité d'interdire la propagation de la lumière dans certaines directions pour une gamme de fréquences appelée « bande interdite photonique (BIP) ». La majorité des applications des cristaux photoniques repose sur les propriétés principales de la bande interdite photonique. Dans certains cas, pour ouvrir des fréquences permises à l'intérieur de cette bande, il est nécessaire d'introduire des défauts dans la structure périodique.

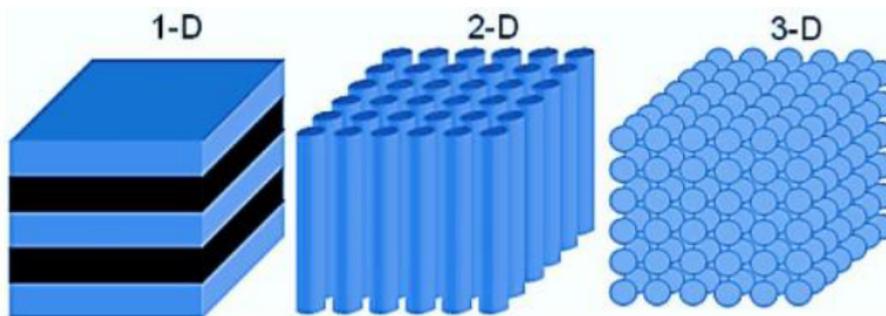


FIGURE 1.1 – Schéma montrant le principe des arrangements pour des cristaux photoniques unidimensionnels (1D), bidimensionnels (2D) et tridimensionnels (3D).

1.3 Cristaux photoniques naturels

1.3.1 Opales

La première opale a été obtenue par sédimentation de sphères de silice en solution par sédimentation. Chimiquement par auto-organisation, les opales sont obtenues. Ces sphères s'arrangent selon un réseau cubique à faces centrées, la figure 1.2 montre une image au microscope électronique d'une opale naturelle constituée d'un réseau quasi-périodique de bille de silice [12]. Le responsable des couleurs chatoyantes des opales naturelles est cet arrangement périodique des billes de silices dans la mesure où le caractère périodique de la structure conduit à des effets de diffraction gouvernés par la loi de Bragg [6].

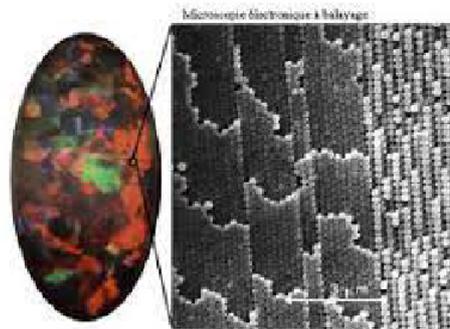


FIGURE 1.2 – une opales naturelle au microscope electronique [12].

1.3.2 Sourie de mer

Des biologistes ont trouvé un ver nommé souris de mer comme le montre la figure 1.3. Dont la carapace est un cristal photonique plus performant que ceux fabriqués jusqu'à présent.

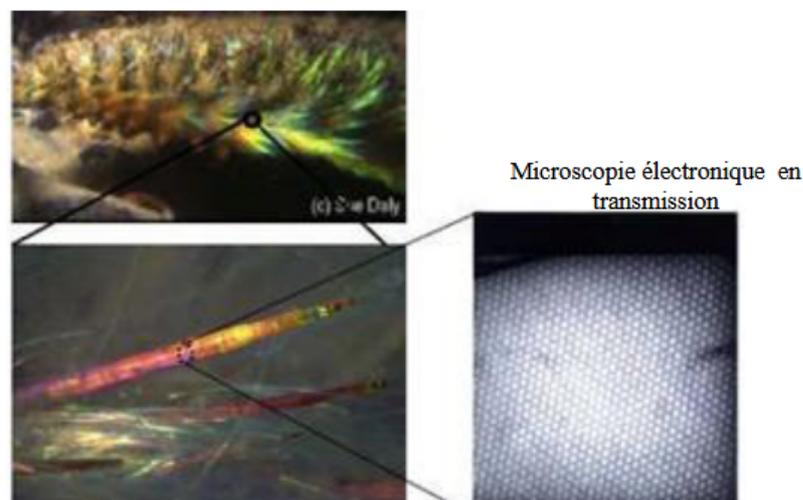


FIGURE 1.3 – souris de mer naturelle.

1.4 Cristaux photoniques unidimensionnels CPs-1D

Ces structures sont couramment utilisées sous le nom de réseau de Bragg voir la figure 1.4, elles sont constituée par un empilement de couches d'indice de réfraction différent et d'épaisseur optique $\lambda/4$; λ étant la longueur d'onde guidée autour de laquelle le matériel doit interdire la propagation des ondes électromagnétiques sous incidence normal. Les réseaux de Bragg ont prouvé leur utilité dans de nombreuses applications comme le convertisseurs de modes pour fibres optiques, filtres sélectifs de longueur d'onde, multiplexeurs, lasers spéciaux à bande étroite...

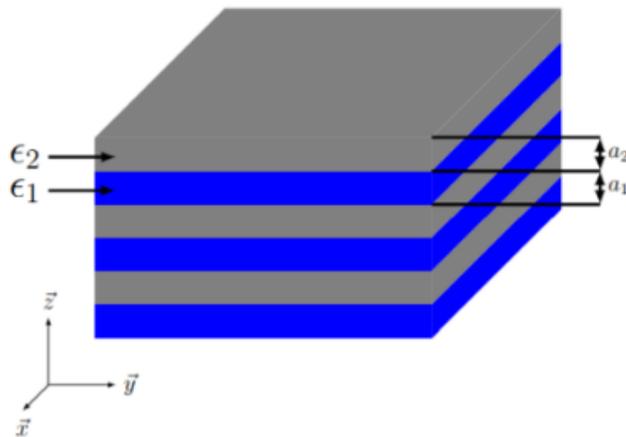


FIGURE 1.4 – Schéma d'un miroir de Bragg constitué d'un empilement de couches d'épaisseurs a_1 et a_2 de permittivités ϵ_1 et ϵ_2 différentes [6].

1.4.1 Réseaux de Bragg

Les réseaux de Bragg sont constitués de couches successives présentant des indices de réfraction différents, empilées, de manière périodique. Le comportement du réflecteur de Bragg est expliqué à partir de processus d'interférences multiples. Comme montre la figure 1.5, une onde qui se propage dans le système multicouche, subit une réflexion à chaque interface. Cette réflexion s'accompagne d'un changement de phase π si l'onde va d'un milieu de faible indice vers un milieu de fort indice. Elle s'effectue sans changement de phase dans le cas contraire. Lorsque l'épaisseur optique totale des alternances est de $\lambda/2$, l'onde réfléchi par l'interface (1) est en phase avec celle réfléchi par les interfaces (3), (5), (7)... Par suite de ces interférences constructives, on finit ainsi par aboutir à une réflexion totale, ce qui revient à dire que l'onde ne peut se propager que qu'en présence d'une bande interdite photonique ou BIP [6].

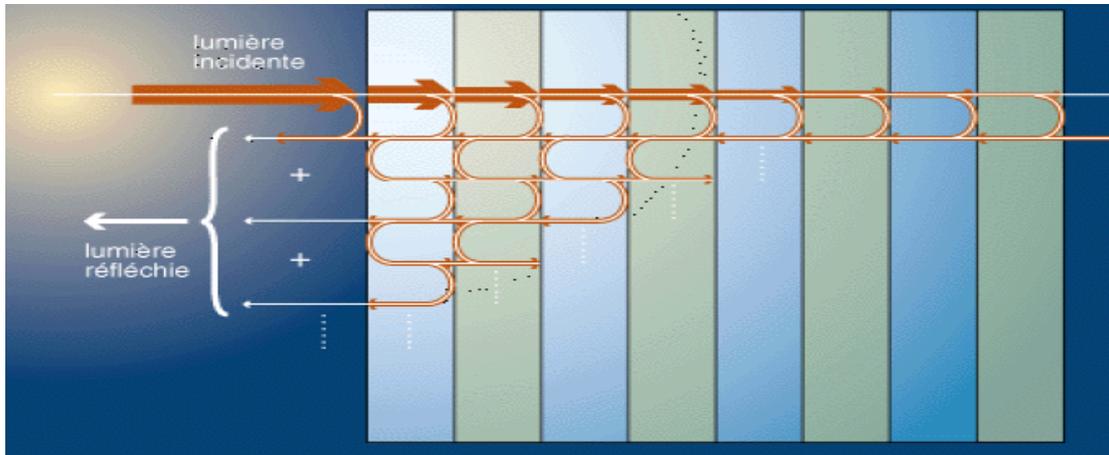


FIGURE 1.5 – Représentation schématique de l'interface des ondes réfléchies par chaque dioptré [6].

1.4.2 Propriétés géométriques et physiques d'un CPs-1D [2]

Un cristal photonique unidimensionnel (CP-1D) est caractérisé par les différents matériaux qui le composent, le système selon lequel ces matériaux sont organisés et les volumes relatifs qu'ils occupent dans la cellule élémentaire du cristal. Les quantités représentatives de ces différentes propriétés sont :

1.4.2.1 Contraste d'indice

C'est le rapport entre les indices des deux matériaux, qui peut être comparé à la hauteur de la barrière de potentiel de la physique solide, illustré par l'équation 1.1.

$$\delta = \frac{n_h}{n_l} \quad (1.1)$$

Avec :

n_h : Indice de réfraction du matériau de haut indice.

n_l : Indice de réfraction du matériau de base indice.

1.4.2.2 Période

Ces paramètres géométriques, choisis selon le domaine de fréquence étudié, important sur les caractéristiques de la BIP. Elle est rédigée de la manière suivante 1.2 :

$$a = (a_1 + a_2) \quad (1.2)$$

avec (a_1) est l'épaisseur de la couche de permittivité ϵ_1 et (a_2) l'épaisseur de la couche de permittivité ϵ_2 présentés dans la figure 1.6 , noter que l'indice de réfraction et la permittivité sont reliés par la relation 1.3 :

$$n = \sqrt{\epsilon} \quad (1.3)$$

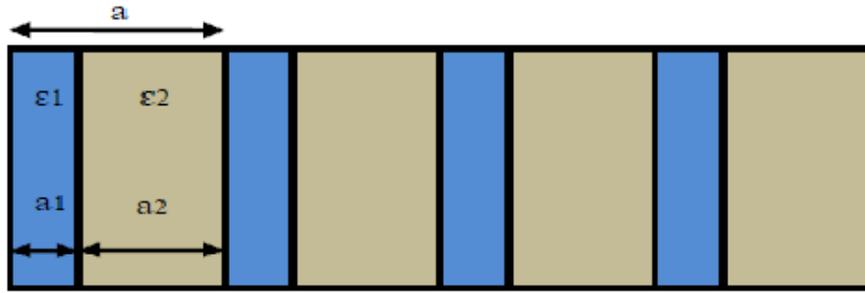


FIGURE 1.6 – Périodes d’un cristal photonique unidimensionnel.

1.4.2.3 Facteur de remplissage

Peut être comparé à la largeur du potentiel périodique. S’il est pris pour le matériau de haut indice par exemple, il est défini comme le rapport entre le volume occupé par ce matériau dans la cellule élémentaire du cristal et le volume de cellule de cette dernière. Voir l’équation 1.4

$$f = \frac{v_i}{\Lambda} \quad (1.4)$$

Avec :

v_i : Volume occupé par le matériau de permittivité ϵ_i .

Λ : Volume de la cellule.

1.5 Cristaux photoniques bidimensionnels (CPs -2D)

Un cristal photonique bidimensionnel est une structure qui présente une modulation périodique de la permittivité diélectrique suivant deux directions de l’espace. Les propriétés optiques des structures bidimensionnelles (ainsi que les structures unidimensionnelles en incidence non normale) sont fortement dépendantes de la polarisation de l’onde électromagnétique. Il existe plusieurs façons de réaliser ces structures bidimensionnelles. Par exemple, on peut placer des tiges diélectriques dans l’air (structure isolée) ou dans un autre diélectrique (structure connectée), voir la figure 1.7. Pour ouvrir des bandes interdites larges, il est nécessaire d’avoir un contraste d’indice (différence entre les indices du milieu et des tiges) suffisamment grand [13]. Les réponses optiques de ces structures dépendent de la polarisation de l’onde électromagnétique qui peut être soit de type TE (Transverse Electric) ou bien TM (Transverse magnétique) et peuvent ne pas posséder une bande interdite complète en μ .

Les structures 2D se regroupent principalement suivant trois familles qui sont le réseau carré, triangulaire et hexagonal, voir la figure 1.8.

Le réseau triangulaire est formé par deux vecteurs élémentaires de même norme et d’ouverture angulaire de 60° dans l’espace réel, soit 120° dans l’espace réciproque.

On définit la première zone de Brillouin selon un hexagone dont le centre est le point Γ . En raison du haut degré de symétrie de la première zone de Brillouin, on peut se restreindre à une zone de Brillouin irréductible, qui consiste en une région délimitée par un triangle formé par les points Γ , M et K, figure 1.9. Les propriétés élémentaires du réseau triangulaire sont résumées sur le tableau 1.1 [14] :

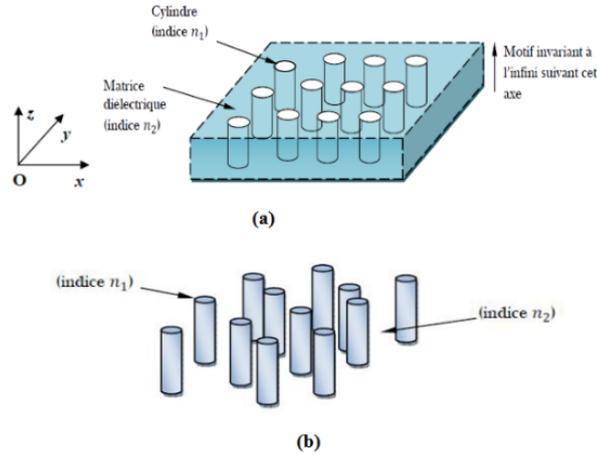


FIGURE 1.7 – Structures bidimensionnelles : (a) connectée, (b) déconnectée [13]. Un cristal photonique 2D parfait est périodique dans le plan (Oxy) et infiniment long dans la direction (Oz). Il possède une bande interdite photonique dans le plan (Oxy). Ces systèmes n’existent pas dans la réalité [13].

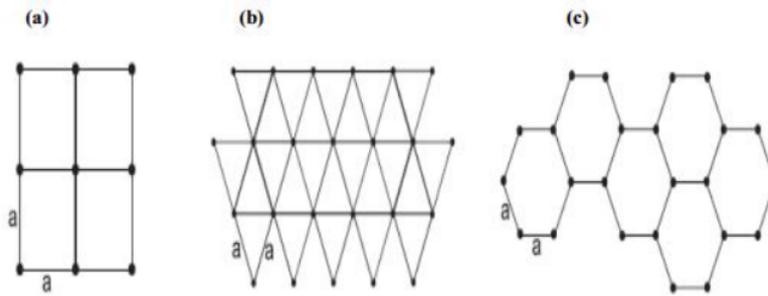


FIGURE 1.8 – Structure 2D : (a) Structure carrée, (b) triangulaire et (c) hexagonale.

Le réseau carré dans une structure 2D est caractérisé par des propriétés élémentaires telles que les vecteurs directs et réciproques, le facteur de remplissage et l’aire de la cellule élémentaire. Les vecteurs directs, représentés par $a_1(a,0)$ et $a_2(0,a)$, définissent les côtés de la cellule élémentaire. Les vecteurs réciproques, $b_1=(2\pi/a(0,1))$ et $b_2=(2\pi/a(1,0))$, sont utilisés pour décrire les fréquences spatiales associées au réseau. Le facteur de remplissage indique la proportion d’espace occupée par les nœuds du réseau par rapport à l’espace total de la cellule. L’aire de la cellule élémentaire est déterminée par les longueurs des côtés de la cellule. Ces propriétés sont essentielles pour caractériser les propriétés optiques et électroniques du réseau carré, telles que les relations de dispersion des bandes d’énergie, la diffraction de la lumière et la conductivité électrique. Elles sont utilisées dans la modélisation et l’analyse des comportements des matériaux basés sur le réseau carré.

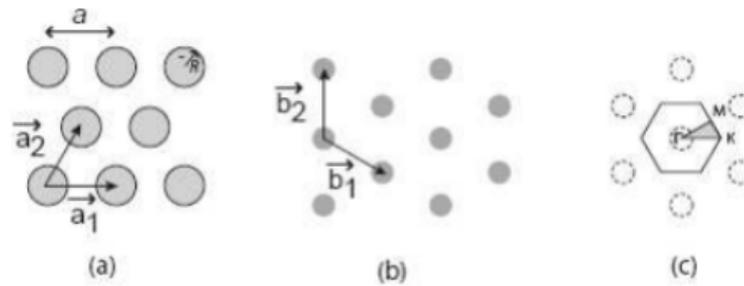


FIGURE 1.9 – Réseau triangulaire : (a) réseau direct, (b) réseau réciproque et (c) zone de Brillouin avec les points de symétrie [14].

TABLEAU 1.1 – Les propriétés élémentaires du réseau triangulaire sont résumées sur le tableau [14].

Vecteurs directs	$\vec{a}_1(1,0); \vec{a}_2=(\frac{1}{2}, \sqrt{3}/2)$
Vecteurs réciproques	$\vec{b}_1= 2\pi/a(1, (1/2)\sqrt{3}); \vec{b}_2=2\pi/a(0, (1/2)\sqrt{3})$
Facteur de remplissage	$2\pi r^2 / \sqrt{3}a^2$
L'aire de la cellule élémentaire	$\sqrt{3}a^2/2$

1.5.1 Propriétés physiques et géométriques d'un CP-2D

1.5.1.1 Contraste d'indice

Fort contraste d'indice (approche membrane)

Les confinements à fort contraste d'indice sont généralement obtenus à l'aide d'une membrane semi-conductrice suspendue dans l'air, une couche de Si déposée sur SiO₂ ou encore une couche GaAs déposée sur Al_xO_y [13]. La Figure 1.10 montre des exemples de cristaux photoniques 2D planaires à haut contraste d'indice vertical : (a) Membrane suspendue dans l'air d'épaisseur 270 nm, (b) Cristal photonique planaire avec des trous profonds de 0.5 μm , gravés partiellement dans la couche Al_xO_y [13]. Un fort contraste

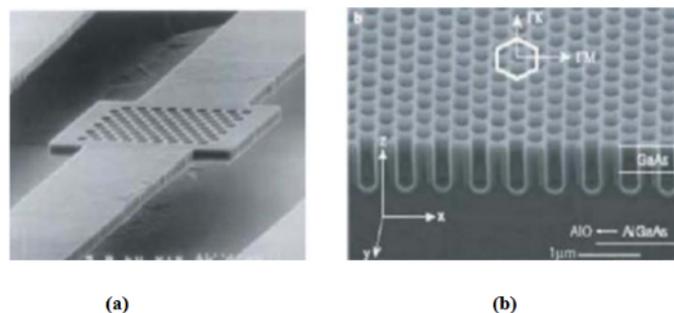


FIGURE 1.10 – Cristaux photoniques 2D planaires à haut contraste d'indice vertical.

d'indice permet un bon confinement vertical de la lumière et limite les pertes de propagation. De plus, la profondeur nécessaire des trous est plus petite que dans le cas des faibles contrastes d'indice (quelques centaines de nanomètres au lieu de plusieurs micromètres), donc la gravure est plus facile. En revanche, ces structures sont plus fragiles (membranes

suspendues dans l'air) et souffrent d'une mauvaise évacuation thermique qui peut poser des problèmes pour certaines applications comme les lasers [13].

Faible contraste d'indice (approche substrat)

Si la différence d'indice entre les deux milieux est faible entre (0,1 - 0,2), on parle d'approche substrat. Dans ce cas, le confinement vertical est faible et les pertes de propagation peuvent être importantes dans certaines situations. L'épaisseur de la couche guidante doit être relativement importante (supérieure au micromètre) pour conserver un guidage monomode.

1.5.1.2 Facteur de remplissage f

Pour le réseau bidimensionnel, le facteur de remplissage en air désigne le rapport entre l'aire du motif (ici un disque) et l'aire de la cellule élémentaire du réseau considéré, voir l'équation 1.5 [6].

$$f = \frac{A_{motif}}{A_{motif\text{élémentaire}}} \tag{1.5}$$

Dans le cas de motifs circulaires de rayon r dans un cristal triangulaire de période a, on peut définir le facteur de remplissage dans l'air par l'équation 1.6 :

$$f = (2\pi/\sqrt{3})(r/a^2) \tag{1.6}$$

1.6 Cristaux photoniques tridimensionnels (CPs-3D)

La seule structure qui permet d'obtenir une bande d'énergie interdite dans toutes les directions de l'espace est constituée par des cristaux photoniques 3D. Le premier cristal photonique tridimensionnel a été fabriqué par K.M. Ho et al [15]. Il est constitué de sphères de silicium arrangées sur une structure diamant. Mais l'histoire parle toujours de la célèbre Yablonovite. En 1993, E.Yablonovite a conçu le premier cristal photonique ayant une bande interdite pour les micro-ondes, en faisant des trous dans du plexiglass selon trois angles azimutaux séparés de 120° (figure 1.11 (a)) [11]. De nombreuses méthodes de fabrication des cristaux photoniques tridimensionnels ont été proposées. Les deux suivantes ont attiré le plus d'efforts de recherche.

1.6.1 Structures Tas de bois

Ces structures 3D sont obtenues en déposant par couches successives des rubans de silicium polycristallin dans des tranchées de silice. Une fois la structure construite, la silice est retirée pour obtenir un cristal photonique 3D Si/air dont le contraste d'indice est suffisant pour ouvrir une bande omnidirectionnelle d'énergies interdites comme le montre dans la figure (1.11 (b)) [15].

1.6.2 Loi d'échelle

Une propriété intéressante des cristaux photoniques concernent les dimensions de la fréquence et du vecteur d'onde k dans la structure de bandes comme illustre les équations 1.7 et 1.8 . En effet, si l'on dilate ou si l'on contracte la carte de la fonction diélec-

trique d'un facteurs (c'est-à-dire si $r \rightarrow r/s$), Il est possible alors de définir des coordonnées réduites (ou normalisées) pour les fréquences et les vecteurs d'onde [15] :

$$\omega = \omega a / 2\pi c \quad (1.7)$$

$$\kappa = \kappa a \quad (1.8)$$

Où a est le paramètre de maille.

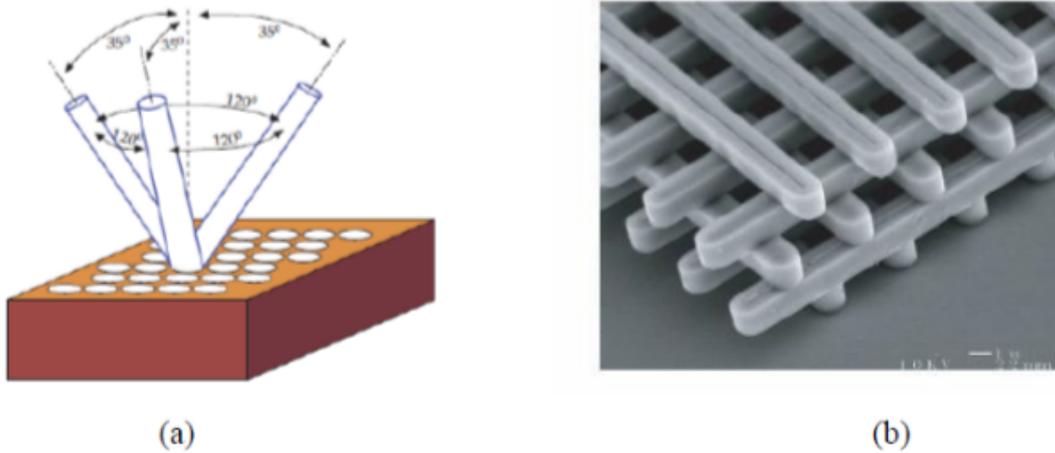


FIGURE 1.11 – a) Représentation schématique de Yablonovitch, structure 3D de périodicité CFC (Cubique Face Centrée) [11], b) Image MEB d'un CPs-3D « tas de bois » [15].

1.7 Polarisation de l'onde électromagnétique (TE et TM)

Les relations de dispersion des CPs-2D dépendent de la polarisation de la lumière. Dans ce cas, deux polarisations indépendantes ont été définies pour le champ électromagnétique, la polarisation TE (Transverse Electric) et la polarisation TM (Transverse Magnétique) voir la figure 1.12. En polarisation TE, le champ E est orienté dans le plan de périodicité et le champ H n'a qu'une composante normale au plan. Le champ électromagnétique est de la forme (E_x, E_y, H_z) , les autres composantes étant nulles. En polarisation TM, les rôles de E et H sont permutés et le champ est de la forme (H_x, H_y, E_z) . Dans le cas d'un réseau triangulaire de trous d'air dans une matrice de diélectrique $\epsilon=12$ et pour un rapport $r/a = 0.4$ avec (r) le rayon des trous et (a) la période du réseau. Donc, Dans les cristaux 2D, les ondes électromagnétiques se propagent dans le plan perpendiculaire aux tiges et peuvent être séparées en deux polarisations TE ou TM. Les bandes interdites qui apparaissent dans chaque cas doivent se superposer pour former une bande interdite totale [7].

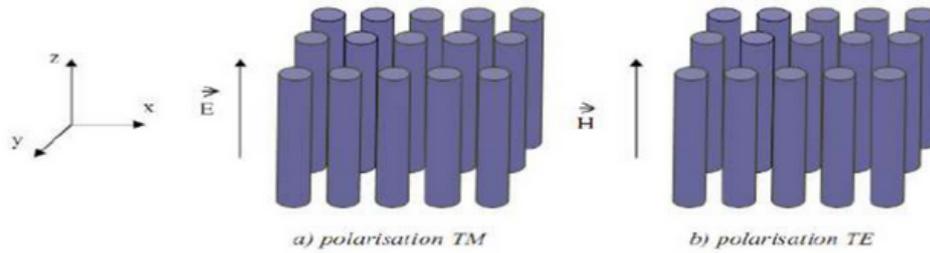


FIGURE 1.12 – Représentation des polarisations TE et TM dans un BIP 2D.

1.7.1 Diagramme de bande

Chaque cristal photonique a son propre diagramme de bandes. La décomposition en onde plane PWE nous a dévoilé les diagrammes de bandes des modes TE et TM d'un cristal photonique pour un réseau triangulaire gravé dans une hétéro-structure sur un substrat de GaAs dont le facteur de remplissage est $f = 30\%$ voir la figure 1.13. Dans le cas du réseau triangulaire, une bande interdite photonique BIP est observée pour la polarisation TE en $u = 0,21-0,27$ et pour la polarisation TM, aucune bande interdite n'apparaît. Alors que dans le cas du réseau carré les deux bandes interdites photoniques des deux polarisations TE et TM sont absentes. Les bandes interdites TE s'ouvrent généralement pour les structures connectés tandis que l'ouverture des bandes interdites TM sont plutôt favorisé pour les structures isolées comme c'est le cas pour les piliers entourés par l'air. Donc la plus grande BIP est obtenue avec un réseau triangulaire de trous d'air dans un diélectrique en polarisation TE [7].

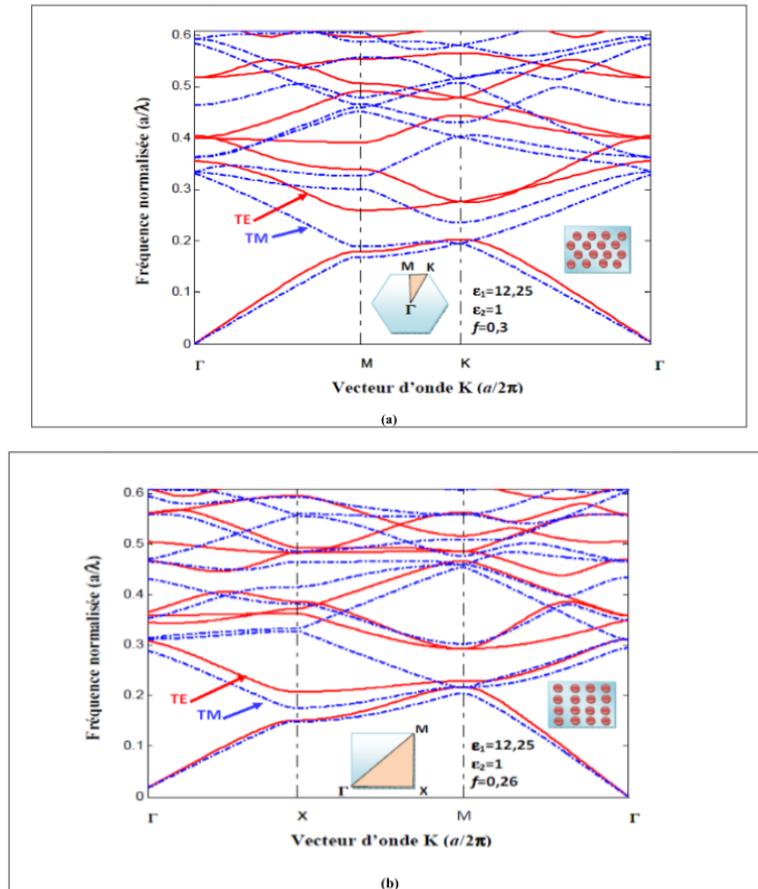


FIGURE 1.13 – Diagramme de bande d’un cristal photonique 2D constitué de trous d’air dans une matrice diélectrique et calculé par la méthode des ondes planes PWE pour la polarisation TE (ligne rouge) et TM (pointillé bleu) ($f=0.3$) : (a) réseau triangulaire (b) réseau carré [7].

1.7.2 Cartes des bandes interdites

Une carte des bandes interdites montre la position de la bande interdite en fonction du facteur de remplissage f , voir la figure 1.14. Pour le réseau carré, les bandes interdites en polarisation TE et TM s’ouvrent respectivement pour $f = 35$ et $f = 50$ [7]. Pour le réseau triangulaire, elles s’ouvrent respectivement pour $f = 11$ et $f = 63$. La région de bande interdite complète correspond à l’intersection des bandes interdites TE et TM et se situe dans la fenêtre d’énergie $u = 0.37 - 0.56$. Le réseau triangulaire est généralement préféré au réseau carré car les bandes interdites TE sont plus larges et s’ouvrent pour des facteurs de remplissage plus faibles.

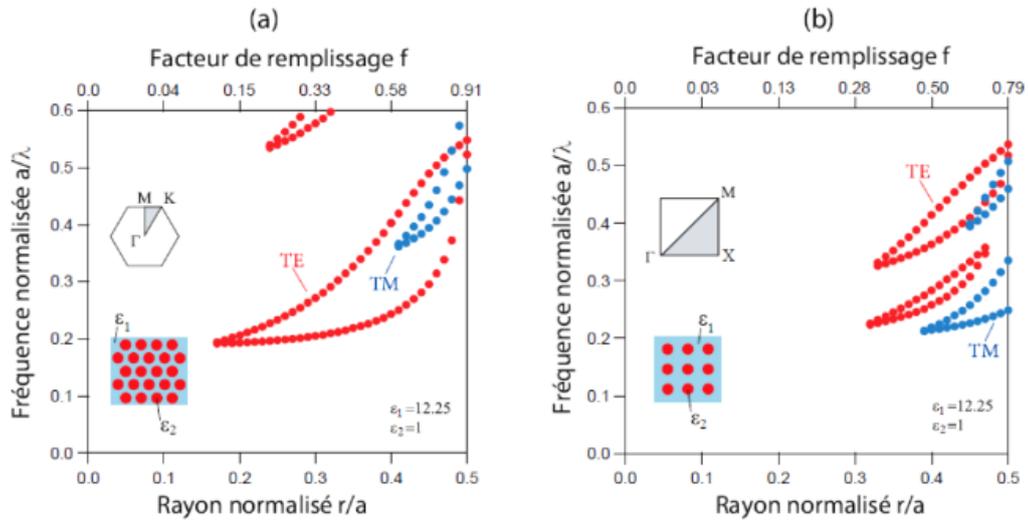


FIGURE 1.14 – Cartes des bandes interdites d'un réseau de trous d'air dans une matrice diélectrique. (a) Réseau triangulaire; (b) Réseau carré [7].

1.8 Différents types de défaut

1.8.1 Défauts ponctuels

Les défauts ponctuels Il y'a plusieurs façons de créer des défauts ponctuels dans les cristaux photoniques, soit par un retrait, un l'ajout ou une modification d'un ou plusieurs motifs du cristal comme montre la figure 1.15. Dans tous les cas de cette figure, on crée des cavités optiques dont les modes de résonances vont venir se positionner en énergie au sein des bandes interdites du cristal. La figure 1.16 présente le spectre de transmission calculé d'un cristal 2D de symétrie hexagonale et formé de tiges diélectriques, où le défaut est dû à une tige manquante. Si le spectre de transmission reste, pour une grande part, identique à celui du cristal sans défaut avec une bande interdite comprise entre 0.9 et 1.3 μm de longueur d'onde, la présence du défaut se traduit par un pic de transmission étroit et unique à 1.1 μm . On a donc affaire, dans ce cas, à une cavité unimodale, pour autant que l'on puisse se restreindre à un système bidimensionnel. Le caractère unimodal n'a tout son sens que dans le cas tridimensionnel. Grâce aux progrès spectaculaires accomplis dans la fabrication de cristaux photoniques 3D [16], l'insertion de défauts de taille bien contrôlée et conduisant à une véritable cavité unimodale semble désormais un objectif réaliste.

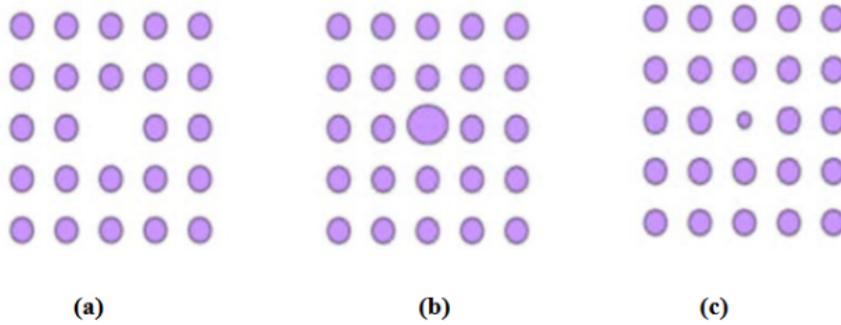


FIGURE 1.15 – les défauts ponctuels : (a) défauts lacunaire, (b) et (c) défauts de substitution.

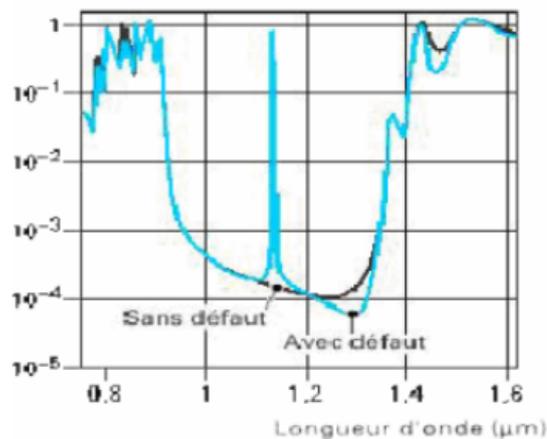


FIGURE 1.16 – Spectre de transmission d'un cristal hexagonal de tiges diélectriques avec ou sans défaut lacunaire [16].

1.8.2 Défauts linéaires

Ces défauts permettent de réaliser un guidage diffractif des ondes appelé aussi défauts étendus, de dimension 1,2 ou 3, ne peuvent évidemment être obtenus que dans les cristaux de dimension au moins équivalente. Parmi ces défauts, les défauts 1D (W1) voir la figure 1.17, sont certainement ceux qui ont suscité le plus grand nombre d'études car ils ont vocation à être utilisés comme guides de lumière au sein d'un cristal donné. On peut d'ailleurs imaginer des défauts 2D (W2) ou 3D (W3) constitués d'une suite de guides W1, mis bout à bout et orientés dans les directions différentes, de façon à véhiculer la lumière sur tous les chemins possibles à l'intérieur du cristal. L'exemple de base est celui du guide d'onde linéaire W1 dans un cristal photonique 2D. Une façon de réaliser un tel guide consiste à placer des défauts ponctuels, couplés et régulièrement espacés, dans une direction du cristal 2D. Le couplage entre une infinité de résonateurs conduit à une bande de propagation permise dans la direction de l'alignement. Ce type de guide à résonateurs couplés a été proposé en 1999 [16].

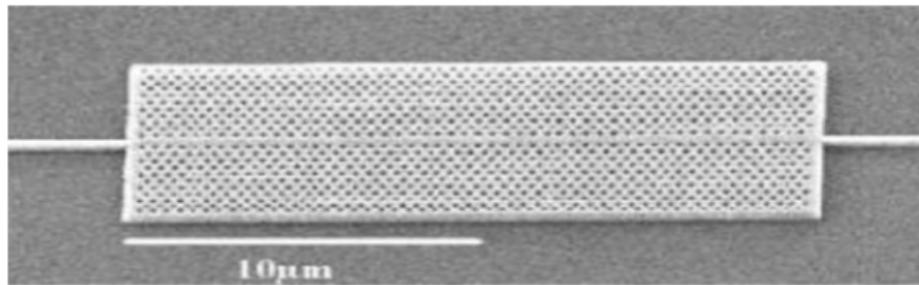


FIGURE 1.17 – Exemple de guide W1 à cristal photonique triangulaire de trous d’air sur un substrat de silicium sur isolant.

1.9 Exploration des cristaux photoniques bidimensionnels avec défauts

Les applications des cristaux photoniques est basée sur l’ouverture de la bande interdite photonique. Dans certains cas, il est nécessaire d’introduire des défauts dans les structures périodiques afin d’avoir des fréquences de propagation autorisées dans leurs bandes interdites. Ces défauts sont obtenus en modifiant localement la périodicité du cristal. Alors, pour des fréquences situées dans l’écart photonique de nouveaux modes permis par le champ électromagnétique peuvent apparaître, et les champs associés à ces modes sont limités au niveau de ces défauts. Parmi les défauts possibles dans les PCs, les défauts ponctuels se comportent comme des microrésonateurs, tandis que les défauts linéaires permettent un guidage diffractif des ondes [1.9](#).

$$v = \lambda/n^3 \quad (1.9)$$

1.9.1 Cavités à hétéro-structures

Les cavités à hétéro-structures ont été initialement proposées par le groupe de S. Noda en 2005 [\[17\]](#). Ces structures sont basées sur la modulation progressive de la période du cristal photonique, ce qui va former un puits de potentiel pour le mode optique figure [1.18](#), une modification de la période du cristal photonique agissant localement sur la structure de bande du cristal, le défaut généré se retrouvant dans la bande interdite. La modulation de la période étant très faible (< 1), la transition entre la cavité et les miroirs sera très douce et donc très peu de modes radiatifs seront introduits. Ce type de cavité permet d’obtenir des valeurs records sur le facteur de qualité.

1.9.2 Cavité à modulation de largeur du défaut linéique

Les cavités à modulation locale de largeur de défaut linéique ont été proposées par Kuramochi [\[18\]](#). La structure de base de la cavité est un simple guide d’onde à cristaux photoniques avec une rangée manquante. L’idée est d’éloigner légèrement certains trous entourant le guide d’onde d’une distance particulière, comme illustrée la figure [1.19](#). Le

guide non modifié servant de barrière et le décalage étant faible (environ 10 nm), le confinement de la lumière est très graduel, ce qui donne un facteur de qualité élevé ($Q = 9 * 10^5$). Le facteur de qualité de ce genre de cavité a atteint expérimentalement 8.105 pour le silicium et 7.105.

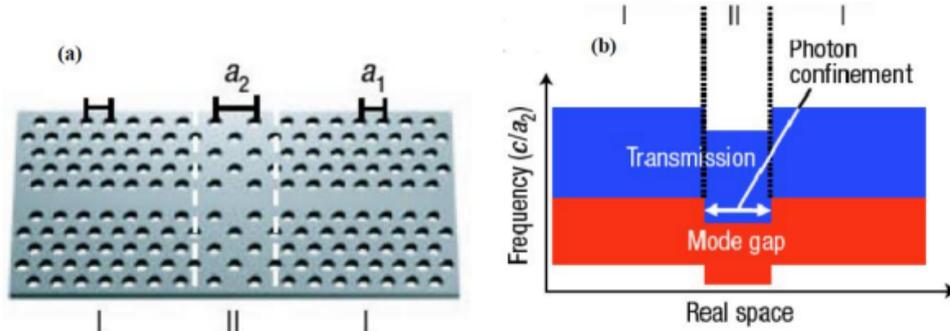


FIGURE 1.18 – Schéma de principe d’une cavité à hétéro-structure montrant le confinement des photons [19].

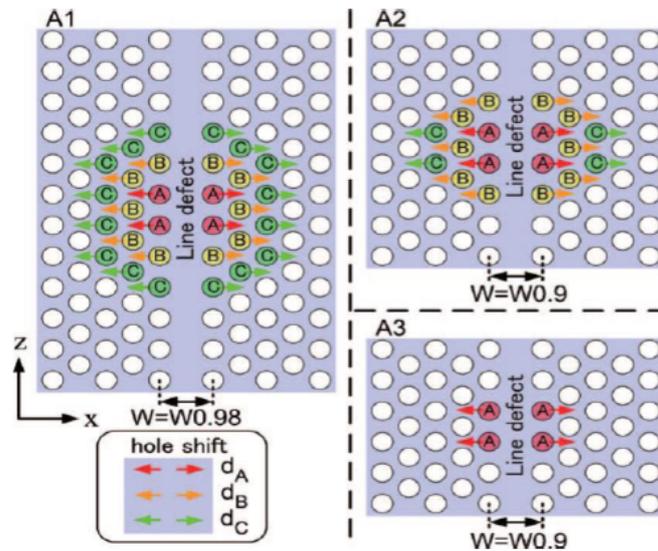


FIGURE 1.19 – Schéma de principe d’une cavité à modulation de largeur du défaut linéique [18].

1.9.3 Influence des paramètres géométriques sur les microcavités

Une solution pour réaliser simplement des microcavités à CPs-2D consiste à exploiter les propriétés de bande interdite photonique BIP. L’omission des trous au sein d’un réseau CPs-2D ménage une région spatiale cernée de rangées de trous se comportant comme des miroirs pour la gamme spectrale d’intérêt. Des effets de résonances induisent l’apparition de modes dans la microcavité ainsi créée [20]. Plusieurs paramètres permettent de contrôler les propriétés d’une microcavité :

- La période et le facteur de remplissage du CPs-2D, responsables de la position spectrale des modes et de la BIP.
- La géométrie de la cavité, essentiellement sa forme et sa taille.
- Le nombre de rangées de CPs-2D bordant la cavité détermine la réflectivité des miroirs associés. Environ 8,9 rangées de CPs-2D triangulaire suffisent en pratique pour s'affranchir des fuites de lumière dans le plan à travers la couronne CP [21].
- L'infiltration des liquides (polymère ou eau) dans les trous des cristaux photoniques modifie les propriétés optiques de ces derniers.

Facteur de qualité (Q)

Permet de mesurer la capacité d'un résonateur à conserver l'énergie. Le confinement d'un mode à la fréquence w_0 est déterminé par le taux de perte de la cavité. Donc, le facteur de qualité Q d'un mode résonant de fréquence w_0 est défini comme le rapport de l'énergie emmagasinée dans le résonateur moyennée dans le temps sur l'énergie dissipée par cycle, montré dans l'équation 1.10 :

$$Q = \frac{\text{energie emmagasinée}}{\text{energie dissipée par cycle}} = w_0 \frac{u}{p} \quad (1.10)$$

1.10 Applications des cristaux photoniques

Voici quelques applications courantes des cristaux photoniques

1.10.1 Dispositifs électroluminescents

Les cristaux photoniques peuvent être utilisés pour contrôler l'émission de lumière à partir de dispositifs électroluminescents, tels que les LED et les lasers. En incorporant un cristal photonique dans la structure du dispositif, il est possible d'augmenter l'efficacité et la directionnalité de l'émission lumineuse.

1.10.2 Guides d'ondes et interconnexions optiques

Les cristaux photoniques peuvent être utilisés pour guider et manipuler la lumière dans les circuits photoniques intégrés. En modélisant la structure cristalline photonique, il est possible de créer des guides d'ondes et d'autres composants optiques qui peuvent être utilisés pour la transmission de données et le traitement du signal.

1.10.3 Filtres optiques

La figure 1.20 illustre que les cristaux photoniques peuvent être utilisés comme filtres optiques pour réfléchir ou transmettre sélectivement la lumière dans des plages de fréquences spécifiques. En ajustant les paramètres du cristal photonique, tels que la constante de réseau ou le contraste d'indice de réfraction, il est possible de créer des filtres à haute transmission ou haute réflexion à des longueurs d'onde spécifiques.

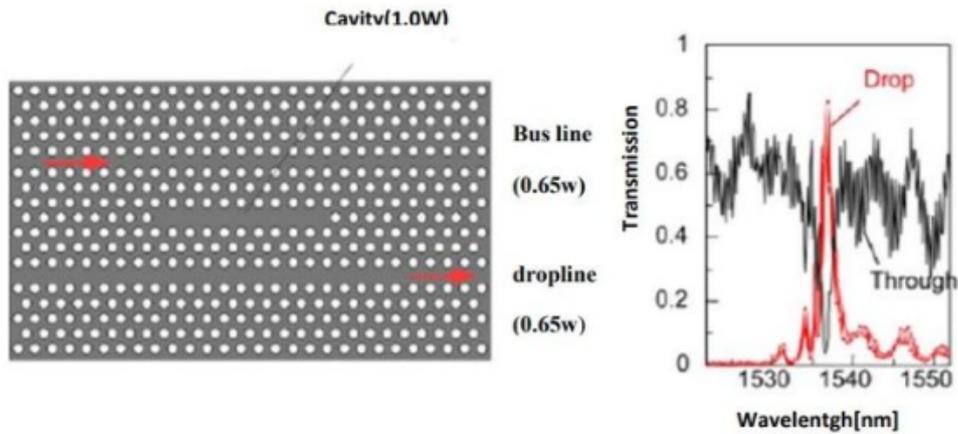


FIGURE 1.20 – Exemple de réalisation expérimentale d'un filtre add-drop constitué de deux guides d'onde diffractifs et d'une cavité linéique dans un cristal photonique membranaire [22].

1.10.4 Capteurs à base de CPs

les cristaux photoniques sont utilisés pour détecter des changements de réfraction ou d'indice de réfraction à la surface du matériau. Par exemple, un capteur de pression peut être construit en utilisant un cristal photonique qui réagit à la pression en modifiant son indice de réfraction [23]. Ces capteurs sont utilisés dans de nombreux domaines, tels que l'aérospatiale, l'automobile, l'industrie pétrolière et gazière, ...etc.

1.10.5 Biocapteurs à base de CPs

Les cristaux photoniques peuvent être utilisés pour détecter des molécules biologiques telles que des protéines, des anticorps, des virus et des bactéries. Les molécules biologiques se lient à la surface du cristal photonique, provoquant une modification de l'indice de réfraction. Cette modification peut être détectée et utilisée pour identifier et quantifier les molécules biologiques cibles [5]. Un exemple d'un biocapteur à base de cristaux photoniques conçu avec une seule cavité est montré dans la figure 1.21.

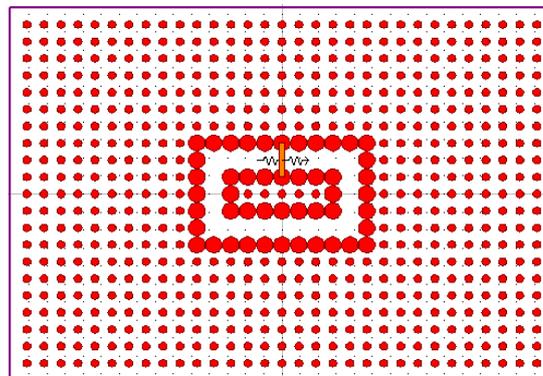


FIGURE 1.21 – Schéma d'un biocapteur à base de cristaux photoniques conçu avec une seule cavité.

Les cristaux photoniques peuvent également être utilisés dans d'autres applications telles que les coupleurs directionnels, les démultiplexeurs, les diviseurs de puissance ,etc.

1.11 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons défini les concepts de base sur les cristaux photoniques . D'abors, nous avons compte les types de cristaux photoniques naturels et artificiels et les principes de chacun, ils ont d'émontré que les cristaux photoniques offrent la possibilité de contrôler la propagation de la lumière en se basant sur la propriété de la bande interdite photonique (BIP). Ensuite, nous avons abordé les différents types de défauts qui existent. Enfin, nous avons termine ce chapitre par quelques applications potentielles du CPs comme le filtre optique et les biocapteurs à base de CPs.

Chapitre 2

Généralités sur des Capteurs à Cristaux Photoniques

Sommaire

2.1 Introduction	23
2.2 Définition d'un capteur	23
2.3 Classification des capteurs	23
2.3.1 Capteurs passifs	24
2.3.2 Capteurs actifs	24
2.4 Paramètres caractéristiques des capteurs	25
2.4.1 Etalonnage	25
2.4.2 Sensibilité	26
2.4.3 Sélectivité	26
2.4.4 Linéarité	26
2.4.5 Limite de détection	27
2.4.6 Résolution	27
2.5 Différents types de capteurs	27
2.5.1 Capteurs physiques	27
2.5.2 capteurs chimiques	27
2.5.3 Capteurs optiques	27
2.6 Développement de biocapteur	30
2.7 Définition d'un biocapteur	30
2.8 Structure et principe d'un biocapteur	30
2.9 Classification du biocapteur	31
2.10 Biocapteur optique	32
2.10.1 Biocapteurs à fluorescence	32
2.10.2 Biocapteurs à résonance plasmon de surface (SPR)	32
2.10.3 Biocapteurs optique à cristaux photoniques	32
2.11 Applications des biocapteurs	34
2.11.1 Dans le domaine agroalimentaire	34
2.11.2 Dans le domaine pharmaceutique et biomédical	35
2.12 Exigences de conception et matériaux	35
2.13 Conclusion	35

2.1 Introduction

L'amélioration et la surveillance de la qualité de vie à long terme sont devenues des préoccupations mondiales majeures. Pour répondre à ces enjeux, des capteurs ont été développés pour détecter diverses molécules potentiellement nocives, telles que les maladies, les virus ou les gaz. Les capteurs jouent un rôle essentiel dans notre société et sont utilisés dans tous les domaines de la vie. Dans ce chapitre, nous présenterons tout d'abord la classification, les caractéristiques et les différents types de capteurs, ainsi que principe de fonctionnement des capteurs. Ensuite, nous examinerons les biocapteurs, en détaillant leur structure, leur fonctionnement et les domaines d'application qui leur sont associés.

2.2 Définition d'un capteur

Un capteur est un dispositif qui transforme l'état d'une grandeur physique observée en une grandeur utilisable, telle qu'une tension électrique, une fréquence, une intensité ou une déviation d'une aiguille. En d'autres termes, il agit comme un transducteur en réagissant à une grandeur physique spécifique que l'on souhaite mesurer et caractériser, et en fournissant une grandeur physique exploitable, voir figure 2.1.

Les grandeurs d'influence sont des variables externes qui, selon leur nature et leur importance, peuvent perturber le fonctionnement du capteur. Parmi les principales grandeurs d'influence se trouvent la température, la pression, l'humidité, la concentration chimique, et bien d'autres.

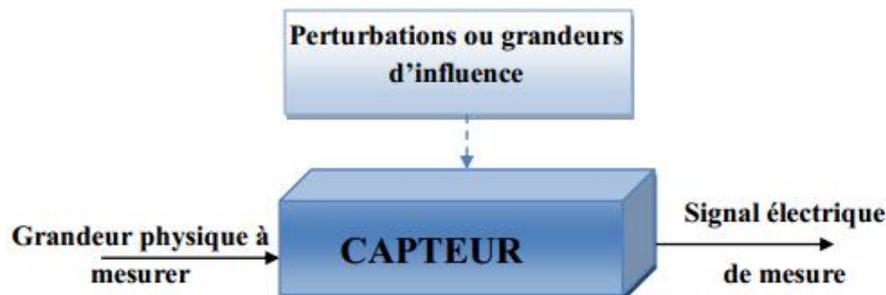


FIGURE 2.1 – Architecture d'un capteur.

2.3 Classification des capteurs

Selon les caractéristiques électriques de la grandeur de sortie, les capteurs peuvent être classés en deux grandes familles : les capteurs passifs et les capteurs actifs. Cette classification a un impact sur le conditionneur associé au capteur.

2.3.1 Capteurs passifs

La majorité des capteurs passifs nécessitent une alimentation externe et fonctionnent souvent à l'aide de résistances. La variation du phénomène physique mesuré entraîne une variation d'impédance. Afin d'obtenir un signal de sortie, une tension doit être appliquée. En sortie, le capteur se comporte comme un dipôle passif pouvant être résistif, capacitif ou inductif. Différents effets sont utilisés pour réaliser la mise à l'échelle en fonction de l'échelle souhaitée [24]. Le tableau 2.1. donne un aperçu des divers mesurandes susceptibles de modifier les propriétés électriques de matériaux employés pour la réalisation de capteurs passifs; on y remarque, en particulier, la place importante des capteurs résistifs.

TABLEAU 2.1 – Tableau 1 Résultats du grandeurs de sortie selon quelques mesurandes et les Matériaux utilisés [24].

Mesurande	Grandeur de sortie	Matériaux
Température :très basse température	Résistivité constante diélectrique	Platine,nickel,cuivre, semi-conducteurs.
Flux optique	Résistivité	Semi-conducteurs
Déformation	Résistivité,perméabilité	Alliages nickel, alliages ferromagnétiques
Position	Résistivité	Magnétorésistances :bismuth, antimoine d'indium
Humidité	Résistivité	Chlorure de lithium

2.3.2 Capteurs actifs

Les capteurs de type actif fonctionnent de manière similaire à un générateur, où la sortie du capteur agit comme une source d'énergie. Ils exploitent différents effets physiques pour convertir la grandeur physique à mesurer, telle que l'énergie thermique, mécanique ou de rayonnement (le mesurande), en une grandeur électrique. Cette grandeur électrique peut prendre la forme d'une tension, d'un courant ou d'une charge. Parmi les effets physiques les plus couramment utilisés figurent voir tableau 2.2 :

TABEAU 2.2 – Résultats du grandeurs de sortie selon les effets utilisés à quelques mesurandes [24].

Principe physique	Mesurande	Grandeur de sortie	Exemple d'utilisation
Thermoélectrique : Un circuit formé de deux conducteurs de nature chimique différente, dont les jonctions sont à des températures T1 et T2, est le siège d'une force électromotrice d'origine thermique $e(T1, T2)$	Différence de température	Tension électrique	Mesure de température
Piezoélectrique : L'application d'une contrainte mécanique à certains matériaux dits piézo-électriques.	Variation de contrainte mécanique	Charge électrique	Force, pression, accélération,.....
Hall : Un champ magnétique B et un courant électrique créent dans le matériau une différence de potentiel UH.	Courant électrique	Tension électrique	

2.4 Paramètres caractéristiques des capteurs

2.4.1 Etalonnage

L'étalonnage permet d'ajuster et de déterminer la relation entre la grandeur à mesurer et la grandeur de sortie du capteur. Il est souvent représenté graphiquement, comme illustré la figure 2.2. La réponse du capteur se situe dans une plage qui représente son domaine de réponse avant saturation. La limite de détection, ou seuil, correspond à la plus petite valeur de la grandeur à mesurer qui peut être détectée avec une incertitude acceptable.

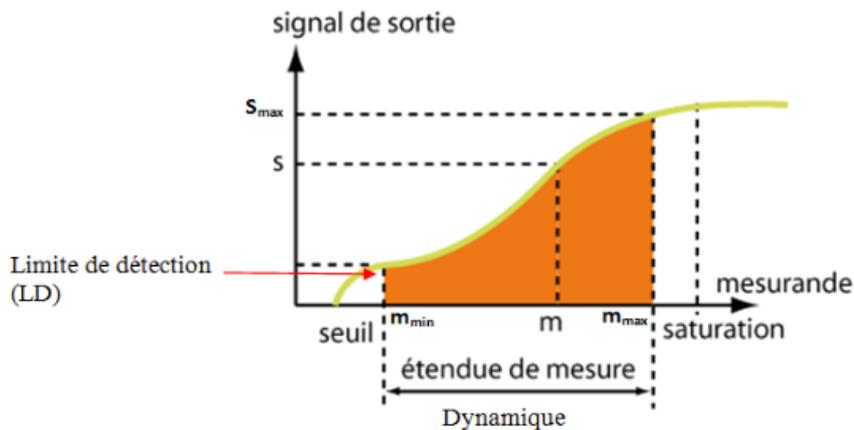


FIGURE 2.2 – Courbe d'étalonnage d'un capteur.

2.4.2 Sensibilité

La sensibilité est une caractéristique importante pour l'exploitation et l'interprétation des mesures, car elle représente l'aptitude du capteur à détecter la plus petite variation de la grandeur à mesurer. Elle est définie comme la variation du signal de sortie (S_{out}) par rapport à celle du mesurande (m). Ainsi, plus un capteur est sensible, plus la mesure est précise. De plus, la linéarité du capteur est assurée lorsque la sensibilité reste constante. Cette relation s'exprime par l'équation suivante 2.1 :

$$S = \frac{\Delta S_{out}}{\Delta m} \quad (2.1)$$

On distingue deux types de sensibilités selon le domaine de recherche : La sensibilité de surface S_s , l'équation 2.2, concerne un seul type de molécules, elle peut être définie en fonction de l'épaisseur de la couche de molécules adsorbées à la surface et elle est exprimée en unité d'indice de réfraction par nanomètre nm /RIU :

$$S = \frac{\Delta n_{eff}}{\Delta_e} \quad (2.2)$$

Où n_{eff} représente l'indice effectif du champ électromagnétique se propageant dans le capteur.

Dans le cas d'une la sensibilité homogène S_h , une modification globale et homogène de l'indice de réfraction, est définie par l'équation 2.3 :

$$S_h = \frac{\Delta n_{eff}}{\Delta n_h} \quad (2.3)$$

Où n_h représente l'indice de réfraction du milieu homogène couvrant la surface. Expérimentalement la détermination de la sensibilité dépend directement de la grandeur mesurée, c'est-à-dire la longueur d'onde dans le cas des cristaux photoniques.

2.4.3 Sélectivité

Un capteur sélectif est spécifiquement conçu pour présenter une sensibilité exclusive envers un seul type de grandeur à mesurer, qu'il s'agisse d'une grandeur physique, chimique, biologique, etc. Il démontre une capacité de sélection et est conçu pour mesurer uniquement cette grandeur spécifique dans le milieu. Il est important que les grandeurs à mesurer soient indépendantes que les autres grandeurs présentes dans le système ou le milieu en cours d'analyse. Cela garantit que le capteur ne sera pas affecté par d'autres facteurs perturbateurs qui pourraient altérer les résultats de la mesure.

2.4.4 Linéarité

Le domaine de linéarité fait référence à la plage dans laquelle la variation de la grandeur de sortie du capteur est proportionnelle à la variation du mesurande. Dans le but de faciliter l'exploitation des capteurs, il est courant de les concevoir de manière à ce qu'ils fournissent des réponses linéaires dans leur domaine de fonctionnement. Cela signifie que la relation entre la grandeur de sortie et le mesurande est directement proportionnelle, ce qui simplifie l'interprétation des mesures et permet une utilisation plus fiable et précise des capteurs.

2.4.5 Limite de détection

La limite de détection (LD) correspond à la plus petite valeur de concentration de l'espèce à laquelle nous sommes capables de détecter ou de quantifier avec précision. Elle est utilisée pour évaluer les performances de l'association entre un biocapteur et un dispositif de mesure. Une LD plus faible indique une plus grande sensibilité du dispositif. L'expression de la limite de détection est définie par l'équation 2.4, qui est dérivée de la définition de la sensibilité et de la résolution du biocapteur. Il est donc essentiel de déterminer la LD afin de garantir une détection précise et fiable des espèces ciblées par le biocapteur [25] :

$$LD = \frac{R}{S} \quad (2.4)$$

2.4.6 Résolution

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

2.5 Différents types de capteurs

Il existe plusieurs types des capteurs. La plus répandue se réfère à la nature de mesurant ou à la transduction, de façon indépendante de l'utilisation.

2.5.1 Capteurs physiques

Les capteurs sont des dispositifs sensibles à divers phénomènes physiques tels que la température, la pression, la masse, la force, la vitesse et le débit. Leur sensibilité repose sur différents principes physiques tels que la piézoélectricité, l'effet Hall, les variations d'impédance et la photosensibilité. Ces capteurs trouvent des applications dans divers domaines, y compris les systèmes chimiques.

2.5.2 capteurs chimiques

Les capteurs chimiques sont conçus pour détecter et analyser la concentration de substances chimiques, biochimiques, gazeuses ou liquides en général. Ils permettent également d'analyser des espèces solides, bien que moins visibles. Malgré la forte demande de nombreux secteurs économiques tels que la chimie, la métallurgie, l'automobile, l'électronique, l'agroalimentaire, l'environnement, la médecine et les biotechnologies, les capteurs chimiques ont rencontré un succès limité sur le marché. Cela peut être attribué à la difficulté technique de convertir la concentration d'une espèce chimique en signal électrique tout en assurant la reproductibilité, la sensibilité et la sélectivité.

2.5.3 Capteurs optiques

Les capteurs optiques sont des dispositifs qui permettent de détecter l'intensité lumineuse et de la convertir en une quantité mesurable, telle que la tension ou le courant. Ils sont utilisés de manière efficace pour détecter des caractéristiques telles que la couleur, la chaleur ou la présence de certains gaz ou constituants chimiques.

Il existe aujourd'hui une large gamme de capteurs optiques, comprenant des capteurs de pression, d'humidité ainsi que des capteurs biologiques. Les capteurs optiques basés sur les fibres optiques, les cristaux photoniques, les résonateurs de surface ou les guides d'ondes plans sont particulièrement appréciés pour leur capacité d'analyse hautement sensible et non destructive.

Ces capteurs utilisent différentes techniques de détection qui reposent sur la variation d'une information caractéristique de l'onde lumineuse, telles que :

- **La variation de l'intensité lumineuse** [26]- [27], où la lumière transmise à la sortie d'un dispositif est comparée à la lumière injectée dans ce dernier.
- **La variation de cohérence temporelle** [28], qui implique l'introduction d'une différence de chemin optique (un retard) entre les deux bras de l'interféromètre, cette différence étant inférieure à la longueur de cohérence de la source utilisée. Ces techniques de détection permettent d'exploiter et d'analyser les variations de l'onde lumineuse afin d'obtenir des informations précises et fiables sur les grandeurs mesurées.

2.5.3.1 Capteurs à base des CPs

Les capteurs basés sur les CPs représentent un domaine de recherche très prometteur dans le domaine de la détection. Ces cristaux se distinguent par leur structure périodique qui permet de piéger les photons et de créer des résonances optiques extrêmement sensibles à la présence de molécules à détecter. Ils offrent ainsi une large gamme de possibilités de détection, pouvant être appliquées dans des mesures allant de l'air aux fluides très visqueux [29]. En exploitant la dépendance des propriétés optiques du cristal photonique vis-à-vis de ses caractéristiques physiques et géométriques, différents types de capteurs peuvent être distingués [30]. Ces capteurs comprennent notamment :

- Capteur d'indice de réfraction (RI) à base de CPs : Ces capteurs exploitent les variations de l'indice de réfraction du cristal photonique pour détecter les changements dans l'environnement.
- Capteurs optomécaniques à base de CPs : ces capteurs combinent les propriétés optiques et mécaniques des cristaux photoniques pour mesurer des grandeurs physiques telles que la pression, la force ou la déformation.
- Capteurs à base de CPs à fibres optiques : ces capteurs utilisent des fibres optiques avec des cristaux photoniques intégrés pour détecter des paramètres tels que la température, la pression ou la concentration chimique.

Ces différents types de capteurs exploitent les propriétés uniques des cristaux photoniques pour offrir des capacités de détection avancées dans divers domaines d'application.

2.5.3.2 Capteurs à base d'Interféromètres

Les deux configurations les plus utilisées pour des fonctions de détection sont les interféromètres de Young et de Mach-Zehnder, dont la différence est illustrée sur la figure 2.3 ces deux structures possèdent une configuration différente, Mais, ont le même principe de détection qui est basé sur la variation de l'indice de réfraction qui induit une modification de phase de la longueur d'onde incidente due à la présence de l'analyte.

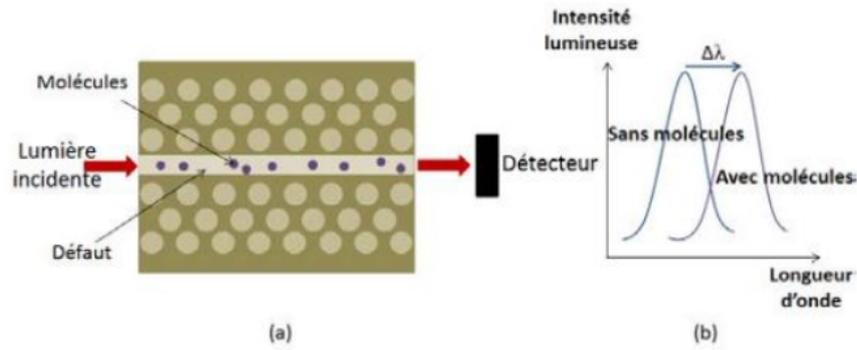


FIGURE 2.3 – Principe d'un capteur à base d'un cristal photonique à deux dimensions [31].

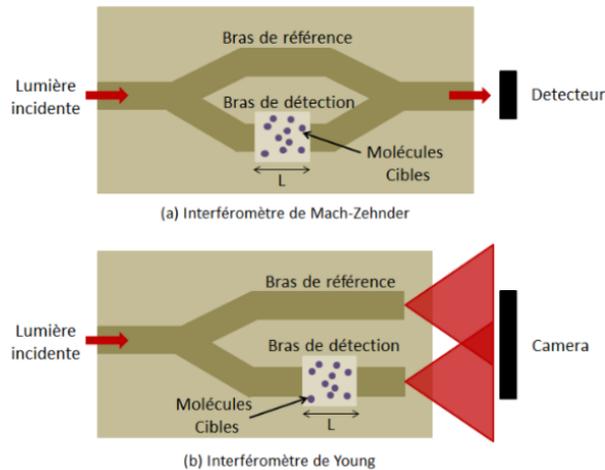


FIGURE 2.4 – (a) Schéma d'un interféromètre de Mach-Zehnder. (b) Schéma d'un interféromètre de young [31] .

Dans les deux types d'interféromètres, le signal lumineux est initialement séparé en deux faisceaux à l'aide d'une jonction en forme de Y, qui sont ensuite dirigés vers deux guides d'ondes distincts : le bras du capteur et le bras de référence. Dans le cas de l'interféromètre de Mach-Zehnder, les deux faisceaux sont ensuite combinés de nouveau en un seul guide d'onde, comme illustré dans la figure 2.4(a) En mesurant l'intensité lumineuse transmise, il est possible de déterminer la différence de phase associée à la variation de l'indice de réfraction.

En revanche, dans le cas de l'interféromètre de Young, les deux intensités transmises sont collectées par une caméra CCD, ce qui génère une image d'interférences comme montré dans la figure 2.4(b).

Les variations des franges, provoquées par les molécules, sont ensuite analysées à l'aide d'une transformation de Fourier rapide [10], [32].

Les capteurs basés sur l'interféromètre de Young se caractérisent par des limites de détection plus faibles par rapport à d'autres capteurs optiques, typiquement de l'ordre de 10^8 à 10^9 RIU [33].

2.6 Développement de biocapteur

Le développement des biocapteurs a débuté dans les années 1960 avec l'introduction des premières électrodes enzymatiques. Au cours des années 1980, les biocapteurs ampérométriques pour la mesure du glucose ont été commercialisés, marquant une avancée majeure. Dans les années 1990, ces biocapteurs ont fait leur entrée dans le domaine médical. Depuis lors, plus de 40 biocapteurs ont été développés spécifiquement pour le diagnostic médical. Ils permettent de mesurer divers paramètres tels que le taux de glucose, le taux de cholestérol, ainsi que certains analytes comme l'urée et le lactate. La technologie de microélectronique, en particulier dans le domaine des biocapteurs, offre l'avantage de pouvoir être produite en masse à faible coût. Les récents progrès de la synthèse moléculaire et de la microélectronique, incluant la microlithographie et les techniques de dépôt de couches minces comme celles de Langmuir-Blodgett, ont ouvert la voie à une nouvelle génération de capteurs. Ces avancées technologiques offrent des perspectives prometteuses pour le développement de nouveaux capteurs dans divers domaines biologiques, tels que la médecine, l'agriculture, la défense et la protection de l'environnement [34]

2.7 Définition d'un biocapteur

Le biocapteur est un dispositif analytique qui permet de fournir des informations quantitatives ou semi-quantitatives. Il se compose d'un élément biologique étroitement lié à un transducteur. L'élément biologique immobilisé reconnaît spécifiquement un substrat, tandis que le transducteur convertit le signal biochimique en un signal physique mesurable [24]. Le biocapteur est conçu pour fonctionner de manière continue, semi-continue ou discontinue, et il est capable de fournir en temps réel des informations sur la qualité des flux dans lesquels il est intégré. Cette fonctionnalité est illustrée dans la figure 2.5.

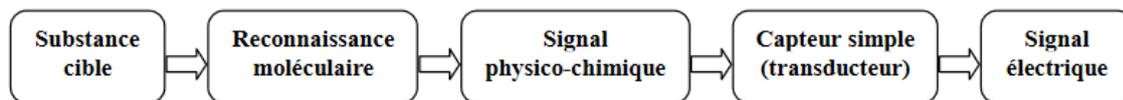


FIGURE 2.5 – Principe générale d'un biocapteur [24].

2.8 Structure et principe d'un biocapteur

La structure et le principe d'un biocapteur reposent sur l'immobilisation des bio-récepteurs sur le capteur, comme illustré dans la figure 2.6. Grâce à la combinaison judicieuse de composants biologiques et de capteurs, les biocapteurs permettent la détection et la quantification de composés d'intérêt dans des milieux complexes, appelés "analytes" [35].

Le biocapteur est composé de trois éléments principaux :

1. **Le bio-récepteur** : cet élément du biocapteur est responsable de la capture spécifique, et en principe, toute structure biochimique ou biologique possédant cette capacité de reconnaissance spécifique peut être utilisée.

2. **Le transducteur** :il s'agit de l'élément physique qui permet de convertir la modification biochimique résultant de l'interaction entre un analyte et le bio-récepteur en un signal électrique.
3. **Le conditionneur** :Il s'agit de l'élément qui peut jouer les rôles d'amplification, d'acquisition et de traitement du signal afin de le convertir en une information présentée dans un format adapté à l'utilisateur.

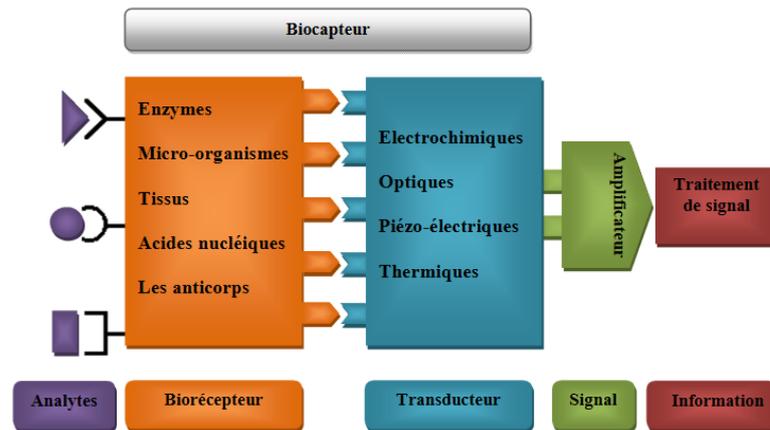


FIGURE 2.6 – Représentation schématique du principe de fonctionnement d'un biocapteur [36].

2.9 Classification du biocapteur

Les biocapteurs sont classés en fonction de leurs récepteurs biologiques et de leurs éléments transducteurs, La figure 2.7 représente un organigramme montrant les différents types de biocapteurs classés en fonction de leurs éléments transducteurs et éléments de reconnaissance biologique.

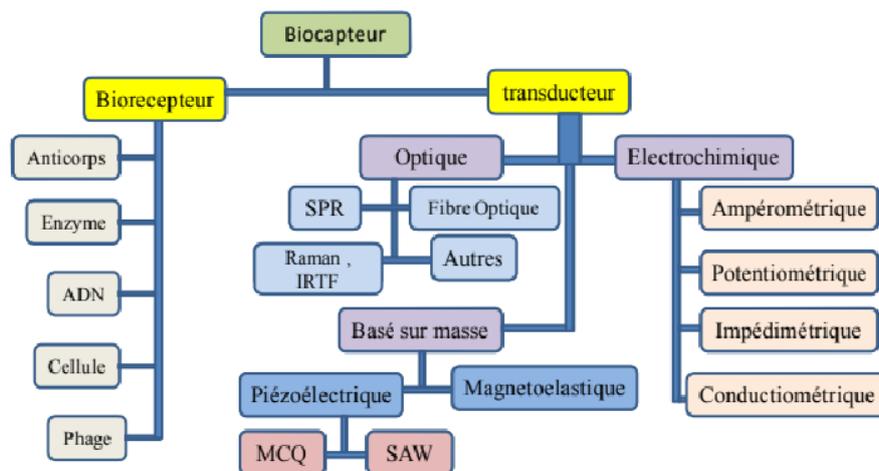


FIGURE 2.7 – Organigramme montrant les différents types de biocapteurs classés en fonction de leurs éléments transducteurs et éléments de reconnaissance biologique [37].

2.10 Biocapteur optique

Les biocapteurs optiques sont largement utilisés dans la recherche biologique, médicale et environnementale. Ils offrent une sensibilité élevée, une sélectivité et une capacité d'analyse en temps réel, ce qui les rend précieux dans de nombreuses applications. Voici quelques exemples de biocapteurs optiques couramment utilisés :

2.10.1 Biocapteurs à fluorescence

Ils utilisent des molécules fluorescentes pour détecter des substances spécifiques dans un échantillon biologique. Lorsque la substance cible est présente, la fluorescence est modifiée, ce qui permet de mesurer la concentration ou la présence de la substance [38].

2.10.2 Biocapteurs à résonance plasmon de surface (SPR)

L'utilisation de la résonance des plasmons de surface SPR (capteur biochimique) à des fins de bio-détection, démontrée en 1982 par Nylander et Liedberg [39] pour la détection de gaz et de biomolécules. Ils sont largement utilisés pour la détection, grâce à leur bas coût et à leur grande facilité d'utilisation. Il a prouvé sa capacité à fournir une réponse rapide, en temps réel, et sans l'utilisation de marqueurs. Ce sont des ondes de surface dont les caractéristiques sont très sensibles au milieu diélectrique qui est en contact avec la surface du métal. Une petite variation de l'indice diélectrique de ce milieu entraîne un changement des conditions dites de « résonance ». En mesurant ce changement, il est alors possible de détecter, en temps réel, la présence des espèces chimiques et/ou biochimiques au voisinage de la surface métallique et de réaliser ainsi des capteurs ultrasensibles. La valeur de l'angle mesuré dépend directement de l'indice de réfraction du milieu environnant, propriété utilisée pour la détection .

2.10.3 Biocapteurs optique à cristaux photoniques

Un type de biocapteurs optiques qui utilisent des cristaux photoniques pour détecter et analyser des interactions biomoléculaires. Les cristaux photoniques sont des structures périodiques qui modifient les propriétés de la lumière lorsqu'elle les traverse, La figure 2.8 représente le schéma du système de détection optique. Cela se fait en mesurant le changement de l'indice de réfraction pour détecter les analytes à l'aide de Photonic structure cristalline, car elle fournit le confinement unique de la lumière mécanisme à l'échelle micro et nanométrique [40].

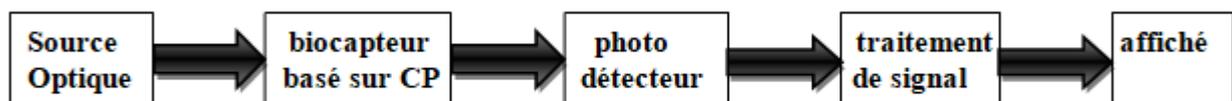


FIGURE 2.8 – Structure schématique de système de détection optique.

2.10.3.1 Biocapteurs basés sur des guides d'ondes couplés à la cavité

Biocapteurs à guides d'ondes couplés à des cavités pour la détection analytique

Ces biocapteurs sont des dispositifs qui intègrent à la fois un défaut ponctuel (cavité) et un défaut linéaire (guide d'ondes) dans leur conception. La nature de la cavité, qu'elle soit microcavité ou nanocavité, est déterminée en fonction des exigences spécifiques du concepteur et de l'analyte à détecter. Les structures de guides d'ondes couplés à des cavités permettent une interaction optimale entre la lumière et les analytes, ce qui prolonge la durée de vie des photons à l'intérieur de la cavité [40]. En conséquence, cette plateforme se révèle extrêmement efficace pour la détection dans les biocapteurs. La Figure 2.9 illustre un exemple de biocapteur basé sur des guides d'ondes couplés à une cavité. Dans ce contexte, les biocapteurs à guides d'ondes couplés à des cavités offrent de nombreux avantages pour la détection analytique. En intégrant une cavité et un guide d'ondes, ces dispositifs permettent une interaction intense entre la lumière et les analytes, améliorant ainsi la sensibilité de détection. De plus, la durée de vie prolongée des photons à l'intérieur de la cavité augmente la probabilité de réactions avec les analytes, ce qui renforce la spécificité de la détection. La combinaison de ces deux éléments crée une plate-forme puissante et précise pour la détection analytique.

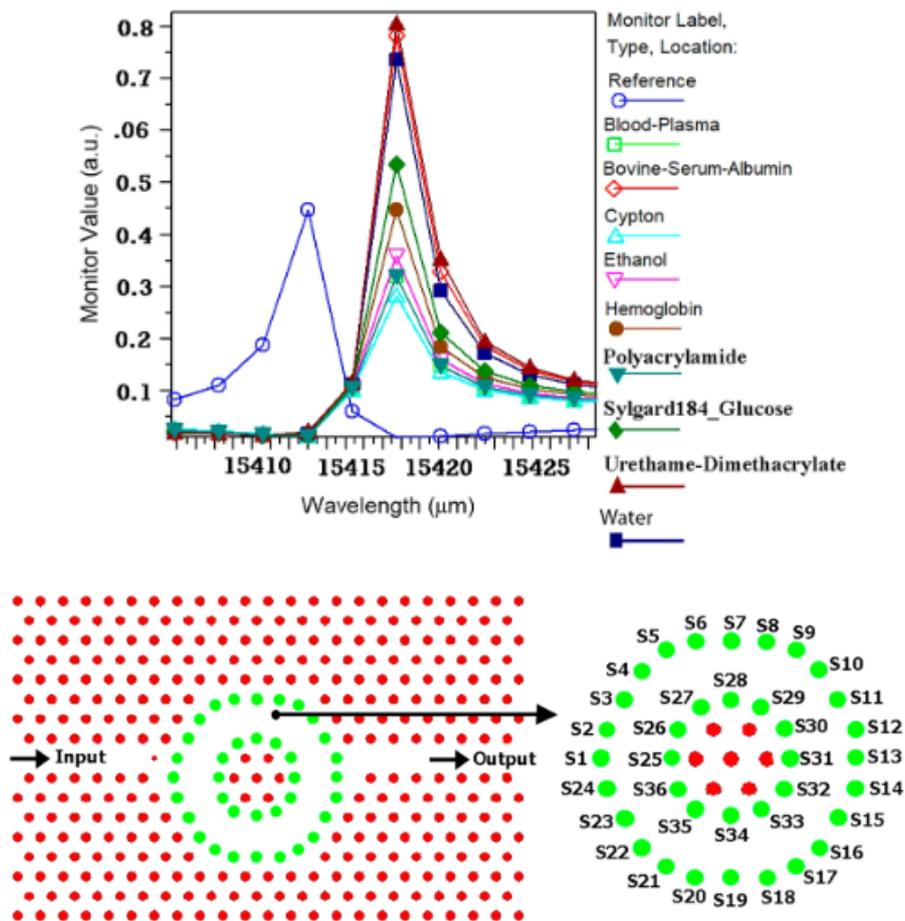


FIGURE 2.9 – Exemple d'un biocapteurs basés sur des guides d'ondes couplés à la cavité.

2.10.3.2 Biocapteurs optique à base de résonateurs

Les biocapteurs basés sur des résonateurs sont conçus en intégrant une cavité, un guide d'onde et un anneau au centre du résonateur. La forme de l'anneau dépend de l'application des capteurs et des analytes, pouvant être ronde pour les capteurs à résonateur elliptique, par exemple. Ces biocapteurs présentent des caractéristiques clés telles qu'une sensibilité élevée, une limite de détection basse et un facteur de qualité élevé. De plus, ils requièrent une efficacité élevée de transmission pour détecter une quantité minimale d'analytes. Dans certains cas, l'analyte remplit une zone de détection très petite dans le capteur, ce qui confère d'autres avantages à ce type de capteur. Les biocapteurs basés sur des résonateurs trouvent des applications spécifiques dans la détection de molécules. Ces biocapteurs sont spécifiquement conçus pour détecter des molécules d'intérêt en utilisant des résonateurs dotés d'une entrée et d'une sortie de guide d'onde. L'utilisation de ces biocapteurs permet une détection précise et sélective des molécules ciblées, ouvrant ainsi des possibilités dans divers domaines, tels que la recherche biomédicale, la surveillance environnementale et la détection de substances chimiques [40].

2.11 Applications des biocapteurs

Les biocapteurs sont utilisés dans de nombreux domaines tels que voir la figure 2.10 :

2.11.1 Dans le domaine agroalimentaire

la détection du Sucres, alcool et acides organiques par exemple, ou Toxines d'origine bactérienne, ect,...

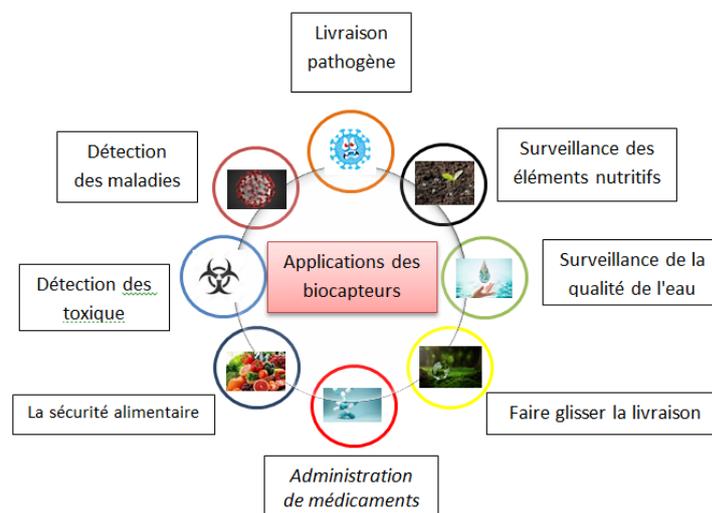


FIGURE 2.10 – application des biocapteurs.
[40]

E. coli et *Salmonella* dans les aliments ont été détectés sur la base d'un biocapteur à résonance plasmonique de surface à faible encrassement, aussi des espèces de bactéries ont été détectées dans l'eau de traitement de l'industrie alimentaire à l'aide de biocapteurs à base de silicium poreux. *Penicillium digitatum* qui est un agent pathogène des agrumes a été surveillé à l'aide de réponses avant même l'apparition visible.

2.11.2 Dans le domaine pharmaceutique et biomédical

Les biocapteurs peuvent être utilisés dans les tests à domicile, dans les hôpitaux, dans les analyses de laboratoire clinique et dans les centres de recherche. Au niveau du diagnostic médical par exemple, la détection à base de biocapteurs de métabolites permet de contrôler certains métabolismes ainsi que le degré d'avancement de procédés biotechnologiques, la détection de biomolécules permet de diagnostiquer le développement de certaines tumeurs. Les principaux biocapteurs développés jusqu'à nos jours sont enzymatiques ou immunologiques. Tout récemment, les biocapteurs à base d'ADN commencent à apparaître [41].

Il convient de noter que ces applications ne sont pas exhaustives et que les biocapteurs trouvent également des utilisations dans d'autres domaines tels que la protection de l'environnement, la défense, la médecine vétérinaire, etc. Les biocapteurs offrent un potentiel considérable pour une gamme diversifiée d'applications, grâce à leur capacité à détecter et à quantifier de manière précise et spécifique une variété d'analytes d'intérêt dans des échantillons complexes.

2.12 Exigences de conception et matériaux

Sur la base de l'examen ci-dessus des biocapteurs basés sur CPs, il peut en déduire que :

Des structures en treillis carrées et hexagonales sont utilisées pour concevoir des biocapteurs. Parmi ceux-ci, l'hexagoréseau final est utilisé dans la plupart des biocapteurs car ils fournissent une bande interdite photonique plus large. La forme des tiges et les trous sont généralement préférés comme circulaires car ils diminuent la complexité de fabrication. Tiges en l'air ou trous dans la dalle d'air, sont utilisés dans la conception du biocapteur. GaAs/ Si/Si₃N₄ sont les matériaux utilisés dans la conception du biocapteur mais presque tous les biocapteurs sont conçus avec du silicium comme prématériau dominant qui entraîne de faibles pertes.

— Silicium :

le silicium parmi les matériaux d'indice de réfraction élevé, il semble être très approprié. En effet, la technologie *Si* est extrêmement bien contrôlée et compatible avec des applications intégrées pour l'électronique.

2.13 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons abordé les deux axes principaux à partir desquels ce travail de thèse est constitué, c'est-à-dire : les capteurs et les biocapteurs à cristaux photoniques (la détection optique). Nous commencerons par la première partie, vise sur les capteurs en termes généraux et leurs structure, leurs caractéristiques et leurs différents types. Ensuite, nous avons concentré dans la deuxième partie de ce chapitre sur les biocapteurs tels que leurs structures, leurs caractéristiques et aussi les types du biocapteurs optiques (biocapteurs basés sur des guides d'ondes pour détecter des analytes biologiques, biocapteurs basés sur des guides d'ondes couplés à la cavité et biocapteurs à base de résonateurs pour détecter les cellules cancéreuses et la concentration d'hémoglobine dans le sang humain par exemple), ainsi les domaines d'applications de biocapteurs.

Chapitre 3

Conception d'un Biocapteur à Cristaux Photoniques avec une seule Cavité

Sommaire

3.1 Introduction	37
3.2 Détection des biomolécules par les biocapteurs à CPs	37
3.3 Biocapteurs à base de cristaux photoniques	38
3.4 Schéma fonctionnel pour la détection biomédicale	38
3.5 Conception des biocapteurs à base d'un réseau carré	39
3.5.1 Détermination et optimisation de la BIP	40
3.5.2 Profil d'indice de réfraction, zone de brillouin et constante diélectrique 2D à $y=0$, de la structure de réseau carré à base de CPs	41
3.5.3 Calcul de la bande interdite photonique BIP	41
3.6 Structure proposée	42
3.6.1 Structure proposée conçue avec une seule cavité	42
3.6.2 Résultats de simulation	43
3.6.3 Distribution de champ	44
3.7 Détection des types de tissus cérébraux	44
3.7.1 Etude de la structure proposé pour la détection de tissus cérébraux	45
3.7.2 Etude de la structure proposé pour la détection du Cancer	50
3.8 Conclusion	56

3.1 Introduction

Les cristaux photoniques (CPs) ont été largement utilisés pour concevoir diverses applications optiques en raison de leur effet de bande interdite photonique BIP sur les performances de divers dispositifs optiques tels que les guides d'ondes optiques par exemple. Dans ce chapitre, nous présentons d'abord le procédé de fabrication de notre structure, puis leur caractérisation structurale. Ensuite, nous allons proposer une nouvelle structure des biocapteur basé sur les cristaux photoniques bidimensionnels (2D), elle est composé d'une seule cavité à base de CPs avec un guide d'onde au milieu de la structure. Cela provoque le facteur de qualité et le déplacement de la longueur d'onde de résonance pour augmenter. Le but de la conception de ce biocapteur sert à la détection des types de tissus cérébraux sains et infectés et différents types de cancer par ladétection de leurs indice de réfraction [42].

Ce chapitre est consacré à la conception et à l'optimisation d'un biocapteur. Tout d'abord, la réalisation de la structure du biocapteur à CPs-2D conçu avec une seule cavité. Ensuite, l'optimisation de la cavité et du guide d'ondes avec distribution de champ. Enfin, l'étude de la détection par le biocapteur réalisé.

3.2 Détection des biomolécules par les biocapteurs à CPs

Les biocapteurs à CPs sont des dispositifs optiques qui permettent de détecter des molécules biologiques et médicales en mesurant les changements de l'indice de réfraction de la surface du biocapteur en réponse à la liaison moléculaire. Le principe de fonctionnement de ces biocapteurs repose sur l'utilisation d'un matériau qui présente une structure de réseau de CPs à l'échelle nanométrique. Ce matériau est du silicium S_i qui est déposé sur une surface d'air. Lorsque la lumière est incidente sur la surface, une partie de la lumière est réfléchi, tandis que l'autre partie est réfractée. La réfraction de la lumière est déterminée par l'indice de réfraction du matériau. Lorsque des molécules biologiques sont présentes à proximité de la surface, elles peuvent interagir avec les photons de lumière en modifiant l'indice de réfraction des matériaux. Cette modification peut être mesurée en observant les changements de la longueur d'onde de la lumière réfléchi ou transmise. Pour fonctionnaliser la surface des matériaux avec des molécules d'intérêt, une méthode courante consiste à utiliser des techniques pour lier covalentement les molécules sur la surface du film mince. Les molécules d'intérêt peuvent être des anticorps, des récepteurs, des enzymes ou d'autres molécules biologiques qui sont spécifiques à une molécule cible. Lorsque la molécule cible est présente dans l'échantillon, elle se lie spécifiquement aux molécules d'intérêt fonctionnalisées sur la surface du matériau, entraînant ainsi un changement de l'indice de réfraction et une modification de la réfraction de la lumière. Ces changements peuvent être mesurés en temps réel, ce qui permet de détecter et de quantifier la présence de la molécule cible. Les biocapteurs à base de CPs présentent de nombreux avantages, notamment leur haute sensibilité, leur spécificité élevée, leur temps de réponse rapide, leur capacité de mesure en temps réel, leur faible coût et leur faible consommation d'énergie. Ces dispositifs ont des applications importantes dans les domaines de la médecine, de la biologie pour la détection de maladies.

3.3 Biocapteurs à base de cristaux photoniques

Les structures à base de CPs ont une meilleure limitation optique que les autres dispositifs optiques, et elles peuvent limiter la lumière à un endroit spécial et être résistantes aux interférences électromagnétiques. Une mesure de biocapteurs est basée sur la focalisation d'un champ électrique sur une région à faible indice de réfraction. Cela augmente la sensibilité du biocapteur et le moindre changement dans l'indice de réfraction à détecter [42]. Les biocapteurs à base CPs sont facilement intégrables grâce à d'avoir une petite surface de mesure. Il existe plusieurs paramètres importants dans les biocapteurs à base CPs qui sont les mécanismes de base pour l'évaluation et la mesure de ce type de biocapteurs [43].

Le paramètre le plus important dans les biocapteurs à base CPs est le facteur de qualité qui est donné comme suit 3.1 [44] [45] :

$$Q = \frac{\lambda_0}{\Delta\lambda_{FWHM}} \quad (3.1)$$

Où λ_0 représente la longueur d'onde de résonance centrale, et $\Delta\lambda$ la largeur spectrale à mi-hauteur pour le spectre de transmission central.

Un autre paramètre des biocapteurs est la sensibilité. La sensibilité est le niveau d'un changement de transmettre un signal à un biocapteur en réponse à un changement de connexion d'analyte dans une tige de détection. est donnée par l'expression 3.2 [44] [45] :

$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n} \quad (3.2)$$

Où $\Delta\lambda$ est le déplacement du spectre de transmission. Et Δn est les changements d'indice de réfraction.

Un autre paramètre important est la limite de détection qui est exprimé par l'équation 3.3 [46] [47] :

$$DL = \frac{\lambda_0}{10 \times S \times Q} \quad (3.3)$$

Où S est la sensibilité et Q est le facteur de qualité. Le paramètre suivant est le facteur de mérite (FOM) qui est déterminé comme suit 3.4 [9] :

$$FOM = \frac{Q \times S}{\lambda_0} \quad (3.4)$$

Un autre paramètre important est la puissance qui est exprimé par l'équation 3.5 :

$$P = \frac{P_s}{P_e} \quad (3.5)$$

Où P_s est la puissance de sortie; P_e est la puissance d'entrée.

3.4 Schéma fonctionnel pour la détection biomédicale

Le schéma fonctionnel permettant de détecter des molécules biomédicales. Ce système est constitué d'une source qui émet une onde lumineuse continue de type Gaus-

sienne qui traverse un biocapteur optique à base de CPs-2D. La lumière est affectée par la présence de différentes particules biomédicales, qu'elles soient normales (non infectées) ou anormales (infectées), ce qui provoque une variation de l'indice de réfraction et donc un décalage de la fréquence de résonance ou une modification de l'intensité de la puissance transmise. Enfin la lumière de sortie est détectée par un photo-détecteur. Les méthodes d'analyse utilisées sont PWE (Plane Wave Expansion) et FDTD (Finite Difference Time Domain).

3.5 Conception des biocapteurs à base d'un réseau carré

Les cristaux photoniques 2D peuvent présenter une bande interdite photonique pour toutes les directions de propagation situées dans le plan de périodicité et permettent donc à priori un meilleur contrôle spatial des photons dans ce plan. De ce fait, ces derniers offrant une plus grande souplesse en termes de confinement optique, le choix s'est orienté sur les cristaux photoniques bidimensionnels. Cette structure comprend des tiges diélectriques de silicium S_i d'indice de réfraction de 3,5 UIR, ces tiges de silicium sont situées dans un fond d'air avec un indice de réfraction 1 UIR. La structure est un réseau carré constitué d'un nombre des tiges dans les deux sens horizontal et vertical sont égales à (31×29) respectivement, voir figure 3.1. La constante de réseau de cette structure est égale à 470 nm et le rayon des tiges est égal à 100 nm. Donc, la taille de la structure est de $191.49 \mu m^2$. Nous avons utilisé la méthode PWE pour analyser et déterminer les BIP de la structure conçue. Les résultats de simulation montrent que les bandes interdites photoniques ont été créées pour les ondes en mode transverse électrique TE. Le tableau 3.1 présente les paramètres d'intérêt utilisés dans la simulation.

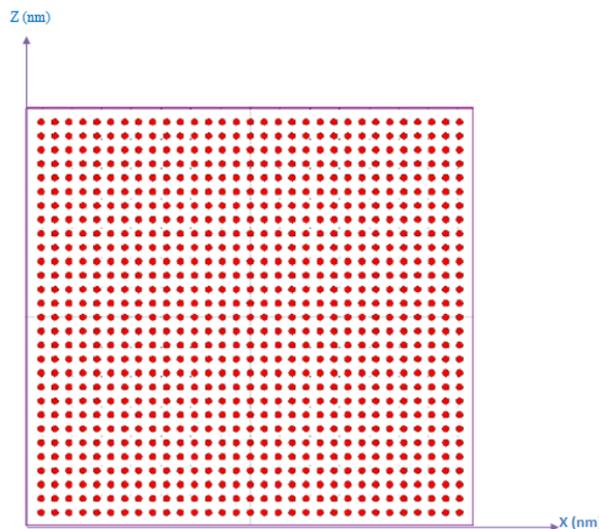


FIGURE 3.1 – Schéma de la structure de réseau carré à base de CPs utilisée pour concevoir le biocapteur.

TABLEAU 3.1 – Paramètres optiques et géométriques de la structure carré à base de CPs.

Paramètres	Valeurs
Réseau	Carré
Forme des tiges	Cercles
Dimensions de la plateforme	(31x29 tiges)
Rayon de la tige (r)	100 nm
Constante de réseau (a)	470 nm
Indice de réfraction du fond (Air)	1
Indice de réfraction des tiges (Si)	3.5
Taille	191.49 μm^2

3.5.1 Détermination et optimisation de la BIP

Dans l'ordre de déterminer et d'optimiser les paramètres optiques et géométriques du réseau carré en cristaux photoniques tels que le rayon des tiges, la bande interdite photonique BIP et la longueur d'onde centrale ($\lambda = 1550$ nm), ces paramètres optimisés va certainement améliorer les performances des biocapteurs qui seront développés dans la suite de notre travail. Pour cela, nous avons choisi un réseau carré en cristaux photoniques bidimensionnel (31x29), avec une constante de réseau (a) fixé à 470 nm. Ensuite, nous allons varier progressivement la dimension du rayon (r) entre 100 nm et 130 nm pour voir l'évolution des paramètres de la BIP et la longueur d'onde (λ) du réseau carré en CPs en fonction de (r).

le tableau 3.2 représente la variation de la longueur d'onde centrale de la bande interdite photoniques en fonction du rayon (r) de la structure de réseau carré en CPs étudié dans notre travail. Ce tableau montre bien que les longueurs d'onde centrale et la plages de fréquences sont incluses dans la BIP de la structure du réseau carré proposée en CPs conçu avec les dimensions suivantes : r = 108 nm et a = 470 nm.

Rayon	Plage de fréquences	Plage de longueur d'onde	Largeur d'onde	Longueur centrale
100	0.27023 (a / λ) 0.3974	1182.68 < λ < 1739.25	556.5	1460
102	0.26387 (a / λ) 0.39422	1192.22 < λ < 1781.18	588.96	1486
104	0.26069 (a / λ) 0.38469	1221.76 < λ < 1802.25	580.49	1512
106	0.25751 (a / λ) 0.3815	1221.85 < λ < 1825.17	603.32	1523
108	0.25434 (a / λ) 0.37832	1242.33 < λ < 1847.29	605.58	1545
110	0.25751 (a / λ) 0.36879	1274.43 < λ < 1825.17	550.74	1550
112	0.25434 (a / λ) 0.36562	1285.52 < λ < 1847.92	562.4	1566
114	0.25116 (a / λ) 0.36243	1296.80 < λ < 1871.31	574.52	1584
116	0.24798 (a / λ) 0.35289	1331.85 < λ < 1895.31	563.46	1613
120	0.24855 (a / λ) 0.34971	1344.39 < λ < 1890.96	546.66	1617
130	0.2441 (a / λ) 0.34081	1465.04 < λ < 2007.68	542.64	1736

TABLEAU 3.2 – Détermination et optimisation de la BIP.

3.5.2 Profil d'indice de réfraction, zone de brillouin et constante diélectrique 2D à $y=0$, de la structure de réseau carré à base de CPs

La visualisation du profil d'indice est toujours utile, afin de voir la répartition des indices de réfraction dans une structure créée. La figure 3.2(a) représente le profil de l'indice de réfraction de la structure du réseau carré à base de CPs bidimensionnel. Cette figure montre bien que les tiges sont en silicium d'indice de réfraction 3.5 UIR, sur un fond d'air d'indice de réfraction 1 UIR. La figure 3.2(b) montre la première zone de Brillouin correspondant au réseau carré étudié et la figure 3.2(c) montre le Constante diélectrique 2D à $y=0$.

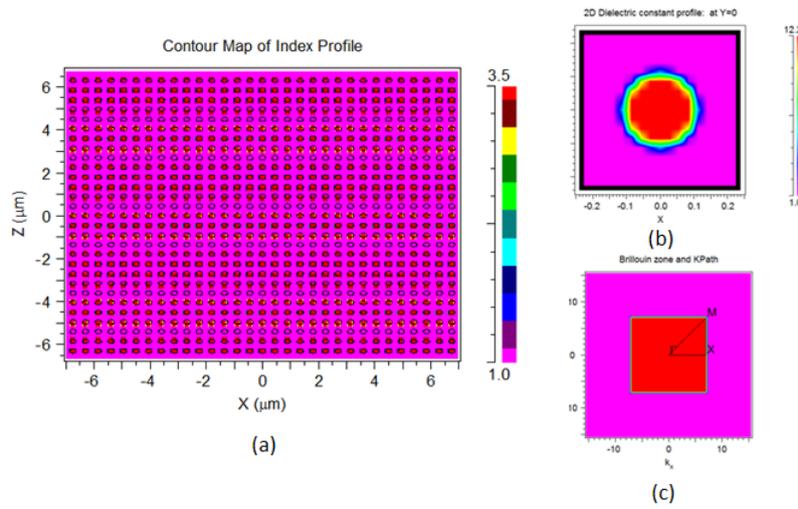


FIGURE 3.2 – (a) Profil d'indice de réfraction, (b) zone de brillouin, (c) constante diélectrique 2D à $y=0$.

3.5.3 Calcul de la bande interdite photonique BIP

La figure 3.3 illustre le diagramme de bandes interdites photoniques ou BIP, calculée par la méthode des ondes planes PWE, nous utilisons une bande de type gaussienne pour déterminer le diagramme de BIP.

Pour la polarisation TE, nous avons obtenu deux bandes. La première BIP se situe entre les fréquences 0,25751 et 0,37832. Sa longueur d'onde varie entre 1242 nm et 1847 nm, ce qui correspond à la deuxième et à la troisième fenêtre de transmission optique ($\lambda = 1550$ nm et $\lambda = 1300$ nm). La deuxième BIP est plus étroite comprise entre 0,49277 et 0,54364. Sa longueur d'onde varie entre 953 nm et 1361 nm, ce qui correspond à la deuxième fenêtre de transmission optique ($\lambda = 1300$ nm).

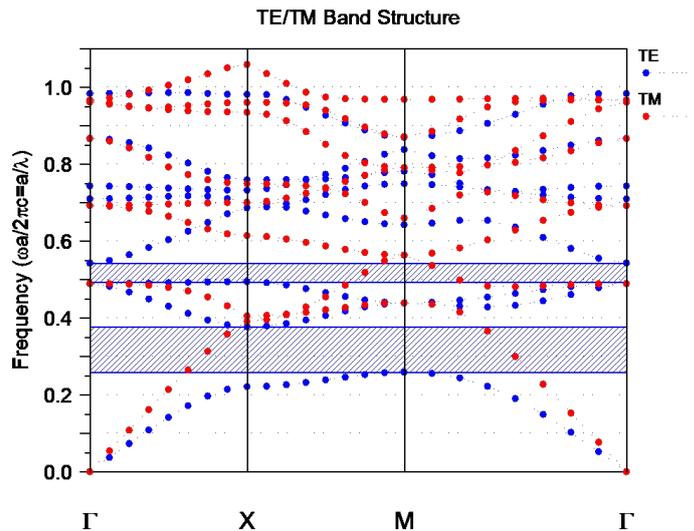


FIGURE 3.3 – Diagramme de bandes interdites photoniques de la structure de réseau carré en CPs.

3.6 Structure proposée

Le principe de transduction de nos biocapteurs est de détecter une faible variation d'indice de réfraction. Nous utiliserons donc des structures résonantes, dont le décalage spectral de la résonance permet de mesurer cette variation d'indice. L'amplitude du décalage doit être la plus élevée possible pour obtenir la plus grande sensibilité. On recherche donc des structures qui maximisent l'interaction lumière-matière, à la surface des structures, là où des biomolécules seront capturées. De plus, les résonances doivent être les plus fines possibles pour que leur décalage spectral se traduise en une forte variation d'intensité.

3.6.1 Structure proposée conçue avec une seule cavité

Pour créer la structure des cristaux photoniques avec une seule cavité, nous avons d'abord créé un guide d'ondes avec un rayon de 50 nm au milieu de la surface contenant des tiges de silicium (S_i) avec un indice de réfraction de 3,5 UIR dans l'air d'indice de réfraction 1 UIR, avec un périod égal à 470 nm et un rayon de 108 nm. Ensuite, nous avons créé la cavité avec un rayon de 123 nm. Montrées dans la figure 3.4. La méthode PWE est utilisée. Nous avons utilisé une polarisation TE correspondant aux bandes interdites photoniques, et nous avons fixé le temps de simulation à 13.213 minutes avec une excitation pulsée qui permet de déterminer la réponse en longueur d'onde du résonateur optique.

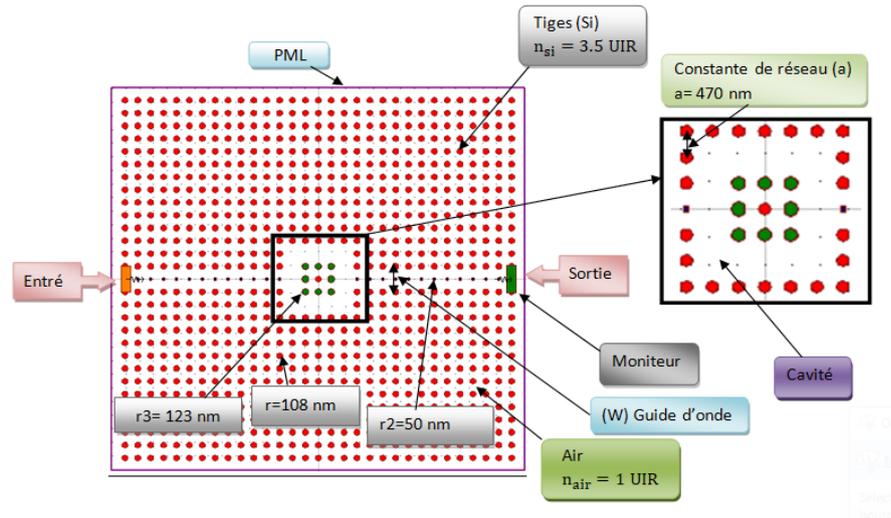


FIGURE 3.4 – Structure de biocapteur conçue avec une cavité.

3.6.2 Résultats de simulation

Afin d'obtenir une longueur d'onde proche de 1550 nm, qui représente la troisième fenêtre de télécommunication. Nous avons optimisé les rayons des tiges de la cavité et des tiges centrales du guide d'ondes dans la structure proposée, afin d'obtenir un biocapteur de haute qualité et très sensible. Le rayon des tiges de la structure est de 108 nm, avec une constante de réseau 470 nm. Tout d'abord, nous avons fixé le rayon des tiges situées au milieu du guide d'ondes et fait varier le rayon des tiges entourant la cavité au milieu. Ensuite, nous avons fait l'inverse, c'est-à-dire que nous avons fixé les tiges situées au milieu de la cavité et fait varier les tiges situées au milieu du guide d'ondes.

La figure 3.5(a) Longueurs d'ondes de résonance et facteurs de qualités en fonction de la variation des rayons des tiges entourant la cavité (tiges représenté en vert dans la figure 3.4(a) Et la figure 3.5(b) montre les longueurs d'ondes de résonance et facteurs de qualités en fonction de la variation des rayons des tiges du guide d'ondes.

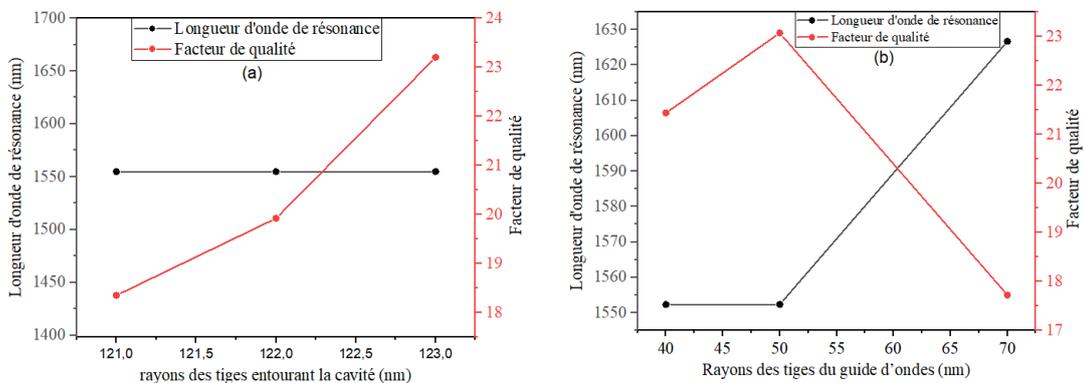


FIGURE 3.5 – (a) Longueurs d'ondes de résonance et facteurs de qualités en fonction de la variation des rayons des tiges entourant la cavité. (b) Longueurs d'ondes de résonance et facteurs de qualités en fonction de la variation des rayons des tiges du guide d'ondes.

3.6.3 Distribution de champ

La figure 3.6 représente la répartition de l'intensité électrique TE d'une excitation continue de type CW à une longueur d'onde pour la polarisation TE du guide d'onde. On constate que la lumière se propage uniquement dans le guide d'onde et dans la cavité, par contre elle est nulle dans les cristaux photoniques, ce qui montre bien que ce cristal est comme un miroir pour cette longueur d'onde qui appartient aux longueurs d'ondes de la bande interdite photonique. La fluctuation de du champ électrique est due à un confinement plus élevé près des tiges adjacentes du canal, et à un confinement moindre dans les zones situées entre les tiges.

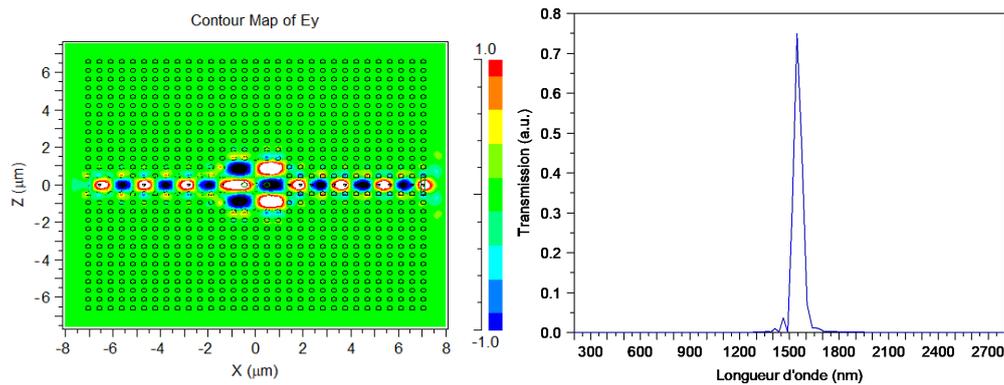


FIGURE 3.6 – Répartition de l'intensité électrique TE dans la cavité et le guide d'ondes ainsi que le spectre final.

3.7 Détection des types de tissus cérébraux

Dans cette section, nous étudierons et testerons les performances du biocapteur proposé pour la détection des tissus cérébraux. Ces tissus sont représentés par différents indices de réfraction allant de 1,3333 à 1,4833 UIR [9] tableau 3.3. Les molécules des tissus cérébraux sont connectées aux tiges de mesure du biocapteur conçu. Ces tiges de mesure sont choisies de manière à être en contact avec l'onde optique propagée. Dans notre cas, nous avons étudié sur les tiges situés à l'intérieur de la cavité, représentés en vert dans la figure 3.4.

TABLEAU 3.3 – Indices de réfraction de différents types de tissus cérébraux [9].

Nom de Matière	Tissus	Indice de réfraction	Commentaire
Référence	Normaux	1	
Liquide cérébro-spinal	Normaux	1,3333	
Mur de cerveau solide	Anormaux	1,3412	Blessés
Sclérose en plaques	Anormaux	1,3425	
Oligodendrogliome	Anormaux	1,3531	
Matière grise	Normaux	1,3951	
Matière blanche	Normaux	1,4121	
Gliome de bas grade	Anormaux	1,4320	Tumeurs et cancers
Médulloblastome	Anormaux	1,4412	Cancer bénins
Glioblastome	Anormaux	1,4470	
Lymphome	Anormaux	1,4591	
Métastase	Anormaux	1,4833	

3.7.1 Etude de la structure proposé pour la détection de tissus cérébraux

Les biocapteurs à base de cristaux photoniques exploitent les différences indices de réfraction pour détecter des molécules spécifiques. Lorsque les particules se fixent aux tiges de mesures des cristaux photoniques, elles modifient l'indice de réfraction local, ce qui modifie la longueur d'onde de résonance qui se traduisent par des variations de la position du pic d'intensité. L'indice de réfraction est une mesure de la vitesse de la lumière dans un milieu par rapport à sa vitesse dans le vide. Dans un cristal photonique l'indice de réfraction dépend de la périodicité de la structure, ainsi que des propriétés optiques des matériaux utilisés pour la fabrication du cristal, le silicium dans notre étude. Lorsque la lumière est incidente sur la surface de la structure du biocapteur, elle se propage à travers les couches de la structure cristalline. La lumière est réfléchi à chaque interface entre les couches, et il se produit des interférences constructives et destructives qui donnent lieu à des franges d'interférence. La longueur d'onde de résonance des cristaux photoniques est la longueur d'onde à laquelle il y a une interférence constructive maximale, c'est-à-dire que la réflexion de la lumière est renforcée. Lorsque l'indice de réfraction à la surface du cristal change en raison de la liaison des molécules, la longueur d'onde de résonance du cristal change également. Cette modification de la longueur d'onde peut être mesurée pour détecter la présence des molécules cibles. Une fois les biomolécules sélectionnées et fixées à la surface du cristal photonique, le biocapteur est prêt à les détecter.

La figure 3.7 représente la sortie de biocapteur en mode de référence (air), son indice de réfraction égale 1 avec une longueur d'ondes de 1551,7 nm avec une transmission de 80%. Le facteur de qualité dans ce mode est égal à 31.39.

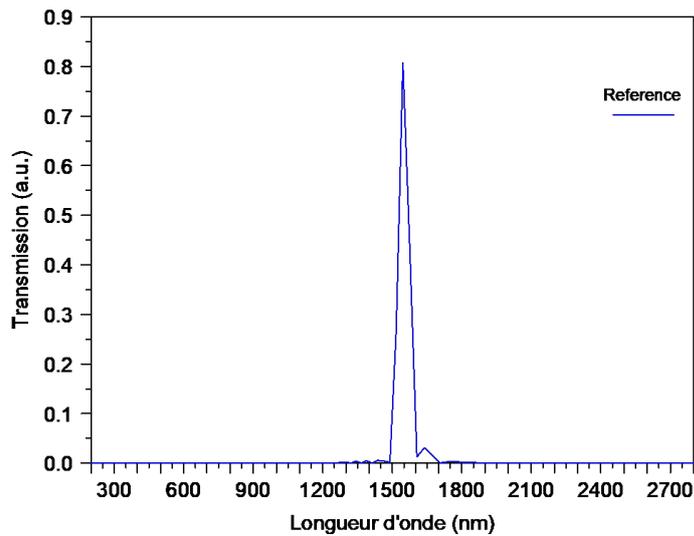


FIGURE 3.7 – Sortie du biocapteur en mode référence (Air).

La figure 3.8 illustre les spectres de transmission à la sortie du biocapteur pour les deux types de tissus cérébraux à savoir le liquide cérébro-spinal et mur de cerveau solide. Ces indices de réfraction sont respectivement 1.3333 et 1.3412 UIR. la transmission de ces deux types de tissus cérébraux montrent la résonance apparaît à 1554.4 nm et 1551.8 nm, avec des puissances de transmission 62% et 63%.

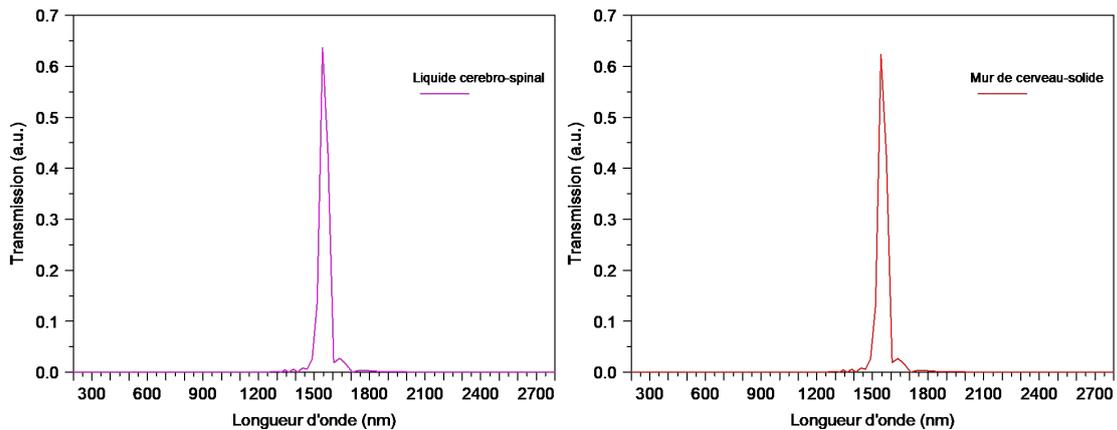


FIGURE 3.8 – Sortie de biocapteur pour le liquide cérébro-spinal et mur de cerveau solide.

Les spectres de transmission à la sortie du biocapteur pour les deux types de tissus cérébraux (sclérose en plaques et oligodendrogliome) sont représentés dans la figure 3.9. Ces indices de réfraction sont respectivement de 1.3425 et 1,3531 UIR, et les courbes de transmission pour ces deux types de tissus cérébraux révèlent une résonance à une longueur d'ondes de 1551.8 nm, avec des puissances de transmission de 62% et 60% respectivement.

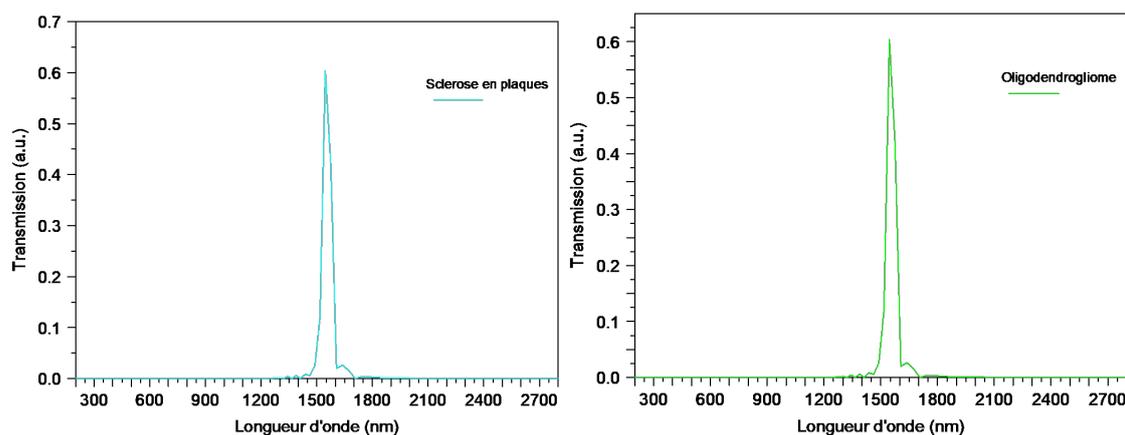


FIGURE 3.9 – Sortie de biocapteur pour le sclérose en plaques et oligodendrogliome.

A la sortie du biocapteur nous obtenus les spectres de transmission pour deux types de tissus cérébraux : les matières grise et blanche, ces indices de réfraction sont respectivement de 1,3951 et 1,4121 UIR. L'analyse des courbes de transmission dévoile la présence de résonances à des longueurs d'ondes soit 1552,3 nm et 1551,8 nm. Les puissances de transmission enregistrées pour ces résonances sont de 62% et 60% respectivement, montrés dans la figure 3.10.

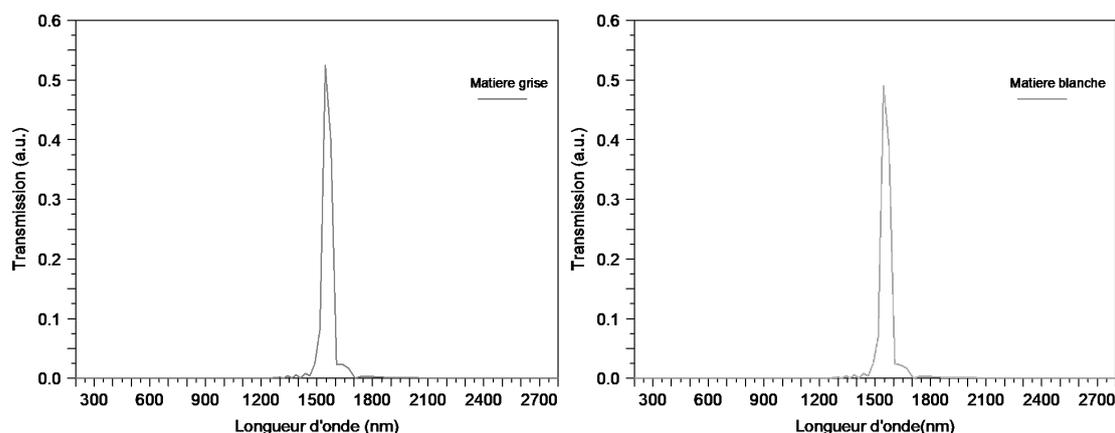


FIGURE 3.10 – Sortie de biocapteur pour la matière grise et la matière blanche.

La figure 3.11 montre les spectres de transmission du biocapteur en sortie pour le gliome de bas grade et le médulloblastome avec des indices de réfraction respectivement 1.4320 et 1.4412 UIR, dans une longueur d'ondes décalé entre 1551.8, les intensités du pic pour les deux types de tissus sont respectivement 44% et 43%.

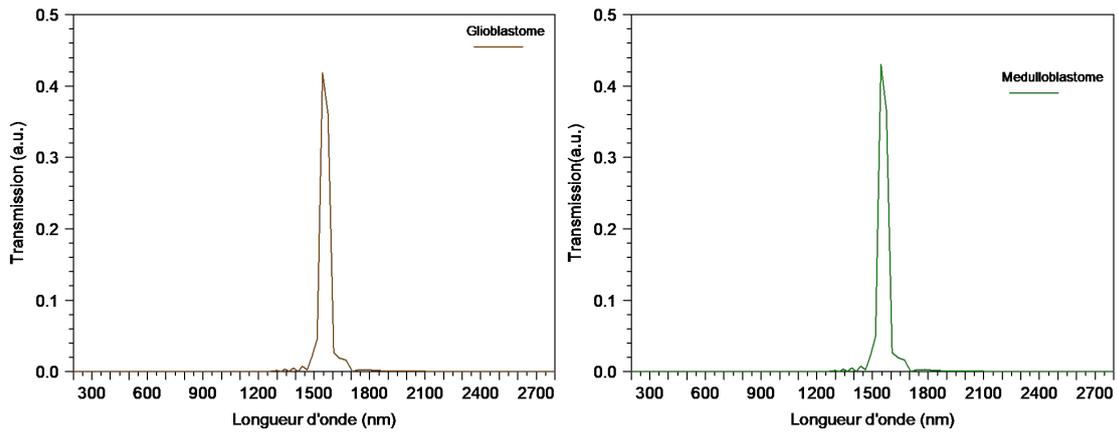


FIGURE 3.11 – Sortie de biocapteur pour le gliome de bas grade et le médulloblastome.

L'analyse des courbes de transmission à la sortie du biocapteur pour le glioblastome et le lymphome montrés dans la figure 3.12, illustre des puissances de transmission égales 41% et 39% en 1551.8 nm, longueur d'ondes de résonance. Ces indices de réfraction sont 1.4470 et 1.4591 UIR.

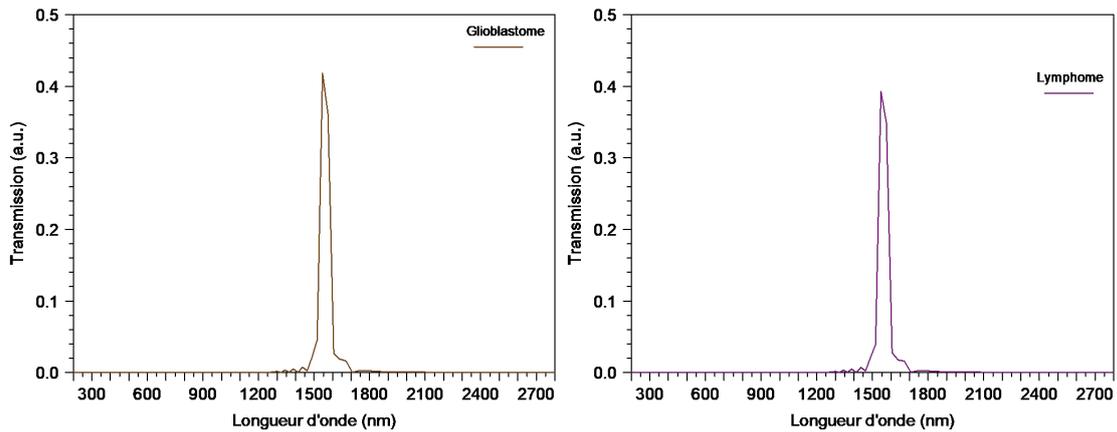


FIGURE 3.12 – Sortie de biocapteur pour le glioblastome et lymphome.

La figure 3.13 illustre le spectre de transmission à la sortie du biocapteur pour le métastase. L'indice de réfraction du métastase est 1.4833 UIR. la transmission de ce type de tissus montre la résonance apparaît à 1551.8 nm, avec une puissances de 36%.

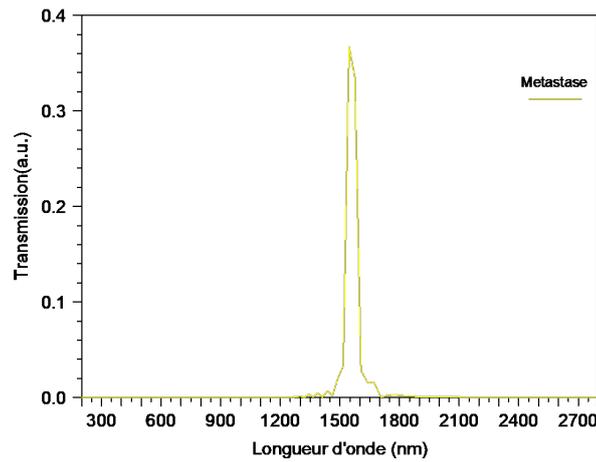


FIGURE 3.13 – Sortie de biocapteur pour le métastase.

La figure 3.14 illustre la superposition des spectres de transmission mesurés à la sortie du biocapteur pour les différents types de tissus cérébraux. Ces tissus sont représenté par divers indice de réfraction de 1.3333 jusqu'à 1.4833 UIR.

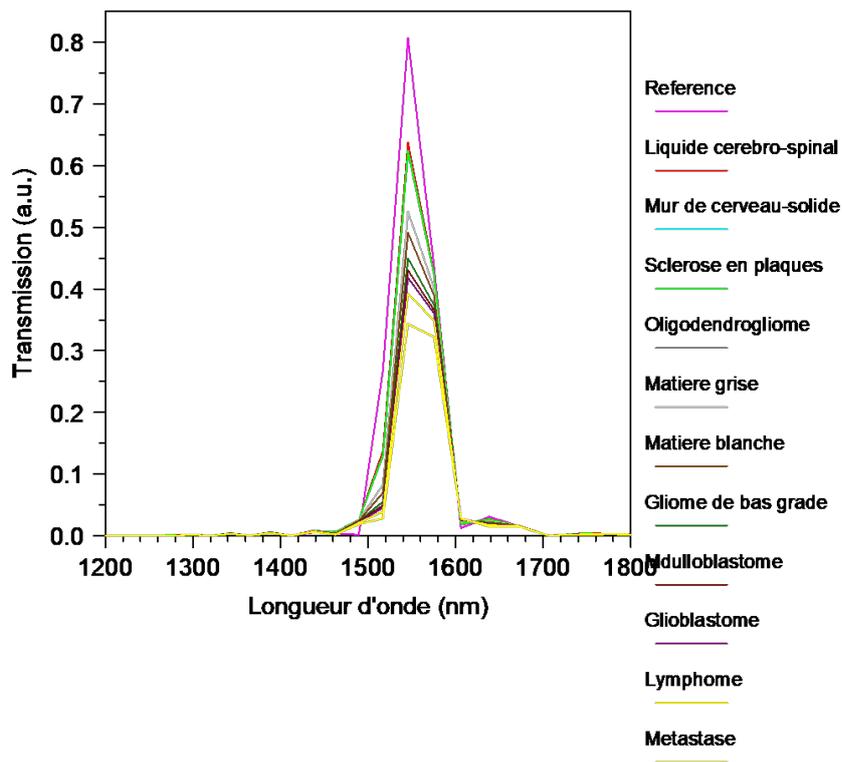


FIGURE 3.14 – Superposition des spectres de transmission mesurés à la sortie du biocapteur pour les différents types de tissus cérébraux.

Le tableau 3.4 présente une synthèse des résultats obtenus par le biocapteur lors de la connexion de différents types de tissus cérébraux avec les tiges de mesures situées à la cavité. Ces tissus cérébraux sont représentés par divers indices de réfraction. Les paramètres tels que le facteur de qualité, la sensibilité, la limite de détection et le FOM sont également inclus dans ce tableau pour décrire les performances de la structure. Il est remarqué dans le tableau que les valeurs du facteur de qualité et de la sensibilité sont directement liées au FOM, qui évalue l'efficacité et les performances globales du système. En conséquence,

une augmentation du limite de détection de 1.61 à 29.95, par la diminution du facteur de qualité et de la sensibilité de 31.93 à 24.33 et 3 à 0.20 nm/UIR respectivement. tous cela obtenus par la variation de l'indice de réfraction de 1.3333 UIR jusqu'à 1.4833 UIR. La longueur d'onde de résonance est obtenus d'environ 1551.8 nm pour la majorité des biomolécules.

TABLEAU 3.4 – caractéristiques essentielles d'un biocapteur spécifique pour la détection des tissus cérébraux.

Nom de matière	IR	$\Delta\lambda_{FWHM}$	λ	Q	S	LD	FOM	P%
Référence (Air)	1	43,6	1551,7	35,58	-	-	-	80,97
Liquide cérébro-spinal	1,3333	48,4	1554,4	32,12	3,00	1,61	0,06	63,76
Mur de cerveau-solide	1,3412	49,1	1551,8	31,60	0,29	17,15	0,005	62,59
Sclérose en plaques	1,3425	49,1	1551,8	31,60	0,29	16,90	0,005	62,39
Oligodendrogliome	1,3531	48,6	1551,8	31,93	0,28	17,35	0,005	60,64
Matière grise	1,3951	63,8	1552,3	24,33	2,53	2,52	0,03	52,64
Matière blanche	1,4121	54,5	1551,8	28,47	0,24	22,71	0,004	49,13
Gliome de bas grade	1,4320	59,1	1551,8	26,25	0,23	25,70	0,004	44,98
Médulloblastome	1,4412	54	1551,8	28,73	0,22	23,55	0,004	43,15
Glioblastome	1,4470	54,5	1551,8	28,47	0,22	24,77	0,004	41,92
Lymphome	1,4591	60	1551,8	25,86	0,21	28,57	0,003	39,27
Métastase	1,4833	59,9	1551,8	25,90	0,20	29,95	0,003	36,76

-1. IR=Indice de réfraction UIR -2. $\Delta\lambda_{FWHM}$ =le déplacement du spectre de transmission -3. λ =Longueur d'onde de résonance -4. Q=Facteur de qualité -5. S=Sensibilité nm/UIR -6. LD=Limite de détection -7. FOM=Facteur de mérite -8. P=Puissance de sortie.

3.7.2 Etude de la structure proposé pour la détection du Cancer

Les biocapteurs basés sur des cristaux photoniques utilisent les variations d'indices de réfraction pour la détection de molécules spécifiques. Lorsque ces molécules se lient aux tiges de mesure des cristaux photoniques, elles induisent une modification de l'indice de réfraction local, ce qui entraîne des changements dans la longueur d'onde de résonance. Ces variations se traduisent par des déplacements de la position du pic d'intensité. Dans cette section, nous souhaitons étudier la détection de différents types de cancer à l'aide de notre biocapteur à base de CPs-2D.

La figure 3.15 présente les spectres de transmission à la sortie du biocapteur, révélant les résultats obtenus lorsque les tiges de mesure sont en contact avec les cellules cancéreuses présentes dans le sang et les cellules normales. Les indices de réfraction de ces cellules sont respectivement de 1,390 et 1,376 UIR [48]. L'analyse de la transmission révèle une résonance clairement identifiable à des longueurs d'onde de 1554.8 nm et 1551.8 nm. Les transmissions mesurées à la sortie du biocapteur sont de 53% pour les cellules cancéreuses présentes dans le sang et de 56% pour les cellules normales.

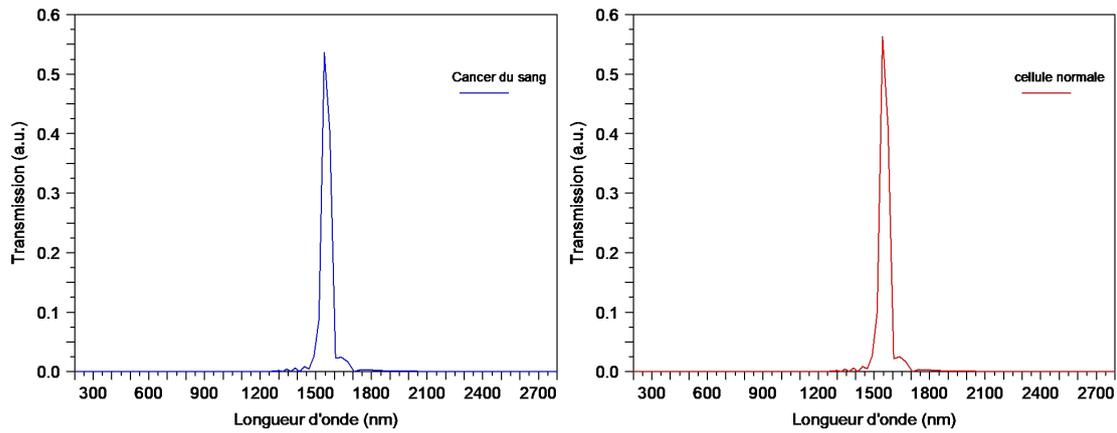


FIGURE 3.15 – Sortie de biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer de sang et cellules normales.

La superposition des deux courbes résultantes à la sortie du biocapteur pour l'application des cellules de sang normales et cancéreuses est représentée dans la figure 3.16.

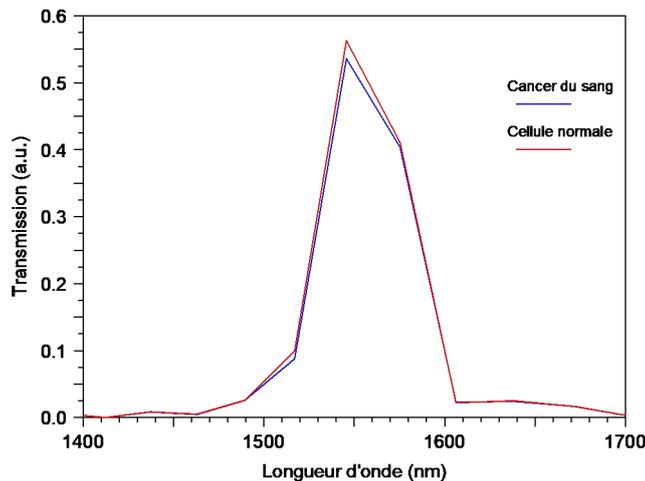


FIGURE 3.16 – Superposition des spectres de transmission en sortie de biocapteur pour des cellules de sang normales et cancéreuses.

Les spectres de transmission à la sortie du biocapteur lorsque les tiges de mesure sont en contact avec des cellules cancéreuses du col de l'utérus ainsi que des cellules normales voir la figure 3.17. Les indices de réfraction de ces cellules sont respectivement de 1,392 et 1,368 UIR. L'analyse de la transmission révèle une résonance clairement identifiable à une longueur d'ondes de 1551.8 nm. Les transmissions mesurées à la sortie du biocapteur sont de 53.31% pour les cellules cancéreuses du col de l'utérus et de 57.99% pour les cellules normales.

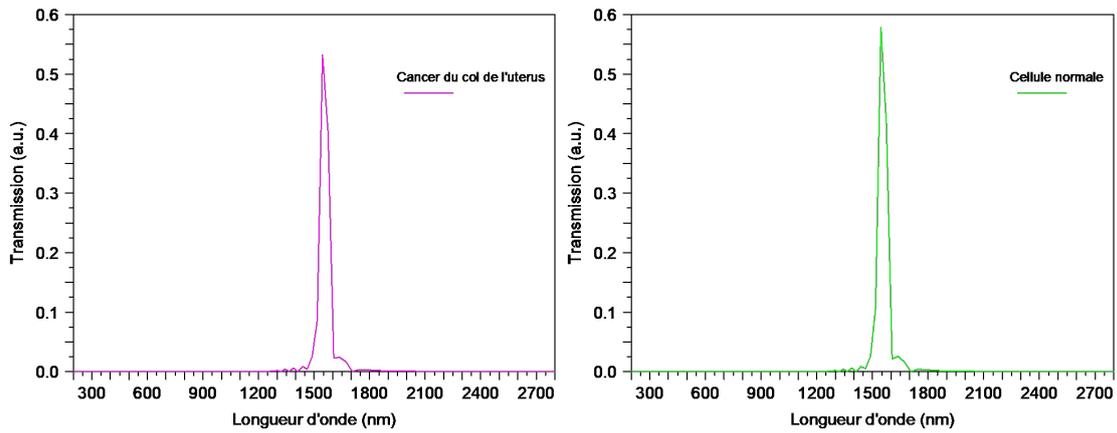


FIGURE 3.17 – Sortie de biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer du col de l’utérus et cellules normales.

La figure 3.18 représente la superposition des deux courbes résultantes à la sortie du biocapteur des deux analytes (cellules du col de l’utérus normales et cancéreuses).

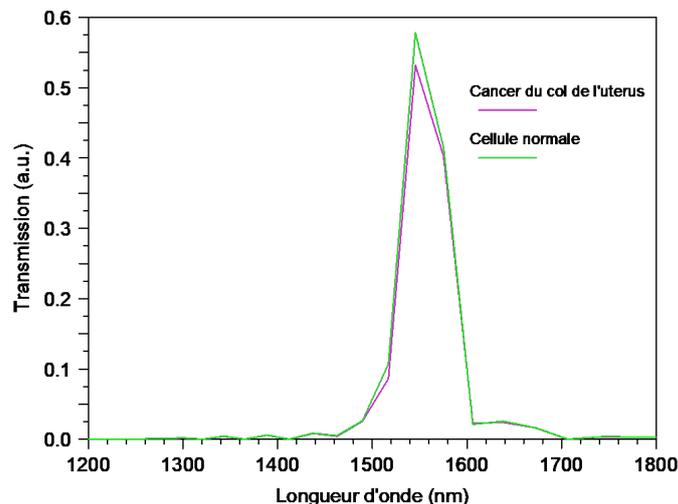


FIGURE 3.18 – Superposition des spectres de transmission en sortie de biocapteur pour des cellules du de l’utérus normales et cancéreuses.

La figure 3.19 illustre les spectres de transmission à la sortie du biocapteur lorsque les tiges de mesure sont en contact avec des cellules cancéreuses du sein ainsi que des cellules normales. Les indices de réfraction de ces cellules sont respectivement de 1,399 et 1,385 UIR. L’analyse de la transmission révèle une résonance clairement identifiable à une longueur d’onde de 1551.8 nm. Les transmissions mesurées à la sortie du biocapteur sont de 51% pour les cellules cancéreuses du sein et de 54% pour les cellules normales.

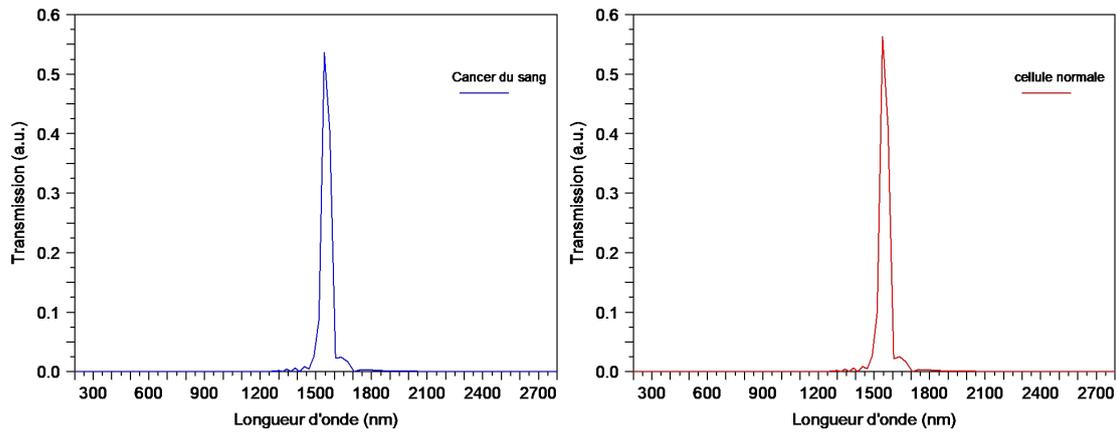


FIGURE 3.19 – Sortie de biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer du sein et cellules normales.

La figure 3.20 représente la superposition des deux courbes résultantes à la sortie du biocapteur des deux analytes, cellules du sein normales et cancéreuses.

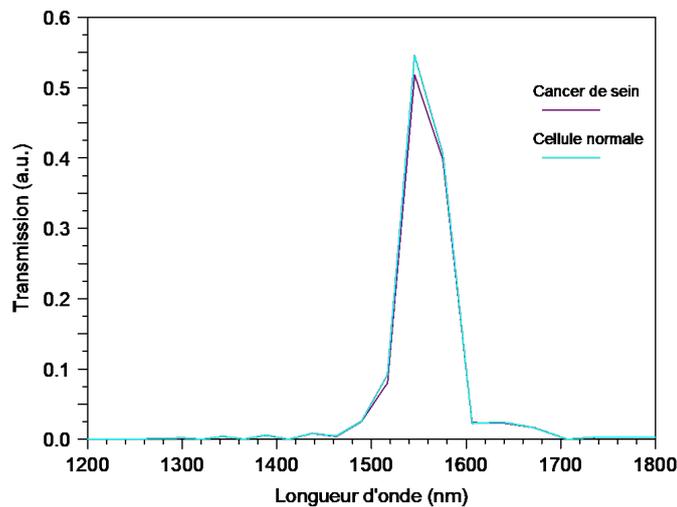


FIGURE 3.20 – Superposition des spectres de transmission en sortie de biocapteur pour des cellules de sein normales et cancéreuses.

La figure 3.21 montre les spectres de transmission à la sortie du biocapteur lorsque les tiges de mesure sont en contact avec des cellules cancéreuses du peau ainsi que des cellules normales. Les indices de réfraction de ces cellules sont respectivement de 1,380 et 1,360 UIR. L'analyse de la transmission révèle une résonance clairement identifiable à des longueurs d'onde de 1551.8 nm et 1552.8 nm. Les transmissions mesurées à la sortie du biocapteur sont de 55% pour les cellules cancéreuses du sein et de 59% pour les cellules normales.

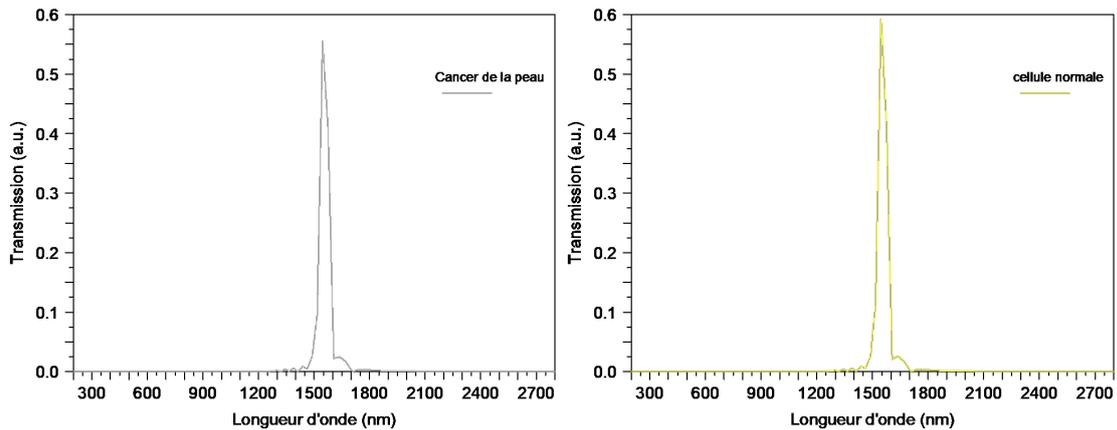


FIGURE 3.21 – Sortie de biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer de peau et cellules normales.

La superposition des deux courbes résultantes à la sortie du biocapteur par l'application des cellules de peau normales et cancéreuses, est illustrée dans la figure 3.22.

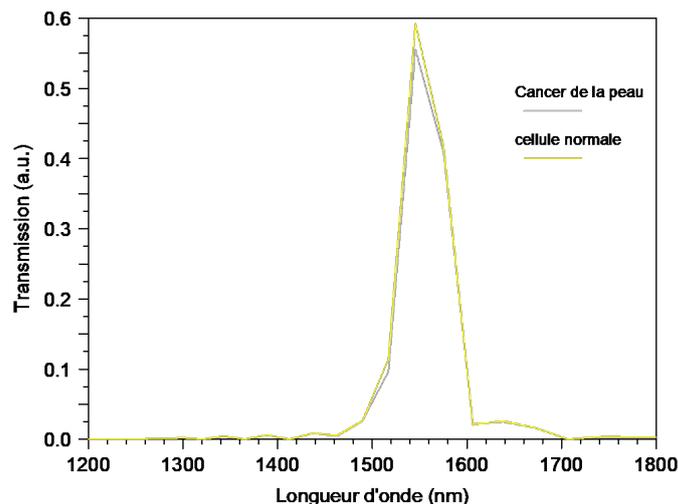


FIGURE 3.22 – Superposition des spectres de transmission en sortie de biocapteur pour des cellules de peau normales et cancéreuses.

Le tableau 3.5 regroupe les résultats obtenus par le biocapteur lors de la connexion de différents types de cellules cancéreuses et normales avec les tiges de mesures situées à la cavité. Ces types de cellules sont représentés par différents indices de réfraction. Les paramètres tels que le facteur de qualité, la sensibilité, la limite de détection et le FOM sont également inclus dans ce tableau 3.5 pour décrire les performances de la structure. On constate que il y'a une la relation entre le facteur de qualité, la sensibilité et la FOM, lorsque le facteur de qualité et la sensibilité augmentent, la valeur de le FOM augmente également, le la valeur maximale de le FOM obtenue était de 0,15, avec une sensibilité de 1,94 nm/UIR et un facteur de qualité de 31,09, cette valeur représente la plus haute performance que nous ayons obtenue, avec une faible limite de détection de 0,62. En revanche, la valeur minimale de le FOM était de 0,005, avec une sensibilité de 0,26 nm/UIR et un facteur de qualité de 31,60, cette valeur représente la performance la plus basse que nous ayons obtenue. la plus grande valeur obtenue de LD est de 22,10.

CHAPITRE 3. CONCEPTION D'UN BIOCAPTEUR À CRISTAUX PHOTONIQUES AVEC UNE SEULE CAVITÉ

TABLEAU 3.5 – Résultats des caractéristiques essentielles d'un biocapteur spécifique pour la détection de cancer.

Nom de matière	IR	$\Delta\lambda$	λ	Q	S	LD	FOM	P%
Référence	1	43,6	1551,7	35,59	-	-	-	80,97
Cancer de sang	1,390	58	1554,8	26,80	7,94	0,62	0,15	53,81
Cellule normale	1,376	54,4	1551,8	28,52	0,26	20,92	0,004	56,49
Cancer du col de l'utérus	1,392	54,5	1551,8	28,47	0,255	21,37	0,004	53,31
Cellule normale	1,368	59,9	1551,8	25,90	0,27	22,10	0,004	57,99
Cancer de sein	1,399	54,9	1551,8	28,26	0,25	21,96	0,004	51,97
Cellule normale	1,385	54,2	1551,8	28,63	0,26	20,84	0,004	54,81
Cancer de la peau	1,380	49,1	1551,8	31,60	0,26	18,88	0,005	55,65
Cellule normale	1,360	46,2	1552,8	33,61	2,77	1,66	0,05	59,33

IR=Indice de réfraction (UIR) -2. $\Delta\lambda_{FWHM}$ =le déplacement du spectre de transmission -3. λ =Longueur d'onde
 -4.Q=Facteur de qualité -5. S=Sensibilité nm/UIR -6. LD=Limite de détection -7. FOM=Facteur de mérite
 -8. P=Puissance de sortie.

Le graphique de la figure 3.23 représente la variation de la puissance de l'intensité en

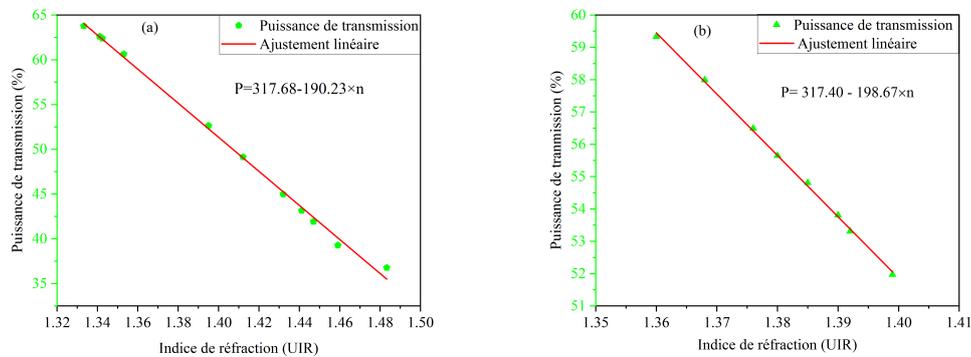


FIGURE 3.23 – Variation de la puissance de transmission mesurée à la sortie du biocapteur en fonction de l'indice de réfraction. (a) : tissus cérébraux. (b) : cellules cancéreuses.

fonction de l'indice de réfraction. Les résultats montrent une diminution de la puissance de l'intensité mesurée par les spectres de transmission à la sortie des biocapteurs dans les deux études (la détection des tissus cérébraux et la détection du cancer), allant de 63% à 36%. Cette diminution est obtenue en variant l'indice de réfraction de 1.3333 à 1.4833 UIR. Les points de données tracés sur le graphe suivent une tendance linéaire, ce qui suggère une relation linéaire entre les deux variables. Cette linéarité permet d'obtenir des mesures plus précises et garantit une relation proportionnelle entre les signaux mesurés et la concentration des biomolécules présentes dans les tissus cérébraux et les types de cancer.

3.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé une nouvelle structure pour un biocapteur à CPs basé sur un guide d'onde couplé à une seule cavité, conçue dans un réseau carré. D'abord, nous avons optimisé la cavité et le guide d'onde du biocapteur pour obtenir un spectre de transmission avec un facteur de qualité élevé en résonance à 1550 nm de longueur d'onde, ce qui correspond à la troisième fenêtre de télécommunication. Ensuite, nous avons testé la distribution de champ de la structure proposée (polarisation TE) du guide d'onde et le spectre final. Cette structure a été conçue pour deux applications différentes. L'une pour la détection des tissus cérébraux, l'autre pour la détection du cancer. L'étude de la détection des tissus cérébraux a atteint des résultats impressionnants. Avec un meilleur facteur de qualité de 32.12, il garantit une précision et une fiabilité optimales dans l'analyse des tissus cérébraux. La sensibilité atteint 3 nm/UIR, La limite de détection de 1.16 à 29.95, De plus, le facteur de mérite FOM, qui mesure l'efficacité et les performances globales du système, se situe entre 0.005 et 0.03.

La détection du cancer a atteint un facteur de qualité élevé de 33.61 et une sensibilité de 7.94 nm/UIR, permettant d'identifier avec précision les indices du cancer dans les tiges de mesures situés à l'intérieur de la cavité . De plus, la limite de détection la plus élevée atteint 22.10, ce qui permet de détecter les traces de la maladie. Et enfin, le facteur de mérite FOM situ entre 0,005 et 0,15. Tous ces résultats ont été obtenus à des longueurs d'onde d'environ 1550 nm et 1553 nm.

Chapitre 4

Conception d'un Biocapteur à Cristaux photoniques 2D basés sur un Guide d'ondes couplé à deux Cavités

Sommaire

4.1 Introduction	58
4.2 Structure proposée	58
4.2.1 Structure proposée conçue avec un guide d'onde couplée à deux cavités	58
4.2.2 Optimisation de la structure de biocapteur à base de CPs-2D	59
4.2.3 Distribution de champ et signal de transmission	60
4.3 Sélection des biomolécules	61
4.3.1 Etude de la structure proposée pour la détection de tissus cérébraux	61
4.3.2 Etude de la structure proposée pour la détection du Cancer	67
4.4 Etude comparative	72
4.5 Conclusion	73

4.1 Introduction

Les structures des biocapteurs conçus avec un guide d'ondes couplé à deux cavités, également connues sous le nom de structures à double cavité, sont des structures qui présentent deux espaces vides distincts à l'intérieur de leur structure. Ces cavités peuvent être de tailles et formes différentes, elles peuvent être intentionnellement incorporées dans la conception pour répondre à des besoins spécifiques (confinement de la lumière). Ils permettent la détection et l'analyse de divers analytes biologiques tels que les protéines [49], les acides nucléiques, les virus et les bactéries [50], les cellules, etc. Ces dispositifs jouent un rôle crucial dans la recherche biomédicale [51], le diagnostic, le suivi des maladies [4], le contrôle de la qualité des aliments [52], la surveillance de l'environnement [53], et bien d'autres applications. Ce chapitre est consacré à la conception et à l'étude des performances des biocapteurs à CPs 2D. Dans un premier temps, nous présentons l'architecture du biocapteur conçue avec un guide d'onde couplé à deux cavités. Ensuite, nous optimisons le guide d'onde et les deux cavités pour satisfaire les conditions visées en termes de longueur d'onde et facteur de qualité. Enfin, nous testons les études de détection sur notre biocapteur avant de réaliser une étude comparative entre les biocapteurs CPs conçus avec une seule cavité et les biocapteurs CPs conçus avec deux cavités dans le réseau carré.

4.2 Structure proposée

4.2.1 Structure proposée conçue avec un guide d'onde couplée à deux cavités

Pour créer la structure des cristaux photoniques conçue avec deux cavités, nous avons suivi les étapes suivantes :

Tout d'abord, nous avons conçu une structure de dimensions 31×29 avec une période de 470 nm et un rayon de 108 nm. Cette structure contenait des tiges de silicium S_i ayant un indice de réfraction de 3,5 UIR, tandis que l'air environnant avait un indice de réfraction de 1 UIR. Ensuite, nous avons conçu un guide d'ondes avec un rayon de 142 nm, positionné au centre de cette structure. Par la suite, nous avons créé deux cavités en ajoutant des défauts à l'extrémité du guide d'ondes, ce qui a entraîné une augmentation de la distance de couplage. Les cavités avaient un rayon de 120 nm. Cette configuration a conduit à une augmentation du facteur de qualité et à un déplacement de la longueur d'onde de résonance et de l'intensité de puissance, comme illustré dans la figure 4.1. Le tableau 4.1 regroupe les paramètres utilisés pour la réalisation de la structure.

Nous avons employé la méthode d'expansion d'ondes planes (PWE) afin d'obtenir la bande interdite photonique. Pour parvenir aux résultats escomptés, nous avons sélectionné une polarisation TE correspondant aux bandes interdites photoniques. Dans le cadre de nos simulations, nous avons opté pour la méthode (FDTD). La durée de la simulation a été fixée à 13,213 minutes. Pendant la simulation, nous avons utilisé une excitation pulsée pour déterminer la réponse en longueur d'onde du résonateur optique.

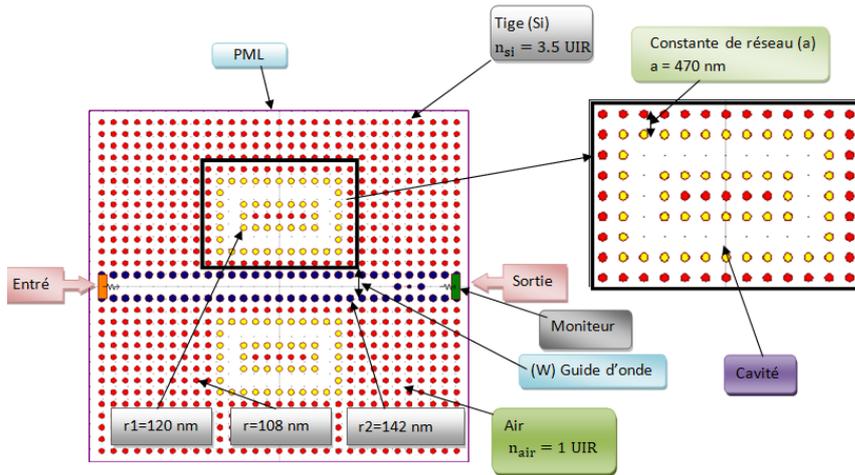


FIGURE 4.1 – Structure de réseau carré à base de CPs conçu avec deux cavités couplée avec un guide d'onde (W).

TABLEAU 4.1 – Paramètres optiques et géométriques de la structure carré à base de (CPs).

Paramètres	Valeurs
Réseau	Carré
Forme des tiges	Cercle
Dimensions de la plateforme	(31x29 tiges)
Rayon de la tige (r)	108 nm
Constante de réseau (a)	470 nm
Indice de réfraction du fond (Air)	1
Indice de réfraction des tiges (Si)	3.5
Taille	191.49 μm^2

4.2.2 Optimisation de la structure de biocapteur à base de CPs-2D

Pour obtenir une longueur d'onde proche de 1550 nm (la troisième fenêtre de télécommunication) et un biocapteur de haute qualité et très sensible. Nous optimisons les rayons des tiges entourant la cavité et le rayon de guide d'onde (W). La figure 4.2 (a) illustre les Longueurs d'ondes de résonances et facteurs de qualités en fonction de la variation des rayons des tiges entourant la cavité, et la figure 4.2(b) illustre Longueurs d'ondes de résonances et facteurs de qualités en fonction de la variation des rayons des tiges du guide d'ondes

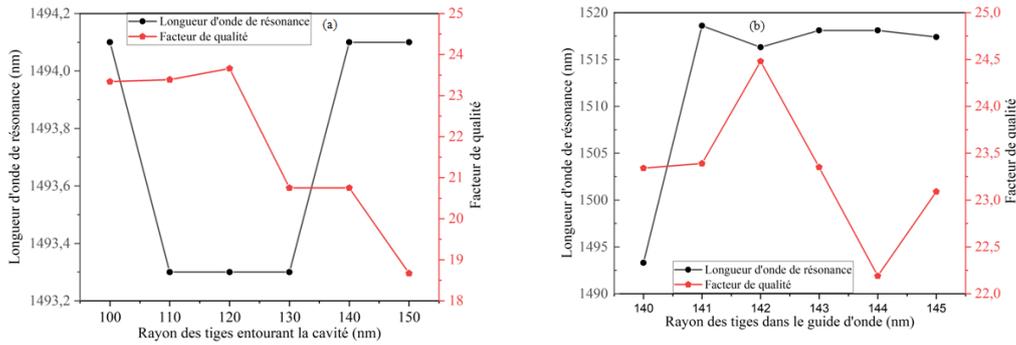


FIGURE 4.2 – (a) Longueurs d'ondes de résonances et facteurs de qualités en fonction la variation des rayons des tiges entourant la cavité. (b) Longueurs d'ondes de résonances et facteurs de qualités en fonction de la variation des rayons des tiges du guide d'ondes

4.2.3 Distribution de champ et signal de transmission

La figure 4.3 représente la répartition de l'intensité du champs électrique avec une excitation continue de type (CW) à une longueur d'onde de 1516.3 pour la polarisation TE du guide d'onde couplé avec deux cavités. Cette représentation confirme que ce cristal agit comme un miroir pour cette longueur d'onde, qui se situe dans la bande interdite photonique. L'introduction de défauts permet ainsi de guider et de confiner efficacement la lumière, créant ainsi un phénomène de guidage lumineux. On peut observer que la lumière se propage uniquement à l'intérieur du guide d'onde et des deux cavités (couplés). Tandis qu'elle est absente dans les cristaux photoniques. Cette figure démontre clairement que l'onde électromagnétique est bien confinée dans la structure. La fluctuation du champ électrique est due à un confinement plus élevé près des tiges adjacentes du canal, et à un confinement moindre dans les zones situées entre les tiges.

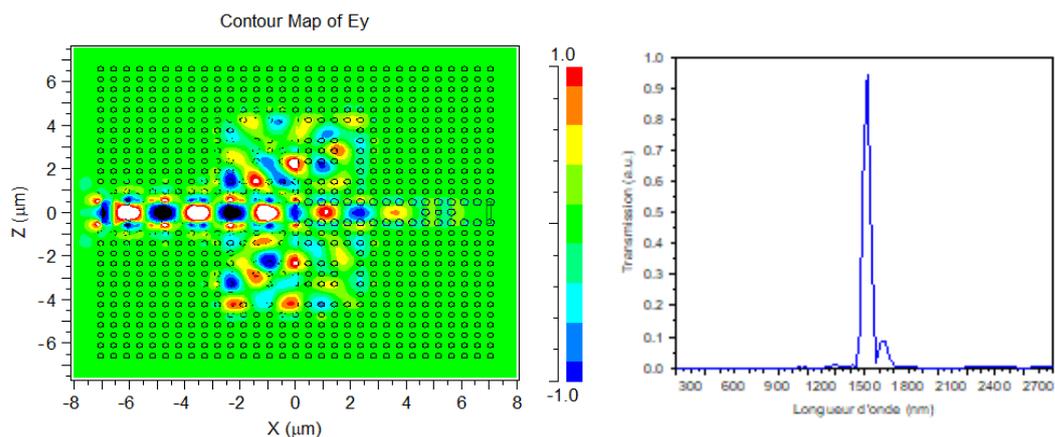


FIGURE 4.3 – Distribution de l'intensité du champ électrique TE à l'intérieur des deux cavités couplées avec le guide d'onde (W) est accompagnée du spectre de transmission correspondant à une longueur d'onde de 1516,3 nm et d'une puissance de transmission de 94%.

4.3 Sélection des biomolécules

La sélection des biomolécules pour une application spécifique dans un biocapteur à base de cristaux photoniques 2D, utilisant un guide d'ondes couplé à deux cavités, implique une prise en compte rigoureuse de plusieurs critères clés. Ces critères comprennent les cibles analytiques, l'affinité, la spécificité, la stabilité, la sensibilité et la disponibilité des biomolécules. La sensibilité et limite de détection du biocapteur est également un aspect crucial : nous choisissons des biomolécules qui offrent une sensibilité adéquate pour la détection des cibles analytiques dans les conditions requises par notre application. Nous vérifions également que la limite de détection du biocapteur est compatible avec les niveaux attendus des cibles dans notre échantillon, Tel qu'illustré par la figure 4.4.

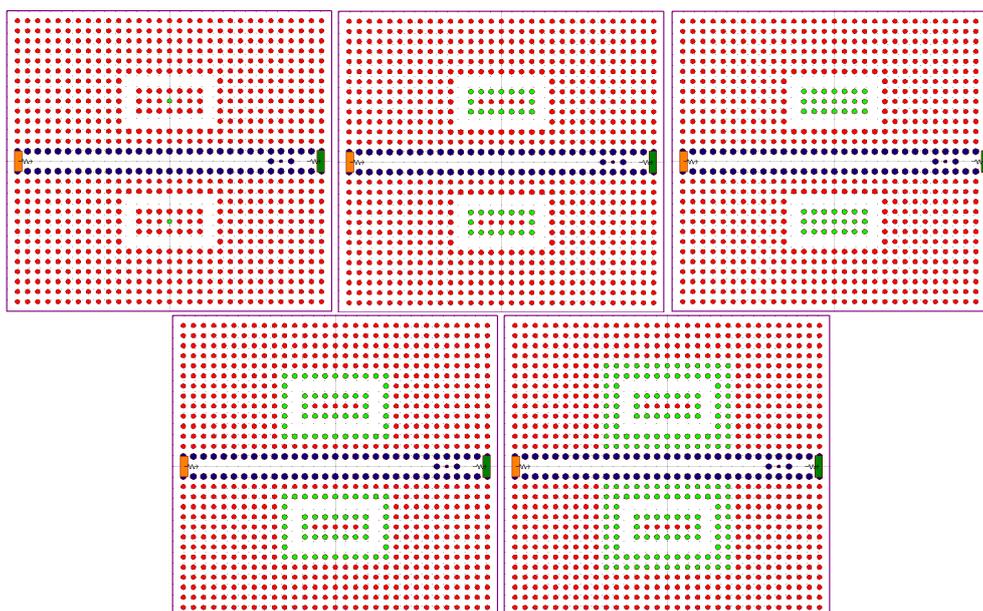


FIGURE 4.4 – Simulations pour les cas 2 tiges, 32 tiges, 42 tiges, 96 tiges et 136 tiges.

Dans notre étude, nous avons choisi la structure avec un nombre N égal à 96 en raison de ses caractéristiques spécifiques et de ses performances optimales. Cette structure présente des molécules qui se sont révélées être les plus spécifiques et les plus sensibles pour notre application spécifique.

En sélectionnant la structure de $N=96$, nous avons constaté que cette configuration offre une sensibilité élevée et limite de détection basse, ce qui signifie qu'elle est capable de détecter avec précision de faibles concentrations d'analytes. De plus, cette structure présente une spécificité élevée, ce qui signifie qu'elle est capable de reconnaître et de réagir spécifiquement aux analytes ciblés, tout en minimisant les interférences avec d'autres molécules présentes dans l'échantillon.

4.3.1 Etude de la structure proposée pour la détection de tissus cérébraux

L'un des avantages majeurs de cette étude réside dans la capacité à évaluer la rapidité, la sensibilité et la linéarité du biocapteur CPs-2D utilisé. Grâce à l'utilisation des indices de réfraction des biomolécules, nous avons pu réaliser des tests de détection des tissus

cérébraux. Cette étude ouvre ainsi la voie à de nouvelles applications médicales, où la rapidité, la sensibilité et la linéarité du biocapteur jouent un rôle essentiel dans le diagnostic précoce et la surveillance des maladies. Dans le cadre de cette étude, nous avons effectué la détection de 11 différents types de tissus cérébraux, en plus de l'air utilisé comme mode référence. La détection se fait par la connexion des biomolécules avec les tiges de mesure situées dans les deux cavités. Pour obtenir les résultats de simulations, nous avons utilisé la méthode FDTD. La figure 4.5 présente le spectre de transmission de la sortie du biocapteur pour la détection de l'air avec un indice de réfraction de 1 UIR. L'analyse de la transmission de l'air révèle une résonance clairement identifiable à une longueur d'onde de 1491.8 nm, avec une puissance de transmission mesurée de 71.97%. les spectres de trans-

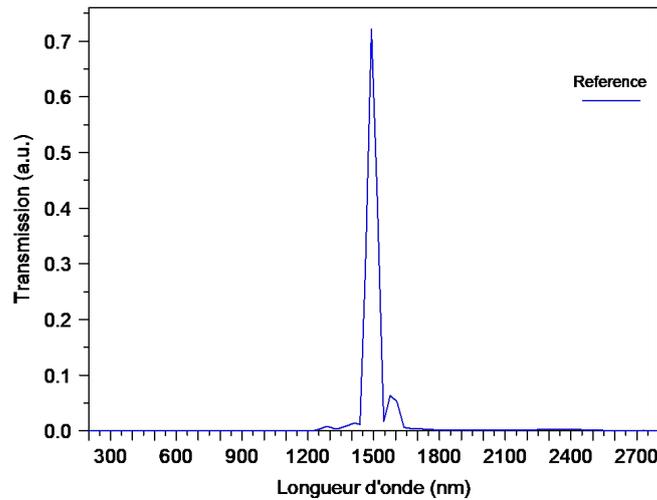


FIGURE 4.5 – Sortie du biocapteur en mode référence (Air).

mission à la sortie du biocapteur pour deux types de tissus cérébraux à savoir le Liquide cérébro-spinal et le Mur de cerveau-solide sont présentés dans la figure 4.6, ses indices de réfraction sont respectivement 1,3333 et 1,3412 UIR. Les spectres de sortie sont enregistrés à une longueur d'onde de 1497.3 nm, et les mesures de transmission obtenues à la sortie du biocapteur sont de 20% et 23% respectivement pour le liquide cérébro-spinal et le mur de cerveau-solide.

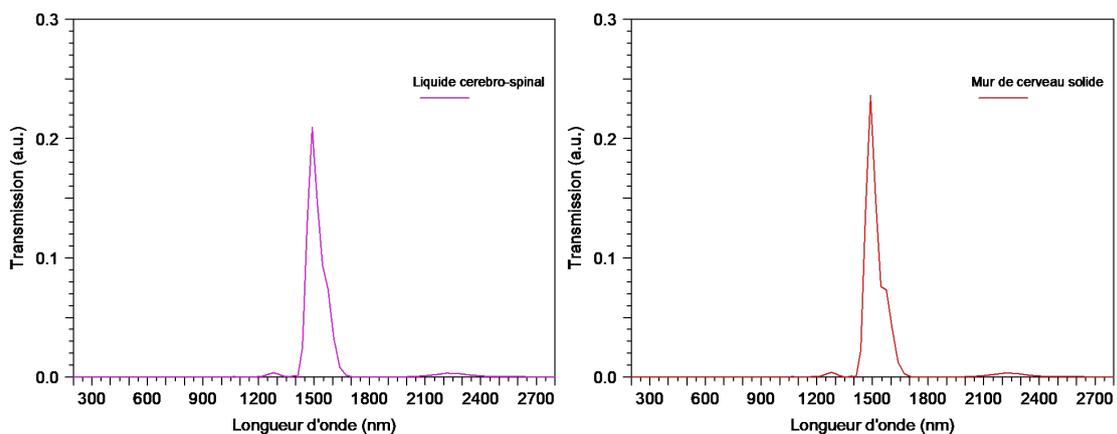


FIGURE 4.6 – Sortie du biocapteur pour liquide cérébro-spinal et mur de cerveau-solide.

La figure 4.7 illustre les spectres de transmission à la sortie du biocapteur pour deux types

de tissus cérébraux, le sclérose en plaques et l'oligodendrogliome, avec des indices de réfraction respectifs de 1,3425 et 1,3531 UIR. Les mesures de transmission pour ces deux types de tissus cérébraux révèlent une résonance clairement identifiable à une longueur d'onde de 1497.3 nm. Les puissances de transmission mesurées à la sortie du biocapteur sont de 24% et 28% respectivement pour le sclérose en plaques et l'oligodendrogliome.

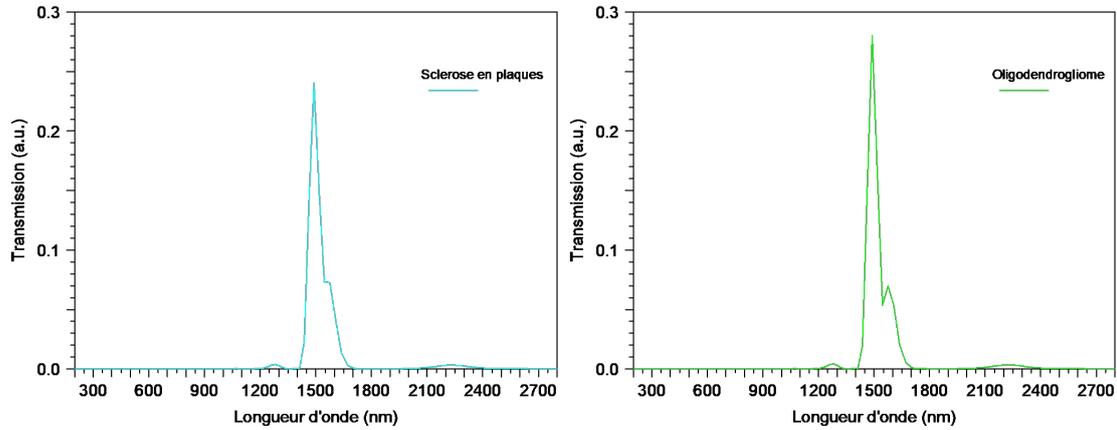


FIGURE 4.7 – Sortie du biocapteur pour sclérose en plaques et oligodendrogliome.

Concernant les deux types de tissus cérébraux, les matières grise et blanche. les spectres de transmission mesurés à la sortie du biocapteur, Tel qu'illustré par la figure ???. Les puissances de sortie obtenues sont approximativement de 38% et 47%, la transmission de deux types de tissus cérébraux montre que la résonance à 1497,3 nm avec L'indice de réfraction de la matière grise est de 1,3951 UIR et celui de la matière blanche est de 1,4121 UIR.

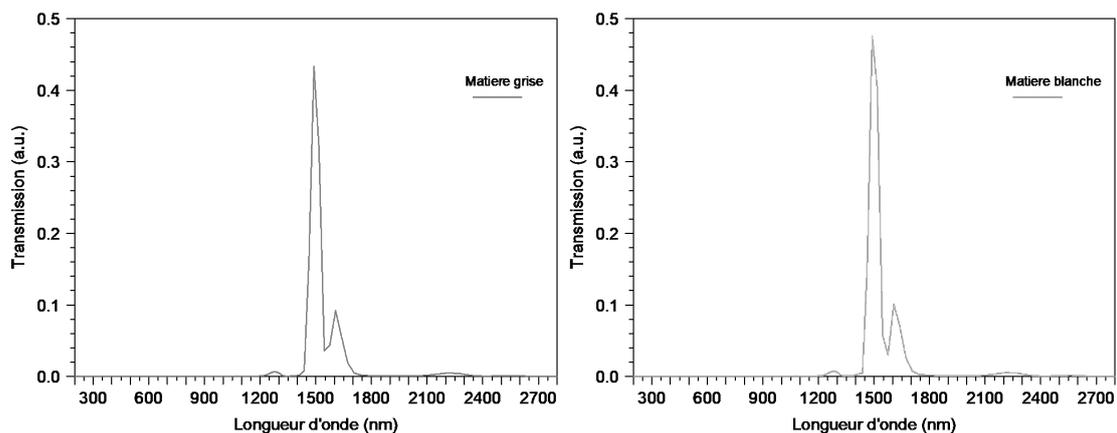


FIGURE 4.8 – Sortie du biocapteur pour les Matières grise et blanche.

La figure 4.9 représente les spectres de transmission à la sortie du biocapteur pour deux types de tissus cérébraux, à savoir le gliome de bas grade et le médulloblastome avec des puissances de sortie obtenues sont approximativement de 49% et 53%. L'analyse de la transmission pour ces deux types de tissus cérébraux révèle une résonance clairement identifiable à une longueur d'onde de 1497,3 nm. L'indice de réfraction de le gliome de bas grade est de 1,4320 UIR, tandis que celui de le médulloblastome est de 1,4412 UIR.

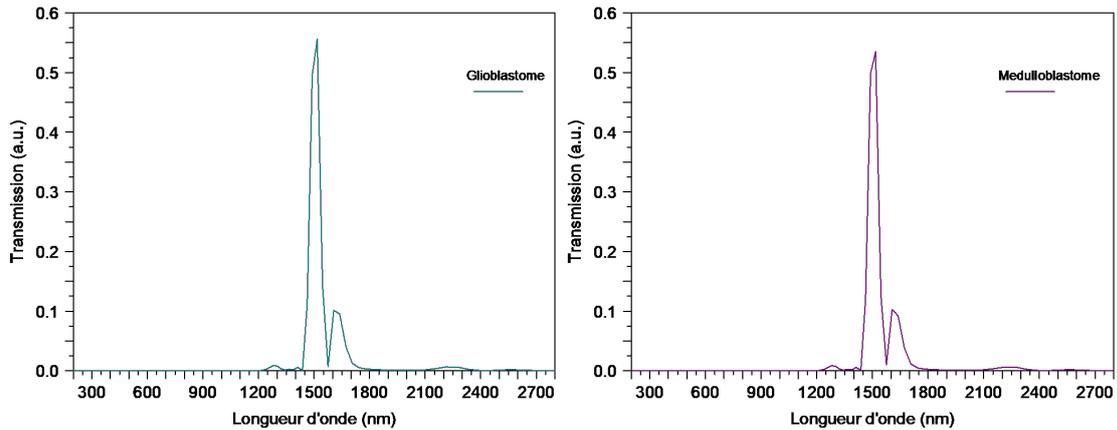


FIGURE 4.9 – Sortie du biocapteur pour Gliome de bas grade et Médulloblastome.

Par la connexion de deux types de tissus cérébraux, le glioblastome et le lymphome. Avec les tiges de mesures, nous avons obtenu les spectres de transmission à la sortie du biocapteur avec des puissances de 55% et 59%. ces indices de réfraction sont 1,4470 et 1,4591 UIR. Les mesures de transmission pour ces deux types de tissus cérébraux révèlent une résonance clairement identifiable à une longueur d'onde de 1524,5 nm représentés dans la figure 4.10.

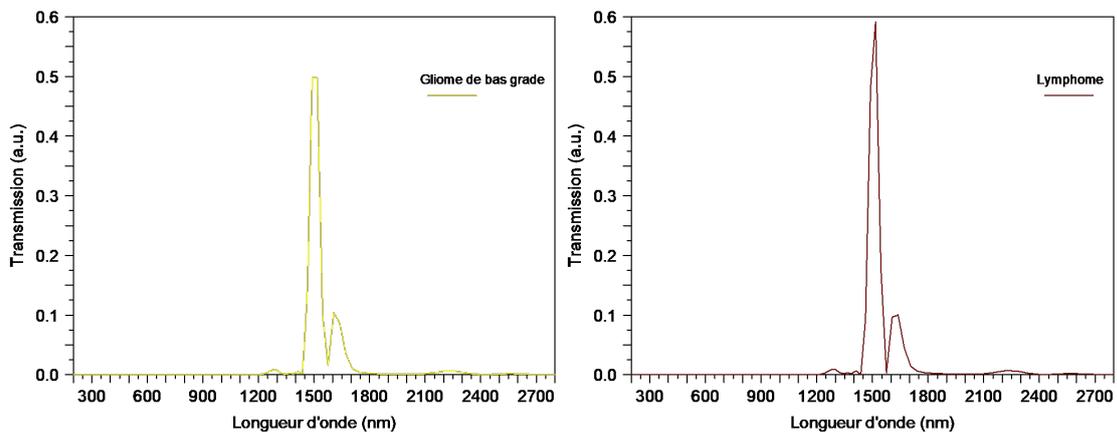


FIGURE 4.10 – Sortie du biocapteur pour Glioblastome et Lymphome.

Le spectre de transmission mesuré à la sortie du biocapteur pour la détection de le métastase avec un indice de réfraction de 1,4833 UIR. L'analyse de la transmission de le métastase dévoile une résonance à une longueur d'onde de 1530 nm, avec une puissance de transmission mesuré de 61%. comme le montre la figure 4.11

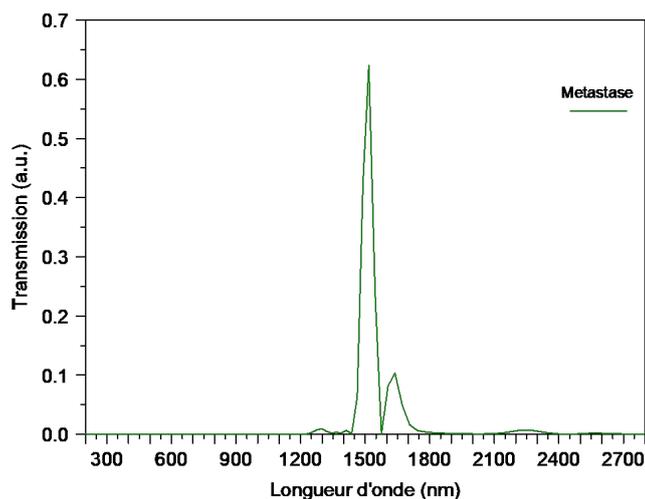


FIGURE 4.11 – Sortie du biocapteur pour le Métastase.

La figure 4.12 illustre la superposition des spectres de transmission mesuré à la sortie du biocapteur par rapport au spectre de sortie figure 4.5 en mode référence (air).

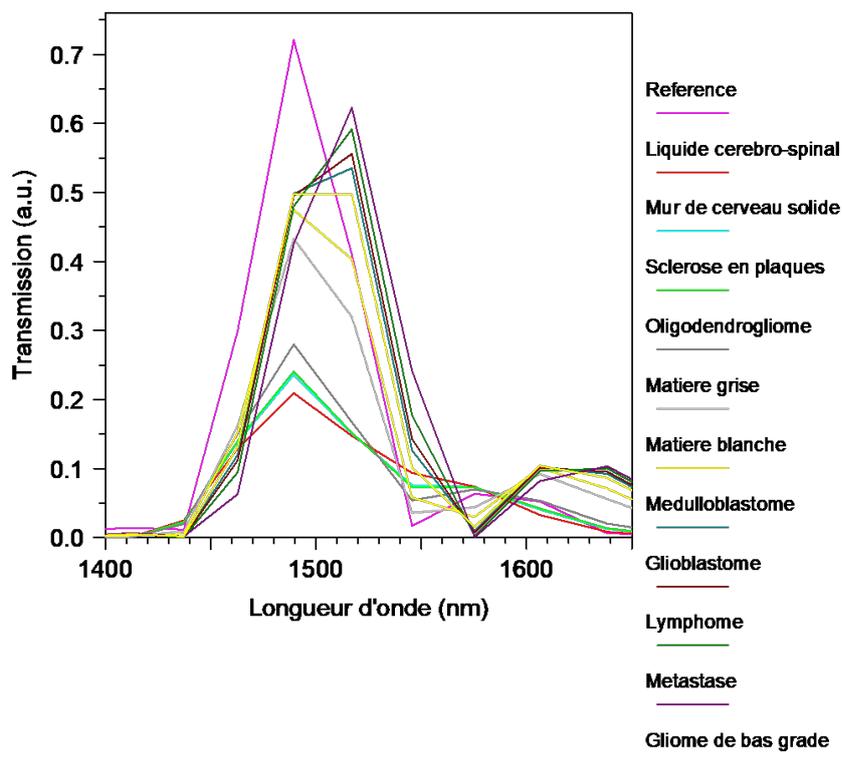


FIGURE 4.12 – Superposion des spectres de transmission mesuré à la sortie du biocapteur.

Le tableau 4.2 présente une synthèse des résultats obtenus par le biocapteur lors de la connexion de différents types de tissus cérébraux avec les tiges de mesures. Ces tissus cérébraux sont représentés par divers indices de réfraction. Les paramètres tels que le facteur de qualité, la sensibilité, la limite de détection et le facteur de mérite FOM sont

également inclus dans ce tableau pour décrire les performances de la structure. Il est remarqué dans le tableau que les valeurs du facteur de qualité et de la sensibilité sont directement liées au FOM, qui évalue l'efficacité et les performances globales du système. En conséquence, une augmentation du facteur de qualité et de la sensibilité se traduit par une augmentation de la valeur du FOM. Dans notre étude, la valeur maximale du FOM obtenue est de 1,60. En ce qui concerne la limite de détection (LD), plusieurs facteurs entrent en jeu, notamment la longueur d'onde, le facteur de qualité et la sensibilité. Il est important de noter que ces paramètres sont interdépendants.

Tout d'abord, la longueur d'onde joue un rôle crucial dans la détermination de la LD. En général, une longueur d'onde plus élevée est associée à une LD plus élevée. Cela signifie qu'il est plus difficile de détecter des analytes à des longueurs d'onde plus élevées.

Ensuite, la sensibilité et le facteur de qualité influencent également la LD. Une augmentation de la sensibilité et du facteur de qualité se traduit par une LD plus faible. En d'autres termes, une meilleure sensibilité et un facteur de qualité plus élevé permettent de détecter des concentrations plus faibles de l'analyte.

Dans notre étude, nous avons obtenu une performance maximale de LD de 0,51, ce qui indique une détection précise à des concentrations plus élevées. D'autre part, la valeur minimale de LD obtenue était de 0,06, ce qui témoigne d'une sensibilité accrue permettant de détecter des concentrations plus faibles de l'analyte. La sensibilité obtenue était de 79,03 nm/UIR et le facteur de qualité était de 31,16.

Ces résultats démontrent que notre approche a atteint une performance optimale en termes de LD. Cela signifie que notre méthode est capable de détecter avec précision des concentrations élevées et faibles d'analytes, grâce à une sensibilité élevée et un facteur de qualité accru.

TABLEAU 4.2 – caractéristiques essentielles d'un biocapteur spécifique pour la détection des tissus cérébraux.

Nom de matière	IR	$\Delta\lambda_{FWHM}$	λ	Q	S	LD	FOM	P%
Référence	1	54,5	1491,8	27,37	-	-	-	71,97
Liquide cérébro-spinal	1,3333	76,3	1497,3	19,62	16,50	0,47	0,21	20,27
Mur de cerveau solide	1,3412	70,9	1497,3	21,11	16,12	0,443	0,23	23,64
Sclérose en plaques	1,3425	70,8	1497,3	21,14	16,05	0,44	0,23	24,15
Oligodendrogliome	1,3531	60	1497,3	24,95	15,57	0,41	0,25	28,07
Matière grise	1,3951	54,5	1497,3	27,47	13,92	0,51	0,26	38,16
Matière blanche	1,4121	55	1497,3	27,22	13,34	0,41	0,24	47,63
Gliome de bas grade	1,4320	63,7	1505,2	23,62	31,71	0,20	0,50	49,80
Médulloblastome	1,4412	60	1524,5	25,40	76,38	0,08	1,27	53,64
Glioblastome	1,4470	60	1524,5	25,40	73,15	0,08	1,22	55,82
Lymphome	1,4591	49	1524,5	31,11	71,21	0,07	1,45	59,33
Métastase	1,4833	49,1	1530	31,16	79,03	0,06	1,60	61,20

1. IR : Indice de réfraction (UIR). 2. $\Delta\lambda_{FWHM}$: Déplacement du spectre de transmission en nm. 3. λ : Longueur d'onde de résonance en nm. 4. Q : Facteur de qualité. 5. S : Sensibilité nm/UIR. 6. LD : Limite de détection. 7. FOM : Facteur de mérite. 8. P : Puissance de sortie.

4.3.2 Etude de la structure proposée pour la détection du Cancer

Nous avons réalisé une étude de détection du cancer en utilisant notre biocapteur à base de CPs-2D. La détection se fait par la connexion des biomolécules avec les tiges de mesure situées dans les deux cavités, et pour obtenir les résultats de simulations nous avons utilisé la méthode FDTD.

La figure 4.13 présente les spectres de transmission à la sortie du biocapteur, révélant les résultats obtenus lorsque les tiges de mesure sont en contact avec les cellules cancéreuses présentes dans le sang et les cellules normales. Les indices de réfraction de ces cellules sont respectivement de 1,390 et 1,376 UIR. L'analyse de la transmission révèle une résonance clairement identifiable à une longueur d'onde de 1497.3 nm. Les transmissions mesurées à la sortie du biocapteur sont de 31,97% pour les cellules cancéreuses présentes dans le sang et de 28,63% pour les cellules normales.

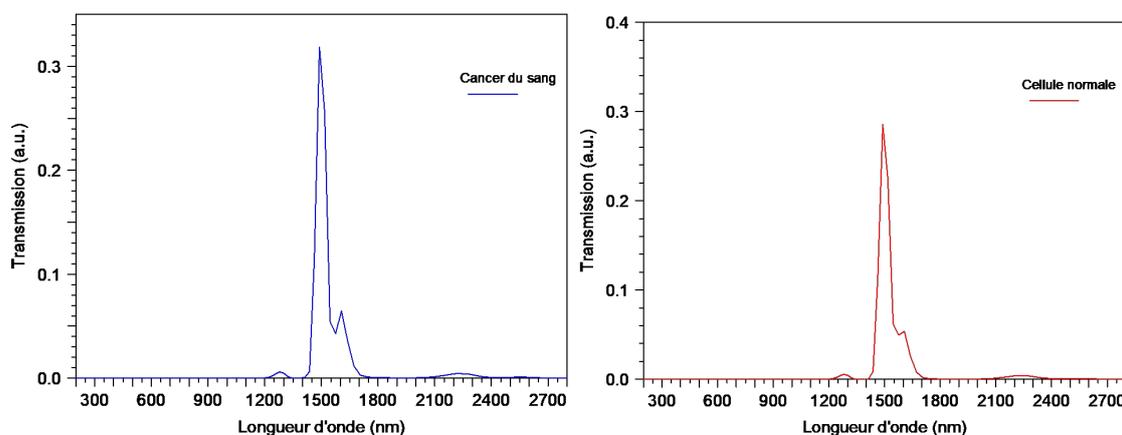


FIGURE 4.13 – Sortie du biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer de sang et cellules normales.

La Figure 4.14 montre la superposition des deux courbes obtenues des deux analytes, à savoir les cellules sanguines normales et des cellules cancéreuses.

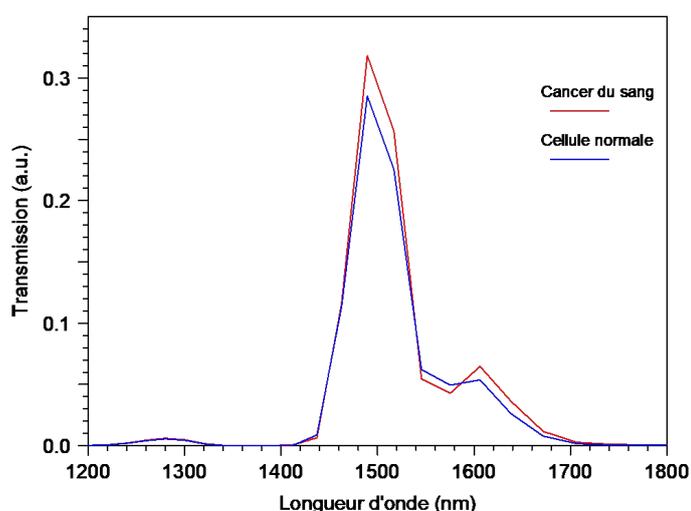


FIGURE 4.14 – Superposition des spectres de transmission des cellules de sang normales et cancéreuses.

On peut observer dans la Figure 4.15 les spectres de transmission à la sortie du biocapteur

lorsque les tiges de mesure sont connectés avec les cellules cancéreuses du col de l'utérus, ainsi qu'avec les cellules normales. Les indices de réfraction de ces cellules sont respectivement de 1,392 et 1,368 UIR. À une longueur d'onde de 1497.3 nm, la transmission est de 32% pour les cellules cancéreuses du col de l'utérus et de 26% pour les cellules normales.

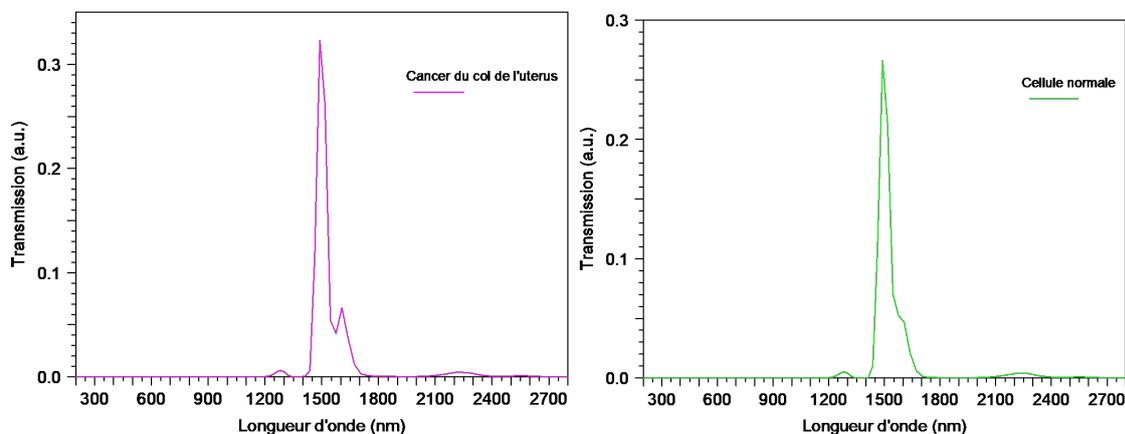


FIGURE 4.15 – Sortie du biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer du col de l'utérus et cellules normales.

La superposition des deux courbes résultante des deux analytes (cellules du col de l'utérus normales et cancéreuses) est représentée dans la figure 4.16.

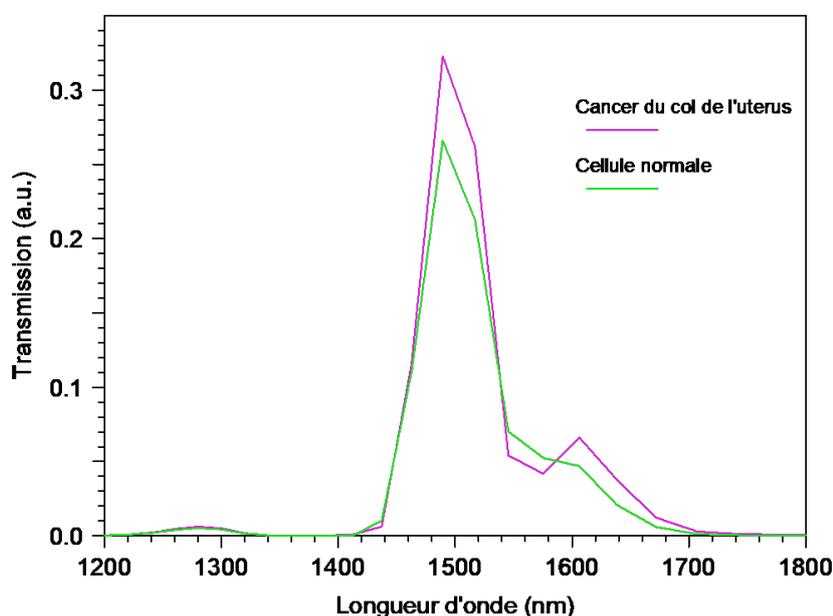


FIGURE 4.16 – Superposition des spectres de transmission des cellules de col normales et cancéreuses.

Les spectres de transmission à la sortie du biocapteur ont été étudiés en utilisant des tiges de mesure en contact avec des cellules cancéreuses du sein ainsi que des cellules normales sont représentés dans la figure 4.17. Les indices de réfraction de ces cellules ont été mesurés respectivement à 1,399 et 1,385 UIR. À une longueur d'onde de 1497.3 nm, la transmission a été évaluée à 33% pour les cellules cancéreuses du sein et à 30% pour les

cellules normales.

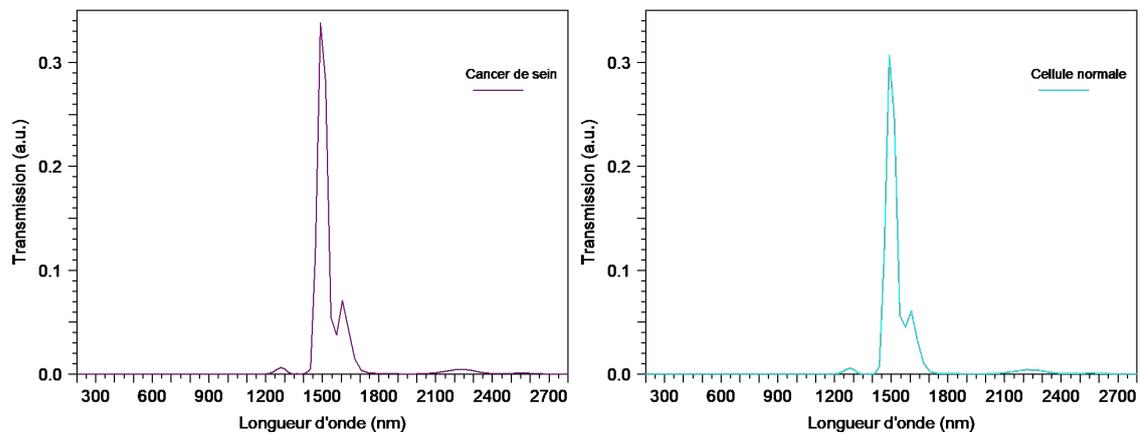


FIGURE 4.17 – Sortie du biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer du sein et cellules normales.

la figure 4.18 montre la superposition des deux courbes résultantes (la détection des cellules du sein normales et cancéreuses).

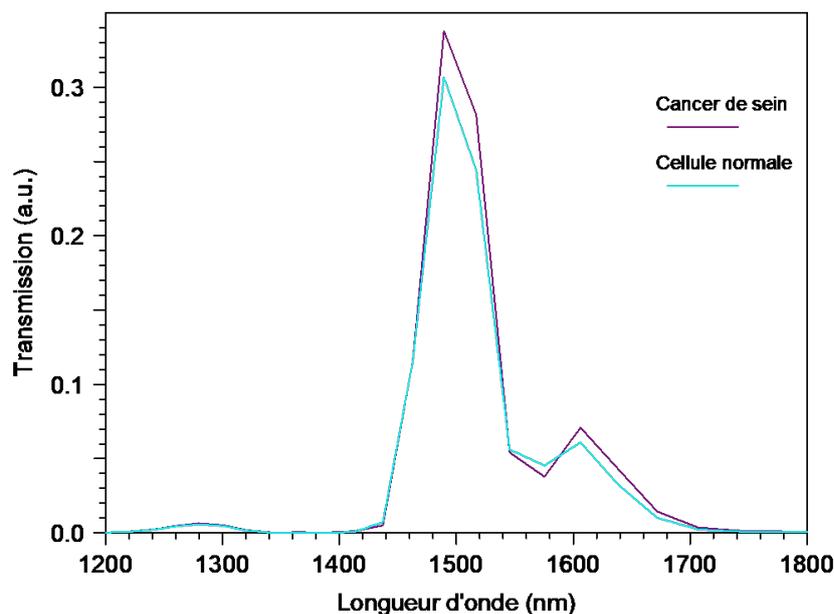


FIGURE 4.18 – Superposition des spectres de transmission des cellules de sein normales et cancéreuses.

La figure 4.19 montre les spectres de transmission à la sortie du biocapteur par la connexion des cellules cancéreuses du peau avec les tiges de mesures, ainsi que des cellules normales, ces indices de réfraction de sont respectivement de 1,380 et 1,360 UIR. L'analyse de la transmission révèle une résonance clairement identifiable à une longueur d'onde de 1497.3 nm. Les transmissions mesurées à la sortie du biocapteur sont de 29,58% pour les cellules cancéreuses du sein et de 24,90% pour les cellules normales.

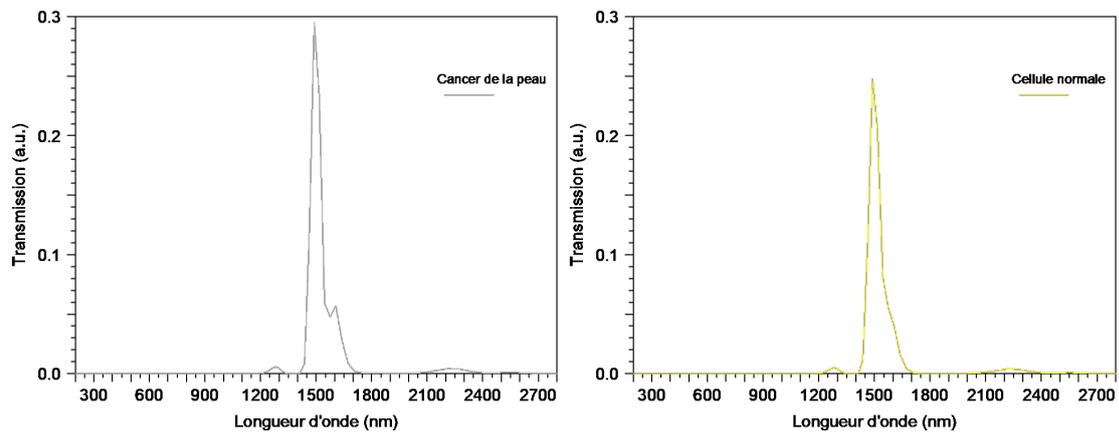


FIGURE 4.19 – Sortie du biocapteur pour des cellules cancéreuses avec cancer de peau et cellules normales.

La superposition des deux courbes résultante par l'infiltration des deux analytes (cellules du peau normales et cancéreuses) est représentée dans la figure 4.20.

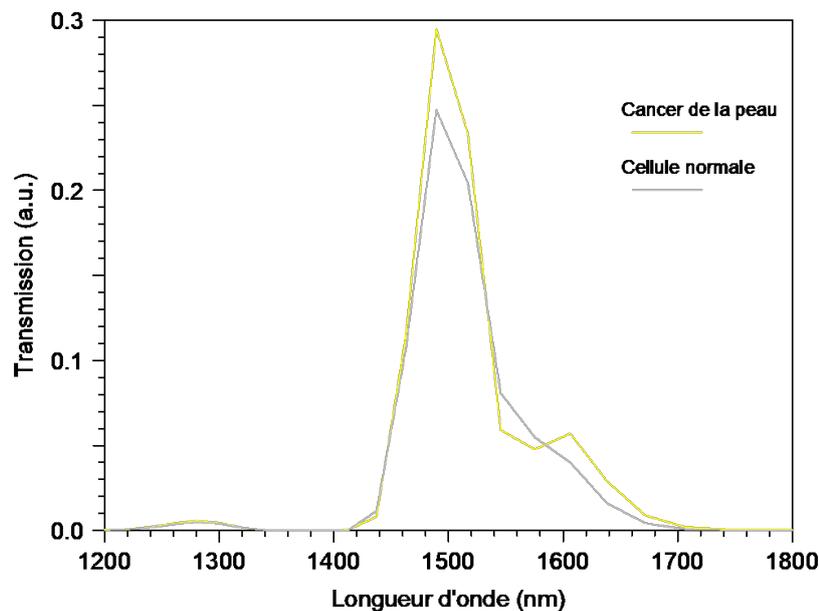


FIGURE 4.20 – Superposition des spectres de transmission du noyau des cellules de peau normales et cancéreuses.

Le tableau 4.3 présente les résultats de simulation du biocapteur pour la détection du cancer. Il met en évidence une relation directe entre le facteur de qualité et la sensibilité du biocapteur avec le facteur de mérite (FOM). Plus précisément, il démontre que lorsque le facteur de qualité et la sensibilité augmentent, la valeur de le FOM augmente également, et inversement. Dans nos résultats, la valeur maximale de le FOM obtenue était de 0,27, avec une sensibilité de 14,72 nm/UIR et un facteur de qualité de 27,47. Cette

valeur représente la plus haute performance que nous ayons obtenue, avec un indice de réfraction de 1,376 UIR. En revanche, la valeur minimale de le FOM était de -0,03, avec une sensibilité de -2,5 nm/UIR et un facteur de qualité de 21,76. Cette valeur représente la performance la plus basse que nous ayons obtenue, avec un indice de réfraction de 1,360. Ainsi, le tableau illustre clairement la relation entre le facteur de qualité, la sensibilité et le FOM pour le biocapteur utilisé dans la détection du cancer.

En ce qui concerne la limite de détection (LD), celle-ci dépend de la longueur d'onde, du facteur de qualité et de la sensibilité. Une longueur d'onde plus élevée se traduit par une valeur de LD plus élevée. En revanche, une augmentation de la sensibilité et du facteur de qualité conduit à une LD plus fiable. Dans notre étude, la valeur maximale de LD obtenue était de 0.45, avec une sensibilité de 14,47 nm/UIR et un facteur de qualité de 22,89, pour une longueur d'onde de 1997,3 nm.

TABLEAU 4.3 – caractéristiques essentielles d'un biocapteur spécifique pour la détection de cancer.

Nom de matière	IR	$\Delta\lambda_{FWHM}$	λ	Q	S	LD	FOM	P%
Référence	1	54,20	1491,8	27,52	-	-	-	71,97
Cancer du sang	1,390	59,9	1497,3	24,9	14,10	0,43	0,23	31,97
Cellule normale	1,376	64	1497,3	23,39	14,72	0,37	0,27	28,63
Cancer du col de l'utérus	1,392	61,9	1497,3	24,18	14,03	0,44	0,23	32,31
Cellule normale	1,368	64,9	1497,3	23,07	14,94	0,43	0,23	26,65
Cancer de sein	1,399	61,8	1497,3	24,22	13,78	0,45	0,22	33,92
Cellule normale	1,385	63,4	1497,3	23,61	14,28	0,44	0,23	30,80
Cancer de la peau	1,380	65,4	1497,3	22,89	14,47	0,45	0,22	29,58
Cellule normale	1,360	68,5	1490,9	21,76	-2,5	-2,74	-0,03	24,90

1. IR : Indice de réfraction UIR. 2. $\Delta\lambda_{FWHM}$: le déplacement du spectre de transmission en nm. 3. λ : Longueur d'onde de résonance en nm. 4. Q : Facteur de qualité. 5. S : Sensibilité nm/UIR. 6. LD : Limite de détection. 7. FOM : Facteur de mérite. 8. P : Puissance de sortie.

Les figures 4.21(a) et 4.21(b) illustrent respectivement la variation de l'intensité de puissance en fonction de la variation de l'indice de réfraction des tissus cérébraux et des cellules cancéreuses. Dans la figure 4.21(a), nous observons une augmentation de la puissance d'intensité mesurée par les spectres de transmission à la sortie des biocapteurs, passant de 20% à 61%, ce qui est attribuable à la variation de l'indice de réfraction de 1,3333 à 1,4833 UIR. De même, dans la figure 4.21(b), l'intensité de puissance augmente de 24% à 33% en fonction de la variation de l'indice de réfraction de 1,360 à 1,399 UIR. Les points de données tracés sur les graphiques suivent une tendance linéaire, ce qui indique une relation linéaire entre l'intensité de puissance et la variation de l'indice de réfraction. Cette linéarité permet des mesures plus précises et garantit une relation proportionnelle entre les signaux mesurés et la concentration de biomolécules présentes dans les tissus cérébraux et les cellules cancéreuses.

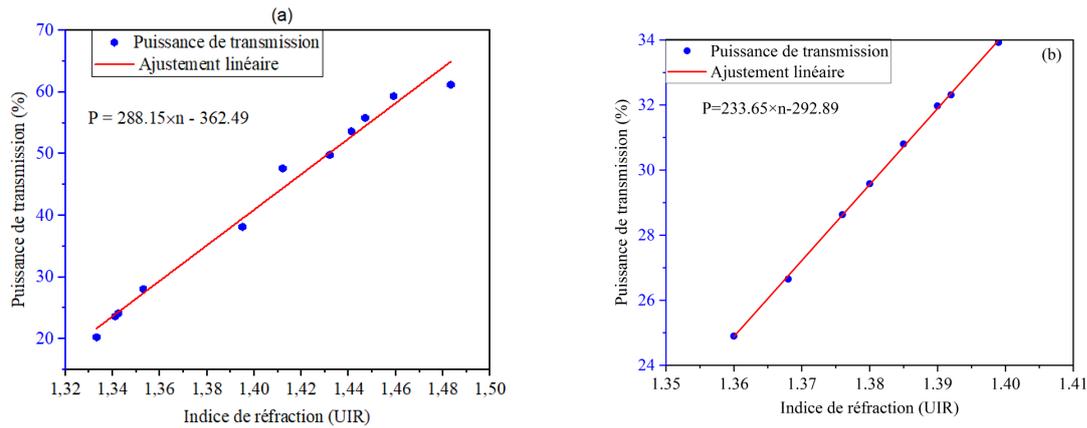


FIGURE 4.21 – Variation de la puissance de transmission du biocapteur en fonction de l'indice de réfraction. (a) : tissus cérébraux (b) cellules cancéreuses.

4.4 Etude comparative

D'après les spectres de transmission obtenue par les deux applications, on peut dire que : Il y'a une relation inverse entre la structure d'une seule cavité et la structure de deux cavités par rapport au pic d'intensité lorsque l'indice de réfraction change de 1 jusqu'à 1,4833 UIR. le pic d'intensité de la structure d'une seule cavité va diminuer contrairement par rapport à l'intensité du pic de la deuxième structure, le pic d'intensité va augmenter lorsque l'indice de réfraction augmente aussi. Par rapport au facteur de qualité, on remarque que par le changement de l'indice de réfraction de 1 jusqu'à 1,4833 UIR, il augmente aussi dans la structure de deux cavités mais dans la structure d'une seule qualité, il diminue pas l'augmentation de l'indice de réfraction. En terme précision, Les biocapteurs à deux cavités peuvent également être plus précis que les biocapteurs à une seule cavité. Les deux cavités résonantes permettent d'ajuster les fréquences de résonance et de les calibrer de manière plus précise que les capteurs à une cavité. En terme de complexité, Les biocapteurs à deux cavités sont généralement plus complexes et plus coûteux à fabriquer que les biocapteurs à une cavité en raison de la nécessité de deux cavités résonantes. En terme de taille, Les biocapteurs à une cavité peuvent être plus compacts et plus faciles à intégrer dans des dispositifs portables ou miniaturisés, tandis que les biocapteurs à deux cavités peuvent nécessiter plus d'espace et de composants. En résumé, les capteurs à deux cavités peuvent offrir une meilleure sensibilité et précision, mais peuvent être plus complexes et coûteux à fabriquer, tandis que les capteurs à une cavité peuvent être plus compacts et faciles à intégrer, mais peuvent avoir des limitations en termes de sensibilité et de précision. Le choix entre les deux types de biocapteurs dépend des besoins spécifiques de l'application.

le tableau 4.4 représente la comparaison de notre travail avec les travaux précédents .

TABLEAU 4.4 – Comparaison de résultats obtenus par notre biocapteurs avec des autres travaux.

Références	Structure	λ	Q	S	Cellule	IR
Bijalwan 2020						
	CP 1D	824	19.07	72.5	Jurkat	1.39
	CP 1D	824.4	19.42	73.80	Hela	1.392
	CP 1D	825	19.82	73.33	PC12	1.395
	CP 1D	825.2	19.33	73.46	MDA-MB-231	1.399
	CP 1D	825,3	19.60	74.50	MCF-7	1.401
Notre travail						
Une cavité	CP 2D	1554.8	31.09	7.94	cancer de sang	1,390
	CP 2D	1554.4	32.12	3.00	Liquide cérébro spinal	1.3333
	CP 2D	1552.8	33.61	2.77	cellule normale	1,360
Deux cavités	CP 2D	1524.5	25.42	76.38	Médulloblastome	1,4412
	CP 2D	1524.5	25.42	73.15	Glioblastome	1.4470
	CP 2D	1530	31.16	79.03	Métastase	1.4833

1. IR : Indice de réfraction (UIR). 2. λ : Longueur d'onde de résonance en nm. 3. Q : Facteur de qualité. 5. S : Sensibilité nm/UIR.

Cette structure a été conçue pour obtenir le déplacement de longueur d'onde résonante, le facteur de qualité et la sensibilité élevés lorsque les biomolécules sont connectées à des tige de mesure. Le facteur qualité et la sensibilité sont de 33.61 et 79.03 (nm/RIU). Aussi, le facteur de mérite (FOM) et la limite de détection (DL) est égal à 1.082 (nm/RIU) et 37.87 (RIU). L'une des caractéristiques propres de ce biocapteur est qu'il peut affecter moindre tiges pour détecter une biomolécule. Dans l'entrée du biocapteur, la distance de couplage va augmenter du fait de la création d'un défaut ponctuel. Par conséquent, même le facteur de qualité et le déplacement de la longueur d'onde de résonance va augmentés.

4.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons développé une nouvelle structure de biocapteur à CPs basée sur un guide d'ondes couplé à deux cavités, conçue dans un réseau carré. Tout d'abord, nous avons optimisé les deux cavités et le guide d'ondes du biocapteur afin d'obtenir un spectre de transmission avec un facteur de qualité élevé en résonance à 1550 nm, correspondant à la troisième fenêtre de télécommunication. L'optimisation de la structure du biocapteur nous a permis d'obtenir un spectre de transmission avec une puissance de 94% et un facteur de qualité de 24,48. Ensuite, nous avons montrés également que le champ électrique est bien confiné dans le guide d'ondes et les deux cavités, avec des pertes négligables. Notre travail se focaliser sur la détection des tissus cérébraux en connectant aux tiges de mesure du biocapteur. Cette configuration nous a permis d'observer un changement significatif de l'intensité de transmission varie de 20% à

61% lorsque l'indice de réfraction varie de 1,3333 à 1,4833. Nous avons ainsi obtenu un facteur de qualité maximale de 31,16 et une sensibilité de 79,03 nm/UIR. Ce qui s'est traduit par un FOM évaluant l'efficacité et les performances globales du système, situé dans une plage allant de 0,21 à 1,60. De plus, la limite de détection a varié de 0,06 à 0,51.

Nous avons exploré la détection des cellules cancéreuses en utilisant notre structure de biocapteur. Les résultats de simulation ont révélé un facteur de qualité maximale de 27,47 et une sensibilité de 14,94 nm/UIR. La limite de détection a varié de -2,5 à 0,45, tandis que le facteur de mérite FOM s'est situé dans une plage allant de -0,03 à 0,27. Tous ces résultats ont été obtenus à des longueurs d'onde d'environ 1497,3 nm et 1530 nm. En conclusion, ce biocapteur présente un dispositif potentiellement idéal pour les diagnostics médicaux basés sur l'indice de réfraction, ainsi que pour la recherche de nouveaux médicaments dans les domaines des sciences de la vie.

Conclusion générale

L'objectif principal de ce mémoire est de développer des nouvelles structures d'un biocapteur dans un réseau carré en CP 2D, et de présenter une proposition pour la conception de structures de biocapteurs, en exploitant les propriétés des cristaux photoniques. Dans notre travail, le principe de conception de structures de biocapteurs repose sur le couplage entre le guide d'ondes et des cavités de forme carrée, qu'il s'agisse d'une seule cavité ou de deux cavités. Cette avancée technologique vise à renforcer l'apport du domaine médical en offrant une détection plus précise et efficace de diverses affections pathologiques. En améliorant la sensibilité et la spécificité de ces biocapteurs, il est envisagé de contribuer de manière significative à la détection biomédicale, au suivi et au diagnostic précis de maladies. Cette recherche repose sur une approche multidisciplinaire intégrant des concepts issus de la nanotechnologie, de l'optique et de la biologie, et se positionne comme une véritable avancée dans le domaine des technologies médicales. En résumé, l'importance de ce sujet réside dans les avancées technologiques qu'il propose dans le domaine photonique, ouvrant de nouvelles perspectives et opportunités pour l'utilisation des cristaux photoniques dans le domaine médical. Les cristaux photoniques peuvent être conçus pour interagir de manière sélective avec certaines substances ou biomolécules. Cette capacité de sélectivité permet de détecter spécifiquement les biomolécules associés à différentes maladies, offrant ainsi une détection plus spécifique et une réduction des faux positifs. Aussi, représente une innovation dans le domaine des technologies médicales. En développant de nouvelles méthodes et approches. Ce sujet contribue à l'évolution et à l'amélioration constante des outils et des dispositifs médicaux utilisés pour la détection et le suivi des maladies. Vise à améliorer la précision et la sensibilité de la détection de différentes maladies, ou bien leurs différents indices de réfraction. Dans le cadre de cette étude, nous avons proposé deux structures de biocapteurs avec un réseau carré basé sur des cristaux photoniques bidimensionnels (2D), de taille 31×29 tiges en silicium dans un fond d'air. Elles sont composées de cavités et un guide d'onde au milieu de la structure. Pour la polarisation TE, nous avons obtenu deux bandes, l'une étroite et l'autre large. Nous avons calculé le diagramme de bande du BIP à l'aide de la méthode des ondes planes PWE et utilisé une bande gaussienne pour déterminer le diagramme du BIP. Ces structures sont conçues pour améliorer la détection des biomolécules en exploitant les variations de leurs indices de réfraction, lorsqu'elles se lient aux tiges de mesures dans les deux applications utilisés, la détection de tissus cérébraux et la détection du cancer. Nous avons effectué des calculs approfondis pour évaluer différents paramètres clés tels que le facteur de qualité optimal, la limite de détection et la sensibilité des biocapteurs, en comparant les performances des biocapteurs à une seule cavité et à deux cavités. En analysant les résultats obtenus, nous avons pu déterminer le facteur de qualité optimal pour chaque structure de biocapteur, pour la détection du tissu cérébraux et la détection du cancer, la structure offrant le meilleur facteur de qualité est la structure carrée d'une seule cavité, avec un facteur égal à 32,12 et 31,93 respectivement. Permettant ainsi de maximiser la précision et la fiabilité des mesures. Nous avons également étudié la limite de détection, c'est-à-dire la plus petite concentration de biomolécules détectable par chaque biocapteur, afin de déterminer leur sensibilité respective. Comparativement, nous avons évalué les performances des biocapteurs à une seule cavité et à deux cavités, en termes de sensibilité et de capacité de détection. Cette analyse comparative nous a permis de déterminer quel type de biocapteur offre la meilleure performance en fonction des objectifs spécifiques de détection. En termes de sensibilité, la conception à deux cavités nous a permis d'obtenir de meilleures sensibilités dans les deux applications de biocapteurs, à savoir 79,03 nm/UIR et 17,93 nm/UIR respectivement. Encore, nous avons

observé un déplacement de la longueur d'onde de résonance en faisant varier l'indice de réfraction des tiges de mesure, Nous avons établi une corrélation linéaire entre la variation de la puissance de transmission et l'indice de réfraction. Dans la structure à une seule cavité, nous avons observé une diminution de la puissance lorsque l'indice de réfraction augmente, tandis que dans la structure à deux cavités, nous avons observé une relation inverse, c'est-à-dire une augmentation de la puissance avec l'augmentation de l'indice de réfraction. Cette relation peut être représentée linéairement. En résumé, nous avons proposé dans cette étude deux structures de biocapteurs à cristaux photoniques bidimensionnelles (2D), avec un réseau carré, et nous avons évalué leurs performances en termes de facteur de qualité, de limite de détection et de sensibilité. Ces résultats nous permettent de mieux comprendre les performances des biocapteurs en fonction du nombre de cavités utilisées, ce qui ouvre la voie à des améliorations potentielles dans la détection précise des biomolécules. Finalement, Les biocapteurs à double cavité peuvent également être plus précis et plus sensible que les biocapteurs à une seule cavité, car les deux cavités résonnantes permettent d'ajuster et d'étalonner les fréquences résonnantes avec plus de précision que les biocapteurs à une seule cavité. Les biocapteurs à double cavité sont généralement plus complexes et plus coûteux à fabriquer que les biocapteurs à une seule cavité en raison de la nécessité de disposer de deux cavités résonnantes. Ainsi, les biocapteurs à double cavité peuvent offrir une meilleure sensibilité et une meilleure précision, mais peuvent être plus complexes et plus coûteux à fabriquer, tandis que les biocapteurs à cavité unique peuvent être plus compacts et faciles à intégrer, mais peuvent présenter des limites en termes de sensibilité et de précision. Le choix entre les deux types de biocapteurs dépend des besoins spécifiques de l'application.

Bibliographie

- [1] Y.-n. Zhang, Y. Zhao, and R.-q. Lv, "A review for optical sensors based on photonic crystal cavities," *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 233, pp. 374–389, 2015.
- [2] U. Shafi, R. Mumtaz, J. García-Nieto, S. A. Hassan, S. A. R. Zaidi, and N. Iqbal, "Precision agriculture techniques and practices : From considerations to applications," *Sensors*, vol. 19, no. 17, p. 3796, 2019.
- [3] Z. Wang, D. Han, H. Wang, M. Zheng, Y. Xu, and H. Zhang, "Organic semiconducting nanoparticles for biosensor : A review," *Biosensors*, vol. 13, no. 4, p. 494, 2023.
- [4] L. L. Chan, S. L. Gosangari, K. L. Watkin, and B. T. Cunningham, "A label-free photonic crystal biosensor imaging method for detection of cancer cell cytotoxicity and proliferation," *Apoptosis*, vol. 12, pp. 1061–1068, 2007.
- [5] D. ELBAHI, *Développement et modélisation de (bio) capteurs électrochimiques pour la détection de l'Amlodipine et de la Pénicilline en phase aqueuse*. PhD thesis, BADJI MOKHTAR UNIVERSITY, 2019.
- [6] B. Lombardet, "Etude et réalisation de cristaux photoniques pour l'optique intégrée," tech. rep., EPFL, 2005.
- [7] B. Wild, "Etude expérimentale des propriétés optiques des cristaux photoniques bi-dimensionnels et de leur accordabilité," tech. rep., EPFL, 2006.
- [8] A. Bellel and A. Bougharouat, "Modification de la sensibilité d'un qcm (quartz cristal microbalance) par le dépôt dessus de films minces élaborés par le plasma à partir de vapeurs de teos," 2017.
- [9] N. A. Mohammed, O. E. Khedr, E.-S. M. El-Rabaie, and A. A. Khalaf, "Brain tumors biomedical sensor with high-quality factor and ultra-compact size based on nanocavity 2d photonic crystal," *Alexandria Engineering Journal*, vol. 64, pp. 527–540, 2023.
- [10] A. Brandenburg and R. Henninger, "Integrated optical young interferometer," *Applied optics*, vol. 33, no. 25, pp. 5941–5947, 1994.
- [11] E. Yablonovitch, T. Gmitter, and K.-M. Leung, "Photonic band structure : The face-centered-cubic case employing nonspherical atoms," *Physical review letters*, vol. 67, no. 17, p. 2295, 1991.
- [12] Y. Desières, *Conception et études optiques de composants micro-photoniques sur matériaux III-V à base de structures à bande interdite de photon*. PhD thesis, Lyon, INSA, 2001.
- [13] H. A. Badaoui, *Etude Et Conception Des Micro Composants A Base Des Cristaux Photoniques Bidimensionnels*. PhD thesis, Thèse doctorat, Université de Tlemcen, 2012.
- [14] A. DAHMANI, *Optimisation des filtres selectifs à base des cristaux photoniques unidimensionnels par une approche hybride*. PhD thesis, 2017.

- [15] S.-y. Lin, J. Fleming, D. Hetherington, B. Smith, R. Biswas, K. Ho, M. Sigalas, W. Zubrzycki, S. Kurtz, and J. Bur, "A three-dimensional photonic crystal operating at infrared wavelengths," *Nature*, vol. 394, no. 6690, pp. 251–253, 1998.
- [16] H. MALACHE and A. MAHI, *Nouvelles Structures Des Démultiplexeurs En Cristaux Photoniques 2D Pour Les systèmes Très Hauts Débits*. PhD thesis, 2018.
- [17] A. Benmerkhi and M. Bouchemat, "Optimisation du confinement de la lumière dans des cavités à cristaux photoniques," 2017.
- [18] E. Kuramochi, M. Notomi, S. Mitsugi, A. Shinya, T. Tanabe, and T. Watanabe, "Ultrahigh-q photonic crystal nanocavities realized by the local width modulation of a line defect," *Applied physics letters*, vol. 88, no. 4, p. 041112, 2006.
- [19] S. Noda, A. Chutinan, and M. Imada, "Trapping and emission of photons by a single defect in a photonic bandgap structure," *nature*, vol. 407, no. 6804, pp. 608–610, 2000.
- [20] P. Pottier, C. Seassal, X. Letartre, J. Leclercq, P. Viktorovitch, D. Cassagne, and C. Jouanin, "Triangular and hexagonal high q-factor 2-d photonic bandgap cavities on iii-v suspended membranes," *Journal of lightwave technology*, vol. 17, no. 11, pp. 2058–2062, 1999.
- [21] O. Painter, J. Vučković, and A. Scherer, "Defect modes of a two-dimensional photonic crystal in an optically thin dielectric slab," *JOSA B*, vol. 16, no. 2, pp. 275–285, 1999.
- [22] M. Notomi, A. Shinya, S. Mitsugi, E. Kuramochi, and H. Ryu, "Waveguides, resonators and their coupled elements in photonic crystal slabs," *Optics express*, vol. 12, no. 8, pp. 1551–1561, 2004.
- [23] F. Abdelmalek, *Modélisation & étude des capteurs optiques*. PhD thesis, Ecully, Ecole centrale de Lyon, 1999.
- [24] G. Asch and B. Poussery, *Les capteurs en instrumentation industrielle-8e éd.* Dunod, 2017.
- [25] S. Olyaei, H. Mohsenirad, A. Mohebzadeh-Bahabady, and W. Wang, "Photonic crystal chemical/biochemical sensors," *Progresses in Chemical Sensor*, p. 3, 2016.
- [26] F. Sienkiewicz and A. Shukla, "A simple fiber-optic sensor for use over a large displacement range," *Optics and lasers in engineering*, vol. 28, no. 4, pp. 293–304, 1997.
- [27] S. C. Mukhopadhyay, *New developments in sensing technology for structural health monitoring*, vol. 96. Springer, 2011.
- [28] D. Inaudi, S. Vurpillot, and S. Lloret, "In-line coherence multiplexing of displacement sensors : a fiber optic extensometer," in *Smart Structures and Materials 1996 : Smart Sensing, Processing, and Instrumentation*, vol. 2718, pp. 251–257, SPIE, 1996.
- [29] J. Topol'ančik, P. Bhattacharya, J. Sabarinathan, and P.-C. Yu, "Fluid detection with photonic crystal-based multichannel waveguides," *Applied physics letters*, vol. 82, no. 8, pp. 1143–1145, 2003.
- [30] A. Elkous, Z. Bailiche, and H. BENSALAH, "Etude et conception d'un biocapteur à base de cristaux photoniques," 2021.
- [31] P. Girault, *Micro-résonateurs intégrés pour des applications capteurs*. PhD thesis, Rennes 1, 2016.
- [32] H. K. Mulder, C. Blum, V. Subramaniam, and J. S. Kanger, "Size-selective analyte detection with a young interferometer sensor using multiple wavelengths," *Optics express*, vol. 24, no. 8, pp. 8594–8619, 2016.

- [33] A. Ymeti, J. S. Kanger, J. Greve, P. V. Lambeck, R. Wijn, and R. G. Heideman, "Realization of a multichannel integrated young interferometer chemical sensor," *Applied optics*, vol. 42, no. 28, pp. 5649–5660, 2003.
- [34] P. Azuelos, *Développement de biocapteurs en optique intégrée*. PhD thesis, Rennes 1, 2018.
- [35] P. Parkhey and S. V. Mohan, "Biosensing applications of microbial fuel cell : Approach toward miniaturization," in *Microbial Electrochemical Technology*, pp. 977–997, Elsevier, 2019.
- [36] R. P. Kengne-Momo, *Mise en oeuvre des surfaces spécifiques en vue de la détection de bactéries pathogènes par diffusion Raman*. PhD thesis, Le Mans, 2011.
- [37] G. Ji, J. Tian, F. Xing, and Y. Feng, "Optical biosensor based on graphene and its derivatives for detecting biomolecules," *International Journal of Molecular Sciences*, vol. 23, no. 18, p. 10838, 2022.
- [38] C. Nylander, B. Liedberg, and T. Lind, "Gas detection by means of surface plasmon resonance," *Sensors and Actuators*, vol. 3, pp. 79–88, 1982.
- [39] H. Inan, M. Poyraz, F. Inci, M. A. Lifson, M. Baday, B. T. Cunningham, and U. Demirci, "Photonic crystals : emerging biosensors and their promise for point-of-care applications," *Chemical Society Reviews*, vol. 46, no. 2, pp. 366–388, 2017.
- [40] D. Gowdhami, V. Balaji, M. Murugan, S. Robinson, and G. Hegde, "Photonic crystal based biosensors : An overview," *ISSS Journal of Micro and Smart Systems*, vol. 11, no. 1, pp. 147–167, 2022.
- [41] S. Yin, L. Zhao, and Z. Ma, "Label-free electrochemical immunosensor for ultrasensitive detection of neuron-specific enolase based on enzyme-free catalytic amplification," *Analytical and bioanalytical chemistry*, vol. 410, pp. 1279–1286, 2018.
- [42] S. Olyaei and A. A. Dehghani, "Ultrasensitive pressure sensor based on point defect resonant cavity in photonic crystal," *Sensor Letters*, vol. 11, no. 10, pp. 1854–1859, 2013.
- [43] S. Olyaei, A. Naraghi, and V. Ahmadi, "High sensitivity evanescent-field gas sensor based on modified photonic crystal fiber for gas condensate and air pollution monitoring," *Optik*, vol. 125, no. 1, pp. 596–600, 2014.
- [44] N. A. Mohammed, M. M. Hamed, A. A. Khalaf, and S. El-Rabaie, "Malaria biosensors with ultra-sensitivity and quality factor based on cavity photonic crystal designs," *The European Physical Journal Plus*, vol. 135, no. 11, p. 933, 2020.
- [45] H. Miyan, R. Agrahari, S. K. Gowre, M. Mahto, and P. K. Jain, "Computational study of a compact and high sensitive photonic crystal for cancer cells detection," *IEEE Sensors Journal*, vol. 22, no. 4, pp. 3298–3305, 2022.
- [46] S. Arafa, M. Bouchemat, T. Bouchemat, A. Benmerkhi, and A. Hocini, "Infiltrated photonic crystal cavity as a highly sensitive platform for glucose concentration detection," *Optics Communications*, vol. 384, pp. 93–100, 2017.
- [47] L. Huang, H. Tian, J. Zhou, Q. Liu, P. Zhang, and Y. Ji, "Label-free optical sensor by designing a high-q photonic crystal ring-slot structure," *Optics Communications*, vol. 335, pp. 73–77, 2015.
- [48] W. Choi, C. Fang-Yen, K. Badizadegan, S. Oh, N. Lue, R. R. Dasari, and M. S. Feld, "Tomographic phase microscopy," *Nature methods*, vol. 4, no. 9, pp. 717–719, 2007.

- [49] Y. Zhuo and B. T. Cunningham, "Label-free biosensor imaging on photonic crystal surfaces," *Sensors*, vol. 15, no. 9, pp. 21613–21635, 2015.
- [50] X. Yan, B. Li, T. Cheng, and S. Li, "Analysis of high sensitivity photonic crystal fiber sensor based on surface plasmon resonance of refractive indexes of liquids," *Sensors*, vol. 18, no. 9, p. 2922, 2018.
- [51] M. R. Hasan, S. Akter, A. A. Rifat, S. Rana, and S. Ali, "A highly sensitive gold-coated photonic crystal fiber biosensor based on surface plasmon resonance," in *Photonics*, vol. 4, p. 18, MDPI, 2017.
- [52] L. Castillo-Henríquez, M. Brenes-Acuña, A. Castro-Rojas, R. Cordero-Salmerón, M. Lopretti-Correa, and J. R. Vega-Baudrit, "Biosensors for the detection of bacterial and viral clinical pathogens," *Sensors*, vol. 20, no. 23, p. 6926, 2020.
- [53] M. A. Butt, N. L. Kazanskiy, S. N. Khonina, G. S. Voronkov, E. P. Grakhova, and R. V. Kutluyarov, "A review on photonic sensing technologies : Status and outlook," *Bio-sensors*, vol. 13, no. 5, p. 568, 2023.