

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

UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

**FACULTE DE Technologie
DEPARTEMENT Electronique
N° :**



**FILIÈRE : Electronique
OPTION : Micro-Electronique**

**Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Académique**

Par :

CHENAFI KHALED et CHABIRA SAMIHA

**Une étude numérique d'un nouveau capteur plasmonique
basée sur un guide d'ondes métal-isolant-métal (MIM) pour
une détection des analytes biologiques**

Soutenu devant le jury composé de :

| | | |
|------------------------------|--|------------|
| Pr. HOCINI Abdesselam | Université M ^{ed} Boudiaf –M'sila | Président |
| Dr .HARHOUZ Ahlam | Université M ^{ed} Boudiaf –M'sila | Rapporteur |
| Dr. KAHLOUCHE Ahmed | Université M ^{ed} Boudiaf –M'sila | Examineur |

Année universitaire : 2021 /2022

Remerciement

Tout d'abord, nous remercions ALLAH, le tout puissant sans sa volonté rien n'est possible, qui nous a donné de l'aide, du courage et de la patience pour réaliser ce travail. En premier lieu, nous exprimons nos sincères remerciements et notre profonde gratitude à notre prof **AHLAM HARHOUZ** pour toute l'aide et la patience. Ses conseils, ses remarques, ses encouragements et son soutien qui nous ont été très utiles pour l'accomplissement de ce travail. Nous remercions tous les profs du département d'électronique généralement et spécialement filière : Micro-électronique pour tous les informations pendant tout la période

Enfin nous tenons à remercier nos parents et nos familles pour notre réussite aujourd'hui à cette nouvelle épreuve. Nous ne trouvons pas les mots pour exprimer notre gratitude, alors merci et que Dieu nous aident nous guident à les servir.

Dédicace :

**C'est avec profonde gratitude et sincères mots, que je dédie ce
modeste travail de fin d'étude**

**A mon cher père, Aucune dédicace ne saurait exprimer l'estime et le
respect**

Et à ma chère mère, Tu représentes pour moi la source de Tendresse

A mon frère, et ma sœur,

A tous les membres de ma famille, petits et grands,

A mes amis :

block breaker , saytama, Faysal, el bkaya ,messi ,abani,aichoch,

A tous les membres de ma promotion.

Dédicace

الحمد لله وكفى والصلاة على الحبيب المصطفى وأهله ومن وفى أما بعد :

الحمد لله الذي وفقنا لتثمين هذه الخطوة في مسيرتنا الدراسية بمذكرتنا هذي ثمرة الجهد والنجاح
والفضل يعود لله عز وجل

أهدي ثمرة جهدي هذا إلى من منحني القوة والعزيمة لمواصلة الدرب إلى من سعى وتعب لأنعم بالراحة
إلى الذي من زين حياتي بضياء البدر إلى الغالي على قلبي أبي السعيد حفظه الله ورعاه
إلى الينبوع الذي لا يمل من العطاء إلى من حاكت سعادتي بخيوط منسوجة من قلبها التي علمتني ان
ارتقي سلم الحياة بحكمة الى من قال فيها رسول الله صلى الله عليه وسلم أمك ، ثم أمك ثم أمك الى
الغالية على قلبي أمي عائشة

إلى إخوتي هناء ، نزهة ، صبرينة ، قصي وإلى كل افراد عائلتي الكريمة حفظهم الله لي
وكل الشكر والفضل لأستاذتي التي كانت معي في اعداد هذه المذكرة

حرحوز احلام

كما لا انسى ان اتقدم بجزيل الشكر الى اساتذتي وزملائي في كلية التكنولوجيا وكل من كانوا معي
خلال مسيرتي الدراسية

الطالبة شبيبة سميحة

Table des matières

| | |
|-----------------------------|---|
| Introduction générale | 2 |
|-----------------------------|---|

Chapitre I : Théorie sur la plasmonique

| | |
|---|----|
| I.1. Introduction | 8 |
| I.2. Fondements théoriques | 8 |
| I.2.1. Plasma | 8 |
| I.2.2. Plasmons | 8 |
| I.2.3. Plasmonique | 8 |
| I.2.4. Composants plasmoniques | 9 |
| I.2.5. Propriétés optiques des métaux et des plasmons | 9 |
| I.2.7. Théorie de Drude | 9 |
| I.2.8. Plasmons de volume | 10 |
| I.2.9. Plasmons de surface | 11 |
| I.3. Résonance plasmons de surface | 14 |
| I.3.1. Principe | 14 |
| I.3.2. Description des différents modes de couplage entre PS et lumière | 16 |
| I.3.3. Intérêt actuel de la résonance à plasmon de surface | 18 |
| I.4. Etat de l'art des plasmons de surface | 19 |
| I.5. Application des plasmons de surface et modes de plasmon de surface | 20 |
| I.5.1. Guide d'onde plasmonique | 21 |
| I.5.2. Détecteurs biologiques et plasmons de surface | 22 |
| I.6. Conclusion | 25 |

Chapitre I : Généralité sur les capteurs optique

| | |
|---|----|
| II.1. Introduction | 24 |
| II.2. Définition générale d'un capteur et de ses grandeurs caractéristiques | 24 |
| II.2. 1 Résolution de mesure R_m | 25 |
| II.2. 2 Etendue ou dynamique de mesure | 25 |
| II.2. 3 Courbe d'étalonnage (ou de calibration par anglicisme)..... | 25 |
| II.2. 4 Précision | 26 |
| II.2. 5 Sensibilité S | 26 |
| II.2. 6 La limite de détection (LD) | 27 |

| | |
|--|----|
| II.2. 7 Rapidité | 27 |
| II.2. 8 Répétabilité & Reproductibilité | 28 |
| II.2. 9 Techniques de détections optiques sans marquages | 29 |
| II.3. Différents types de capteurs | 29 |
| II.3. 1 Biocapteurs | 29 |
| II.3. 2 Capteurs physiques | 31 |
| II.3. 3 Les capteurs chimiques | 31 |
| II.4. Les capteurs optiques | 32 |
| II.4. 1 Généralités sur les capteurs optiques | 32 |
| II.4. 2 Classes d'effets des capteurs optiques | 32 |
| II.4. 3 Longueur d'onde | 33 |
| II.4. 4 Les capteurs par fibre optique | 33 |
| II.4. 5 Capteurs répartis et capteurs ponctuels | 35 |
| II.5. classifications des capteurs optiques | 36 |
| II.6. biocapteurs optiques | 36 |
| II.6. 1 Capteurs à résonance plasmon de surface | 36 |
| II.6. 2 Capteurs interférométriques | 36 |
| II.6. 3 Capteur à résonateurs en anneaux | 38 |
| II.6. 4 Capteurs à cristaux photoniques | 40 |
| I.7. Conclusion | 41 |

Chapitre III : Résultats et discussion

| | |
|---|----|
| III. 1. Introduction | 43 |
| III. 2. Outil et méthode de simulation | 43 |
| III.2 .1. Définition du Simulateur RSoftCAD | 43 |
| III.2. 2. Modules de simulation associés | 43 |
| III.2 .3. Les étapes de simulation | 44 |
| III.3. Présentation de la structure étudiée | 46 |
| III.3.1. Modélisation du guide d'onde MIM | 46 |
| III.3.2. Couplage d'un guide d'onde MIM avec une cavité circulaire et annulaire | 47 |

| | |
|---|----|
| III.3.3. la première structure proposée d'un capteur RI plasmonique à base d'un guide d'onde MIM couplé latéralement à une cavité en anneaux avec un défaut | 53 |
| III.4. Présentation des structures optimisées | 55 |
| III.4.1. Résonance de Fano | 55 |
| III.4.2. Application à la détection chimique | 59 |
| III.5. Conclusion | 59 |
| Conclusion Général | 61 |
| Bibliographie | |

Liste des figures

Chapitre I : Théorie sur la plasmonique

| | |
|---|----|
| Figure I. 1: Schéma d'une onde plasmons de surface qui se propage à l'interface entre un métal et un diélectrique | 11 |
| Figure I. 2: Les différents types de plasmons de surface : (a) plasmons de surface localisés et (b) plasmons de surface délocalisés [19]. | 12 |
| Figure I. 3: (a) Vision schématique de la propagation des oscillations du plasma d'électrons libres à la surface du métal, (b)Composante normale du champ électrique du plasmon de surface selon la direction z perpendiculaire à la surface | 13 |
| Figure I. 4: Relation de dispersion des plasmons de surface..... | 13 |
| Figure I. 5: schéma de l'oscillation des électrons d'une nanosphère métallique sous l'influence d'une onde lumineuse. La résonance de cette oscillation est appelée plasmon. | 14 |
| Figure I. 6: : La formation de l'onde évanescente..... | 15 |
| Figure I. 7: Relation entre angle de résonance et mesure du signal en SPR et SPRi | 15 |
| Figure I. 8: Relation de dispersion des plasmons de surface pour un système prisme/métal/air: $\omega = kx \cdot c$ dispersion de la lumière dans le vide, $\omega = kx \cdot c / n_p \cdot \sin\theta$ dispersion de la lumière à travers le prisme, ω_{sp} dispersion des plasmons de surface. | 17 |

Chapitre II : Généralité sur les capteurs optique

| | |
|--|----|
| Figure II. 1: Principe d'un capteur | 25 |
| Figure II. 2: Schéma d'une courbe d'étalonnage d'un capteur | 26 |
| Figure II. 3: Réponse non linéaire d'un capteur à semi-conducteur | 27 |
| Figure II. 4 : Echelle des temps de réaction de différents phénomènes. | 28 |
| Figure II. 5: principe de fonctionnement d'un biocapteur | 30 |
| Figure II. 6: Principe de fonctionnement d'un équipement SPR conventionnel..... | 30 |
| Figure II. 7: Spectre électromagnétique contenant le spectre visible en fonction de la longueur d'onde λ | 33 |
| Figure II. 8: Principe de fonctionnement d'un capteur à fibre optique (a) passif et (b) actif..... | 34 |
| Figure II. 9: Structure interne d'une fibre optique monomode. | 35 |
| Figure II. 10: Quelques exemples de grandeurs physiques détectables par des moyens optiques | 36 |

| | |
|--|----|
| Figure II. 11 : Principe du capteur SPR. Deux méthodes sont utilisées pour traquer la résonance des plasmons..... | 37 |
| Figure II. 12: Interféromètre Mach-Zehnder intégré..... | 38 |
| Figure II. 13: Filtre de suppression de canal de résonateur en anneau..... | 40 |
| Figure II. 14: Réponse spectrale d'un résonateur en anneau..... | 41 |
| Figure II. 15: Principe d'un capteur à base d'un cristal photonique à deux dimensions | 42 |

Chapitre III : Résultats et discussion

| | |
|---|----|
| Figure III. 1: Fenêtre principale du programme R-Soft CAD..... | 46 |
| Figure III. 2: a) Présentation d'un guide d'onde MIM simple, b) Spectre de transmission d'un guide d'onde MIM | 48 |
| Figure III. 3: Schéma des structures conventionnelles utilisées pour la réalisation de filtres, (a) Un résonateur couplé latéralement à l'entrée et à la sortie des guides d'ondes (b) Un résonateur côté couplé latéralement à un guide d'ondes, (c) Structure basée sur u un résonateur en anneau. | 49 |
| Figure III. 4: Structure plasmonique, couplage d'un guide d'onde MIM et un résonateur en circulaire.. | 49 |
| Figure III. 5: Spectre de transmission d'un guide d'onde MIM couplé latéralement avec une Cavité circulaire..... | 50 |
| Figure III. 6: Variation de la longueur d'onde de résonance (λ_M) en fonction du R..... | 51 |
| Figure III. 7: Structure plasmonique, couplage d'un guide d'onde MIM et un résonateur en anneaux ... | 53 |
| Figure III. 8: Spectre de transmission d'un guide d'onde MIM couplé latéralement avec une cavité circulaire..... | 53 |
| Figure III. 9 : Variation de la longueur d'onde de résonance (λ_M) en fonction du R2..... | 54 |
| Figure III. 10: la première Structure du capteur plasmonique proposée , couplage d'un guide d'onde MIM et un résonateur en anneaux avec un défaut, b) le spectre de transmission de la première structure proposée pour $n_{air}=1$ et $n_{analyte}=1.02$ | 55 |
| Figure III. 11: Variation de la sensibilité (S) en fonction de la distance (a)..... | 56 |
| Figure III. 12: a) la structure proposée du capteur plasmonique proposée à base d'un résonateur de Fano, b) Spectre de transmission du guide d'onde MIM , du guide d'onde MIM couplé avec la nano-paroi , du guide d'onde MIM couplé avec le résonateur ovale et le système couplé (guide d'onde MIM couplé avec la nano-paroi et le résonateur ovale..... | 57 |
| Figure III. 13: Distribution du champ (H_y) du système couplé pour les quatre modes de résonance en fonction de R3 | 58 |
| Figure III. 14: Distribution du champ (H_y) du système couplé pour les quatre modes de résonance en fonction de R3 | 59 |
| Figure III. 15: détection chimique | 60 |

Liste des Tableaux

| | |
|--|----|
| Tableau. III. 1: Présentation des Fenêtres principales du programme R-Soft CAD..... | 47 |
| Tableau. III.2 : Tableau. III. 2: Variation de la longueur d'onde de résonance et le rapport de transmission T_c des deux creux en fonction du R le rayon de la cavité circulaire. | 51 |
| Tableau. III. 3: Variation de la longueur d'onde de résonance et la sensibilité creux en fonction du de la distance 'a' | 55 |
| Tableau. III. 4: Variation de la longueur d'onde de résonance et la sensibilité de la structure proposée du capteur en fonction du R3..... | 59 |

Liste des acronymes

Dans le cadre de ce travail, nous avons utilisé quelques abréviations dont nous rappelons la signification ci-dessous :

LD : Limite de détection

β : constante de propagation

ϵ : permittivité

TM : transverse électrique, la polarisation magnétique

TE : transverse magnétique, la polarisation électrique

SPP : Surface plasmon polaritons

SPR Résonance plasmon de surface (« Surface Plasmon Resonance »)

CPs : Cristaux photoniques.

λ : Longueur d'onde

λ_0 : Longueur d'onde de résonance

a : Période du cristal photonique

r : Rayon du cristal photonique

n : Indice de réfraction.

n_{eff} : Indice de réfraction effectif

Δn :Le contraste d'indice

f : Le facteur de remplissage

Si : Silicium

RI : indice de réfraction

Ag : argent

Q : facteur de qualité

S : sensibilité du capteur

Tc : rapport de transmission

FWHM : La largeur à mi-hauteur (full width at half maximum)

FOM: Facteur de mérites

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

FDTD : Finite Difference in Time Domain

***Introduction
générale***

Introduction générale

Au début du siècle dernier, en 1902, La découverte des plasmons de surface remonte, avec les travaux de R.W. Wood qui observe des anomalies dans le spectre de réflectivité d'un réseau de diffraction. A l'époque, les outils théoriques ne lui permettent toutefois pas d'expliquer ce phénomène. Après quarante ans plus tard, U. Fano propose une explication de cette anomalie avec une théorie vectorielle de la diffraction, il parle alors d'ondes de surface se propageant le long de réseaux métalliques [1, 2].

En 1957, la notion de plasmon de surface est introduite par Ritchie [3] qui décrit la possibilité de guider la lumière à l'interface entre un milieu diélectrique et un métal Huit ans plus tard, Wood, A. Hessel et A. Oliner abordent la notion de résonance et d'amplification du champ issue du couplage entre l'onde incidente et les modes propres supportés par un réseau de diffraction. L'apparition d'une nouvelle technique d'excitation des plasmons : le couplage par réflexion totale interne est marqué en 1968. Ce couplage permet d'aboutir à des dispositifs expérimentaux plus simples et élargit le champ des applications liées aux plasmons de surface.

Récemment, l'utilisation des structures plasmonique pour la conception des capteurs a suscité un grand intérêt. Le phénomène d'excitation en résonance de plasmons de surface (SPR pour Surface Plasmon Resonance) est utilisé dans le guidage optique ainsi qu'au sein de dispositifs de détection à haute sensibilité. Ce phénomène a permis le développement de capteurs capables de mesurer des variations d'indice de réfraction (RI) avec une très grande précision, la détection reposant sur une mesure d'intensité lumineuse. Ce type de capteurs connaît un grand succès avec une application naturelle dans le milieu biomédical pour suivre des interactions biologiques en temps réel par exemple.

Ce dernier point constitue l'objet de ce mémoire, une étude numérique d'un nouveau capteur plasmonique basée sur un Guide d'ondes métal-isolant-métal (MIM) pour une détection des analytes biologiques

Le présent manuscrit, structuré en trois chapitres :

Le premier chapitre s'ouvre sur une description générale de la théorie des plasmons de surfaces ainsi qu'une présentation des notions générales sur le phénomène d'excitation en résonance de plasmons de surface (SPR).

Dans Le deuxième, le principe de fonctionnement et caractéristiques d'un capteur seront présentés. Nous expliquerons les méthodes de détection optique. Ensuite, nous mentionnerons quelques notions permettant de mieux cerner les principes de base de l'optique guidée. Et à la fin de ce chapitre, des différents types des capteurs seront présentés.

Le dernier chapitre sera consacré aux présentations et l'interprétation des résultats de simulation, au début nous parlerons de l'outil et la méthode de simulation. Le deuxième partie Sera consacré à l'étude de l'influence des paramètres géométriques des structures proposées capteur sur les caractéristiques qui définit le capteur RI.

A la fin, nous terminerons ce travail par une conclusion générale et perspective.

***Chapitre I : Théorie sur
la plasmonique***

I. 1. Introduction

L'avènement de la bio-détection et les nano-capteurs intégrés au cours du dix dernières années a stimulé un intérêt au sein de la communauté scientifique pour les ondes de surface. Les structures plasmoniques pour la bio-détection connaissent un grand intérêt en raison, d'une part, de la demande croissante de capteurs intégrés (laboratoires sur puces) qui a éprouvé les limites de miniaturisation des méthodes conventionnelles fondées sur la réflexion totale atténuée et, d'autre part, du développement des techniques de micro fabrication permettant de réduire les coûts. Les matériaux plasmoniques sont notamment utilisés pour des études théoriques de l'interaction lumière métal [4], en tant que biocapteur pour des diagnostics médicaux ou thérapeutiques [5, 6] dans les circuits photoniques [7] et dans les cellules solaires [8]. Les plasmons de surface sont des ondes électromagnétiques associées à une oscillation collective des électrons du plasma d'électrons libres à la surface d'un métal. Ce s'ouvre sur une description générale de la théorie des plasmons de surfaces ainsi qu'une présentation des Fondements théoriques sur la plasmonique et ces différents domaines d'application.

I. 2. Fondements théoriques

I. 2. 1. Plasma

Le plasma est décrit comme une phase de matière constituée de particules chargées d'ions et d'électrons. Il est composé des électrons non localisés dans le matériau. Ce terme est appelé aussi quatrième état de la matière, il a été utilisé en physique pour la première fois par le physicien américain Irving Langmuir en 1928 par analogie avec le plasma sanguin.

I. 2. 2. Plasmons

Ils sont des ondes électromagnétiques cohérentes et collectives formées par des oscillations d'électrons pratiquement libres à l'interface entre deux matériaux, généralement un matériau conducteur (par exemple une surface métallique exposée à l'air) et un matériau non conducteur (diélectrique). Cet effet permet d'améliorer la capture de la lumière à des longueurs d'ondes spécifiques, augmentant ainsi l'efficacité de l'absorption. L'intérêt d'utiliser l'effet plasmons dans une cellule photovoltaïque est la possibilité de générer un champ électromagnétique très intense et de tenter de le localiser dans les zones photo actives.

I. 2. 3. La plasmonique

Plasmonique est le nom donné (en 2000) à une discipline permettant d'exploiter l'interaction résonante obtenue dans certaines conditions entre le rayonnement électromagnétique (la lumière en particulier) et les électrons libres à l'interface entre un métal et un matériau diélectrique (par exemple, l'air ou le verre). Cette interaction génère des ondes de densité électronique appelées plasmons ou plasmons de surface [9]

I. 2. 4. Composants plasmoniques :

Un plasmon-polariton est un mode résultant du couplage d'une onde électromagnétique avec l'oscillation collective d'un plasma (gaz de charges libres) qui se manifeste comme une onde de polarisation à travers le plasma. Dans notre cas, le plasma est constitué des électrons de conduction d'un métal. Lorsque les oscillations électriques restent confinées à la surface du métal, le mode est appelé plasmon polariton de surface. De tels modes, ne mettant en jeu que des densités surfaciques de charges de polarisation, peuvent être supportés par des structures métalliques de dimensions nanométriques (films très minces ou nanoparticules) ce qui les rend pertinents dans de nombreuses applications des nanotechnologies [10].

I. 2. 5. Propriétés optiques des métaux et des plasmons

Pour l'introduction des propriétés optiques des métaux et la compréhension des plasmons, on considèrera un métal comme un milieu homogène, isotrope, linéaire, de constante diélectrique ϵ , de perméabilité magnétique μ et de conductivité σ .

I. 2. 6. Théorie de Drude

Nous commençons par décrire les propriétés optiques des métaux permettant d'étudier l'interaction entre un métal et une onde lumineuse de fréquence ω et ceci afin de mieux comprendre les différents phénomènes entrant en jeu dans la génération des plasmons. Nous considérons, tout d'abord, un métal comme un milieu homogène, isotrope, linéaire, de constante diélectrique ϵ , de perméabilité magnétique μ et de conductivité σ . Nous introduisons la fonction diélectrique, qui relie la constante diélectrique à la conductivité du métal par la relation [9]:

$$\epsilon_m(\omega) = \epsilon'_m(\omega) + i \frac{\delta(\omega)}{\omega} \quad (\text{I.1})$$

Où ϵ_m est la partie réelle de la constante diélectrique. L'indice de réfraction complexe du milieu métallique est donc donné par la relation :

$$n(\omega) = \sqrt{\epsilon_m(\omega)} \quad (\text{I.2})$$

L'indice de réfraction est complexe avec une partie réelle qui est liée à la propagation de l'onde tandis que la partie imaginaire caractérise l'absorption de la lumière.

Ce sont les électrons du métal qui déterminent la réponse du milieu à une excitation électromagnétique. Le modèle de Drude est le modèle le plus simple qui permet de rendre compte du comportement des électrons sous l'action d'un champ électrique. Ce modèle se base sur l'assimilation des électrons de conduction à un gaz d'électrons libres en interaction avec le potentiel périodique de la structure.

Le comportement du gaz d'électrons libres, dans un champ électrique variable, avec un coefficient d'amortissement, conduit au constant diélectrique métal :

$$\epsilon_m(\omega) = 1 - \frac{\omega_p^2}{\omega(\omega + i\gamma)} \quad (\text{I.3})$$

Avec ω_p la pulsation de plasma pour laquelle la fonction diélectrique s'annule. Nous définissons cette pulsation dans la prochaine section. Dans le domaine du visible, qui nous intéresse dans cette étude, nous avons la condition $\omega \gg \gamma$ donc la fonction diélectrique peut être simplifiée de la manière suivante :

$$\omega_m \approx 1 - \frac{\omega_p^2}{\omega^2} \quad (\text{I.4})$$

En se basant sur le modèle de Drude, nous pouvons décrire le plasmon comme un quasi particule générée par l'excitation collective des électrons du métal.

Il est possible de distinguer deux sortes de plasmons : les plasmons de volumes et les plasmons de surface.

I. 2. 7. Plasmons de volume

La densité de charge liée au gaz d'électrons dans le métal peut se mettre à osciller dans tout le volume du métal avec une fréquence propre nommée la pulsation plasma qui est définie par :

$$\omega_p = \sqrt{\frac{N_e e^2}{\epsilon_0 m_e}} \quad (\text{I.5})$$

Où N_e est la densité de charge, e est la charge élémentaire d'un électron, m_e est la masse effective des électrons, et ϵ_0 est la permittivité diélectrique du vide. Ce déplacement de charge dans le métal massif est un plasmon de volume dont le quantum d'énergie vaut $\hbar\omega_p$

I. 2. 8. Plasmons de surface

On considère l'interface entre deux régions homogènes, isotropes et non magnétiques. Dans ce cas, le phénomène de plasmons de surface peut être décrit comme étant une oscillation longitudinale collective des électrons libres à la surface d'un métal. Elle correspond à une fluctuation de la densité de charge dans le temps et dans l'espace. La résolution des équations de l'électromagnétisme pour une onde incidente sur une interface entre un métal et un diélectrique donne une solution qui prévoit l'existence de l'onde de surface résultant d'une telle fluctuation. Cette onde se propageant à l'interface du métal admet une décroissance exponentielle (Figure 1. 1) des deux côtés de l'interface séparant le métal du milieu diélectrique et possède une polarisation transverse magnétique. Ce type d'onde ne peut être excité qu'à l'interface entre deux milieux avec des constants diélectriques de signes opposés. Pour cette raison, nous nous focalisons sur l'étude de l'interface entre un métal dont la partie réelle de son constant diélectrique est négative et un diélectrique dont le constant est positive [6].

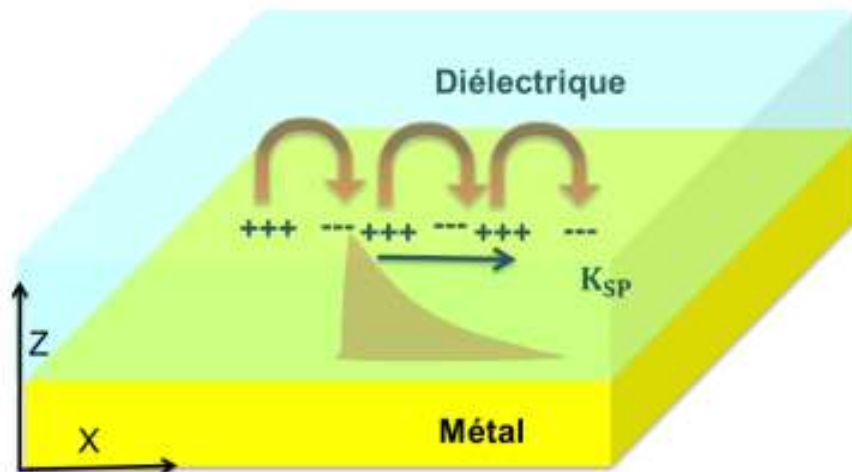


Figure I.1 : Schéma d'une onde plasmons de surface qui se propage à l'interface entre un métal et un diélectrique.

Elle a un vecteur d'onde KSP. L'intensité de l'onde décroît exponentiellement en fonction de la distance à l'interface. L'oscillation collective des électrons de conduction à la surface d'un métal est représentée par les + et les -.

La résolution des équations de Maxwell pour une onde électromagnétique à l'interface entre un milieu diélectrique et un milieu métallique permet de déterminer le vecteur d'onde complexe sous la forme suivante :

$$k_{SP} = K'_{sp} + ik''_{sp} = \left[\frac{\omega}{c} \left(\frac{\epsilon'_m \epsilon_d}{\epsilon'_m + \epsilon_d} \right)^{1/2} + i \left[\frac{\omega}{c} \left(\frac{\epsilon'_m \epsilon_d}{\epsilon'_m + \epsilon_d} \right)^{3/2} \frac{\epsilon''_m}{2\epsilon_m^2} \right] \right] \quad (\text{I.6})$$

La partie réelle du vecteur d'onde définit la propagation de l'onde plasmons de surface.

$$k'_{sp} = \frac{\omega}{c} \left(\frac{\epsilon'_m \epsilon_d}{\epsilon'_m + \epsilon_d} \right)^{1/2} \quad \text{I.7}$$

La relation qui relie la partie réelle du vecteur d'onde et la fréquence ω est appelée relation de dispersion.

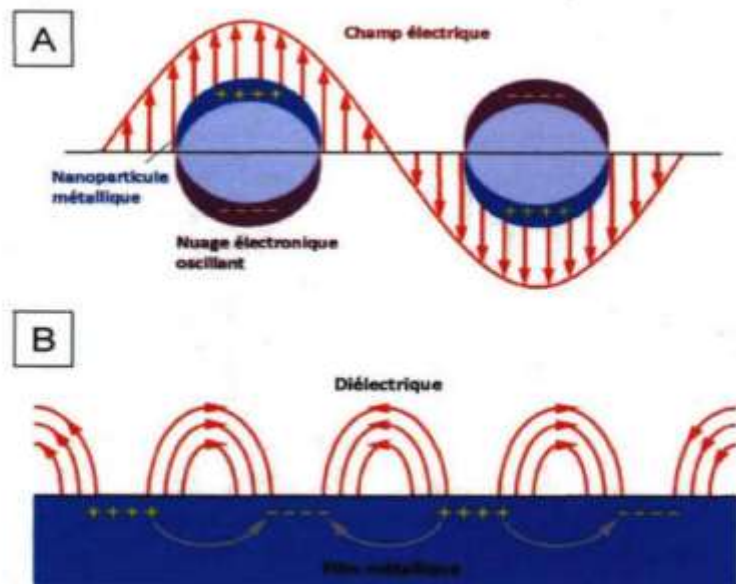


Figure I.2 : Les différents types de plasmons de surface : (a) plasmons de surface localisés et (b) plasmons de surface délocalisés [19].

Concernant les plasmons de surface, il faut distinguer :

- _ Les plasmons de surfaces délocalisés.
- _ Les plasmons de surface localisés.

I. 2. 8. 1. Les plasmons de surfaces délocalisés

PS délocalisés sont générés à l'interface des films métalliques lisses. Ils sont dits « non radiatifs » car ils ne peuvent se coupler spontanément avec une onde électromagnétique. Il sera alors nécessaire d'utiliser un « coupleur » [11].

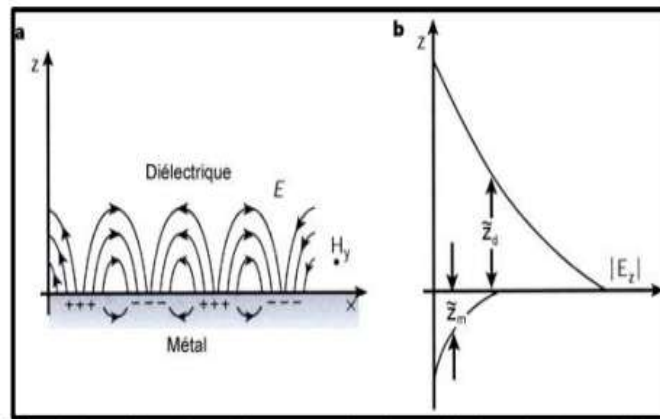


Figure I.3 : (a) Vision schématique de la propagation des oscillations du plasma d'électrons libres à la surface du métal, (b) Composante normale du champ électrique du plasmon de surface selon la direction z perpendiculaire à la surface [11].

Il existe une autre forme de plasmons de surface qui eux peuvent être excités directement en éclairant le métal avec une source de lumière. Ces plasmons de surface sont dits plasmons de surface localisés.

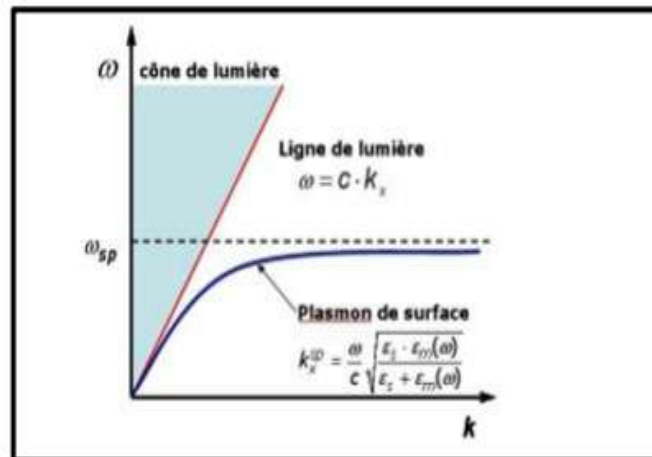


Figure. I.4 : Relation de dispersion des plasmons de surface

I. 2. 8. 2. Plasmons de surface localisés

La bande de fréquence qui vérifie la relation $\epsilon(\omega)$ est le siège de modes électromagnétiques de surface confinés que l'on nomme plasmons de surface. Ils apparaissent donc à des fréquences différentes de celles des plasmons de volume qui eux doivent satisfaire à la condition $\epsilon(\omega)=0$. Ils ont pour origine une oscillation longitudinale de la densité des charges due aux électrons de la surface du métal. Ces oscillations résonantes de densité de charge sont couplées à une onde électromagnétique appelée plasmon polariton ou phonon polariton suivant l'origine microscopique de cette onde : si l'on est dans un métal ou dans un matériau polaire respectivement. Considérons l'interface entre un milieu métallique de constante R et un milieu diélectrique de constante RS [12]:

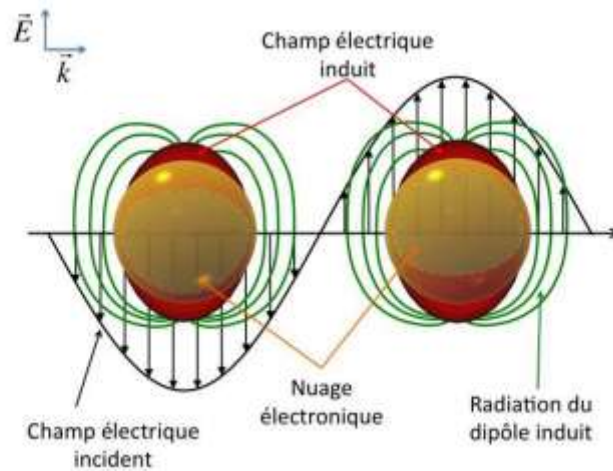


Figure I.5 : schéma de l'oscillation des électrons d'une nano sphère métallique sous l'influence d'une onde lumineuse. La résonance de cette oscillation est appelée plasmon.

Il existe des modes optiques longitudinaux dans ce plasma d'électrons libres qui sont des oscillations de la densité d'électrons et qui se propagent dans le métal avec un vecteur d'onde.

I. 3. Résonance plasmons de surface

I. 3. 1. Principe

La résonance de plasmons de surface est un phénomène quantique opto-électrique résultant de l'interaction de la lumière avec une surface métallique. Dans certaines conditions, l'énergie apportée par des photons est transférée aux plasmons. Le transfert d'énergie se produit seulement à une longueur d'onde spécifique de résonance, c'est à dire la longueur d'onde où la composante tangentielle du vecteur d'onde des photons est exactement égale au vecteur d'onde des plasmons de surface ($k_x = k_{sp}$). Une conséquence énergétique de cette résonance est visible dans le faisceau réfléchi qui présente une chute d'intensité à l'angle de résonance si la détection se fait par interrogation angulaire, ou bien à la longueur d'onde de résonance si elle se fait par modulation de la longueur d'onde de la lumière incidente [13].

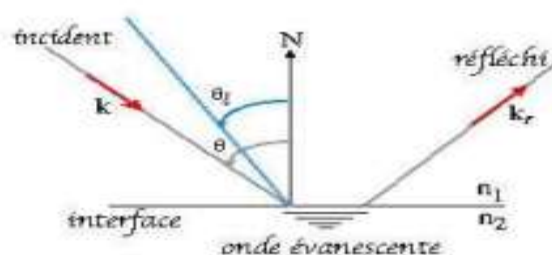


Figure I.6 : La formation de l'onde évanescente.

L'onde évanescente est le point central des mesures d'interactions. En effet, une perturbation de l'onde évanescente, consécutive à l'interaction de biomolécules sur la surface va induire une diminution de l'angle de résonance directement mesurable [14,15]. Deux stratégies sont alors envisageables (figure II .7). La première est de suivre les variations d'angle de résonance au cours du temps, il s'agit des systèmes basés sur la Résonance Plasmonique de Surface (SPR) dite «classique». La seconde approche est de travailler à angle fixe et de mesurer les variations de réflectivité induites par la variation d'angle au cours du temps, on parle alors de Résonance Plasmonique de Surface par imagerie (SPRi) [16].

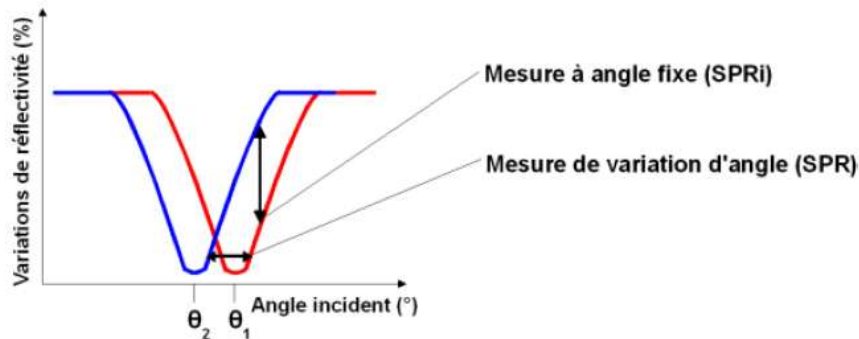


Figure I.7 : Relation entre angle de résonance et mesure du signal en SPR et SPRi

I. 3. 2. Le phénomène de résonance plasmonique de surface

Nous avons défini dans le paragraphe précédent les plasmons de surface comme des modes propres se propageant à l'interface entre un métal et un diélectrique. Cette notion de mode propre traduit en fait un phénomène de résonance, comme dans beaucoup d'autres domaines de la physique ondulatoire. La résonance est un phénomène que l'on observe pour un système soumis à une excitation extérieure. Pour une fréquence bien spécifique de l'excitation, la réponse du système va augmenter de façon significative. Ceci se traduit généralement par une augmentation de l'amplitude des oscillations d'une grandeur physique du système (par exemple l'élongation d'un ressort auquel est rattachée une masse et dont l'autre extrémité est soumise à une force périodique).

La fréquence pour laquelle l'amplitude de ces oscillations est maximale s'appelle la fréquence propre du système. Nous nous proposons dans cette section de caractériser la résonance plasmonique, et les techniques d'excitation de ces plasmons.

I. 3. 3. Description des différents modes de couplage entre PS et lumière

I. 3. 3. 1. Couplage par prisme (ATR)

La méthode dite ATR (Attenuated Total Reflexion) est la plus employée pour exciter les plasmons de surface. Elle fut mise en pratique par Kretschmann qui utilise un prisme comme coupleur (**Figure I.8**) [4] Si le faisceau incident ne se propage plus dans le vide, mais dans un milieu d'indice n et s'il arrive sous un angle d'incidence θ , alors la composante tangentielle du vecteur d'onde des photons peut satisfaire une relation dite «relation de couplage» comme suit :

$$k_{sp} = k_x \rightarrow \sqrt{\epsilon_p \frac{\omega}{c} \sin \theta} = \left(\frac{\omega}{c}\right) \sqrt{\frac{\epsilon_m \epsilon_p}{\epsilon_m + \epsilon_p}} \quad (\text{I.8})$$

Où ϵ_p , ϵ_s , ϵ_m sont respectivement les fonctions diélectriques du prisme, de l'échantillon et de la couche métallique.

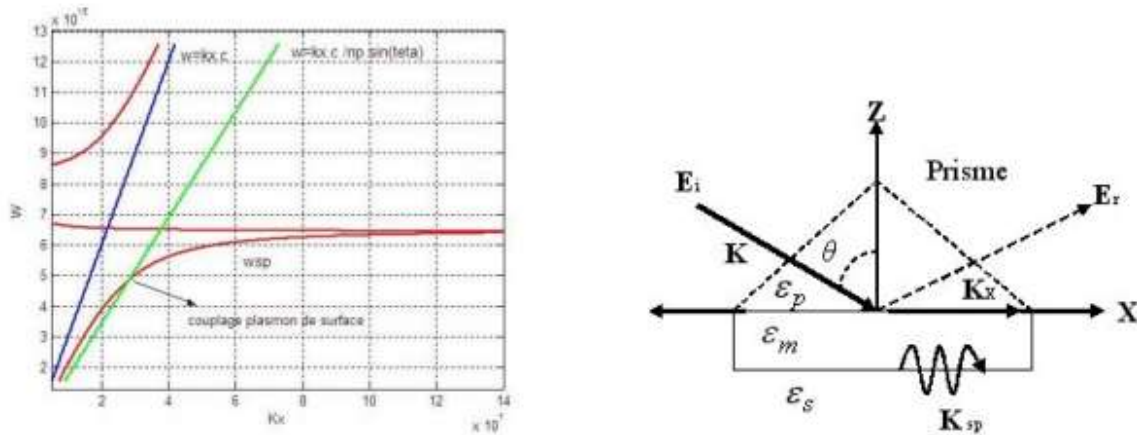


Figure I.8 : Relation de dispersion des plasmons de surface pour un système prisme/métal/air : $\omega = kx.c$ dispersion de la lumière dans le vide, $\omega = kx.c / np \cdot \sin \theta$ dispersion de la lumière à travers le prisme, ω_{sp} dispersion des plasmons de surface.

Ce couplage se traduit par une perte d'énergie dans le faisceau réfléchi. La réflectance R de la lumière de polarisation p donnée par les équations de Fresnel est la suivante (r_{ij} étant l'amplitude du champ aux interfaces), d l'épaisseur de la couche métallique :

$$R = \left\| \frac{r_{pm} + r_{ms} \exp(2ik_{mz} d)}{1 + r_{pm} r_{ms} \exp(2ik_{mz} d)} \right\|^2 \quad (\text{I.9})$$

Par une approximation, Kretschmann propose d'écrire R sous une forme plus simple :

$$R = 1 - \frac{4 k''_0 k''_p}{(k_x - k'_{sp})^2 + k''_{sp}} \quad (\text{I.10})$$

Avec :

$$k_0 = k'_0 + ik''_0 = \left(\frac{\omega}{c}\right) \sqrt{\frac{\epsilon_m \epsilon_0}{\epsilon_m + \epsilon_0}} \quad ; \quad k_{sp} = k'_{sp} + ik''_{sp} = k_0 + k_R \quad (\text{I.11})$$

Cette dernière relation fait apparaître les différents paramètres ayant un rôle dans le processus de couplage. 2

I. 3. 3. 2. Couplage par rugosité

Une autre méthode d'exaltation des plasmons par la lumière est la méthode de couplage par la rugosité [17]. Lorsqu'un photon arrive sur une surface rugueuse il y aura « allongement » ($\pm \Delta k_{rug}$) de la composante du vecteur d'onde de la lumière parallèle au plan de la surface qui provient du couplage photon-rugosité tel que :

$$k_s = \frac{\omega}{c} \sin \theta \pm k_{rug} = k_{sp} \quad (\text{I.12})$$

Si la surface est rugueuse, c'est à dire si Δk_{rug} est suffisamment grand, la rugosité favorise une localisation des plasmons ce qui conduit à l'obtention de très forts champs électromagnétiques nécessaires pour l'exaltation. Cet effet est en particulier exploité lors de la diffusion Raman exaltée de surface (effet SERS).

I. 3. 3. 3. Couplage par ondes optiques guidées

Le processus d'excitation de l'onde plasmon est identique à celui se produisant dans le cas du couplage par prisme. L'onde optique guidée par réflexion totale peut générer une onde plasmon lorsque celle-ci est en contact avec l'interface métallique par pénétration de l'onde évanescente à travers le métal. Le guide d'onde joue le rôle du prisme.

I. 3. 3. 4. Pointe champ proche

Une méthode inspirée de la technique de frustration décrite par Otto est exploitée pour exciter des ondes PS à l'aide de sondes pour microscopies en champ proche optique (SNOM ou PSTM). Cette technique utilise deux types de sonde pour provoquer le couplage recherché. Soit il est possible d'utiliser une pointe métallique d'une sonde a-SNOM ('apertureless SNOM') et dans ce cas la génération des ondes évanescentes se fera par diffraction du faisceau de lumière incidente au voisinage de la pointe de taille nanométrique. Soit par la diffraction de la lumière au travers une nano-ouverture sub-longueur d'onde en extrémité d'une sonde SNOM « à ouverture » ceci génèrera des ondes évanescentes en extrémité de la sonde [18].

I. 3. 4. Intérêt actuel de la résonance à plasmon de surface

Depuis la découverte par Kretschmann et Otto en 1968 du phénomène physique d'excitation optique de plasmon de surface [19, 20], cette technologie a connu un développement grandissant dès lors que son utilisation pour la détection de gaz et de composants biochimiques s'est révélée pertinente [21]. L'introduction récente d'appareils commerciaux utilisant cette technique dans les laboratoires de recherche biologique, chimique et médicale a ainsi révolutionné l'étude des interactions moléculaires. Elle permet en effet de mesurer l'indice de réfraction d'un liquide, d'un solide ou d'un gaz avec une résolution de 10^{-7} unités d'indice de réfraction. Il est aussi possible d'analyser en temps réel et sans marquage (radioactif ou fluorescent) les caractéristiques d'interactions de deux molécules ou plus (protéines, séquences ADN ...), de déterminer les constantes cinétiques d'association et de dissociation des interactions. Cette technologie est ainsi devenue l'instrument privilégié pour la mesure en temps réel de toutes les interactions biologiques. Plusieurs sociétés dont la pionnière et la plus développée Biacore AB (Suède) ont acquis un savoir-faire et une maîtrise du procédé qui place la spectroscopie à plasmon de surface au même rang que les spectroscopies plus classiques telles que les spectroscopies RMN, de masse, R-X ou fluorescente. Avec l'avènement de véritables bibliothèques de molécules, la sélection des substances actives pour les industries pharmaceutiques et agrochimiques nécessite des systèmes robotisés de criblage à haut rendement (High Troughput Screening) faisant défaut à l'heure actuelle. La spectrométrie à plasmon de surface apparaît comme un outil prometteur dans ce domaine [22, 23]. L'Annexe A présente les caractéristiques de base d'un appareil Biacore et d'autres structures basées sur la

même technologie [24]. D'autres sociétés comme Texas Instrument ont développé à leur tour des appareils concurrents innovateurs [25, 26].

I. 4. Etat de l'art des plasmons de surface

_ En **1902**, R.W. WOOD note, lors d'une de ses expériences, des anomalies dans le spectre de diffraction d'un réseau de diffraction métallique [27].

_ En **1935**, R.W. WOOD publie un article plus complet découlant d'une multitude d'expériences et d'observations [28].

_ En **1938**, U. Fano propose une approche particulièrement intéressante du problème, en impliquant des ondes évanescentes confinées au voisinage de l'interface diélectrique-métal [24].

_ En **1956** D. Pines enfin mettre un nom sur cette onde confinée [29].

_ En **1988**, le livre posthume d'Heinz Raether fait une synthèse de l'effet de plasmon de surface, et devient très rapidement une référence pour tous ceux du domaine [30].

Le livre de Raether présente, entre autres, un exemple de réalisation de bio-sensor encore utilisé de nos jours, le dispositif Kretschmann-Raether mettant en œuvre un prisme avec une face métallisée par un fin dépôt, la face métallique servant alors de support à la propagation d'un plasmon de surface [31].

La forte sensibilité du plasmon à la variation d'indice d'un milieu devient alors un outil de mesure des variations d'un environnement [32].

Enfin via des excitations de modes plasmoniques entre autres, nous verrons qu'il est possible d'obtenir des effets de transmission extraordinaire à travers un métal liés à l'effet de photon passe-muraille [34,33].

I. 5. Application des plasmons de surface et modes de plasmon de surface

Actuellement, la plasmonique et les nanoparticules sont ciblées pour de nombreuses applications tel que : les vitraux et les colorations. Elles sont aussi utilisées dans d'autres applications telles que :

- La cosmétique (historiquement des traces de nanoparticules métalliques ont été retrouvées dans des cosmétiques égyptiens) ;
- Les guides d'ondes et le transfert optique de données ;
- Le biomédical (test de grossesse, diagnostic, traitement photo thermique du cancer...) ; Ce domaine de recherche progresse très rapidement ces dernières années. Le cancer est considéré aujourd'hui comme l'une des principales causes de mortalité dans le monde. Ce qui fait que la recherche sur ce domaine se tourne vers l'utilisation des nanoparticules plasmonique pour le traitement de cette maladie.
- Différents types de caractérisation et effets non linéaires (SERS, microscopie...) par exemple la microscopie qui est un instrument d'imagerie des architectures à 2-D (imagerie des cellules). Elle est utilisée pour calculer les distances de contact entre une particule et le substrat. Les images sont construites directement à partir des intensités de la résonance de plasmons de surfaces. Par exemple, des imageries pour des particules des couches de lipides, des cellules vivantes.
- Les cellules solaires : Les plasmons de surface de ces nanoparticules d'argent augmentent ainsi l'absorption de la lumière qui se traduit par l'augmentation du rendement entre 13% à 15%
- les capteurs à résonance des plasmons de surface sont très utilisés pour leur sensibilité et leur grande précision.
- Les nano antennes sont conçus pour convertir un rayonnement optique se propageant librement dans l'espace en énergie localisée.
- Les diodes c'est pour l'amélioration de leur efficacité
- Les lasers
- Les super lentilles.

I. 5. 1. Guide d'onde plasmonique

La propagation des plasmons sur une interface peut être gérée en modifiant localement la surface, via une rugosité ou un réseau de nano éléments. Par ce fait, il est possible de créer des éléments d'optiques classiques tels que des lentilles ou des miroirs plasmoniques. Nous verrons un confinement particulier du plasmon sur une bande métallique de très faible épaisseur

(on peut comparer cela à une fibre optique plasmonique) qui permet de guider les plasmons sur des distances importantes.

Guide à film et à ruban métallique

- a) Guide métal/diélectrique/métal (MIM)
- b) Ruban diélectrique structuré sur un film métallique
- c) Chaîne de nanoparticules métalliques

I. 5. 2. Détecteurs biologiques et plasmons de surface :

Un plasmon de surface est de par sa nature un mode se propageant à une interface entre un métal (ou un matériau de permittivité négative) et un diélectrique. Cette propagation est extrêmement sensible aux états de surface (excitation via le couplage avec un réseau par exemple) mais est aussi très sensible à la variation du milieu diélectrique et/ou métallique. Un plasmon de surface possède la quasi-totalité de son champ électrique dans le milieu diélectrique. La profondeur de peau du plasmon dans le diélectrique est très importante de l'ordre de plusieurs centaines de nano mètres (Tableau I.3), là où pour un guide d'onde diélectrique standard il ne sera que de quelques dizaines de nanomètres. Cette particularité peut être exploitée pour justement détecter toutes variations des propriétés de la couche diélectrique, qui se traduira par une signature différente du mode de plasmon. Cette sensibilité à la permittivité a permis de réaliser, ce qui est aujourd'hui l'une des rares applications industrielles de la plasmonique, des capteurs biologiques ou chimiques. Pour ce faire il existe quatre grandes familles de détecteurs biologiques utilisant le plasmon de surface : le détecteur à dispositif de Kretschmann-Raether, le couplage via un réseau, le couplage via un guide d'onde et enfin le détecteur via une excitation de plasmon localisée (nanoparticules) [35].

Les deux premières étant actuellement les plus utilisées. Le fonctionnement de tels systèmes est assez simple. Un plasmon de surface est excité à la surface de la couche métallique proche du mesurande (espèces à détecter) via une onde excitatrice. L'interrogation se fait avec la réflexion de l'onde incidente dont une partie sera absorbée (minimum de réflexion) à un angle donné et pour une longueur d'onde donnée (condition donnée par le synchronisme en phase du mode de plasmon et de l'onde incidente). Il existe alors trois possibilités pour remonter à l'information de la variation du milieu diélectrique qui verra son indice varier localement : l'interrogation angulaire, l'interrogation en longueur d'onde et l'interrogation en intensité du pic de réflexion. L'interrogation angulaire est une méthode où on fixe la longueur d'onde

incidente et où on recherche la variation angulaire d'excitation du plasmon. Un changement d'angle indiquant une variation du milieu diélectrique. L'interrogation en longueur d'onde consiste cette fois à figer l'angle d'incidence du faisceau lumineux et à rechercher à quelle longueur d'onde un plasmon pourra être couplé. La variation de la longueur d'onde de couplage indiquera alors une variation dans le milieu diélectrique. Enfin la dernière méthode consiste à figer la longueur d'onde et l'angle de couplage, ceci afin de mesurer uniquement l'intensité réfléchie. Chaque système a une résolution et sensibilité différente, l'interrogation angulaire restant tout de même la méthode la plus performante ainsi que le couplage par prisme.

I. 6. Conclusion

Dans ce premier chapitre, nous avons brièvement rappelé l'origine des plasmons de surface. Nous avons aussi mentionné de composant plasmonique et nous avons parlé de propriétés optiques de métaux et de plasmons. Ensuite Nous avons vu les deux classes du plasmon, plasmon de surface et le plasmon de volume. Nous avons présenté les notions fondamentales pour les résonances plasmons de surface, et ces intérêts actuels ainsi que son état de l'art. À la fin nous avons cité quelques applications de la plasmonique.

***Chapitre II : Généralité
sur les capteurs optique***

II.1.Introduction

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

Parmi toutes les technologies étudiées et les différents capteurs réalisés, les capteurs optiques présentent de nombreux avantages pour répondre aux différents besoins comme l'immunisation aux interférences électromagnétiques, leur stabilité dans les environnements agressifs et leur faculté à réaliser de la détection.

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

II.2.Définition générale d'un capteur et de ses grandeurs caractéristiques

Définition

Un capteur est un dispositif transformant l'état d'une grandeur physique observée (température ou déformation) en une grandeur utilisable, telle qu'une tension électrique ou une intensité. Définition du dictionnaire : « Organe capable de détecter un phénomène à sa source et d'envoyer l'information vers un système plus complexe. » Le capteur se distingue de l'instrument de mesure car ce n'est pas un appareil autonome se suffisant à lui-même, c'est à dire disposant d'un affichage et d'un système de stockage de données. Les capteurs prennent de plus en plus d'importance avec la complexification des systèmes industriels, environnementaux, médicaux, etc... et concernent tous les domaines industriels et scientifiques. Il existe un très grand nombre de capteurs qui peuvent faire l'objet d'une classification par type de sortie : capteurs analogiques, capteurs numériques, capteurs logiques. Parmi les capteurs analogiques typiques, on distingue deux capteurs de déformation : la jauge de déformation et le capteur LVDT (pour Linear Variable Differential Transformer), qui est un capteur inductif de déplacements linéaires pouvant être utilisé pour déduire la déformation à partir du déplacement. Parmi les autres capteurs de déformation, on Recense aussi les extensomètres à corde vibrante qui mesurent la déformation à l'aide de la mesure de la tension d'une corde. La plupart de ces

capteurs de déformation traduisent l'information mesurée en signal analogique et c'est aussi le cas des capteurs optiques. Les capteurs optiques convertissent le signal des ondes électromagnétiques (ou ondes lumineuses) en signal électrique.



Figure II.1 : Principe d'un capteur

Caractéristiques :

Le comportement général d'un capteur est caractérisé par l'évaluation de ces performances via certains paramètres [36], parmi ces derniers les plus utilisés sont les suivants :

II.2.1. Résolution de mesure R_m

Elle correspond à la plus petite variation de la grandeur que le capteur est susceptible de déceler. La résolution R_m dépend non seulement de la caractéristique des instruments de mesure associés au capteur mais aussi du rapport signal sur bruit du capteur.

II.2.2 Etendue ou dynamique de mesure

Elle correspond à la valeur absolue de la différence entre les valeurs extrêmes d'un intervalle de mesure pour des spécifications données (spécifications de résolution par exemple). Il peut s'agir de la plage de la quantité de mesurande qu'un capteur est capable de détecter, en tenant compte des modifications éventuelles de ses performances en présence de saturation de la détection.

II.2.3 Courbe d'étalonnage (ou de calibration par anglicisme)

Elle définit la relation entre grandeur d'entrée et grandeur de sortie du capteur. C'est une courbe en régime permanent qui ne donne pas d'informations sur les caractéristiques transitoires du capteur. Il peut s'agir d'une courbe qui lie la concentration injectée dans un capteur à la grandeur physique en sortie, comme une intensité optique dans le cas d'un capteur optique par exemple.

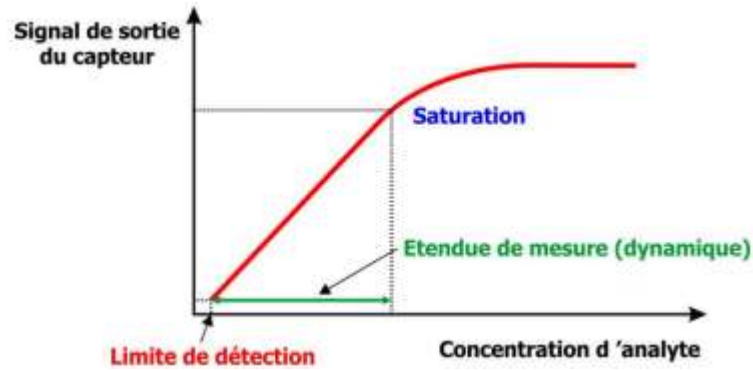


Figure II.2. Schéma d'une courbe d'étalonnage d'un capteur

II.2.4 Précision :

La définition du terme « précision » varie d'un auteur à un autre ; Elle définit l'écart en % que l'on peut obtenir entre la valeur réelle et la valeur obtenue en sortie du capteur

II.2.5 Sensibilité S :

La sensibilité S_v détermine l'évolution de la grandeur de sortie Δs en fonction de la grandeur d'entrée Δm en un point donné, c'est-à-dire la dérivée de la grandeur de sortie par rapport à celle d'entrée en ce point :

$$S_v = \frac{\Delta s}{\Delta m} = \frac{\partial s}{\partial m} \quad \text{II.1}$$

Elle correspond à la pente de la tangente à la courbe issue de la caractéristique du capteur en un point donné. Dans le cas d'un capteur linéaire, la sensibilité est constante et égale à la pente de la droite. Il est important de signaler que cette grandeur est intrinsèque au capteur et ne dépend pas ou peu des autres équipements de mesure associé au capteur dans une chaîne de mesure (description de la chaîne de mesure dans le paragraphe suivant).

conséquent, plus cette grandeur intrinsèque du capteur est forte, plus il est sensible.

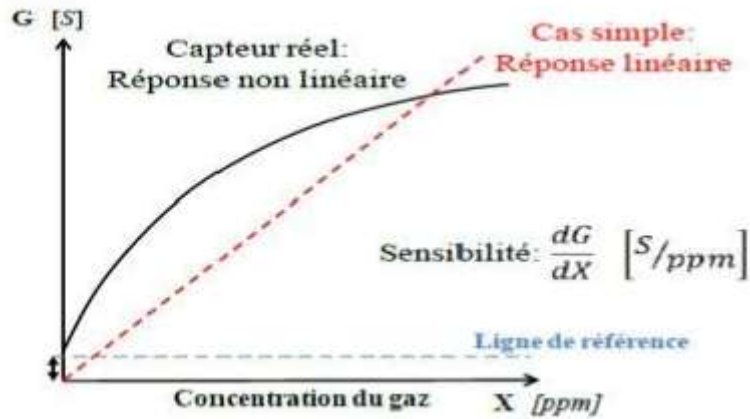


Figure II.3 : Réponse non linéaire d'un capteur à semi-conducteur

II.2.6. La limite de détection (LD) :

La limite de détection est la valeur minimale de la grandeur physique m que l'on est capable de détecter. La limite de détection ne doit pas être confondue avec la sensibilité du capteur car elle dépend à la fois de la sensibilité S_v et de la résolution instrumentale R_m liée aux équipements utilisés pour la mesure du signal. Par conséquent, la limite de détection est utilisée pour évaluer la performance de l'association d'un capteur et du dispositif de mesure. Plus elle est faible, plus l'association est sensible. L'expression de la limite de détection LD , déduite à partir de la définition de la sensibilité du capteur, est de la forme :

$$LD = \frac{r_m}{s_v} \quad \text{II.2}$$

La valeur de LD obtenue par une procédure de mesure doit tenir compte d'un intervalle de confiance. Si le bruit de mesure, donc la résolution du dispositif de mesure, est assimilé à une gaussienne, les probabilités que la limite de détection soit dans l'intervalle de confiance sont de 68,2 %, 95,4% et 99,8% lorsqu'elle est déterminée en utilisant respectivement R_m , $2R_m$ ou $3R_m$

II.2.7 Rapidité :

C'est la qualité d'un capteur à suivre les variations de la grandeur mesurée. On peut la chiffrer par : la bande passante du capteur (à -3 dB) mesurée en fréquence ; - le temps de réponse (en %) à un échelon.

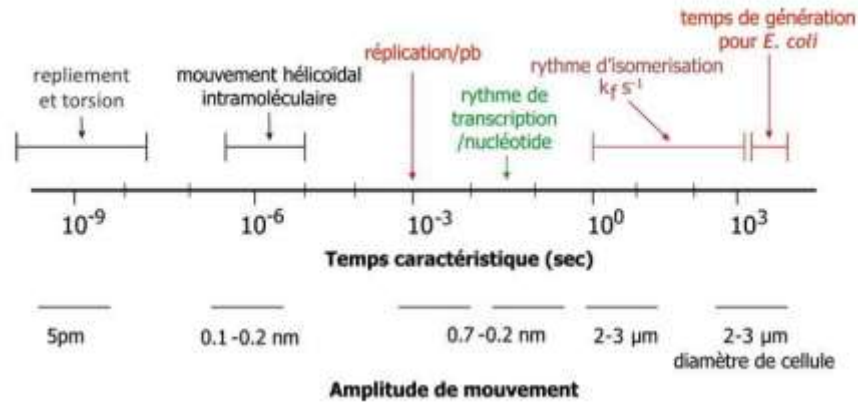


Figure II.4. Echelle des temps de réaction de différents phénomènes. Nous observons que le phénomène de réplication est de l'ordre de 10^{-3} s [Avec l'aimable autorisation de Malcolm Buckle, Laboratoire de Biologie et Pharmacologie Appliquée (LBPA) de l'ENS Paris-Saclay]

II.2.8 Répétabilité & Reproductibilité

La répétabilité et la reproductibilité caractérisent chacune la capacité d'un système à minimiser la variation aléatoire des résultats de mesure. La distinction entre ces deux grandeurs réside dans les conditions de mesure de ces variations. Alors que la répétabilité mesure la variation des résultats d'une série de mesures dans les mêmes conditions et avec le même système (instrument de mesure), la reproductibilité mesure, quant à elle, la variation des résultats de plusieurs séries de mesures en modifiant une seule condition (observateur, instrument de mesure, méthode de mesure, principe de mesure). Dans notre cas, la répétabilité sera calculée pour différentes mesures de la même solution dans les mêmes conditions et avec le même capteur. La reproductibilité sera, elle, calculée pour différentes mesures de la même solution, dans les mêmes conditions mais avec différents capteurs.

II.2.9 Techniques de détections optiques sans marquages

Les techniques optiques sans marquage utilisées dans la détection des liquides et gaz, sont très nombreuses. Dans cette partie nous allons présenter un aperçu général sur les différentes capteurs optiques sans marquage basant sur la mesure des variations d'indice de réfraction pour des applications de détection, ainsi qu'un bref état de l'art de leurs performances. Parmi les configurations les plus rencontrées, on distingue notamment les capteurs à résonance plasmonique de surface (SPR), les capteurs interférométriques à base d'interféromètre Mach Zehnder et Young, les capteurs à cristaux photoniques, les capteurs optiques à base des Micro-résonateurs optiques. Les techniques de détection associées à ces

capteurs sont basées sur la variation d'une information caractérisant l'onde lumineuse comme :

1. La variation de l'onde lumineuse : Elle est basée sur la comparaison entre la lumière injectée dans le dispositif par rapport à celle de sortie. L'amplitude de l'onde étant modifiée relativement à l'action d'une perturbation du milieu dans lequel le capteur se trouve [37].

2. La variation de phase : l'exploitation de décalage induit par la réflexion totale interne afin l'utiliser pour une application capteur [38-39].

3. La variation de cohérence temporelle : La variation de cohérence temporelle : cette technique repose sur le principe d'interférométrie qui consiste à mettre en place une différence de chemin optique, donc un retard, entre les deux bras de l'interféromètre inférieur à la longueur de cohérence de la source utilisée [40].

II.2.10 Rôle du capteur :

Parmi les informations de toutes natures issues de notre environnement, on distingue les grandeurs physiques associées à des événements climatiques, géométriques ou encore lumineux ou temporels. Le rôle du capteur est de rendre exploitable ces différentes grandeurs physiques en vue de leur traitement ultérieur.

Mesure de présence : indique la présence d'un "objet" à proximité immédiate ;

- Mesure de position, de déplacement ou de niveau : indique la position courante
- D'un objet animé d'un mouvement de rotation ou de translation ; Mesure de vitesse : indique la vitesse linéaire ou angulaire d'un "objet" ; Mesure d'accélération, de vibrations ou de chocs ;
- Mesure de débit, de force, de couples, de pressions
- Mesure de température, d'humidité [41].

II. 3. Différents types de capteurs

II. 3. 1. Biocapteurs

Un capteur physique devient un « bio-capteur » en déposant un récepteur chimique ou biologique à sa surface [42]. Un biocapteur est donc un dispositif qui utilise les réactions moléculaires pour détecter une cible à analyser. Il associe physiquement l'élément de

reconnaissance (récepteur) à un transducteur qui traduit la réaction entre le récepteur et sa cible en un signal physique interprétable (figure II.5).

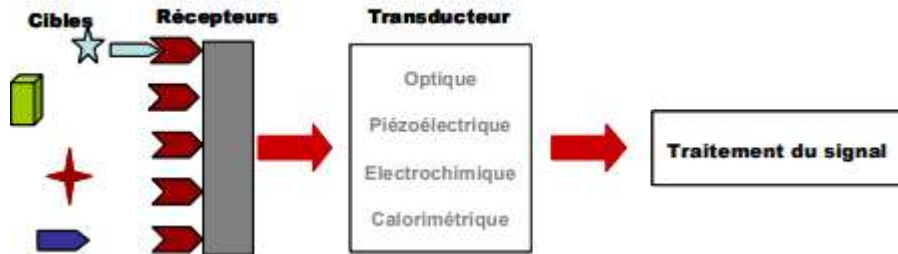


Figure II.5.principe de fonctionnement d'un biocapteur.

Il existe plusieurs types de biocapteurs. Ils se distinguent principalement par le mode de transduction (optique, électrochimique, mécanique ou thermique) ou par la nature de récepteur (chimique ou biologique) [43-44]. Dans le cadre de notre étude, nous nous intéressons à l'un de ces modes de transduction : la résonance des plasmons de surface ou SPR. La SPR permet de détecter et quantifier des interactions moléculaires. De plus, il offre la possibilité de suivre les interactions en temps réel [45]. La SPR peut être appliquée à toutes les applications moléculaires sans marquage des molécules et indépendamment de la nature de récepteur.

Les nombreuses possibilités ouvertes dans ce domaine et le besoin de plus en plus important pour développer des appareils robustes et fiables permettant la compréhension des phénomènes biomoléculaires ont donné naissance à des entreprises spécialisées dans la vente d'appareils SPR, telle que la compagnie BIAcore International créée en 1990 [46]. La configuration des instruments conventionnels tels que le BIAcore et le principe de fonctionnement sont illustrés dans la figure I-10. Figure I

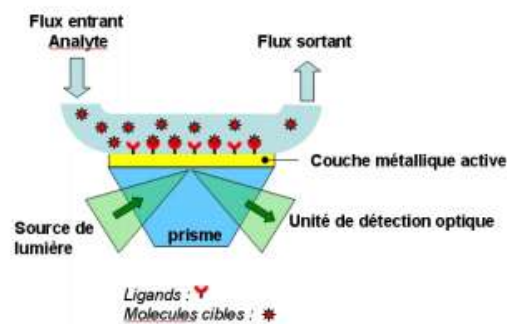


Figure II.6 : Principe de fonctionnement d'un équipement SPR conventionnel.

Ce type d'appareil trouve différentes applications industrielles, en particulier dans l'agroalimentaire [47], l'immunogénicité [48], la protéomique [49,50] et la découverte de médicaments [46]. Plus précisément, la technologie SPR permet de détecter les interactions [51] suivantes :

- protéine/protéine
- ADN/ADN
- protéine/ADN
- lipide/protéine
- systèmes hybrides des molécules.

Le principe de fonctionnement peut se résumer ainsi : le ligand (récepteur) est immobilisé sur l'interface du biocapteur (prisme) pour capturer les cibles appelées ici analytes qui sont injectées sur cette interface par un flux continu à l'aide d'un système microfluidique. Le phénomène de résonance des plasmons de surface est alors détecté grâce à l'interaction entre le faisceau lumineux et la surface d'or. Le signal détecté traduit l'interaction ligand/analyte à l'interface du biocapteur. Les changements de masse (d'indice de réfraction) induits par l'association ou la dissociation des complexes provoquent une perturbation locale de l'indice du milieu diélectrique et influent sur la position de l'angle de résonance. L'enregistrement du déplacement de l'angle de résonance en fonction du temps permet de suivre l'association et la dissociation entre l'analyte et le ligand. Le signal SPR est exprimé en unité de résonance (RU) et tracé en fonction du temps sous la forme d'un sténogramme. À titre d'exemple, dans la technologie BIAcore, une variation de 1000 RU correspond à une déviation de l'angle de résonance de 0,1 degré et à une fixation de 1ng de protéine par mm² de surface. Une analyse mathématique des données enregistrées permet de quantifier le nombre de molécules greffées et de déterminer les paramètres cinétiques et l'affinité à l'équilibre de l'interaction ligand-analyte.

II. 3.2. Capteurs physiques

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

II. 3.3. Les capteurs chimiques

Les capteurs chimiques sont destinés à la détection et/ou à l'analyse de la concentration d'espèces chimiques ou biochimiques, gazeuses ou liquides en général. L'analyse d'espèces solides, bien que moins évidente, peut cependant être envisagée. Contrairement aux autres types de capteurs, les capteurs chimiques ont connu un succès limité sur le plan commercial, malgré la forte demande de nombreux secteurs de l'économie, tels que les industries chimique, métallurgique, automobile, électronique, agro-alimentaire, l'environnement, le domaine médical, les biotechnologies, etc... . Ce fait est vraisemblablement lié à la difficulté technique de transformer une grandeur telle que la concentration d'une espèce chimique dans un liquide ou un gaz en signal électrique, tout en assurant simultanément reproductibilité, sensibilité et sélectivité. Un capteur chimique en lui-même est composé de deux parties essentielles : La première concerne la réception. Il s'agit de la partie qui transforme l'information chimique en une forme de signal ou d'énergie mesurable. Cette réception peut être soit physique (ce sont typiquement les capteurs basés sur les mesures d'absorbance, de l'indice de réfraction, de la modification de masse, ...), soit chimique (systèmes où il y a une réaction chimique avec l'échantillon à analyser qui donne naissance à un signal) [52].

La deuxième partie est la transduction. C'est la partie qui concerne la transformation du signal ou de l'énergie obtenue précédemment en un signal exploitable. Les différents principes de la transduction d'un capteur chimique sont très nombreux : optique, électrochimique, électrique, massique, thermoélectrique [53].

II. 4. Les capteurs optiques

II. 4. 1. Généralités sur les capteurs optiques :

Lorsqu'on parle de capteurs optiques, on peut parler de capteurs pour l'imagerie comme les CCD (pour Charge-Coupled Device) ou les CMOS (pour Complementary Metal Oxide Semiconductor) qui sont des détecteurs présents dans les caméras ou les appareils photo numériques. Ils sont constitués d'une matrice de cellules photosensibles miniatures qui permet de recomposer une image par pixellisation. Ces capteurs optiques sont donc des capteurs permettant de mesurer l'intensité lumineuse. Mais nous allons surtout parler ici de capteurs optiques où la mesure optique de l'intensité lumineuse est l'outil de mesure d'une grandeur physique telle que : la déformation, la pression ou la température. La grandeur physique est donc déterminée par des dispositifs capables de détecter l'intensité lumineuse et la longueur d'onde des photons.

II. 4. 2. Classes d'effets des capteurs optiques :

Les capteurs optiques exploitent plusieurs grandes classes d'effets

- a. **L'effet photoélectrique** : sous l'effet d'un rayonnement électromagnétique dont la longueur d'onde est inférieure à une certaine valeur, certains matériaux (généralement des métaux) ont la propriété de libérer des électrons.
- b. **L'effet pyroélectrique** : sous l'effet du changement de température provoqué par le rayonnement électromagnétique, certains cristaux comme le sulfate de tri-glycine se polarisent en surface

II.4. 3. Longueur d'onde :

La longueur d'onde peut être définie comme la distance séparant deux crêtes successives d'une onde périodique. Elle est communément notée par la lettre grecque λ (lambda) et représente l'équivalent spatial de la période temporelle. Ainsi pour une onde périodique de fréquence ν , se propageant dans le vide avec une vitesse correspondant à la célérité c en m/s (valeur approximative $c \sim 3.108\text{m/s}$), sa longueur d'onde dans le vide est définie par :

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \quad \text{II.3}$$

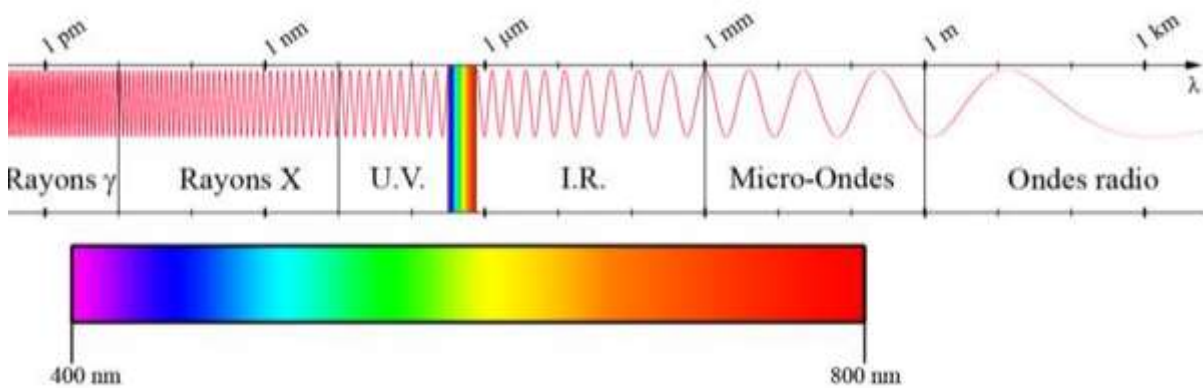


FIG. II.7. Spectre électromagnétique contenant le spectre visible en fonction de la longueur d'onde λ .

II.4.4. Les capteurs par fibre optique :

Parmi les capteurs optiques on distingue les capteurs par fibre optique des autres (photorésistance, photodiode, CCD, CMOS etc...). Un capteur par fibre optique est défini par

un dispositif dans lequel l'information est créée dans le chemin optique par réaction de la lumière à la grandeur à mesurer. Il faut alors transporter l'information vers le récepteur optique par l'intermédiaire d'une fibre optique. Le récepteur optique étant souvent un spectromètre. On distingue les capteurs optiques actifs et passifs. Un capteur est dit passif lorsqu'il n'y a pas de source lumineuse c'est-à-dire que la lumière est générée automatiquement par le phénomène physique qu'elle mesure (fluorescence par exemple). Nous ne nous intéresserons qu'aux capteurs actifs. Un capteur à fibre optique actif est constitué d'une source lumineuse, d'une fibre optique, d'un transducteur (élément sensible à la grandeur) et d'un récepteur optique (cf. figure. II.8).

Fig. a

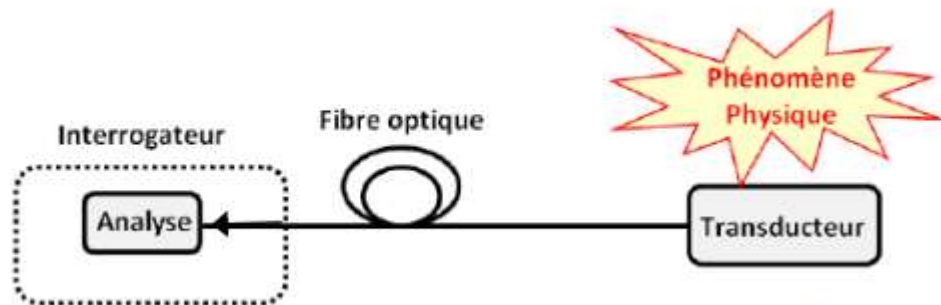


Fig. b

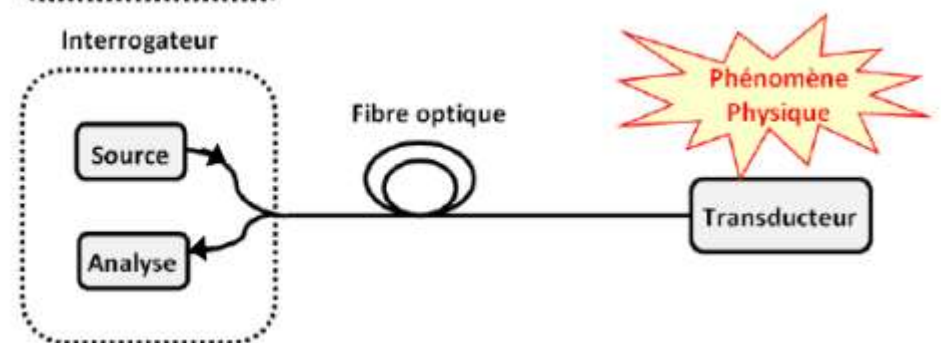


FIG. II.8. Principe de fonctionnement d'un capteur à fibre optique (a) passif et (b) actif.

Par ailleurs nous ne parlerons que de capteur par fibre optique intrinsèque où le transducteur est situé à l'intérieur de la fibre (par opposition aux capteurs extrinsèques où le transducteur est à l'extérieur). Il existe de nombreux avantages aux capteurs par fibre optique. Voici une liste non exhaustive de quelques-uns de ces avantages que nous détaillerons notamment.

- Intégrabilité facilité : taille très petite (125 μm de diamètre pour une fibre standard)
- Poids réduit
- Mesure déportée : le traitement de l'information peut être fait à des kilomètres de la

- Partie active de la fibre débit très élevé pour transmettre de l'information
- Résistance aux températures élevées
- Résistance aux environnements corrosifs et explosifs

Enfin parmi ces capteurs par fibre optique actif intrinsèque, on distingue encore deux sous-catégories : les capteurs par fibre optique ponctuels (ou distribués) et les capteurs par fibre optique répartis (ou continus).

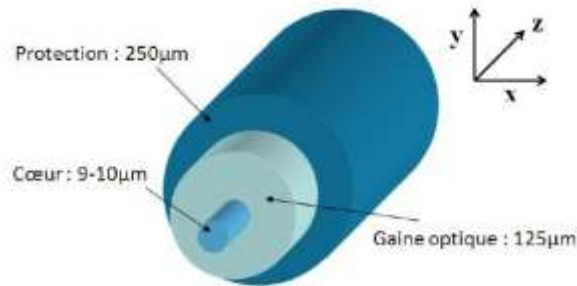


Figure II.9 : Structure interne d'une fibre optique monomode.

II.4. 5. Capteurs répartis et capteurs ponctuels :

La surveillance d'ouvrage de génie civil permet de mener à temps les réparations nécessaires afin d'éviter des accidents souvent catastrophiques. Il est donc important de réaliser des mesures en temps réel sur ces ouvrages. D'ordinaire de telles observations sont menées a minima par des inspections visuelles nécessitant des moyens humains et des moyens d'accès à l'ouvrage. Cependant ces moyens humains induisent des coûts non négligeables et peuvent présenter des risques importants. De plus l'observateur n'a accès qu'à des évaluations imprécises de l'état de surface sans connaissance des déformations internes. C'est pourquoi les mesures par fibre optique très peu intrusives se sont imposées en SHM (surveillance de structure). La fibre y est à la fois le support de transmission de l'information et l'élément capteur.

a. Les capteurs à fibre optique répartis :

Dans ce type de capteur, tout point de la fibre est sensible à la grandeur. Ceci permet d'avoir une mesure en tout lieu sur une portée très grande allant jusqu'à plusieurs dizaines de kilomètres, avec une résolution pouvant aller jusqu'au centimètre. La discrimination de l'information provenant des différents points sensibles est effectuée en fonction du temps

d’aller-retour de l’impulsion (temps de vol). Pour la surveillance d’ouvrages, la mesure continue sur la fibre a un avantage certain par rapport à la mesure ponctuelle, notamment pour les ouvrages de grande dimension. Cependant sa résolution limitée est souvent un inconvénient.

b. Les capteurs à fibre optique ponctuels :

La zone sensible de la mesure est ici limitée à quelques centimètres. L’utilisation de ce type de capteur pour la surveillance d’ouvrages nécessitera un grand nombre de capteurs (multiplexage important). Dans l’optique de réaliser un capteur de haute précision, la très bonne résolution des capteurs ponctuels, tels que les réseaux de Bragg, peut être un atout majeur. Dans la suite de cette thèse nous nous intéresserons très majoritairement aux capteurs à fibre optique ponctuels et en particulier aux capteurs par fibre de Bragg.

II.5. classifications des capteurs optiques

Les domaines des télécommunications optique sa conduit à s'affranchir des perturbations électromagnétiques basses fréquences et à limiter les pertes optiques par propagation. Cette limitation a donc permis de mieux étudier le comportement des dispositifs L'utilisation de composants optiques, comme la fibre optique standard ou sous-marine dans les fs optiques vis-à-vis des perturbations environnementales. Ainsi, le développement de capteurs optiques performants est rendu possible en s'intéressant aux différents mécanismes d'interactions physiques extérieurs que l'on souhaite caractériser (**Figure II.10**). Il existe actuellement plusieurs capteurs optiques comme les capteurs de pression, de température, de vitesse, de position, d’humidité, mais aussi des capteurs biologiques.

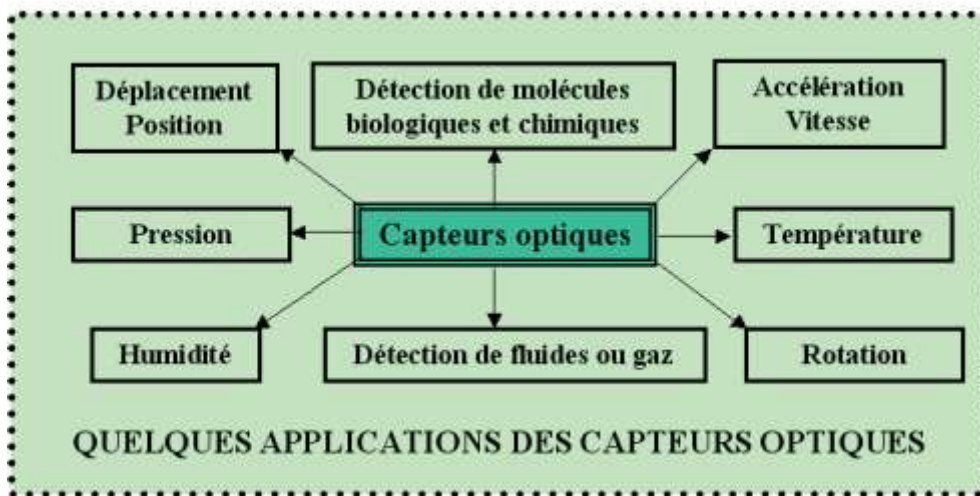


Figure II.10: Quelques exemples de grandeurs physiques détectables par des moyens optiques

Il existe plusieurs classifications des capteurs. La plus répandue se réfère à la nature des mesurandes ou à la transduction, de façon indépendante de l'utilisation [54].

II.6. biocapteurs optiques

II.6. 1. Capteurs à résonance plasmon de surface

Dans cette section, nous présenterons son exploitation générale en bio-détection, biocapteur SPR en particulier. Finalement, nous discuterons de l'importance de la micro-fluidique dans ce domaine. Notons que cette section ne couvre pas tous les aspects des systèmes de détection, comme les biocapteurs, ni des systèmes micro fluidiques. Notre but se limite à présenter brièvement l'importance de technique SPR et de la microfluidique pour un système de détection.

Les capteurs de molécules sont devenus aujourd'hui indispensables dans de nombreux domaines allant de la recherche scientifique (fondamentale et appliquée) à l'observation des processus de production industrielle ou le contrôle de l'environnement mais aussi et surtout dans le secteur des sciences de la vie (biologie, biochimie, médecine, agroalimentaire et écologie). Capteurs à résonance des plasmons de surface sont intensivement utilisés pour leur grande sensibilité Les, leur réponse rapide en temps réel et leur grande précision. Nous avons vu dans la première partie de ce chapitre qu'une conséquence énergétique de la résonance des plasmons de surface (SPR) est visible sur le faisceau lumineux réfléchi, qui présentera une chute d'intensité à l'angle de résonance si la détection se fait par interrogation angulaire, ou bien à la longueur d'onde de résonance si elle se fait par modulation de la longueur d'onde de la lumière incidente (figure. II. 11). Il existe donc deux méthodes de détection d'après la condition de couplage (de résonance) [55,56].

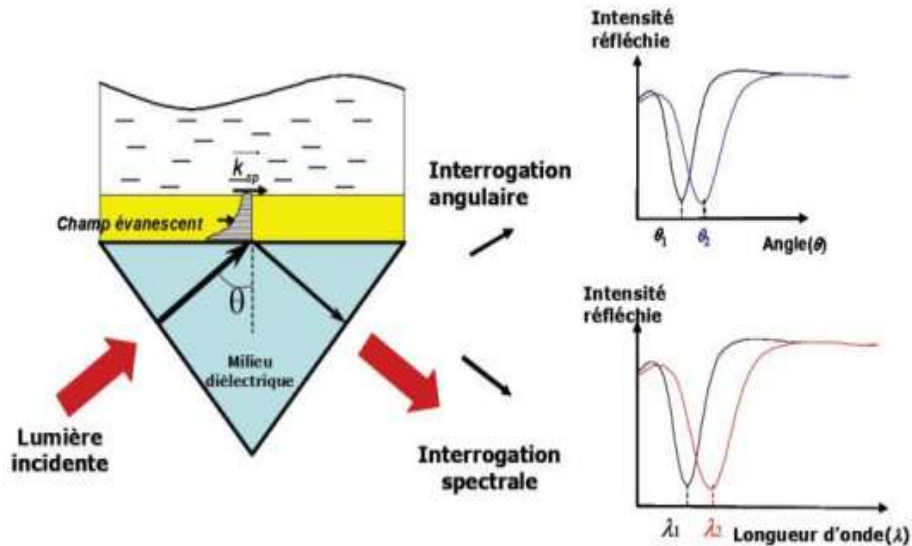


figure II.11: Principe du capteur SPR. Deux méthodes sont utilisées pour traquer la résonance des plasmons : l'interrogation angulaire qui consiste à faire varier θ pour une longueur d'onde fixée, ou l'interrogation spectrale qui consiste à faire varier la longueur d'onde pour un angle θ fixé. Une variation de l'environnement (indice) se traduira par un décalage des pics de résonance.

- 1- l'interrogation angulaire (θ) qui consiste à suivre la position angulaire du minimum de réflectivité SPR à une longueur d'onde λ fixe et
- 2- l'interrogation spectrale qui consiste à suivre la position spectrale (λ) du minimum de réflectivité SPR à un angle d'incidence θ fixe.

Différentes configurations de capteur SPR ont été développées : à partir de guide d'onde optique, de réseaux ou de prisme (configuration de Raether-Kretschman) qui reste le coupleur le plus usuel [57]. Durant la dernière décennie, on voit apparaître l'utilisation de fibres optiques comme coupleur sous différentes formes. Les capteurs à fibre optique ont un mérite, c'est celui d'avoir ouvert des domaines d'applications industrielles pour la mesure dans des endroits inaccessibles. L'utilisation des fibres optiques présente en plus des qualités générales des capteurs optiques, des avantages très attractifs sur lesquels nous reviendrons dans la suite du chapitre (immunités aux champs électromagnétiques, légèreté, faible encombrement et petite taille).

II.6. 2. Capteurs interférométriques

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

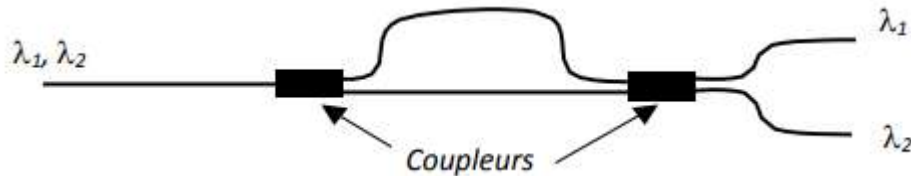


Figure II.12: Interféromètre Mach-Zehnder intégré

Le principe de l'interféromètre Mach-Zehnder de la figure II.12 consiste à comparer le signal issu d'un guide non fonctionnalisé (bras de référence) au signal issu d'un bras fonctionnalisé (avec les molécules d'intérêt). La lumière issue de la source se divise en deux au niveau du premier coupleur Y, elle se propage alors dans chacun des deux bras. Il y a recombinaison de celle-ci au niveau du second coupleur. Cette superposition cohérente de la lumière se traduit par un phénomène d'interférences des deux champs en sortie de l'interféromètre.

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

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

Vaut alors
$$p(t) = \frac{p_0}{2} \cdot (1 + \cos \Delta\phi(t)) \quad \text{II.4}$$

avec
$$\Delta\phi = L \cdot \frac{2\pi}{\lambda} \cdot \left(\frac{\partial N}{\partial e_b} \cdot \Delta e_b + \frac{\partial N}{\partial n_b} \Delta n_b \right) \quad \text{II.5}$$

Où :

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

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

La sensibilité obtenue en fonction des variations d'indice de réfraction du milieu couvrant est alors de l'ordre de $\Delta\phi/\Delta n_c = 2, 64.103.\pi$ [58]. En considérant qu'un déphasage de $\pi/20$ est détectable sans ambiguïté, la résolution en indice vaut $\Delta n_c = 2.10^{-5}$ pour une longueur d'interaction L égale à 12 mm.

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

II.6. 3. Capteur à résonateurs en anneaux

La proposition d'utiliser un résonateur annulaire intégré pour un filtre passe-bande a été faite en 1969 par E. A. Marcatili . La structure du filtre de chute de canal est illustrée à la figure II.13. Les propriétés de transmission du guide utilisé consistant en une tige diélectrique de section transversale rectangulaire, entourées de plusieurs diélectriques d'indices de réfraction plus faibles, ont été décrites par E. A. Marcatili dans [59]

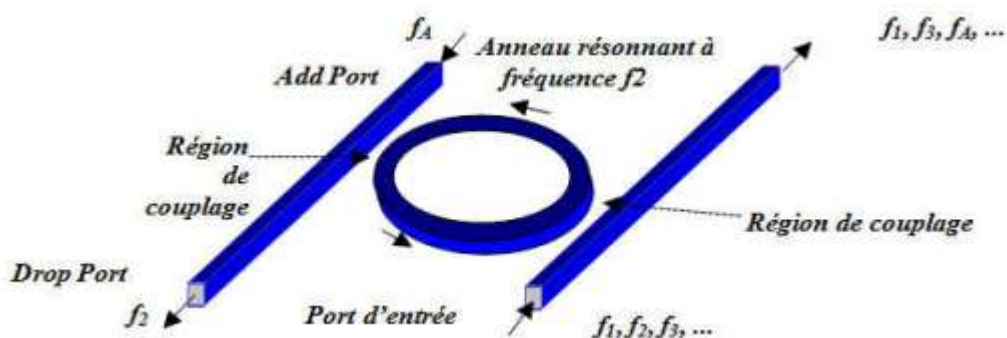


Figure II.13: Filtre de suppression de canal de résonateur en anneau.

Attributs deux résonateurs en anneaux :

Lorsqu'on parle des résonateurs en anneaux, on se réfère souvent à plusieurs quantités décrivant des attributs spécifiques du résonateur. Il existe deux caractéristiques importantes des résonateurs : la finesse F et le facteur de qualité Q.

a. facteur de qualité :

Le facteur de qualité (Q) est une grandeur utilisée pour exprimer le confinement temporel de l'énergie dans un résonateur. Plus la lumière demeure dans le résonateur (avant d'en sortir), plus le facteur de qualité est élevé, et meilleur est le résonateur. Peut être défini en fonction de celle-ci par la relation [60][61]:

$$Q = \frac{\lambda_r}{\Delta\lambda} = \frac{\omega_r}{\Delta\omega} \quad \text{II.6}$$

Avec ω_r la fréquence à la résonance. $\Delta\omega$ (full width at half maximum, FWHM) et λ_r le rapport entre la longueur d'onde centrale e résonance et de sa largeur à mi-hauteur Le facteur de qualité est inversement proportionnel au FWHM, ce qui implique qu'une résonance étroite dans le domaine fréquentiel correspond à un résonateur à faibles pertes.

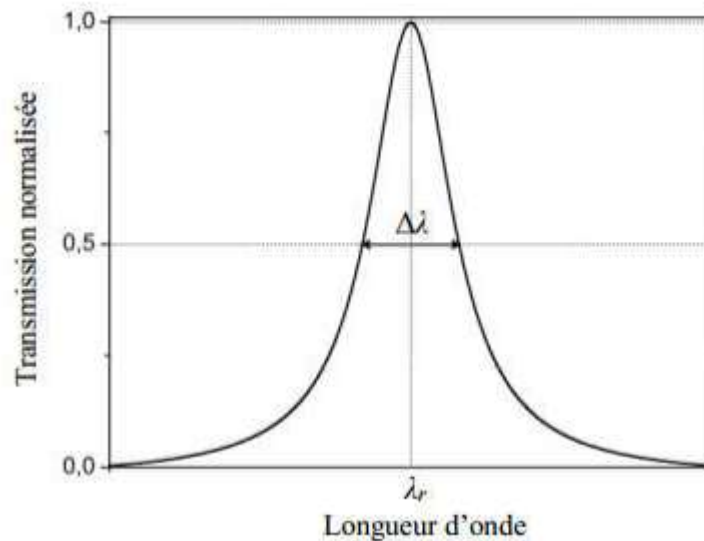


Figure II.14 : Réponse spectrale d'un résonateur en anneau.

b.Finesse :

En plus du facteur de qualité, une autre mesure communément utilisée est la finesse (F) du résonateur. Elle est définie comme le rapport entre l'intervalle spectral libre (: la distance entre deux pics) et la largeur à mi-hauteur ($\Delta\lambda$) d'une résonance

$$F = \frac{ISL}{\Delta\lambda} \quad \text{II.7}$$

La finesse est d'autant plus grande que les pics sont étroits. Elle se rapporte au nombre de passages du champ dans le résonateur, ainsi, pour des résonateurs de haute finesse, le champ intra-résonateur peut être très élevé, ce qui favorise l'apparition d'effets non-linéaires. Une finesse élevée est un atout important pour ce type de résonateurs, ce qui fait d'eux de bons candidats pour d'autres applications telles que les capteurs et le filtrage [62][63]

II.6. 4. Capteurs à cristaux photoniques :

Les cristaux photoniques (PhCs) sont l'un des domaines de recherche les plus populaires en nano-optoélectronique et photonique de nos jours. Le cristal photonique, est une architecture périodique semblable à celle des cristaux minéraux, mais de période beaucoup plus grande, de l'ordre de quelques dizaines de nanomètres. De telles structures aident à manipuler les photons, comme un circuit électrique le ferait avec des électrons. Leur réalisation à grande échelle reste cependant problématique. Chaque jour, de nouvelles applications des PhCs sont découvertes. Lorsqu'une onde lumineuse rencontre un matériau homogène, elle est soit transmise, soit réfléchi, dans une direction et une proportion parfaitement décrites par les lois de la réflexion et de la réfraction, les lois de Snell-Descartes. Passée cette frontière, l'onde poursuit sa route en droite ligne jusqu'à l'interface suivante. Manipuler la lumière dans ces conditions ne peut se faire qu'à une échelle macroscopique, par des jeux des guides d'ondes, les fibres optique, les lasers à faible seuil, ...etc.

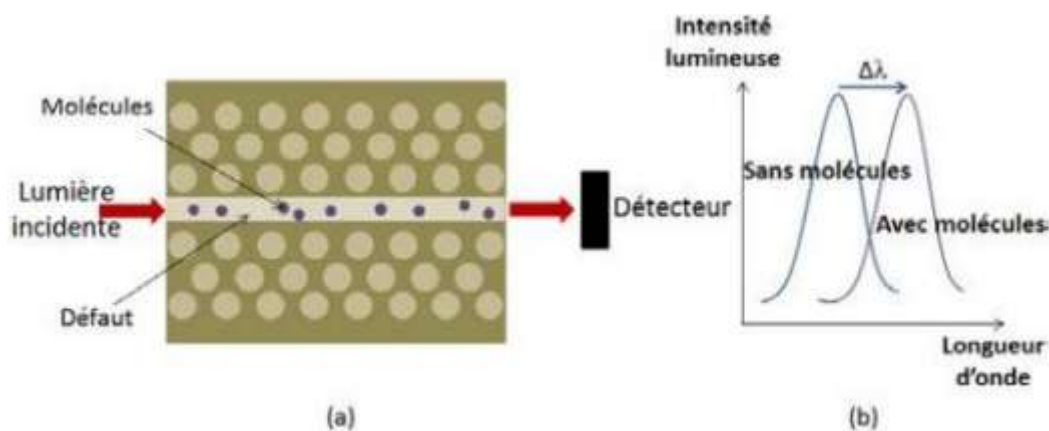


Figure II.15. Principe d'un capteur à base d'un cristal photonique à deux dimensions

II.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons parlé sur des généralités des capteurs optiques. Nous avons présenté quelque définition et généralités sur de capteur, ainsi que les paramètres caractérisant les performances d'un capteur. Comme nous l'avons mentionné les différents de type de des capteurs et les classes d'effets des capteurs optiques. A la fin nous avons présenté un état de l'art des biocapteurs optiques.

***Chapitre III : Résultats
et discussion***

III.1. Introduction

Récemment, le plasmonique a été largement appliqué en bio-détection sans marquage (*Label-free detection*), en raison de sa capacité à produire des points chauds à l'échelle nanométrique, qui sont proches de la taille des bio-particules. Les capteurs biologiques et chimiques basés sur la technologie plasmon de surface sont devenus des outils privilégiés de détection et d'analyse. Dans ce cadre, ce travail de mémoire consistera à l'étude numérique d'un nouveau capteur plasmonique basée sur un guide d'ondes métal-isolant-métal (MIM) pour une détection des analytes biologiques à l'aide du logiciel Rsoft CAD. L'objectif de ce travail est dédiée à la proposition et la description des structure plasmonique pour la bio-détection optique. Cette étude est basée sur l'analyse des paramètres physiques et géométrique des structure étudier a fin obtenir un capteur plasmonique avec des bonnes performances de détection.

III.2. Outil et méthode de simulation

III.2.1 Définition du Simulateur Rsoft CAD

RSoft CAD est le programme de base de RSoft Photonics Suite. Contrôle du module de simulation périphérique passif BeamPROP, FullWAVE, Band SOLVE, modding de réseau et modding de diffraction par RSoft. Utilisé pour définir une entrée Les exigences les plus importantes de ces modules de simulation sont : les propriétés des matériaux et Forme structurelle du dispositif photonique. Les utilisateurs doivent généralement le faire en premier Après avoir conçu la structure avec l'interface CAO, Simulation pour modéliser différents aspects des performances de l'appareil. [62]

III.2.2 Modules de simulation associés

Dans RSoft CAD il existe plusieurs types des modules de simulation, par exemple FullWAVE et c'est ça la base de notre travail

III.2.2.1 FullWAVE :

Les simulations numériques ont été effectuées avec le logiciel Fullwave qui est un logiciel de simulation électromagnétique, basé sur la méthode des différences finis dans le domaine temporel [63]. La méthode FDTD repose sur la résolution des équations de Maxwell dans un domaine discrétisé spatialement et temporellement. Il permet de suivre l'évolution du champ EM au cours du temps en tout point de la structure. On peut ainsi obtenir les cartographies du champ EM à n'importe quel endroit et n'importe quel moment. La

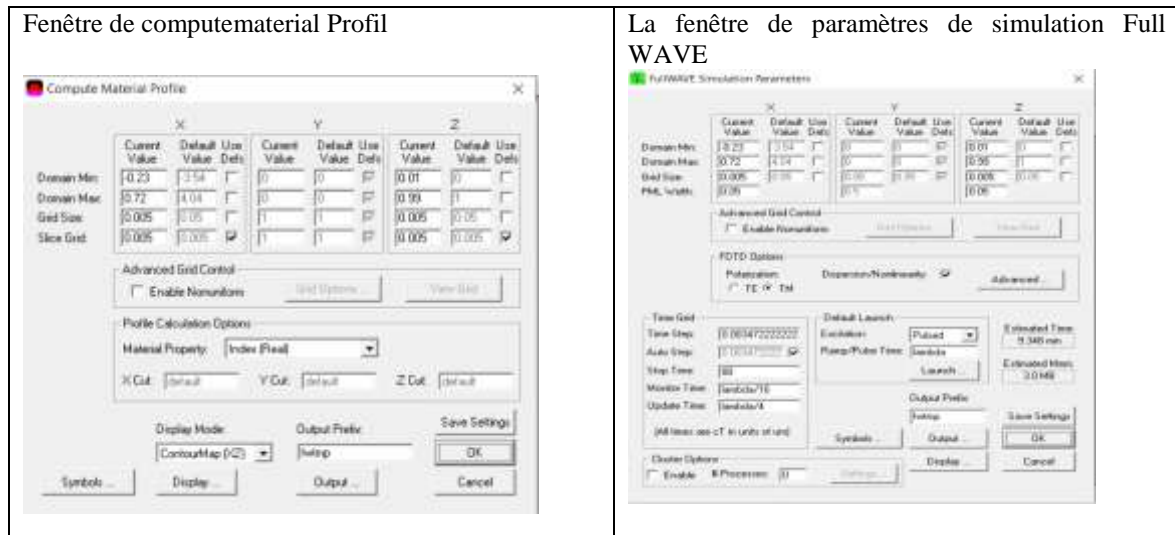
connaissance de l'évolution du champ en fonction du temps permet également d'obtenir des informations sur la réponse spectrale de la structure. Ce logiciel peut simuler des structures, formées par différents matériaux qui peuvent être métalliques ou diélectriques. L'utilisation de Fullwave nécessite de définir les matériaux qui composent la structure à l'aide de la permittivité électrique. Il faut aussi définir l'environnement de la structure et donc les conditions aux limites. Pour cela il faut disposer de conditions absorbantes aux abords du domaine de discrétisation (calcul) qui permet d'éviter les réflexions parasites engendrées aux bords de la fenêtre du calcul FDTD afin de simuler un milieu ouvert. Dans notre travail, nous considérons le modèle des couches absorbantes découverte par J.P. Béranger [64] et désigné par PML (Perfectly Matched Layer) [65] qui est parfaitement adapté aux modélisations des frontières absorbantes en électromagnétisme.

III.2.2.2 FDTD

La Méthode des Différences Finies (FDTD) dans le domaine temporel a été développée par Yee en 1966 [66], et de nombreux articles prônant ses applications futures ont paru jusqu'en 1975 [67,68]. Grâce à ses avantages et à des outils informatiques de plus en plus performants, FDTD gagne de plus en plus d'utilisateurs dans une application de plus en plus diversifiée. La méthode FDTD permet d'analyser le comportement des ondes électromagnétiques dans tout milieu (diélectrique, métallique, plasma, etc.). , Prendre en compte les géométries d'objets les plus complexes pouvant former un système. L'inversion de matrice n'est pas incluse. Sa formulation théorique très simple [69] fournit une prédiction très précise de divers problèmes de terrain. Il s'agit d'une large bande, et une excitation impulsionnelle dans le domaine temporel est suffisante pour transformer de Fourier la réponse du système sur une large bande de fréquence. [70] Une grande résolution est nécessaire, de grandes quantités de ressources informatiques et de mémoire informatique sont nécessaires, et la taille de l'espace de travail doit être réduite.

III.2 .3 les étapes de simulation

La fenêtre de programme de Rsoft CAD comporte une barre de menus en haut de la fenêtre, une barre des outils qui porte plusieurs icônes et la ligne d'état (voir figure III.1



Tableaux III.1 : Présentation des Fenêtres principales du programme R-Soft CAD

III.3. Présentation de la structure étudiée

III.3.1. Modélisation du guide d'onde MIM

Il existe différents guides d'ondes basés sur les SPP (*Surface plasmon polaritons*), par exemple des guides d'ondes semi-conducteur-isolant-semi-conducteur (SIS), guides d'onde isolant-métal-isolant (IMI) et guides d'onde métal-isolant-métal (MIM). Parmi ceux-ci, le guide d'onde MIM a de meilleures propriétés, tel que, un confinement plus fort de la lumière, longueur de propagation plus courte, faible perte de bande, taille de mode plus petite, et facile et faible coût de fabrication [71,72]. À ce jour, un certain nombre de dispositifs optiques à base de guide d'ondes MIM ont été largement étudiés, pour différentes application, nano-capteurs [73,74], les filtres [75],

Dans notre travail, la conception des structures plasmonique est basée sur les guides d'onde MIM en raison des bonnes propriétés de confinement de la lumière [76]. Un guide d'onde plasmonique MIM de largeur W [77, 78] est proposé. Il est formé en enlevant une partie de matériau dans la direction Z (voir figure.III.2 (a)). Le rôle principale de ce guide d'onde est la transmission de la lumière d'un endroit à un autre et diminué les pertes. La source est une lumière gaussienne, placée sur le côté gauche du guide d'ondes. Une fois que la lumière incidente polarisée en TM, les SPP seront excités, confinés et transmis dans le guide d'ondes MIM.

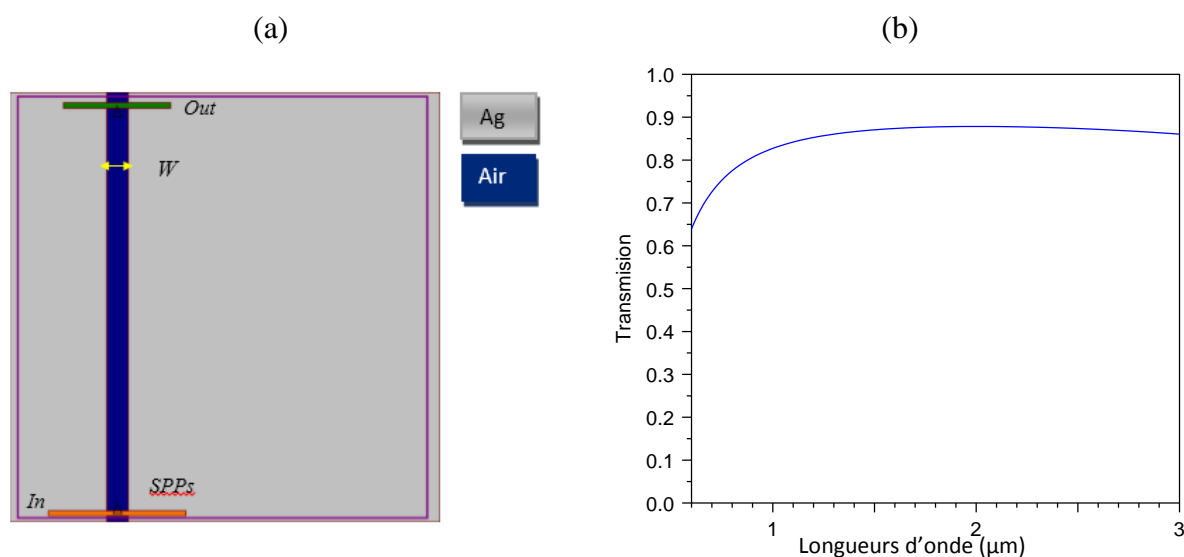


Figure. III.2 : a) Présentation d'un guide d'onde MIM simple, b) Spectre de transmission d'un guide d'onde MIM

Le spectre de transmission du guide d'onde MIM est présenté dans la figure III .2(b). Nous remarquons, ici, un bon confinement de la lumière, dans une large gamme spectrale. La transmission varie entre 65% et 85%.

III.3.2. Couplage d'un guide d'onde MIM avec une cavité circulaire et annulaire

La construction d'un circuit de plasmon de surface pratique et utilisable repose fortement sur le compromis entre propagation et confinement. A ce jour, plusieurs conceptions plasmoniques des capteurs basées sur des SPPs ont proposé pour réaliser des résonateurs optiques à hautes performances. Ces dispositifs sont basés sur des guides d'ondes métal-isolant-métal (MIM) couplés à des résonateurs circulaire, annulaire ou hexagonal. Et cela due en raison des bonnes propriétés de confinement de la lumière, de la large gamme de fréquences disponibles, et de la facilité de fabrication.

La technologie des filtres optiques a été couramment utilisée pour concevoir divers capteurs plasmoniques. La Figure. III. 3 montre les différentes topologies pour la réalisation d'un filtre optique. Comme la montre la Figure. III. 3, les filtres plasmoniques MIM basés sur un résonateur couplé latéralement à l'entrée et à la sortie des guides d'ondes (Figure. III. 3 (a)), un résonateur couplé latéralement à un guide d'ondes (Figure. III. 3 (b)) et une structure de résonateur en anneau (Figure. III. 3 (c)) sont présentés. Ces structures (Figure. III. 3 (a) à Figure.

III. 3 (c)) peuvent être utilisées comme filtres passe-bande, coupe-bande et passe-bande plasmoniques à bande étroite, respectivement.

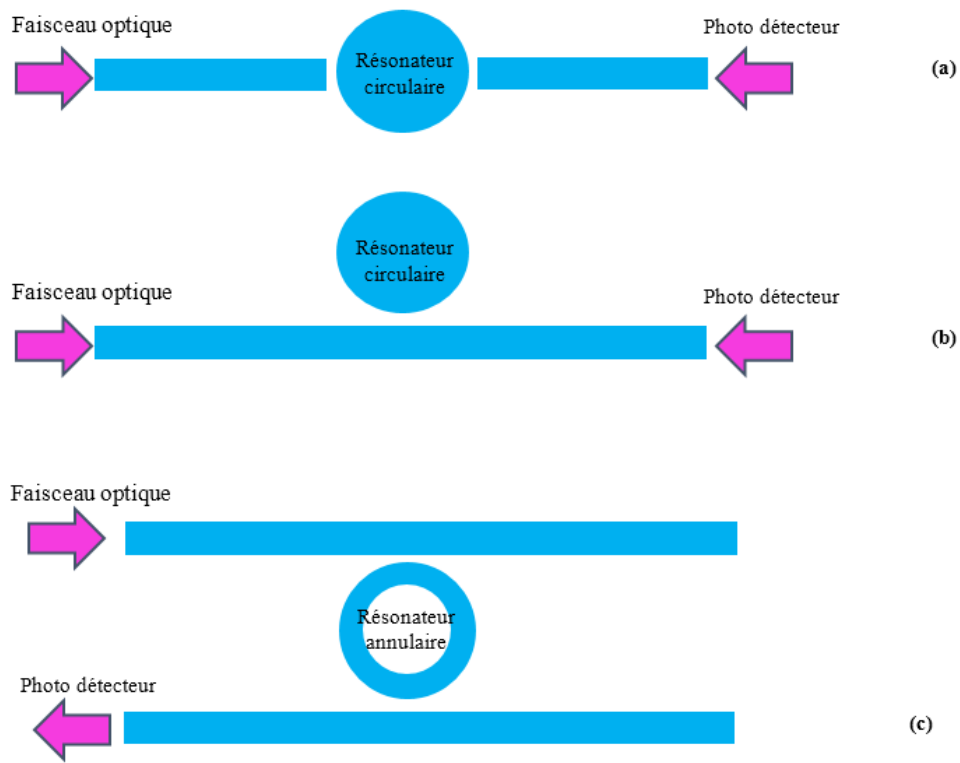


Figure. III.3 : Schéma des structures conventionnelles utilisées pour la réalisation de filtres, (a) Un résonateur couplé latéralement à l'entrée et à la sortie des guides d'ondes (b) Un résonateur côté couplé latéralement à un guide d'ondes, (c) Structure basée sur un résonateur en anneau.

La structure première proposée est basée sur un couplage d'un guide d'onde MIM avec un résonateur circulaire (figure. III. 3).

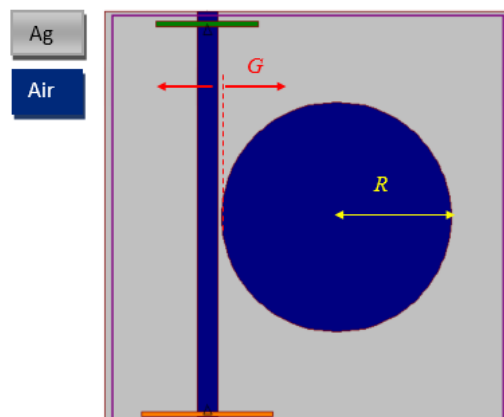


Figure. III.4 : Structure plasmonique, couplage d'un guide d'onde MIM et un résonateur en circulaire

Afin de comprendre l'effet d'un résonateur circulaire couplé latéralement au guide d'ondes, les spectres de transmission simulés sont calculés numériquement par la méthode FDTD et donnés sur la figure III.5. Ici, les paramètres géométriques de la structure proposée ont été définis comme $w=50\text{nm}$, $R=280\text{nm}$, $G=10\text{ nm}$.

Les spectres de transmission simulé et présenté dans la figure III.4.a montré l'apparence de deux mode de résonances M1 et M2 a des longueurs d'ondes $\lambda_{M1} = 0.68965\mu\text{m}$, $\lambda_{M2} = 1.0959\mu\text{m}$ respectivement.

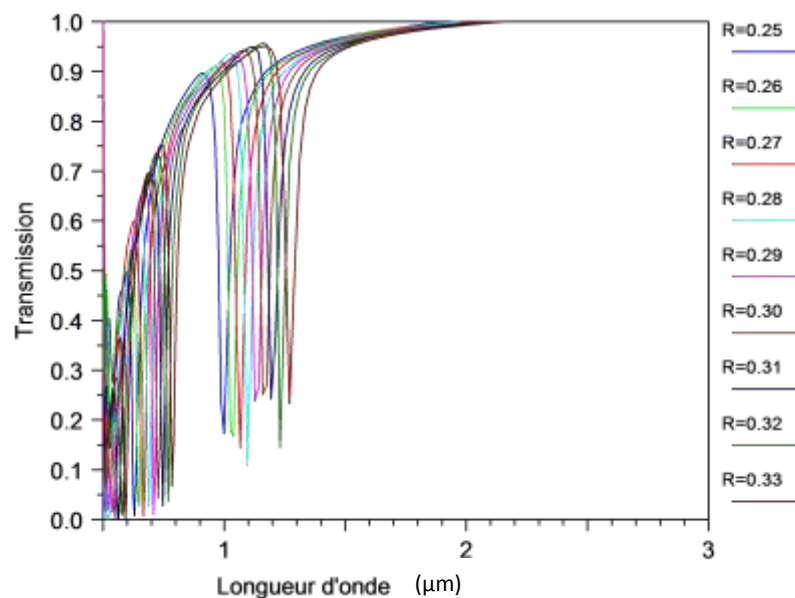


Figure. III.5 : Spectre de transmission d'un guide d'onde MIM couplé latéralement avec une Cavité circulaire

L'autre terme utilisé pour évaluer les performances d'un résonateur plasmonique est le rapport de contraction de la longueur d'onde de résonance définie comme $T_c = T_{\text{max}}/T_{\text{min}}$, où T_{max} du le montant le plus haut du creux de transmission et T_{min} le montant le plus bas du creux de transmission . T_c est également un paramètre clé pour les applications pratiques.

| Le Rayon R (μm) | Longueur d'onde de résonance mode 1 $\lambda_1(\mu\text{m})$ | Rapport de transmission $T_c=T_{\text{max}}/T_{\text{min}}$ | Longueur d'onde de résonance mode 1 $\lambda_2(\mu\text{m})$ | Rapport de transmission $T_c=T_{\text{max}}/T_{\text{min}}$ |
|------------------------------|--|---|--|---|
| 0.25 | 0.62992 | 62.27 | 1 | 5.1922 |
| 0.26 | 0.65041 | 20.85 | 1.039 | 5.4539 |
| 0.27 | 0.66667 | 81.0891 | 1.0667 | 6.3936 |
| 0.28 | 0.68965 | 23.3421 | 1.0959 | 8.7088 |
| 0.29 | 0.70796 | 62.1616 | 1.1268 | 3.9092 |
| 0.30 | 0.72727 | 16.27316 | 1.1594 | 3.7538 |
| 0.31 | 0.74766 | 25.36991 | 1.194 | 3.91397 |
| 0.32 | 0.76923 | 19.71557 | 1.2308 | 6.58085 |
| 0.33 | 0.78431 | 11.23057 | 1,2699 | 4.07579 |

Tableau. III.2 : Variation de la longueur d'onde de résonance et le rapport de transmission T_c des deux creux en fonction du R le rayon de la cavité circulaire.

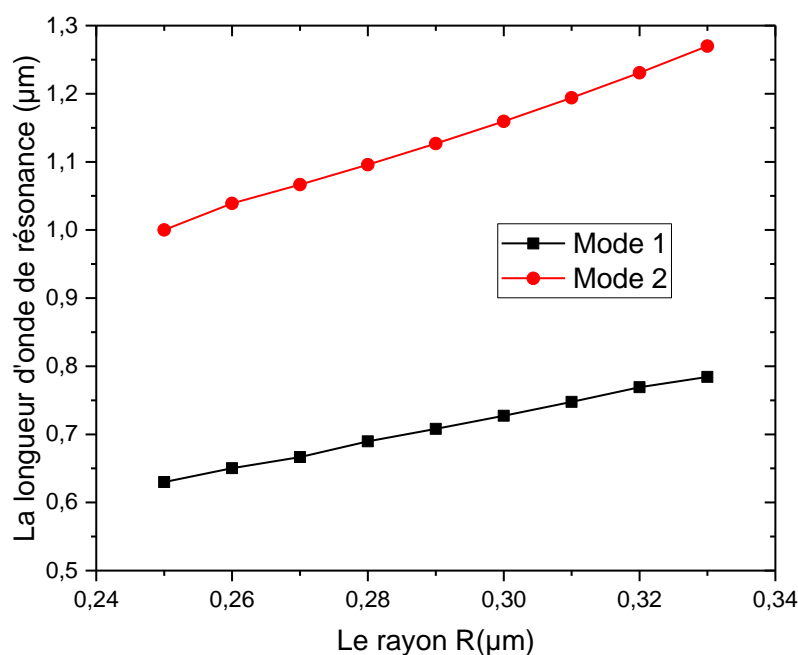


Figure III.6 : Variation de la longueur d'onde de résonance (λ_M) en fonction du R

La figure. III. 6 montre variation de la longueur d'onde de résonance (λ_M) en fonction du R1. Deux modes de résonances apparaitre dans cette figure. Nous constatons également un décalage de la valeur de la longueur d'onde de résonance des deux modes vers les longueurs d'onde les plus grandes.

Le résonateur en anneau est un dispositif optique largement utilisé pour le filtrage, la commutation, le multiplexage en longueur d'onde (WDM), etc. Généralement, il est conçu pour être avec une large plage spectrale libre (FSR), une grande finesse et un grand taux d'extinction, selon les applications. Mais en raison de sa grande finesse, des fréquences de résonance précises doivent être évaluées avec précision, sinon le résonateur en anneau ne fonctionnera pas dans les conditions de résonance On/Off attendues.

La structure proposée comprend un guide d'ondes MIM et un résonateur annulaire circulaire à couplage latéral (figure. III. 7). Contrairement à une cavité circulaire unique, le résonateur proposé peut offrir un mode de résonance plasmoniques dans de la zone du moyen infrarouge, et ceci est très souhaitable pour des applications en bio-détection, car nombreuses molécules absorbent ou émettent spécifiquement des rayonnements infrarouges dans cette zone.

Les deux modes M1 et M2 obtenus à partir de la structure proposée ont conduit à des mécanismes et des performances optiques différents pour des paramètres géométriques variables. L'un est attribué à l'excitation d'un mode de résonance d'ordre élevé dans le résonateur circulaire depuis la rupture structurelle, et l'autre est causé par le mode de résonance inhérent dans le trajet d'air central. Si la variation de l'anneau circulaire revient à agrandir la longueur équivalente de la cavité Fabry-Pérot (F-P) et à modifier le chemin optique, ce qui se traduira par une nouvelle propriété dans le capteur plasmonique proposé. Cette fonctionnalité a permis à la structure de la proposition d'avoir des applications plus fonctionnelles et diverses.

Les résultats de la simulation peuvent simultanément obtenir la haute sensibilité (S) et le facteur de mérite (FOM) en optimisant les paramètres structurels pour concevoir des dispositifs de nano-capteurs multicanaux. Le système développé peut ouvrir de nouvelles voies pour réaliser plusieurs modes de résonances dans des nanostructures plasmoniques sur puce et avoir un avantage inhérent pour atteindre des niveaux élevés d'intégration.

Afin de comprendre l'effet d'un résonateur en anneau couplé latéralement avec le guide d'ondes, les spectres de transmission simulés sont calculés numériquement par la méthode FDTD et donnés sur la figure III.8. ici, les paramètres géométriques de la structure proposée ont été définis comme $w=50\text{nm}$, $R=280\text{nm}$, $G=10\text{ nm}$, $R2$ variable

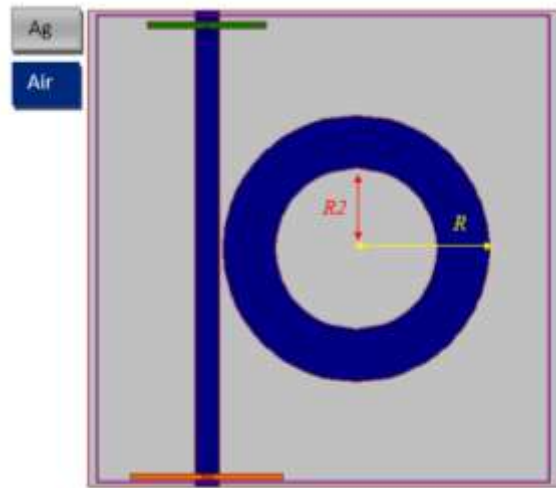


Figure. III. 7 : Structure plasmonique, couplage d'un guide d'onde MIM et un résonateur en anneaux

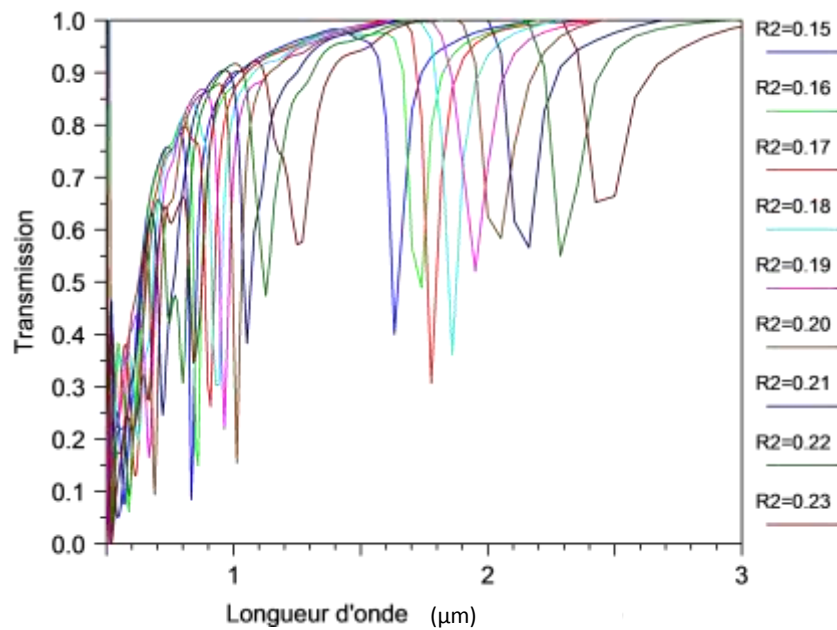


Figure. III. 8 : Spectre de transmission d'un guide d'onde MIM couplé latéralement avec une cavité circulaire

La figure. III. 8 montre les caractéristiques de transmission à la sortie de la structure proposée. Les spectres de transmission ont été étudiés à différentes valeurs de $R2$. L'augmentation du rayon $R2$ augmentera légèrement la longueur effective du résonateur en anneau, permettant à la longueur d'onde de résonance de se déplacer vers le milieu infrarouge (figure. III. 9). Ceci est particulièrement intéressant pour des applications en biomédical, car

nombreuses molécules absorbent ou émettent spécifiquement des rayonnements infrarouges dans cette zone.

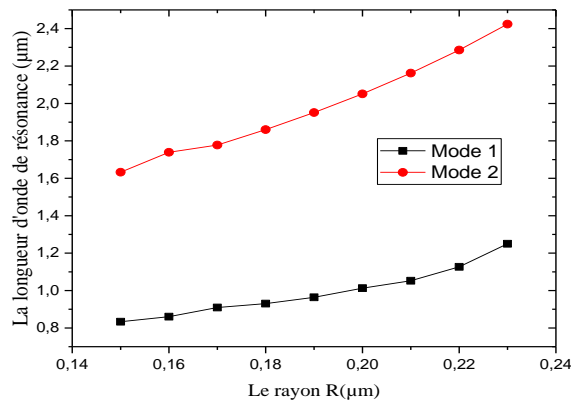


Figure III. 9: Variation de la longueur d'onde de résonance (λ_M) en fonction du R2

Les structures proposées peuvent être utilisées comme des capteurs d'indice de réfraction, en raison des caractéristiques extrêmement sensibles aux différents matériaux diélectriques.

III.3.3 la première structure proposée d'un capteur RI plasmonique à base d'un guide d'onde MIM couplé latéralement à une cavité en anneaux avec un défaut.

La structure du premier biocapteur proposée (figure. III.10 a) comprend un guide d'ondes MIM et un résonateur annulaire à couplé latéralement, comprenant un chemin d'air principal dans le nano-disque interne du Ag, et cette conception est moins discutée auparavant dans le système de cavité-MIM plasmonique. Contrairement à une cavité circulaire unique et à un anneau circulaire, le résonateur proposé peut offrir plus de modes de résonance plasmoniques.

Notre étude consiste à calculer le spectre de transmission qui, en présence d'un liquide dans la cavité annulaire, induirait un déplacement en longueur d'onde de la résonance λ_{res} d'une valeur déterminée. Pour calculer la sensibilité S et la limite de détection du capteur plasmonique, on calcule le décalage de longueur d'onde de résonance λ_{res} pour la plus petite variation de l'indice de réfraction possible

La Sensibilité (S) est un paramètre vital pour les capteurs. Elle est caractérisée par le décalage de longueur d'onde $\Delta\lambda$ avec le changement d'indice de réfraction (IR) Δn , et elle peut être exprimé comme $S = \Delta\lambda / \Delta n$. En plus de la sensibilité, l'autre terme utilisé pour évaluer les performances d'un capteur plasmonique est le facteur de mérite (FOM), qui peut être exprimé à la fois en termes de sensibilité (S) et de pleine largeur à mi-hauteur (FWHM) du pic de résonance, $FOM = \frac{S}{(FWHM)}$.

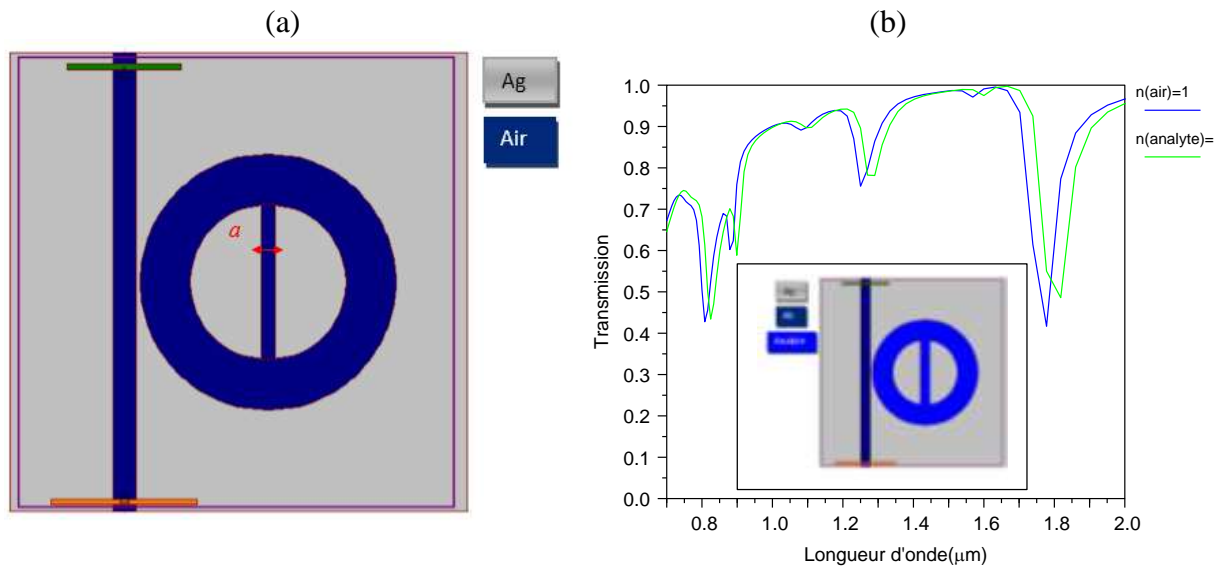


Figure. III.10 : a) la première Structure du capteur plasmonique proposée , couplage d'un guide d'onde MIM et un résonateur en anneaux avec un défaut, b) le spectre de transmission de la première structure proposée pour $n_{air}=1$ et $n_{analyte}=1.02$.

La figure. III.10b montre le spectre de transmission du premier capteur proposée. Nous remarquons un décalage de la longueur d'onde de résonance lorsqu'on infiltre un liquide (analyte) dans le résonateur annulaire.

| a (μm) | Mode 1 λ (μm) | | Mode 2 λ (μm) | | Mode 3 λ (μm) | |
|--------|-----------------------------|-------------------------|----------------------------|------------------------|----------------------------|------------------------|
| 0.03 | $\lambda_{analyte}=0.88889$ | $\lambda_{air}=0.86957$ | $\lambda_{analyte}=1.4386$ | $\lambda_{air}=1.4035$ | $\lambda_{analyte}=1.8182$ | $\lambda_{air}=1.7778$ |
| | S=966 nm/RIU | | S=1755 nm/RIU | | 2020 nm/RIU | |
| 0.04 | $\lambda_{analyte}=0.90909$ | $\lambda_{air}=0.88889$ | $\lambda_{analyte}=1.3333$ | $\lambda_{air}=1.315$ | $\lambda_{analyte}=1.8182$ | $\lambda_{air}=1.7778$ |
| | S=915 nm/RIU | | S=2020 nm/RIU | | S=2020 nm/RIU | |
| 0.05 | $\lambda_{analyte}=0.89888$ | $\lambda_{air}=0.87912$ | $\lambda_{analyte}=1.2903$ | $\lambda_{air}=1.25$ | $\lambda_{analyte}=1.8182$ | $\lambda_{air}=1.7778$ |
| | S=988 nm/RIU | | S=2015 nm/RIU | | S=2020 nm/RIU | |
| 0.06 | $\lambda_{analyte}=0.89888$ | $\lambda_{air}=0.8889$ | $\lambda_{analyte}=1.25$ | $\lambda_{air}=1.2121$ | $\lambda_{analyte}=1.7778$ | $\lambda_{air}=1.7391$ |
| | S=499 nm/RIU | | S=1895 nm/RIU | | S=1935 nm/RIU | |

Tableau. III.3 : Variation de la longueur d'onde de résonance et la sensibilité creux en fonction du de la distance 'a'.

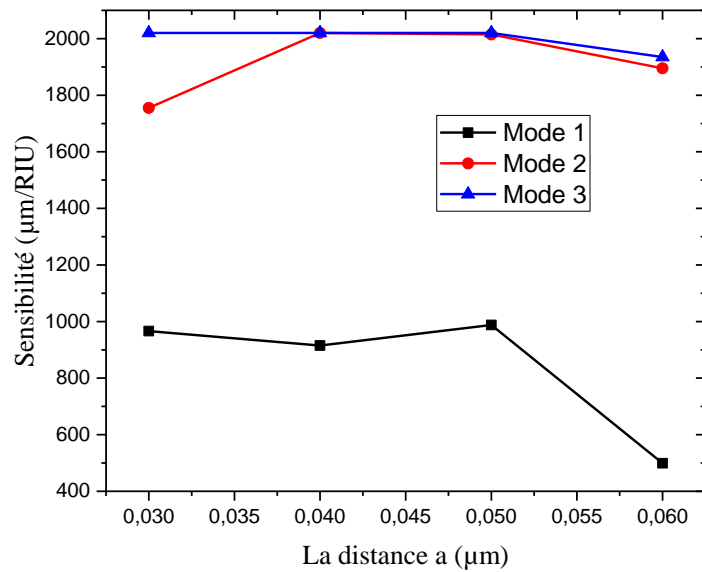


Figure. III.11 : Variation de la sensibilité (S) en fonction de la distance (a)

La figure III. 11 montre variation de la sensibilité du premier capteur proposée en fonction de la distance a pour un $\Delta n=0.02$ RIU. La distance « a » varie de $0.03 \mu\text{m}$ jusqu'à $0.06 \mu\text{m}$ avec un pas de $0.005 \mu\text{m}$. La valeur optimale du a est 40 nm , car elle nous donne une meilleure sensibilité pour les trois modes.

III.4. Présentation des structures optimisées

III.4.1 Résonance de Fano

Les résonateurs couplés au guide d'ondes MIM peuvent produire des effets optiques spéciaux, tels que la résonance de Fano [79] et, dans certains cas, la transparence induite électromagnétiquement (EIT). La résonance Fano présente une forme de ligne asymétrique nette dérivant de l'interférence entre un état discret et un état continu large, offrant un facteur de mérite élevé (FOM) en mesures [80].

La deuxième structure proposée de notre capteur composée d'un résonateur en forme ovale, couplé latéralement avec un guide d'onde MIM. Afin de former une cavité ovale, la structure est gravée de deux cercles d'air entrelacés avec la distance (E). R2 est le rayon des deux cercles d'air entrelacés, et Rrin2 est le rayon des deux cercles d'AG entrelacés. D est la largeur du nano paroi inséré au milieu du guide d'onde. En outre, le rayon R3 des deux cercles de la troisième cavité ovale sera également modifié pour optimiser les propriétés de résonance de la cavité.

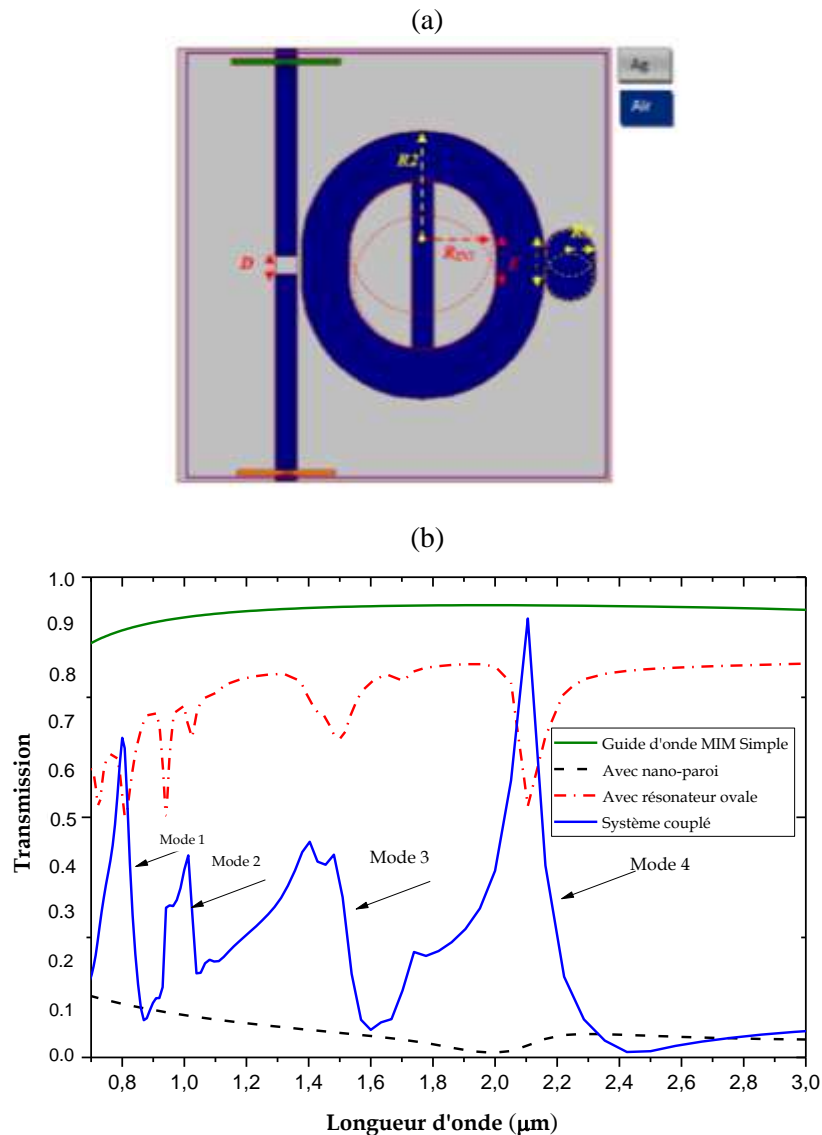


Figure. III.12 : a) la structure proposée du capteur plasmonique proposée à base d'un résonateur de Fano, b) Spectre de transmission du guide d'onde MIM , du guide d'onde MIM couplé avec la nano-paroi , du guide d'onde MIM couplé avec le résonateur ovale et le système couplé (guide d'onde MIM couplé avec la nano-paroi et le résonateur ovale

Afin de comprendre l'effet d'un résonateur ovale défectueux couplé latéralement à une nano-paroi sur le guide d'ondes, les spectres de transmission simulés sont calculés numériquement par la méthode FDTD et donnés sur la figure. III. 12b. Les paramètres géométriques de la structure proposée ont été définis comme $w=50\text{nm}$, $D=40\text{nm}$, $R=280\text{nm}$, $R_2=170\text{nm}$, $G=10\text{ nm}$, $E=60\text{nm}$, $D=60\text{nm}$. La courbe verte (figure. III. 12b) montre le spectre de transmission du guide d'onde MIM simple, la transmission est supérieure à 0,8 dans la gamme de 700-3000nm. La transmission du guide d'ondes avec un nano-paroi métallique (courbe noire) est inférieure à 0,16 dans la même plage précédente. De toute évidence, le nano-paroi bloquera pratiquement la transmission et le spectre peut être considéré comme un large

état continu. La courbe rouge montre les spectres de transmission du guide d'onde couplé avec la cavité ovale, elle montre quatre baisses de la transmittance, dont les vallées de transmission étroites peuvent être considérées comme quatre états discrets. Une fois que la nano-paroi est insérée dans le guide d'ondes MIM et couplée au résonateur ovale, l'interférence destructive entre l'état continu et les quatre états discrets susmentionnés se produira, ainsi, quatre résonances Fano asymétriques apparaîtront dans le spectre de transmission. Comme indiqué dans la courbe bleue de la figure. III. 12b, dans laquelle les pics de résonance Fano sont respectivement marqués par Mode 1, Mode 3, Mode 2 et Mode 4 pour $\lambda_{Mode1} = 600 \text{ nm}$, $\lambda_{Mode2} = 1010.1 \text{ nm}$, $\lambda_{Mode3} = 1408.5 \text{ nm}$ and $\lambda_{Mode4} = 2083.3 \text{ nm}$ (les pics de gauche à droite). Pour mieux comprendre la réponse spectrale du système couplé, la figure. III. 13 montre les distributions de champ magnétique (H-field) pour les quatre modes en fonction du R3.

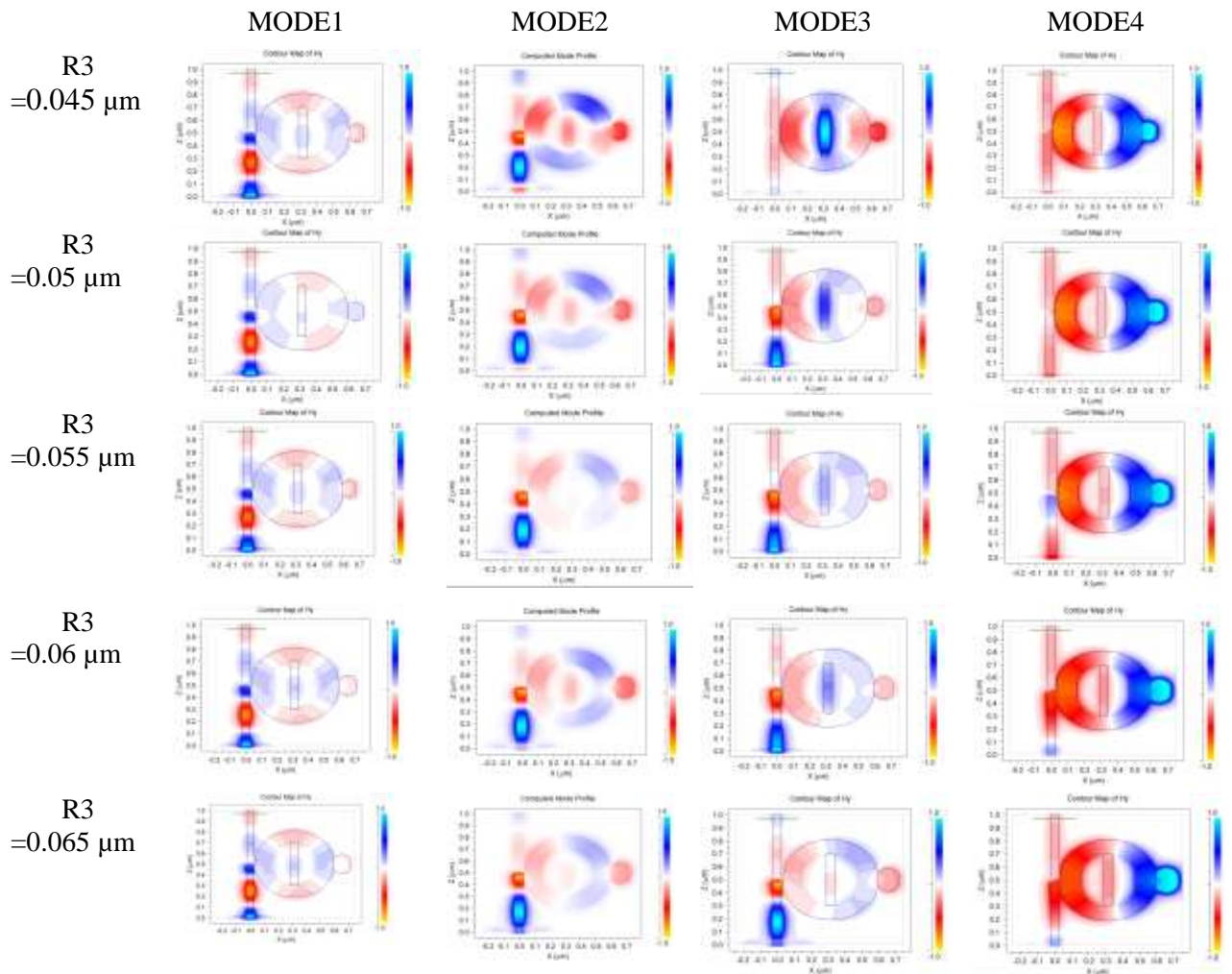


Figure. III.13 : Distribution du champ (Hy) du système couplé pour les quatre modes de résonance en fonction de R3

Pour le quatrième pic de résonance Fano (mode 4), l'énergie des ondes électromagnétiques était principalement confinée dans le résonateur ovale. Par conséquent, ce pic est plus sensible à la variation de l'indice de réfraction autour de la surface de distribution, ce qui est très utile pour améliorer la sensibilité et les performances du biocapteur RI.

| R3(μm) | MODE1 λ (μm) | MODE2 λ (μm) | MODE3 λ (μm) | MODE4 λ (μm) |
|--------|---|---|--|--|
| 0.045 | $\lambda_{air}=0.75758$ $\lambda_{analyte}=0.76723$ S=482.5 nm/RIU | $\lambda_{air}=0.9434$ $\lambda_{analyte}=0.96154$ S=907 nm/RIU | $\lambda_{air}=1.4286$ $\lambda_{analyte}=1.4493$ S=1035 nm/RIU | $\lambda_{air}=2$ $\lambda_{analyte}=2.0408$ S=2040 nm/RIU |
| 0.05 | $\lambda_{air}=0.79365$ $\lambda_{analyte}=0.80808$ S=721.5 nm/RIU | $\lambda_{air}=0.97086$ $\lambda_{analyte}=0.98675$ S=794.5 nm/RIU | $\lambda_{air}=1.4286$ $\lambda_{analyte}=1.4545$ S=1295 nm/RIU | $\lambda_{air}=2.0408$ $\lambda_{analyte}=2.0513$ S=525 nm/RIU |
| 0.055 | $\lambda_{air}=0.79365$ $\lambda_{analyte}=0.80645$ S=640 nm/RIU | $\lambda_{air}=1$ $\lambda_{analyte}=1.0204$ S=1020 nm/RIU | $\lambda_{air}=1.4493$ $\lambda_{analyte}=1.4706$ S=1065 nm/RIU | $\lambda_{air}=2.0883$ $\lambda_{analyte}=2.1277$ S=1970 nm/RIU |
| 0.06 | $\lambda_{air}=0.8$ $\lambda_{analyte}=0.81633$ S=816.5 nm/RIU | $\lambda_{air}=1.0101$ $\lambda_{analyte}=1.0256$ S=775 nm/RIU | $\lambda_{air}=1.4085$ $\lambda_{analyte}=1.4286$ S=1005 nm/RIU | $\lambda_{air}=2.0833$ $\lambda_{analyte}=2.1622$ S=3945 nm/RIU |
| 0.065 | $\lambda_{air}=0.80645$ $\lambda_{analyte}=0.82645$ S=807.5 nm/RIU | $\lambda_{air}=1.0417$ $\lambda_{analyte}=1.0526$ S=545 nm/RIU | $\lambda_{air}=1.4085$ $\lambda_{analyte}=1,4286$ S=1005 nm/RIU | $\lambda_{air}=2.1277$ $\lambda_{analyte}=2.1739$ S=2310 nm/RIU |

Tableau. III.4 : Variation de la longueur d'onde de résonance et la sensibilité de la structure proposée du capteur en fonction du R3.

Le tableau. III. 4 montre la sensibilité du le capteur proposé à base du résonateur de Fano en fonction du R3 pour les quatre modes de résonances. Le capteur proposé atteint une valeur de sensibilité élevée de 3945nm/RIU.

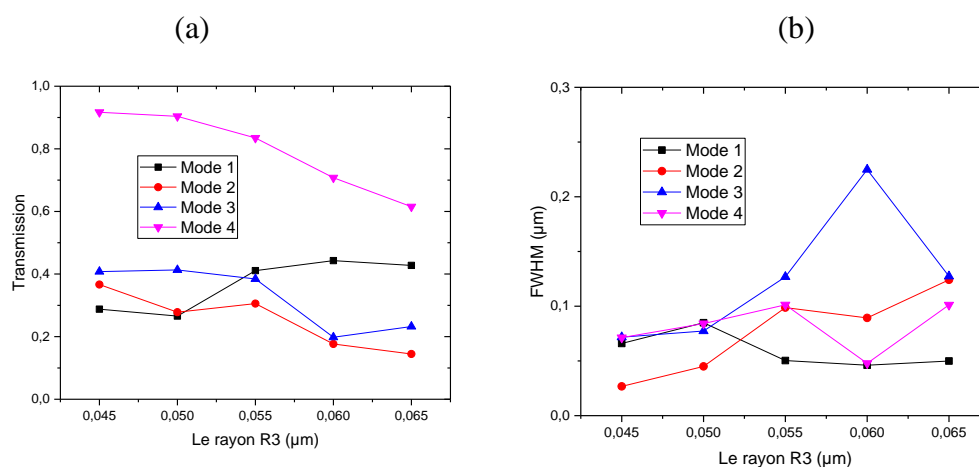


Figure. III.14 : a) la variation transmission des quatre modes de résonance en fonction de R3, b) le FWHM des quatre modes de résonance en fonction de R3

La figure. III.14a montre la variation transmission des quatre modes de résonance en fonction de R3. Il est clair que la transmission du quatrième pic est plus élevée elle peut atteindre une transmission de 90%.

III.4.2 application à la détection chimique

La figure III.15 montre la transmission du biocapteur optimisé qui est calculée par FDTD-2D. Les courbes sont obtenues pour des indices de réfraction des trous $n = 1.316, 1.33, 1.3445$ et 1.363 correspondant à différentes solutions à couverture homogène (méthanol, eau, acétone, Alcool isopropylique). Elles illustrent la manière dont les pics résonants se déplacent vers les hautes énergies lorsque l'indice de réfraction des trous augmente.

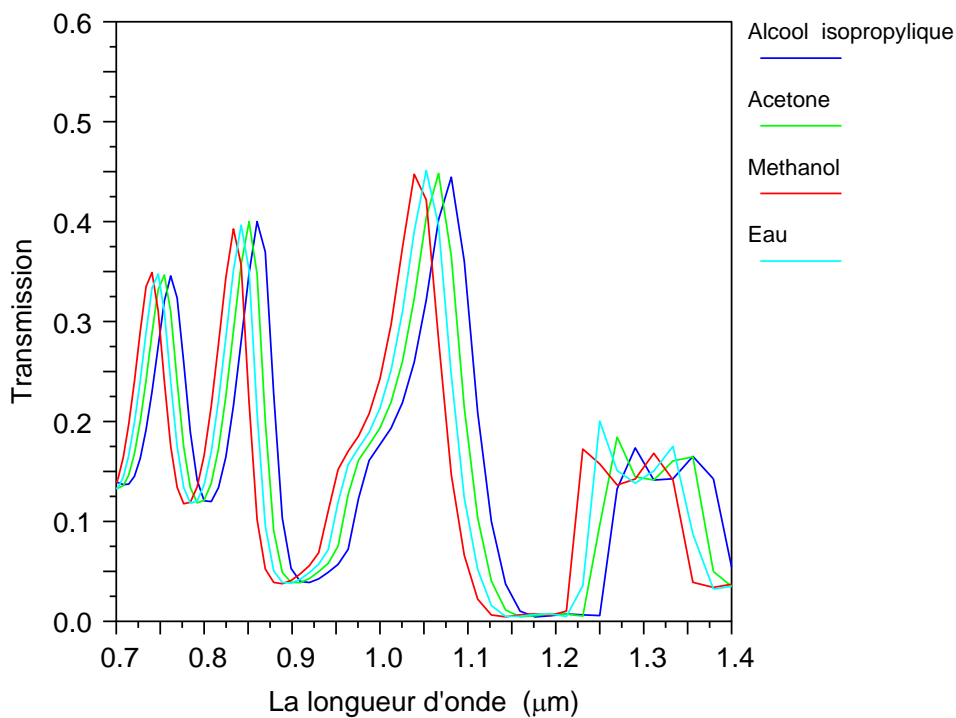


Figure. III.15 : Le spectre de transmission du biocapteur RI proposé

III.5. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons proposé plusieurs structures de capteur à indice de réfraction (RI) plasmonique pour la bio-détection. Au premier lieu nous avons commencé par l'étude et l'analyse des conceptions à base des résonateurs circulaires et annulaires couplés latéralement avec un guide d'onde MIM en utilisant la méthode FDTD. Nous avons ensuite

étudié et analysé l'effet des paramètres géométrique à fin d'optimiser les structures proposées. La sensibilité S du premier capteur proposé atteint une valeur élevée de $S=2020$ nm/RIU.

Quatre résonances Fano peuvent être formées par la deuxième structure plasmonique proposée, composée d'un guide d'onde MIM avec une nano-paroi mince couplé latéralement avec un résonateur ovale défectueux. Le couplage cohérent et l'interférence entre l'état continu qui est supporté par le guide d'onde à nano-paroi et les quatre états discrets qui sont généré par le résonateur ovale défectueux, génèrent les résonances Fano. Des simulations numériques basées sur la FDTD sont effectuées pour étudier les dépendances des paramètres géométriques sur les propriétés de transmission. Comme l'une des applications potentielles, c'est-à-dire le capteur plasmonique à indice de réfraction, les résultats simulés ont prouvé que le capteur proposé peut atteindre une sensibilité élevée 3945 nm/RIU. Enfin, cette conception est très adaptée à une utilisation dans des circuits hautement intégrés, en raison de sa petite taille, et de sa sensibilité élevée.

Conclusion

générale

Conclusion générale

Le travail présenté au sein de ce mémoire a consisté à l'étude numérique d'un nouveau capteur plasmonique basée sur un guide d'ondes métal-isolant-métal (MIM) pour une détection des analytes biologiques.

Dans le premier chapitre introductif, nous avons brièvement rappelé l'origine des plasmons de surface. Nous avons aussi mentionné de composant plasmonique et nous avons parlé de propriétés optiques de métaux et de plasmons. Ensuite Nous avons vu les deux classes du plasmon, plasmon de surface et le plasmon de volume. Nous avons présenté les notions fondamentales pour les résonances plasmons de surface. À la fin nous avons cité quelques applications de la plasmonique.

Comme un deuxième chapitre, nous avons évoqué les capteurs en général. Nous avons présenté les paramètres caractérisant un capteur optique, et comme nous sommes plus particulièrement intéressés par les capteurs optiques, nous avons présenté quelques rappels théoriques sur les notions d'optique guidée.

Dans le dernier chapitre nous avons proposé plusieurs structures de capteur à indice de réfraction (RI) plasmonique pour la bio-détection. Dans un premier temps, Nous avons commencé notre étude par l'analyse de la réponse spectrale du guide d'onde MIM. La première conception proposée à base des résonateurs circulaires et annulaires couplé latéralement avec un guide d'onde MIM a été étudié en utilisant la méthode FDTD. Nous avons ensuite étudié et analysé l'effet des paramètres géométrique à fin d'optimiser les structures proposées. La sensibilité S du premier capteur proposé atteint une valeur élevée de $S=2020$ nm/RIU.

Quatre résonances Fano peuvent être formées par la deuxième structure plasmonique proposée, composée d'un guide d'onde MIM avec une nano-paroi mince couplé latéralement avec un résonateur ovale défectueux. Le couplage cohérent et l'interférence entre l'état continu qui est supporté par le guide d'onde à nano-paroi et les quatre états discrets qui sont générés par le résonateur ovale défectueux, génèrent les résonances Fano. Des simulations numériques basées sur la FDTD sont effectuées pour étudier les dépendances des paramètres géométriques

sur les propriétés de transmission. L'analyse de la distribution du champ électromagnétique montre que l'énergie des ondes électromagnétiques a été principalement confinée dans le résonateur ovale. Par conséquent, les pics dans la région MIR sont les plus sensibles à la variation de l'indice de réfraction autour de la surface de distribution, ce qui est très utile pour améliorer la sensibilité et les performances du biocapteur RI. Ceci est particulièrement intéressant pour des applications en biomédical, car nombreuses molécules absorbent ou émettent spécifiquement des rayonnements infrarouges dans cette zone.

Comme l'une des applications potentielles, c'est-à-dire le capteur plasmonique à indice de réfraction, les résultats simulés ont prouvé que le capteur proposé peut atteindre une sensibilité élevée 3945 nm/RIU.

Enfin, cette conception est très adaptée à une utilisation dans des circuits hautement intégrés, en raison de sa petite taille, et de sa sensibilité élevée.

Bibliographie

- [1] R. W. Wood, "On a Remarkable Case of Uneven Distribution of Light in a Diffraction Grating Spectrum," *Proceedings of the Physical Society of London*, vol. 18, p. 269, 1902.
- [2] U. Fano, "The Theory of Anomalous Diffraction Gratings and of Quasi-Stationary Waves on Metallic Surfaces (Sommerfeld's Waves)," *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 31, pp. 213-222, 1941.
- [3] R. H. Ritchie, "Plasma Losses by Fast Electrons in Thin Films," *Physical Review*, vol. 106, p. 874, 1957.
- [4] Zayats, A. V.; Smolyaninov, II; Maradudin, A. A., *Nano-Optics of Surface Plasmon Polaritons. Physics Reports-Review Section of Physics Letters* 2005, 408, 131-314.
- [5]. Unser, S.; Bruzas, I.; He, J.; Sagle, L., *Localized Surface Plasmon Resonance Biosensing: Current Challenges and Approaches. Sensors (Basel, Switzerland)* 2015, 15, 15684716.
- [6]. Homola, J., *Surface Plasmon Resonance Sensors for Detection of Chemical and Biological Species. Chemical Reviews* 2008, 108, 462-493.
- [7] Stewart, M. E.; Anderton, C. R.; Thompson, L. B.; Maria, J.; Gray, S. K.; Rogers, J. A.; Nuzzo, R. G., *Nanostructured Plasmonic Sensors. Chemical Reviews* 2008, 108, 494-521.
- [8] Catchpole, K. R.; Polman, A., *Plasmonic Solar Cells. Optics Express* 2008, 16, 2179321800.
- [9] Rycenga, M.; Cogley, C. M.; Zeng, J.; Li, W.; Moran, C. H.; Zhang, Q.; Qin, D.; Xia, Y., *Controlling the synthesis and assembly of silver nanostructures for plasmonic applications. Chemical Reviews*, 111 (6), 3669-3712 (2011).
- [10] I. Kukushkin, J. Smet, V. Kovalskii, S. Gubarev, K. von Klitzing, W. Wegscheider *Spectrum of one-dimensional plasmons in a single stripe of two-dimensional electrons Physical Review B* 72.1-4 (2005) .
- [11] Elisa Guillermain « dispositifs nanophotoniques à ondes de surface en silicium poreux : technologie et application à la bio –détection » thèse de doctorat, 19/11/2007, institut des nanotechnologies de Lyon.
- [12] Nicolas Marquestaut «Effets d'exaltations par des nanostructures métalliques : Application à la microscopie Raman en Champ Proche » thèse de doctorat, 1er Juillet 2009, l'université Bordeaux I.
- [13] : HEINZ RAETHER, ‘‘ Surfaces plasmons on Smooth and Rough surfaces and on grantings’’, Springer-verleg, Berlin, heidel-berg, Germany, pp.4-16, 1988.
- [14] Julien Burgin « Étude femtoseconde de la dynamique électronique et vibrationnelle de nano-objets métalliques et de l'ordre local dans les verres » thèse de doctorat, 14 Septembre 2007, l'université Bordeaux I.

- [15] Jaromír Pištora et All « Surface plasmon resonance sensor with a magneto-optical structure » *optica applicata*, vol. XL, No. 4, 2010.
- [16] Flaien Pillet « Développement d'un outil d'analyse d'interactions moléculaires basé sur la Résonance plasmonique de surface (SPRi) » thèse de doctorat, 15 décembre 2010, INSA Toulouse.
- [17] : KAZUYOSHI KURIHARA, KOJI SUZUKI, “Theoretical understanding of absorption- based surface plasmon resonance sensor based on kretchmann’s theory”, *Anal.chem.*74, 696-701, 2002. [5] A.SHARMA, B.D.GUPTA, “Absorption-based fiber optic surface plasmon resonance sensor: a theoretical evaluation”, *Sensors and Actuators B* 100, 423- 431, 2004.
- [7]: HEINZ RAETHER, ‘‘ Surfaces plasmons on Smooth and Rough surfaces and on gratings’’, Springer-verleg, Berlin, heidel-berg, Germany, pp.4-16, 1988.
- [18]: M. BENDJEBBOUR, «Caractérisation d’une structure hétérogène multicouche Application à la génération des modes plasmoniques,» p. 9, 2011.
- [19] : J. Pawliszyn, *Solid Phase Microextraction – Theory and Practise*, 1st Edition, Wiley, New York, (1997)
- [20] R.L. Rich and D.G. Myszka, *Advances in surface plasmon resonance biosensor analysis, Current Opinion in Biotechnology*, 11, 54-61, (2000)
- [21] <http://www.biacore.com>
- [22] <http://www.curie.fr/sr>
- [23] <http://www.bri.nrc.ca/csrg/equipf.htm>
- [24] T.Liebermann, W. Knoll, P. Sluka, R. Herrmann Complement hybridization from solution to surface-attached probe-oligonucleotides observed by surface-plasmon-field-enhanced fluorescence spectroscopy, *Colloids Surf. A*, 2000, 169, 337–350.
- [25] http://www.airproducts.com/surface_plasmon_resonance (propose également la vente en ligne du produit Spreeta de Texas Instrument)
- [26] <http://www.ifr56.univ-montp2.fr/biacore.htm>
- [27] R. W. Wood, «XLII. On a remarkable case of uneven distribution of light in a diffraction grating spectrum,» *Vols. %1 sur %2396-402*, 1902.
- [28] R. W. Wood, «Anomalous Diffraction Gratings,» *phys. Rev*, vol. 48, pp. 928-936, 1935.
- [29] U. Fano, «The Theory of Anomalous Diffraction Gratings and of Quasi-Stationary Waves on Metallic Surfaces (Sommerfeld’s Waves),» *J.Opt. Soc. Am*, vol. 31, pp. 213- 222, 1941.
- [30] D. Pines, «Collective Energy Losses in Solids,» *Rev. Mod. Phys*, vol. 28, pp. 184-198, 1956.
- [31] Raether, «Surface Plasmons on Smooth and Rough Surfaces and on Gratings,» Springer, 1988.
- [32] E. K. a. H.Reather, «Radiative decay of non radiative surface plasmons excited by light(Surface plasma waves excitation by light and decay into photons applied to nonradiative modes),» *Zeitschrift Fuer Naturforschung, Teil A*, vol. 23, p. 2135, 1968.

- [33] L. A. S. D. P. a. H. A. A. V. E. Ferry, «Plasmonic Nanostructure Design for Efficient Light Coupling into Solar Cells,» *Nano Lett.*, vol. 8, pp. 4391-4397, 2008.
- [34] H. J. L. H. F. G. T. T. a. P. A. W. T. W. Ebbesen, «Extraordinary optical transmission through sub-wavelength hole arrays,» *Nature*, vol. 391, pp. 667-669, 1998.
- [35]: J. Homola, S. S. Yee, and G. Gauglitz, "Surface plasmon resonance sensors : review," *Sensors and Actuators B : Chemical* 54, 3–15 (1999).
- [36] B.T. Cunningham. *Label-free biosensors: Techniques and applications*. Cambridge University Press, New York, pp.1-28, 2009.
- [37] N. Lagakos, J. H. Cole et J. A. Bucaro. « Microbend fiber-optic sensor ». In : *Appl. Opt* 26.11 (1987), p. 2171-2180 (cf. p. 50).
- [38] Yunming W. et al. « Theoretical and experimental study on multimode optical fiber grating ». In : *Opt. Commun* 250 (2005), p. 54-62 (cf. p. 50).
- [38] Yunming W. et al. « Theoretical and experimental study on multimode optical fiber grating ». In : *Opt. Commun* 250 (2005), p. 54-62 (cf. p. 50).
- [39] A. F. Obaton et J. Dubard. « Interrogation microresonator based biosensor with a Phase Sensitive-Optical Low Coherence Interferometer ». In : *New optical reference standard in the field of biology* 8073 (2011) (cf. p. 50).
- [40] Inaudi, S. Vurpillot et S. Lloret. « In-line coherence multiplexing of displacement sensors : a fiber optic extensometer ». In : *Proceedings of SPIE 'Smart Structures and Materials'*, San Diego (1996) (cf. p. 50).
- [41] Ryad Bendoula, «biocapteur optique :sonde fibrée à cavité fabry-pérot intrinsèque et à couplage évanescent», thèse doctorat, 178 ,13 , (2006).
- [42] F. W. Scheller, U. Wollenberger, A. Warsinke et F. Lisdat, *Research and development in biosensors*, *Curr. Opin. Biotechnol.* 12 (2001) 35-40.
- [43] P. D'orazio, *Biosensors in clinical chemistry*, *Clin. Chim. Acta*, 334(2003)41-69.
- [44] S. Rodriguez-Mozaz, M.P. Marco, M.J. Lopez De Alda et D. Bercalo, *Biosensors for environmental monitoring of endocrine disruptors : a review article*, *Anal. Bioanal. Chem.* 378(2004)588-598.
- [45] J. Homola, *present and future of surface plasmon resonance biosensors*, *Anal bioanal Chem* 377 (2003) 528-539.
- [46] Société Biacore, www.biacore.com (dernière visite du site 5/03/2008).
- [47] J. Spadavecchia, M.G. Manera, F. Quaranta, P. Siciliano, R. Rella : *Surface Plasmon resonance imaging of DNA based biosensors for potential applications in food analysis*, *Biosensor and bioelectronics* 21 (2005) 894-900.
- [48] W.M. Mullet, E.P. Lai, J.M. Yeung, *surface plasmon resonance-based immunoassays*, *Methods*, 22 (2000) 77-91.
- [49] T. Natsume, H. Nakayama, T. Isobe, *BIA-MS-MS: biomolecular interaction analysis for functional proteomics*, *Trends Biotechnol.* 19 (2001) 28-33.

- [50] J.S. Yuk, k.S. Ha, proteomie applications of surface Plasmon resonance biosensors: analysis of protein arrays, *Exp. Mol. Med.* 37 (2005) 1-10.
- [51] S. Lofas, Optimizing the hig-t-lead process using SPR analysis, *Assay Drug. Dev. Technol.* 2 (2004) 407-15.
- [46] Société Biacore, www.biacore.com (dernière visite du site 5/03/2008).
- [52] A.Genack and N.Garcia, «Observation of Photon localisation in a Three-Dimensional Disordered System », *Phys. Rev. Lett.*, 66 (16), 2064, (1991).
- [53] L. Rayleigh, «On the maintenance of vibrations by forces of double frequency, and on the propagation of waves through a medium endowed with a periodic structure», *Philosophical Magazine*, 24, 145–159, (1887).
- [54]: A.Genack and N.Garcia, «Observation of Photon localisation in a Three-Dimensional Disordered System », *Phys. Rev. Lett.*, 66 (16), 2064, (1991)
- [55] :]X. Liu, D. Song, Q. Zhang, Y. Tian, L. Ding and H. Zhang, Wavelength- modulation surface plasmon resonance sensor, *Analytical Chemistry*, (2005), 24(10), 887.
- [56] : [20] J.Homola, S.S. Yee, G. Gauglitz, Surface plasmon resonance sensors : Review, *Sensors and Actuators B*, 54 (1999) 3-15.
- [57] : J.Homola, S.S. Yee, G. Gauglitz, Surface plasmon resonance sensors : Review, *Sensors and Actuators B*, 54 (1999) 3-15.
- [58] : Laurent Oyhénart,« modélisation et caractérisation de cristaux photoniques tridimensionnels en vue d'applications à la compatibilité électromagnétique»,thèse doctorat, 274 ,31-36 , (2005).
- [59] :]A. Ramier, “Intégration de guides d’onde et micro résonateurs à mode de galerie par assemblage à puce retournée”, Mémoire présenté en vue de l’obtention du diplôme de Maîtrise ès sciences appliquées, Université de Montréal, Canada, (2014).
- [60] : L. Ghisa, “Couplage de micro résonateurs. Applications aux fonctions optiques de traitement du signal”. Thèse de Doctorat, Université de Rennes I, Rennes, (2008).
- [61] : G. Lenz at al.“Optical Delay Lines Based on Optical Filters,” *IEEE J. Quantum Electron.* Vol. 37, no. 4, pp. 525-532, (April2001).
- [60] : L. Ghisa, “Couplage de micro résonateurs. Applications aux fonctions optiques de traitement du signal”. Thèse de Doctorat, Université de Rennes I, Rennes, (2008).
- [61] : G. Lenz at al.“Optical Delay Lines Based on Optical Filters,” *IEEE J. Quantum Electron.* Vol. 37, no. 4, pp. 525-532, (April2001).
- [62] Ahlem Ben merkhi, « optimisation du confinement de la lumière dans des cavités a cristaux photoniques » , UNIVERSITE MENTOURI – CONSTANTINE DEPARTEMENT , 2012- these de Doctorat en-sciences en Électronique

- [63] A. P. Kabilan, X. S. Christina and P. E. Caroline , “Design of optical logic gates using photonic crystal” , Proc. Int. Conf. on Internet (2009) , 1-4.
- [64] K.S.Yee, “Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell’s equations in isotropic media,” IEEE Trans. Antennas and propagation , vol. 14, p. 302-307 , 1966
- [65] A. Taflove, et M. E. Brodwin, “Numerical solution of steady-state electromagnetic scattering problems using the time-dependent Maxwell’s equations,” IEEE Trans. Microwave theory Tech. , vol. MTT-23 , N° 8,p.623-630 , August 1975.
- [66] A. Taflove, et M. E. Brodwin, IEEE Trans. Microwave Theory Tech. , “Numerical solution of steady-state electromagnetic scattering problems using the time-dependent Maxwell’s equations,” vol. MTT-23,N° 11 ,p.888-896 , November 1975.
- [67] A.Taflove, et S.C. Hagness, “Computational Electrodynamics: the Finite Difference Time Domain Method, “ Artech House, Norwood, MA,second edition,2005.
- [68] Christian Grillet, «Microcomposants optiques à base de cristaux photoniques bidimensionnels pour l’optique intégrée» , Thèse de doctorat,Ecole Centrale de Lyon, 2003.
- [69] Boudelal Riad , « Étude de couplage d’un guide d’ondes avec une fibre optique » UNIVERSITE MENTOURI – CONSTANTINE DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE, 2010.
- [70] The FDTD simulations were carried out with Fullwave commercial software by RSoft Design Group, version 6.1, license 16847214.
- [71]M. J. Al-mahmod, R. Hyder, M. Z. Islam, « Numerical studies on a plasmonic temperature nanosensor based on a metal-insulator-metal ring resonator structure for optical integrated circuit applications », Photonics and Nanostructures - Fundamentals and Applications, vol. 25, pp. 52–57, 2017.
- [72]Y. F.C. Chau, C.T.C. Chao, H.J. Huang, Y. C. Wang, H. P. Chiang, M.N.S.M. Idris, Z. Masri, C.M. Lim, « Strong and tunable plasmonic field coupling and enhancement generating from the protruded metal nanorods and dielectric cores », Results in Physics, vol. 13, p. 102290, 2019.
- [73] Q. Zhang, X. G. Huang, X. S. Lin, J. Tao, X. P. Jin, « A subwave length coupler-type MIM optical filter », Optics Express, vol. 17, pp. 7549–7555, 2009.

- [74] L. Chen, Y. Liu, Z. Yu, D. Wu, R. Ma, Y. Zhang, H. Ye, « Numerical analysis of a near-infrared plasmonic refractive index sensor with high figure of merit based on a fillet cavity », *Optics Express*, vol. 24, pp. 9975–9983, 2016
- [75] W. Yang, Y. F. Chou Chau, S. C. Jheng, « Analysis of transmittance properties of surface plasmon modes on periodic solid/outline bowtie nanoantenna arrays », *Physics of Plasmas*, vol. 20, p. 064503, 2013
- [76] Wen, K., Yan, L., Pan, W., Luo, B., Guo, Z., Guo, Y., and Luo, X. (2014). Electromagnetically induced transparency-like transmission in a compact side-coupled t-shaped resonator. *Journal of lightwave technology*, 32(9):1701{1707.
- [77] Bensalah, H., Hocini, A., Temmar, M., Khedrouche, D., et al. (2019). Design of mid infrared high sensitive metal-insulator-metal plasmonic sensor. *Chinese Journal of Physics*, 61:86{97.
- [78] Achi, S. E., Hocini, A., Salah, H. B., and Harhouz, A. (2020). Refractive index sensor mim based waveguide coupled with a slotted side resonator. *Progress In Electromagnetics Research*, 96:147{156.
- [79] Piao, X., Yu, S., Koo, S., Lee, K., and Park, N. (2011). Fano-type spectral asymmetry and its control for plasmonic metal-insulator-metal stub structures. *Optics express*, 19(11):10907{10912.
- [80] Wen, K., Yan, L., Pan, W., Luo, B., Guo, Z., Guo, Y., and Luo, X. (2014). Electromagnetically induced transparency-like transmission in a compact side-coupled t-shaped resonator. *Journal of lightwave technology*, 32(9):1701{1707.

Une étude numérique d'un nouveau capteur plasmonique basée sur un Guide d'ondes métal-isolant-métal (MIM) pour une détection des analytes biologiques

Résumé :

Récemment, la plasmonique a été largement appliquée en bio-détection sans marquage, en raison de sa capacité à produire des points chauds à l'échelle nanométrique, qui sont proches de la taille des bio-particules. Les capteurs biologiques et chimiques basés sur la technologie plasmon de surface sont devenus des outils privilégiés de détection et d'analyse. A ce jour, plusieurs conceptions plasmoniques basées sur des SPPs ont proposé pour réaliser des capteurs à hautes performances de détection. En raison des bonnes propriétés de confinement de la lumière, de la large gamme de fréquences disponibles, et de la facilité de fabrication, les capteurs basés sur les guides d'ondes plasmoniques MIM ont suscité un grand intérêt. Afin d'acquérir un capteur plasmonique miniature à haute sensibilité, un dispositif basé sur un guide d'ondes métal-isolant-métal (MIM) est proposé dans ce travail.

Mots clés : Plasmons de surface, guide d'onde MIM, Capteur plasmonique, FDTD, Biodétection

summary

Recently, plasmonics has been widely applied in bio-detection without marking, due to its ability to produce Nano scale hot spots, which are close to the size of bio-particles. Biological and chemical sensors based on surface plasmon technology have become preferred detection and analysis tools. To date, several plasma designs based on SPPs have proposed to produce sensors with high detection performance. Due to the good light containment properties, the wide range of frequencies available, and the ease of manufacture, sensors based on MIM plasma wave-guides have attracted great interest. In order to acquire a high sensitivity miniature plasmonic sensor, a device based on a metal-insulating-metal (MIM) waveguide is proposed in this work.

Keywords: Surface plasmons, MIM waveguide, Plasmonic sensor, FDTD, Biodetection

ملخص :

في الآونة الأخيرة، تم تطبيق البلازمونيات على نطاق واسع في الكشف الحيوي دون وضع علامات، نظرًا لقدرتها على إنتاج نقاط ساخنة نانوية، والتي تقترب من حجم الجسيمات الحيوية. أصبحت أجهزة الاستشعار البيولوجية والكيميائية القائمة على SPPs تقنية البلازمون السطحي أدوات الكشف والتحليل المفضلة. حتى الآن، اقترحت العديد من تصميمات البلازما القائمة على إنتاج أجهزة استشعار ذات أداء اكتشاف عالي. نظرًا لخصائص احتواء الضوء الجيدة، والمجموعة الواسعة من الترددات اهتمامًا كبيرًا. من أجل الحصول على MIM المتاحة، وسهولة التصنيع، جذبت المستشعرات القائمة على أدلة موجات البلازما في هذا العمل. (MIM) مستشعر بلازموني مصغر عالي الحساسية، يتم اقتراح جهاز يعتمد على دليل موجي معدني عازل

الكلمات المفتاحية: البلازمون السطحي, دليل موجي MIM, مستشعر بلازموني, FDTD, مستشعر بيولوجي

