



MEMOIRE

DE FIN D'ETUDES POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE MASTER

Filière : Electronique

Spécialité : Instrumentation

THEME

**ETUDE D'UN BIOCAPTEUR DOUBLE FACE AVEC
UNE LARGE PLAGE DE DÉTECTION**

Présenté par le binôme :

- Douibi Zakaria
- Mébarki Chemaissa

Devant le jury :

- | | | |
|---------------------|-----|------------------|
| - Aouiche AbdElaziz | MCA | Président |
| - Gouder Soraya | MCB | Encadreur |
| - Ferroudji Karim | MCB | Examineur |

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



Remerciements

Sincères remerciements à Dieu Tout-Puissant pour nous avoir donné le courage, la volonté et la patience de terminer ce travail avec intégrité et stabilité. "ALLAH" merci pour ce courage d'entamer et de finir ce mémoire dans de bonnes conditions.

Nous remercions vivement, **Dr Gouder Soraya** d'avoir accepté d'encadrer ce travail, nous la remercions pour sa disponibilité, rigueur scientifique et la confiance qu'elle nous a accordé au cours de l'élaboration de ce mémoire;

Nous remercions également les membres du jury pour avoir accepté d'évaluer ce modeste travail. Nous tenons à adresser nos remerciements à tous les employés du Département de génie électrique et à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Dedication

I offer this dedication to myself as a person who made all this effort and all these attempts alone to reach this work and reach this stage and this success that i have been waiting for years...i thank every part and every member of my body that was resisting with me to complete the path of success...

Thanks to me, i wouldn't have reached this point and achieved this.

The first and last credit is to god almighty who gave me strength, patience, and the spirit of continuity and non-failure...

Priase be to god who brought me to this moment...as for the last i extend my thanks to my family....

Mebearki chemaissa

Dédicace

*Du profond de mon cœur, je dédie ce travail à tous ceux qui me sont
chers,*

A MES CHÈRES PARENTS,

*Que ce travail soit l'expression de ma reconnaissance pour vos
sacrifices consentis, votre soutien moral et matériel que vous n'avez
cesse de prodiguer.*

Vous avez tout fait pour mon bonheur et ma réussite.

Que Dieu vous préserve en bonne santé et vous accorde une longue vie

A Mon FRÈRE TAKI,

Tu étais toujours présent pour m'aider et m'encourager.

Saches que tu seras toujours dans mon cœur.

A Mes Chère Amis,

*Je vous remercie pour votre amitié et je vous souhaite tout le bonheur
du monde*

A tous mes proches et collègues de l'université.

Zakaria Douibi

TABLE DES MATIÈRES

Remerciement.....	I
Dédicace	II
Dédicace	III
Résumé	IV
Sommaire	V
Liste des figures	VI
Liste des tableau	VII
Liste abbreviation	VIII
Liste des symbols	IX
ANNEX	X
Introduction Générale.....	1

Sommaire

Introduction générale.....	1
Chapitre 1 : Généralité Sur Les Fibres Optiques.....	4
1.1. INTRODUCTION.....	5
1.2. GENERALITES SUR LES FIBRES OPTIQUES	5
1.2.1. Historique	5
1.2.2 Définition.....	6
1.2.3. Structure de la fibre	6
1.2.4. Principe de fonctionnement	6
1.2.5 Types de fibres optiques.....	7
1.2.6. Caractéristiques des fibres :.....	8
1.2.7 Avantage d'une fibre optique :	8
1.2.8 Les inconvénients d'une fibre optique :	9
1.2.9 Les applications de la fibre optique :	9
1.3 CRISTAUX PHOTONIQUES	10
1.3.1 Définition :	10

1.3.2 Diffèrent types de cristaux photoniques :	10
1.3.3 Principe de guidage dans un cristal photonique :	12
1.3.4 Propriétés des cristaux photoniques :	13
1.3.5 Type des défauts en cristaux photoniques :	14
1.3.5.1 Défauts ponctuels :	14
1.4 Diagramme de Bande Interdite Photonique :	14
1.5 CONCLUSION	15
<i>Chapitre 2 : Les Biocapteurs à Résonance Plasmonique de Surface (SPR)</i>	16
2.1 INTRODUCTION	17
2.2 GENERALITES ET HISTORIQUE :	17
2.2.1 Définition d'un biocapteur :	18
2.2.2 Les composants d'un biocapteur :	18
2.2.3 Caractéristiques d'un biocapteur :	19
2.2.4 Fonctionnement d'un biocapteur :	20
2.2.5 Classification des biocapteurs :	20
2.2.6 Les différents types des biocapteurs :	21
2.5 BIOCAPTEURS A PLASMON DE SURFACE :	22
2.5.1 Plasmon de surface :	22
2.5.2 La résonance plasmonique de surface :	23
2.5.3 Le principe de résonance :	23
2.5.6 Résonance plasmonique de surface localisée (LSPR) :	24
2.6 BIOCAPTEUR A RESONANCE PLASMONIQUE DE SURFACE (SPR) :	24
2.6.1 Caractéristiques d'un biocapteur SPR :	25
2.6.2 Principe d'un biocapteur SPR :	26
2.6.3 Excitation des plasmons de surface :	27
2.6.4 Analyser et utiliser les données	28
2.6.5 Géométrie du coupleur :	29
2.6.6 Source de lumière :	29
2.7 CONCLUSION	30
<i>Chapitre 3 : Résultats et Discussion</i>	31
3.1. INTRODUCTION :	32
3.2. METHODE DES ELEMENTS FINIS(FEM) :	32
3.2.1. Algorithme de résolution FEM :	33
3.2.2. Algorithme de FEM :	34
3.2.3. Organigramme d'un logiciel éléments finis :	34
3.2.4. Méthode FDTD (Finite Difference Time Domain) :	36
3.3 RESULTATS ET DISCUSSION :	36

3.3.1 Logiciel de simulation :	36
3.3.2 Structure réalisée :	36
3.3.3 Pertes de confinement :	40
3.3.4. Sensibilité d'amplitude :	49
3.3.5. Calcul de la résonance du capteur	51
3.4. CONCLUSION	53
Conclusion générale	54
RESUME.....	55
ABSTRACT	56
ملخص.....	57
ANNEXE	58
Références	Erreur ! Signet non défini.

Liste des figures

Chapitre 01 :

Figure 1-1: Structure de la fibre	6
Figure 1-2: la fibre optique monomode.....	7
Figure 1-3: la Fibre à saut d'indice	8
Figure 1-4: la Fibre à gradient d'indice.....	8
Figure 1-5: Cristaux photoniques unidimensionnel 1D	10
Figure 1-6: Cristaux photoniques à deux dimensions 2D	11
Figure 1-7: Cristaux photoniques à trois dimensions 3D	12
Figure 1-8: Guidage de la lumière dans la taille de l'écriture	13
Figure 1-9: Les périodes d'un cristal photonique unidimensionnel.....	13
Figure 1-10: Défaut ponctuels (a), Défaut lacunaire (b) et (c) Défauts de substitutions	14
Figure 1-11: Diagramme de bande d'un cristal photonique.....	15

Chapitre 02 :

Figure 2- 1: schéma principale d'un biocapteur.....	18
Figure 2-2: Représentation schématique du principe de fonctionnement d'un biocapteur.	20
Figure 2-3: Classification schématique des biocapteurs en fonction des couches biologiques.	21
Figure 2-4: Biocapteur optique.	22
Figure 2-5: Oscillations électroniques à l'interface métal / diélectrique [16].....	23
Figure 2-6: La formation de l'onde évanescente [18].	24
Figure 2-7: Schéma de fonctionnement général d'un capteur SPR [23].....	25
Figure 2-8: Schéma de fonctionnement général d'un capteur SPR [23].....	26
Figure 2-9: principe de biocapteur SPR [25].	27
Figure 2-10: Relation de dispersion des plasmons de surface avant d'utilisé un coupleur et après utilisé un coupleur [27].	28

Chapitre 03 :

Figure 3 -1: Quelques types d'éléments	33
Figure 3-2: Organigramme d'un logiciel dans les méthodes d'éléments finis.....	35
Figure 3-3: (a) structure de PML (b) structure de maillage	38
Figure 3-4: (a) Coupe transversale du capteur, (b) mode cœur et (c) mode SPP, pour des paramètres optimisés	39

Figure 3-5: Adaptation de phase du cœur et du mode SPP pour des paramètres optimisés.....	42
Figure 3-6: Effet du diamètre du trou d'air (d_1) pour ($n_a=1.36-d_1=1.6-2\mu m$) et ($n_a=1.37-d_1=1.6-2\mu m$).....	43
Figure 3-07: Effet de la distance du pas (p), pour ($n_a=1.36-p=1.8-2\mu m$) et ($n_a=1.37-p=1.8-2\mu m$)	44
Figure 3-8: Effet de l'épaisseur de la couche d'or (t_g) pour ($n_a=1.36-t_g=40-60\mu m$) et ($n_a=1.37-t_g=40-60\mu m$).....	46
Figure 3-9: Effet de l'épaisseur de l'analyte (t_a) pour ($n_a=1.36-t_a=0.35-0.45$) et ($n_a=0.37-t_a=0.35-0.45$).....	47
Figure 3-10: Perte de confinement pour l'analyte (a) $n_a = 1,21-1,25$, (b) $n_a = 1,26-1,30$, (c) $n_a = 1,31-1,35$ et (d) $n_a = 1,36-1,4$, pour les paramètres optimisés.....	48-49
Figure 3-11: Sensibilité d'amplitude pour l'analyte (a) $n_a = 1,21-1,24$, (b) $n_a = 1,26-1,29$, (c) $n_a = 1,31-1,34$ et (d) $n_a = 1,36-1,39$, pour les paramètres optimisés.	51-53

LISTE DES TABLEAUX

Table 3-1: paramètres de la structure	37
Table 3-2: Comparaison des performances avec le capteur SPR à base de PCF précédemment rapporté.....	52

LISTE D'ABRÉVIATION

BIP : Bande Interdit Photonique

DBIP : Diagramme de Bande Interdit Photonique

FCP : Fibre Cristaux Photonique

FOM : Fibres Optique Microstructures

SPR : Résonance Plasmonique de Surface

IUPAC : Union Internationale de Chimie Pure et Appliquée

SP: Plasmons de Surface

LSPR : Résonance Plasmonique de Surface Localisée

LASER: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

CST : Composants et System pour Télécommunication

HFSS: High Frequency Structural Simulator

FDTD: Finite Difference Time Domain

FEM: Finite Element Method

CAO: Conception Assistée par Ordinateur

PML: Perfectly Matched Layer

SPP : Surface Plasmon Polarisons

IR : Indice de Réfraction

LISTE DES SYMBOLES

Λ	longueur d'onde.
E	permittivité
$\Delta\varepsilon$	L'indice de contraste
A	l'épaisseur de la couche de permittivité
θ_{SPR}	L'angle de résonance
Λ	pitch ou le pas
D	Diamètre
E	champs électriques
H	champs Magnétique
tg	L'épaisseur de l'or
ta	L'épaisseur de l'analyte
tp	l'épaisseur du PML
α_{perte}	pertes de confinement
$\text{Im}(\mathbf{n}_{\text{eff}})$	partie imaginaire du nombre complexe de l'indice de réfraction RI
$S(\lambda)$	sensibilité d'onde
$S_A(\lambda)$	sensibilité d'amplitude
R	Résolution

Introduction générale

Au Cours des dernières décennies, la technologie de détection par résonance plasmonique de surface (SPR) a atteint une place unique en raison de sa capacité à atteindre une sensibilité et une fiabilité élevées [1]. A noter que le SPR est un phénomène optique qui peut être défini comme l'oscillation collective d'électrons libres à l'interface entre le métal et le diélectrique. La résonance se produit lorsque la longueur d'onde des photons de l'onde électromagnétique entrante correspond à la longueur d'onde des électrons de surface. En condition de résonance, un pic de perte net est obtenu pour un analyte particulier de IR et un analyte inconnu avec un IR différent peut être détecté en observant la variation du pic de perte et la longueur d'onde de résonance correspondante. Un petit changement dans l'IR environnemental déplace potentiellement les longueurs d'onde de résonance et offre une application potentielle dans la bio-détection pour la détection sans étiquette et en temps réel de la cinétique de divers processus biologiques [2]. Les autres domaines d'application importants des capteurs SPR vont du diagnostic médical, des tests médicaux, de la détection par analyse biomoléculaire, des interactions antigène-anticorps, de la surveillance environnementale pour la sécurité et la sécurité alimentaire [3–4]. De plus, la technologie SPR est considérée comme avantageuse en raison de son efficacité et de sa précision de détection, de sa détection en temps réel et sans étiquette, et de son fonctionnement pratique.

La technologie de détection SPR conventionnelle est basée sur le mécanisme de Kretschmann et Reathers exploitant la réflexion totale atténuée (ATR) [5]. Il est également connu sous le nom de SPR basé sur un prisme où la lumière incidente doit être lancée à un angle particulier. Les capteurs SPR à prisme ont été largement utilisés depuis leur invention. Cependant, ils nécessitent de nombreux composants optiques et mécaniques (mobiles) qui les rendent volumineux et incompatibles pour la télédétection [1, 5–7]. La miniaturisation des dispositifs de détection basés sur la fibre optique peut surmonter les inconvénients rencontrés par les capteurs à base de prisme et offre des avantages tels que la télédétection, la conception simple et flexible du capteur, l'analyse continue et la surveillance in situ [8, 9]. De plus, les fibres optiques conventionnelles sont insensibles aux interférences électromagnétiques, mécaniquement stables et subissent une faible perte de confinement dans le domaine visible.

Cependant, il n'y a pas suffisamment de liberté pour régler les paramètres de conception car il y a relativement peu de paramètres à modifier [4].

Ces dernières années, les capteurs SPR à base de fibre à cristal photonique (PCF) ont attiré une attention particulière en raison de leurs nouvelles caractéristiques structurelles et propriétés optiques telles que le guidage monomode de la lumière, la flexibilité de conception et la biréfringence contrôlable [10-12]. Notez qu'un PCF est compact et léger, ce qui miniaturise les capteurs, ce qui les rend attractifs pour les applications de télédétection [5-8]. Dans un PCF, la couche de métal plasmonique peut être déposée à l'intérieur des trous d'air ou à l'extérieur de la surface de la fibre. De plus, la lumière incidente peut simplement être lancée à une extrémité du PCF où la réponse peut être observée à partir de l'autre extrémité. De plus, la conception PCF peut être optimisée pour obtenir un couplage fort entre le mode central et le mode SPP, ce qui améliore par conséquent les performances de détection [9,10].

Un capteur PCF basé sur SPR implique deux types de mécanismes de détection. L'un est la détection interne et l'autre est la détection externe. La détection est appelée interne lorsque l'analyte remplit sélectivement les trous d'air, tandis que lorsque l'analyte est placé à la surface d'un PCF, le mécanisme de détection est appelé détection externe. Ces dernières années, plusieurs capteurs utilisant un mécanisme de détection interne ont été rapportés dans la littérature [11–12]. Parmi eux, les travaux les plus récents rapportés par Rifat et al. [13] ont proposé un capteur recouvert d'or et ont obtenu une sensibilité maximale en longueur d'onde et en amplitude de 11000 nm/RIU et 1420 RIU⁻¹ respectivement. Cependant, le mécanisme de détection interne n'est pas adapté aux applications de détection en temps réel et distribuées. Cela est dû à la nécessité de changer l'analyseur pendant la mesure et la vidange et le remplissage des trous d'air sélectionnés sont difficiles et prennent du temps [14]. De plus, la fabrication d'un capteur PCF-SPR à revêtement métallique interne est assez difficile en raison des exigences de revêtement ou d'infiltration des analyses sur la minuscule surface du trou d'air [15]. Les fibres subissent également une grande perte de propagation car les couches de métal plasmonique sont sélectivement placées autour du noyau.

Les matériaux plasmonique or (Au) et argent (Ag) sont les métaux actifs les plus couramment utilisés pour revêtir les parois d'un capteur PCF-SPR. L'or est chimiquement stable, biocompatible et donne lieu à un plus grand décalage de la longueur d'onde de résonance. D'autre part, l'argent donne lieu à un pic de résonance plus net que l'or. Cependant, lorsqu'il est placé dans un environnement humide, l'argent s'oxyde et cela réduit la précision de la détection analytique [9]. Pour cette raison, de nombreux travaux théoriques et expérimentaux ont été menés en utilisant l'or comme matériau plasmonique.

Dans ce travail, en utilisant une approche de détection externe, nous proposons un nouveau capteur PCF-SPR recouvert d'or pour fonctionner dans la région du visible au proche infrarouge. Dans un substrat de silice (SiO_2), un revêtement de forme circulaire à base de trou d'air circulaire est proposé. Divers paramètres géométriques tels que la distance de pas, le diamètre du trou d'air, la géométrie du noyau, l'épaisseur du canal d'analyte, l'épaisseur du canal métallique et l'épaisseur du PML ont été optimisés pour obtenir des performances meilleures pour un SPR-PCF.

Ce manuscrit est constitué de trois chapitres organisés comme suit :

- **Le premier chapitre** est une présentation générale des fibres optiques et les fibres optiques à cristaux photonique (PCF).
- **Le deuxième chapitre** est une présentation générale sur les biocapteurs à résonance plasmonique de surface (SPR).
- **Le troisième chapitre** sera consacré à la simulation d'un capteur à fibre optique dont la structure est à base des cristaux photonique via le logiciel de simulation COMSOL multiphysique V6.0.

Enfin, notre travail sera fini par une conclusion générale qui résumera les résultats obtenus.

*Chapitre 1 : Généralités Sur
Les Fibres Optiques*

1.1. INTRODUCTION

Les développements récents dans le domaine des matériaux, ont ouvert des nouvelles perspectives pour concevoir des dispositifs pour la propagation de la lumière, Cette conception est basée sur le contrôle des paramètres électromagnétiques des matériaux. Dans ce contexte, les dernières avancées en nanotechnologies ont été marquée par l'élaboration de matériaux artificiels périodiques, dont le contrôle et la bonne maîtrise de la propagation de la lumière dans ces milieux ont ouvert des opportunités technologiques et scientifiques sans précédentes dans plusieurs domaines notamment dans le domaine optique [16].

1.2. GENERALITES SUR LES FIBRES OPTIQUES

La fibre optique est une technologie extrêmement appréciée dans les réseaux de télécommunications. Elle permet de transmettre des informations et des données à vitesse très élevée, avec une atténuation très faible et sans risque de perturbations. En plus de ses capacités de transmission, elle présente une immunité aux interférences électromagnétiques et une grande difficulté d'écoute (sécurisation) contrairement aux supports électriques. Ces caractéristiques font d'elle la meilleure solution disponible pour transmettre des données sur de grandes distances et dans les contextes où la confidentialité est requise.

1.2.1. Historique

La transmission de la lumière via un cylindre de verre est un fait connu depuis l'époque des Grecs anciens. Cependant la justification scientifique du principe de réflexion totale interne, fut faite bien plus tard,

En 1840, par les physiciens Daniel Collondo et Jacques Badinet qui ont découvert que la lumière pouvait être guidée dans un matériau, offrant un haut degré de réflexion. En 1854, John Tyndall, un physicien britannique, démontra que la lumière pouvait se propager à travers un tube d'eau par réflexions multiple internes [16]. En 1880, Alexander Graham Bell breveta le « photophone », un système de réseau téléphonique optique qui a largement aidé le développement des fibres optiques. En 1888, les professeurs Viennois Roth et Reuss utilisèrent aussi des « tubes en verres » pour illuminer des cavités du corps humain. Par la suite, Henry Saint-Rene utilisa les découvertes précédentes pour guider des images dans des télévisions en 1895...etc. [17]

Aujourd'hui, les secteurs médicaux, informatiques, militaires, de la télécommunication, de l'industrie... utilisent les systèmes de fibre optique pour une large variété d'applications.

1.2.2 Définition

Physiquement, une fibre optique est un fil transparent très fin en verre ou en plastique. Il est entouré d'un couvercle de protection et conduit l'information à la vitesse de la lumière. Cela permet de transmettre très rapidement des données entre deux endroits distants de plusieurs centaines, voire milliers de kilomètres sans perte de vitesse. Les signaux lumineux peuvent transmettre une grande quantité d'informations pouvant atteindre le Gigabit [16].

1.2.3. Structure de la fibre

Ce câble dont l'épaisseur se mesure en micromètres (μm), est constitué de trois principaux éléments: [17]

- ✓ D'une couche extérieure appelée gaine plastique qui protège les couches inférieures grâce à sa propriété isolante. Elle a un diamètre de **250 μm** .
- ✓ D'une gaine optique qui se situe entre le cœur et la gaine plastique. Elle est deux fois moins épaisse, avec un diamètre de **125 μm** . Son rôle consiste à empêcher la lumière de se propager.
- ✓ D'un cœur qui confine l'énergie lumineuse et transporte le signal optique.

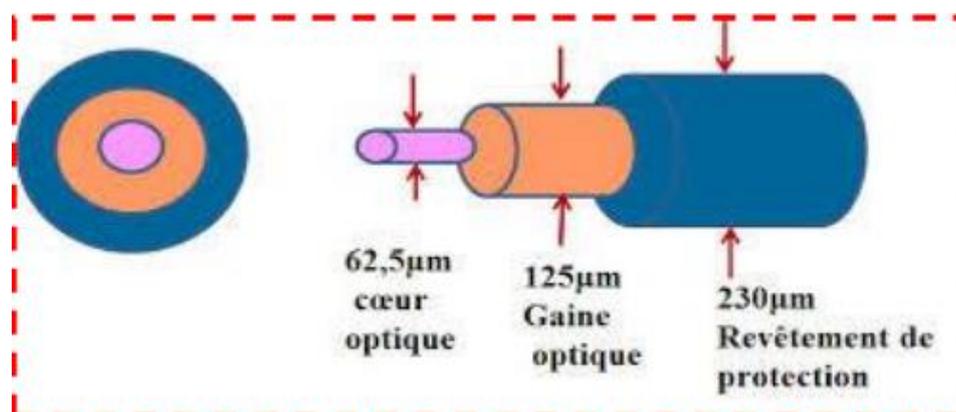


Figure 1-1: STRUCTURE DE LA FIBRE

1.2.4. Principe de fonctionnement

La fibre optique est un guide d'onde qui exploite les propriétés réfractrices de la lumière, lorsqu'un rayon lumineux entre dans une fibre optique à l'une de ses extrémités avec un angle adéquat, il subit de multiples réflexions totales internes. Ce rayon se propage alors jusqu'à l'autre extrémité de la fibre optique sans perte, en empruntant un parcours en zigzag. Le cœur de la fibre a un indice de réfraction légèrement plus élevé (différence de quelques millièmes) que la gaine et peut donc confiner la lumière qui se trouve entièrement réfléchi de multiples

fois à l'interface entre les deux matériaux (en raison du phénomène de réflexion totale interne) [18].

1.2.5 Types de fibres optiques

Les fibres optiques sont des guides d'ondes où la propagation des signaux lumineux se décrit au moyen de modes de propagation, chaque mode étant une solution spécifique de l'équation d'onde. Les fibres optiques se séparent fondamentalement en deux catégories en fonction de leur géométrie interne [19].

1.2.5.1 Fibre monomode

Les rayons suivent un seul chemin. Elle a le cœur si fin (de l'ordre de la longueur d'onde du signal transmis) que le chemin de propagation des différents modes est pratiquement direct. La dispersion du signal est quasiment nulle, le signal est donc très peu déformé.

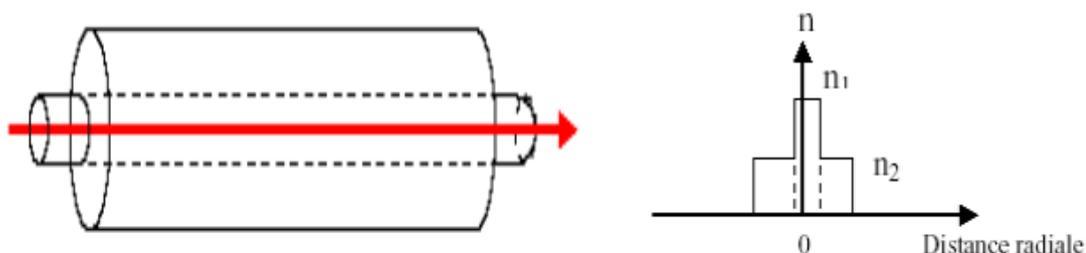


Figure 1-2 : la fibre optique monomode.

1.2.5.2 Fibre multimode

Elle se caractérise par un gros cœur et une tolérance élevée ce qui la rend facile à utiliser. Elle est la plus employée pour les réseaux privés malgré sa limitation intrinsèque de bande passante [18] Dans cette famille de fibre, nous distinguons deux sous catégories :

- A. **Fibres à saut d'indice** : C'est le passage abrupt du cœur vers la gaine qui définit les fibres à saut d'indice. Le principe de fonctionnement de cette fibre est basé sur la réflexion totale interne.

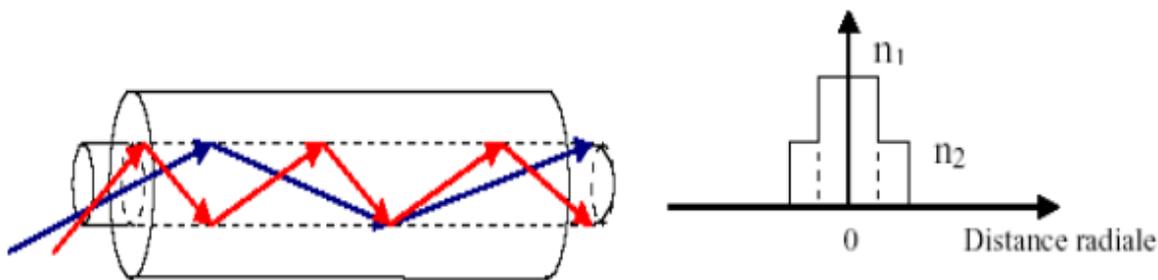


Figure 1-3: la Fibre à saut d'indice.

B. Fibres à gradient d'indice : L'indice de réfraction cœur/gaine présente une courbe parabolique avec un maximum au niveau de l'axe. Les rayons lumineux suivent un parcours sinusoïdal, les diamètres les plus fréquents sont $62.5\mu\text{m}$ et $50\mu\text{m}$.

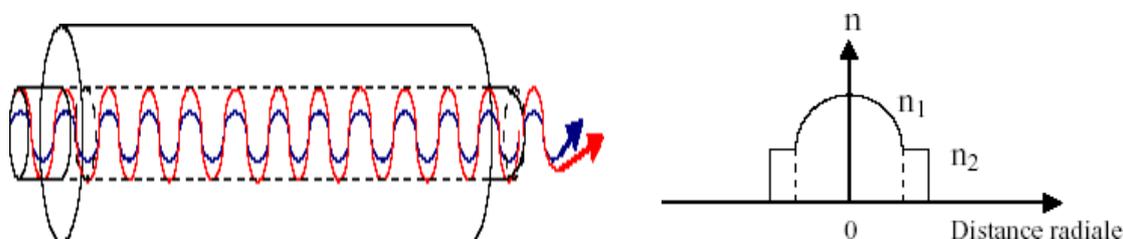


Figure 1-4: la Fibre à gradient d'indice.

1.2.6. Caractéristiques des fibres

La fibre optique est caractérisée par certains paramètres, dont on peut citer :

- ❖ Ouverture numérique.
- ❖ Fréquence de coupure et la fréquence normalisée.
- ❖ L'atténuation.
- ❖ La bande passante.
- ❖ Les dispersions.

1.2.7. Avantage d'une fibre optique

Les avantages que procure la fibre optique peuvent être classés en :

- ❖ **Performances de transmission :** Très faible atténuation, très grande bande passante, possibilités de multiplexage (en longueur d'ondes).
- ❖ **Mise en œuvre :** Très petite taille, grande souplesse, faible poids.

- ❖ **Sécurité électrique** : Isolation totale entre terminaux, utilisation possible en ambiance explosive ou sous de forte tension.
- ❖ **Sécurités électromagnétiques** : Insensible aux parasites et elle n'en crée pas, inviolabilité presque totale.
- ❖ **Économique** : Moindre coût, en comparaison avec d'autres supports.

1.2.8 Les inconvénients d'une fibre optique

- ❖ Des pertes peuvent être causées par des courbures du câble, des connecteurs mal positionnés ou sales, des inhomogénéités dans le verre de la fibre.
- ❖ Difficultés d'adaptation avec les transducteurs optoélectroniques.
- ❖ Exigences micromécaniques importantes (connexions, alignement)

1.2.9 Les applications de la fibre optique

La plupart des technologies nécessaires au déploiement d'une infrastructure "tout optique" sont aujourd'hui disponibles :

- ❖ **Les télécommunications** : Son utilisation permet la réception et l'émission de données de manière très rapide et avec une plus grande sûreté de transmission. En téléphonie, les câbles coaxiaux sont remplacés peu à peu par des fibres optiques.
- ❖ **Les réseaux sous-marins** : Depuis les années 90, le transport de la quasi-totalité des données du trafic intercontinental s'effectue par câbles optiques sous-marins. Pour répondre à l'explosion de la demande de réseaux de télécommunication à forte capacité, des milliers de kilomètres de câbles sous-marins à fibres optiques, sont posés au fond des mers, partout dans le monde entier.
- ❖ **Le médical** : La fibre optique est utilisée dans le domaine de la médecine pour filmer des endroits sensibles ou inaccessibles du corps humain.
- ❖ **L'armée** : Son utilisation est également intéressante pour les militaires, car elle propose de nombreux avantages comme son faible poids, sa faible taille, sa robustesse, et son insensibilité au brouillage et à la détection, C'est le moyen parfait pour connecter les bases militaires et d'autres installations ; comme les bases de lancement de missiles et les stations radar.

1.3 CRISTAUX PHOTONIQUES

1.3.1 Définition

Les cristaux photoniques sont des structures dont l'indice optique change périodiquement sur les longueurs d'onde dans une ou plusieurs directions de l'espace. Ce changement périodique de l'indice optique dans des directions différentes conduit à l'apparition de bandes de fréquences dans lesquelles la lumière ne peut pas se propager. C'est la similitude entre la propagation de l'onde électromagnétique dans ces milieux et la propagation des électrons dans un cristal atomique qui conduit à qualifier ces bandes de fréquences de « bandes photoniques interdites ». La réalisation de la périodicité dans toutes les directions spatiales peut ainsi permettre de réfléchir une onde lumineuse quel que soit son angle d'incidence ou sa polarisation [20].

Il existe néanmoins trois principales catégories : unidimensionnel, bidimensionnel et tridimensionnel.

Ces dimensions représentent le nombre de directions dans lesquelles il y a une périodicité de la constante diélectrique.

1.3.2 Différent types de cristaux photoniques

- A. Cristaux photoniques unidimensionnels (1D) :** Cette structure est un dispositif périodique le plus simple. Il est connu sous le nom de Miroir de Bragg. Il consiste en une alternance de couches planes de diélectrique d'épaisseur $(\frac{\lambda}{4})$ ou λ représente la longueur d'onde guidée dans le matériau.

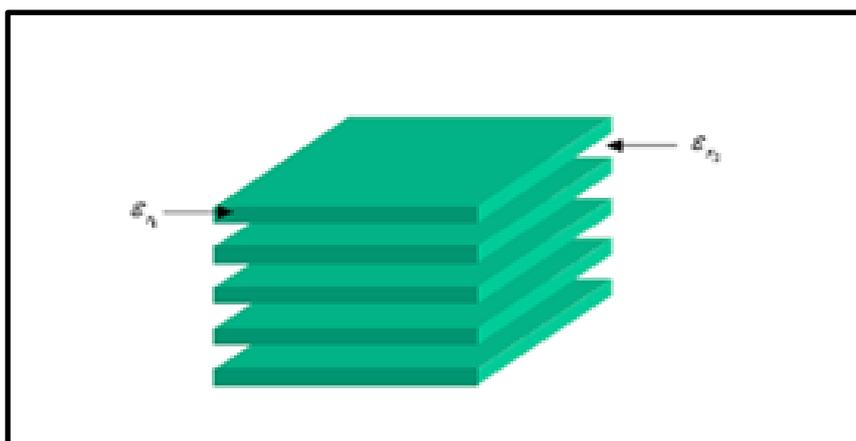


FIGURE 1-5: CRISTAUX PHOTONIQUES UNIDIMENSIONNEL 1D

- B. Cristaux photoniques 2D :** A deux dimensions, les cristaux photoniques sont composés d'un réseau périodique de piliers de diélectrique dans l'air, ou de trous d'air

percés dans un diélectrique. Les deux réseaux les plus courants pour l'organisation des piliers (ou des trous) sont le réseau carré et le réseau triangulaire (ou hexagonal).

La **Figure 1-06** présente ces deux réseaux avec leurs zones de Brillouin respectives. Pour un réseau carré de période a , la première zone de Brillouin est un carré de côté $2\pi/a$. Par des considérations de symétrie (le carré possédant 4 axes de symétrie principaux), on peut montrer que la zone de Brillouin irréductible est un triangle rectangle isocèle de sommets Γ , X, M. Pour le réseau triangulaire, le réseau réciproque est aussi un réseau triangulaire.

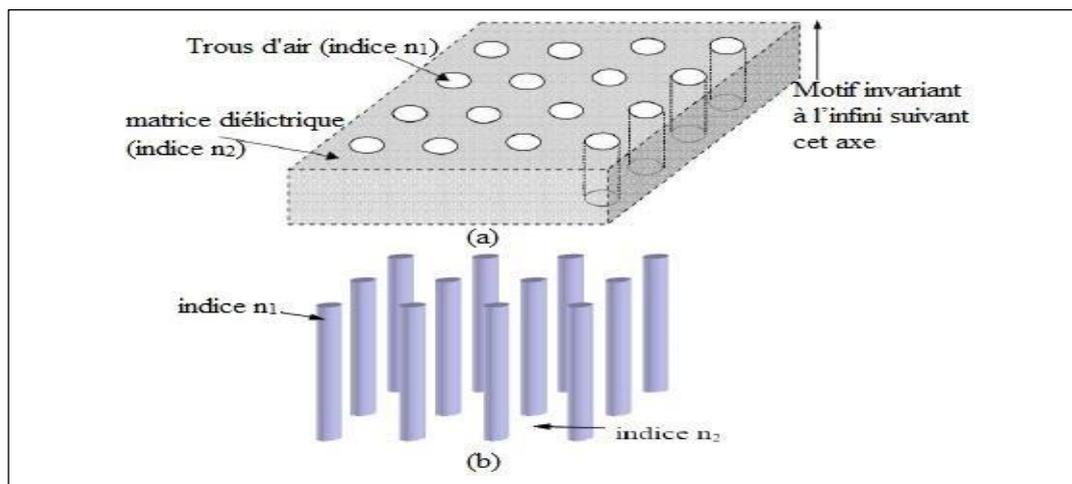


Figure 1-6: Cristaux photoniques à deux dimensions 2D

a) Connectée $n_1 < n_2$

b) Déconnectée $n_1 > n_2$

Sa zone de Brillouin irréductible est un triangle rectangle de sommets Γ , K, M. Dans les deux cas, il suffit de suivre l'évolution du vecteur d'onde k sur les trois côtés du triangle pour atteindre les extrema de $\omega(k)$. On peut alors tracer le diagramme de bande $\omega = f(k)$ qui représente les variations des fréquences permises dans le réseau en fonction de la projection du vecteur d'onde suivant les directions de haute symétrie de celui-ci [21].

C. Cristaux photoniques 3D : Seuls les cristaux photoniques 3D permettent d'obtenir une bande interdite omnidirectionnelle [22]. Le premier cristal photonique 3D, appelé yablonovite, fut fabriqué en 1991 par E. Yablonovitch [23] en perçant mécaniquement des trous selon des angles bien choisis dans un bloc de plexiglas (indice 3,6), de façon à retrouver la structure cristalline du diamant qui est aussi celle du silicium Figure 1-7. En effet, la cristallisation cubique face centrée (et la cristallisation diamant) possède la zone de Brillouin la plus sphérique possible, ce qui est propice à l'apparition de bandes

interdites omnidirectionnelles. En 1991, ce cristal présentait une bande interdite pour les microondes, les dimensions de la structure étant centimétriques. Au fil des années, les scientifiques ont cherché à réduire la dimension des motifs, en utilisant des gravures par FIB ou rayons X, pour aujourd'hui aboutir à des cristaux photoniques présentant une bande interdite dans le proche infrarouge et le visible Figure 1-7(b).

D'autres structures autorisent l'apparition d'une bande interdite totale, notamment la structure dite en "tas de bois" qui consiste à empiler des réseaux 1D, en tournant de 90° et en décalant d'une demie période deux réseaux consécutifs Figure 1-7(c) [24].

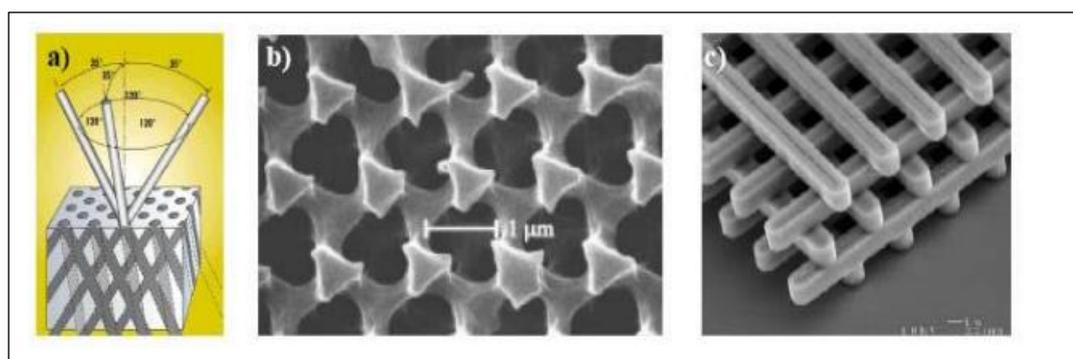


Figure 1-7: Cristaux photoniques à trois dimensions 3D.

(a) structure tridimensionnel Yablonivite.

(b) structure tridimensionnelle n (μm).

(c) structure tridimensionnel tas de bois.

1.3.3 Principe de guidage dans un cristal photonique

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

Restera confiné dans le guide si son énergie est située à l'intérieur de la bande interdite. Des composants divers sont réalisables à partir de défauts linéaires Figure 1-8 La transmission à travers ces dispositifs peut être optimisée en modifiant la taille ou la forme des trous au niveau du virage ou de la jonction, afin de minimiser le couplage entre le mode guidé et les modes rayonnés au niveau des courbures. [22]

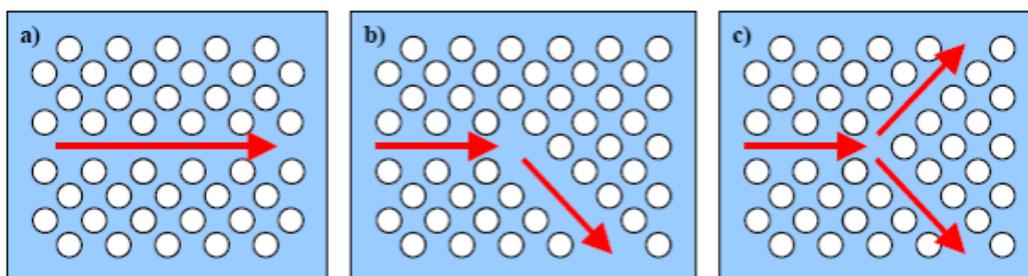


Figure 1-8: Guidage de la lumière dans la taille de l'écriture

1.3.4 Propriétés des cristaux photoniques

Un cristal photonique est caractérisé par plusieurs paramètres :

a. Périodicité

Ces paramètres géométriques choisis en fonction du domaine fréquentiel de l'étude affectent les caractéristiques de la bande interdite photonique.

La période $a = (a_1 + a_2)$ avec a_1 l'épaisseur de la couche de permittivité ϵ_1 et a_2 l'épaisseur de la couche de permittivité ϵ_2

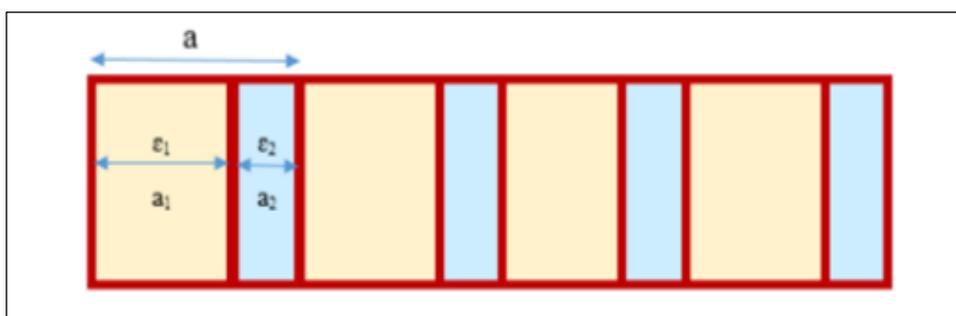


Figure 1-9: Les périodes d'un cristal photonique unidimensionnel.

b. Paramètre de réseau

C'est la distance fondamentale entre deux briques constitutives. Il détermine la région spectrale ou le CP interagit avec l'onde électromagnétique [23].

c. Contraste d'indice de réfraction :

L'indice de contraste $\Delta\epsilon$ est la différence de constante diélectrique du matériau, qui peut être comparée à la hauteur de la barrière physique solide. Elle est donnée par l'équation :

$$\Delta\epsilon = \epsilon_{\text{substrat}} - \epsilon_{\text{trous}} \quad (1.1)$$

1.3.5 Type des défauts en cristaux photoniques

1.3.5.1 Défauts ponctuels

Il existe de nombreuses façons de créer des défauts ponctuels dans les cristaux photoniques. Un ou plusieurs motifs de cristaux peuvent également être supprimés, ajoutés ou modifiés. Dans tous les cas de cette figure, une cavité optique est créée dont le mode de résonance se positionne dans l'énergie au sein de la bande interdite du cristal. [23].

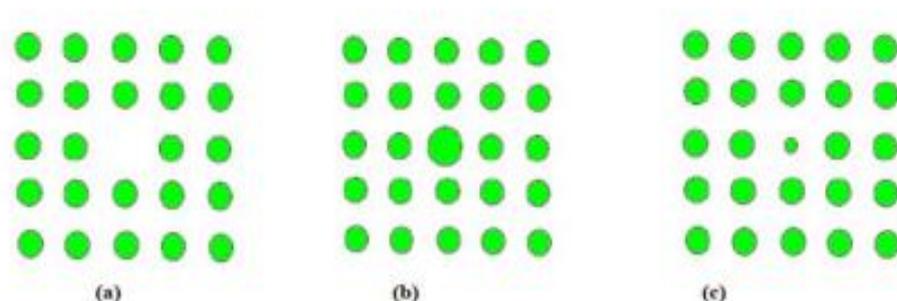


Figure 1-10: Défaut ponctuels (a), Défaut lacunaire (b) et (c) Défauts de substitutions.

1.4 Diagramme de Bande Interdite Photonique

La caractéristique du cristal photonique est son nuage de points. La définition d'un diagramme de bande ou surface dispersive inclura le tracé d'une courbe de dispersion $w(k)$ représentant la fréquence de mode en fonction du module du vecteur k au sommet de la symétrie : M_t , K_T et M_K , pour les réseaux périodiques. Donc pour avoir la structure de bandes photoniques, Il est nécessaire de nettoyer la zone où le tirage ne peut pas être réduit. Dans l'exemple de DBIP rapporté à la figure 1-11 dans le cas d'un cristal photonique composé de trous d'air dans une matrice diélectrique ($\epsilon = 12$), le rapport $r/a = 0,4$, ou la période du rayon du trou et le réseau.

A partir de cette figure, on observe la différence de comportement entre la polarisation TE et TM. Nous avons remarqué l'apparition de deux bandes interdites photoniques polarisées. Par contre, en polarisation TE, BIP est évidemment plus large. Dans ce cas particulier, il a également été remarqué que le chevauchement des deux bandes de photons produisait une Bande interdite photonique complète [25].

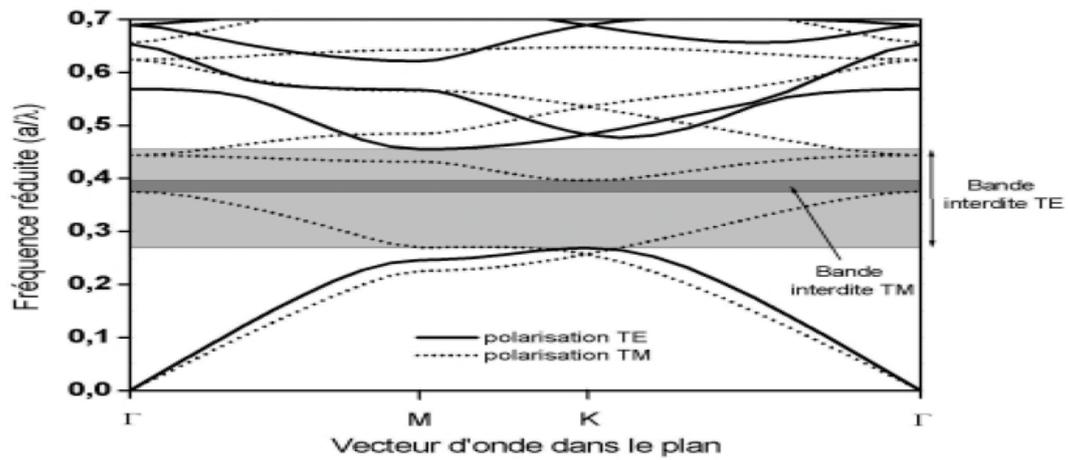


Figure 1-11: Diagramme de bande d'un cristal photonique

1.5 CONCLUSION

Ce chapitre est un rappel théorique sur les notions de base des fibres optiques conventionnelles. L'histoire, et le développement de ces fibres ont été présentés en premier lieu, suivi d'une description des concepts généraux indispensables pour une bonne compréhension des fibres, ainsi que le principe de propagation dans ces milieux guidés.

*Chapitre 2 : Les Biocapteurs à
Résonance Plasmonique de
Surface (SPR)*

2.1 INTRODUCTION

La recherche et le développement de biocapteurs deviennent la discipline la plus étudiée, car les biocapteurs sont simples, rapides, peu coûteux, très sensibles et hautement sélectifs contribuent à l'avancement des médicaments de nouvelle génération tels que la médecine personnalisée et la détection ultrasensible des marqueurs de maladie au point de service. Le biocapteur le plus important en termes commerciaux était basé sur la résonance plasmonique de surface ou SPR. Son innovation a créé un marché totalement différent pour les livraisons d'instruments de recherche coûteux, la manipulation sophistiquée des fluides et la manipulation des données. La résonance plasmonique de surface abrégée en SPR est l'une des techniques bio-analytiques les plus diverses qui peuvent fournir une multitude de ces données qualitatives et quantitatives en une seule expérience, spécifiquement, cette technique peut fournir des informations sur la liaison. Ce chapitre est consacré à la composition de ce dispositif biologique et ses multiples types et caractéristiques, ainsi son principe de fonctionnement avec la résonance plasmonique de surface.

2.2 GENERALITES ET HISTORIQUE

Une révolution récente des méthodes de détection de certaines biomolécules dans les Aliments, dans l'environnement ou dans des liquides biologiques (sang, urine...etc.) a été perçue comme réponse à des demandes accrues. Le premier biocapteur développé a été l'œuvre de **Leland Clark** en 1956 dans le but de déterminer la concentration en oxygène dissous dans le sang [26]. Leland Clark a été connu comme le « père des biocapteurs » et son invention de l'électrode à oxygène porte son nom : **Clark électrode**. En 1962, ce biocapteur a été amélioré par le même auteur afin de mesurer le taux de glucose dans le sang [27], suivi par la découverte du premier biocapteur potentiométrique permettant de détecter l'urée par **Guilbault** et **Montalvo** en 1969 [27]. L'année 1975, a connu la découverte du premier immuno-capteur dédié au dosage de l'éthanol et l'acide lactique par **Suzuki** et al [28]. Au cours des dernières décennies, le domaine des biocapteurs a connu une ampleur remarquable sous la pression de leurs divers domaines d'applications. Leur caractère compact et portatif ainsi que leurs grandes spécificités et sensibilité font d'eux une des meilleures alternatives aux techniques analytiques existantes.

2.2.1 Définition d'un biocapteur

D'après l'Union Internationale de Chimie Pure et Appliquée (IUPAC), un biocapteur est un dispositif intégré fournissant des informations spécifiques quantitatives ou semi-quantitatives par le biais d'un élément de reconnaissance d'origine biologique en contact direct avec un élément de transduction. Le concept biocapteur regroupe tout dispositif de mesure défini par un couple de ligands biologiques sélectifs liés à un transducteur qui transforme un phénomène biochimique en un signal mesurable [29]. Leur caractère compact, leur grande spécificité, leur sensibilité et leur portabilité sont autant de raisons permettant de penser qu'ils pourraient, à long terme, supplanter les techniques analytiques existantes.

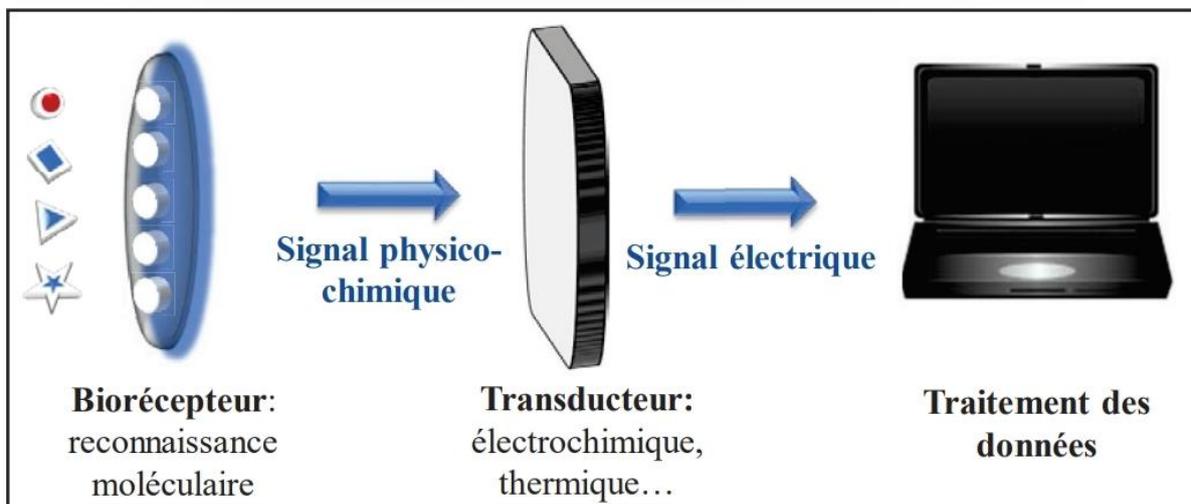


Figure 2-1: schéma principale d'un biocapteur

2.2.2 Les composants d'un biocapteur

Il se compose des éléments suivants :

- **Analyte** : Une substance d'intérêt qui doit être détectée, par exemple, le glucose
- **Bio-récepteur** : Une molécule qui reconnaît spécifiquement l'analyte est connue sous le nom de bio-récepteur. Les enzymes, les cellules, les aptamères, l'acide désoxyribonucléique (ADN) et les anticorps sont quelques exemples de bio-récepteurs. Le processus de génération de signal (sous forme de lumière, de chaleur, de pH, de changement de charge ou de masse, etc.), l'interaction du bio-récepteur avec l'analyte est appelé bio-reconnaissance.
- **Transducteur** : Le transducteur est un élément qui convertit une forme d'énergie en une autre. Son rôle principal est de convertir la bio-reconnaissance en un signal mesurable. Ce processus de conversion d'énergie est connu sous le nom de signalisation. Les

transducteurs fournis des signaux optiques ou électriques qui sont proportionnels à la quantité d'interactions analyte-bio-récepteur.

- **Électronique** : C'est la partie d'un biocapteur qui traite le signal et le prépare pour l'affichage. Il se compose de circuits électroniques complexes qui effectuent le conditionnement du signal, comme l'amplification et la conversion des signaux de l'analogique au numérique.
- **Affichage** : L'affichage consiste en un système d'interprétation de l'utilisateur tel que l'affichage à cristaux liquides d'un ordinateur ou une imprimante directe qui génère des nombres ou des courbes compréhensibles par l'utilisateur.

Plusieurs types de bioéléments ont été utilisés comme moyen d'identification moléculaire pour le développement de biocapteurs.

- **Les enzymes** : qui sont les plus utilisées et les plus commercialisées. Puisqu'ils ont un grand nombre d'avantages tels que la reproductibilité des lots, mais d'un autre côté, il peut y avoir une instabilité dans leurs activités et leurs besoins d'utiliser un cofacteur.
- **Les microorganismes** : principalement utilisés en cas de systèmes réactionnels complexes puisque les enzymes et cofacteurs essentiels y sont intrinsèquement présents.
- **Les tissus et structures spécialisées contenues dans les cellules** : aussi bien d'origine animale que végétale. Ils sont surtout utilisés pour la détection des aminoacides à cause de leur robustesse et leur bonne cohésion.
- **Les immuno-répéteurs et les chémorécepteurs** : fonctionnant sur le principe de réaction antigène/anticorps qui induit généralement une faible variation de signal, cette modification est très difficile à détecter, c'est pourquoi il faut amplifier le signal. La couche des récepteurs biologiques doit répondre à certains critères : bonne conservation de l'activité immunologique, un grand nombre de molécules à faible taux de dénaturation et une bonne stabilité de changement de pH, force ionique.

2.2.3 Caractéristiques d'un biocapteur

Il existe certains attributs statiques et dynamiques que chaque biocapteur possède, l'optimisation de ces propriétés affecte les performances du biocapteur :

- ❖ **Sélectivité** : capacité à détecter une cible à l'exclusion de toute autre cible. Ce paramètre dépend principalement du récepteur biologique, bien que le transducteur puisse contribuer à une bonne sélectivité.
- ❖ **Sensibilité** : rapport entre la réponse du capteur et la variation correspondante de la grandeur mesurée
- ❖ **Reproductibilité** : capacité du biocapteur à donner des réponses très similaires à des mesures répétées d'une même quantité d'analyte à mesurer.
- ❖ **Limite de détection** : la quantité mesurée la moins significative pouvant être détectée.
- ❖ **L'exactitude** : il s'agit de l'accord entre le résultat de la mesure et la valeur réelle du mesurande.

2.2.4 Fonctionnement d'un biocapteur

Tout biocapteur est fonctionnellement composé de trois parties.

- L'élément biologique, responsable de la détection de l'analyte et de la génération d'un signal de réponse, forme la première partie du biocapteur.
- Le signal généré par l'élément biologique est ensuite transformé en une réponse détectable par le second composant appelé transducteur, qui est le composant le plus critique dans tout dispositif de bio-détection.
- La troisième partie du biocapteur est le détecteur qui amplifie et traite les signaux avant de les afficher à l'aide d'un système d'affichage électronique [26].

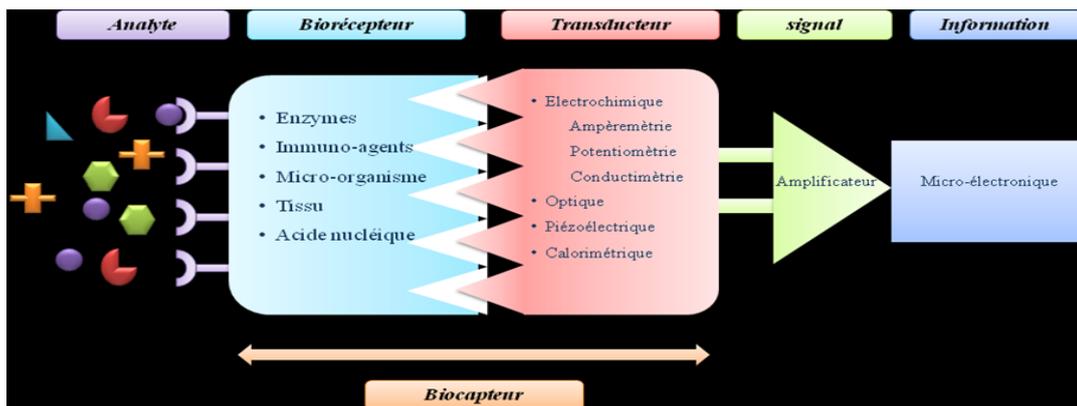


FIGURE 2-2: REPRESENTATION SCHEMATIQUE DU PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT D'UN BIOCAPTEUR.

2.2.5 Classification des biocapteurs

Les biocapteurs sont classés en fonction de leurs récepteurs biologiques ou éléments transducteurs. La **figure 2-3** affiche un organigramme illustrant les différents types de

biocapteurs basés sur les récepteurs biologiques et les éléments transducteurs. Certains des biocapteurs illustrés sur la figure seront discutés plus en détail dans les sections suivantes .

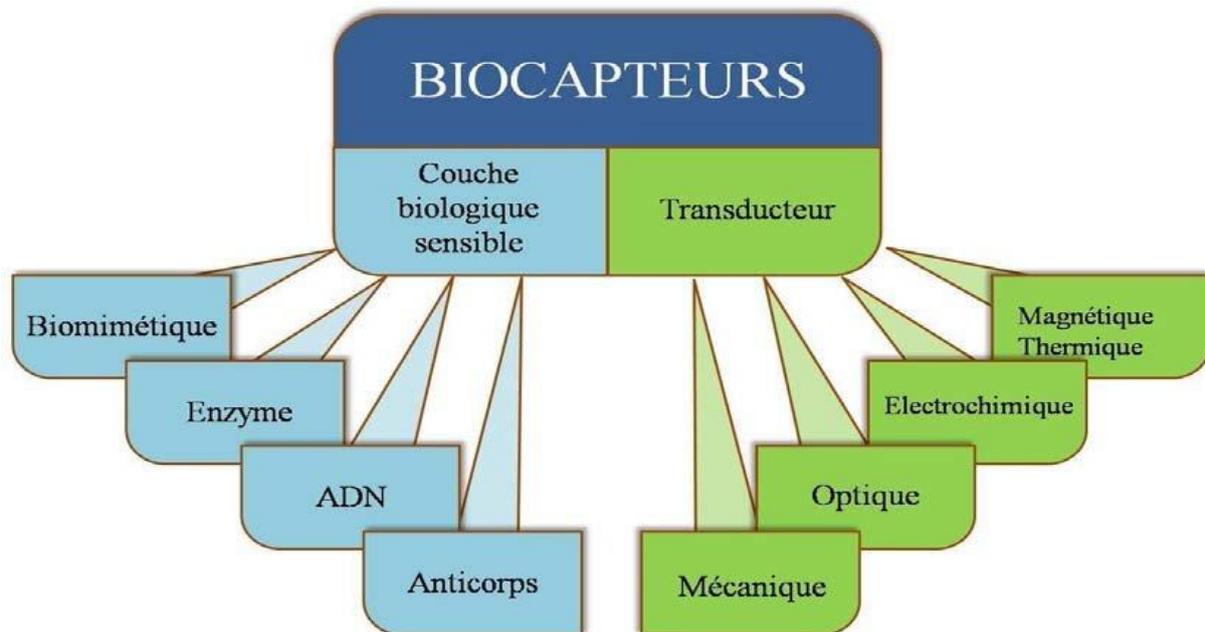


FIGURE 2-3 : CLASSIFICATION SCHEMATIQUE DES BIOCAPTEURS EN FONCTION DES COUCHES BIOLOGIQUES.

2.2.6 Les différents types des biocapteurs

2.2.6.1. Biocapteurs thermiques

Ce type de biocapteur exploite l'une des propriétés fondamentales des réactions biologiques, à savoir l'absorption ou la production de chaleur, qui à son tour modifie la température du milieu dans lequel la réaction a lieu. Ils sont construits en combinant des molécules d'enzymes immobilisées avec des capteurs de température. Lorsque l'analyte entre en contact avec l'enzyme, la réaction thermique de l'enzyme est mesurée et calibrée par rapport à la concentration de l'analyte [27].

2.2.6.2. Biocapteurs électrochimiques

Les biocapteurs électrochimiques sont principalement utilisés pour la détection de l'ADN hybride, des médicaments se liant à l'ADN, de la concentration de glucose, etc. Les biocapteurs électrochimiques peuvent être classés en fonction des paramètres électriques de mesure comme :

- Conductimétrique.
- Ampérométrique.

- Potentiométrie.

Par rapport aux méthodes optiques, l'électrochimie permet à l'analyste de travailler avec des échantillons troubles et le coût en capital de l'équipement est beaucoup plus faible. En revanche, les méthodes électrochimiques présentent une sélectivité et une sensibilité légèrement plus limitées que leurs homologues optiques [28].

2.2.6.3. Biocapteur optique

Le biocapteur optique est un appareil qui utilise un principe de mesure optique. Ils utilisent la fibre optique ainsi que des transducteurs optoélectroniques.

Le terme optrode représente une compression des deux termes optiques et électrode. Ces capteurs impliquent principalement des anticorps et des enzymes comme les éléments transducteurs.

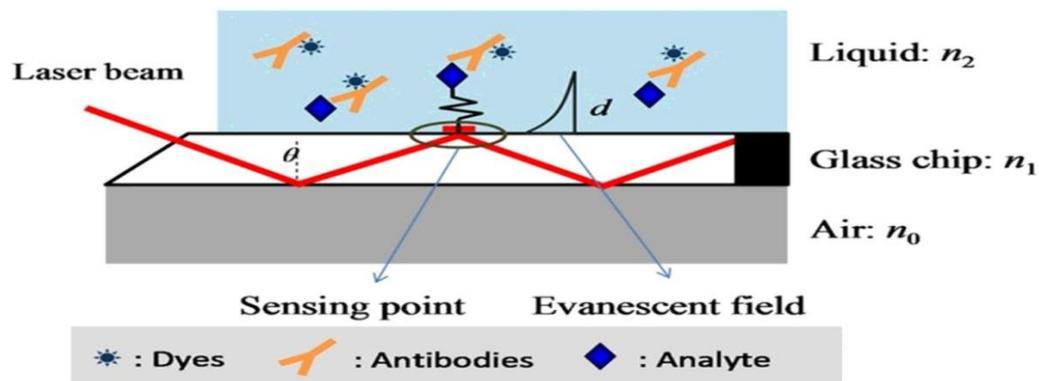


FIGURE 2-4: BIOCAPTEUR OPTIQUE

Les biocapteurs optiques permettent une détection sécurisée de l'équipement inaccessible non électrique. Un avantage supplémentaire est que ceux-ci n'ont souvent pas besoin de capteurs de référence, car le signal comparatif peut être produit en utilisant la source lumineuse similaire comme le capteur d'échantillonnage. Les biocapteurs optiques sont classés en deux types, à savoir le biocapteur à détection optique directe et le biocapteur à détection optique marqué.

2.5 BIOCAPTEURS A PLASMON DE SURFACE

2.5.1 Plasmon de surface

Les propriétés électroniques des métaux permettent aux ondes de se propager à l'interface métal/diélectrique. Ces ondes, appelées plasmons de surface, correspondent à des oscillations collectives d'électrons. Ils se propagent parallèlement à la surface et leur intensité diminue dans deux milieux adjacents. Les nanoparticules métalliques peuvent également être

le siège d'oscillations de type plasmonique. Dans ce cas, les oscillations ne se propagent pas, mais restent sur la particule, c'est le plasmon de surface localisé [29].

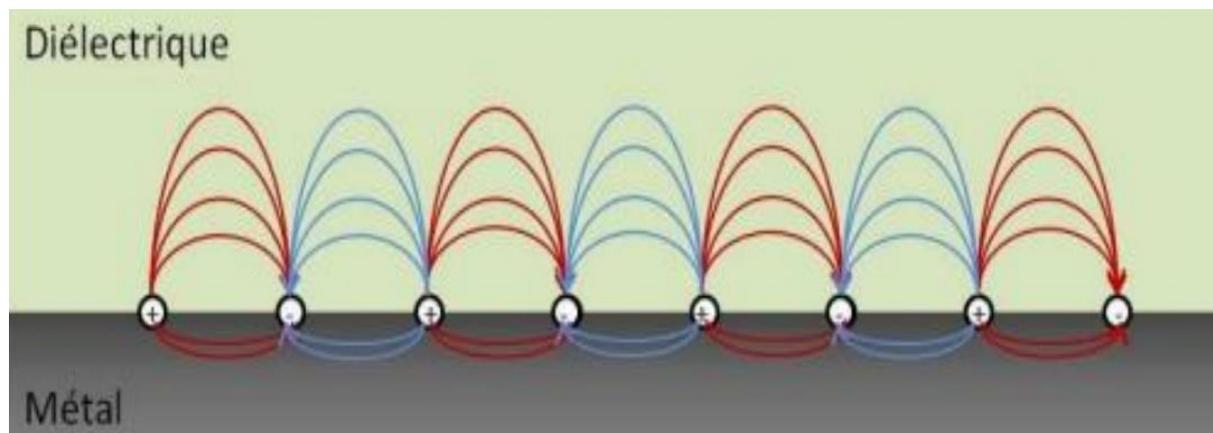


FIGURE 2-5: OSCILLATIONS ELECTRONIQUES A L'INTERFACE METAL / DIELECTRIQUE [29].

Ces plasmons de surface "seront dénommés plus tard PS (ou SP en anglais)" sont des "excitations" de surface dont les champs électromagnétiques chutent de façon exponentielle dans le milieu de part et d'autre de la surface et sont liés à la densité de charge locale de surface, qui peut se propager le long de la surface.

Il existe deux types de plasmons de surface :

→ **Plasmons de surface délocalisés** : La PS délocalisée est générée à l'interface du film métallique lisse. Ils sont dits "non radiatifs" car ils ne peuvent pas se coupler spontanément aux ondes électromagnétiques. Ensuite, il est nécessaire d'utiliser un "coupleur" [30].

→ **Plasmons de surface localisés** : Excitation locale de plasmons électroniques au sein de petites structures de plusieurs dizaines de nanomètres, telles que des nanoparticules métalliques [31].

2.5.2 La résonance plasmonique de surface

La Résonance Plasmon de Surface (SPR Surface Plasmon Résonances) est une technique optique qui permet la détection de ligands (organiques, biomoléculaires, microbiens, etc.) liés à des récepteurs immobilisés sur des surfaces. Il ne nécessite aucun marquage préalable des molécules cibles et peut effectuer une détection quantitative en temps réel. De plus, les capteurs SPR peuvent être régénérés en injectant des solutions dites de régénération [32].

2.5.3 Le principe de résonance

Lorsque la lumière incidente frappe un métal riche en électrons libres, tel que l'or ou l'argent, sous un angle (angle de résonance), les photons provoquent des oscillations des électrons libres, appelées résonance plasmonique de surface (SPR). Ces oscillations sont

caractérisées par une onde évanescente dont l'amplitude décroît exponentiellement depuis la surface sur une distance maximale de 200 nm [33].

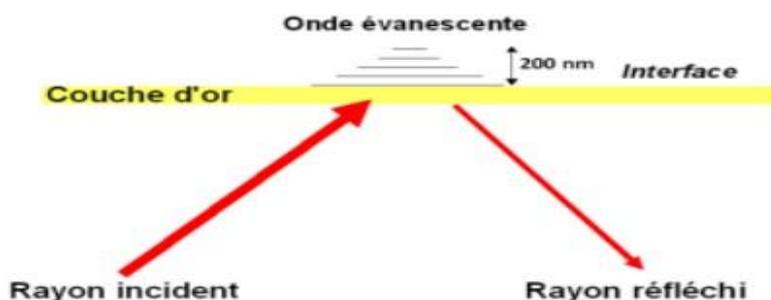


FIGURE 2-6 : LA FORMATION DE L'ONDE EVANESCENTE [33].

L'onde évanescente est le point central de la mesure d'interaction. En effet, la perturbation de l'onde évanescente entraînera une diminution de l'angle de résonance directement mesurable lorsque les biomolécules interagissent sur la surface. Deux stratégies sont alors possibles :

- La première consiste à suivre l'angle de résonance dans le temps, et ces systèmes sont basés sur la résonance plasmonique de surface (SPR) dite "classique".
- La deuxième méthode consiste à travailler à angle fixe et à utiliser l'image de la caméra CCD pour mesurer le changement de réflectance dû au changement d'angle dans le temps, que nous appelons alors imagerie par résonance plasmonique de surface (SPR) [34].

2.5.6 Résonance plasmonique de surface localisée (LSPR)

La résonance plasmonique de surface localisée (LSPR) utilise des nanoparticules métalliques par opposition à un mince film de métal pour exploiter les phénomènes de SPR. Lorsque la lumière blanche à large bande brille sur les nanoparticules métalliques, un fort pic d'absorbance de résonance est produit dans le spectre visible de la lumière. Lorsque les analytes se lient à la surface, le changement résultant de l'indice de réfraction modifie la longueur d'onde d'absorbance. Dans cette configuration, le changement de longueur d'onde d'absorbance peut être mesuré, par opposition à l'angle d'incidence. En conséquence, le coupleur peut être retiré de l'équation, laissant un système de détection plus simple et plus robuste [35].

2.6 BIOCAPTEUR A RESONANCE PLASMONIQUE DE SURFACE (SPR)

Il s'agit d'un capteur optique basé sur un champ évanescent utilisant un film métallique fin pour les applications de détection. L'interaction entre l'analyte s'écoulant sur l'agent d'interaction immobilisé sur la surface du film est sondée par la détection de minimal de

réflexion sur des capteurs à matrice de photo-détecteurs. Les mesures **SPR** sont basées sur l'indice de réfraction ce qui en fait un détecteur quasi universel [30], [36].

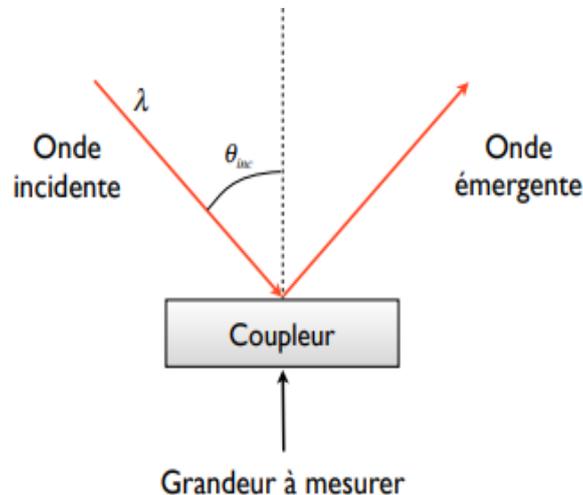


FIGURE 2-7: SCHEMA DE FONCTIONNEMENT GENERAL D'UN CAPTEUR SPR [36].

2.6.1 Caractéristiques d'un biocapteur SPR

2.6.1.1 Grandeur à mesurer

La principale préoccupation du capteur SPR réside dans sa capacité de détection avec des applications dans différents domaines comme le biomédical, l'alimentation, l'environnement, etc. Les problématiques liées au développement des biocapteurs constituent un axe de recherche. Cependant, il convient de rappeler que leur fonctionnement est basé sur la mesure de l'indice de réfraction du diélectrique qui sera considéré comme la grandeur d'intérêt à détecter [36].

2.6.1.2 Coupleur

Il existe différentes configurations de couplage comme le couplage par guides d'ondes optiques, par réseaux ou encore par prismes. Le couplage par prisme est la technique la plus usuelle. Son intérêt est venu de la simplicité géométrique qui a facilité sa mise en œuvre ainsi que sa modélisation. Dans le cadre de l'intégration de capteurs sur des microstructures, le couplage par réseau de diffraction présente l'avantage de pouvoir être réalisé au niveau de la structure nano-plasmonique.

2.6.1.3 Signal détecté

La résonance plasmonique est généralement accompagnée d'une importante diminution de l'intensité de l'onde émergente du coupleur par rapport à l'onde incidente. Lorsque des changements de masse se produisent à l'interface entre la couche métallique et le compartiment aqueux, ils provoquent des changements de l'indice de réfraction local près de la couche métallique, ce qui modifie alors l'angle de résonance [37], [38].

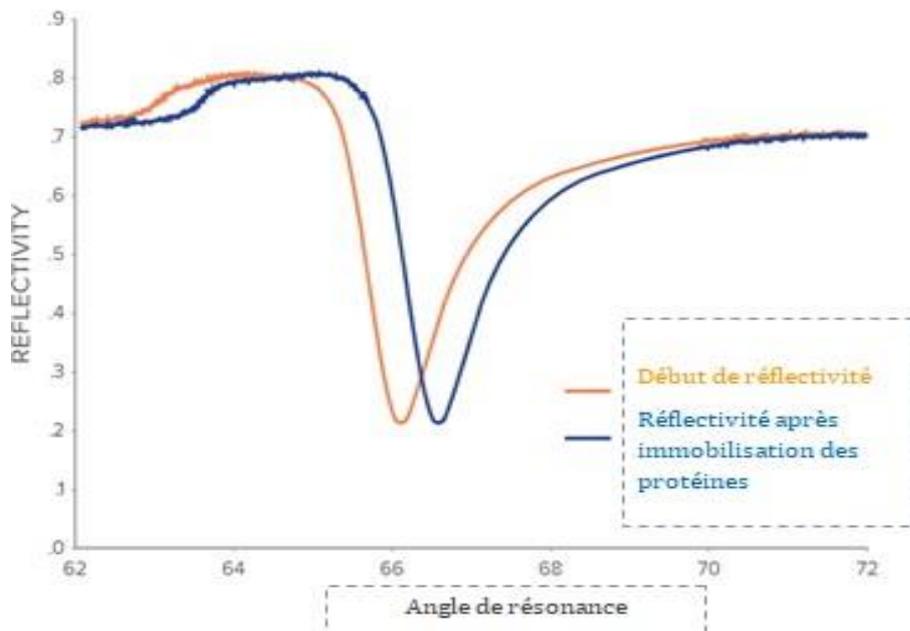


FIGURE 2-8: SCHEMA DE FONCTIONNEMENT GENERAL D'UN CAPTEUR SPR [39].

2.6.2 Principe d'un biocapteur SPR

La **Figure 2-8** montre le principe de fonctionnement du biocapteur basé sur le phénomène SPR. La surface du système est recouverte avec la solution biologique utilisée pour faire son analyse. La surface a été traitée avec le bioélément qui sert à attraper la cible biologique et l'angle de résonance (θ_{SPR1}) est considéré comme la référence. Quand la cible biologique est attachée à la surface, il y a un changement de l'indice de réfraction dans le milieu diélectrique. En conséquence, les conditions de couplage SPR sont changées et le détecteur montrera un nouvel angle de résonance (θ_{SPR2}).

Les deux courbes (c et d) de la **Figure 2-8** montrent les changements de l'intensité de la lumière reçue par le détecteur pour les conditions initiale (θ_{SPR1}) et finale (θ_{SPR2}) de l'expérience. La courbe dans la **Figure 2-9** (b) montre le résultat avec son évolution dans le temps [40].

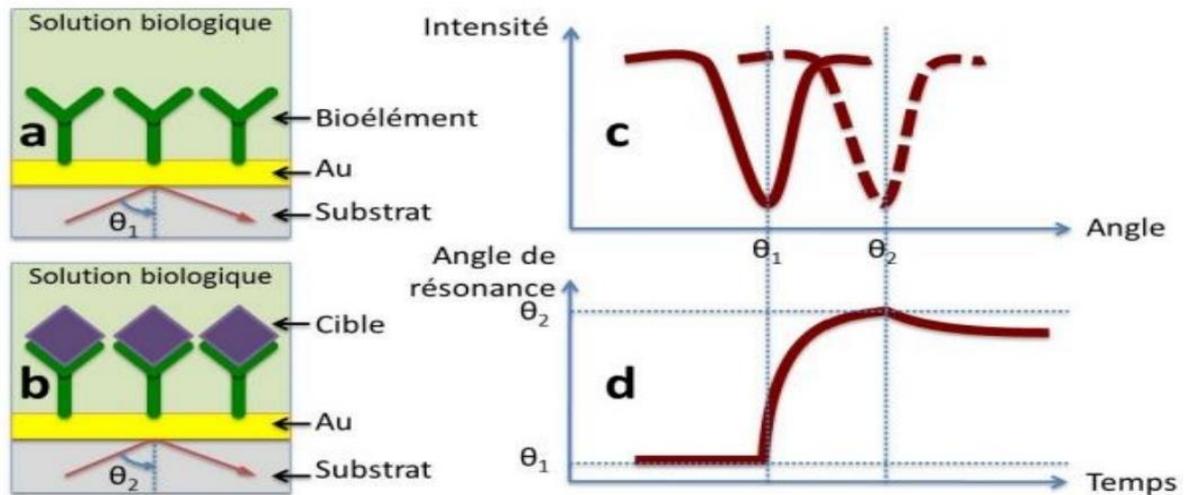


FIGURE 2-9: PRINCIPE DE BIOCAPTEUR SPR [40].

Cet exemple utilise la variation de l'angle comme mécanisme de détection de la résonance. C'est le plus populaire des systèmes commerciaux grâce à une configuration simple et à une bonne sensibilité. Par contre, pour faire des analyses simultanées ou l'amélioration de la sensibilité, les besoins de la configuration deviennent beaucoup plus complexes et coûteux [41].

2.6.3 Excitation des plasmons de surface

Pour l'excitation des plasmons de surface, la constante de propagation de la lumière incidente doit être égale à la constante du mode plasmon qui est le mode guidé de surface. Étant donné que la constante du faisceau lumineux se propageant dans le diélectrique est toujours plus faible qu'en mode plasmonique, il est nécessaire d'utiliser un système de couplage, par exemple par une onde évanescente. Le prisme est la première solution qui a été proposée. En effet, ce dernier a un indice plus élevé que le diélectrique formant une interface métal/diélectrique. Par conséquent, la constante de propagation de la lumière dans le prisme est supérieure à celle du mode plasmonique. Cela permet à un angle d'incidence donné d'avoir une constante de propagation sur le plan égale à celle du mode plasmon et donc couplage. Dès que cette condition est remplie, l'énergie lumineuse est couplée au mode plasmonique par effet tunnel optique et disparaît du faisceau réfléchi par le prisme aux conditions de résonance critique (épaisseur de métal optimale) [42].

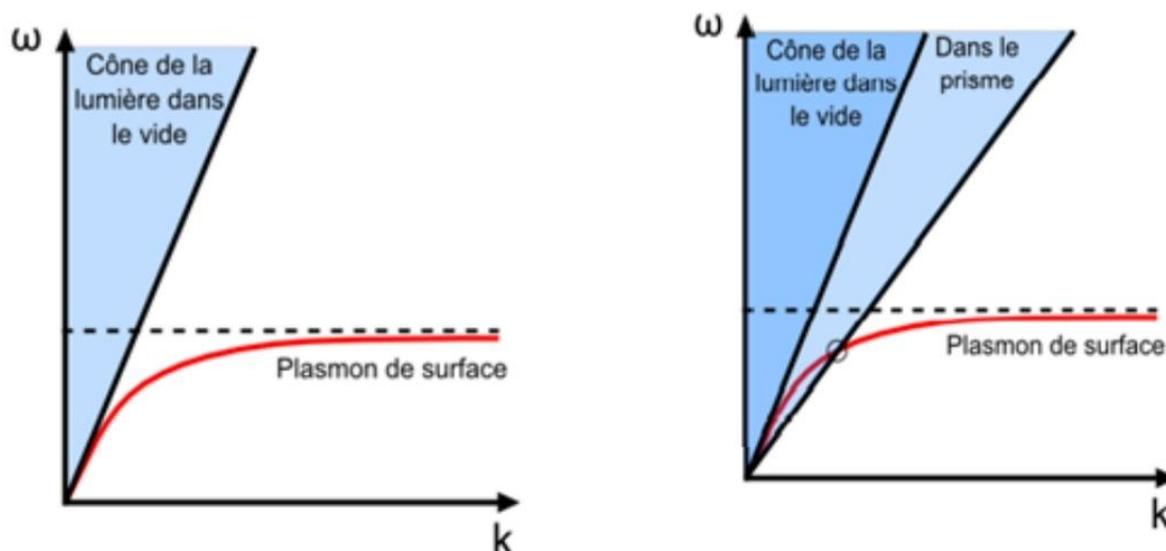


FIGURE 2-10: RELATION DE DISPERSION DES PLASMONS DE SURFACE AVANT D'UTILISER UN COUPLEUR ET APRES UTILISER UN COUPLEUR [42].

2.6.4 Analyser et utiliser les données

Il existe généralement une relation linéaire entre le nombre de molécules couplées à la puce du capteur et le changement d'indice de réfraction. Pendant la SPR, l'analyse d'image détermine l'angle auquel le minimum de réflectivité se produit, et ces données sont envoyées en continu à l'ordinateur/au logiciel d'acquisition de données. Le logiciel est au centre de l'expérience utilisateur, permettant d'étudier la liaison moléculaire, la cinétique, l'affinité et d'autres caractéristiques de liaison clés. Dans la SPR, les sensorgrammes sont produits comme une représentation visuelle des interactions moléculaires. Chaque sensorgramme montre comment les molécules s'associent et se dissocient tout au long de l'expérience. La courbure de la ligne fournit également des informations clés sur la cinétique impliquée [43].

2.6.4.1 Résolution

La résolution du capteur SPR spécifie le plus petit changement détectable de l'indice de réfraction, qui est associé au rapport entre le niveau de bruit et la sensibilité. Elle est principalement liée à :

- Performance des instruments de mesure (spectromètre pour une mesure spectrale, ou goniomètre pour une mesure angulaire, caméra CCD, etc....).
- La longueur d'onde (ou l'angle) de travail qui peut rendre une mesure plus ou moins contrastée.
- Qualité de la conception du capteur et notamment l'état de la surface et de la forme de la couche métallique [39].

2.6.4.2 Amélioration structurelle

Contrairement aux longueurs d'onde ou aux angles d'incidence, qui sont toujours accordables, les paramètres structurels des capteurs plasmonique doivent être déterminés à l'avance pour optimiser leurs performances [39].

2.6.4.3 Choix de métal

Fait intéressant, tous les métaux ne peuvent pas exciter les PS, et la possibilité que des métaux supportent des modes plasmonique dépend de la longueur d'onde de fonctionnement. Pour les applications optiques qui nous intéressent, il est nécessaire de sélectionner des métaux possédant ces propriétés dans la gamme de longueur d'onde de 500 à 1500 nm [39].

L'argent et l'or sont des métaux qui remplissent ces conditions et sont largement utilisés dans la recherche et les applications commerciales en raison de leur sensibilité et de leur stabilité. D'autres métaux tels que le cuivre, l'aluminium, le sodium ou l'indium pourraient théoriquement être utilisés, mais certains inconvénients les rendent peu utilisés, principalement dans les laboratoires de recherche. Par exemple, l'indium est trop cher, le sodium est trop réactif et les résonances de l'aluminium et du cuivre sont trop larges [44].

2.6.5 Géométrie du coupleur

La forme du capteur varie avec un mode de couplage. Dans chaque cas, les paramètres géométriques déterminent non seulement la qualité du couplage, mais affectent également les performances de détection. C'est pourquoi l'amélioration des détecteurs à plasma nécessite des études préalables de cette dépendance. Au cours des deux dernières décennies, diverses techniques de modélisation ont été développées à cette fin. Récemment, les progrès de l'informatique et de la technologie ont permis de mieux comprendre le rôle des paramètres géométriques, notamment ceux impliqués dans l'optimisation de la conception de capteurs nanostructures. Cependant, la plupart des études se sont concentrées sur l'optimisation des performances des capteurs de détection d'intensité [39].

2.6.6 Source de lumière

Le LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) est un procédé d'amplification de la lumière, la lumière monochromatique, directionnelle, cohérente et de haute intensité est produite par amplification de la lumière émise par les photons laser.

Il existe différents types de laser. Ils comprennent tous trois éléments nécessaires, à savoir le milieu d'émission, l'excitation et l'amplification. Parmi ces lasers, on distingue les lasers à semi-conducteur ou les diodes laser [45].

Les lasers à semi-conducteurs organiques monomodes à émission directe dans un guide d'ondes optique sont des candidats intéressants pour les sources de lumière cohérentes économiques utilisées dans les biocapteurs photoniques de laboratoire sur puce [46].

2.7 CONCLUSION

Grâce aux biocapteurs, les scientifiques ont pu parvenir à des diagnostics qui peuvent être plus rapides et efficaces dans la détection de diverses maladies incurables. Une chose demeure certaine, le SPR est un outil très puissant pour analyser l'interaction biomoléculaire et il peut être particulièrement utile dans le contrôle de la qualité du développement pharmaceutique, même pour les analyses de base en sciences de la vie.

Chapitre 3 : Résultats et Discussion

3.1 INTRODUCTION

L'optimisation d'outils exploitant les PCFs sollicite le développement de mécanismes de simulation numérique adéquats. La conception des PCFs, par les méthodes de simulation numériques, est de plus en plus vigoureuse grâce à l'augmentation des calculateurs (nombre et vitesse des processeurs, efficacité des cartes graphiques, ...) mises à la disposition du consommateur. La technique de modélisation des PCFs est accomplie à l'aide d'outils de CAO (conception assistée par ordinateur). Cette modélisation est fondée sur la résolution numérique des équations de Maxwell par la méthode des moments (ADS, CST) /des éléments finis (COMSOL, HFSS) [47], différence finie FDTD (FULLWAVE) et par la méthode BPM (Beam PROP) [48]. Ces méthodes permettent de gérer le comportement du champ électromagnétique dans les structures guidées ; tout en étant capable de modéliser des structures à géométries complexes et de tester de manière interactive et simple des hypothèses susceptibles d'améliorer les paramètres optiques. Ce chapitre sera consacré à la simulation d'un capteur à fibre optique dont la structure est à base des cristaux photonique via le logiciel de simulation COMSOL. Au cours de ce chapitre nous donnerons et analyserons les résultats relatifs à la constante de propagation (ou l'indice effectif) à partir de laquelle on calcule la distribution modale du champ, les pertes de confinement afin de donner les valeurs optimales des paramètres qui influencent les différentes caractéristiques optiques des capteurs PCFs. En réalité ces derniers varient de façon complexe avec les paramètres géométriques, à savoir le diamètre d des trous d'air et le pas Λ entre deux trous d'air adjacents. Nous présenterons aussi la méthode de modélisation des éléments finis que nous avons utilisés dans le calcul des propriétés optiques des PCFs.

3.2 METHODE DES ELEMENTS FINIS(FEM)

La méthode des éléments finis FEM (Finite Element Method) est une méthode numérique utilisé pour résoudre des problèmes dont la structure est assez complexe. Son principe

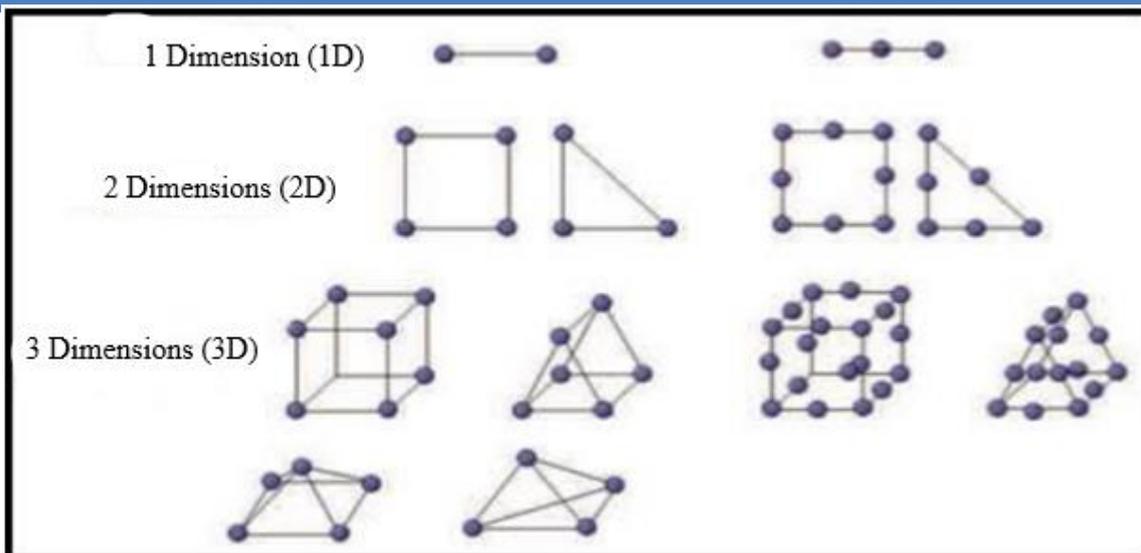


Figure 3 -1 : Quelques types d'éléments

Consiste à :

- Diviser l'espace d'étude (structure) en un grand nombre de petites régions appelés « Élément » Figure 3-1.
- Calculer localement le champ électromagnétique dans chacun de ces éléments. Cette approche réduit considérablement la complexité de la structure, elle permet ainsi de transformer le système d'équations de MAXWELL en un système d'équations matricielles dont la solution est mesurable par les méthodes numériques traditionnelles [49].

3.2.1 Algorithme de résolution FEM

Généralement, appropriée à toutes sortes de problèmes d'équations différentielles, la résolution par la méthode des éléments finis comprend les étapes clés suivantes :

A. Formulation vibrationnelle : Application de l'équation d'onde dans le domaine d'étude.

$$\vec{\nabla} \times \left(\frac{1}{\mu \mathbf{r}} \vec{\nabla} \right) \times \vec{\mathbf{E}} \mathbf{r} - \mathbf{k}_0^2 \epsilon_r \vec{\mathbf{E}}(\vec{\mathbf{r}}) = \vec{\mathbf{0}} \quad (3.1)$$

$$\vec{\mathbf{H}}(\vec{\mathbf{r}}) = -\frac{1}{j\omega\mu\mathbf{r}} \vec{\nabla} \times \vec{\mathbf{E}}(\vec{\mathbf{r}}) \quad (3.2)$$

A. Découpage et formulation des éléments finis : Pour chaque élément du domaine envisagé, les grandeurs des champs continus $\vec{\mathbf{E}}$ et $\vec{\mathbf{H}}$ sont approchées par des valeurs discrètes dont les inconnues nodales sont écrites $\mathbf{E}i$ et $\mathbf{H}i$. Le résultat de cette étape sera

donc un ensemble d'équations linéaires correspondant aux vecteurs **champs électrique E** et **magnétique H**.

B. Résolution : Après avoir construit un ensemble d'équations linéaires (matriciel), l'étape suivante consiste à résoudre ces équations. Ainsi, différentes méthodes de résolution des systèmes linéaires peuvent être appliquées, les critères de choix sont souvent [49] :

- Le temps de calcul nécessaire,
- Le degré de précision des résultats obtenus,
- La convergence et la stabilité du calcul numérique. Les méthodes de résolution sont diverses mais les plus répandues sont :
 - Les méthodes itératives : Gauss-Seidel, Jacobi, algorithme du gradient conjugué...etc.
 - La méthode directe de décomposition

3.2.2 Algorithme de FEM

L'une des premières étapes de la méthode des éléments finis est le maillage de la structure. En d'autres termes, diviser l'espace de travail en plus petits morceaux. La taille des éléments ainsi découpés dépend des détails de la géométrie de la structure. Pour chaque élément fini, une simple loi de changement de champ est exprimée.

Le but de l'analyse est de calculer les champs aux différents nœuds (les coins de chaque élément de coupe).

Les techniques utilisées par la méthode FEM incluent la minimisation ou la maximisation d'expressions connues pour être statiques autour de la solution. Généralement, la méthode FEM cherche l'expression du champ électrique tout en minimisant la fonction énergétique. Le champ magnétique peut être obtenu à partir du champ électrique ainsi calculé. Par rapport aux autres technologies numériques, l'un des avantages de cette technologie est les propriétés électriques et géométriques de chaque élément qui peuvent être définies indépendamment les unes des autres, cela conduit à un maillage différent entre les parties géométriques les plus complexes du système et le reste de l'espace à analyser.

3.2.3 Organigramme d'un logiciel éléments finis

Tout logiciel de calcul par la méthode des éléments finis contient des étapes caractéristiques ou des blocs fonctionnels décrits par la Figure **3-3**.

Préprocesseur interactif

Fonctions : Décodage des données.

Données : Coordonnées des nœuds, définition des éléments < mailles > Paramètres physiques, sollicitations, condition aux limites.

Vérifications : Visualisation du maillage, lecture du < fichier résultat > ou < questions-réponses-vérifications > et création du fichier des données.

Analyse du problème

Modification des données

Vérification des données

Bloc calcul non interactif

Fonctions :

-Calcul des matrices et vecteurs et résolution du système d'équations.

Pour chaque élément :

- Calcul des matrices élémentaires (comportement, sollicitations) - Assemblage dans les matrices globales.

Résolution :

-Prise en compte des sollicitations nodales, prise en compte des conditions aux limites, résolution et création du fichier des données.

Vérification des données

Post processeur interactif

Fonctions :

-Traitement des résultats visualisation, calcul des variables secondaires (δ , ϵ etc.), traitements des variables.

- Superposition de problèmes et visualisation.

Analyse des résultats note

De calcul

Figure 3-2 : Organigramme d'un logiciel dans les méthodes d'éléments finis.

3.2.4. Méthode FDTD (Finite Difference Time Domain)

La méthode FDTD est une autre méthode similaire à la méthode FEM, elle a été initialement proposée par **Kane S. Yee en 1966**. Cette méthode de calcul effectuée dans le domaine temporel permet de visualiser la propagation de l'onde dans des milieux structurés tels que les cristaux photoniques. Cette méthode permet à l'utilisateur de développer une compréhension plus intuitive des processus de propagation. Elle permet aussi d'obtenir de nombreuses informations sur la propagation de l'onde dans la structure [47].

3.3 RESULTATS ET DISCUSSION

3.3.1 Logiciel de simulation

Dans notre mémoire, nous avons utilisé le COMSOL Multiphysiques qui est un logiciel de simulation numérique basé sur la méthode des éléments finis et qui englobe toutes les étapes de processus de modélisation : de la définition des géométries, des propriétés des matériaux et de la physique, décrivant des phénomènes spécifiques, à la résolution et au post-traitement de modèles tout en assurant des résultats précis et fiables (pour plus de détail voir ANNEXE A)

3.3.2 Structure réalisée

Le schéma du capteur proposé est illustré **Figure 3-3(a)**. Une séquence de maillage contrôlée par la physique avec une taille d'élément extrêmement fine est utilisée pour obtenir une précision maximale dans la simulation. Dans un substrat de silice (SiO_2), un revêtement de forme circulaire à base de trou d'air circulaire est proposé.

Différents diamètres de trous d'air (**d** , **d_1** et **d_2**) sont utilisés pour façonner le revêtement qui a un effet significatif sur la perte de confinement et la propagation de la lumière à travers la fibre. Ici, des trous d'air de diamètre **d** sont utilisés pour coupler la lumière du mode central pour interagir avec le mode plasmonique afin qu'une forte interaction entre le mode central et le mode plasmonique puisse être créée. Les trous d'air de diamètre **d_x** confinent la lumière du mode central au mode plasmonique en dehors des trous extérieurs. De cette manière, la densité de puissance dans le mode cœur est augmentée pour interagir fortement à travers la zone spécifiée du mode plasmonique. De plus, les trous d'air de diamètre **d_2** sont utilisés pour réduire la perte de confinement. Notez qu'une condition aux limites artificielle nommée couche parfaitement adaptée (PML) est ajoutée à la surface extérieure de la région de calcul

qui absorbe potentiellement l'énergie de rayonnement. Nous optimisons les diamètres des trous d'air (d , d_1 et d_2), les distances de pas (Λ), l'or (t_g), l'analyte (t_a) et l'épaisseur du PML (t_p) pour déterminer les conditions de conception optimales. Après une recherche minutieuse, nous avons choisis les paramètres de notre structure come résumée dans le tableau ci-dessus

Nom	Expression	Valeur
d_1	1.6[um]	1.6E-6m
d_2	0.8[um]	8E-7m
d_3	400[um]	4E-7m
P	2[um]	2E-6m
p_1	1.8[um]	1.8E-6m
p_2	$0.5 * p_1 * \cos(\pi/3)$	4.5E-7m
Tg	40[um]	3E-8m
Ta	0.35[nm]	0.35E-10m
Toi	5[nm]	5E-9m
Ex	$0.4 * p_1$	7.2E-7m
R	$1.9 * p_1 + ex$	4.14E-6m
h_2	$R * \sin(\pi/6)$	2.07E-6m
w_1	$2 * \sqrt{r^2 - (h_2)^2}$	7.1707E-6m
Na	1.36	1.36

Table 3-1: Les paramètres de la structure

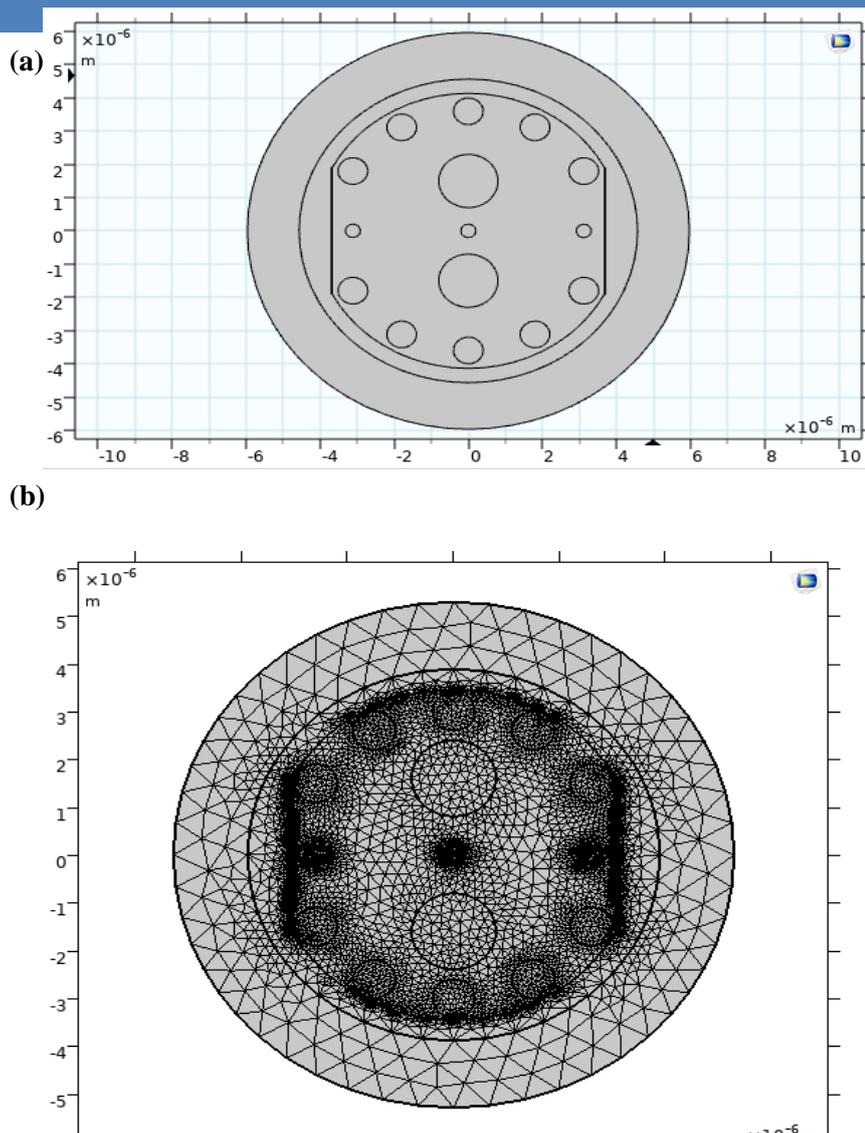


Figure 3-3: (a) structure de PML (b) structure de maillage.

Le maillage de la structure est représenté figure 3.3 (b), il montre la division de la structure en petits éléments finis connectés entre eux pour former un réseau continu. Chaque élément fini est caractérisé par un ensemble de nœuds ou de points d'interpolation, et les propriétés physiques de la structure sont attribués à ces éléments. Ce maillage est utilisé pour représenter les paramètres de conception et permettre la recherche des meilleures configurations en ajustant la forme, la taille ou la position des éléments.

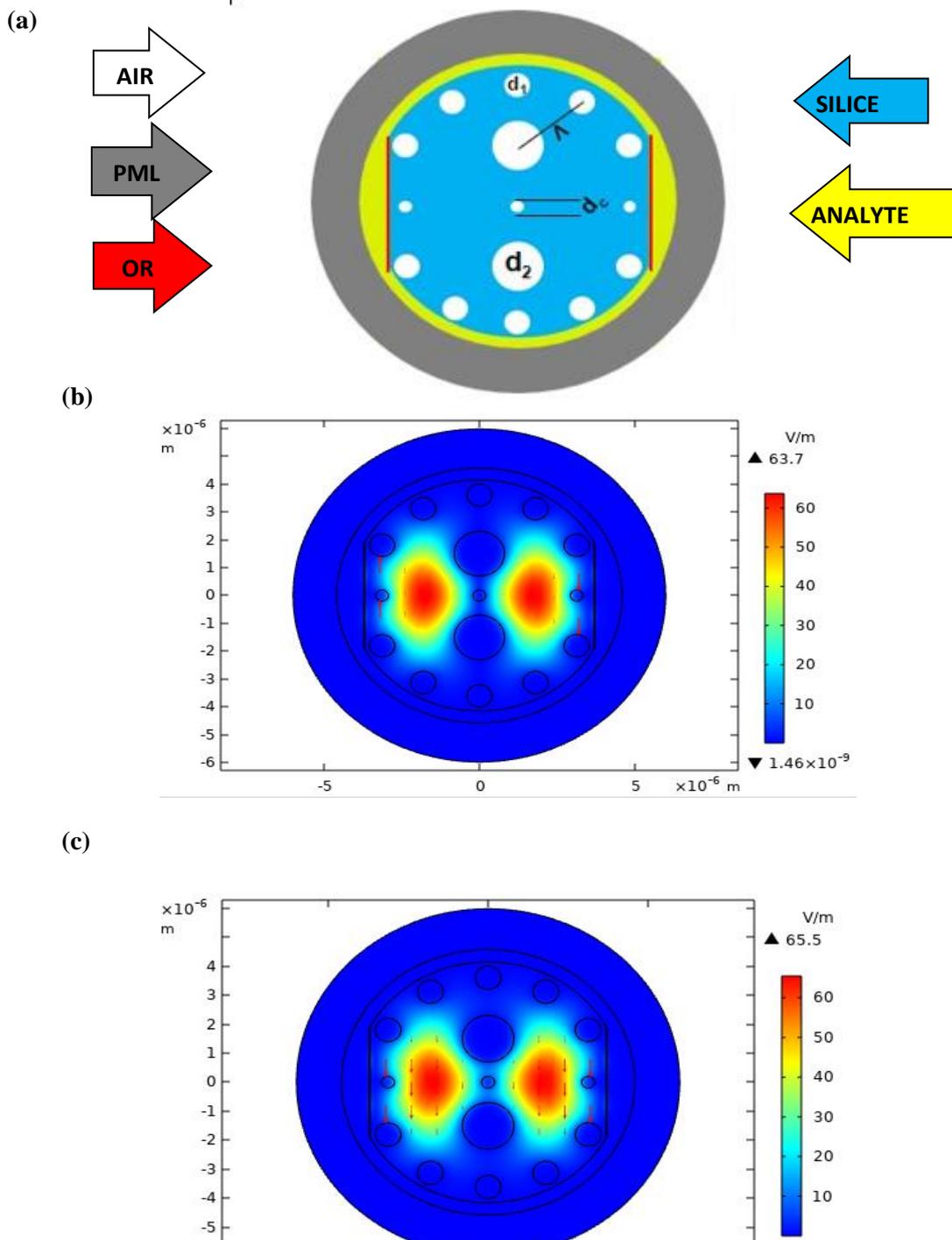


Figure 3-4: (a) Coupe transversale du capteur, (b) mode cœur et (c) mode SPP (Surface Plasmon Polarisons), pour des paramètres optimisés.

La figure 3-4 montre une coupe transversale du capteur en mode cœur (cœur) et mode SPP (Surface Plasmon Polariton) pour des paramètres optimisés. Le mode SPP est utilisé pour exciter les plasmons de surface dans ce type de biocapteur. Il s'agit d'un mode particulier dans lequel les plasmons de surface sont couplés avec les ondes électromagnétiques se

propageant à la surface du capteur. Ce couplage crée une résonance plasmonique de surface qui est sensible aux changements de l'indice de réfraction de l'environnement proche de la surface. Cependant, le mode core dans un biocapteur SPR à cristaux photoniques se réfère au mode de guidage d'ondes à l'intérieur du dispositif, permettant une concentration accrue de la lumière et une interaction efficace avec les plasmons de surface pour la détection précise des interactions biomoléculaires.

3.3.3 Pertes de confinement

Le phénomène de base d'un capteur SPR basé sur PCF est le champ évanescent produit par la lumière se propageant à travers le cœur. Une onde plasmon de surface résulte des électrons libres de la surface métallique sortie par le champ évanescent. La perte de confinement en polarisation y est beaucoup plus grande que la polarisation x, donc tout au long de cette section nous avons étudié le capteur uniquement pour la polarisation y.

Dans un biocapteur SPR (Surface Plasmon Résonance) à cristaux photoniques, les pertes de confinement font référence à la diminution de l'intensité de la lumière guidée à travers la structure du capteur. Ces pertes peuvent être causées par différents facteurs, tels que les imperfections du matériau diélectrique, les rugosités de surface, les défauts de fabrication, la diffusion de la lumière, etc.

Lorsque la lumière se propage à travers les guides d'ondes à cristaux photoniques du biocapteur SPR, une partie de l'énergie optique peut être perdue en raison des interactions avec l'environnement environnant. Ces pertes peuvent entraîner une diminution de l'intensité du signal détecté, ce qui peut affecter la sensibilité et la résolution du capteur.

Les pertes de confinement du capteur proposé peuvent être calculées en utilisant la partie imaginaire du nombre complexe de l'indice de réfraction n_r en utilisant l'équation suivante. [48].

$$\alpha_{perte} = 8.856 \times \frac{2\pi}{\lambda} \times \text{Im}(n_{eff}) \times 10^4 \text{ dB/cm}. \quad (3.3)$$

Où α_{perte} représente les pertes de confinement,

λ spécifie la longueur d'onde de fonctionnement à l'échelle du micron

Et $\text{Im}(n_{eff})$ représente la partie imaginaire du nombre complexe de l'indice de réfraction n_r

La figure 3-5 représente l'indice effectif réel des modes de noyau (core) et SPP à différentes longueurs d'onde ainsi que les pertes de confinement du capteur SPR conçu et ce pour $n_a = 1,36$.

Avant tout, il est intéressant de définir l'indice effectif dans les Biocapteurs SPR à cristaux photoniques, effectif est un concept utilisé dans les cristaux photoniques pour décrire la propagation de la lumière à travers ces structures. Dans un matériau homogène, l'indice de réfraction est un nombre réel qui caractérise la vitesse de la lumière dans ce matériau. Cependant, dans les cristaux photoniques, qui sont des structures périodiques, l'indice de réfraction peut varier de manière périodique dans l'espace.

Sur la **figure 3-5**, nous pouvons nettement observer que l'indice effectif du mode SPP diminue de manière linéaire tandis que celui du mode noyau reste presque constant avec la variation de longueur d'onde. A noter que, le capteur PCF-SPR utilise le mode de SPP et le mode noyau pour produire l'effet SPR lorsque la condition de phase est remplie.

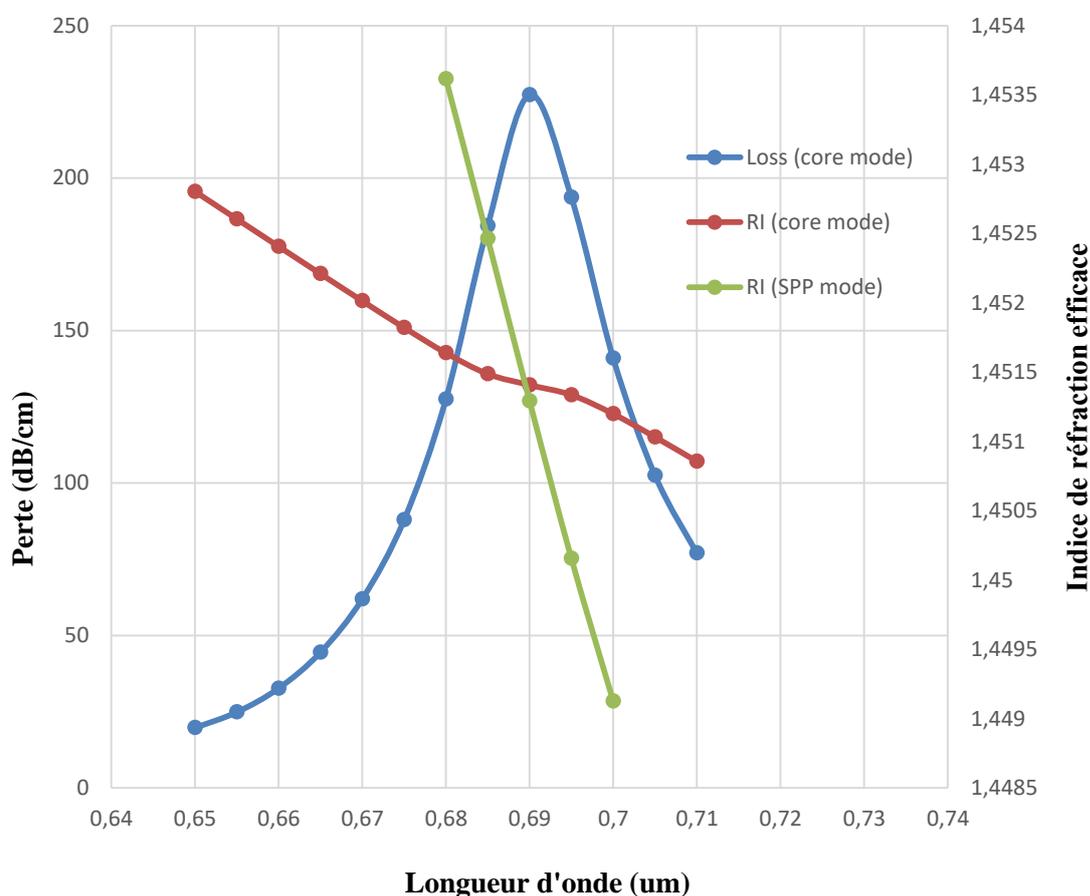


Figure 3-5: Adaptation de phase du cœur et du mode SPP pour des paramètres optimisés.

Les pertes de confinement peuvent provenir de différents facteurs, ce qui nous mène à faire l'étude en changeant plusieurs paramètres de la structure dans la section suivante :

3.3.3.1. Variation des pertes en fonction de d

La Figure 3-6 représente les pertes de confinement en fonction de la longueur d'onde λ en faisant varier le d_1 pour $n_a=1.36$ et $n_a=1.37$ tous les autres paramètres structuraux sont maintenus constants.

La variation des pertes de confinement en fonction du diamètre du trou dépend de la structure spécifique du biocapteur SPR à cristaux photoniques et de la manière dont le diamètre du trou affecte la propagation de la lumière à travers la structure.

Nous avons trouvé que pour un IR particulier, l'augmentation de la valeur de d_1 entraîne un décalage vertical positif de la courbe de perte avec une variation de la longueur d'onde de résonance qui reste pratiquement inchangée. Les pertes maximales varient de 300 dB/cm à 500dB/cm.

Le diamètre des trous peut influencer les pertes de confinement sous forme de confinement de la lumière, surtout si d le diamètre des trous est petit par rapport à la longueur d'onde de la lumière utilisée, la lumière est principalement confinée à l'intérieur des trous et ne se propage pas efficacement à travers la structure. Cela peut entraîner une augmentation des pertes de confinement, car la lumière est moins guidée à travers les guides d'ondes à cristaux photoniques.

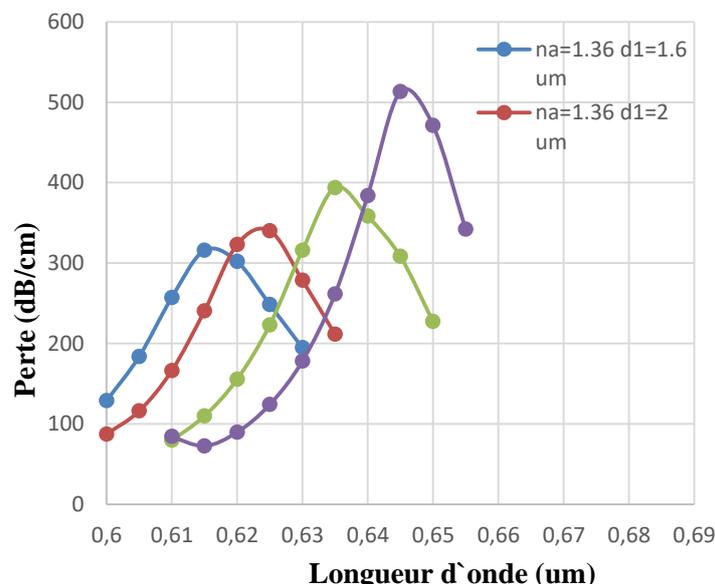


Figure 3-6: Effet du diamètre du trou d'air (d_1) pour ($n_a=1.36-d_1=1.6-2\mu m$) et ($n_a=1.37-d_1=1.6-2\mu m$).

3.3.3.2. Variation des pertes en fonction de p

La Figure 3-7 représente les pertes de confinement en fonction de la longueur d'onde λ en faisant varier p (pitch Λ)

Lorsque le pitch, c'est-à-dire la distance entre les motifs répétitifs de la structure des cristaux photoniques, est réduit, cela peut favoriser un confinement plus efficace de la lumière. Une périodicité plus fine peut permettre un meilleur couplage entre la lumière incidente et les modes de guidage d'ondes à l'intérieur de la structure, réduisant ainsi les pertes de confinement.

Nous avons trouvé que pour un IR particulier, l'augmentation de la valeur de la distance du pas p (pitch Λ) entraîne une diminution considérable des pertes, ce que nous emmène à choisir $p=2\mu\text{m}$.

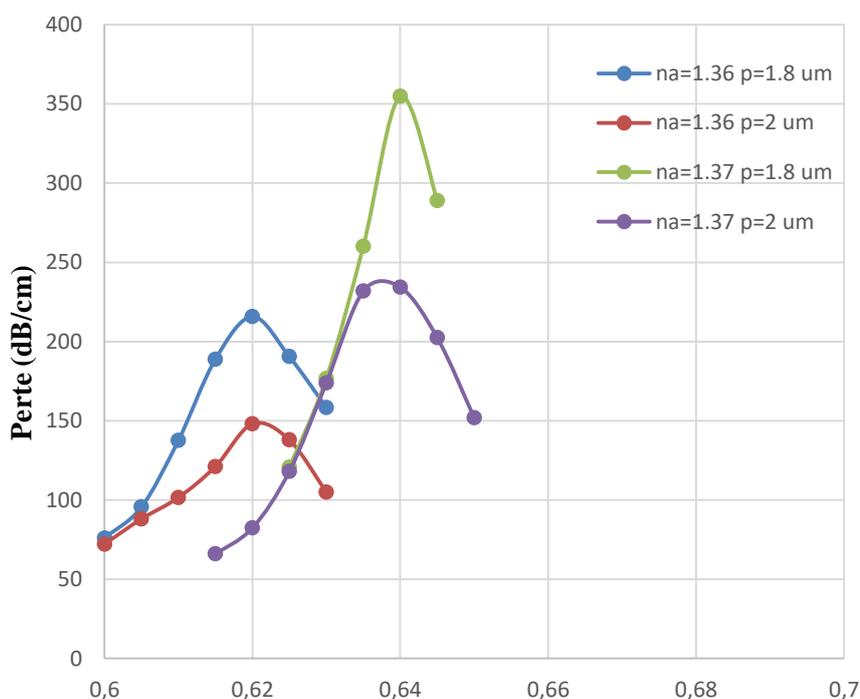


Figure 3-7: Effet de la distance du pas (Λ), pour ($n_a=1.36-p=1.8-2\mu\text{m}$) et ($n_a=1.37-p=1.8-2\mu\text{m}$).

3.3.3.3. Variation des pertes en fonction de t_g

L'épaisseur de la couche d'or a un effet significatif à la fois sur la l'amplitude et la sensibilité en fonction de la longueur d'onde, par conséquent, cela influence les performances globales du capteur.

Comme le montre la Figure **3-8**, il y a un décalage vers les λ hautes avec l'augmentation de l'épaisseur de la couche d'or. Une couche d'or plus épaisse entraîne un pic de perte moins large et plus faible. Il est important de noter que la relation entre l'épaisseur de l'or et les pertes de confinement peut dépendre d'autres paramètres tels que la longueur d'onde de la lumière utilisée, la structure du guide d'ondes à cristaux photoniques, les propriétés des matériaux environnants, etc.

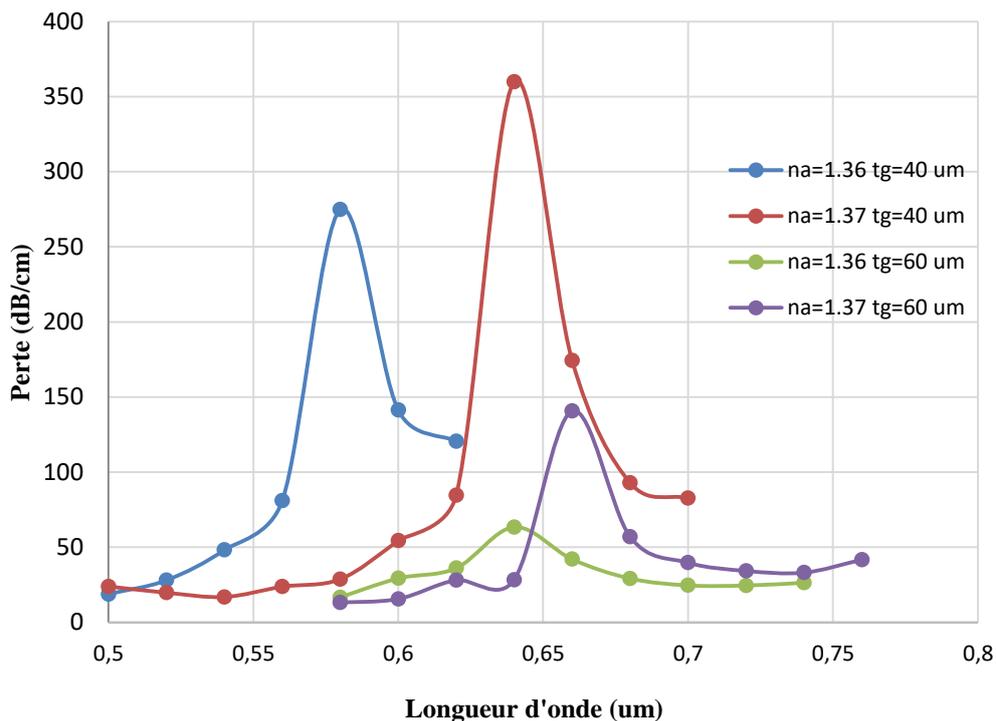


Figure 3-8: Effet de l'épaisseur de la couche d'or (tg) pour (na=1.36 -tg=40-60um) et (na=1.37-tg=40-60um).

3.3.3.4. Variation des pertes en fonction de t_a

Nous avons également optimisé l'épaisseur du canal d'analyte et ce pour différentes épaisseurs du canal, la perte de confinement est montrée Figure 3-9. Nous pouvons voir sur la Figure 3-9 que l'épaisseur de l'analyte a un impact significatif sur les performances du capteur, car le tout petit changement dans n_a provoque le déplacement du pic de perte et de la longueur d'onde respective.

La variation des pertes de confinement en fonction de l'épaisseur de l'analyte dans un biocapteur SPR à cristaux photoniques peut également avoir un impact sur la performance du capteur. Elle peut modifier l'indice de réfraction à l'interface entre l'analyte et la surface du biocapteur. Cela peut affecter la propagation de la lumière et les pertes de confinement associées. Une augmentation de l'épaisseur de l'analyte peut entraîner une augmentation de l'indice de réfraction local, ce qui peut perturber les modes de guidage d'ondes et augmenter les pertes de confinement. Une modification de l'épaisseur de l'analyte peut donc entraîner un décalage de la résonance SPR, ce qui peut affecter les pertes de confinement de la lumière.

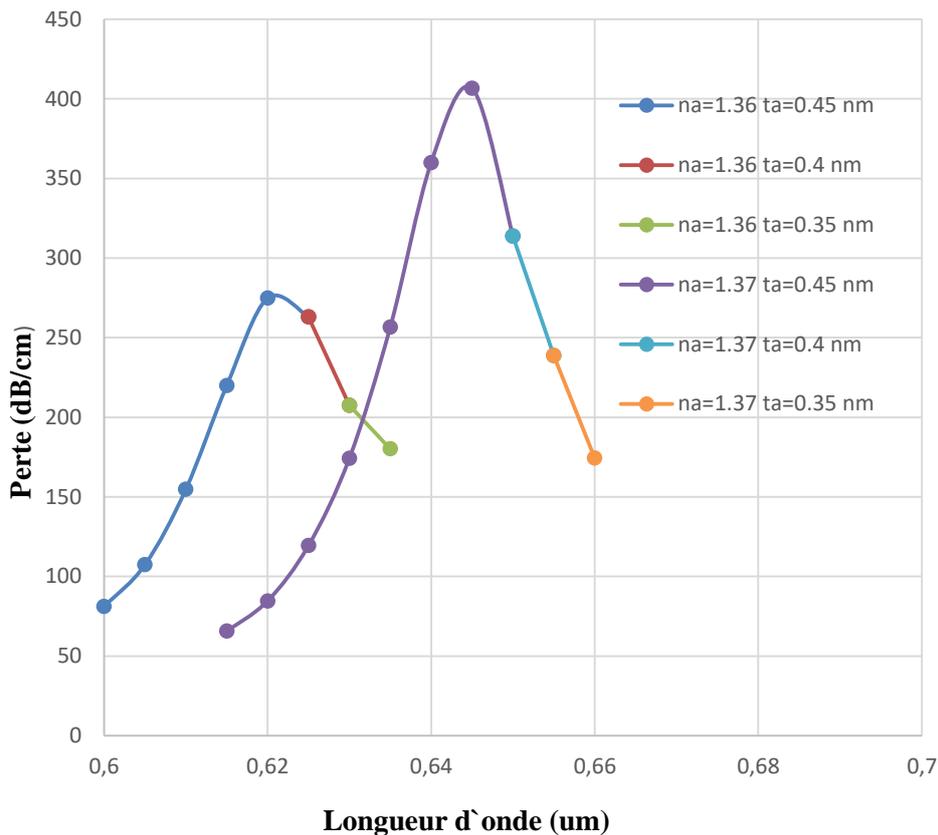
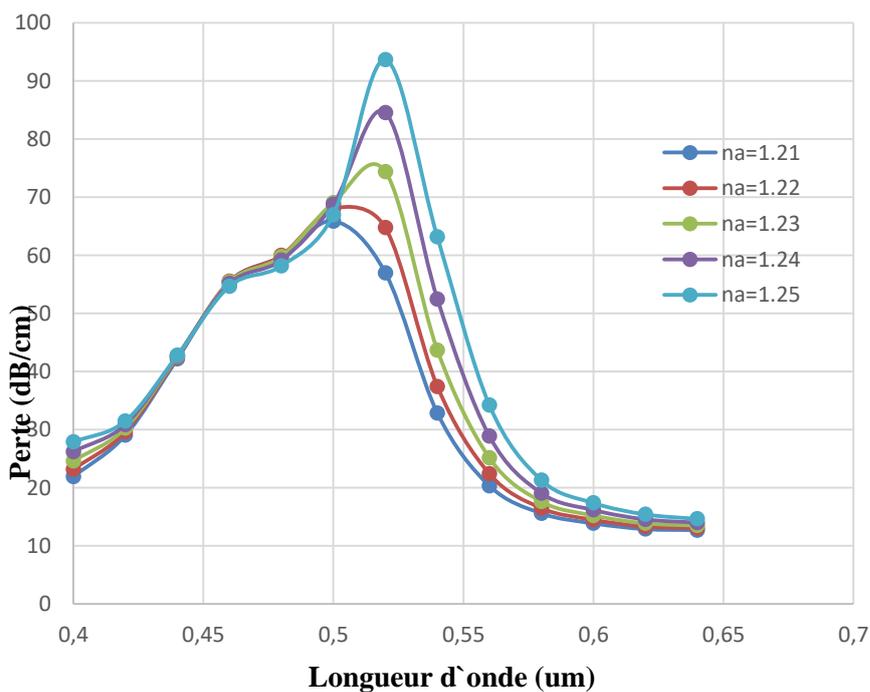
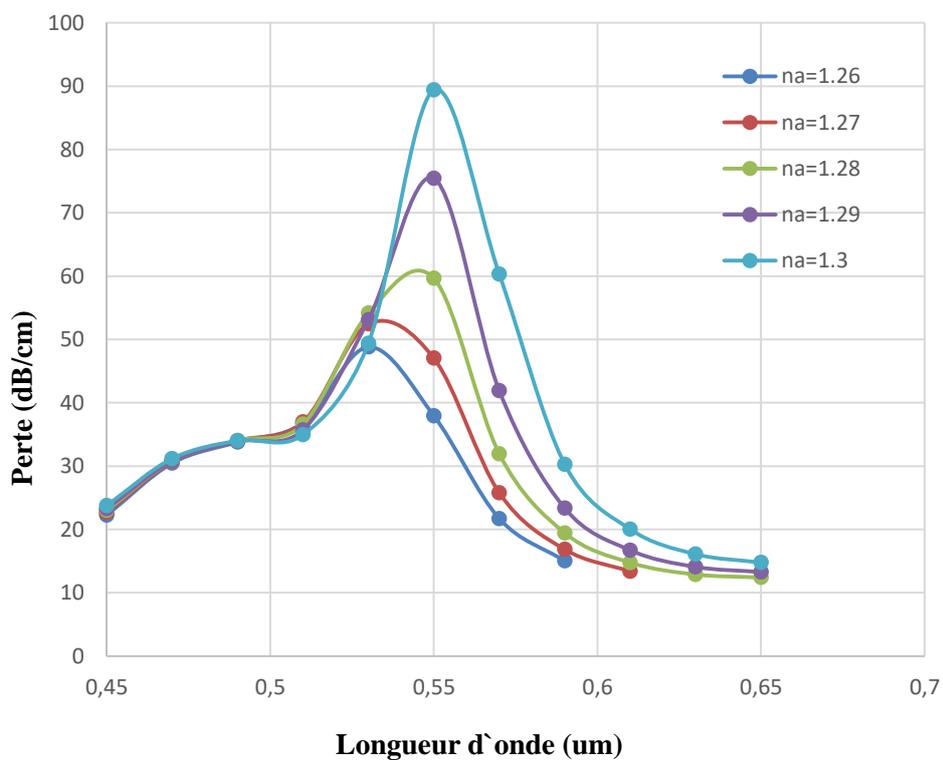


Figure 3-9: Effet de l'épaisseur de l'analyte (ta) pour (na=1.36-ta=0.35-0.45) et (na=0.37-ta=0.35-0.45).

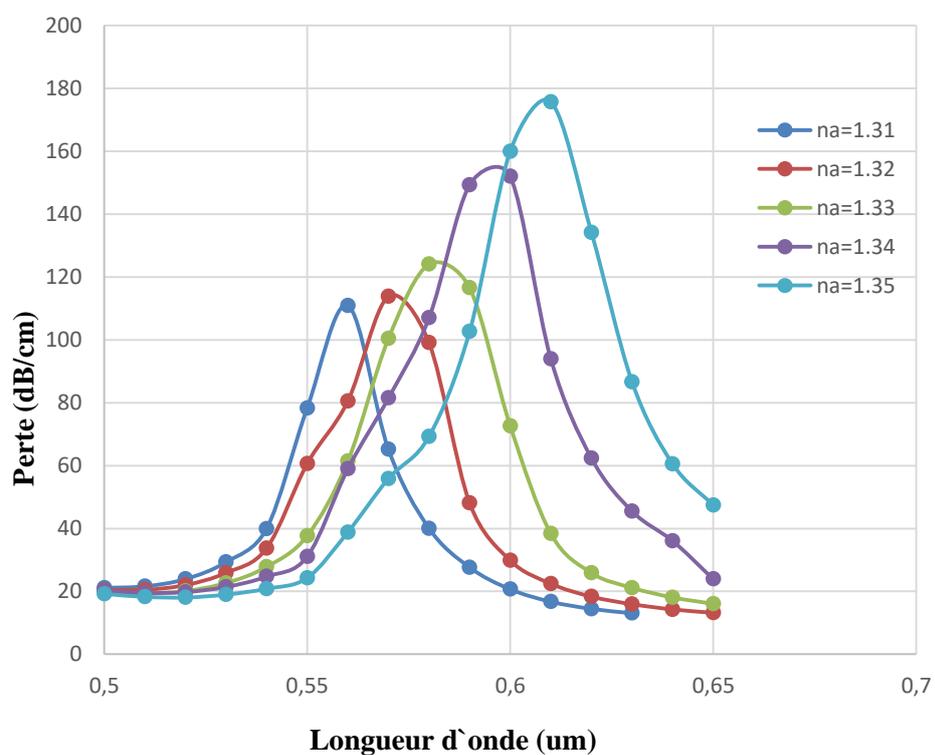


3.3.3.5. Variation des pertes en fonction de na

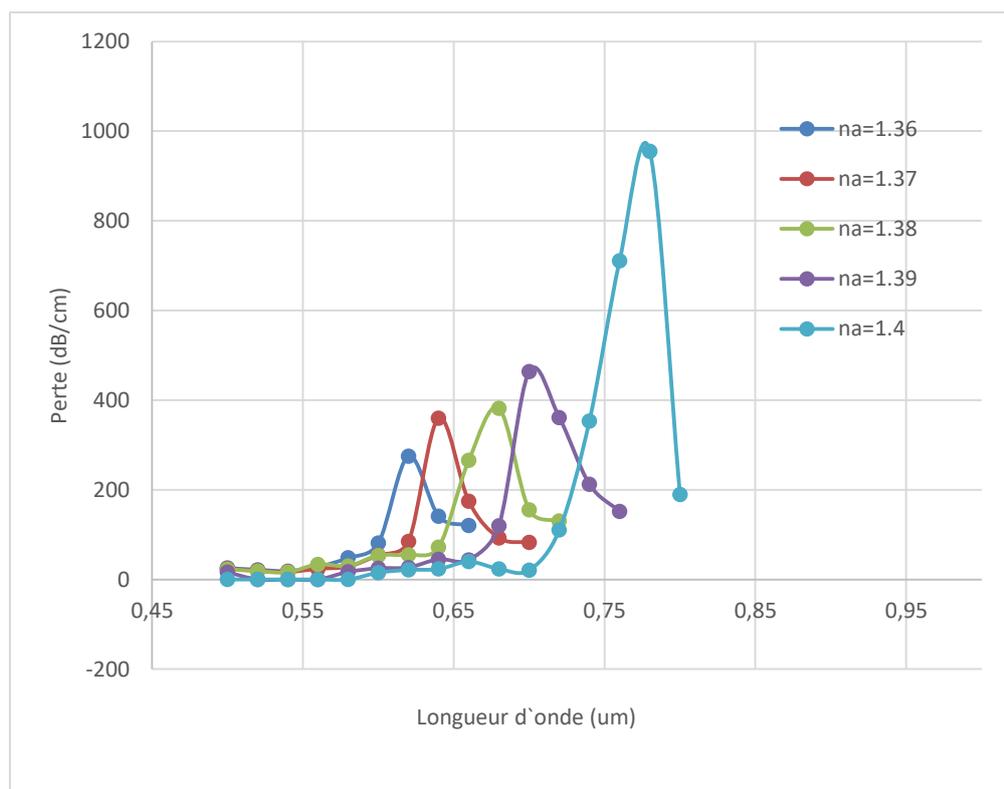
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 3-10 : Perte de confinement pour l'analyte

(a) na = 1,21-1,25, (b) na = 1,26-1,30,

(c) na = 1,31-1,35 et (d) na = 1,36-1,4, pour les paramètres optimisés.

Les caractéristiques de perte de confinement pour les deux polarisations à une variation IR de l'analyte de 1,21 à 1,4 sont illustrées sur la Figure 3-10 (a). Notez que la mesure des performances du capteur est effectuée à l'aide des caractéristiques de perte de confinement de différents analytes. La Figure 3-10 indique que l'augmentation de l'analyte IR déplace le pic de résonance vers des longueurs d'onde plus longues. Notez qu'avec un petit changement d'analyte IR, le IR du mode plasmonique change également, ce qui entraîne un changement de point d'appariement de phase. Lors de l'analyse des performances, nous choisissons IR de 1,26 à 1,3. En effet, le IR des interactions biochimiques va de 1,31 à 1,35, On observe que le décalage du pic de résonance augmente avec l'augmentation du IR de l'analyte, ce qui entraîne une sensibilité élevée pour un IR plus grand. De plus, à partir la Figure 3-10, nous pouvons voir qu'un décalage de longueur d'onde de résonance maximal de 650 nm et 800 nm est obtenu entre l'analyte IR de 1,39 et 1,4 pour les modes de polarisation x et y respectivement. Par conséquent, une sensibilité de longueur d'onde maximale de 65 000 nm/RIU et 80 000 nm/RIU est obtenue à 1,4. Il s'agit de la sensibilité de longueur d'onde la plus élevée signalée par un capteur PCF-SPR.

3.3.4. Sensibilité d'amplitude

La sensibilité d'amplitude d'un biocapteur SPR à cristaux photoniques fait référence à la capacité du capteur à détecter de petites variations d'amplitude du signal optique résultant de l'interaction entre l'analyte et la couche de liaison à la surface du capteur. Cette sensibilité est généralement mesurée en termes de changement relatif de l'intensité de la lumière réfléchie ou transmise par rapport au changement de concentration ou d'épaisseur de l'analyte.

La sensibilité du biocapteur SPR à la longueur d'onde peut être calculée selon l'équation suivante.

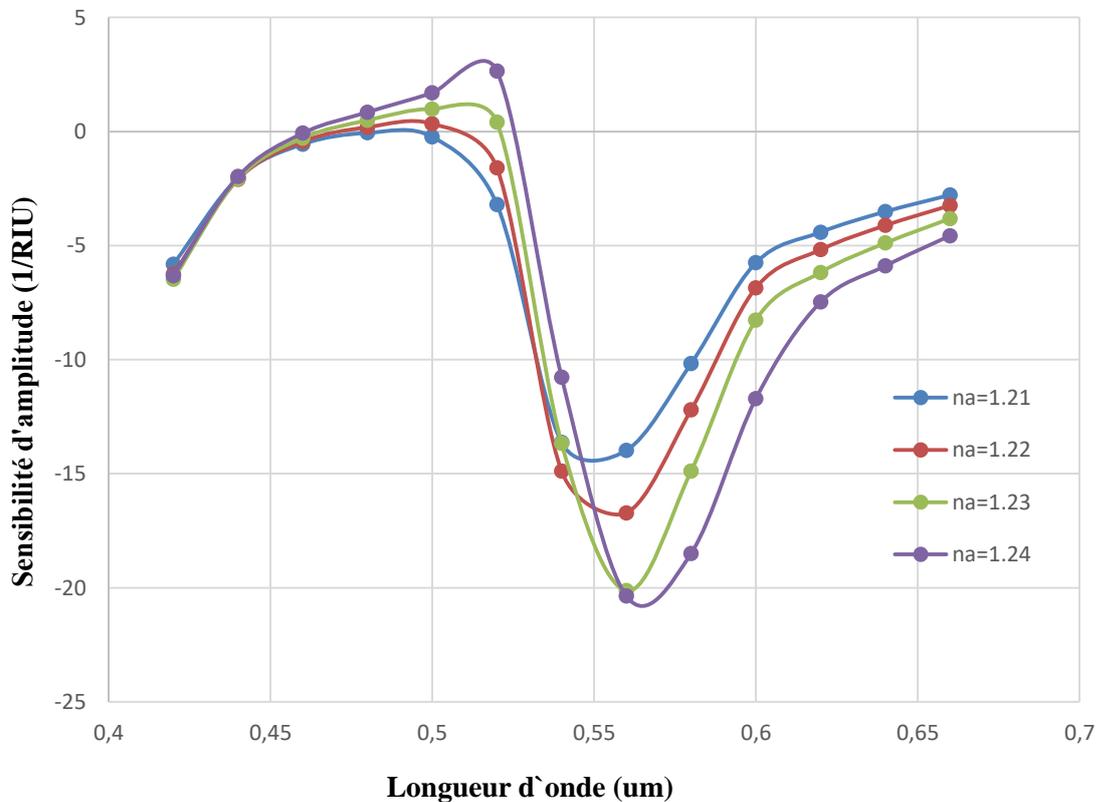
$$S(\lambda) = \frac{\Delta\lambda_{pic}}{\Delta n_a} \quad (3.4).$$

Où, $\Delta\lambda_{pic}$ et Δn_a désignent le décalage des pics de résonance et de l'analyte IR respectivement.

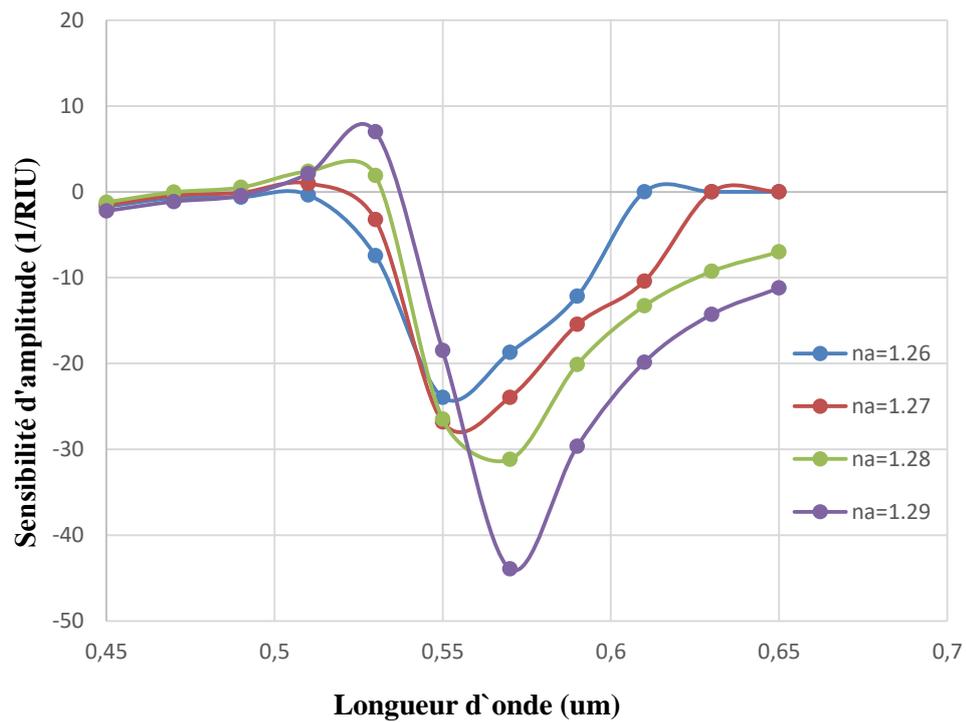
La sensibilité d'amplitude du capteur peut être calculée selon l'équation suivante.

$$S_A(\lambda) = -\frac{1\delta\alpha(\lambda n_a)}{\alpha(\lambda n_a)\delta n_a} \quad (3.5).$$

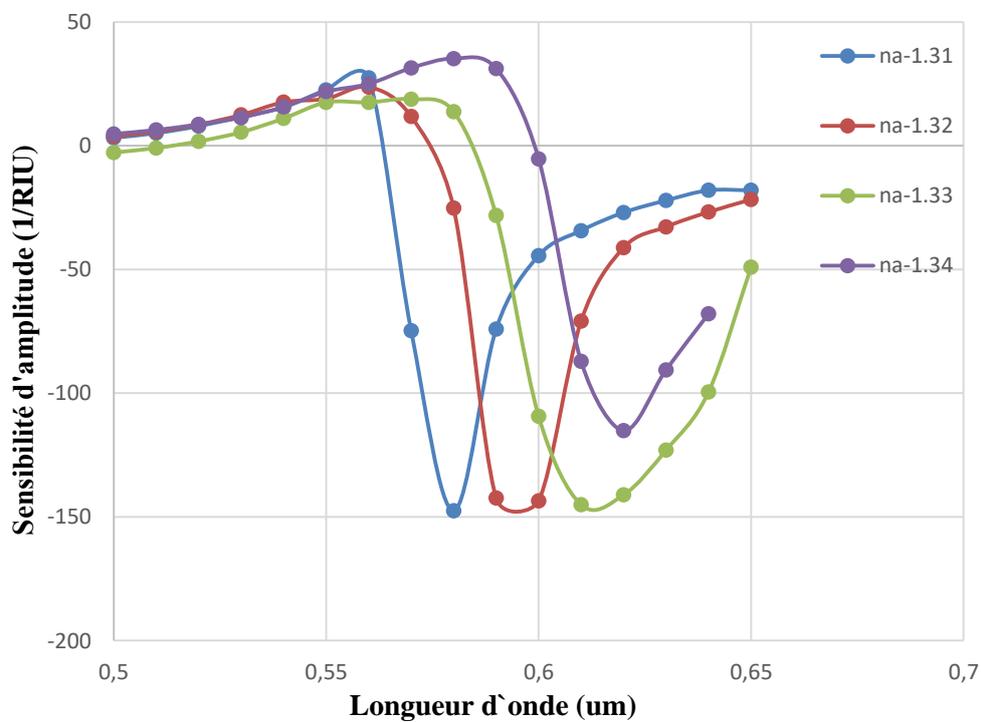
Où, la différence entre deux spectres de perte due à un petit changement d'analyte RI est notée $\delta\alpha(\lambda, n_a)$, et δn_a indique le changement d'analyte IR.



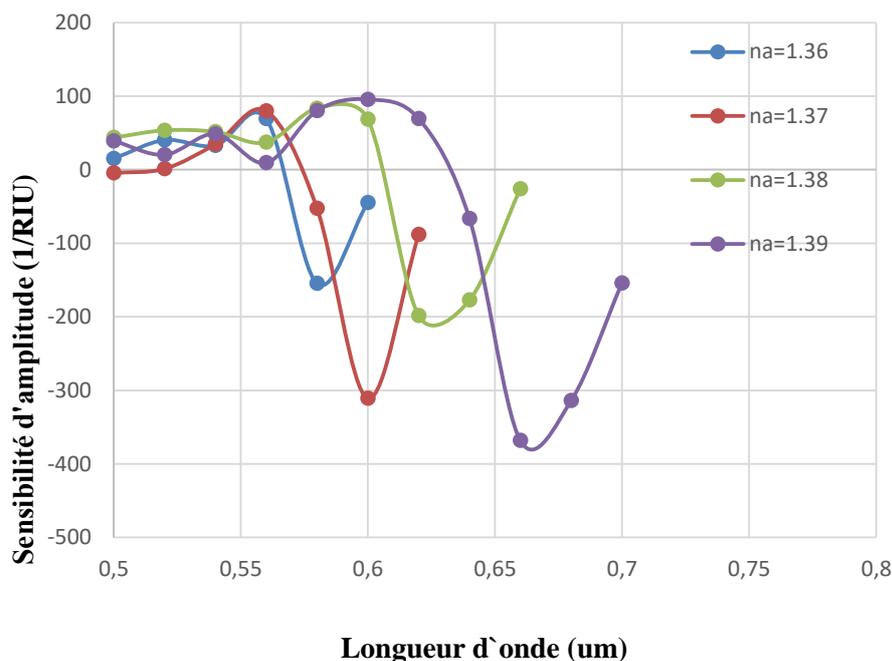
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 3-11 : Sensibilité d’amplitude pour l’analyte (a) $n_a = 1,21-1,24$, (b) $n_a = 1,26-1,29$, (c) $n_a = 1,31-1,34$ et (d) $n_a = 1,36-1,39$, pour les paramètres optimisés.

Il est important de souligner que la sensibilité d’amplitude peut varier d’un capteur à l’autre en fonction de sa conception spécifique, de ses caractéristiques matérielles, de la configuration de la couche de liaison et des conditions expérimentales.

3.3.5. Calcul de la résonance du capteur

La résonance d’un biocapteur SPR à cristaux photoniques fait référence à la condition dans laquelle une interférence constructive se produit entre l’onde évanescente à la surface du capteur et les ondes réfléchies à l’intérieur de la structure des cristaux photoniques. Cela conduit à une augmentation significative de l’intensité de la lumière réfléchie à une longueur d’onde spécifique, qui est la longueur d’onde de résonance. Lorsque la résonance SPR est atteinte, il y a une interaction maximale entre la lumière et la couche de liaison qui est déposée sur la surface du biocapteur. Cette interaction est principalement due à l’excitation des plasmons de surface, qui sont des oscillations collectives des électrons libres dans la couche de l’or, utilisée dans le biocapteur SPR.

La différence entre deux spectres de perte due à un tout petit changement de l’analyte IR est notée $\delta\alpha$, λ , n_a et δn_a indique le changement de l’analyte IR. La résolution du capteur est un paramètre très important qui détermine le degré de détection avec la variation de l’analyte IR. Ceci peut être calculé par l’équation suivante [49],

$$R = \frac{\Delta n a \Delta \lambda_{\min}}{\Delta \lambda_{\text{pic}}} \quad (3.6).$$

Les résultats obtenus sont :

Une comparaison des capteurs SPR précédents avec le nôtre est présentée dans le tableau 3.2. Auparavant, les capteurs SPR polis à double face basés sur PCF étaient rapportés dans [16] et [50]. Dans [16], le capteur a été conçu avec deux canaux en anneau ouvert pour détecter un faible RI fonctionnant dans la région IR moyen entre 2550 nm et 2900 nm. Dans [50], le capteur fonctionnait dans une gamme de longueurs d'onde de télécommunication. Les deux capteurs [16] et [50] ont obtenu une plage de détection étroite. Dans [51], le capteur PCF-SPR a été proposé pour la détection à faible IR. Ils ont utilisé l'argent comme matériau plasmonique et une fine couche de dioxyde de titane (TiO₂) pour empêcher l'oxydation. La sensibilité à la longueur d'onde du capteur était trop élevée ; cependant, la portée de détection était modérée. Nous avons constaté que notre capteur proposé à une plage de détection plus large que presque tous les autres capteurs précédemment signalés

REF	RI Range	Max W.S(nm/RIU)	Max A.S(l/RIU)	R
[52] Externe (Dual Side Polished)	1.23-1.29	5500	333.8	7.69×10 ⁻⁶
[53] Externe (Dual side polished)	1.395-1.415	12400	252	9.39×10 ⁻⁶
[54] Externe (Single Side polished)	1.29-1.39	116000	2452	8.62×10 ⁻⁷
[55] Externe (Highly sensitive side-polished)	1.33-1.35	17000	74	5.8×10 ⁻⁶
Travail present	1.21-1.4	6500	2500	2.00×10 ⁻⁵

Table 3-2: Comparaison des performances avec le capteur SPR à base de PCF précédemment rapporté.

3.4. CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous avons présenté la simulation d'un biocapteur PCF-SPR poli à double face avec le logiciel COMSOL Multiphysique. Les résultats obtenus nous ont permis de choisir les valeurs optimales des différents paramètres comme suit : **d1=1.8um**, **tg=40nm**, **p=2um** et **ta=0.35** avec une sensibilité de longueur d'onde maximale de 6500 nm/RIU et une sensibilité d'amplitude maximale de (2500RIU-1) dans la plage RI de l'analyte qui va de 1,21 à 1,4. Le capteur affiche également une résolution maximale de (**2.00×10⁻⁵**), la plage de détection obtenue est plus large ceci permet de détecter une large gamme de biomolécules avec un seul capteur.

En conclusion, les biocapteurs SPR à cristaux photoniques sont des dispositifs optiques utilisés pour la détection et l'analyse de divers analytes biologiques. Ils exploitent la résonance de plasmon de surface (SPR) pour permettre une détection précise et sensible des interactions entre la couche de liaison et les analytes cibles.

Conclusion générale

Les biocapteurs SPR à cristaux photoniques sont des dispositifs optiques utilisés pour la détection et l'analyse de divers analytes biologiques. Ils exploitent la résonance de plasmon de surface (SPR) pour permettre une détection précise et sensible des interactions entre la couche de liaison et les analytes cibles. La résonance SPR est atteinte lorsque des interférences constructives se produisent entre l'onde évanescente à la surface du capteur et les ondes réfléchies à l'intérieur de la structure des cristaux photoniques. Cela entraîne une augmentation significative de l'intensité de la lumière réfléchie à une longueur d'onde spécifique, qui peut être mesurée pour détecter les changements induits par les interactions analyte-couche de liaison. La sensibilité d'amplitude, la profondeur de pénétration du champ évanescent, la sensibilité spectrale, la réduction du bruit et la réponse du détecteur sont autant de facteurs qui peuvent influencer les performances et la sensibilité des biocapteurs SPR à cristaux photoniques. La compréhension des principes fondamentaux de la résonance SPR et des paramètres qui affectent sa sensibilité permet de concevoir et d'optimiser des biocapteurs SPR à cristaux photoniques pour des applications spécifiques, telles que la détection de protéines, d'anticorps, de virus, de bactéries et d'autres biomolécules.

En continuant à développer et à améliorer ces dispositifs, on peut espérer des avancées significatives dans des domaines tels que la médecine, la biotechnologie, la sécurité alimentaire et l'environnement, offrant des outils précieux pour la détection, le diagnostic et la surveillance des interactions biologique

RESUME

Nous proposons et caractérisons numériquement les caractéristiques optiques d'un nouveau capteur à résonance plasmonique de surface (SPR) basé sur une fibre à cristal photonique (PCF) dans la région du visible au proche infrarouge (500–2000 nm) pour la détection de l'indice de réfraction (IR). La méthode des éléments finis (FEM) est utilisée pour concevoir et étudier l'influence de différents paramètres géométriques sur les performances de détection du capteur. Le matériau plasmonique chimiquement stable or (Au) est utilisé pour produire une excitation entre le noyau et le mode plasmonique. Sur un substrat de silice pure (SiO₂), un noyau structuré rectangulaire est utilisé pour faciliter la force de couplage entre le noyau et le mode de polariton de plasmon de surface (SPP) et améliore ainsi les performances de détection. En ajustant les paramètres géométriques, les résultats de la simulation montrent une sensibilité de longueur d'onde maximale de 58 000 nm/RIU (unité d'indice de réfraction) pour la polarisation x et de 62 000 nm/RIU pour la polarisation y pour les indices de réfraction de l'analyte allant de 1,33 à 1,43. De plus, nous caractérisons la sensibilité en amplitude du capteur qui montre une sensibilité maximale de 1415 RIU⁻¹ et 1293 RIU⁻¹ pour les polarisations x et y, respectivement. À notre connaissance, il s'agit de la sensibilité la plus élevée pour un SPR dans la littérature publiée, et facilite le développement futur de capteurs pour une mesure exacte et précise de l'analyte. Le capteur atteint également un facteur de mérite (FOM) maximum de 1140 et une résolution IR fine de $1,6 \times 10^{-6}$. En raison d'une forte force de couplage, d'une sensibilité élevée, d'un FOM élevé et d'une résolution de détection améliorée, le capteur proposé est adapté à la détection en temps réel, peu coûteuse et précise d'analytes biomédicaux et biologiques, de biomolécules et de produits chimiques organiques.

ABSTRACT

We propose and numerically characterize the optical characteristics of a novel photonic crystal fiber (PCF) based surface plasmon resonance (SPR) sensor in the visible to near infrared (500–2000 nm) region for refractive index (RI) sensing. The finite element method (FEM) is used to design and study the influence of different geometric parameters on the sensing performance of the sensor. The chemically stable plasmonic material gold (Au) is used to produce excitation between the core and plasmonic mode. On a pure silica (SiO_2) substrate, a rectangular structured core is used to facilitate the coupling strength between the core and the surface plasmon polariton (SPP) mode and thus improves the sensing performance. By tuning the geometric parameters, simulation results show a maximum wavelength sensitivity of 58000 nm/RIU (Refractive Index Unit) for the x polarization and 62000 nm/RIU for the y polarization for analyte refractive indices ranging from 1.33 to 1.43. Moreover, we characterize the amplitude sensitivity of the sensor that shows a maximum sensitivity of 1415 RIU^{-1} and 1293 RIU^{-1} for the x and y polarizations, respectively. To our knowledge, this is the highest sensitivity for an SPR in published literature, and facilitates future development of sensors for accurate and precise analyte measurement. The sensor also attains a maximum figure of merit (FOM) of 1140 and fine RI resolution of 1.6×10^{-6} . Owing to strong coupling strength, high sensitivity, high FOM and improved sensing resolution, the proposed sensor is suited for real-time, inexpensive and accurate detection of biomedical and biological analytes, biomolecules, and organic chemicals

ملخص

استنادًا إلى الألياف البلورية الضوئية (PCF) في المنطقة المرئية بالقرب من الأشعة تحت الحمراء نقترح وتميز عددًا من الخصائص البصرية لمستشعر رنين البلازمون السطحي الجديد (SPR) (500-2000 نانومتر) للكشف عن معامل الانكسار (RI). تُستخدم طريقة العناصر المحدودة (FEM) لتصميم ودراسة تأثير المعلمات الهندسية المختلفة على أداء الكشف عن المستشعر. يتم استخدام مادة الذهب البلازمونية المستقرة كيميائيًا (Au) لإنتاج الإثارة بين النواة ووضع plasmonic على ركيزة سيليكات ثنائية (SiO₂)، يتم استخدام قلب منظم مستطيل لتسهيل قوة الاقتران بين اللب ووضع بولاريتون (SPP) وبالتالي يحسن أداء الكشف. من خلال ضبط المعلمات الهندسية، تُظهر نتائج المحاكاة حساسية ذروة طول موجة تبلغ 58000 نانومتر / وحدة معامل الانكسار (وحدة معامل الانكسار) للاستقطاب السيني و62000 نانومتر / وحدة RIU للاستقطاب y لمؤشرات الانكسار للتحليل تتراوح من 1.33 إلى 1.43. علاوة على ذلك، قمنا بتمييز حساسية السعة للمستشعر والتي تُظهر حساسية قصوى تبلغ RIU - 1415 و RIU - 1293 للاستقطابين x و y، على التوالي. على حد علمنا، هذا هو أعلى حساسية لـ SPR في الأدبيات المنشورة، ويسهل التطوير المستقبلي لأجهزة الاستشعار لقياس دقيق ودقيق للتحليل. يحقق المستشعر أيضًا أقصى عامل للجدارة (FOM) يبلغ 1140 ودقة RI جيدة تبلغ 1.6×10^{-6} . نظرًا لقوة الاقتران القوية والحساسية العالية و FOM العالي ودقة الكشف المحسنة، فإن المستشعر المقترح مناسب للكشف في الوقت الفعلي وغير المكلف والدقيق عن التحليلات الطبية الحيوية والبيولوجيا والجزيئات الحيوية والمواد الكيميائية العضوية

ANNEXE

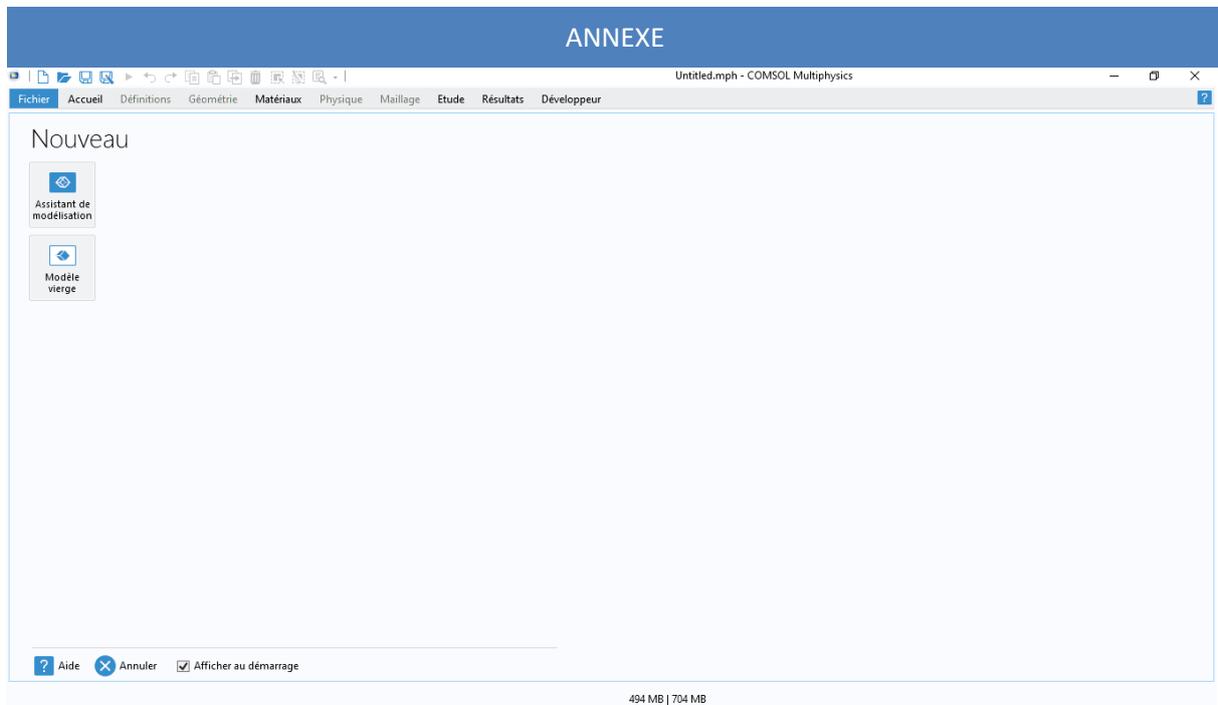
INTRODUCTION A COMSOL MULTIPHYSIQUE

COMSOL Multiphysiques est un logiciel de simulation numérique basé sur la méthode des éléments finis et qui englobe toutes les étapes de processus de modélisation : de la définition des géométries, des propriétés des matériaux et de la physique, décrivant des phénomènes spécifiques, à la résolution et au post-traitement de modèles tout en assurant des résultats précis et fiables.



Création d'un nouveau modèle

Vous pouvez configurer un modèle guidé par l'assistant de modèle ou démarrer à partir d'un modèle vierge comme montré dans la figure ci-dessous.

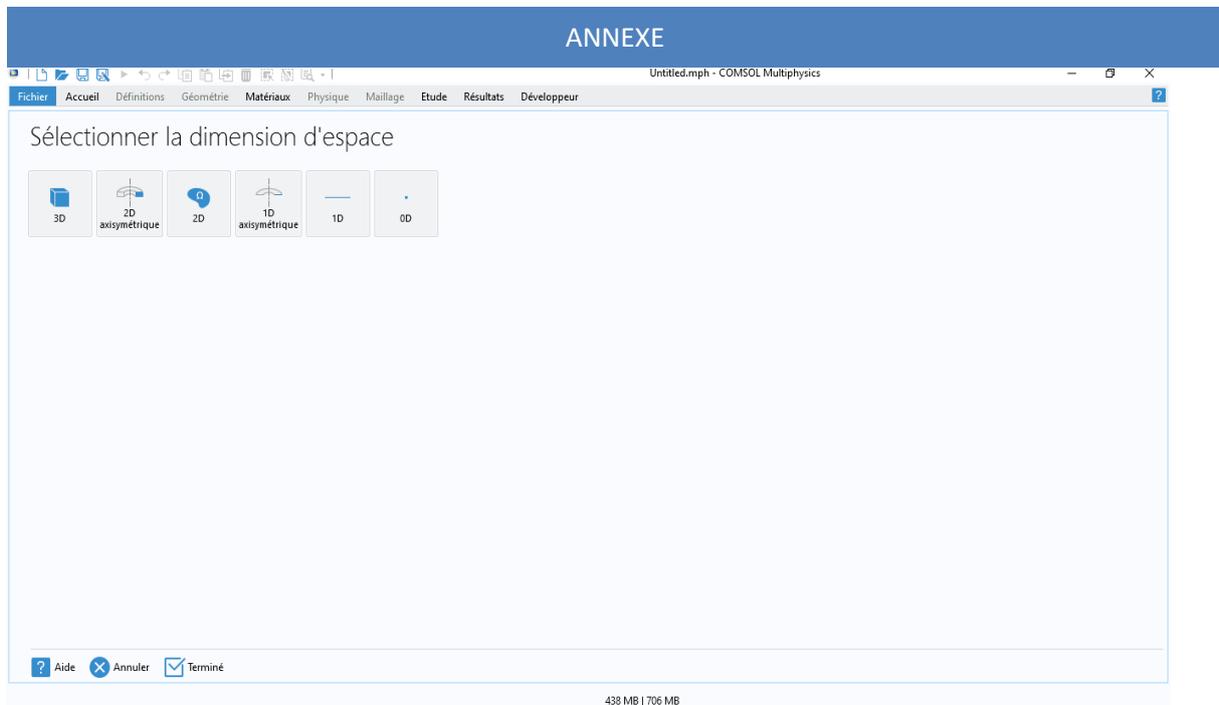


CRÉATION D'UN MODÈLE GUIDÉE PAR L'ASSISTANT DE MODÈLE

L'assistant de modèle vous guidera dans la configuration de la dimension spatiale, de la physique et type d'étude en quelques étapes :

1. Commencez par sélectionner la dimension d'espace pour votre composant de modèle : 3D, 2D Axisymétrique, 2D, 1D Axisymétrique ou 0D
2. Maintenant, ajoutez une ou plusieurs interfaces physiques. Ceux-ci sont organisés en plusieurs branches de physique afin de faciliter leur localisation.

Ces branches ne correspondent directement aux produits. Lorsque des produits sont ajoutés à votre COMSOL Installation multiphysique, une ou plusieurs branches seront peuplées de interfaces physiques supplémentaires.



Sélectionnez le type d'étude qui représente le solveur ou l'ensemble de solveurs qui sera utilisé pour le calcul.

Enfin, cliquez sur Terminé. Le bureau est maintenant affiché avec l'arborescence du modèle configurée selon les choix que vous avez faits dans l'assistant de modèle.

CRÉATION D'UN MODÈLE VIERGE

L'option Blank Model ouvrira l'interface COMSOL Desktop sans aucun

Composante ou étude. Vous pouvez cliquer avec le bouton droit sur l'arborescence du modèle pour ajouter un composant d'une certaine dimension spatiale, interface physique ou étude.

Les images suivantes montrent la méthode utilisée pour construire et simuler le capteur

ANNEXE

Untitled.mph - COMSOL Multiphysics

Fichier Accueil Définitions Géométrie Matériaux Physique Maillage Etude Résultats Développeur

Sélectionner la physique

Rechercher

- AC/DC
- Acoustique
- Transport d'espèces chimiques
- Electrochimie
- Ecoulement fluide
- Transfert de chaleur
- Optique
- Plasma
- Radio Fréquence
- Semi-conducteur
- Mécanique des Structures
- Mathématiques

Ajouter

Interfaces physiques ajoutées:

supprimer

← Dimensions d'espace Etude →

Aide Annuler Terminé

460 MB | 719 MB
Untitled.mph - COMSOL Multiphysics

Fichier Accueil Définitions Géométrie Matériaux Physique Maillage Etude Résultats Développeur

Sélectionner la physique

Rechercher

- AC/DC
- Acoustique
- Transport d'espèces chimiques
- Electrochimie
- Ecoulement fluide
- Transfert de chaleur
- Optique
 - Lancer de rayons optique
 - Optique ondulatoire
- Plasma
- Radio Fréquence
- Semi-conducteur
- Mécanique des Structures
- Mathématiques

Ajouter

Interfaces physiques ajoutées:

supprimer

← Dimensions d'espace Etude →

Aide Annuler Terminé

ANNEXE

Untitled.mph - COMSOL Multiphysics

Fichier Accueil Définitions Géométrie Matériaux Physique Maillage Etude Résultats Développeur

Sélectionner la physique

Rechercher

- AC/DC
- Acoustique
- Transport d'espèces chimiques
- Electrochimie
- Ecoulement fluide
- Transfert de chaleur
- Optique
 - Lancer de rayons optique
 - Optique ondulatoire
 - Ondes électromagnétiques, domaine fréquentiel (ewfd)
 - Ondes électromagnétiques, enveloppes de faisceau (ewb)
 - Ondes électromagnétiques, solveur explicite en temps (te)
 - Ondes électromagnétiques, transitoire (ewt)
 - Ondes électromagnétiques, éléments de frontière (ebem)

Interfaces physiques ajoutées:

Ajouter

supprimer

← Dimensions d'espace → Etude

Aide Annuler Terminé

Optique ondulatoire

The Wave Optics interfaces are used to compute electric and magnetic fields for systems where the wavelength is comparable to or much smaller than the studied device or system.

These interfaces may be used for time-harmonic and transient electromagnetic modeling of nano-optical and plasmonic devices, waveguides and fibers, optical scattering phenomena, and nonlinear optics.

379 MB | 723 MB

Untitled.mph - COMSOL Multiphysics

Fichier Accueil Définitions Géométrie Matériaux Physique Maillage Etude Résultats Développeur

Sélectionner la physique

Rechercher

- AC/DC
- Acoustique
- Transport d'espèces chimiques
- Electrochimie
- Ecoulement fluide
- Transfert de chaleur
- Optique
 - Lancer de rayons optique
 - Optique ondulatoire
 - Ondes électromagnétiques, domaine fréquentiel (ewfd)
 - Ondes électromagnétiques, enveloppes de faisceau (ewb)**
 - Ondes électromagnétiques, solveur explicite en temps (te)
 - Ondes électromagnétiques, transitoire (ewt)
 - Ondes électromagnétiques, éléments de frontière (ebem)

Interfaces physiques ajoutées:

Ajouter

supprimer

← Dimensions d'espace → Etude

Aide Annuler Terminé

Ondes électromagnétiques, enveloppes de faisceau

The Wave Optics, Electromagnetic Waves, Beam Envelopes interface is used to compute electric and magnetic field distributions for systems and devices where the field amplitude varies slowly on a wavelength scale.

The physics interface can be used efficiently for unidirectional and bidirectional propagation of electromagnetic beams. However, for optical scattering phenomena, where the field is scattered into many different directions, the Electromagnetic Waves, Frequency Domain interface is better suited.

In this physics interface the electric field is factored into a product of a slowly varying envelope function (slowly on the scale of a wavelength) and a rapidly varying phase function. The phase function is a priori prescribed, so the physics interface solves the time-harmonic wave equation for the slowly varying envelope function.

344 MB | 723 MB

Untitled.mph - COMSOL Multiphysics

Fichier Accueil Définitions Géométrie Matériaux Physique Maillage Etude Résultats Développeur

Sélectionner l'étude

- Etudes générales
 - Fréquence propre
 - Domaine fréquentiel
- Etudes prédéfinies pour les interfaces physiques sélectionnées
 - Balayage en fréquence adaptatif
 - Analyse de mode sur frontière**
 - Fréquentiel sur base modale
 - Balayage de la source en domaine fréquentiel
 - Domaine spatial
- Etude vierge

Etude ajoutée:

Analyse de mode sur frontière

Interfaces physiques ajoutées:

- Ondes électromagnétiques, enveloppes de faisceau (ewbe)

Physique

Aide Annuler Terminé

Analyse de mode sur frontière

The Boundary Mode Analysis study is used to compute the propagation constants or wave numbers as well as propagating mode shapes, for a given frequency at a port.

The study combines a Boundary Mode Analysis study step at a port with a Frequency Domain study step for the full geometry.

Activier Windows
Accédez aux paramètres pour activer Windows.

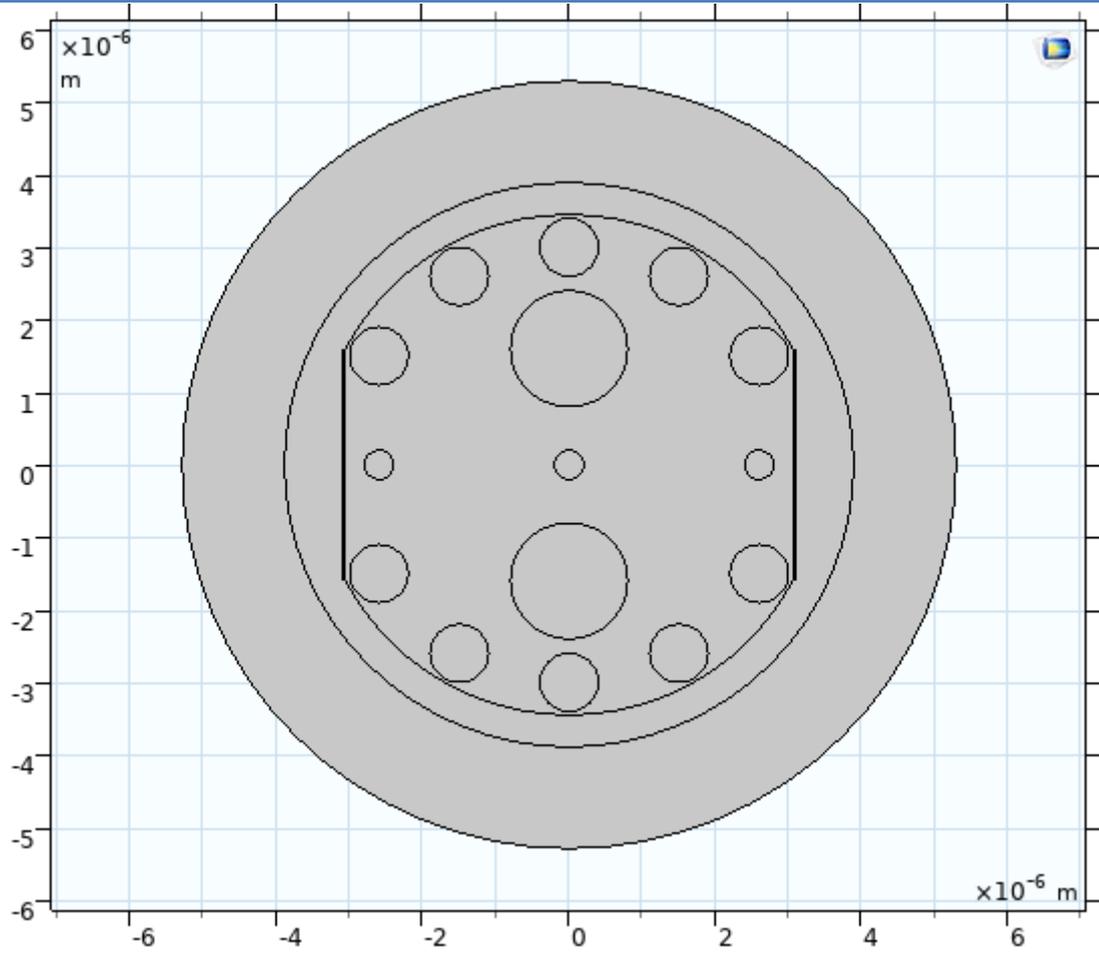
285 MB | 759 MB

ANNEXE

587 MB | 789 MB

471 MB | 798 MB

ANNEXE



Reference

- [1] E. Kretschmann and Z. H. Raether, "Radiative decay of non-radiative surface plasmon excited by light," *Z. Naturforsch. A. Phys. Sci.* **23**, 2135–2136, (1968).
- [2] J. Homola, S. S. Yee, and G. Gauglitz, "Surface plasmon resonance sensors: review," *Sens. & Actuators B* **54**, 3–15 (1999).
- [3] J. Homola, "Present and future of surface plasmon resonance biosensors," *Anal. Bioanal. Chem.* **377**, 528–539 (2003).
- [4] B. Lee, S. Roh, and J. Park, "Current status of micro and nano-structured optical fiber sensors," *Optical Fiber Technol.*
- [5] C. Liu, L. Yang, X. Lu, Q. Liu, F. Wang, J. Lv, T. Sun, H. Mu, and P. K. Chu, "Mid-infrared surface plasmon resonance sensor based on photonic crystal fibers," *Opt. Exp.* **25**(13), 14227–14237 (2017).
- [6] G. Robinson, "The commercial development of planar optical biosensors," *Sens. Actuators B Chem.* **29**(1), 31–36, (1995)
- [7] R. Jha and G. Badenes, "Effect of fiber core dopant concentration on the performance of surface plasmon resonance-based fiber optic sensor," *Sens. Actuat. A-Phys.* **150**(2), 212–217 (2009).
- [8] J. N. Dash and R. Jha, "Graphene based birefringent photonic crystal fiber sensor using surface plasmon resonance," *IEEE Photonics Technol. Lett.* **26**(11), 1092–1095 (2014).
- [9] C. Caucheteur, T. Guo, and J. Albert, "Review of plasmonic fiber optic biochemical sensors: improving the limit of detection," *Anal. Bioanal. Chem.* **407**(14), 3883–3897 (2015)
- [10] J. Yao, X. Yang, M. Wang, and Y. Lu, "Surface plasmon resonance sensor based on hollow-core PCFs filled with silver nanowires," *Electron. Lett.* **51**(21), 1675–1677 (2015).
- [11] A. A. Rifat, G. Mahdiraji, D. Chow, Y. Shee, R. Ahmed, and F. Adikan, "Photonic crystal fiber-based surface plasmon resonance sensor with selective analyte channels and graphene-silver deposited core," *Sensors* **15**(5), 11499–11510 (2015).
- [12] R. Otupiri, E. Akowuah, and S. Haxha, "Multi-channel SPR biosensor based on PCF for multi-analyte sensing applications," *Opt. Exp.* **23**(12), 15716–15727 (2015).

- [13] J. Xue, S. Li, Y. Xiao, W. Qin, X. Xin, and X. Zhu, "Polarization filter characters of the gold-coated and the liquid filled photonic crystal fiber based on surface plasmon resonance," *Opt. Exp.* **21**(11), 13733–13740 (2013).
- [14] A. Khaleque and H. T. Hattori, "Polarizer based upon a plasmonic resonant thin layer on a squeezed photonic crystal fiber," *Appl. Opt.* **54**(9), 2543–2549 (2015).
- [15] B. Shuai, L. Xia, and D. Liu, "Coexistence of positive and negative refractive index sensitivity in the liquid-core photonic crystal fiber based plasmonic sensor," *Opt. Exp.* **20**(23), 25858–25866 (2012).
- [16] M. Zghal and R. Cherif, "*Impact of small geometrical imperfections on chromatic dispersion and birefringence in photonic crystal fibers*," *Opt. Eng.*, vol. 46, pp. 128002 1-7, 2007.
- [17] C. FORTIER, "*Génération de sources optiques fibrées très hautes cadences et caractérisations de fibres optiques microstructurées en verre de Chalcogénure*", thèse de Doctorat de l'université de Bourgogne, Janvier 2011
- [18] Slimioudette, "*microlentillage d'une fibre optique*", années 2011 Le dossier du Ministère de l'Industrie_France : "Étude générique sur les technologies optoélectroniques : La fibre optique, une technologie de pointe"
- [19] F. BAHLOUL, "*étude des fibres optiques microstructures air/silice et de leurs applications aux systemes de telecommunication* ", thèse de Doctorat de l'université de Tunis El Manar, années 2006.
- [20] W. Labide A. bdeljallil, "*Etude des fibres microstructurées Aire/silice à réseau circulaire*", 24 juin 2014
- [21] Standards and Technology Department, "*Measurement of the Effective Area of Single-Mode Optical Fiber*", Arlington 1998.
- [22] Knight, J. C., et al. "All-silica single-mode optical fiber with photonic crystal cladding." *Optics letters* 21.19 (1996): 1547-1549
- [23] E. Yablonovitch, T. J. Gmitter et K. M. Leung, "Photonic band structure : The face-centered-cubic case employing nonspherical atoms", *Phys. Rev. Lett.*, 1991, vol. 67.
- [24] L. LABIDI, A. WALID. "*Etude des fibres microstructurées Aire/silice à réseau circulaire*". universitaire el-oued. 2014
- [25] Labonté, Laurent, "*Analyse théorique et expérimentale des principales*

caracteristiques du mode fondamental dans les fibres optiques microstructurees air/silice”,Diss. Limoges, 2005

[26] Sally Robertson, B. Sc What are Biosensors? <https://www.news-medical.net/health/What-are-Biosensors.aspx> - 26 février 2019.

[27] KENGNE - MOMO Rosine Pélagie THESE Pour obtenir les grades de Docteur /PhD en Chimie Organique de l’Université de Yaoundé I et Docteur en Physique de Université du Maine le 06 mai 2011

[28] Cours pour Doctorants spécialités : Matériaux/Microélectronique Généralités sur les biocapteurs Université Larbi Ben M’hidi, Oum El Bouaghi Faculté des Sciences et des Sciences Appliquées Département de Génie Electrique.

[29] Boudjellal Asma, Abouriche Meriem Mémoire de fin d’étude pour l’obtention de diplôme de master en physique par université Saad Dahleb BLIDA 1 « étude et conception d’un biocapteur basé sur la voltamétrie cyclique pour la détection enzymatique : application à la détection du glucose » - 03-10-2019.

[30] Piyush Parkhey, S.Venkata Mohan, dans [MicrobialElectrochemicalTechnology](#) – 2019.

[31] Sadia Ameen, M. ShaheerAkhtar et Hyung-Shik Shin .Livre : NanoporesBiosensors: Design, Development and Applications - ÉCRIT PAR PhumlaniTetyana, Poslet Morgan Shumbula et ZikhonaNjengele-Tetyana - 1ER JUIN 2021.

[32] [Reza Kazemi Darsanaki](#) Département de microbiologie la faculté de Basike

la science , lahijan Branch, Islamic Azad université, Lahijan Iran « Biosensors: Functions and Applications » -13 janvier 2013.

[33] Karla BALAA Thèse de Doctorat de l’Université de Nantes Spécialité : SCIENCES DES MATERIAUX « Capteur à fibre optique basé sur le principe de résonance de plasmons de surface : optimisation pour la détection d’espèces chimiques » - 16 février 2007.

[34] Laurent GUYOT mémoire présenté en vu de l’obtention du diplôme de maitrise ès

- sciences appliquées département de génie physique école polytechnique de montréal
 « Intégration sur silicium de capteurs plasmoniques à base de nanostructures périodique
 » –décembre 2011.
- [35] Ludivine MALASSIS these Présentée à l'université bordeaux 1 École doctorale des sciences chimiques Pour obtenir le grade de docteur spécialité : Physico-Chimie de la Matière
 « Condensée Elaboration et caractérisation de film composites métal/diélectrique nanostructurés pour une application aux métamatériaux » -Novembre 2012.
- [36] MOKHBI Wahiba mémoire Présenté à l'Institut d'Optique et de Mécanique de précision Pour l'Obtention du Diplôme de MAGISTER Option : Optique appliquée université FERHAT ABBAS-setif « etude des plasmons de surface dans une fibre optique attaquée chimiquement » - 29-mar-2018.
- [37] BENAZIEZ Safia THÈSE Présentée en vue de l'obtention du Diplôme de Doctorat Université Elhadj Lakhdar - BATNA 1 Faculté des Sciences de la Matière Département de Physique « [Application des plasmons de surface à la détection de substances](#) » – 2019.
- [38] Florent. Colas Résonance plasmonique de surface https://wwz.ifremer.fr/rd_technologiques/R-D_Technologiques/Equipements/Optique-Techniques-de-mesures-in-situ/Resonance-plasmonique-de-surface-SPR.-2010.
- [39] Nguyen, H.H., Park, J., Kang, S., Kim, M. Résonance plasmonique de surface : une technique polyvalente pour les applications de biocapteurs. Capteurs, 15(5), 10481-10510. Doi:10.3390/s150510481.- 2019
- [40] Julien Breault-Turcot Thèse présentée à la Faculté des études supérieures et postdoctorales en vue de l'obtention du grade de philosophia doctor (Ph.D.) en chimie Université de Montréal « Développement d'outils analytiques pour la détection de biomolécules directement dans des fluides sanguins » - Septembre 2015.
- [41] Olivier d'allivy Kelly mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de maîtrise ès science appliquée université de MONTRÉAL modalisation de l'influence de la géométrie sur des capteurs plasmoniques à détection de phase - JUIN 2011.
<https://www.reichertspr.com/about/what-is-surface-plasmon-resonance-spr/>
- [42] Alvaro JIMENEZ Thèse de doctorat Faculté de génie Département de génie électrique et de génie informatique université de Sherbrooke (Québec), Canada « un biocapteur a base de résonance de plasmon de surface intégré monolithiquement avec une source d'excitation »- 20-06-2015.
- [43] Sandie DE BONNAULT thèse Pour obtenir le grade de docteur de la communauté

université GRENOBLE ALPES « Conception, fabrication et caractérisation d'un biocapteur SPR à base de guides d'ondes photoniques sur substrat » - 28 juin 2016.

[44] Vincent Latendresse mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de maîtrise ès science appliquée département de génie physique école polytechnique de MONTRÉAL « développement d'un biocapteur combinant la plasmonique et l'électrochimie » -AVRIL 2013

[45] Rémy BÉLAND Thèse de l'université de LYON délivrée par l'école centrale de LYON en cotuelle avec l'université de SHERBROOKE (CANADA)

« Développement d'un biocapteur couplant la résonance des plasmon de surface et le microcalorimétrie pour le suivi des interactions moléculaires à l'interface liquide/solide»- 21 novembre 2013

[46] Samuel Aberra thèse de l'université de LYON Délivrée par l'université CLAUDE BERNARD - LYON 1 UFR de Physique école doctorale 52 : « Physique et Astrophysique des plasmon de surface propagatifs sur la cohérence de système optique »-13 Novembre 2012.

[47]

https://elearn.univtlemcen.dz/pluginfile.php/112342/mod_resource/content/1/chapitre%203%20LASER%20opto%C3%A9lectronique.pdf

[48] [Florian Vogelbacher, Tim Kothe, Paul Muellner, Eva Melnik ^aMartin Sagmeister,Jo chen Kraf ,Rainer Hainberger](#) Biocapteur Mach-Zehnder à guide d'ondes avec laser à semi-conducteurs hybride organique monomode intégré pompé par diode laser <https://doi.org/10.1016/j.bios.2021.113816>

[49] Peyrilloux, Ambre, ''Modélisation et caractérisation des fibres microstructurées air/silice pour application aux télécommunications optiques'',Diss. Institut Fresnel, 2003.

[50] Provino, Laurent, et al,"*Les fibres optiques microstructuréesPhotoniques*'' ,65 (2013): 47-50.

[51] R.K. Livesley, ''*FiniteElement: anintroductionforengineers*'' ,CambridgeUniversiyPress, 1983.

[52] Y. Désières ,''*Conception et études optiques de composants micro-photoniques surmatériaux III-V à base de structures à bandes interdites de photons*'' . INSALyon(2001).

- [53] bmerkiahlem, "influence des paramètres géométriques sur la cavité à cristaux photoniques bidimensionnels", mémoire de magister, Université de Mentouri Constantine, 2008.
- [54] C. Liu, L. Yang, X. Lu, Q. Liu, F. Wang, J. Lv, T. Sun, H. Mu, and P. K. Chu, "Mid-infrared surface plasmon resonance sensor based on photonic crystal fibers," *Optics Express*, vol. 25, no. 13, pp. 14 227–14 237, 2017.
- [55] N. Chen, M. Chang, X. Zhang, J. Zhou, X. Lu, and S. Zhuang, "Highly sensitive plasmonic sensor based on a dual-side polished photonic crystal fiber for component content sensing applications," *Nanomaterials*, vol. 9, no. 11, p. 1587, 2019.