

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

FACULTE DE TECHNOLOGIE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

N° :



DOMAINE : SCIENCE ET TECHNOLOGIE

FILIERE : ELECTRONIQUE

OPTION : INSTRUMENTATION

Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Académique

ZAHOUI Zineb

Par:

REGUIG Ghozlane Malak

Intitulé

Conception d'un capteur plasmonique à haute sensibilité pour la
détection de biomolécules associées au cancer de la prostate

Soutenu devant le jury composé de:

Prof. Djamel KHEDROUCHE	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Président
Prof. Abdesselam HOCINI	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Rapporteur
Dr. Ahlam HARHOUZ	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Examineur

Année universitaire : 2025 / 2026

Dédicace

Dédicace :

« ZAHOU ZINEB »

*À mes très chers parents,
source d'amour, de tendresse et de force,
merci pour tous vos sacrifices, vos prières sincères et votre soutien tout
au long de mon parcours.
Que Dieu vous protège et vous accorde santé et bonheur.*

*À ma chère sœur,
compagne de route et soutien précieux,
merci pour ta présence constante à mes côtés et pour l'encouragement
que tu m'as toujours apporté.*

*À mon cher mari,
merci pour ton amour, ta patience et ton soutien indéfectible,
ainsi que pour chaque moment où tu as été une source de confiance,
d'encouragement et de motivation pour moi*

*À ma famille proche,
qui m'a entourée d'affection, de soutien et de prières,
je dédie ce travail avec toute ma gratitude et mon estime.*

*À mes chères amies,
merci pour les beaux moments partagés, pour votre présence et vos
encouragements tout au long de cette aventure.*

*À vous tous,
je dédie le fruit de mes efforts,
en souhaitant que bonheur, réussite et joie vous accompagnent toujours.*

Dédicace :

“REGUIG Ghoulane Malak”

*À l'issue de ce parcours universitaire,
je rends grâce à ALLAH pour la force, la patience et la volonté qu'Il m'a accordées
afin d'accomplir ce modeste travail.*

*Je dédie cette réussite, avant tout, à mes très chers parents,
mon père Djamel et ma mère Fouzia,*

qui ont toujours été ma source de courage et d'inspiration.

*Merci pour votre amour infini, vos sacrifices silencieux, vos prières et votre soutien
inestimable.*

*Que ce travail soit le témoignage de ma profonde reconnaissance et de mon immense
affection envers vous.*

À mon grand frère Omar

et ma grande sœur Lamia,

*pour leur présence rassurante, leurs encouragements constants et leur soutien
précieux tout au long de mon parcours.*

À mes adorables petites sœurs,

Roâa, Sadja et Sadine,

avec tout mon amour.

*Je vous souhaite un avenir lumineux, rempli de bonheur, de réussite et
d'épanouissement.*

À mon cher époux Yaaqub,

*dont la présence bienveillante, la patience, la compréhension et le soutien indéfectible
ont été d'une valeur inestimable durant cette aventure académique.*

*Merci d'avoir partagé avec moi chaque moment de doute comme chaque instant de
réussite.*

*J'adresse également mes plus sincères remerciements et ma profonde gratitude à tous
mes enseignants et professeurs,*

depuis mes premières années d'études jusqu'à l'aboutissement de ce master.

*Par leur savoir, leur dévouement et leurs précieux conseils, ils ont contribué à ma
formation intellectuelle et personnelle.*

*Veillez trouver dans ce travail l'expression de mon profond respect et de ma
reconnaissance.*

Enfin,

*à toute ma famille, à mes proches, ainsi qu'à toutes les personnes qui m'ont soutenue,
encouragée et accompagnée de près ou de loin,*

je dédie ce mémoire avec une immense gratitude et une profonde considération.

Remerciements

Remerciements :

Avant tout, nous remercions Allah Tout-Puissant de nous avoir accordé la force, la patience et le courage nécessaires pour mener à bien ce modeste travail.

*Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude et notre sincère reconnaissance à notre directeur de mémoire, le Professeur **Abdesselam Hocini**, pour son encadrement précieux, ses orientations, ses conseils judicieux et sa disponibilité tout au long de ce travail. Nous le remercions également pour la confiance qu'il nous a accordée et pour la qualité de ses remarques qui ont grandement contribué à l'amélioration de ce mémoire.*

Nous adressons nos remerciements les plus respectueux à nos chers parents, pour leur amour inconditionnel, leurs sacrifices, leur soutien moral et leurs prières qui ont été notre véritable source de motivation durant toutes nos études.

Nous remercions également l'ensemble des enseignants qui ont contribué à notre formation, ainsi que tous les intervenants qui ont partagé leurs connaissances et enrichi notre parcours universitaire.

Nous exprimons aussi notre gratitude aux membres du jury, aux enseignants examinateurs ainsi qu'à l'ensemble de la commission, pour l'honneur qu'ils nous font en acceptant d'évaluer ce travail, et pour le temps consacré à sa lecture et à son appréciation.

Enfin, nous remercions toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail, que ce soit par leurs conseils, leur aide ou leur soutien moral.

Table des matières

Table des matières:

Dédicace.....	I
Remerciement.....	II
Liste des figures.....	III
Liste des tableaux.....	IV
Liste d'acronyme.....	V

Introduction générale.....	02
----------------------------	----

Chapitre I : Généralités sur les plasmoniques

Abstrait.....	(04)
1. Introduction aux Plasmoniques	(05)
1.1 Importance de la Plasmonique en Nanotechnologie	(05)
1.2 Domaines d'Application.....	(06)
2. Interaction Lumière–Matière.....	(06)
2.1 Nature de la Lumière (Dualité Onde–Corpuscule).....	(06)
2.2 Interaction de la Lumière avec les Métaux.....	(07)
2.3 Concept des Électrons Libres dans les Métaux	(08)
3. Définition des Plasmons.....	(08)
3.1 Qu'est-ce qu'un Plasmon ?.....	(08)
3.2 Types de Plasmons	(08)
3.2.1 Plasmons de Volume (Bulk Plasmons).....	(09)
3.2.2 Plasmons de Surface (Surface Plasmon Polaritons – SPP).....	(09)
4. Plasmons de Surface (Surface Plasmon Polaritons – SPP)	(09)
4.1 Définition	(09)
4.2 Conditions d'Existence	(10)
4.3 Propriétés Physiques	(10)
5. Résonance des Plasmons de Surface (SPR)	(11)
5.1 Définition de la SPR	(11)
5.2 Principe de la Résonance – Configuration de Kretschmann	(13)
5.3 Facteurs Influençant la SPR.....	(13)
6. Types de Plasmonique	(14)
6.1 Plasmonique Classique	(15)
6.2 Nano-Plasmonique	(15)
6.3 Résonance Localisée des Plasmons de Surface (LSPR).....	(15)
7. Matériaux Plasmoniques	(16)

7.1 Les Métaux Nobles	(16)
7.1.1 Or (Au).....	(16)
7.1.2 Argent (Ag).....	(17)
7.2 Propriétés Optiques Clés	(17)
8. Structures Plasmoniques	(17)
8.1 Surfaces Métalliques Minces	(18)
8.2 Nanoparticules Métalliques	(18)
8.3 Nanostructures Complexes	(18)
9. Avantages et Limites de la Plasmonique	(18)
9.1 Avantages.....	(19)
9.2 Limites	(19)
10. Applications Générales de la Plasmonique.....	(20)
10.1 Biodétection et Biocapteurs (Préambule au Chapitre II).....	(20)
10.2 Médecine (Diagnostic et Thérapie)	(21)
10.3 Environnement.....	(21)
10.4 Optoélectronique et Photovoltaïque.....	(21)
11. Conclusion.....	(22)

Chapitre II :Capteur à base plasmonique

1. Introduction.....	(25)
2. Généralités sur les capteurs optiques.....	(25)
2.1 Les composants d'un système de détection optique	(26)
2.1.1 Une source lumineuse.....	(26)
2.1.2 Un élément sensible (zone d'interaction).....	(27)
2.1.3 Un détecteur (Photodétecteur).....	(28)
2.1.4 Détection dans le domaine de la biologie.....	(28)
3. Principe des capteurs optiques plasmoniques	(30)
3.1 Évolution historique et fondements théoriques	(30)
3.2 Classification des capteurs plasmoniques.....	(30)
3.3 Étude de la structure Métal-Isolant-Métal (MIM)	(34)
3.3.1 Confinement de la lumière.....	(34)
3.3.2 Relation de dispersion.....	(34)
3.3.3 Avantages stratégiques pour la détection	(35)
3.3.4 Conceptions de capteurs basés sur les structures MIM.....	(35)
3.3.5 Paramètres de performance d'un capteur	(35)
4. Structures et configurations des capteurs plasmoniques	(36)

4.1	Structure générale d'un capteur plasmonique	(36)
4.1.1	Source lumineuse.....	(36)
4.1.2	Couche métallique	(36)
4.1.3	Épaisseur de la couche métallique.....	(37)
4.1.4	Couche de reconnaissance biologique.....	(38)
4.2	Configurations des capteurs plasmoniques.....	(38)
4.2.1	Configuration de Kretschmann	(38)
4.2.2	Configuration d'Otto.....	(39)
4.2.3	Capteurs plasmoniques à fibre optique	(40)
4.2.4	Capteurs plasmoniques à guide d'onde.....	(41)
4.3	Structures nanoplasmoniques	(41)
4.3.1	Nanoparticules métalliques	(41)
4.3.2	Réseaux nanostructurés	(42)
4.4	Structures hybrides avancées	(42)
4.4.1	Structures métal/graphène	(42)
4.4.2	Structures multicouches.....	(42)
4.5	Fonctionnalisation des capteurs plasmoniques.....	(43)
4.6	Influence des structures sur les performances du capteur	(44)
5.	Applications des capteurs plasmoniques.....	(44)
6.	Exemple de capteur Plasmonique.....	(46)
7.	Conclusion.....	(46)

Chapitre III : Résultats et interprétation

1.	Introduction	(49)
2.	Configuration de la simulation avec RSoft CAD et FullWAVE	(50)
2.1.	Méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD)	(50)
2.2.	présentation du logiciel Rsoft CAD	(52)
2.3.	L'outil de simulation FullWave	(54)
2.4.	Implémentation FDTD sous FullWave	(54)
2.5.	Paramètres de la source d'excitation "Launch parametrs".....	(55)
2.6.	Les moniteurs	(55)
2.7.	Le profil Index.....	(56)
3.	cancer de la prostate et biomarqueurs	(57)
3.1	Comment le PSA a-t-il été relié à un indice de réfraction spécifique ?.....	(58)
3.2	Modèle utilisé dans cette etude.....	(58)
4.	Réglage des paramètres de simulation et affichage des résultats.....	(60)
5.	Étude de la structure en termes de guide d'onde, du métal utilisé et de la cavité (forme géométrique) ..	(62)
5.1	En termes de guide d'onde.....	(62)
5.2	En termes de cavité.....	(64)

6.	Application des indices de réfraction du PSA sur la structure	(72)
6.1.	La structure utilisée.....	(72)
6.2.	Indices de réfraction utilisés.....	(73)
7.	Calcul de la sensibilité pour chaque pic.....	(78)
7.1	pour le premier pic.....	(78)
7.2	pour le deuxième pic	(79)
7.3	Discussion des résultats de sensibilité.....	(80)
7.4	Analyse comparative.....	(81)
7.5	Interprétation physique.....	(81)
7.6	Conclusion.....	(81)
	Conclusion générale.....	(83)
	Références Bibliographiques.....	(84)

Liste des figures

Liste des figures:

Figure 1.1 : Échelle spatiale de la plasmonique et positionnement par rapport aux autres disciplines nanophotoniques	Page 6
Figure 1.2 : Représentation d'une onde électromagnétique plane — champ électrique E (rouge) et champ magnétique B (bleu) orthogonaux et perpendiculaires à la direction de propagation k	Page 7
Figure 1.3 : (Gauche) Plasmons de volume — oscillations longitudinales dans le bulk métallique ; (Droite) Plasmons de surface — oscillations transversales à l'interface métal-diélectrique	Page 9
Figure 1.4 : Configuration de Kretschmann pour l'excitation SPR — un prisme ($n_p > 1$) est utilisé pour adapter le vecteur d'onde du photon à celui du SPP à l'interface métal-milieu analyte	Page 13
Figure 1.5 : Courbe SPR théorique — réflectivité R en fonction de l'angle d'incidence θ ; le minimum de R correspond à l'angle de résonance θ_{SPR} qui se déplace lors de la modification de l'indice du milieu (Δn)	Page 14
Figure 1.6 : Les trois principaux types de plasmonique — (gauche) plasmonique classique sur film continu, (centre) nano-plasmonique sur nanoparticules, (droite) LSPR sur réseau de nanoparticules	Page 15
Figure 1.7 : Partie réelle de la permittivité diélectrique $-\epsilon'(\omega)$ de l'or (Au) et de l'argent (Ag) en fonction de la longueur d'onde, selon le modèle de Drude corrigé	Page 16
Figure 1.8 : Principales structures plasmoniques — (a) film métallique mince, (b) nanosphère, (c) nanotige (nanorod), (d) nanoétoile	Page 17
Figure 1.9 : Comparaison des avantages et limites des capteurs plasmoniques SPR et LSPR par rapport aux technologies conventionnelles de biodétection	Page 19
Figure 1.10 : Panorama des applications de la plasmonique dans les domaines scientifiques et technologiques, centré sur la détection et le diagnostic	Page 20
Figure 2.1 : Schéma de fonctionnement de base d'un biocapteur.....	Page 29
Figure 2.2 : Schéma de fonctionnement de l'élément de reconnaissance d'un biocapteur.	Page 30
Figure 2.3 : Résonance plasmon de surface.....	Page 31
Figure 2.4 : : Principe de fonctionnement de la détection par un capteur SPR à base de prisme	Page 32
Figure 2.5 : détection des molécules et sont plus faciles à intégrer en comparaison avec les capteurs à prisme	Page 33
Figure 2.6 : Capteur LSPR à base de nanoparticule d'argent de forme triangulaire	Page 34
Figure 2.7 : Vue schématique d'une structure MIM.....	Page 34
Figure 3.1 : Schéma de Yee (discrétisation spatiale 3 dimensions).....	page 51
Figure 3.2 : La fenêtre principale du simulateur Rsoft.....	page 53
Figure 3.3 : La fenêtre de démarrage (Startup window).....	page 54

Figure.3.4: Boite de dialogue ‘‘Launch Parametrs’’	page 55
Figure.3.5 : Propriétés du Moniteur.....	page 56
Figure.3.6 : Fenêtre du Profil Index.....	page 56
Figure.3.7 : Profile de l’indice de réfraction de la structure	page 60
Figure.3.8 : la structure étudiée.....	page 60
Figure.3.9 : Paramètres de simulation.....	page 61
Figure.3.10 : Démonstration que ($W = 50 \text{ nm}$) est la meilleure largeur.....	page 62
Figure.3.11 : Résultats pour $y=\text{constante}(\pm) 0.2$	page 66
Figure.3.12 : Résultats pour $y=\text{constante}(\pm) 0.15$	page 67
Figure.3.13 : Résultats pour $y=\text{constante}(\pm) 0.1$	page 68
Figure.3.14 : Résultats pour $y=\text{constante}(\pm) 0.05$	page 69
Figure.3.15 : Résultats pour $y=\text{constante}(\pm) 0.055$	page 70
Figure.3.16 : -Le décalage du spectre de transmission en fonction de la longueur Y.....	page 70
Figure.3.17 : La structure utilisée	page 73
Figure.3.19 : Résultats pour $n=1.333$	page 74
Figure.3.20 : Résultats pour $n=1.3400$	page 74
Figure .3.21 : Résultats pour $n=1.3460$	page 75
Figure.3.22 : Résultats pour $n=1.352$	page 75
Figure.3.23 : Résultats pour $n=1.3600$	page 76
Figure.3.24 : -Le décalage du spectre de transmission en fonction de la $IR(n)$	page 76
Figure.3.25 : le premier pic pour la sensibilité.....	page 79
Figure.3.26 : Le deuxième pic pour la sensibilité.....	Page 80

Liste des tableaux

Liste des tableaux

Tableau 1.1 : Équations de Maxwell — relations fondamentales du champ électromagnétique	p(8)
Tableau 1.2 : Relation de dispersion dans un milieu (permittivité ϵ et perméabilité μ)	p(8)
Tableau 1.3 : Modèle de Drude–Sommerfeld — permittivité diélectrique des métaux $\epsilon(\omega)$	p(8)
Tableau 1.4 : Fréquence plasma ω_p — définition et paramètres	p(8)
Tableau 1.5 : Relation de dispersion des SPP à l’interface métal–diélectrique (k_{sp}).....	p(8)
Tableau 1.6 : Composante tangentielle du vecteur d’onde — configuration de Kretschmann...	p(9)
Tableau 1.7 : Condition de résonance SPR — égalité des vecteurs d’onde	P(11)
Tableau 1.8 : Condition de résonance de Fröhlich — nanoparticule métallique sphérique	p(14)
Tableau 3.1 : Table de correspondance utilisée dans cette étude.....	p(59)
Tableau 3.2 : Angles de résonance obtenus pour différents métaux (monocouche).....	p(63)
Tableau 3.3 : Sensibilité des différentes configurations de capteurs.....	p(64)
Tableau 3.4 : Table de correspondance utilisée dans cette étude.....	p(73)

Liste des Acronymes

Liste des Acronymes:

ADN : Acide Désoxyribonucléique

ARN : Acide Ribon ucléique

ATR : Attenuated Total Reflection (Réflexion Totale Atténuée)

Au : Or (Aurum) — métal noble utilisé en plasmonique

Ag : Argent (Argentum) — métal noble utilisé en plasmonique

CEA : Carcinoembryonic Antigen (Antigène Carcino-Embryonnaire)

Cr : Chrome — couche adhésive utilisée en dépôt de films métalliques

EELS : Electron Energy Loss Spectroscopy (Spectroscopie de perte d'énergie des électrons)

ELISA : Enzyme-Linked Immunosorbent Assay (Dosage immuno-enzymatique)

FOM : Figure of Merit (Facteur de Mérite)

FWHM : Full Width at Half Maximum (Largeur à mi-hauteur)

IR : Infrarouge

LSPR : Localized Surface Plasmon Resonance (Résonance Localisée des Plasmons de Surface)

miARN : Micro-ARN (petits ARN non codants régulateurs)

NIR : Near InfraRed (Proche Infrarouge)

PCR : Polymerase Chain Reaction (Réaction en chaîne par polymérase)

PSA : Prostate-Specific Antigen (Antigène Spécifique de la Prostate)

PTT : Photothermal Therapy (Thérapie Photothermique)

RIU : Refractive Index Unit (Unité d'indice de réfraction)

RPSL : Résonance des Plasmons de Surface Localisée (voir LSPR)

SAM : Self-Assembled Monolayer (Monocouche auto-assemblée)

SERS : Surface-Enhanced Raman Spectroscopy (Spectroscopie Raman Amplifiée de Surface)

SNOM : Scanning Near-field Optical Microscopy (Microscopie Optique à Champ Proche)

SPP : Surface Plasmon Polaritons (Polaritons de Plasmon de Surface)

SPR : Surface Plasmon Resonance (Résonance des Plasmons de Surface)

UV : Ultraviolet

VOC : Volatile Organic Compounds (Composés Organiques Volatils)

LED : Light Emitting Diode (Diode Électroluminescente)

GMR : Guided Mode Resonance (Résonance des Modes Guidés)

FTR : Frustrated Total Reflection (Réflexion Totale Frustrée (configuration d'Otto))

ATR : Attenuated Total Reflection (Réflexion Totale Atténuée (configuration de Kretschmann))

FO-SPR : Fiber Optic Surface Plasmon Resonance (Résonance des Plasmons de Surface par Fibre Optique)

MIM : Métal-Isolant-Métal

TM : Transverse Magnétique

CMOS : Complementary Metal-Oxide-Semiconductor(Semi-conducteur à oxyde métallique complémentaire)

TiO₂ : Titanium dioxide (Dioxyde de titane)

Si : Silicon (Silicium)

MoS₂ : Molybdenum disulfide (Disulfure de molybdène)

SAM : Self-Assembled Monolayers (Monocouches auto-assemblées)

Pb : Lead (Plomb)
Hg : Mercury (Mercure)
Cd : Cadmium (Cadmium)

Introduction générale

Introduction générale :

Les capteurs optiques représentent aujourd'hui une classe de dispositifs fondamentaux dans les domaines de la photonique et de la détection biologique, en raison de leurs performances exceptionnelles en termes de sensibilité, de sélectivité et de rapidité de réponse. Leur principe repose sur l'interaction entre une onde électromagnétique et un milieu matériel, interaction qui peut être fortement modifiée par de très faibles variations de l'indice de réfraction du milieu environnant. Cette propriété en fait des outils particulièrement adaptés aux applications de biosensing, où la détection de concentrations très faibles de biomolécules est requise[1].

Parmi les différentes technologies de détection optique, la résonance plasmonique de surface (Surface Plasmon Resonance – SPR) occupe une place centrale. Ce phénomène, issu du couplage entre les photons incidents et les oscillations collectives des électrons libres à la surface d'un métal noble (généralement l'or ou l'argent), permet de générer une résonance extrêmement sensible aux variations de l'indice de réfraction du milieu analyte. Cette dépendance spectrale ou angulaire constitue le principe de base de nombreux biocapteurs modernes[2].

Dans le domaine biomédical, la détection du cancer de la prostate constitue un enjeu majeur de santé publique. L'antigène spécifique de la prostate (PSA) est largement utilisé comme biomarqueur pour le diagnostic précoce et le suivi de l'évolution de la maladie. Cependant, les méthodes classiques de détection présentent souvent des limitations en termes de sensibilité et de précision, en particulier aux faibles concentrations. Les biocapteurs optiques basés sur la SPR offrent une alternative prometteuse grâce à leur capacité à détecter des variations de l'ordre de (10^{-3}) à (10^{-4}) en unité d'indice de réfraction (RIU)[3].

Le fonctionnement de ces capteurs repose sur la modification de la condition de résonance, se traduisant par un décalage de la longueur d'onde de résonance (λ_{res}) ou de l'angle critique. Ce décalage est directement corrélé aux variations de l'indice de réfraction du milieu biologique analysé. Ainsi, l'analyse spectrale de la réponse du capteur permet de quantifier avec précision les changements de concentration des biomolécules cibles[4].

L'amélioration des performances de ces dispositifs passe principalement par l'optimisation de la géométrie de la structure, le choix des matériaux plasmoniques, ainsi que le contrôle du confinement du champ électromagnétique. Des structures avancées telles que les fibres optiques cristallines (Photonic Crystal Fibers – PCF), les guides d'onde à fente (slot waveguides), ou

encore les architectures multicouches hybrides, ont montré une augmentation significative de la sensibilité et du facteur de qualité (Q-factor), en améliorant le recouvrement entre le mode optique et le milieu analyte[5].

Dans ce cadre, ce travail propose la conception et la simulation numérique d'un capteur optique plasmonique destiné à la détection du PSA. L'étude est basée sur l'analyse du comportement spectral dans une plage d'indices de réfraction allant de 1.333 à 1.36 RIU, correspondant respectivement à un milieu biologique sain et à des états pathologiques associés à la progression du cancer de la prostate. L'objectif principal est d'identifier la configuration géométrique optimale permettant d'obtenir une sensibilité maximale, en étudiant le déplacement du pic de résonance et en évaluant les performances du capteur à travers des paramètres clés tels que la sensibilité spectrale, la largeur à mi-hauteur (FWHM) et le facteur de qualité.

Enfin, l'ensemble de cette étude s'inscrit dans une démarche visant à développer des dispositifs de détection miniaturisés, précis et hautement sensibles, capables de répondre aux exigences des applications biomédicales modernes.

Chapitre I : Généralités sur les plasmoniques

Abstrait :

À une époque caractérisée par une évolution technologique rapide, la détection précise et rapide des molécules biologiques (telles que les virus, les protéines pathogènes et les biomarqueurs) demeure un défi mondial qui nécessite des solutions innovantes. Le besoin urgent d'outils de diagnostic au point de service (*Point-of-Care*), combinant une vitesse exceptionnelle et une haute sensibilité à faible coût, est le principal moteur des efforts de recherche dans le domaine des sciences des capteurs. Pour répondre à cette exigence, l'intérêt s'est tourné vers l'exploitation des phénomènes physiques au niveau nanométrique.

Ainsi, le phénomène de résonance des plasmons de surface (SPR) a attiré l'attention et suscité des attentes quant à son exploitation pour le développement de biocapteurs de diverses manières, notamment en termes de sensibilité aux matériaux et de choix des substances utilisées dans sa fabrication, l'usage de métaux nobles offrant de meilleures performances. De plus, la distinction entre les types de cavités et la géométrie du capteur joue un rôle majeur dans la conception de ce biocapteur doté de caractéristiques modernes et avancées.

Généralités sur les Plasmoniques

1. Introduction aux Plasmoniques :

La plasmonique, branche de la nanophotonique, étudie les oscillations collectives des électrons de conduction, appelées plasmons, à l'interface métal-diélectrique lorsqu'elles sont couplées à un champ électromagnétique. Le terme « plasmon » désigne le quantum d'oscillation du plasma électronique. Grâce à l'interaction entre la lumière et les électrons libres des métaux, la plasmonique permet de confiner et de manipuler la lumière à des échelles inférieures à la limite de diffraction optique. Ce domaine offre ainsi de nouvelles perspectives pour le contrôle et la gestion de la lumière à l'échelle nanométrique, avec de nombreuses applications dans les domaines des capteurs, des télécommunications, de l'imagerie et de la biophotonique [6,7]

1.1 Importance de la Plasmonique en Nanotechnologie :

Grâce à sa capacité unique à confiner l'énergie lumineuse dans des volumes nanométriques, la plasmonique joue un rôle essentiel dans les nanotechnologies modernes. Cette propriété présente plusieurs avantages majeurs :

- **Dépassement de la limite de diffraction** : contrairement à l'optique classique, limitée par le critère d'Abbe ($\approx \lambda/2$), la plasmonique permet de concentrer la lumière à des échelles nanométriques pouvant être inférieures à 10 nm.
- **Renforcement du champ électromagnétique local** : cette propriété est particulièrement importante pour des techniques telles que la spectroscopie Raman exaltée de surface (SERS), où l'intensité du signal est considérablement amplifiée.
- **Intégration aux circuits nanométriques** : la plasmonique constitue un pont entre l'électronique et la photonique à l'échelle nanométrique, permettant le traitement et la transmission de l'information à très grande vitesse.
- **Détection biologique à haute sensibilité** : les capteurs plasmoniques permettent la détection de biomolécules à de très faibles concentrations, pouvant atteindre l'ordre du femtomolaire, ce qui les rend particulièrement adaptés aux applications biomédicales et diagnostiques [8]

1.2 Domaines d'Application :

La plasmonique trouve de nombreuses applications dans divers domaines scientifiques et technologiques :

- **Capteurs (Sensing) :** détection de biomolécules, de gaz et de polluants environnementaux avec une sensibilité exceptionnelle.
- **Médecine :** diagnostic précoce des maladies, thérapie photothermique des tumeurs et administration ciblée de médicaments.
- **Énergie :** amélioration du rendement des cellules photovoltaïques, photocatalyse et stockage de l'énergie.
- **Optique et télécommunications :** guides d'ondes plasmoniques, modulateurs ultra-rapides et interconnexions photoniques à haute performance.
- **Microscopie et imagerie :** microscopie optique en champ proche (SNOM, *Scanning Near-field Optical Microscopy*) et techniques d'imagerie à super-résolution

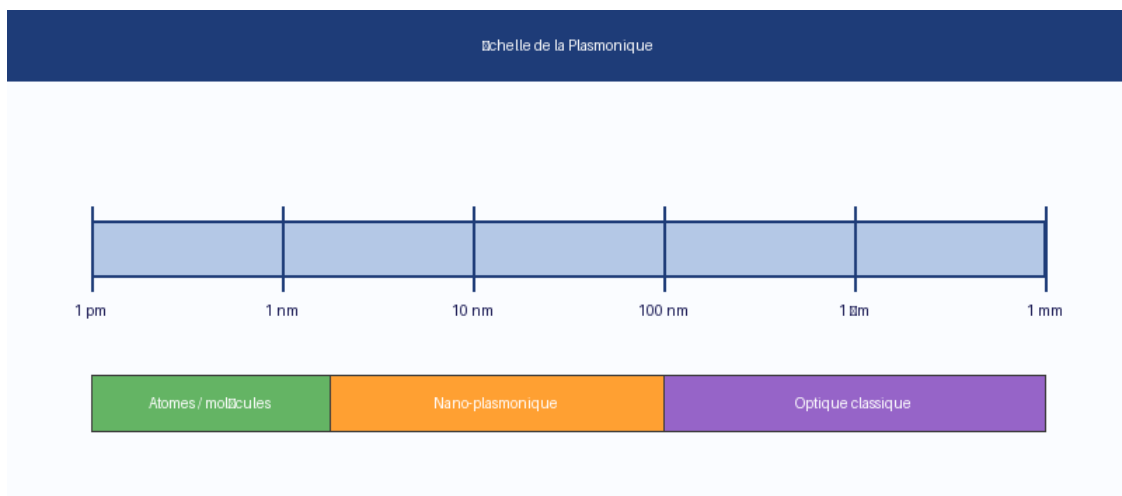


Figure 1.1 : Échelle spatiale de la plasmonique et positionnement par rapport aux autres disciplines nanophotoniques.

2. Interaction Lumière–Matière :

2.1 Nature de la Lumière (Dualité Onde–Corpuscule) :

La lumière, décrite quantiquement par les photons, démontre une nature duale, à la fois onde et particule. La lumière, en tant qu'onde électromagnétique, est définie par son champ électrique E et son champ magnétique B , qui oscillent de manière perpendiculaire l'un à l'autre.

l'autre ainsi qu'à la direction dans laquelle elle se propage. C'est la propagation décrite par les équations de Maxwell qui est à l'origine de ce phénomène :

$\nabla \times \mathbf{E} = -\partial \mathbf{B} / \partial t$	(1.1)
$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \partial \mathbf{D} / \partial t$	(1.2)
$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho ; \quad \nabla \cdot \mathbf{B} = 0$	(1.3)

La relation de dispersion dans un milieu de permittivité ϵ et perméabilité μ est :

$k^2 = \epsilon \cdot \mu \cdot \omega^2 / c^2 \Rightarrow n = \sqrt{(\epsilon \cdot \mu)}$	(1.4)
---	-------

où n est l'indice de réfraction, ω la fréquence angulaire, k le vecteur d'onde et c la vitesse de la lumière dans le vide [9].

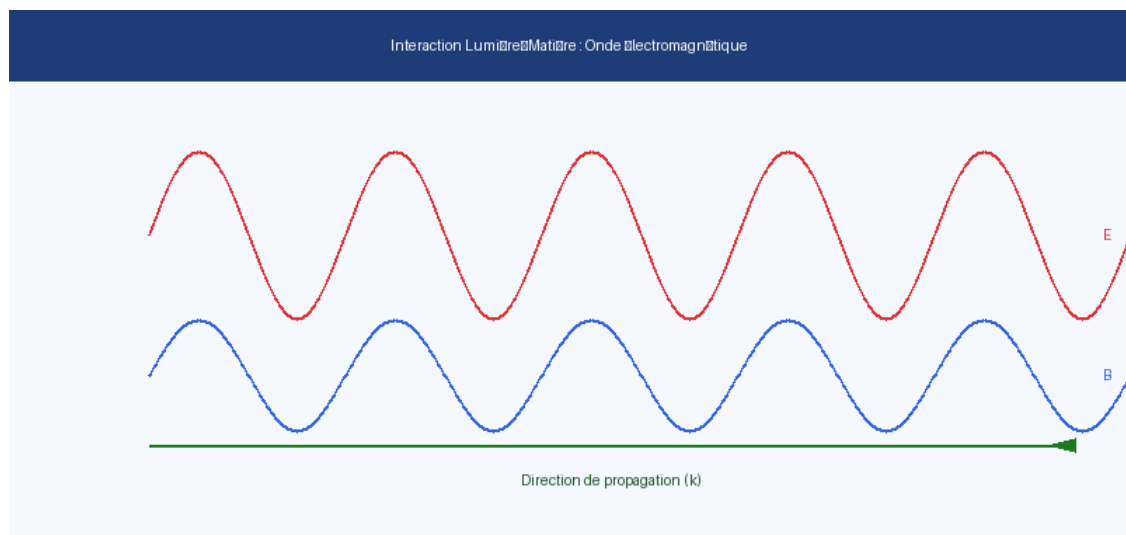


Figure 1.2 : Représentation d'une onde électromagnétique plane : champ électrique E (rouge) et champ magnétique B (bleu) orthogonaux et perpendiculaires à la direction de propagation k .

2.2 Interaction de la Lumière avec les Métaux :

Quand une onde électromagnétique interagit avec un métal, sa diffusion subit d'importantes modifications à cause des électrons libres. Le modèle de Drude–Sommerfeld explique la réponse diélectrique d'un métal :

$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} - \omega_p^2 / (\omega^2 + i\gamma\omega)$	(1.5)
--	-------

où ϵ_{∞} représente la contribution des transitions interbandes, ω_p symbolise la fréquence plasma, et $\gamma = 1/\tau$ correspond au taux d'amortissement (τ étant le temps de relaxation des électrons). La propagation et l'absorption sont respectivement régulées par la partie réelle $\epsilon'(\omega)$ et la partie imaginaire $\epsilon''(\omega)$ [10].

La fréquence du plasma est déterminée comme suit :

$\omega_p = \sqrt{(ne^2 / \epsilon_0 m^*)}$	(1.6)
---	-------

où n est la densité des électrons libres, e la charge de l'électron, ϵ_0 la permittivité du vide, et m^* la masse effective de l'électron.

2.3 Concept des Électrons Libres dans les Métaux :

Dans les métaux précieux tels que l'or, l'argent et le cuivre, les électrons de la bande de conduction se déplacent presque sans entrave à travers le réseau cristallin (modèle du gaz d'électrons libres selon Drude). Ces électrons réagissent de manière collective aux perturbations électromagnétiques, ce qui conduit à la formation d'oscillations plasma (plasmons). Dans l'or, la densité des porteurs est approximativement $n \approx 5.9 \times 10^{28} \text{ m}^{-3}$, ce qui donne à ω_p une valeur dans le spectre UV [6].

3. Définition des Plasmons :

3.1 Qu'est-ce qu'un Plasmon ?

Un plasmon représente le quantum d'oscillation collective des électrons de conduction dans un métal face à un ensemble de charges positives fixes (ions du réseau). C'est l'équivalent en optique du phonon pour les vibrations du réseau. Sur le plan quantique, un plasmon est une quasiparticule de nature bosonique, qui véhicule l'excitation collective du gaz d'électrons [7].

L'énergie d'un plasmon de volume est déterminée par l'énergie du quantum $\hbar\omega_p$. Concernant l'or, $\hbar\omega_p$ s'approche d'environ 9 eV (dans l'UV), tandis que pour les plasmons de surface à la frontière Au/air, $\hbar\omega_{sp}$ se situe aux environs de 2.4 eV (visible) [6].

3.2 Types de Plasmons :

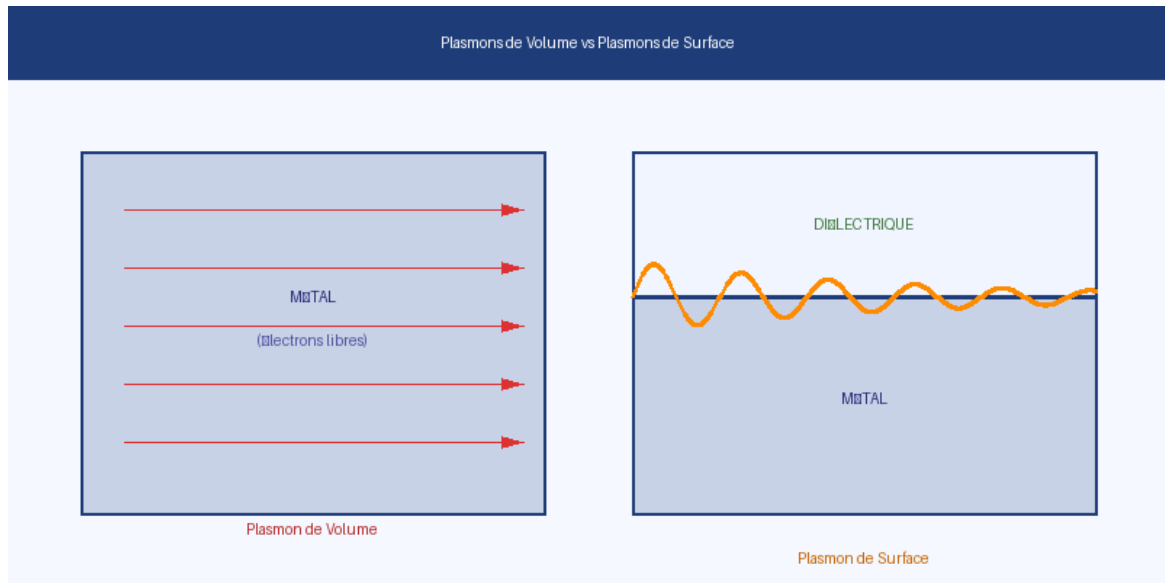


Figure 1.3 : (Gauche) Plasmons de volume : oscillations longitudinales des électrons dans le bulk métallique. (Droite) Plasmons de surface : oscillations transversales confinées à l'interface métal–diélectrique.

On distingue deux types fondamentaux de plasmons :

3.2.1 Plasmons de Volume (Bulk Plasmons) :

Il s'agit de vibrations longitudinales du gaz d'électrons se déplaçant à l'intérieur du volume métallique. Ils ne se couplent pas directement à la lumière (modes non radiatifs longitudinaux) et ne peuvent être détectés que par spectroscopie de perte d'énergie des électrons (EELS). Ils oscillent à une fréquence ω_p , comme précisé par l'équation (1.6). La condition d'excitation se formule comme suit : $\varepsilon(\omega_p) = 0$ [10].

3.2.2 Plasmons de Surface (Surface Plasmon Polaritons – SPP) :

Il s'agit d'oscillations couplées des électrons de surface et du champ électromagnétique qui se propagent le long de l'interface entre le métal et le diélectrique. Ils possèdent une nature hybride photon-plasmon et sont essentiels pour les applications liées à la plasmonique. Leur principale caractéristique est leur confinement dans la direction perpendiculaire à l'interface (décroissance évanescence) [6][7].

4. Plasmons de Surface (Surface Plasmon Polaritons – SPP) :

4.1 Définition :

Les plasmons de surface, également appelés polaritons de plasmon de surface (SPP), sont des ondes électromagnétiques qui se déplacent le long de la frontière entre un matériau métallique ($\epsilon_1 < 0$) et un matériau diélectrique ($\epsilon_2 > 0$). Ils sont le produit du couplage résonnant entre les oscillations des électrons de surface libres du métal et le champ électromagnétique qui les frappe. Le champ évanescent associé décroît de manière exponentielle de part et d'autre de l'interface, conférant à l'énergie une confinement sur des dizaines à plusieurs centaines de nanomètres [8].

4.2 Conditions d'Existence :

Deux conditions doivent être remplies de façon concomitante pour qu'un SPP soit présent à la jonction métal–diélectrique :

- Condition 1 (permittivité) : $\epsilon_1 \cdot \epsilon_2 < 0$ et $|\epsilon_1| > \epsilon_2$, condition qui est normalement satisfaite pour les métaux à $\omega < \omega_p$.
- Condition 2 (alignement des vecteurs d'onde) : le vecteur d'onde du SPP, k_{sp} , doit être en adéquation avec la composante tangentielle du vecteur d'onde photonique. Cela implique l'utilisation d'une méthode de couplage (prisme, réseau, pointe).

La relation de dispersion des SPP à l'interface entre le métal et le diélectrique est la suivante :

$k_{sp} = (\omega/c) \sqrt{(\epsilon_1 \cdot \epsilon_2 / (\epsilon_1 + \epsilon_2))}$	(1.7)
--	-------

Cette relation montre que $k_{sp} > k_0 = \omega/c$, ce qui explique l'impossibilité du couplage direct avec un photon en espace libre sans dispositif d'adaptation [9].

4.3 Propriétés Physiques :

Les SPP affichent des caractéristiques exceptionnelles :

- Propagation Length : $L_{SP} = 1/(2 \cdot \text{Im}\{k_{sp}\})$, généralement entre 10 et 100 μm pour l'or à 800 nm.
- Profondeur de pénétration dans le diélectrique : $L_{z,d} = 1/(2 \cdot |k_{z,d}|) \approx \lambda/2$, généralement autour de 200 à 400 nm.
- Profondeur de pénétration dans le métal : $L_{z,m} \approx 20\text{--}30$ nm (varie en fonction de ω_p).
- Augmentation du champ : l'intensité du champ électrique local peut être multipliée par un facteur de 10^4 à 10^6 comparé au champ incident.

Tous les capteurs plasmoniques reposent sur le confinement du champ et sa réactivité à l'environnement proche comme principe physique fondamental [7][10].

5. Résonance des Plasmons de Surface (SPR) :

5.1 Définition de la SPR :

La Résonance des Plasmons de Surface (Surface Plasmon Resonance – SPR) est le phénomène de couplage résonant entre la lumière et les plasmons de surface d'un film métallique mince. À la résonance, l'énergie du photon incident est transférée de manière maximale aux plasmons de surface, se traduisant par un minimum net de la réflectivité dans la configuration de réflexion totale atténuée (ATR) [6].

En 1902, R.W. WOOD observe, lors d'une de ses expérimentations, des irrégularités dans le spectre de diffraction d'un réseau métallique de diffraction, qui ne peuvent être expliquées par la théorie classique et les équations des réseaux.[11]

En 1935, à la suite de ses premières recherches, R.W. WOOD a publié un article plus exhaustif issu d'une multitude d'expériences et d'observations. Dans cet écrit, il mentionne deux concepts tirés des travaux de Lord Rayleigh : le premier stipule que la portion du spectre absente correspond à celle qui ne peut pas provenir d'ordres plus éloignés , tandis que le second est issu d'un autre article qui décrit les cavités entre chaque ligne de réseau comme des « résonateurs ». Malgré des observations abondantes, R.W. WOOD ne tient pas compte de cela et élabore un modèle basé sur les interférences destructives et constructives[12]

U. Fano a suggéré en 1938 une façon particulièrement captivante d'aborder le problème, utilisant des ondes évanescentes confinées près de l'interface du métal diélectrique. Ces ondes, stimulées par des ordres de diffraction, absorbent une portion de l'énergie de l'onde incidente ce qui empêche effectivement sa diffraction ou sa réflexion . Cette description est déjà très proche de ce que nous savons actuellement sur l'onde plasmonique de surface et illustre remarquablement les anomalies de Wood[13].

Ce n'est qu'en 1956, grâce à l'article de D. Pines [14], que nous avons pu identifier cette onde confinée. Pines explique la raison de l'appellation en soulignant que « les vibrations collectives des électrons de valence rappellent beaucoup les vibrations du plasma lors des

décharges gazeuses ». L'oscillation du « plasma électronique » se transforme alors en plasmon. Ainsi, la notation devient courante et est largement adoptée par la communauté scientifique. Plus que le nom, la compréhension de l'effet plasmonique continue de s'approfondir au fil des années.

Suite à la première découverte du SPR (résonance plasmonique de surface) en 1902, la compréhension de ce phénomène a évolué progressivement vers une connaissance approfondie de la physique des plasmons de surface. Un progrès significatif a été accompli en 1983 grâce à l'utilisation effective du SPR pour concevoir un biocapteur conçu pour repérer les interactions moléculaires biologiques [15]. Le livre posthume d'Heinz Raether en 1988, qui récapitule l'effet de plasmon de surface, devient rapidement une référence incontournable pour les spécialistes du domaine [16]. En plus de présenter des résumés des plasmons de surface dans ce livre, on peut observer l'émergence d'applications pratiques exploitant l'effet de plasmon de surface, surtout dans le secteur des détecteurs biologiques, souvent désignés par leur terme anglais « Biosensor » [17]. Le livre de Raether présente, entre autres, un exemple de biosenseur encore en usage aujourd'hui, le dispositif Kretschmann-Raether. Ce dernier utilise un prisme avec une face métallisée recouverte d'un mince dépôt, cette surface métallique servant alors de support à la diffusion d'un plasmon de surface [18].

Le premier dispositif de détection biologique commercial utilisant la SPR a été conçu par Pharmacia Biosensor AB, qui a par la suite changé son nom en Biacore. À l'heure actuelle, de nombreuses sociétés produisent des instruments SPR, les biocapteurs basés sur la technologie SPR représentant la technique de biodétection optique dominante. L'effet SPR se produit à la jonction de deux substances (habituellement du verre et un fluide) sur la surface d'un métal ou d'un autre matériau conducteur lorsqu'il est exposé à une lumière polarisée à un angle déterminé. Ce mécanisme produit des plasmons de surface, provoquant une diminution de l'intensité lumineuse réfléchie à un angle spécifique dénommé angle de résonance. L'ampleur de ce phénomène est directement liée à la quantité de masse présente à la surface. On peut obtenir un sensorgramme, qui montre l'évolution de la réflectivité, de l'angle ou de la longueur d'onde dans le temps. Quelle que soit la disposition, la SPR permet un suivi en direct des fluctuations de l'indice de réfraction à la surface du détecteur, liées directement aux densités de biomolécules. Cela fournit ainsi une méthode sans étiquetage. Pour analyser les interactions entre un ligand et un analyte, il est nécessaire que l'une des

molécules impliquées soit fixée à la surface du capteur. Un appareil SPR fonctionnel comprend un détecteur optique, dont l'action principale est de mesurer un décalage d'intensité, une puce de capteur dotée d'une surface dorée et d'une couche favorisant la fixation du ligand, ainsi qu'un dispositif fluidique permettant une opération en flux continu.[19]

5.2 Principe de la Résonance – Configuration de Kretschmann :

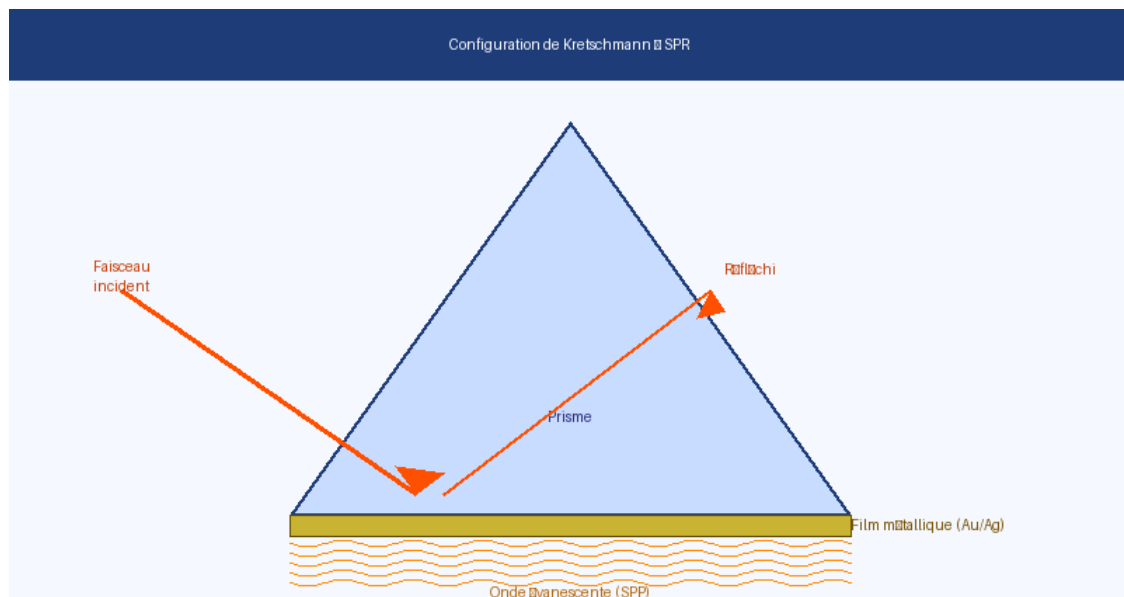


Figure 1.4 : Configuration de Kretschmann pour l'excitation SPR : un prisme ($n_p > 1$) est utilisé pour adapter le vecteur d'onde du photon à celui du SPP à l'interface métal-milieu analyte.

Dans la configuration de Kretschmann, la lumière est injectée par un prisme d'indice n_p à un angle θ supérieur à l'angle critique[20]. La composante tangentielle du vecteur d'onde est :

$k_{\parallel} = (\omega/c) \cdot n_p \cdot \sin(\theta)$	(1.8)
---	---------

La condition de résonance SPR est atteinte lorsque $k_{\parallel} = k_{sp}$, soit :

$(\omega/c) \cdot n_p \cdot \sin(\theta_{SPR}) = (\omega/c) \sqrt{(\epsilon_1 \cdot \epsilon_2 / (\epsilon_1 + \epsilon_2))}$	(1.9)
---	---------

À cet angle, la réflectivité chute brutalement jusqu'à un minimum (théoriquement zéro pour un film d'épaisseur optimale, typiquement 45–50 nm pour l'or).

5.3 Facteurs Influençant la SPR :

Les facteurs prédominants qui affectent la position de résonance θ_{SPR} sont :

- Coefficient de réfraction du milieu diélectrique (n_2) : tout changement Δn du milieu voisin modifie θ_{SPR} . C'est le concept de détection utilisé dans les biocapteurs SPR.
- Longueur d'onde d'excitation λ : une modification de λ affecte la relation de dispersion, offrant la possibilité d'opérer en mode interrogation spectrale.
- Type et épaisseur de la pellicule métallique : une épaisseur idéale (45-50 nm pour Au à 633 nm) réduit au minimum les pertes radiatives et augmente le contraste du dip.
- Température : influence la composante imaginaire de ϵ_1 par le biais du taux de collisions électroniques γ .

La sensibilité d'un biocapteur SPR est caractérisée par $S = \Delta\theta_{\text{SPR}} / \Delta n$ (en degrés/RIU) ou $S = \Delta\lambda_{\text{SPR}} / \Delta n$ (en nm/RIU), RIU représentant l'unité de mesure de l'indice de réfraction [8].

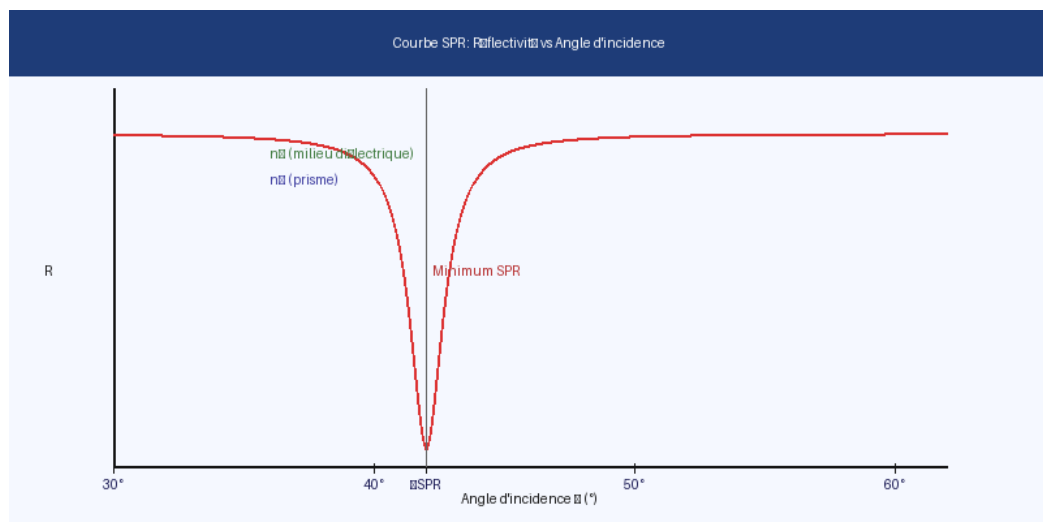


Figure 1.5 : Courbe SPR théorique : réflectivité R en fonction de l'angle d'incidence θ . Le minimum de R correspond à l'angle de résonance θ_{SPR} , qui se déplace lors de la modification de l'indice du milieu (Δn).

6. Types de Plasmonique :

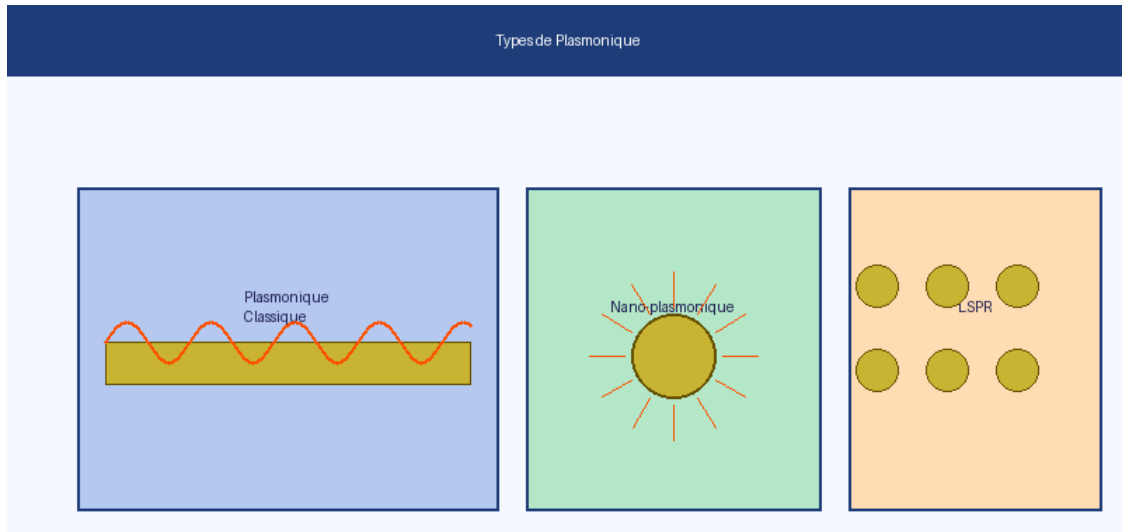


Figure 1.6 : Les trois principaux types de plasmonique : (gauche) plasmonique classique sur film continu, (centre) nano-plasmonique sur nanoparticules, (droite) LSPR sur réseau de nanoparticules.

6.1 Plasmonique Classique :

La plasmonique classique, également appelée plasmonique propagative, fait référence aux SPP qui se déplacent sur des films métalliques continus (qu'ils soient semi-infinis ou minces). Ce principe est à la base des capteurs SPR de première génération (Biacore, entre autres). Les capteurs SPR commerciaux utilisent des films d'or ou d'argent de quelques dizaines de nanomètres d'épaisseur comme support. La distance de propagation des SPP pour l'or à 800 nm est approximativement de 100 μm [6].

6.2 Nano-Plasmonique :

La nano-plasmonique utilise des structures métalliques dont la taille est comparable ou inférieure à la longueur d'onde (nanoparticules, nanorods, nanotriangles, etc.). Elle exploite l'amplification locale du champ électromagnétique (points chauds) aux jonctions, angles et interstices de ces structures. Les facteurs d'amplification du champ ($|E/E_0|^2$) peuvent excéder 10^6 , ce qui rend la spectroscopie Raman à l'échelle d'une seule molécule (SERS) réalisable [7].

6.3 Résonance Localisée des Plasmons de Surface (LSPR) :

La Résonance de Plasmon de Surface Localisée (RPSL) est une résonance non propagée qui se manifeste dans des nanoparticules métalliques dont la dimension est inférieure à la longueur d'onde. À l'inverse des SPP, les LSPR n'ont pas besoin de méthode d'adaptation

du vecteur d'onde et peuvent être activées par une simple lumière directe. La condition de résonance de Fröhlich concernant une sphère métallique dans un matériau diélectrique est:

$\epsilon'_1(\omega) = -2 \cdot \epsilon_2$ [condition de Fröhlich]	(1.10)
---	--------

La position spectrale de la LSPR est hautement sensible à la taille, la forme, la composition de la nanoparticule et à l'indice du milieu environnant, avec des sensibilités typiques de 50–500 nm/RIU [21].

7. Matériaux Plasmoniques :

7.1 Les Métaux Nobles :

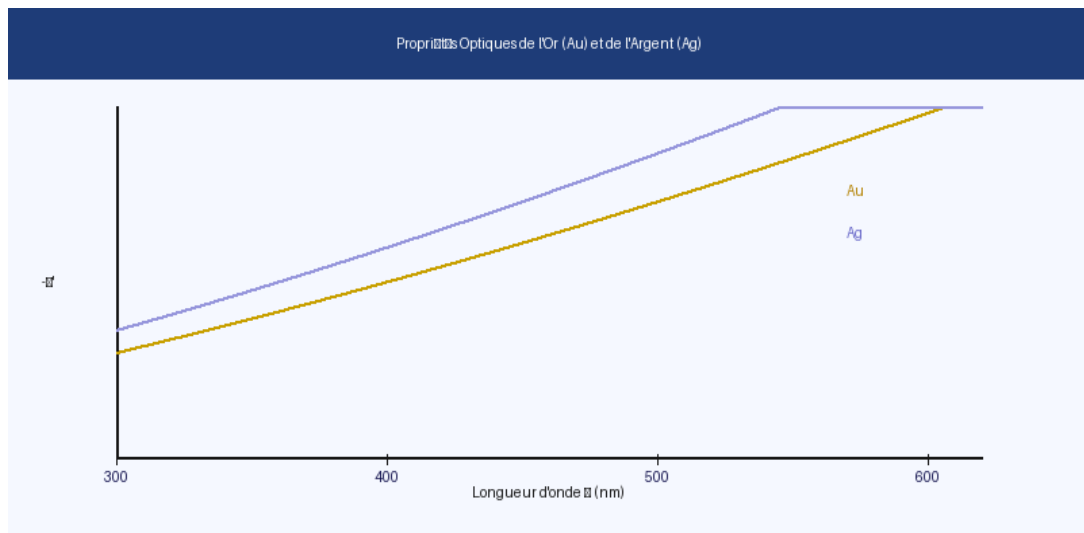


Figure 1.7 : Partie réelle de la permittivité diélectrique $-\epsilon'(\omega)$ de l'or (Au, courbe dorée) et de l'argent (Ag, courbe bleutée) en fonction de la longueur d'onde, selon le modèle de Drude corrigé.

Les matériaux les plus utilisés en plasmonique sont les métaux nobles, notamment l'or (Au) et l'argent (Ag), dont les propriétés optiques sont décrites par la permittivité complexe $\epsilon(\omega) = \epsilon'(\omega) + i\epsilon''(\omega)$.

7.1.1 Or (Au) :

L'or présente une résonance plasmonique de surface dans le domaine visible-proche IR (520–600 nm pour les nanoparticules). Sa biocompatibilité, sa stabilité chimique et sa résistance à l'oxydation en font le métal de référence pour les biocapteurs. La permittivité de Drude-Lorentz de l'or à 633 nm est $\epsilon_{\text{Au}} \approx -11.5 + 1.2i$ [8].

7.1.2 Argent (Ag) :

L'argent offre des propriétés plasmoniques supérieures à l'or en termes de facteur de mérite ($FOM = S/FWHM$) grâce à ses pertes diélectriques plus faibles. Sa résonance se situe dans le visible (400–450 nm pour des nanoparticules sphériques de 50 nm). Cependant, son instabilité chimique (oxydation) limite ses applications biologiques. Des revêtements protecteurs (SiO_2 , Al_2O_3) sont souvent nécessaires [10].

7.2 Propriétés Optiques Clés :

Les critères pour choisir un bon matériau plasmonique sont les suivants :

- Élément réel ϵ' fortement négatif (forte restriction du champ).
- Des pertes minimales ($Im\{\epsilon''\}$ minimales) favorisent une propagation étendue des SPP.
- Adapté aux longueurs d'onde d'excitation visibles ou NIR (plage thérapeutique biologique..650–900nm).
- Stabilité chimique dans un environnement aqueux ou biologique.

Le facteur de qualité plasmonique $Q = -\epsilon'/\epsilon''$ est un paramètre essentiel : On estime que $Q(Ag)$ est approximativement entre 15 et 20, tandis que $Q(Au)$ est d'environ 5 à 10 à une longueur d'onde de 600 nm [6].

8. Structures Plasmoniques :

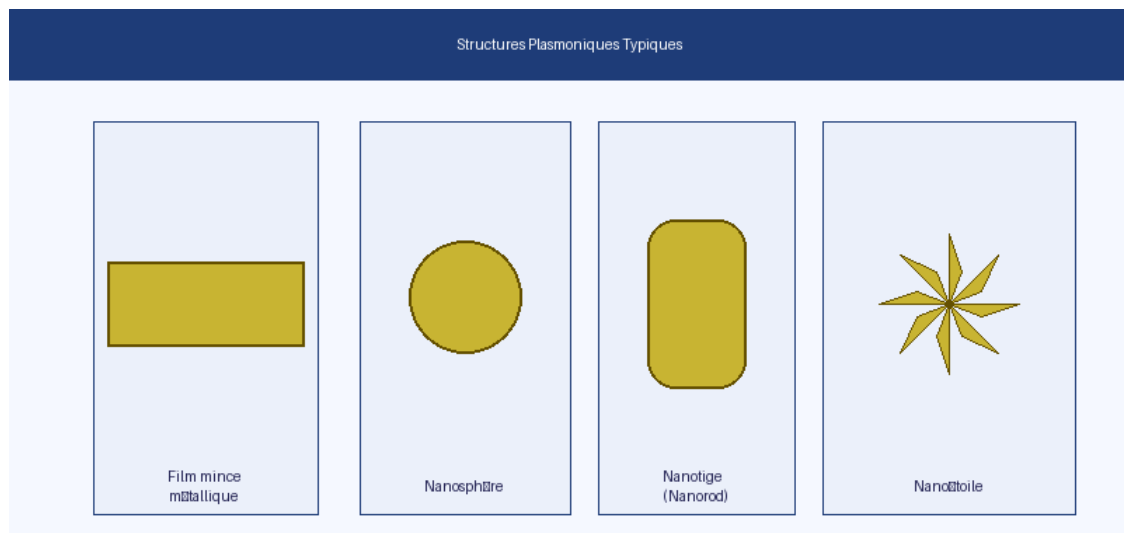


Figure 1.8 : Principales structures plasmoniques : (a) film métallique mince, (b) nanosphère, (c) nanotige (nanorod), (d) nanoétoile.

8.1 Surfaces Métalliques Minces :

Les capteurs SPR traditionnels sont structurés à partir de films métalliques continus dont l'épaisseur varie entre 40 et 60 nm. Ils permettent l'excitation des SPP en configuration ATR, déposés par pulvérisation cathodique ou évaporation sous vide sur un substrat en verre ou en prisme. Pour l'or sur verre, on utilise généralement une fine couche adhésive de chrome (Cr, 1-3 nm). Pour maximiser le couplage SPR à 632.8 nm, l'épaisseur idéale pour l'or est de 47 nm [9].

8.2 Nanoparticules Métalliques :

Les capteurs LSPR utilisent les nanoparticules métalliques (sphères, tiges, étoiles, cubes, etc.) comme support. La méthode chimique de synthèse (réduction de HAuCl_4 à l'aide de citrate de sodium pour l'or - technique de Turkevich) permet de maîtriser avec précision la dimension (5-200 nm) et la forme des particules. Pour des nanosphères d'or, la liaison entre la dimension d et la position spectrale λ_{max} de la LSPR suit à peu près $\lambda_{\text{max}} \approx 500 + 0.7d$ (nm) [22].

8.3 Nanostructures Complexes :

L'optimisation des performances plasmoniques est possible grâce à l'utilisation de nanostructures plus sophistiquées.

- Nanorods (nanobâtonnets) : deux modes LSPR sont présents (transversal et longitudinal), avec la possibilité d'accorder le mode longitudinal dans le NIR par le biais du rapport d'aspect (longueur/diamètre).
- Nanoétoiles (nanostars) : plusieurs pics génériques de points chauds, parfaits pour la SERS.
- Nanoantennes gap : deux nanoparticules distantes d'un gap nanométrique (< 5 nm) qui produisent des renforcements de champ extrêmes ($|E|^2 > 10^8$).
- Réseaux de nanostructures périodiques : facilitent des résonances collectives (modes de réseau, résonances de Fano) avec des coefficients de qualité supérieurs [7].

9. Avantages et Limites de la Plasmonique :

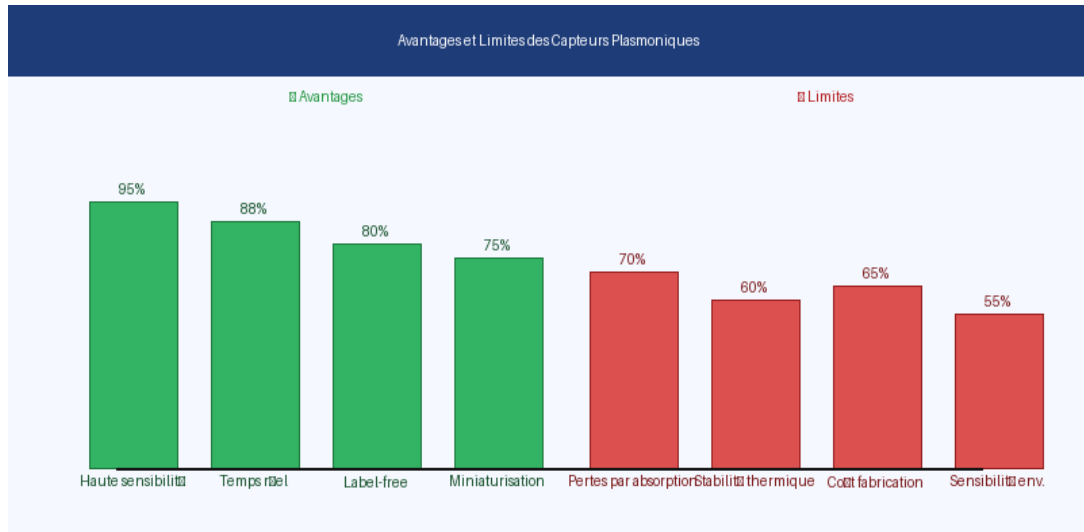


Figure 1.9 : Comparaison des avantages et limites des capteurs plasmoniques SPR et LSPR par rapport aux technologies conventionnelles de biodétection.

9.1 Avantages :

- Sensibilité élevée : les capteurs SPR commerciaux peuvent détecter jusqu'à 10^{-10} M– 10^{-12} M pour les interactions protéine-protéine, ce qui équivaut à 0.01–1 pg/mm². Les capteurs LSPR parviennent à atteindre des sensibilités en dessous du niveau de l'atome pour les acides nucléiques.
- Suivi cinétique en direct (sans marquage) : à la différence des techniques ELISA ou PCR, la SPR offre la possibilité d'observer le suivi cinétique en direct (avec les constantes d'association k_a et de dissociation k_d), sans avoir recours à un marquage fluorescent ou radioactif.
- Réduction de taille et intégration : les puces SPR autorisent l'analyse simultanée de plusieurs analytes (>100 spots sur une seule puce).
- Polyvalence : une seule plateforme est capable de détecter des molécules de masses très diverses, allant de quelques Da (ADN, ions) à plusieurs MDa (virus, cellules).
- Non-destructif et réutilisable : la surface peut être régénérée grâce à des nettoyages adéquats.

9.2 Limites :

- Pertes par absorption (pertes ohmiques) : les pertes ohmiques dans les métaux restreignent la distance de propagation des SPP et diminuent la précision des résonances. Concernant l'or, les pertes s'accroissent notablement au-delà de 600 nm à cause des

transitions, interbandes.

- Réactivité aux fluctuations environnementales : la SPR est extrêmement réactive aux changements de température ($\Delta\theta_{SPR}/\Delta T \approx 3 \times 10^{-3} \text{ deg/}^\circ\text{C}$), de pression et aux modifications d'indice du milieu non spécifiées, requérant une maîtrise thermique précise.
- Spécificité : la plasmonique en soi ne permet pas de sélectivité moléculaire ; un traitement chimique de surface (SAM, anticorps) est indispensable pour une biodétection sélective.
- La stabilité des nanoparticules dans un environnement biologique : l'agrégation, l'oxydation de l'argent et les interactions non spécifiques avec les protéines (corona protéique) influencent leur performance sur le long terme.

10. Applications Générales de la Plasmonique :



Figure 1.10 : Panorama des applications de la plasmonique dans les domaines scientifiques et technologiques, centré sur la détection et le diagnostic.

10.1 Biodétection et Biocapteurs (Préambule au Chapitre II):

L'application la plus développée et commercialisée de la plasmonique est la détection des biomolécules. Les capteurs SPR (Biacore AB, GE Healthcare) détectent les interactions biologiques en direct grâce au changement d'indice de réfraction provoqué par l'adsorption de molécules (anticorps, protéines, ADN, virus) sur une surface dotée de fonctionnalités. Les seuils de détection atteints (environ 1 pg/mm^2) autorisent l'identification de biomarqueurs tumoraux tels que le PSA et le CEA, ainsi que d'agents pathogènes à des concentrations significatives sur le plan clinique [21]. Le Chapitre II traitera en profondeur de ce sujet..

10.2 Médecine (Diagnostic et Thérapie) :

Dans le domaine médical, la plasmonique présente deux axes principaux : le diagnostic moléculaire ultra-sensible (capacité à détecter le miARN, l'ADN circulant ou encore les biomarqueurs de maladies neurodégénératives) et la thérapie photothermique. Dans ce scénario spécifique, des nanoparticules d'or modifiées avec des anticorps anti-tumoraux se rassemblent de manière sélective dans les tumeurs, et une exposition au NIR génère leur réchauffement local via la conversion photothermique (effet PTT - Thérapie Phototherapeutique), éliminant ainsi les cellules cancéreuses sans nuire aux tissus sains [23].

10.3 Environnement :

La détection de contaminants environnementaux (pesticides, métaux lourds, polluants organiques) à des niveaux de traces dans l'air, l'eau et le sol se fait grâce à la plasmonique. Les détecteurs SERS offrent la possibilité d'identifier des molécules à des concentrations se chiffrant en picomoles grâce à leur spectre. La surveillance de la qualité de l'air (NO₂, CO, VOC) [8] bénéficie aussi de l'application de la spectroscopie plasmonique en champ éloigné.

10.4 Optoélectronique et Photovoltaïque :

Dans le domaine de l'optoélectronique, les structures plasmoniques offrent la possibilité de concevoir des modulateurs à très haute fréquence (>100 GHz), des détecteurs de photons sub-longueur d'onde ainsi que des sources lumineuses à l'échelle nanométrique (nanolasers plasmoniques – spasers). Dans le secteur du photovoltaïque, l'inclusion de nanoparticules d'or ou d'argent dans les cellules solaires favorise une meilleure absorption lumineuse grâce à la diffusion et au piégeage de la lumière, ce qui peut accroître l'efficacité de conversion de 10 à 30%, en fonction des configurations [10][20].

Conclusion:

Ce premier chapitre a permis de présenter les bases fondamentales de la plasmonique en mettant en évidence l'interaction entre la lumière et les électrons libres à la surface des métaux. Les différents concepts liés aux plasmons de surface, notamment les plasmons de surface propagatifs (SPP) et les résonances plasmoniques localisées (LSPR), ont été étudiés ainsi que leurs propriétés optiques particulières.

L'étude des matériaux plasmoniques, des phénomènes de résonance et des principales configurations expérimentales a montré l'importance de cette technologie dans plusieurs domaines scientifiques et technologiques. Grâce à leur grande sensibilité aux variations de l'environnement, les structures plasmoniques représentent aujourd'hui une solution prometteuse pour le développement de capteurs optiques performants.

Ainsi, les notions théoriques abordées dans ce chapitre constituent une base essentielle pour comprendre le fonctionnement des biocapteurs plasmoniques qui seront étudiés dans les chapitres suivants, notamment dans le cadre de la conception et de l'optimisation d'un capteur SPR destiné à la détection biomoléculaire.

* * *

Ce premier chapitre a posé les bases théoriques de la plasmonique, depuis les fondements physiques (interaction lumière-matière, modèle de Drude) jusqu'aux différentes manifestations des plasmons (SPP, LSPR) et à leurs applications. Les concepts de SPR, de sensibilité plasmonique et de biocapteurs seront approfondis au Chapitre II, consacré spécifiquement à la conception du capteur plasmonique à haute sensibilité pour la détection de biomolécules.

Chapitre II :

Capteur à base plasmonique

II.1-Introduction :

Avec le développement rapide des technologies modernes, les capteurs occupent une place essentielle dans de nombreux domaines tels que la biologie, la médecine, l'environnement et les télécommunications. La nécessité de détecter des quantités extrêmement faibles de substances avec une grande précision, tout en assurant une réponse rapide et en temps réel, a favorisé l'émergence de nouvelles techniques de détection.

Parmi ces techniques, les capteurs optiques basés sur la plasmonique suscitent un intérêt croissant en raison de leur très grande sensibilité aux variations de l'indice de réfraction du milieu environnant.

Les plasmons de surface, présentés dans le chapitre précédent, permettent un fort confinement du champ électromagnétique à l'interface métal-diélectrique. Cette propriété confère aux capteurs plasmoniques des performances remarquables en matière de détection, notamment pour l'identification de faibles concentrations de molécules d'intérêt.

Dans ce chapitre, nous présenterons les principes fondamentaux des capteurs plasmoniques, leurs différentes catégories, leurs principaux paramètres de performance ainsi que leurs applications dans divers domaines scientifiques et technologiques [24]

II.2- Généralités sur les capteurs optiques :

Au cours des dernières décennies, la recherche scientifique s'est fixé comme objectif majeur de contribuer à la protection de l'environnement et de la santé humaine face aux nombreuses menaces telles que les maladies, la pollution et les gaz toxiques. Dans ce contexte, d'importants efforts ont été consacrés à la conception et au développement de capteurs intelligents capables de détecter des molécules ou des organismes microscopiques présents dans différents milieux (gazeux, liquides ou solides) et susceptibles de représenter un risque pour l'homme ou son environnement.

Un capteur est un dispositif permettant de convertir une grandeur physique, chimique ou biologique à mesurer en un signal exploitable et quantifiable. La nature de cette grandeur dépend du domaine d'application considéré, notamment dans le secteur médical (diagnostic et suivi des maladies) [25], la sécurité biologique [26], la surveillance environnementale [27] ou encore l'industrie agroalimentaire, notamment pour la détection d'allergènes [28].

Outre les biocapteurs, il existe de nombreux autres types de capteurs, tels que les capteurs de température, de pression, de force, de vitesse ou encore d'humidité, utilisés dans des applications variées.

Les capteurs optiques sont généralement évalués à l'aide de plusieurs paramètres de performance, parmi lesquels le temps de réponse, la sensibilité, la limite de détection (*Limit of Detection*, LOD) et la figure de mérite (*Figure of Merit*, FOM). Dans le cadre de ce travail, une attention particulière sera portée à deux paramètres essentiels : la sensibilité et la figure de mérite, qui permettent d'évaluer l'efficacité et les performances du capteur plasmonique étudié

Sensibilité (S) : La sensibilité d'un capteur optique correspond à la variation de la grandeur de sortie (D_s) en fonction de la variation de la grandeur d'entrée (D_m) en un point donné. Elle est donc définie comme la dérivée de la sortie par rapport à l'entrée. Cette caractéristique est intrinsèque au capteur et dépend peu des dispositifs de mesure externes :

$$S = \frac{Ds}{Dm} = \frac{\delta s}{\delta m}$$

Figure de Mérite (FOM) : La figure de mérite est définie comme le rapport entre la sensibilité et la largeur à mi-hauteur (FWHM – Full Width at Half Maximum) du pic de résonance [29]. Elle permet d'évaluer non seulement la sensibilité, mais aussi la finesse et la qualité de la résonance :

$$FOM = \frac{S}{FWHM}$$

II.2.1-Les composants d'un système de détection optique :

Un capteur optique est un dispositif capable de détecter une grandeur physique, chimique ou biologique et de la convertir en un signal exploitable. Cette conversion repose essentiellement sur l'interaction entre la **lumière** et la **matière** [30]. Un système de détection optique est généralement constitué de trois éléments principaux :

II.2.1.1-Une source lumineuse :

Considérée comme le point de départ du système, la source lumineuse fournit l'énergie nécessaire pour sonder la matière. Sa qualité détermine la précision et la sensibilité du dispositif.

a. Les différents types de sources lumineuses

Le choix de la source dépend de la technologie du capteur (spectroscopie, interférométrie ou SPR) :

- **Les Diodes Électroluminescentes (LED) :** Très courantes car elles sont peu coûteuses, robustes et consomment peu d'énergie. Elles émettent une lumière dite "incohérente" avec une largeur spectrale modérée. Elles sont idéales pour les capteurs d'absorption simples.
- **Les Lasers (Diodes Laser) :** Indispensables pour les capteurs de haute précision comme la SPR (Surface Plasmon Resonance). Le laser offre une lumière **monochromatique** (une seule couleur/longueur d'onde très précise) et **cohérente**. Cela permet de focaliser l'énergie sur un point minuscule et de détecter des variations infimes.
- **Les Sources à Large Spectre (Lampes Halogènes ou Xénon) :** Utilisées lorsque l'on veut analyser une large gamme de couleurs simultanément (spectrométrie).

b. Les propriétés critiques pour un capteur

Pour qu'une source lumineuse soit efficace dans un biocapteur, elle doit répondre à trois critères majeurs :

- **La Stabilité (Intensité et Longueur d'onde) :** C'est le défi principal. Si l'intensité de la lampe fluctue tout le temps, le capteur pourrait interpréter cela comme un changement biologique (une erreur de mesure). On utilise souvent des circuits de régulation pour maintenir une émission constante.
- **La Directivité :** Dans les capteurs optiques à réflexion (comme ceux que vous avez mentionnés précédemment), la lumière doit frapper la surface métallique sous un angle très précis. Les lasers sont ici supérieurs car leur faisceau ne s'éparpille pas.
- **La Gamme Spectrale :** La source doit émettre dans une zone où le réactif ou le métal est sensible. Pour les plasmons de surface (SPR), on utilise souvent le rouge ou l'infrarouge proche (entre 600 nm et 900 nm) car c'est là que l'or réagit le mieux.

II.2.1.2-Un élément sensible (zone d'interaction)

L'élément sensible est le cœur du capteur. C'est le lieu physique où la lumière rencontre l'échantillon et subit une modification de ses propriétés (intensité, phase, ou polarisation).

1) Définition et Rôle

Il agit comme un **transducteur**. Il capte la variation de la grandeur d'entrée (ex: présence d'une molécule biologique) et la traduit par une modification du signal optique.

2) Fonctionnement technique

Dans un capteur optique, le mécanisme principal est souvent l'**effet photoélectrique** ou la modification de l'indice de réfraction du milieu.

3) Caractéristiques critiques

Pour qu'une zone d'interaction soit efficace, elle doit respecter plusieurs critères :

- **La Sensibilité** : C'est le rapport entre la variation du signal de sortie et la variation de la grandeur d'entrée.

$$S = \frac{\Delta \text{Sortie}}{\Delta \text{Entrée}}$$

- **La Sélectivité** : Capacité à ne réagir qu'à la cible spécifique sans interférences.
- **Linéarité** : Assure une réponse proportionnelle à la concentration ou au phénomène mesuré.

II.2.1.3-Un détecteur (Photodétecteur)

Le détecteur est le "corps" du système. Il reçoit le signal optique modifié par la zone d'interaction et le transforme en une information électronique exploitable.

- **Structure interne d'un détecteur**
 1. **Photodétecteur (ex: Photodiode)** : Convertit les photons reçus en courant électrique.
 2. **Le Conditionneur** : Amplifie ce signal souvent très faible et filtre les bruits parasites.
 3. **Le Circuit de traitement** : Compare le signal à un seuil ou convertit la valeur pour un affichage numérique.
 4. **L'Organe de sortie** : Transmet l'information finale vers l'utilisateur ou un automate.
- **Types de détection optique** :
 1. **Mode Barrage** : L'objet coupe le faisceau entre l'émetteur et le récepteur.
 2. **Mode Reflex** : Le faisceau rebondit sur un réflecteur avant de revenir au détecteur.
 3. **Mode Diffus (Proximité)** : La lumière rebondit directement sur l'objet à détecter.
- **Performances clés** :
 - **Temps de réponse** : Vitesse de réaction du système.
 - **Rapport Signal/Bruit** : Détermine la capacité à détecter de très faibles concentrations (limite de détection).
 - **Hystérésis** : Évite les déclenchements intempestifs autour du seuil de détection

II.2.1.4-Détection dans le domaine de la biologie :

Dans le domaine de la détection biologique, également appelée bio-détection, le premier biocapteur moderne a été proposé en 1962 pour mesurer la concentration du glucose dans le sang [31].

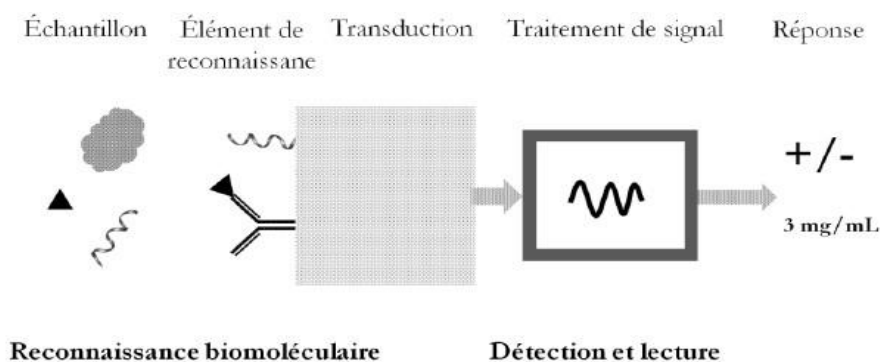


Figure1 : Schéma de fonctionnement de base d'un biocapteur

Depuis lors, ce domaine a connu un développement remarquable et un intérêt croissant, en particulier au cours des deux dernières décennies [32].

De manière générale, un biocapteur se compose de deux éléments essentiels : le premier est l'élément de reconnaissance biologique, au sein duquel la molécule cible est reconnue et liée de façon spécifique ; le second est l'élément de détection, qui assure la conversion de cette interaction en un signal mesurable à l'aide d'un transducteur physico-chimique.

L'élément de reconnaissance doit être choisi avec une grande précision, de manière à ne générer un signal que lors de la reconnaissance spécifique de la molécule cible, et non à cause d'interactions non désirées. Sur le plan pratique, les systèmes basés sur la reconnaissance enzymatique sont parmi les plus répandus [33]. Ils reposent sur des enzymes de type oxydoréduction qui catalysent certaines réactions chimiques. Toutefois, ce type de reconnaissance peut altérer les propriétés intrinsèques de la molécule cible au cours de l'interaction. En revanche, d'autres biocapteurs reposent sur un mécanisme d'affinité entre le récepteur et la molécule cible, comme dans le cas des anticorps [34] ou des matériaux biomimétiques. Cette approche présente l'avantage d'être réutilisable, puisqu'elle ne modifie ni la molécule cible ni le milieu de détection.

La partie détection constitue l'élément le plus crucial du biocapteur, car elle contient le transducteur chargé de convertir les variations physico-chimiques résultant de la formation du complexe sonde-cible [35] en un signal exploitable. Ce transducteur doit être capable de détecter avec précision des changements locaux tels que la masse, la charge électrique, la conductivité ou encore des propriétés optiques comme l'indice de réfraction et l'absorption. En fonction du type de grandeur mesurée, différents types de capteurs ont ainsi été développés.

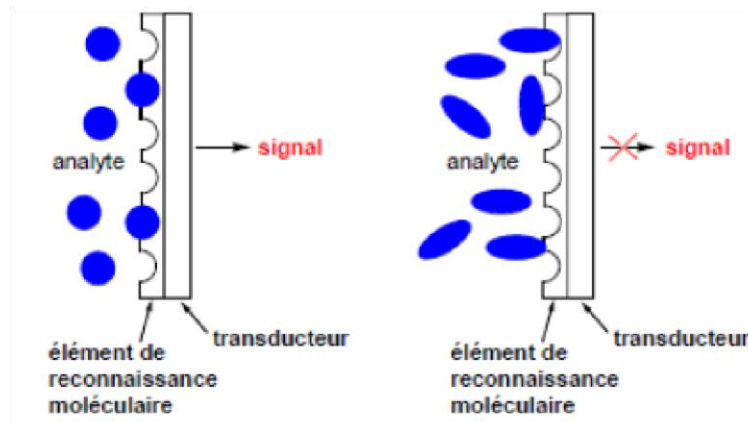


Figure2 : Schéma de fonctionnement de l'élément de reconnaissance d'un biocapteur.

Parmi ces capteurs, on distingue les capteurs électrochimiques, comprenant les capteurs ampérométriques (mesure du courant)[36], potentiométriques (mesure du potentiel) et conductimétriques (mesure de la conductivité). Par ailleurs, les capteurs optiques sont les plus utilisés dans les applications biologiques, en raison de leur facilité d'intégration et de leur grande sensibilité, leur permettant de détecter des molécules à l'échelle nanométrique. Ils reposent généralement sur la mesure de l'indice de réfraction ou de l'absorption.

Les capteurs optiques peuvent être classés en capteurs plasmoniques et capteurs diélectriques. Les capteurs plasmoniques, largement étudiés dans la littérature, sont basés sur le phénomène de résonance plasmonique de surface, qui peut être soit délocalisée (SPR)[37], soit localisée (LSPR)[38]. Quant aux capteurs diélectriques, ils reposent principalement sur le phénomène de résonance des modes guidés (GMR)[39].

II.3- Principe des capteurs optiques plasmoniques :

II.3.1- Évolution historique et fondements théoriques :

L'étude des plasmons de surface est le fruit d'une évolution scientifique majeure :

- **1907 (Zenneck et Sommerfeld)** : Démonstration théorique d'une onde électromagnétique se propageant à l'interface entre un métal et un diélectrique [42].
- **1957 (Ritchie)** : Preuve théorique de l'existence des plasmons de surface [43].
- **1960 (Stern et Ferrell)** : Mise en évidence du couplage entre le rayonnement lumineux et les plasmons [54].
- **1968 - 1971 (Otto et Kretschmann)** : Développement des configurations à prisme (FTR et ATR) pour l'excitation des plasmons de surface, rendant possible les premières applications de détection [55].

II.3.2- Classification des capteurs plasmoniques :

On distingue deux catégories principales selon le type de résonance exploitée :

1. Capteurs SPR (Surface Plasmon Resonance) :

La résonance des plasmons de surface (**SPR - Surface Plasmon Resonance**) représente un phénomène optique complexe défini par l'oscillation cohérente et collective des électrons de conduction à l'interface séparant un métal noble d'un milieu diélectrique. Cette interaction génère une onde électromagnétique de surface, appelée polariton de plasmon de surface (**SPP**), dont la propagation le long de l'interface peut atteindre des distances de plusieurs dizaines de micromètres, permettant une interaction prolongée avec le milieu environnant.

Sur le plan physique, les plasmons de surface ne peuvent pas être excités directement par une onde lumineuse incidente en espace libre, car le vecteur d'onde de la lumière est inférieur à celui du plasmon. Pour compenser ce déficit de quantité de mouvement, un système de couplage est impératif. La configuration la plus emblématique reste celle de **Kretschmann (ATR - Attenuated Total Reflection)**, où un prisme à haut indice de réfraction est utilisé. Dans ce montage, une fine couche métallique (typiquement de l'or pour sa stabilité chimique ou de l'argent pour sa résolution spectrale) est déposée sur la face plane du prisme. Sous un angle d'incidence spécifique, la lumière subit une réflexion totale interne [40], générant une **onde évanescente** qui pénètre le métal et excite les modes plasmoniques.

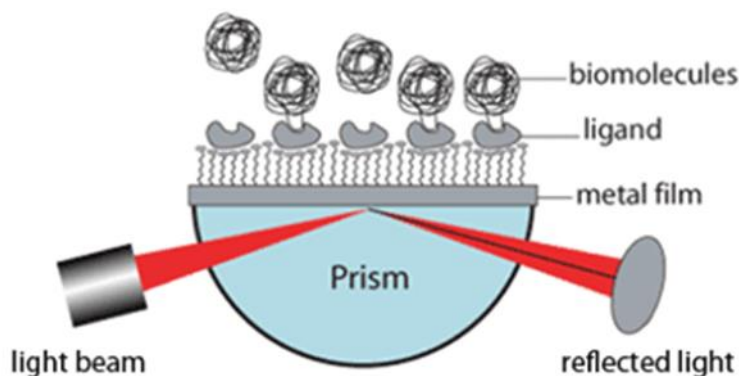


Figure3 : Résonance plasmon de surface

Ce mécanisme constitue la pierre angulaire des biocapteurs modernes : la présence de molécules cibles (analytes) à la surface du métal modifie localement l'indice de réfraction, ce qui altère immédiatement la condition de résonance. Ce changement est alors quantifié par le déplacement du pic de résonance, mesuré soit en mode angulaire (variation de θ), soit en

mode spectral (décalage de λ). Si cette méthode par prisme garantit une sensibilité exceptionnelle et des pics de résonance très étroits (faible **FWHM**), son implémentation industrielle reste limitée par l'encombrement optique et la difficulté de miniaturisation.

Afin de répondre aux exigences de la détection nomade, "Point-of-Care", l'excitation par **fibre optique (FO-SPR)** s'est développée comme une alternative de choix. En remplaçant le prisme par le cœur de la fibre, cette technologie permet une détection *in situ* et à distance, offrant une flexibilité remarquable pour des applications médicales ou environnementales [42]. Néanmoins, bien que le facteur de qualité soit optimisé, la fragilité mécanique des fibres dénudées et le coût des matériaux spécifiques freinent encore leur déploiement massif. Cette réalité technologique oriente désormais la recherche vers des solutions encore plus intégrées et robustes, telles que les guides d'ondes plasmoniques à structure **MIM (Métal-Isolant-Métal)**, capables de confiner la lumière à l'échelle nanométrique avec une efficacité de détection inégalée.

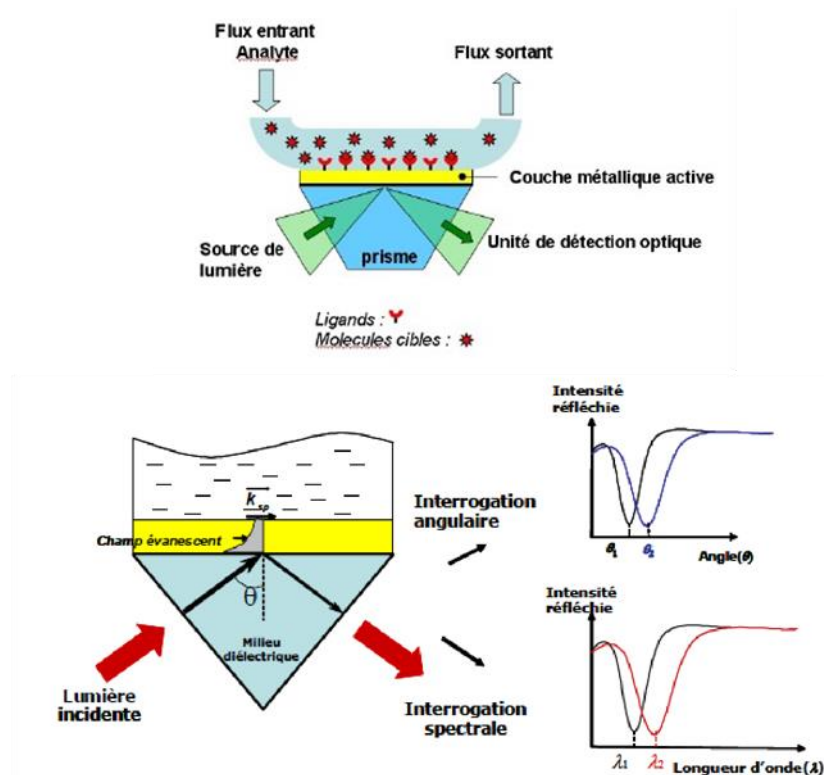


Figure4 : Principe de fonctionnement de la détection par un capteur SPR à base de prisme(tirée de [41]).

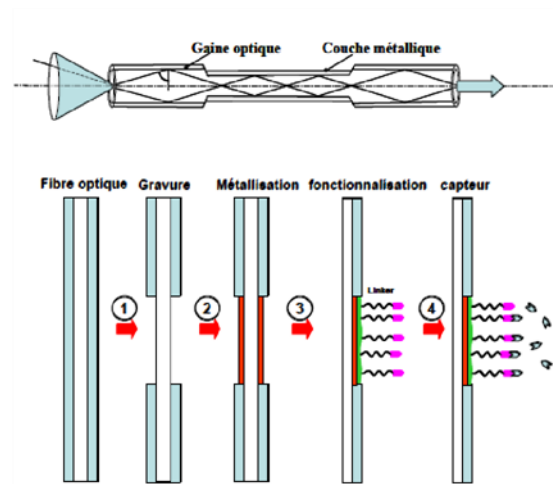


Figure5 : détection des molécules et sont plus faciles à intégrer en comparaison avec les capteurs à prisme(tirée de [42]).

2. Capteurs LSPR (Localized Surface Plasmon Resonance)

Parallèlement aux structures plasmoniques propagatives, la résonance des plasmons de surface localisés (**LSPR**) constitue un axe majeur de la nanophotonique moderne. Ce phénomène émerge lorsque les dimensions du métal sont réduites à l'échelle nanométrique, prenant la forme de nanoparticules (sphères, bâtonnets, ou prismes). Contrairement aux SPR conventionnels, l'onde électromagnétique résultante reste strictement confinée à la proximité immédiate de la nanoparticule, avec une profondeur de pénétration ne dépassant pas quelques nanomètres dans le milieu environnant.

L'intérêt scientifique et industriel pour les capteurs **LSPR** réside principalement dans leur simplicité de mise en œuvre : en effet, ces structures peuvent être excitées directement par une source lumineuse incidente sans nécessiter de dispositifs de couplage complexes ou encombrants, tels que le prisme de Kretschmann. Le principe de fonctionnement de ces biocapteurs repose sur la grande sensibilité de la résonance aux fluctuations de l'indice de réfraction local[43] ; l'adsorption de molécules cibles à la surface des nanoparticules modifie les conditions diélectriques, provoquant un décalage spectral mesurable de la longueur d'onde de résonance[44].

D'un point de vue économique et technologique, la technologie LSPR permet une réduction drastique de la quantité de métaux nobles utilisés et facilite l'intégration dans des dispositifs miniaturisés de type "Lab-on-a-Chip". Toutefois, cette réduction de taille impose une contrainte physique : l'amortissement du signal est plus important, ce qui se traduit par des pics de résonance plus larges (FWHM élevée) et donc une résolution

spectrale souvent inférieure à celle des capteurs SPR à film continu. Enfin, pour une vision exhaustive des capteurs optiques, il convient de mentionner l'existence des capteurs diélectriques et à semi-conducteurs. Les structures diélectriques, en particulier, se distinguent par une excellente stabilité chimique et un coût de fabrication très compétitif, offrant ainsi des alternatives viables selon les contraintes de détection et les environnements d'application.

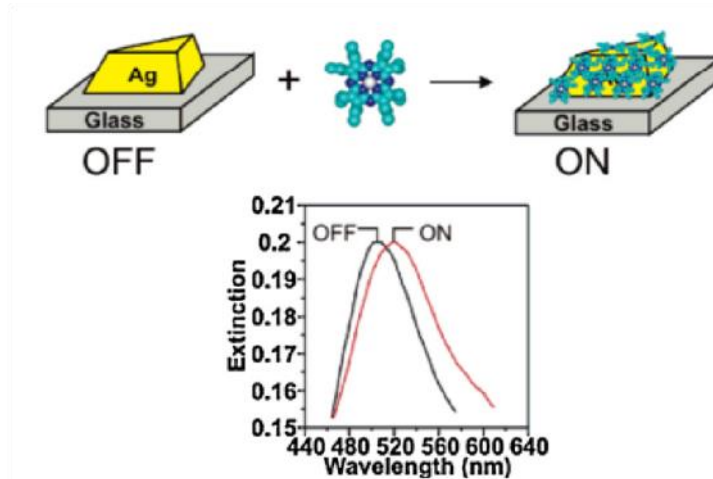


Figure6 : Capteur LSPR à base de nanoparticule d'argent de forme triangulaire(tirée de [44]).

II.3.3- Étude de la structure Métal-Isolant-Métal (MIM) :

La structure MIM est composée d'une fine couche isolante (diélectrique) de largeur w prise en sandwich entre deux couches métalliques. Cette configuration est au cœur des dispositifs nanoplasmoniques modernes [45].



Figure7 : Vue schématique d'une structure MIM(tirée de [45]).

II.3.3.1- Confinement de la lumière :

Contrairement à la structure IMI (Isolant-Métal-Isolant), la structure **MIM** offre un confinement extrême de l'énergie électromagnétique à l'intérieur de la couche

diélectrique. Elle permet de guider la lumière à des échelles bien inférieures à la limite de diffraction conventionnelle [46],[47].

II.3.3.2- Relation de dispersion :

Pour les modes TM (Transverse Magnétique), la relation de dispersion est régie par l'équation transcendante suivante :

$$\tanh\left(\frac{k_d w}{2}\right) = -\frac{\epsilon_d k_m}{\epsilon_m k_d}$$

Où:

- w : épaisseur de la couche isolante.
- $\epsilon_m \epsilon_d$: permittivités du métal et du diélectrique.
- $k_{m,d}$: composantes du vecteur d'onde transversale définies par

$$k_{m,d} = \sqrt{\beta^2 - \epsilon_{m,d} k_0^2}$$

II.3.3.3- Avantages stratégiques pour la détection :

- **Sensibilité accrue** : Le champ électrique étant maximal au centre du canal diélectrique, l'interaction avec l'analyte (échantillon à tester) est optimale.
- **Intégration (Lab-on-a-Chip)** : Sa petite taille permet d'intégrer plusieurs capteurs sur une seule puce nanométrique.
- **Compromis Propagation/Confinement** : Bien que les pertes métalliques limitent la distance de propagation, le confinement obtenu permet une interaction lumière-matière inégalée.

II.3.3.4- Conceptions de capteurs basés sur les structures MIM :

Les dispositifs de détection exploitent des résonateurs intégrés pour piéger la lumière :

Résonateurs à anneau (Ring Resonators) : Créent des résonances de Fano très sensibles.

Cavités résonnantes : Mesurent le décalage spectral ($\Delta\lambda$) en fonction de la variation de l'indice de réfraction du milieu.

II.3.3.5- Paramètres de performance d'un capteur :

Pour évaluer l'efficacité du capteur, trois paramètres sont essentiels :

1. **Sensibilité (S) :** $S = \Delta\lambda / \Delta n$ (exprimée en nm/RIU).
2. **Facteur de qualité (Q) :** Représente la finesse du pic de résonance.
3. **Figure de mérite (FOM) :** $FOM = S / FWHM$, où FWHM est la largeur à mi-hauteur du pic.

II.4- Structures et configurations des capteurs plasmoniques :

II.4.1-Structure générale d'un capteur plasmonique :

Un capteur plasmonique SPR est généralement constitué de plusieurs éléments essentiels permettant l'excitation des plasmons de surface et la détection des variations optiques causées par l'interaction biomoléculaire.

La structure générale comprend :

- Une source lumineuse,
- Un système de couplage optique,
- Une couche métallique,
- Une couche de reconnaissance biologique,
- Un milieu analyte contenant les biomolécules à détecter.

Le fonctionnement du capteur repose sur la modification des conditions de résonance plasmonique lorsque des biomolécules se fixent sur la surface sensible du capteur.

II.4.1.1-Source lumineuse :

La source lumineuse constitue un élément fondamental dans les capteurs plasmoniques. Elle fournit l'énergie nécessaire à l'excitation des plasmons de surface.

Les sources les plus utilisées sont :

- Les lasers monochromatiques.
- Les diodes laser.
- Les LED à large bande spectrale.

Dans les capteurs SPR, la lumière doit être polarisée TM (Transverse Magnetic), car seuls les champs électriques ayant une composante perpendiculaire à la surface métallique peuvent exciter les plasmons de surface.

La longueur d'onde utilisée dépend de plusieurs paramètres :

- Le métal utilisé,
- La structure du capteur,
- Le milieu diélectrique,

- La sensibilité recherchée.

Les longueurs d'onde dans le visible et le proche infrarouge sont les plus couramment utilisées dans les biocapteurs plasmoniques.

II.4.1.2-Couche métallique :

La couche métallique représente l'élément central du capteur plasmonique. Elle permet l'apparition des oscillations collectives des électrons libres appelées plasmons de surface.

Les métaux nobles sont les matériaux les plus utilisés grâce à leurs propriétés optiques favorables.

a) L'or (Au)

L'or est le métal le plus utilisé dans les capteurs SPR biomoléculaires pour plusieurs raisons :

- Excellente stabilité chimique,
- Forte résistance à l'oxydation,
- Bonne biocompatibilité,
- Facilité de fonctionnalisation chimique.

Cependant, l'or présente des pertes optiques relativement importantes comparativement à l'argent [48].

b) L'argent (Ag)

L'argent possède de meilleures propriétés plasmoniques que l'or :

- Résonance plus étroite.
- Champ électromagnétique plus intense.
- Sensibilité plus élevée.

Néanmoins, il présente une forte sensibilité à l'oxydation, ce qui limite son utilisation dans les environnements biologiques [49].

c) Autres métaux

D'autres métaux peuvent également être utilisés :

- Aluminium.
- Cuivre.
- Palladium.

Cependant, leurs performances restent généralement inférieures à celles de l'or et de l'argent dans les applications SPR biomoléculaires.

II.4.1.3-Épaisseur de la couche métallique :

L'épaisseur de la couche métallique influence fortement les performances du capteur.

- Une couche trop fine provoque :
- Des pertes importantes,

Une mauvaise excitation plasmonique.

Une couche trop épaisse empêche le champ électromagnétique d'atteindre efficacement l'interface métal/diélectrique.

Dans la majorité des capteurs SPR, l'épaisseur optimale de la couche d'or est comprise entre 40 nm et 60 nm.

L'optimisation de cette épaisseur constitue un paramètre essentiel pour obtenir une résonance plasmonique profonde et une sensibilité élevée.

II.4.1.4 Couche de reconnaissance biologique :

Cette couche assure la sélectivité du capteur vis-à-vis des biomolécules cibles.

Elle permet l'immobilisation des éléments biologiques récepteurs tels que :

- Anticorps.
- Enzymes.
- ADN.
- Protéines.
- Aptamères.

La fixation des biomolécules modifie localement l'indice de réfraction, ce qui entraîne un déplacement de la résonance plasmonique.

II.4.2-Configurations des capteurs plasmoniques :

Plusieurs configurations ont été développées pour exciter les plasmons de surface et améliorer les performances des capteurs plasmoniques.

Les principales configurations sont :

- La configuration de Kretschmann.
- La configuration d'Otto.
- Les capteurs à fibre optique.
- Les capteurs à guide d'onde.
- Les structures nanoplasmoniques.

II.4.2.1 Configuration de Kretschmann :

La configuration de Kretschmann est la structure la plus utilisée dans les capteurs SPR modernes, particulièrement dans les applications de détection biomoléculaire.

Elle a été proposée par Kretschmann et Raether en 1968 et constitue aujourd'hui la configuration standard des biocapteurs plasmoniques [50].

Principe de fonctionnement :

Dans cette configuration, une fine couche métallique est déposée directement sur la face d'un prisme à haut indice de réfraction.

La structure générale est :

Prisme/Métal/Milieu analyte

Lorsque la lumière polarisée TM traverse le prisme avec un angle d'incidence spécifique, une onde évanescente est générée à l'interface métal/diélectrique.

À un angle particulier appelé angle de résonance, l'énergie lumineuse est transférée aux plasmons de surface, provoquant une diminution brutale de l'intensité réfléchie.

Cette condition correspond à la résonance plasmonique de surface.

Fonctionnement physique :

Le phénomène SPR apparaît lorsque la composante tangentielle du vecteur d'onde de la lumière incidente devient égale au vecteur d'onde des plasmons de surface.

$$k_x = k_{sp}$$

Le vecteur d'onde plasmonique est donné par :

$$k_{sp} = \frac{\omega}{c} \sqrt{\frac{\epsilon_m \epsilon_d}{\epsilon_m + \epsilon_d}}$$

Où :

- ϵ_m représente la permittivité du métal,
- ϵ_d représente la permittivité du diélectrique,
- ω est la fréquence angulaire,
- c est la vitesse de la lumière.

Toute variation de l'indice de réfraction du milieu analyte modifie les conditions de résonance et provoque un déplacement de l'angle SPR ou de la longueur d'onde de résonance.

Avantages de la configuration de Kretschmann :

Cette configuration présente plusieurs avantages :

- Haute sensibilité.
- Simplicité expérimentale.
- Bonne stabilité.

- Excellente compatibilité avec les milieux biologiques.
- Possibilité de détection en temps réel.

Elle est largement utilisée dans :

- Les biocapteurs médicaux.
- La détection d'ADN.
- L'analyse des protéines.
- La détection des virus.
- Les systèmes lab-on-chip.

Limites :

Malgré ses nombreux avantages, cette configuration présente certaines limitations :

- Taille relativement importante.
- Nécessité d'un prisme.
- Sensibilité limitée pour les très faibles concentrations.

Pour dépasser ces limites, des structures hybrides et nanoplasmoniques ont été développées.

II.4.2.2 Configuration d'Otto :

La configuration d'Otto constitue une autre méthode d'excitation des plasmons de surface.

Dans cette configuration, la couche métallique n'est pas déposée directement sur le prisme. Un espace diélectrique très mince sépare le prisme du métal [51].

La structure est :

Prisme/Gap diélectrique/Métal

Le couplage plasmonique est assuré par l'onde évanescente traversant l'espace diélectrique.

Cette configuration permet une excitation efficace des plasmons mais reste difficile à réaliser expérimentalement à cause du contrôle très précis de l'épaisseur du gap diélectrique.

Pour cette raison, elle est moins utilisée dans les applications pratiques de biosensing.

II.4.2.3-Capteurs plasmoniques à fibre optique :

Les fibres optiques constituent une solution très intéressante pour la miniaturisation des capteurs plasmoniques.

Dans cette configuration, une partie de la gaine de la fibre est retirée puis recouverte d'une fine couche métallique.

Le champ évanescent généré dans la fibre excite les plasmons à la surface métallique.

Avantages des fibres optiques :

Les capteurs SPR à fibre optique présentent plusieurs avantages :

- Dimensions réduites.
- Détection à distance.
- Haute flexibilité.
- Intégration facile.
- Faible coût.
- Applications in vivo.

Ils sont particulièrement utilisés dans :

- Les diagnostics biomédicaux.
- La surveillance environnementale.
- Les systèmes portables.

Types de fibres utilisées

1. Fibre multimode

Elle possède un grand diamètre de cœur et permet la propagation de plusieurs modes optiques.

2. Fibre monomode

Elle assure une meilleure résolution et une plus grande stabilité.

3. Fibre D-shape

Une partie latérale de la fibre est polie afin d'augmenter l'interaction entre le champ évanescent et le milieu extérieur.

4. Fibre tapered

Le diamètre de la fibre est réduit localement afin d'intensifier le champ électromagnétique.

Ces structures améliorent fortement la sensibilité plasmonique.

II.4.2.4 Capteurs plasmoniques à guide d'onde :

Les guides d'onde représentent une technologie importante dans les systèmes photoniques intégrés.

Dans cette configuration, le champ évanescent généré dans le guide d'onde interagit avec une couche métallique afin d'exciter les plasmons de surface.

Les guides d'onde permettent la réalisation de capteurs miniaturisés compatibles avec les systèmes intégrés sur puce [57].

Avantages :

- Miniaturisation élevée.
- Intégration CMOS.
- Faible consommation énergétique.
- Possibilité de multiplexage.
- Compatibilité avec les systèmes microfluidiques.

Ces capteurs sont très utilisés dans les technologies « lab-on-chip ».

II.4.3-Structures nanoplasmoniques :

Les nanostructures métalliques ont permis une amélioration considérable des performances des capteurs plasmoniques.

À l'échelle nanométrique, les plasmons deviennent localisés autour des nanoparticules métalliques.

Ce phénomène est appelé :

Résonance plasmonique de surface localisée (LSPR)

Contrairement au SPR classique, le LSPR présente un confinement électromagnétique extrêmement fort à proximité des nanoparticules.

II.4.3.1-Nanoparticules métalliques :

Les nanoparticules les plus utilisées sont :

- Nanosphères.
- Nanobâtonnets.
- Nanodisques.
- Nanocoquilles.

La forme géométrique influence fortement :

- La position de résonance.
- L'intensité du champ local.
- La sensibilité du capteur.

Les nanobâtonnets présentent généralement une sensibilité supérieure grâce au mode plasmonique longitudinal.

II.4.3.2 Réseaux nanostructurés :

Les réseaux périodiques permettent une meilleure localisation du champ électromagnétique.

Exemples :

- Nanoholes.
- Nanopillars.
- Nanogratings.

Ces structures offrent :

- Une meilleure sensibilité.
- Un facteur de qualité élevé.
- Une forte amplification du champ local.

II.4.4-Structures hybrides avancées :

Afin d'améliorer davantage les performances des capteurs plasmoniques, plusieurs structures hybrides ont été développées.

II.4.4.1 Structures métal/graphène :

Le graphène est un matériau bidimensionnel possédant des propriétés optiques et électroniques exceptionnelles.

L'intégration du graphène dans les capteurs SPR permet :

- Une meilleure adsorption biomoléculaire.
- Une augmentation de la surface active.
- Une amélioration de la sensibilité.
- Une protection contre l'oxydation métallique.

Une structure typique est :

Prisme/Au/Graphène/Analyte

Les capteurs hybrides Au/graphène présentent des performances très élevées pour la détection de faibles concentrations biomoléculaires.

4.4.2 Structures multicouches :

Les structures multicouches utilisent plusieurs matériaux afin d'optimiser les propriétés plasmoniques.

Parmi les combinaisons les plus utilisées :

- Au/Ag.
- Au/TiO₂.
- Au/Si.
- Au/MoS₂.

Ces structures permettent :

- Une réduction des pertes optiques.
- Une meilleur confinement du champ.
- Une augmentation de la sensibilité.

4.5 Fonctionnalisation des capteurs plasmoniques :

La fonctionnalisation représente une étape essentielle dans les biocapteurs plasmoniques.

Elle consiste à modifier chimiquement la surface métallique afin de fixer des récepteurs biologiques spécifiques.

Méthodes de fonctionnalisation :

Les principales techniques utilisées sont :

1) Monocouches auto-assemblées (SAM)

Les molécules thiolées forment spontanément une monocouche organisée sur la surface d'or.

Cette méthode est très utilisée grâce à :

- Sa stabilité.
- Sa simplicité.
- Sa forte affinité avec l'or.

2) Immobilisation des anticorps

Les anticorps sont fixés sur la surface afin de capturer spécifiquement les antigènes cibles.

3) Immobilisation de l'ADN

Des sondes ADN peuvent être immobilisées pour détecter des séquences génétiques spécifiques.

4) Aptamères

Les aptamères sont des molécules synthétiques capables de reconnaître sélectivement certaines biomolécules.

Ils présentent :

- Une grande stabilité.
- Un faible coût.
- Une haute sélectivité.

4.6 Influence des structures sur les performances du capteur :

Les performances d'un capteur plasmonique dépendent fortement de sa structure.

- 1) **Sensibilité**
- 2) **Facteur de qualité**
- 3) **Limite de détection**
5. **Applications des capteurs plasmoniques :**

1. Domaine biomédical

Les capteurs plasmoniques sont largement utilisés en biomédecine pour la détection de biomolécules. Ils permettent l'analyse de protéines, d'ADN, d'ARN, ainsi que la détection de biomarqueurs associés à diverses maladies (cancer, maladies cardiovasculaires, maladies infectieuses).

Ils sont également utilisés pour le diagnostic rapide des infections virales et bactériennes grâce à leur capacité de détection sans marquage et en temps réel [56].

2. Diagnostic médical et clinique

Dans le domaine clinique, les capteurs plasmoniques sont intégrés dans des dispositifs de diagnostic pour analyser des échantillons biologiques tels que le sang, la salive et l'urine [58].

Ils permettent :

- La détection précoce de maladies.
- Le suivi thérapeutique.
- La quantification de biomarqueurs.
- L'analyse de réponses biologiques en temps réel.

3. Biosensing et recherche biomoléculaire

Les capteurs plasmoniques sont utilisés pour étudier les interactions biomoléculaires fondamentales telles que :

- Antigène/anticorps
- ADN/ADN
- Protéine/protéine
- Enzyme/substrat

Ils permettent aussi de mesurer les constantes cinétiques et les affinités moléculaires, ce qui est essentiel en recherche biomédicale et en biotechnologie.

4. Surveillance environnementale

Dans le domaine environnemental, les capteurs plasmoniques sont utilisés pour la détection de polluants chimiques et biologiques.

Ils permettent de détecter :

- Les métaux lourds (Pb, Hg, Cd).
- Les pesticides.
- Les polluants organiques.
- Les toxines dans l'eau.

Ils sont également utilisés pour le contrôle de la qualité de l'eau en temps réel.

5. Industrie agroalimentaire

Les capteurs plasmoniques jouent un rôle important dans la sécurité alimentaire.

Ils permettent la détection de :

- Bactéries pathogènes (E. coli, Salmonella).
- Toxines alimentaires,
- Contaminants chimiques.
- Allergènes alimentaires.

Ils sont utilisés pour garantir la qualité des aliments et prévenir les risques sanitaires.

6. Industrie pharmaceutique

Dans l'industrie pharmaceutique, les capteurs plasmoniques sont utilisés pour :

- L'étude des interactions médicament–protéine.
- Le développement de nouveaux médicaments.
- L'analyse de l'efficacité des molécules actives.
- Le contrôle de qualité des produits pharmaceutiques.

7. Sécurité et défense biologique

Les capteurs plasmoniques sont utilisés dans les systèmes de sécurité pour la détection rapide d'agents biologiques dangereux.

Ils permettent de détecter :

- Agents biologiques pathogènes.
- Toxines biologiques.
- Menaces biochimiques.

Cette application est importante pour la biosécurité et la défense contre les attaques biologiques.

8. Industrie chimique

Dans le domaine chimique, ces capteurs sont utilisés pour la détection de composés chimiques spécifiques et l'analyse de réactions chimiques en temps réel.

Ils sont utiles pour :

- Le contrôle des procédés chimiques.

- La détection de gaz.
- L'analyse des solutions chimiques.

6. Exemple de capteur plasmonique :

- **Capteur SPR de type Kretschmann**

Capteurs plasmoniques. Elle repose sur un prisme optique recouvert d'une fine couche métallique (généralement de l'or). La résonance plasmonique se produit à un angle spécifique, sensible aux variations de l'indice de réfraction du milieu. Il est largement utilisé pour la détection des biomolécules (protéines, ADN, virus) en temps réel [50].

- **Capteur à fibre optique plasmonique**

Ce capteur utilise une fibre optique dont une partie de la gaine est recouverte d'une couche métallique. Le champ évanescents interagit avec les analytes présents à la surface. Il permet des mesures en temps réel avec une grande flexibilité d'utilisation. Il est adapté aux applications biomédicales in vivo et aux systèmes portables.

- **Capteur LSPR à nanoparticules**

Ce type de capteur repose sur la résonance plasmonique localisée autour de nanoparticules métalliques (or ou argent). Le champ électromagnétique est fortement confiné, ce qui augmente la sensibilité du capteur. Il est particulièrement efficace pour la détection de très faibles concentrations de biomolécules.

- **Capteur plasmonique à base de graphène (hybride)**

Ce capteur combine une couche métallique (souvent or) avec du graphène afin d'améliorer les performances de détection.

Le graphène augmente la surface active et améliore l'interaction avec les biomolécules. Il est utilisé pour les applications nécessitant une très haute sensibilité.

- **Capteur sur guide d'onde intégré**

Ce capteur est basé sur des structures photoniques intégrées où une couche métallique est déposée sur un guide d'onde. Il permet une miniaturisation importante et une intégration sur puce (lab-on-chip). Il est utilisé pour les analyses biomédicales rapides et les dispositifs de détection compacts.

7. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principes fondamentaux des capteurs plasmoniques ainsi que leurs différents types et structures, en mettant en évidence les mécanismes physiques à l'origine de la résonance plasmonique de surface (SPR) et de la résonance plasmonique localisée (LSPR). Les principales configurations utilisées dans ces dispositifs ont également été abordées, ainsi que leur rôle dans l'amélioration des performances de détection.

Ces capteurs se distinguent par leur haute sensibilité, due au confinement du champ électromagnétique à l'échelle nanométrique au voisinage de la surface métallique. Ce confinement permet une interaction forte entre l'onde électromagnétique et les biomolécules présentes dans le milieu environnant, rendant le signal plasmonique très sensible aux variations, même faibles, de l'indice de réfraction.

Grâce à ces caractéristiques, les capteurs plasmoniques constituent des outils particulièrement prometteurs pour les applications de détection biomoléculaire, notamment dans les domaines biomédical, environnemental et analytique, en raison de leur sensibilité élevée, de leur rapidité de réponse et de leur capacité de détection en temps réel sans marquage.

Chapitre III : Résultats et interprétation

1. Introduction :

Une étape essentielle dans l'étude du fonctionnement de ces systèmes et l'analyse de leurs caractéristiques optiques est la conception et la simulation des biocapteurs plasmoniques. La simulation numérique permet de comprendre la propagation des ondes électromagnétiques à travers des structures nanométriques et d'étudier l'influence des variations des propriétés physiques du milieu environnant sur la réponse du capteur. Le développement des logiciels de simulation photonique a grandement contribué à la conception de capteurs à haute sensibilité ainsi qu'à l'optimisation de leurs performances avant la phase de fabrication expérimentale.

Ce chapitre portera sur la conception et l'étude d'un biocapteur plasmonique destiné à la détection des changements de l'indice de réfraction associés au biomarqueur PSA du cancer de la prostate, en utilisant le logiciel RSoft CAD ainsi que l'outil FullWAVE basé sur la méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD). Cette méthode est l'une des approches numériques les plus couramment employées dans l'analyse des structures plasmoniques, de par sa remarquable capacité à résoudre les équations de Maxwell et à examiner avec finesse la répartition des champs électromagnétiques au sein des structures nanométriques complexes.

Le détecteur suggéré se base sur un guide d'onde plasmonique avec une couche métallique en argent (Ag), sélectionnée pour ses remarquables caractéristiques optiques et sa grande capacité à résister au phénomène de résonance plasmonique de surface. Cela permet d'obtenir une sensibilité supérieure pour la détection biologique comparativement à de nombreux autres métaux. L'effet de la variation de l'indice de réfraction sur les caractéristiques de résonance et la transmission optique du capteur sera également analysé, en étudiant la distribution du champ électrique et en calculant la sensibilité obtenue suite à la variation du milieu biologique.

Ce chapitre exposera aussi la configuration géométrique du capteur, les paramètres de simulation, les caractéristiques physiques des matériaux employés, sans oublier l'étude des résultats obtenus et leur mise en parallèle avec des recherches précédentes. Tout cela a pour but d'évaluer le rendement du capteur proposé et de souligner son efficacité dans le domaine des applications de détection biologique.

2. Configuration de la simulation avec RSoft CAD et FullWAVE :

On utilise le logiciel RSoft CAD pour modéliser et simuler les structures photoniques et plasmoniques. Il propose un cadre intégré pour simuler la diffusion de la lumière dans les guides d'onde et les biocapteurs optiques.

Dans ce travail de recherche, l'instrument FullWAVE inclus dans le logiciel est employé. Il utilise l'approche du domaine temporel par différences finies (FDTD : Finite Difference Time Domain) pour modéliser l'interaction électromagnétique dans le biocapteur plasmonique. Cette approche se démarque par sa faculté à offrir une solution vectorielle intégrale des champs électromagnétiques au sein de structures nanométriques complexes[59].

2.1. Méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD) :

Yee a été le premier à proposer cette méthode en 1966 [60]. Elle n'exige aucune supposition préalable concernant la forme des solutions ou le type d'ondes se déplaçant à travers les structures nanométriques, ce qui la rend particulièrement appropriée pour l'analyse des systèmes plasmoniques de géométrie complexe.

Prenons en compte une zone de l'espace qui ne renferme ni courant, ni charge isolée. On peut exprimer les équations de Maxwell en coordonnées cartésiennes sous la forme de six (06) équations scalaires simples comme ceci :

.1 :

$$\partial H_x / \partial t = (1/\mu) (\partial E_z / \partial y - \partial E_y / \partial z)$$

2:

$$\partial H_y / \partial t = (1/\mu) (\partial E_x / \partial z - \partial E_z / \partial x)$$

3:

$$\partial H_z / \partial t = (1/\mu) (\partial E_y / \partial x - \partial E_x / \partial y)$$

4:

$$\partial E_x / \partial t = (1/\epsilon) (\partial H_z / \partial y - \partial H_y / \partial z)$$

5:

$$\partial E_y / \partial t = (1/\epsilon) (\partial H_x / \partial z - \partial H_z / \partial x)$$

6:

$$\partial E_z / \partial t = (1/\epsilon) (\partial H_y / \partial x - \partial H_x / \partial y)$$

Les équations de Maxwell illustrent un contexte où la fluctuation temporelle du champ électrique E est liée à la fluctuation spatiale du champ magnétique H , et vice versa. Ceci autorise la simulation de l'interaction entre la lumière et les nanoparticules métalliques dans le cadre du biocapteur plasmonique.

La méthode FDTD implique la résolution de ces équations par discrétisation à l'aide de différences centrales dans le temps et l'espace, suivie d'une simulation numérique. Cela permet d'examiner la répartition des champs électromagnétiques et la réaction du capteur aux changements dans le milieu biologique environnant.

L'approche la plus fréquemment employée utilise le maillage de Yee, où les éléments des champs électrique E et magnétique H sont déterminés aux emplacements d'une grille uniforme, séparés par Δx , Δy et Δz . Cela permet une étude détaillée du comportement des ondes plasmoniques à l'intérieur de la configuration du capteur.

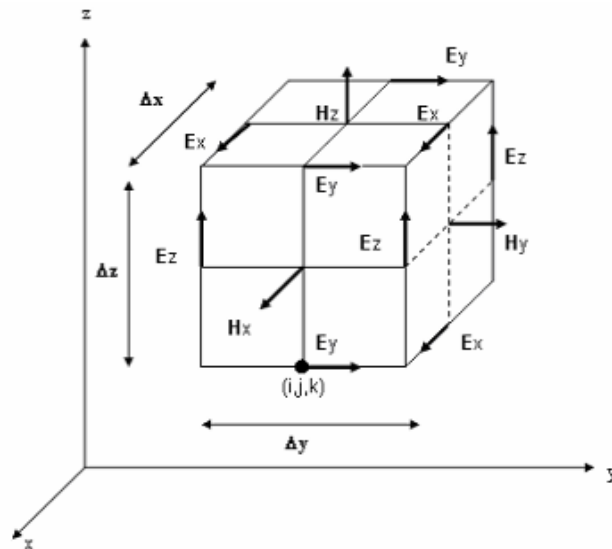


Fig.3.1- Schéma de Yee (discrétisation spatiale 3 dimensions)

Les éléments du champ E et H sont par la suite entrecroisés dans les trois dimensions.

comme l'indique la figure Fig.3.1. Le temps est segmenté en intervalles discrets de Δt .

On procède ensuite au calcul des composantes du champ E aux moments $t = n \Delta t$, et des composantes du champ H aux moments $t = (n + 1/2) \Delta t$, où n est un nombre entier correspondant

à l'étape de calcul. Par exemple, à un moment $t = nt$, le champ E est identique au champ E à $t = (n-1) \Delta t$, augmenté d'un terme additionnel déterminé en fonction de la variation spatiale, ou courbe, du champ H au temps t .

2.2 présentation du logiciel Rsoft CAD :

Le logiciel Rsoft CAD fait partie des outils essentiels de la suite Rsoft pour la photonique [61]. Il offre aux chercheurs la possibilité de concevoir divers dispositifs photoniques tels que des guides d'ondes, des filtres ou encore des cavités résonantes, etc. Et fonctionne en tant que programme de gestion pour les modules passifs de

Simulation du système Rsoft : BeamPROP, FullWave, BandSOLVE, GratingMOD, DiffractMOD, FemSIM et ModePROP. C'est utilisé pour déterminer l'information cruciale nécessaire pour ces modules de simulation : les caractéristiques du matériau et la géométrie structurale d'un appareil photonique. Un utilisateur a généralement tendance à d'abord élaborer une structure dans l'interface de conception assistée par ordinateur (CAO), avant de recourir à un ou plusieurs modules de simulation comme FullWave pour simuler différentes structures. Au cours de notre travail, nous n'utiliserons que le module FullWave.

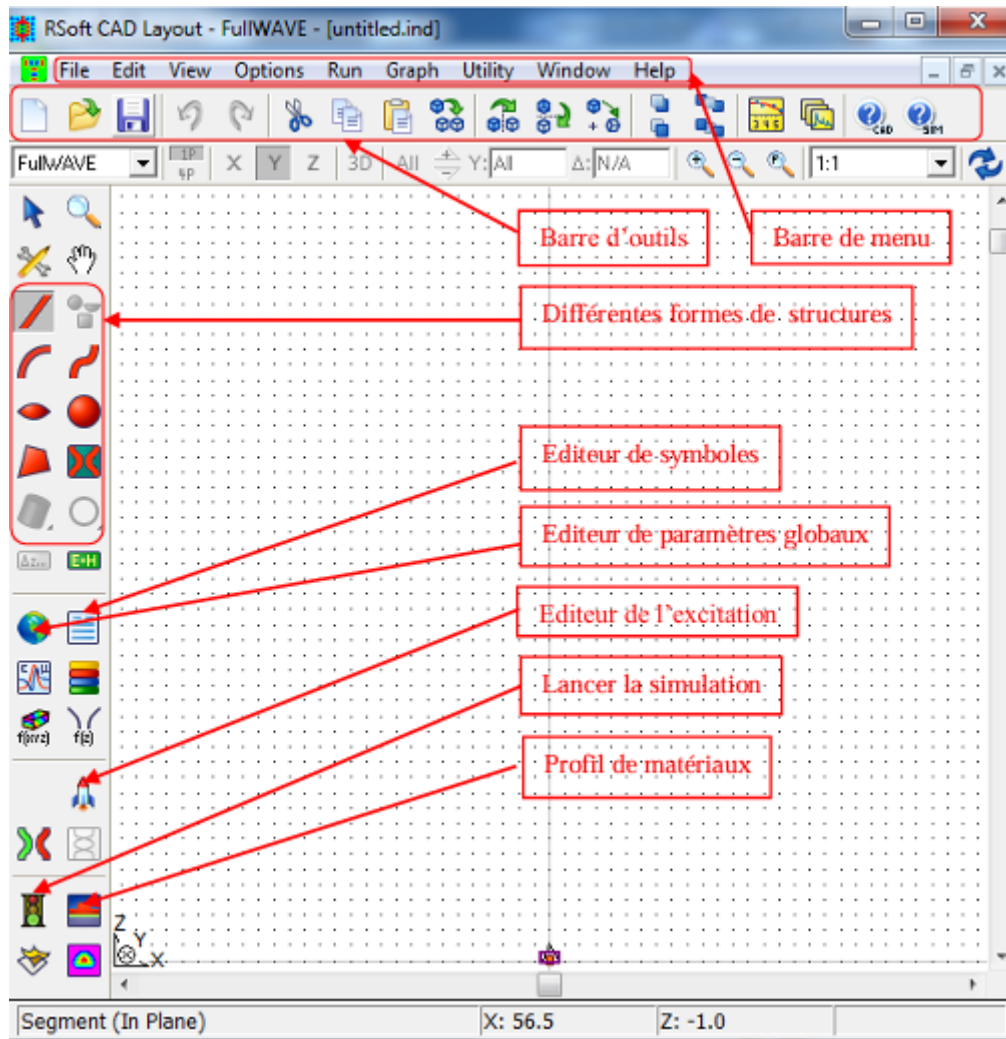


Fig.3.2- La fenêtre principale du simulateur Rsoft

Pour concevoir un nouveau circuit, cliquez sur l'icône « Nouveau circuit » dans la barre d'outils en haut. L'apparition de la fenêtre de démarrage est prévue dans la figure Fig.3.3, comprenant le module de simulation FullWave, le plan des axes en 2D et les paramètres globaux de simulation :

l'indice de l'indice du substrat (Indice de fond), l'indice de la couche qui absorbe les rayons dispersés (Indice composant), et la longueur d'onde dans l'espace libre (Longueur d'onde en espace libre).

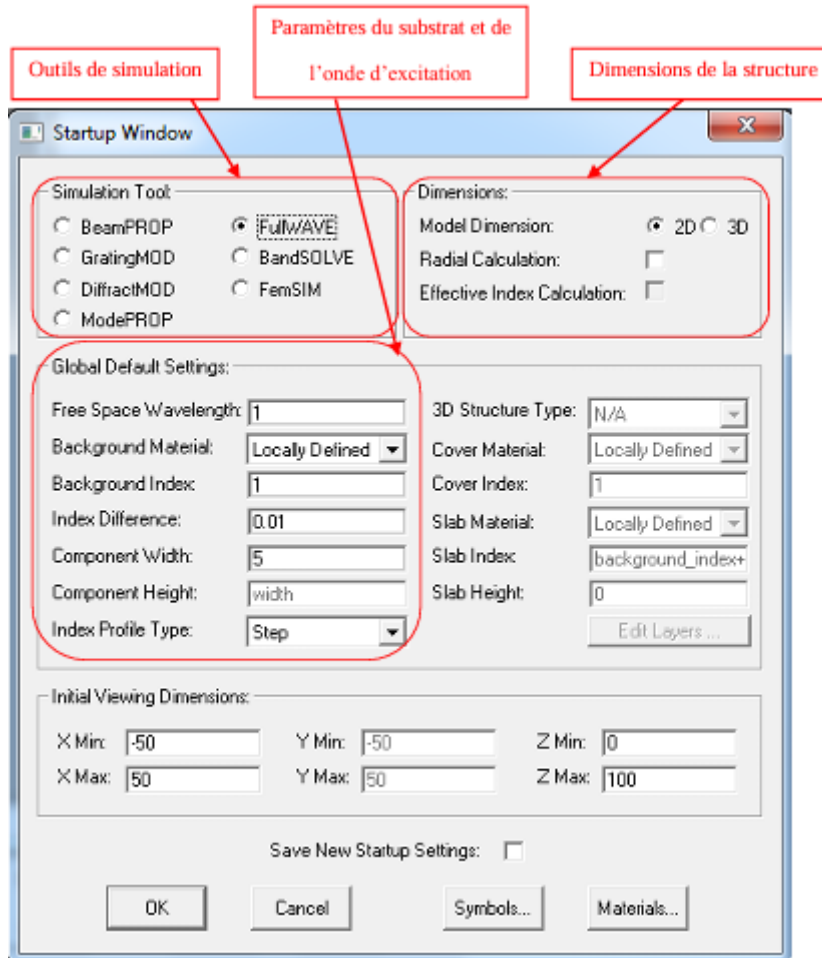


Fig.3.3- La fenêtre de démarrage (Startup window)

2.3 L'outil de simulation FullWave :

Le simulateur FullWave est inclus dans la collection Rsoft de logiciels photoniques et s'appuie sur la méthode largement reconnue : l'algorithme de différence finie dans le domaine temporel (FDTD). Il détermine le champ électromagnétique basé sur une stimulation électromagnétique spécifique en fonction du temps et de l'espace. FullWave est parfaitement adapté pour l'étude de la propagation de la lumière à travers diverses structures photoniques.

FullWave est capable de réaliser avec précision la modélisation de matériaux diélectriques et magnétiques, ainsi que des matériaux anisotropes, dispersifs et non linéaires.

2.4 Implémentation FDTD sous FullWave :

Le module FullWave reproduit le comportement de l'onde électromagnétique pour une structure spécifique, en fonction du temps et sur une grille spatiale préétablie. Pour obtenir des résultats

précis de simulation, il est crucial de définir correctement le périmètre de la grille spatiale. Pour mettre en œuvre FDTD avec FullWave, il est nécessaire de sélectionner des paramètres physiques et numériques adaptés à notre simulation. Nous allons décrire ces paramètres ci-après.

2.5 Paramètres de la source d'excitation "Launch parameters" :

Cette boîte de dialogue permet d'ajuster la source d'excitation en modifiant les paramètres du Launch comme montre la figure Fig.3.4 ; d'où on peut choisir : le type (Slab mode, Gaussian, Multimode...etc), l'excitation (Pulsed, impulse, CW), la position (X,Z), la largeur (Width) qui doit être bien ajustée pour créer une onde plane...etc.

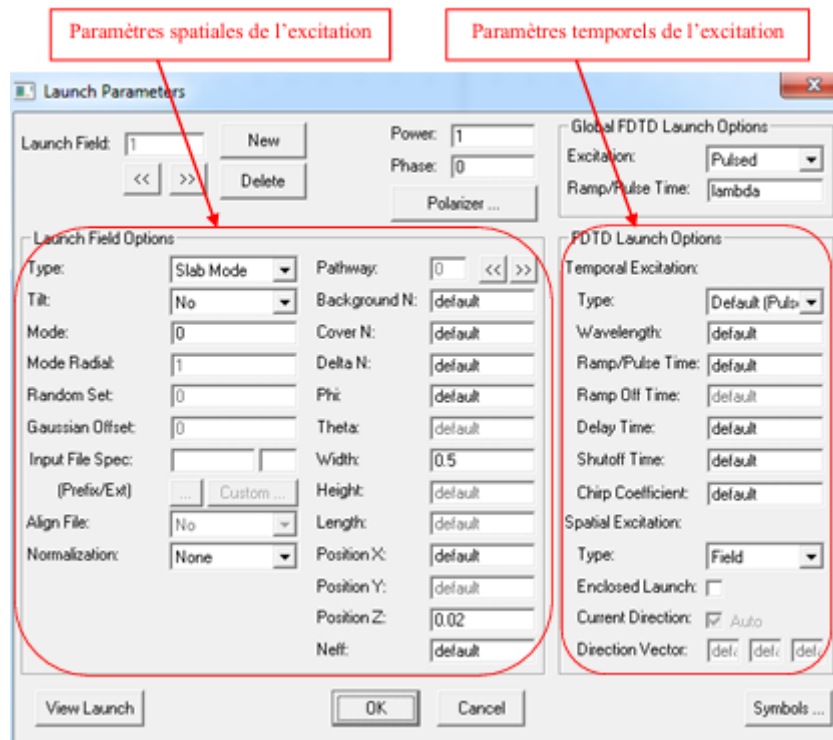


Fig.3.4-Boîte de dialogue "Launch Parameters".

2.6 Les moniteurs :

Pour visualiser le signal on peut mettre un Monitor (Options->Insert->Monitor) à la sortie du guide, et qui trace l'évolution de H_y suivant la longueur d'onde en μm , la figure Fig.3.5 représente les paramètres nécessaires pour créer un Moniteur :

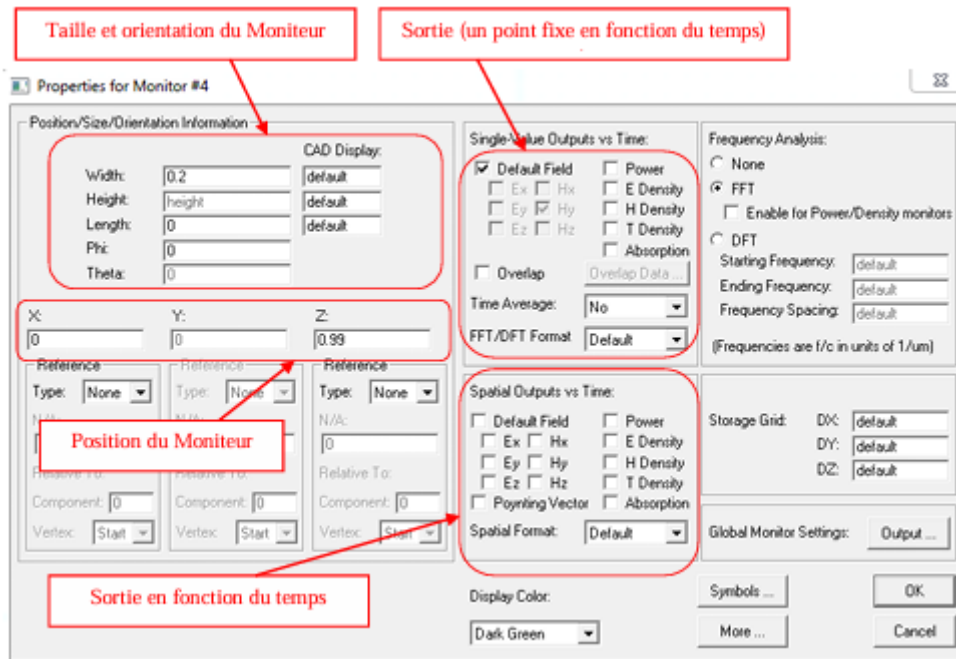


Fig.3.5-Propriétés du Moniteur

2.7 Le profil Index :

A fin de vérifier la structure, on simule le profile de l'indice de réfraction suivant le plan XZ, pour cela on clique sur l'icône profil matériaux (Display Material Profile) de la figure Fig.3.2, la figure Fig.3.6 montre la fenêtre qui contient les paramètres pour calculer le profil index

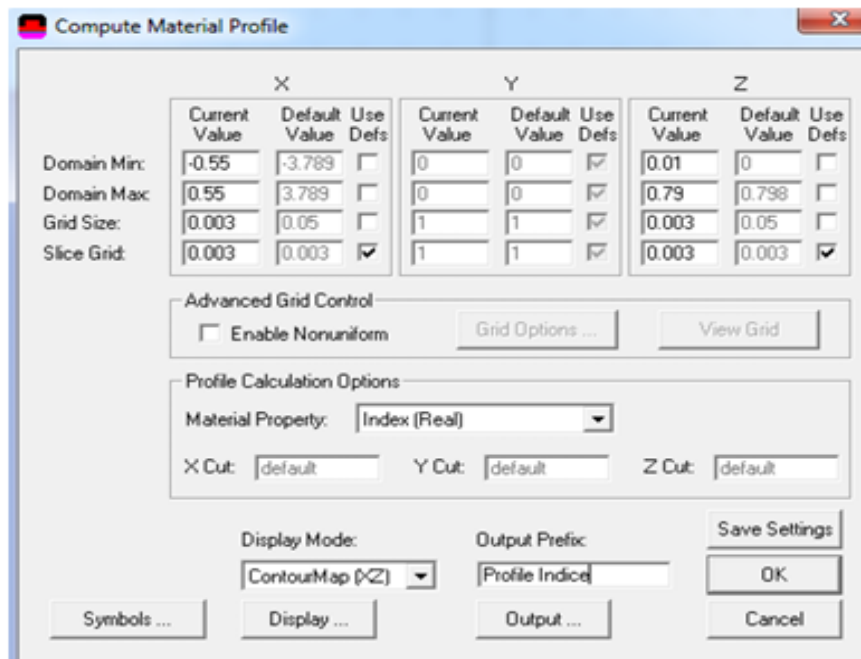


Fig.3.6-Fenêtre du Profil Index

Après avoir présenté le logiciel RSoft CAD et le module FullWAVE, nous allons maintenant introduire des informations sur le cancer de la prostate, dont les variations de l'indice de réfraction seront étudiées dans la partie suivante.

3. cancer de la prostate et biomarqueurs :

Le **cancer de la prostate** est l'un des cancers les plus fréquents chez l'homme. Il se développe au niveau de la glande prostatique, située sous la vessie et jouant un rôle essentiel dans la production du liquide séminal. Cette pathologie est caractérisée par une prolifération anormale et incontrôlée des cellules prostatiques. Dans ses stades précoces, elle peut évoluer de manière silencieuse et asymptomatique, ce qui rend le dépistage précoce particulièrement crucial. [62] .

Selon les organisations de santé internationales, le cancer de la prostate figure parmi les cancers les plus diagnostiqués chez l'homme, représentant une proportion importante des cas annuels. L'incidence augmente fortement avec l'âge, la majorité des cas étant observée chez les hommes âgés de plus de 50 ans. Les statistiques indiquent également que plus de 70 % des diagnostics sont réalisés après 60 ans, mettant en évidence une corrélation étroite entre le vieillissement et le risque de développer cette maladie [63].

Les principaux facteurs de risque incluent notamment :

- l'âge avancé,
- les facteurs génétiques (antécédents familiaux),
- les déséquilibres hormonaux,
- le mode de vie et l'alimentation,
- ainsi que certaines disparités ethniques observées dans différentes études épidémiologiques.

Le diagnostic clinique repose principalement sur plusieurs approches, dont la plus courante est le dosage de l'**antigène spécifique de la prostate (PSA : Prostate-Specific Antigen)** dans le sang. Le PSA est une protéine produite par les cellules prostatiques, et son augmentation peut indiquer la présence d'anomalies prostatiques telles que l'inflammation, l'hyperplasie bénigne ou le cancer.

Bien que le PSA soit largement utilisé dans le dépistage précoce et le suivi clinique, il ne constitue pas un marqueur totalement spécifique du cancer, car ses niveaux peuvent également augmenter dans des conditions bénignes. Cependant, il reste un biomarqueur fondamental dans la pratique médicale moderne[64].

Dans ce contexte, les variations du taux de PSA sont exploitées dans le développement des biocapteurs plasmoniques. En effet, les changements de concentration du PSA entraînent de légères modifications des propriétés optiques du milieu biologique, notamment de l'indice de réfraction. Ces variations constituent ainsi un paramètre clé permettant la détection optique sensible et précise du cancer de la prostate à l'aide de dispositifs plasmoniques[65].

3.1. Comment le PSA a-t-il été relié à un indice de réfraction spécifique ?

Dans ce travail, la relation entre la concentration de l'antigène spécifique de la prostate (PSA) et l'indice de réfraction n'est pas considérée comme une relation directe ou linéaire du point de vue biologique. Elle repose plutôt sur un modèle physico-optique utilisé dans la simulation des biocapteurs plasmoniques (plasmonic biosensors)[66].

En réalité, le PSA est un biomarqueur associé à des modifications pathologiques des cellules prostatiques, entraînant des changements dans la composition du milieu biologique (composition du sérum, concentration en protéines, densité plasmatique et propriétés chimiques des fluides biologiques). Ces modifications provoquent à leur tour de faibles variations des propriétés optiques du milieu, notamment de l'indice de réfraction (Refractive Index, RI) [67].

Ainsi, dans la littérature scientifique, les effets des variations biologiques liées à la progression de la maladie sont souvent représentés par une variation progressive de l'indice de réfraction dans une plage typique :

$n = 1.33 \text{ à } 1.37$ [68].

Cette plage est largement utilisée dans les études des capteurs à résonance plasmonique de surface (SPR) et des biocapteurs plasmoniques pour représenter différents milieux biologiques tels que le sang, le plasma et les solutions protéiques.

3.2. Modèle utilisé dans cette étude :

Dans cette étude, un ensemble de valeurs progressives de l'indice de réfraction a été adopté :

État simulé	Concentration de PSA (ng/mL)	Indice de réfraction (n)
Référence (état sain)	0_4	1.333
Variation faible du milieu	4_10	1.34
Variation moyenne	10_20	1.3460
État avancé	20_50	1.3520
Variation élevée (état critique)	>50	1.3600

Tab.3.1 : Table de correspondance utilisée dans cette étude

Cette progression ne représente pas des valeurs médicales directes du PSA, mais constitue une **modélisation optique** permettant de représenter les changements biochimiques associés à l'évolution de la maladie.

Justification principale :

Ce modèle repose sur l'hypothèse suivante :

Toute modification de la composition biologique liée à la progression de la maladie entraîne une variation équivalente de l'indice de réfraction, exploitable par les biocapteurs plasmoniques via le décalage de la résonance optique.

Ainsi, l'objectif n'est pas de mesurer directement le PSA, mais de convertir son effet biologique en un signal optique mesurable par le capteur.

Après l'introduction des différents paramètres de simulation et la prise en compte des différents aspects de la maladie, on clique sur le bouton ****OK**** pour obtenir la figure Fig.3.7, qui représente le profil (la distribution) de l'indice de réfraction de la structure étudiée. Et la structure étudiée.dans la figure fig3.8

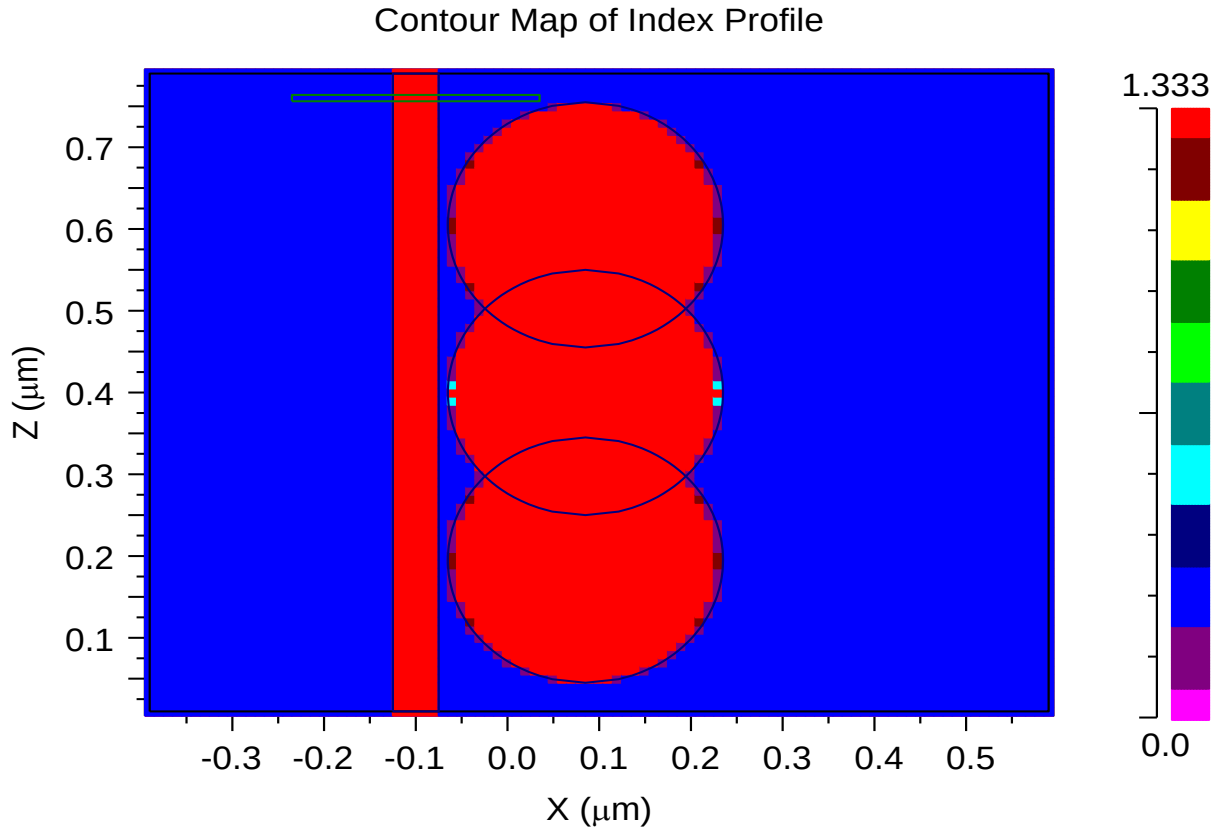


Fig.3.7-Profile de l'indice de réfraction de la structure

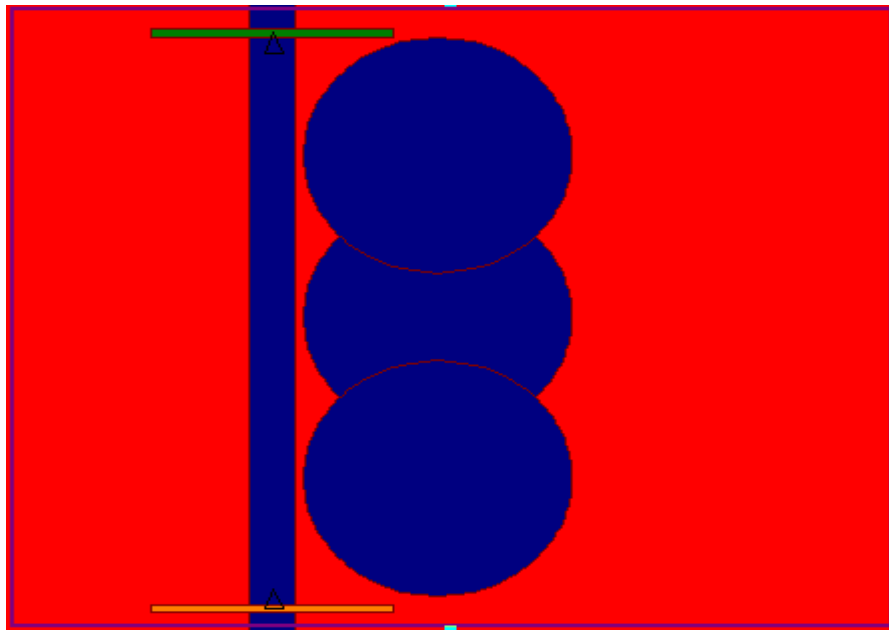


Fig.3.8- la structure étudiée

4. Réglage des paramètres de simulation et affichage des résultats :

Pour simuler une structure on clique sur l'icône lancer simulation (Perform Simulation) de la figure Fig.III.2 , et choisir les paramètres de simulation comme : Grid size suivant X et Y pour

le FDTD : $\Delta z = \Delta x = 0.01$, Time Step (auto Step), Stop Time = 400 (nombre d'itérations), on choisie le type de polarisation TM, comme montre la figure Fig.3.9:

Fig.3.9-Paramètres de simulation

Après le réglage des différents paramètres de simulation, on clique sur le bouton **« OK »** afin de lancer la simulation.

Pour l'affichage des différents résultats de simulation, on utilise l'outil **WinPlot**, qui permet de visualiser et d'analyser les résultats sur différents plans d'affichage.

5. Étude de la structure en termes de guide d'onde, du métal utilisé et de la cavité (forme géométrique) :

5.1 En termes de guide d'onde :

(Démonstration que ($W = 50 \text{ nm}$) est la meilleure largeur.)

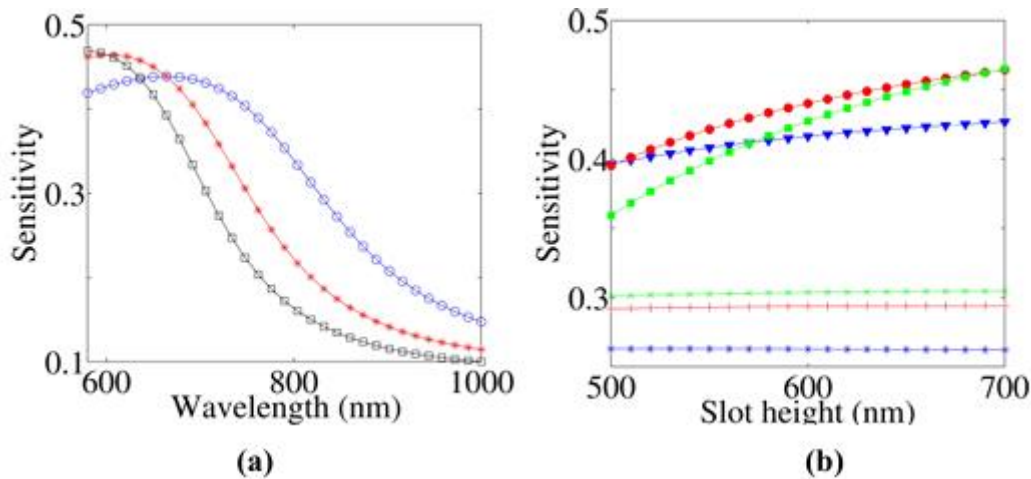


Fig.3.10 : Démonstration que ($W = 50 \text{ nm}$) est la meilleure largeur

« La Figure 2(a) montre le comportement de S en fonction de la longueur d'onde en considérant un guide d'onde à fente unique (single SWG) d'une épaisseur de 700 nm et des parois d'une largeur de 200 nm. **Trois largeurs de fente différentes sont envisagées : 50 nm, 80 nm et 100 nm.** Pour chaque géométrie de SWG, la sensibilité S maximale est obtenue grâce au compromis optimal entre le confinement optique dans la fente (qui est optimisé aux longueurs d'onde plus courtes) et l'extension du champ évanescent dans la gaine (maximale aux longueurs d'onde plus longues). La même tendance est observée concernant la dépendance de S vis-à-vis de la largeur de la fente. **En fait, le SWG avec la fente la plus étroite [50 nm] possède les meilleures propriétés de confinement (guidage),** tandis que S est maximisée aux longueurs d'onde plus longues. » [69].

En termes de métal (l'argent) :

L'étude analytique comparative, basée sur la méthode d'analyse rigoureuse des ondes couplées (RCWA), a révélé une supériorité notable de l'argent (Ag) en tant que couche de résonance principale par rapport à l'or (Au) et au cuivre (Cu). Cette supériorité a été démontrée à plusieurs reprises dans l'étude, depuis le résumé (Abstract) jusqu'aux conclusions finales. En effet, la sensibilité la plus élevée pour un capteur monocouche a été enregistrée avec l'argent, atteignant $169,37^\circ/\text{RIU}$, devançant ainsi les capteurs basés sur l'or ($168,4^\circ/\text{RIU}$) et le cuivre ($167,9^\circ/\text{RIU}$).

Cette performance plasmonique exceptionnelle de l'argent est attribuée à ses propriétés physiques uniques, notamment la faible valeur imaginaire de sa permittivité diélectrique (Low Imaginary Permittivity), combinée à une conductivité et une réflectivité élevées. Ces caractéristiques ont permis de réduire directement les pertes d'énergie des ondes, entraînant des courbes de résonance plus nettes et plus profondes (Sharper Resonance Dips) pour toutes les valeurs d'indice de réfraction testées. Cela améliore la résolution du signal (Signal Resolution),

offrant ainsi au système une réponse optimale et une variation abrupte de la puissance réfléchie à la résonance.

Ces résultats se traduisent numériquement et graphiquement dans les tableaux de l'étude, où les comparaisons de pentes confirment la supériorité de l'argent. Ce métal ne se distingue pas seulement dans les structures monocouches, mais joue également un rôle de base essentiel pour stimuler une ultra-sensibilité dans les configurations bicouches protégées (telles que les systèmes Ag-Cu et Ag-Au). Cela a conduit les chercheurs, en conclusion de leur étude, à affirmer de manière catégorique que les capteurs basés sur l'argent présentent les meilleures propriétés et caractéristiques de détection parmi tous les cas soumis à l'expérimentation[70].

Tab2 : Angles de résonance obtenus pour différents métaux (monocouche)

Les angles de résonance obtenus pour les différents métaux dans le cas d'une configuration monocouche, en fonction de la variation de l'indice de réfraction de l'analyte n)

RI of analyte (na)	Silver (Ag)	Gold (Au)	Copper (Cu)
1.33	62.7045	62.4550	63.4530°
1.34	61.2165	60.7590°	62.4085°
1.35	59.5600°	58.9125°	60.9620°
1.36.	57.7135°	57.5155°	58.4650°
1.37	55.9295°	55.7185°	56.7165°

- **Tab3 : Sensibilité des différentes configurations de capteurs**

Ce tableau présente une comparaison de la sensibilité pour chaque configuration monocouche et bicouche, où l'argent Ag affiche la valeur de sensibilité la plus élevée pour la configuration monocouche)

Sensor configuration	Sensitivity (/RIU)
Ag	169.37°
Au	168.4°
Cu	167.9°
Ag-Au	173.25°
Ag-Cu	175°
Au-Cu	168.5°

5.2 En termes de cavité :

À ce stade, nous avons étudié cinq cas de rapprochement et d'éloignement des trois cercles représentant la cavité du biocapteur plasmonique, et nous avons obtenu les résultats suivants :

Nous avons testé tous les cas de rapprochement et d'éloignement des cercles dans un même milieu ayant un indice de réfraction ($n = 1,333$).

1) Le premier cas :

Nous avons fixé le cercle (ou le disque) situé au centre et appliqué aux deux autres cercles une translation de leurs coordonnées selon :

$$x = -0.1 + 0.025 + 0.3 + d - 0.15$$

$$y = 0.4 - 0.15 (\pm) 0.055 (\pm) 0.2$$

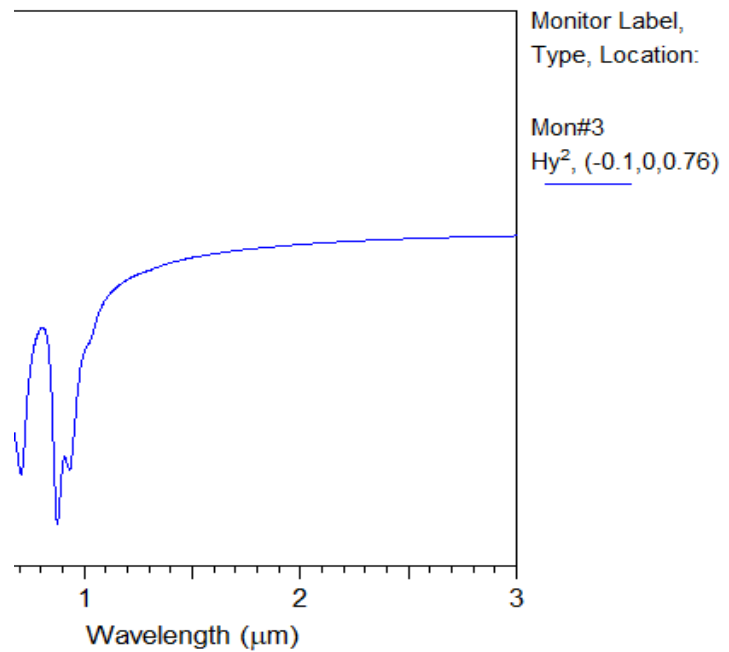
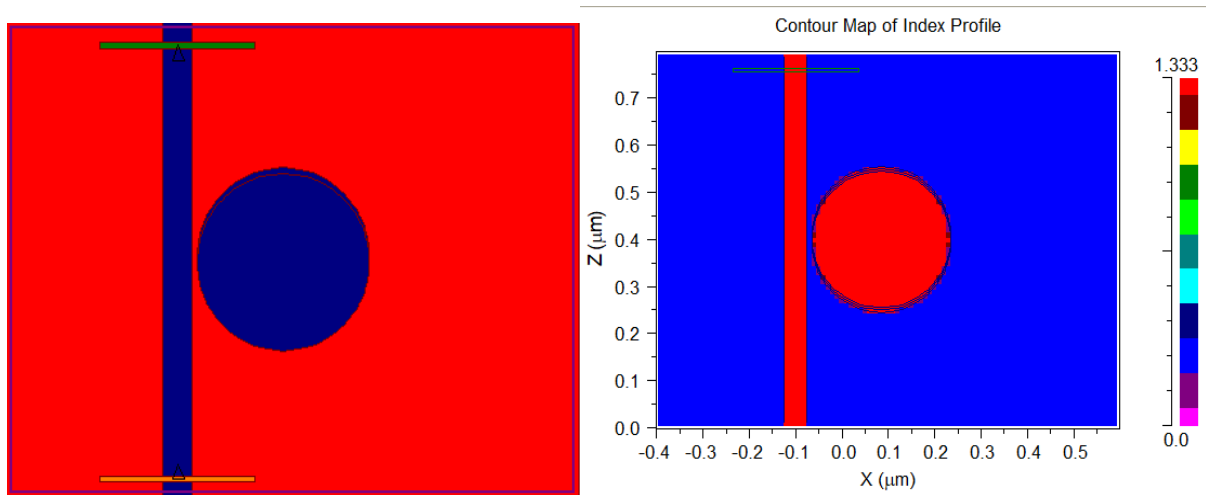


Fig.3.11 : Résultats pour $y=\text{constante}(\pm) 0.2$

2) Deuxième cas :

$$X = -0.1 + 0.025 + 0.3 + d - 0.15$$

$$Y = .4 - 0.15(\pm)0.055(\pm)0.15$$

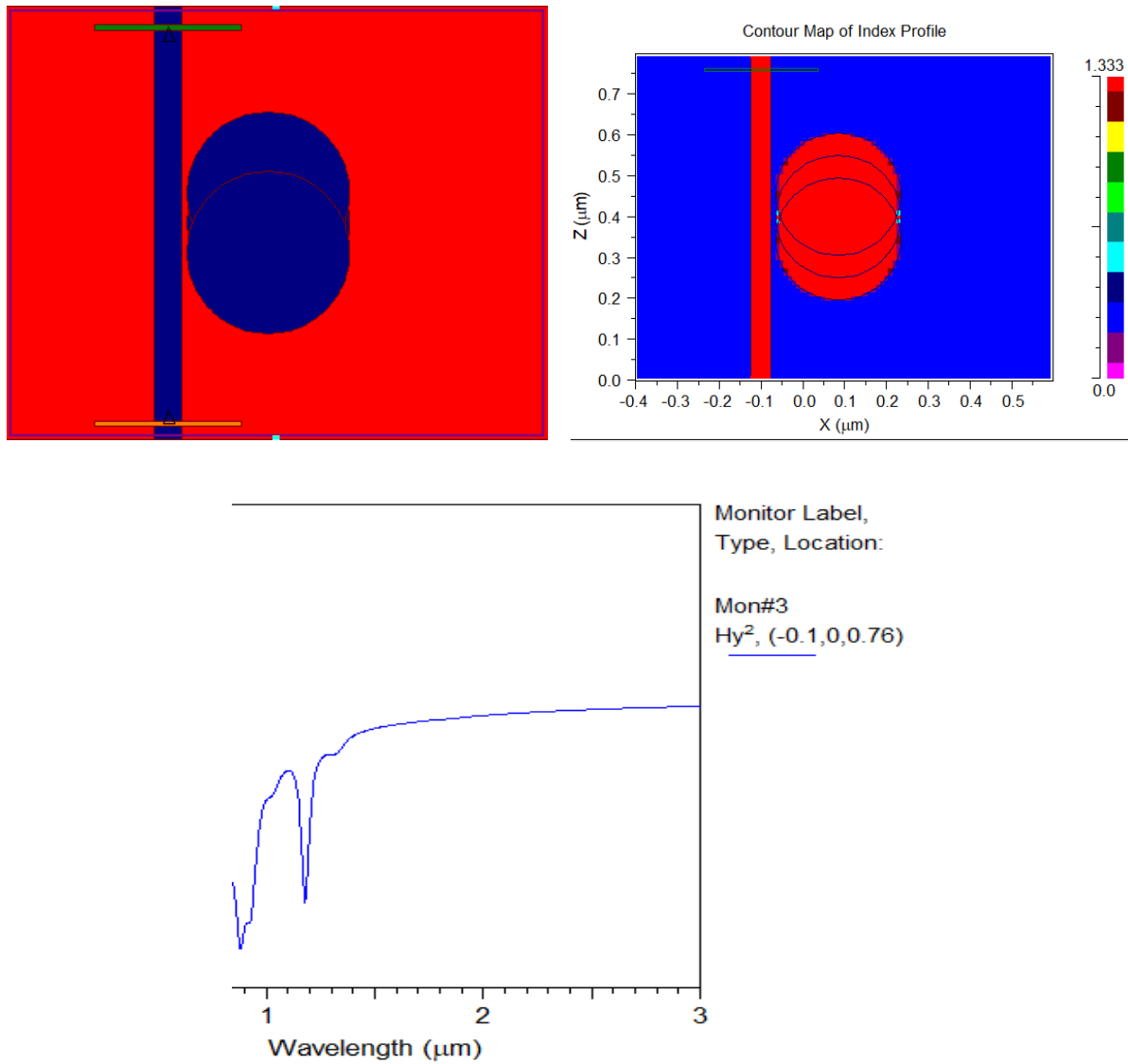


Fig.3.12 : Résultats pour $y = \text{constante}(\pm) 0.15$

3) Troisième cas :

$$X = -0.1 + 0.025 + 0.3 + d - 0.15$$

$$Y = .4 - 0.15(\pm)0.055(\pm)0.1$$

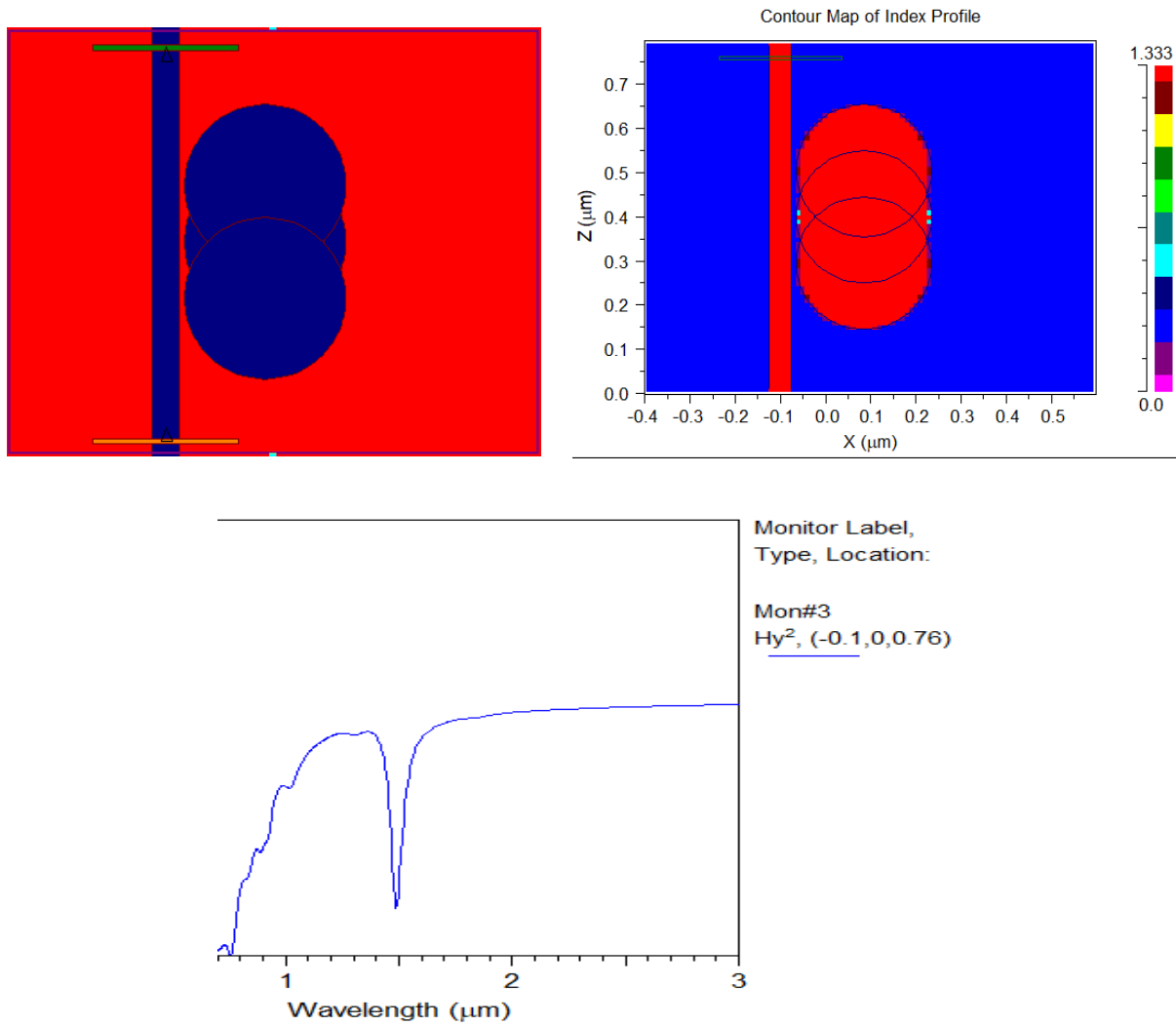


Fig.3.13 : Résultats pour $y = \text{constante}(\pm) 0.1$

4) Quatrième cas :

$$X = -0.1 + 0.025 + 0.3 + d - 0.15$$

$$Y = .4 - 0.15(\pm)0.055(\pm)0.05$$

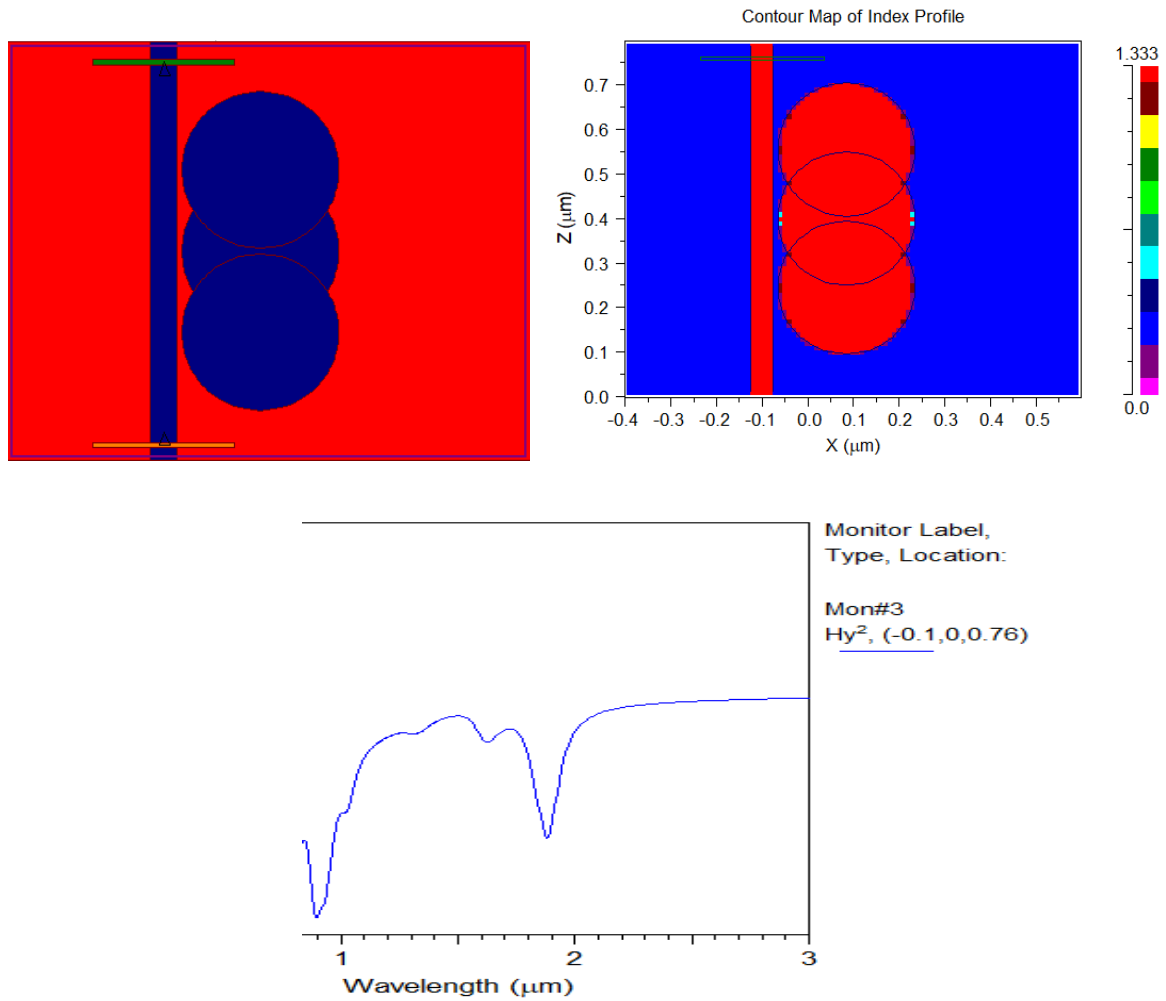
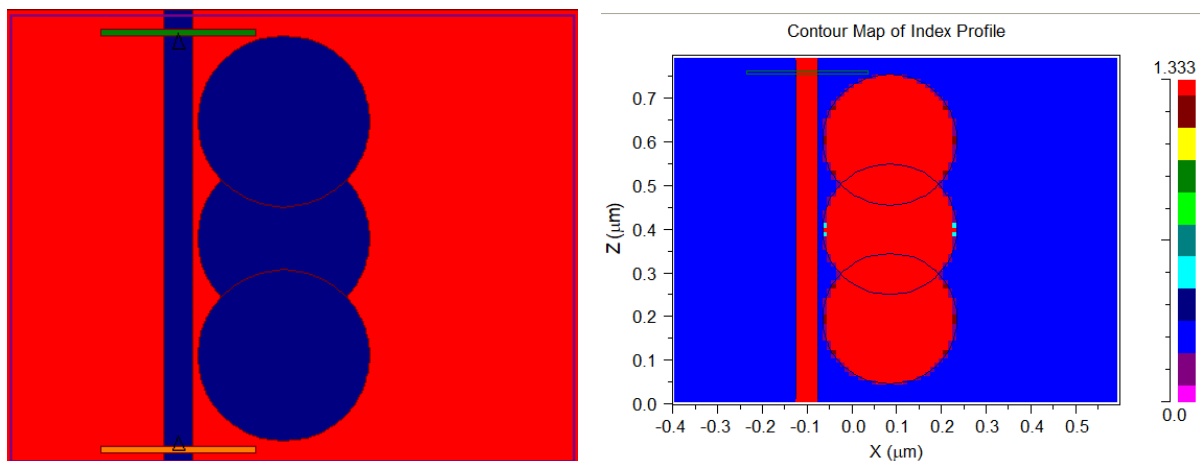


Fig.3.14 : Résultats pour $y=\text{constante}(\pm) 0.05$

5) Cinquième cas :

$$X = -0.1 + 0.025 + 0.3 + d - 0.15$$

$$Y = .4 - 0.15(\pm)0.055(\pm)0.055$$



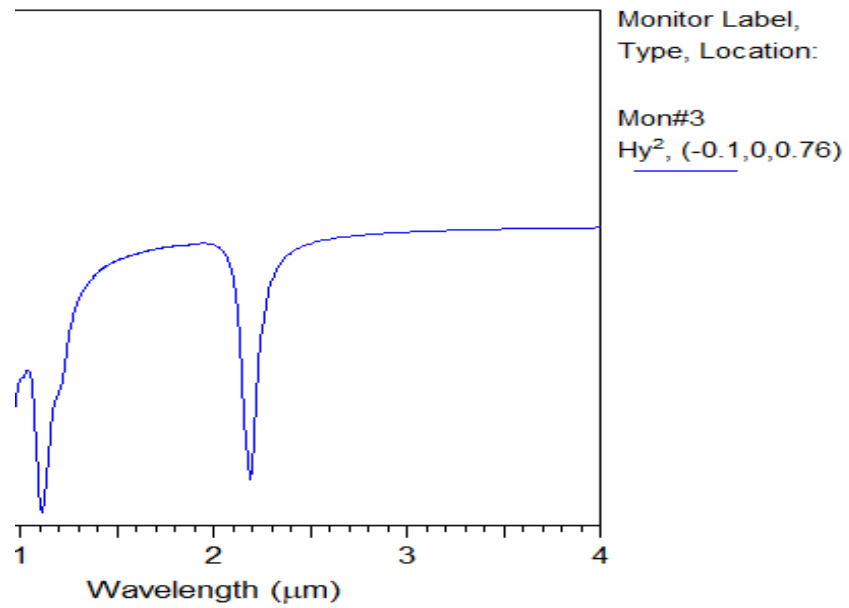


Fig.3.15 : Résultats pour $y=\text{constante}(\pm) 0.055$

6) Discussion des résultats :

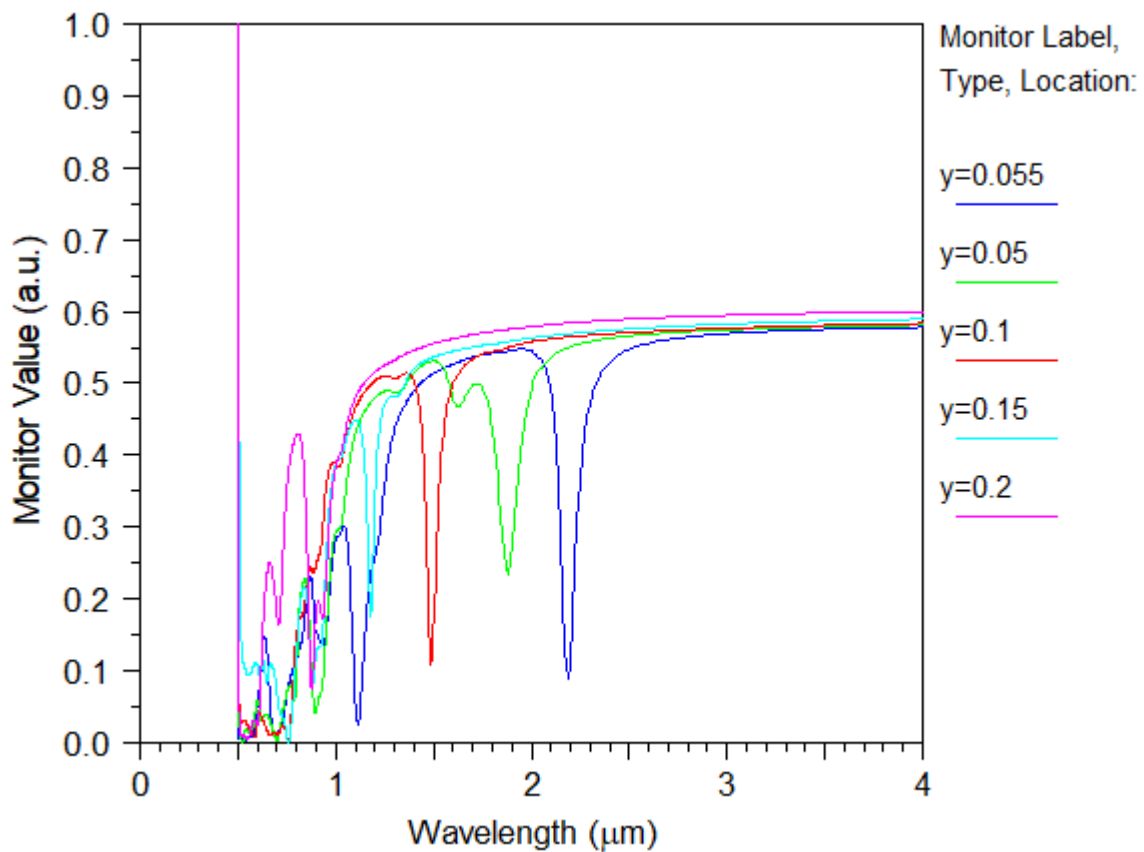


Fig.3.16 : -Le décalage du spectre de transmission en fonction de la longueur Y.

a) Définition des axes :

- **Axe horizontal (X-axis) :** représente la longueur d'onde (*Wavelength*) en micromètres (μm). La plage étudiée s'étend de (0) à (4 μm), couvrant le domaine du visible, de l'infrarouge proche et de l'infrarouge moyen.
- **Axe vertical (Y-axis) :** représente la valeur du moniteur (*Monitor Value*) en unités arbitraires (a.u.). Les valeurs varient entre (0.0) et (1.0).

b) Analyse et évaluation détaillée de chaque courbe (selon la valeur de y) :

On observe que la valeur critique du dip (creux de résonance) de chaque courbe se décale systématiquement vers la gauche (blue-shift) lorsque la valeur de y augmente.

➤ Courbe bleue (y=0.055)

- **Comportement spectral :**

Cette courbe présente le dip de résonance le plus profond (deepest dip) à une longueur d'onde approximative de $\lambda \approx 2.18 \mu\text{m}$, où la valeur descend jusqu'à environ 0.09. Elle présente également un second dip très visible autour de $\lambda \approx 1.1 \mu\text{m}$.

- **Évaluation :**

Cette courbe représente le système dans son état de plus forte sélectivité spectrale (spectral selectivity) et avec le facteur de qualité (Q-factor) le plus élevé dans la région du proche infrarouge (NIR).

➤ Courbe verte (y=0.05)

- **Comportement spectral :**

Cette courbe est très proche de la bleue, mais le dip principal se déplace vers la gauche et apparaît à $\lambda \approx 1.88 \mu\text{m}$, avec une valeur minimale d'environ 0.23.

- **Évaluation :**

Elle reflète un décalage vers le bleu (blue-shift) par rapport à y=0.055. La profondeur du dip est réduite, ce qui indique une légère diminution de l'efficacité du confinement optique ou du couplage.

➤ Courbe rouge (y=0.1)

- **Comportement spectral :**

Le blue-shift continue clairement, avec un déplacement du dip principal vers une

longueur d'onde plus courte, autour de $\lambda \approx 1.48 \mu\text{m}$, et une valeur minimale proche de 0.11.

- **Évaluation :**

Cette courbe se distingue par un retour de la netteté et de la profondeur de la résonance (proche de zéro), ce qui indique qu'à $y=0.1$, le système atteint une condition de résonance efficace dans la bande des communications optiques (optical communication band).

- **Courbe cyan ($y=0.15$)**

- **Comportement spectral :**

Le dip continue de se déplacer vers la gauche, atteignant $\lambda \approx 1.2 \mu\text{m}$. Cependant, il devient plus large et moins profond (broadened dip).

- **Évaluation :**

Cette courbe montre le début d'un amortissement (damping) de la résonance, avec une diminution du facteur de qualité (Q-factor) et une augmentation des pertes ou une réduction du couplage.

- **Courbe rose ($y=0.2$)**

- **Comportement spectral :**

Le dip de résonance disparaît complètement dans la région du proche infrarouge. Le comportement devient quasi linéaire, avec une légère augmentation progressive et de très faibles oscillations non marquées en dessous de $1.0 \mu\text{m}$.

- **Évaluation :**

À $y=0.2$, le système sort complètement du régime de résonance dans la gamme étudiée. Cette valeur agit comme un facteur d'amortissement ou modifie la structure physique de manière à supprimer les interférences destructives, rendant le système large bande (broadband) au lieu d'être sélectif.

« Après avoir analysé chaque courbe séparément, nous concluons que la courbe bleue est la plus performante, présentant le dip le plus profond et la meilleure qualité. Par conséquent, la structure géométrique associée à cette courbe a été retenue et utilisée pour le développement d'un capteur spécifique destiné à la détection du PSA. »

6. Application des indices de réfraction du PSA sur la structure :

6.1 La structure utilisée :

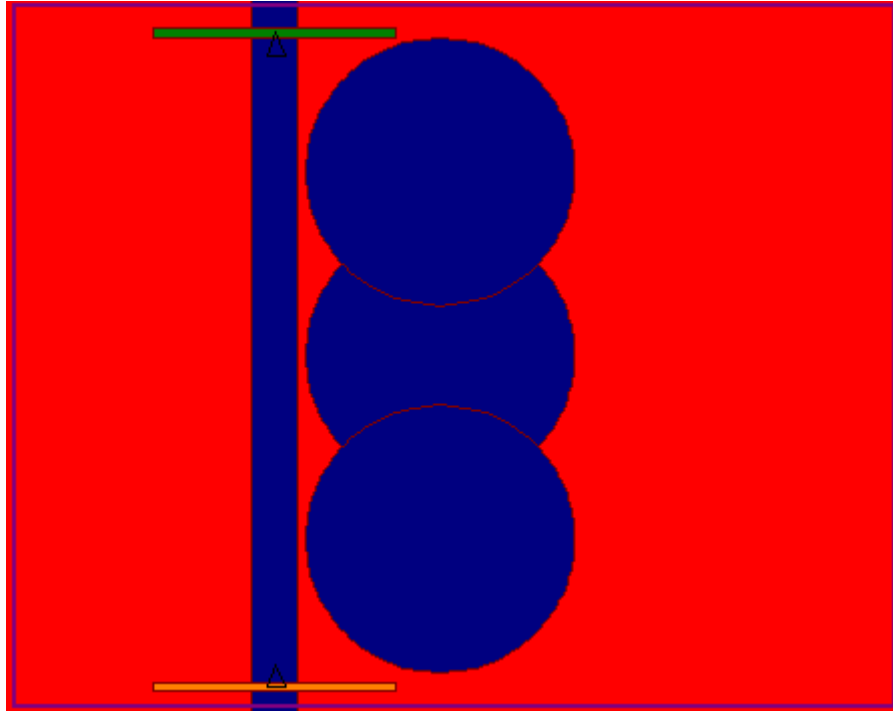


Fig.3.17 : La structure utilisée

6.2 Indices de réfraction utilisés :

État simulé	Concentration de PSA (ng/mL)	Indice de réfraction (n)
Référence (état sain)	0_4	1.333
Variation faible du milieu	4_10	1.34
Variation moyenne	10_20	1.3460
État avancé	20_50	1.3520
Variation élevée (état critique)	>50	1.3600

Tab.3.4: Table de correspondance utilisée dans cette étude

- pour (n = 1.333) :

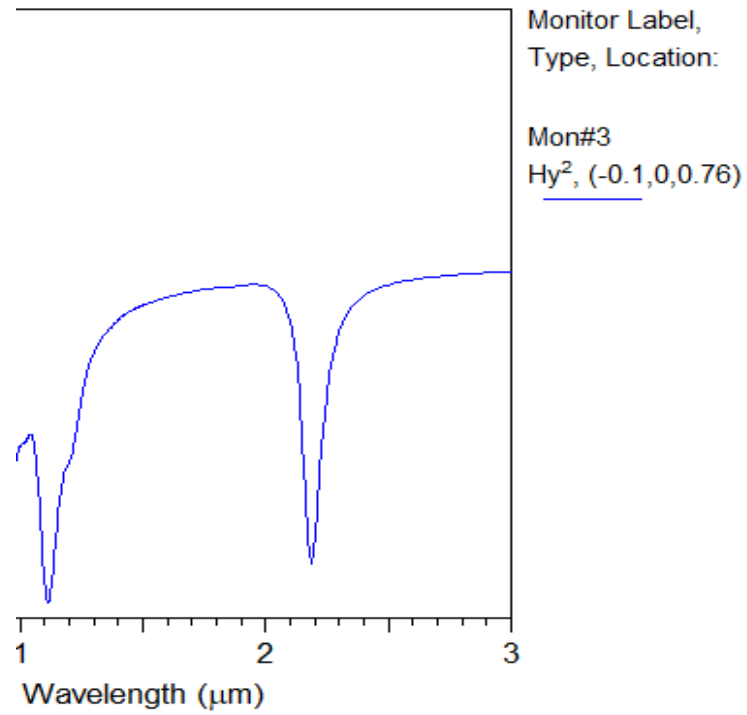


Fig.3.19 : : Résultats pour n=1.333

- pour (n = 1.3400) :

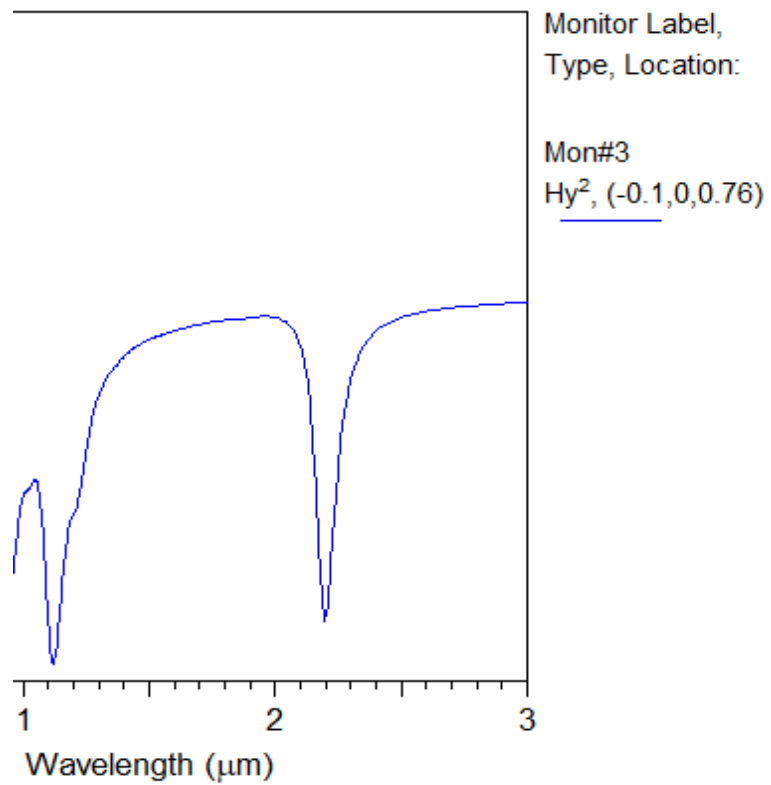


Fig.3.20 : : Résultats pour n=1.3400

- pour ($n = 1.3460$) :

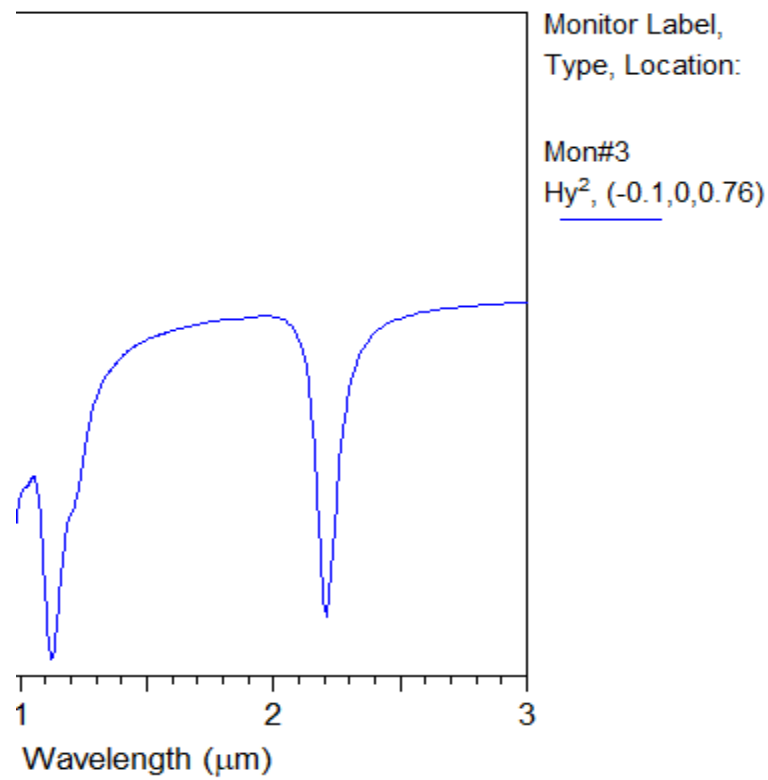


Fig .3.21 : : Résultats pour $n=1.3460$

- pour ($n = 1.3520$) :

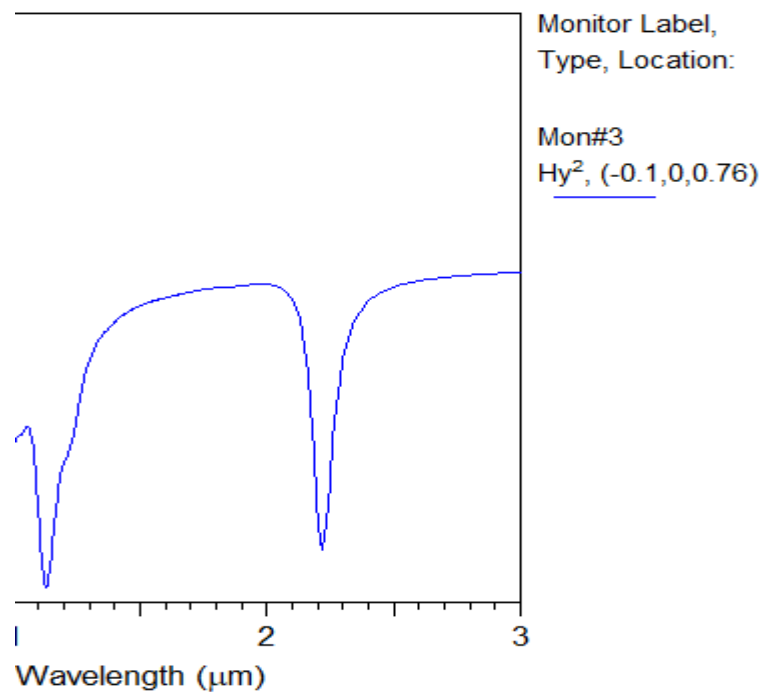


Fig.3.22 : : Résultats pour $n=1.352$

- pour ($n = 1.3600$) :

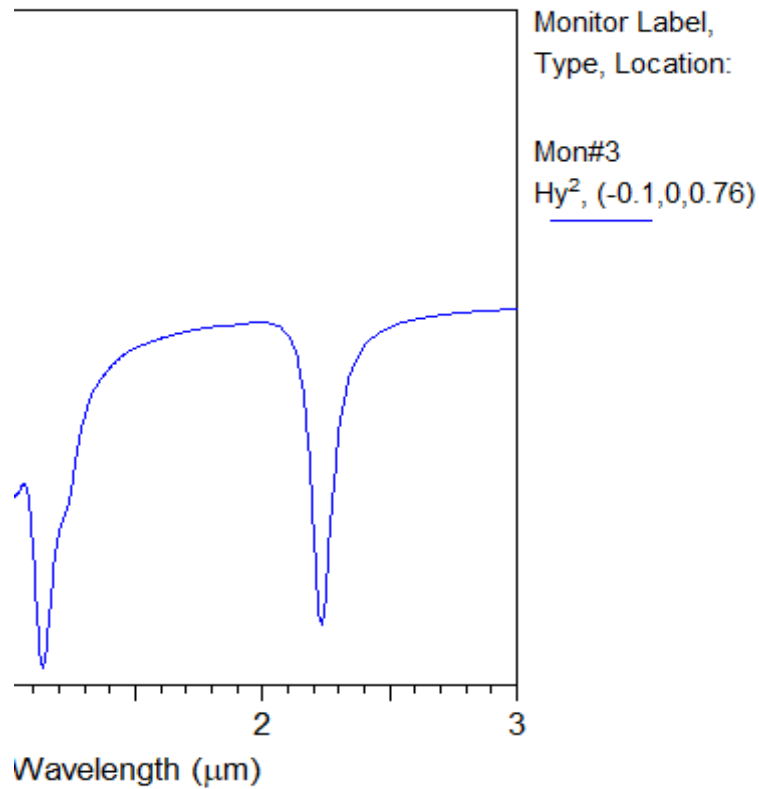


Fig.3.23 : : Résultats pour $n=1.3600$

6.3 Discussion des résultats :

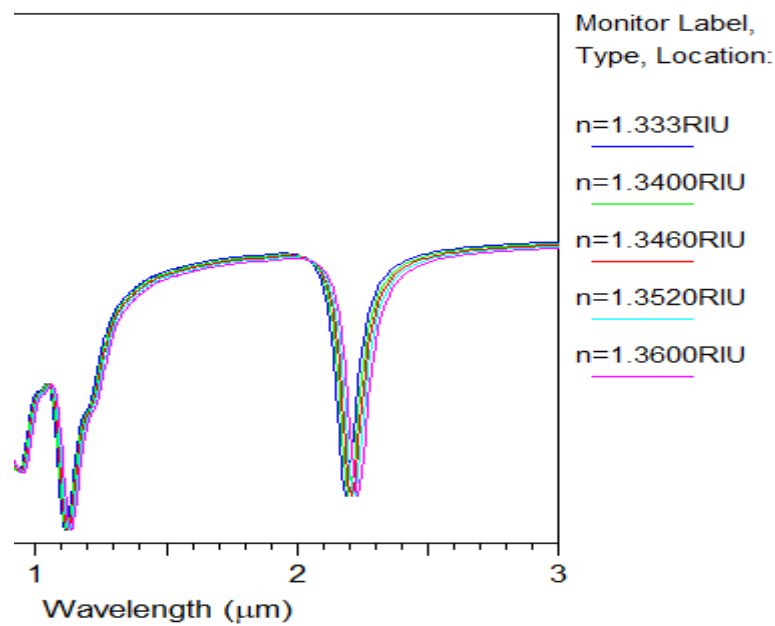


fig.3.24 : -Le décalage du spectre de transmission en fonction de la IR(n)

a) Analyse et évaluation détaillée de courbe :

➤ Cadre général et objectif de la simulation :

Le graphique représente le spectre de la réponse optique (transmittance ou réflectance mesurée à l'aide d'un capteur spectral tel que les capteurs à résonance plasmonique de surface SPR ou les fibres optiques cristallines PCF) en fonction de la longueur d'onde (μm).

L'objectif principal est la biosurveillance (biosensing) précise de cellules ou de fluides liés au cancer de la prostate, en suivant les variations subtiles de l'indice de réfraction (n).

Ces variations s'étendent de 1.333RIU (correspondant à l'indice de réfraction de l'eau ou du milieu sain de référence) jusqu'à 1.360RIU, qui représente des stades plus avancés du cancer de la prostate ou une augmentation de la concentration en protéines et en antigènes associés.

➤ Analyse physique et spectrale des courbes (Spectral Behavior)

Le comportement spectral du graphique peut être divisé en deux régions principales :

a. Région des oscillations secondaires (de $0.5 \mu\text{m}$ à $1.2 \mu\text{m}$)

Dans cette zone, on observe une succession de pics et de creux très rapprochés.

Ces oscillations sont principalement dues à des phénomènes d'interférence des ondes (interférence) ou à des modes de résonance d'ordre supérieur (higher-order modes) à l'intérieur de la structure du capteur.

La sensibilité dans cette région est très faible, car les cinq courbes se superposent presque parfaitement, ce qui rend cette zone inadaptée pour une détection précise.

b. Région de la résonance principale (dip / vallée de résonance) autour $\approx 2.2 \mu\text{m}$

Point de creux (dip) :

Un creux de résonance bien marqué apparaît autour $\lambda \approx 2.2 \mu\text{m}$, où l'intensité chute fortement jusqu'à environ 0.09. Ce minimum correspond à la longueur d'onde de résonance (λ_{res}).

À ce point, l'énergie lumineuse est presque totalement transférée pour exciter le mode optique (ou plasmonique) de la structure. Ce phénomène constitue le mécanisme fondamental utilisé pour la détection sensorielle.

➤ Mécanisme de détection et sensibilité :

En se concentrant sur le dip de résonance situé autour de $\lambda \approx 2.2 \mu\text{m}$, on observe le comportement académique suivant :

- **Déplacement vers le rouge (Redshift)**

Lorsque l'indice de réfraction de l'échantillon de cancer de la prostate augmente (nnn de 1.333 à 1.360), le dip de résonance se déplace vers la droite, c'est-à-dire vers des longueurs d'onde plus élevées.

- **Interprétation physique**

L'augmentation de l'indice de réfraction du milieu environnant entraîne une augmentation du chemin optique effectif du mode propagatif. Par conséquent, une énergie plus faible (donc une longueur d'onde plus grande) est nécessaire pour satisfaire la condition de résonance.

Sensibilité spectrale ($S_\lambda = \Delta\lambda_{\text{res}} / \Delta n$)

La sensibilité peut être exprimée académiquement par la relation suivante :

$$S_\lambda = \Delta\lambda_{\text{res}} / \Delta n$$

« Le graphique montre une excellente réponse linéaire, où le pic de résonance se déplace de manière régulière à chaque augmentation de nnn. Cela confère au capteur une grande fiabilité pour distinguer les différents stades d'évolution des cellules cancéreuses, en se basant sur le décalage spectral mesuré en nanomètres. »

7. Calcul de la sensibilité pour chaque pic :

7.1 pour le premier pic :

****Nous allons maintenant calculer la sensibilité entre chaque pic et le pic suivant.****

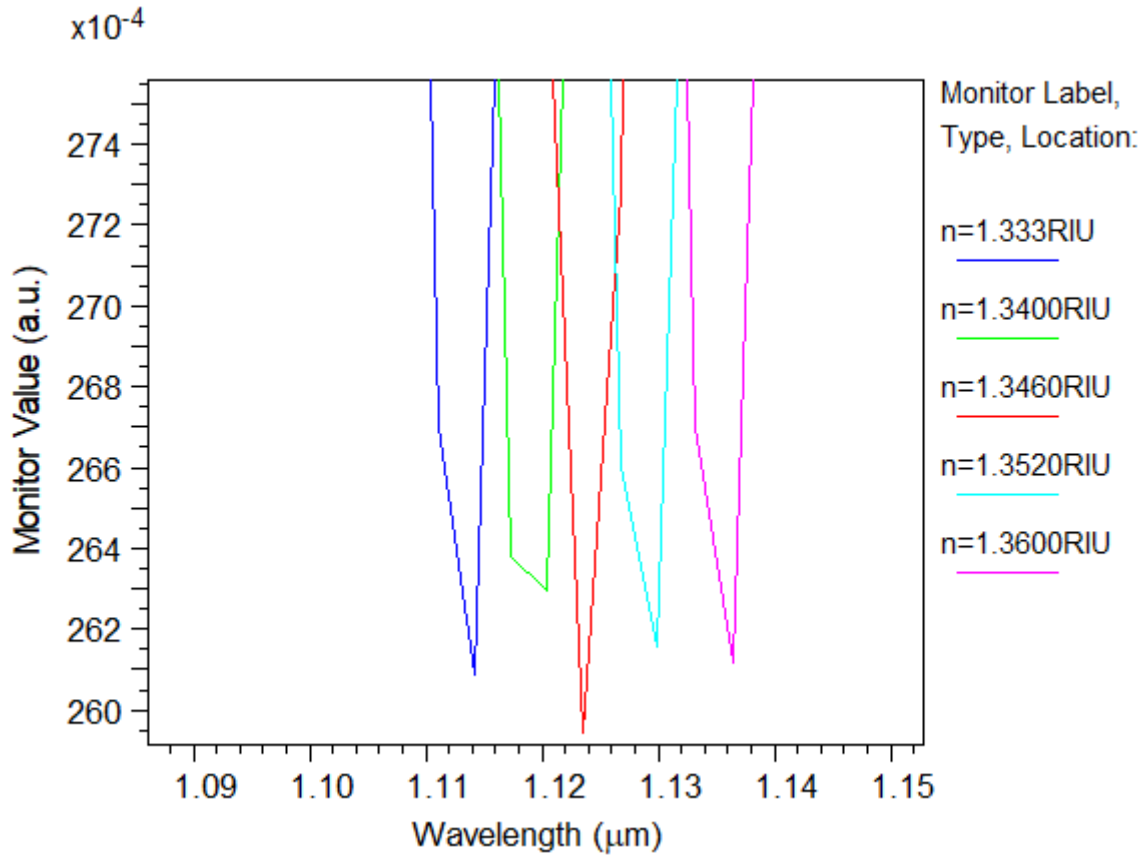


Fig.3.25 : le premier pic pour la sensibilité

$$S1 = (1.1204 - 1.1142) / (1.34 - 1.333) \approx 0.8857 \mu\text{m}/\text{RIU} = 885.71 \text{ nm}/\text{RIU}$$

$$S2 = (1.1237 - 1.1204) / (1.346 - 1.34) \approx 0.55 \mu\text{m}/\text{RIU} = 550 \text{ nm}/\text{RIU}$$

$$S3 = (1.13 - 1.1237) / (1.3520 - 1.346) \approx 1.05 \mu\text{m}/\text{RIU} = 1050 \text{ nm}/\text{RIU}$$

$$S4 = (1.1364 - 1.13) / (1.3600 - 1.3520) = 0.8125 \mu\text{m}/\text{RIU} = 812.5 \text{ nm}/\text{RIU}$$

7.2 pour le deuxième pic :

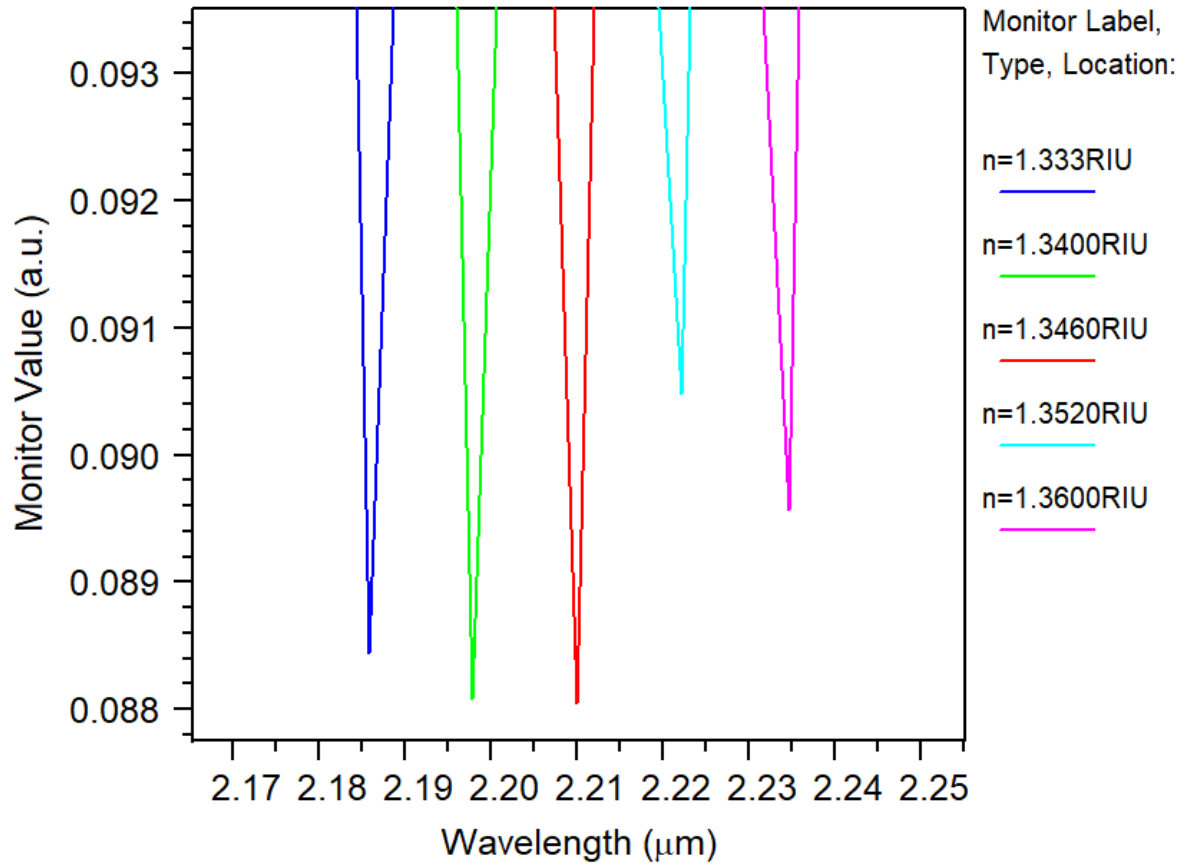


Fig.3.26 : Le deuxième pic pour la sensibilité

$$S1 = (2.198-2.1857) / (1.34-1.333) = 1.757 \mu\text{m}/\text{RIU} = 1757.14 \text{ nm}/\text{RIU}$$

$$S2 = (2.2102-2.198) / (1.3460-1.34) = 2.033 \mu\text{m}/\text{RIU} = 2033.33 \text{ nm}/\text{RIU}$$

$$S3 = (2.2224-2.2102) / (1.3520-1.3460) = 2.033 \mu\text{m}/\text{RIU} = 2033.33 \text{ nm}/\text{RIU}$$

$$S4 = (2.2349-2.2224) / (1.360-1.3520) = 1.5625 \mu\text{m}/\text{RIU} = 1562.5 \text{ nm}/\text{RIU}$$

7.3 Discussion des résultats de sensibilité

Les valeurs de sensibilité obtenues pour les quatre pics de résonance montrent un comportement globalement cohérent avec la variation de l'indice de réfraction du milieu analysé. Les résultats calculés sont les suivants :

(S1 = 1.7571 μm/RIU), (S2 = 2.0333 μm/RIU), (S3 = 2.0333 μm/RIU), et (S4 = 1.5625 μm/RIU).

7.4 Analyse comparative

On observe que les pics (S2) et (S3) présentent les sensibilités les plus élevées et identiques, atteignant (2.0333 $\mu\text{m}/\text{RIU}$). Cela indique une excellente stabilité de la réponse optique dans cette plage spectrale, ainsi qu'une forte interaction entre le mode guidé et le milieu environnant. Ces deux pics représentent donc les zones de fonctionnement les plus performantes du capteur.

En revanche, le premier pic (S1) présente une sensibilité légèrement plus faible (1.7571 $\mu\text{m}/\text{RIU}$), ce qui peut être attribué à une interaction moins efficace du mode de résonance avec les variations de l'indice de réfraction à cette longueur d'onde.

Le quatrième pic (S4) montre une diminution plus marquée de la sensibilité (1.5625 $\mu\text{m}/\text{RIU}$). Cette baisse peut être expliquée par une atténuation progressive du couplage optique ou par un élargissement du pic de résonance, réduisant ainsi la précision de la détection.

7.5 Interprétation physique

Globalement, ces résultats montrent que la sensibilité n'est pas uniforme sur tout le spectre. Elle dépend fortement de la position du pic de résonance et de l'efficacité du couplage entre le mode optique et le milieu analyte. Les pics intermédiaires (S2 et S3) semblent correspondre à une condition de résonance optimale, où le confinement du champ électromagnétique est maximal, ce qui améliore la réponse du capteur.

7.6 Conclusion

Le comportement observé confirme que le capteur présente une performance maximale dans la région correspondant aux pics (S2) et (S3). Ces résultats permettent d'identifier la zone spectrale la plus favorable pour l'optimisation du dispositif de détection du PSA, en fonction des variations de l'indice de réfraction.

Conclusion générale

1. Conclusion générale :

Ce travail s'inscrit dans le domaine de la photonique appliquée à la biodétection, et plus particulièrement dans la conception de capteurs optiques à haute sensibilité basés sur le phénomène de résonance plasmonique. L'objectif principal était de proposer et d'analyser une structure capable de détecter avec précision de faibles variations de l'indice de réfraction, en lien direct avec la détection du biomarqueur PSA associé au cancer de la prostate.

À travers une étude numérique détaillée, le comportement spectral du capteur a été analysé pour différentes valeurs de l'indice de réfraction allant de 1.3331.3331.333 à 1.3601.3601.360 RIU. Les résultats obtenus montrent clairement un déplacement systématique du pic de résonance (redshift), confirmant la forte dépendance entre la position spectrale et les propriétés optiques du milieu analyte. Ce phénomène constitue le principe fondamental du mécanisme de détection utilisé.

L'analyse des différents pics de résonance a permis de mettre en évidence des variations significatives de la sensibilité selon la région spectrale étudiée. Certaines configurations présentent une réponse plus linéaire et plus stable, traduisant un meilleur couplage entre le mode optique guidé et le milieu environnant. Ces zones optimales ont permis d'identifier les conditions les plus favorables pour le fonctionnement du capteur.

Globalement, les résultats obtenus confirment que l'optimisation de la géométrie de la structure joue un rôle essentiel dans l'amélioration des performances du capteur, notamment en termes de sensibilité et de sélectivité. Ainsi, la structure étudiée démontre un potentiel prometteur pour des applications de détection biomédicale, en particulier pour le suivi et le diagnostic précoce du cancer de la prostate.

Enfin, ce travail ouvre des perspectives intéressantes, notamment l'optimisation avancée de la structure (matériaux, dimensions et configuration), ainsi que l'intégration de techniques d'intelligence artificielle pour améliorer la précision de détection et exploiter pleinement les performances des capteurs plasmoniques de nouvelle génération.

Références Bibliographiques :

- [1] Homola, J. (2008). *Surface Plasmon Resonance Sensors for Detection of Chemical and Biological Species*. Chemical Reviews.
- [2] Barnes, W. L., Dereux, A., & Ebbesen, T. W. (2003). *Surface plasmon subwavelength optics*. Nature.
- [3] Liedberg, B., Nylander, C., & Lundström, I. (1983). *Surface plasmon resonance for gas detection and biosensing*. Sensors and Actuators.
- [4] Anker, J. N., et al. (2008). *Biosensing with plasmonic nanosensors*. Nature Materials.
- [5] Sharma, A. K., et al. (2017). *Optical biosensors and their applications: A review*. IEEE Sensors Journal.
- [6] S. A. Maier, *Plasmonics: Fundamentals and Applications*. New York, NY, USA: Springer, 2007.
- [7] W. L. Barnes, A. Dereux, and T. W. Ebbesen, "Surface plasmon subwavelength optics," Nature, vol. 424, no. 6950, pp. 824–830, Aug. 2003, doi: 10.1038/nature01937.
- [8] J. Homola, "Surface plasmon resonance sensors for detection of chemical and biological species," Chem. Rev., vol. 108, no. 2, pp. 462–493, Feb. 2008, doi: 10.1021/cr068107d.
- [9] H. Raether, *Surface Plasmons on Smooth and Rough Surfaces and on Gratings*. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1988.
- [10] P. B. Johnson and R. W. Christy, "Optical constants of the noble metals," Phys. Rev. B, vol. 6, no. 12, pp. 4370–4379, Dec. 1972, doi: 10.1103/PhysRevB.6.4370.
- [11] R. W. Wood, On a remarkable case of uneven distribution of light in a diffraction grating spectrum, Phil. Mag. 4, 396 (1902)
- [12] Lord Rayleigh, "On the dynamical theory of gratings," Proceedings of the royal society of London. Series A, Containing papers of mathematical and physical Character 79, 399–416 (1907).
- [13] U. FANO, "The Theory of Anomalous Diffraction Gratings and of Quasi-Stationary Waves on Metallic Surfaces (Sommerfeld's Waves)," J. Opt. Soc. Am. 31, 213–222 (1941).

- [14] D. Pines, "Collective Energy Losses in Solids," *Rev. Mod. Phys.* 28, 184–198 (1956).
- [15] Mutalik, Chinmaya, et al. "Nanoplasmonic Biosensors: A Comprehensive , Overview and Future Prospects." *International Journal of Nanomedicine* (2025): 5817-5836
- [16] Raether, *Surface Plasmons on Smooth and Rough Surfaces and on Gratings* (Springer, 1988).
- [17] J. Homola, *Surface Plasmon Resonance Based Sensors* (Springer, 2006).
- [18] E. Kretschmann and H. Raether, "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* 23, 2135 (1968).
- [19] Mutalik, Chinmaya, et al. "Nanoplasmonic Biosensors: A Comprehensive , Overview and Future Prospects." *International Journal of Nanomedicine* (2025): 5817-5836
- [20] K. M. Mayer and J. H. Hafner, "Localized surface plasmon resonance sensors," *Chem. Rev.*, vol. 111, no. 6, pp. 3828–3857, Jun. 2011, doi: 10.1021/cr100313v.
- [21] N. Bhardwaj, S. K. Bhardwaj, M. K. Nayak, J. Mehta, K.-H. Kim, and A. Deep, "Fluorescent nanobiosensors for the targeted detection of foodborne bacteria," *TrAC Trends Anal. Chem.*, vol. 97, pp. 120–135, Dec. 2017, doi: 10.1016/j.trac.2017.09.010.
- [22] E. Kretschmann and H. Raether, "Radiative decay of non-radiative surface plasmons excited by light," *Z. Naturforsch. A*, vol. 23, pp. 2135–2136, 1968.
- [23] X. Fan, I. M. White, S. I. Shopova, H. Zhu, J. D. Suter, and Y. Sun, "Sensitive optical biosensors for unlabeled targets: A review," *Anal. Chim. Acta*, vol. 620, no. 1–2, pp. 8–26, Jul. 2008, doi: 10.1016/j.aca.2008.05.022.
- [24] Homola, J. (2008). *Surface Plasmon Resonance Sensors for Detection of Chemical and Biological Species*. *Chemical Reviews*, 108(2), 462–493.
- [25] S. Buluswar, Z. Friedman, P. Mehta, S. Mitra, and R. Sathre. *Breakthroughs : Critical scientific and technological advances needed for sustainable global development*. LBNL Institute for Globally Transformative Technologies, Berkeley, CA, USA, 2014.
- [26] P. Yáñez-Sedeño, L. Agüí, and J. M. Pingarrón. *Biosensors in Forensic Analysis*. Wiley-VCH Verlag : Weinheim, Germany, 2016.

- [27] J. S. Van Dyk and B. Pletschke. Review on the use of enzymes for the detection of organochlorine, organophosphate and carbamate pesticides in the environment. *Chemosphere*, 82(3) :291–307, 2011.
- [28] P. Leonard, S. Hearty, J. Brennan, L. Dunne, J. Quinn, T. Chakraborty, and R. O’Kennedy. Advances in biosensors for detection of pathogens in food and water. *Enzyme and Microbial Technology*, 32(1) :3–13, 2003.
- [29] K. M. Mayer and J. H. Hafner. Localized surface plasmon resonance sensors. *Chemical reviews*, 111(6) :3828–3857, 2011.
- [30] Piliarik & Homola (2009). *Surface Plasmon Resonance (SPR) sensors: approaching their limits*.
- [31] L. C. Clark Jr and C. Lyons. Electrode systems for continuous monitoring in cardiovascular surgery. *Annals of the New York Academy of sciences*, 102(1) :29–45, 1962.
- [32] J. Kirsch, C. Siltanen, Q. Zhou, A. Revzin, and A. Simonian. Biosensor technology : Recent advances in threat agent detection and medicine. *Chemical Society Reviews*, 42(22) :8733–8768, 2013.
- [33] G. S. Wilson and Y. Hu. Enzyme-based biosensors for in vivo measurements. *Chemical reviews*, 100(7) :2693–2704, 2000.
- [34] K. Hegnerová, M. Bocková, H. Vaisocherová, Z. Křiřtofíková, J. Rí ˇ cný, D. ˇ Rířpová, ˇ and J. Homola. Surface plasmon resonance biosensors for detection of Alzheimer disease biomarker. *Sensors and Actuators B : Chemical*, 139(1) :69–73, 2009.
- [35] H. K. Hunt and A. M. Armani. Label-free biological and chemical sensors. *Nanoscale*, 2(9) :1544–1559, 2010.
- [36] J. S. Daniels and N. Pourmand. Label-free impedance biosensors : Opportunities and challenges. *Electroanalysis*, 19(12) :1239–1257, 2007.
- [37] J. Homola and M. Piliarik. *Surface Plasmon Resonance (SPR) Sensors*, pages 45– 67. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2006.
- [38] K. Saha, S. S. Agasti, C. Kim, X. Li, and V. M. Rotello. Gold nanoparticles in chemical and biological sensing. *Chemical reviews*, 112(5) :2739–2779, 2012.

- [39] S. Sahu, J. Ali, P. P. Yupapin, and G. Singh. Optical biosensor based on a cladding modulated grating waveguide. *Optik*, 166 :103–109, 2018.
- [40] N. J. Tao, S. Boussaad, W. L. Huang, R. A. Arechabaleta, and J. D’Agnese. High resolution surface plasmon resonance spectroscopy. *Review of Scientific Instruments*, 70(12) :4656–4660, 1999.
- [41] M. Kanso. Modélisation, réalisation et caractérisation d’un capteur plasmonique à fibre optique : Effets de la rugosité, des réactions de surface et de la cinétique dans un système microfluidique. PhD thesis, Université de Nantes, 2008.
- [342] K. Balaa. Capteur à fibre optique basé sur le principe de Résonance de Plasmons de Surface : optimisation pour la détection d’espèces chimiques. PhD thesis, Université de Nantes, 2007.
- [43] T. A. Bendikov, A. Rabinkov, T. Karakouz, A. Vaskevich, and I. Rubinstein. Biological sensing and interface design in gold island film based localized plasmon transducers. *Analytical chemistry*, 80(19) :7487–7498, 2008.
- [44] A. J. Haes, S. Zou, J. Zhao, G. C. Schatz, and R. P. Van Duyne. Localized surface plasmon resonance spectroscopy near molecular resonances. *Journal of the American Chemical Society*, 128(33) :10905–10914, 2006.
- [45] S. E. Achi. Conception d'un filtre MIM très sélectif Pour l'application en Télécom. Master's thesis, Université Mohamed Boudiaf - M'sila, 2020.
- [46] J. R. Sambles, G.W. Bradbery, and F. Yang, *Contemp.Phys.* 32, 173 (1991).
- [47] S.C. Hohng et al., *Appl. Phys. Lett.* 81, 3239 (2002).
- [48] S. K. Srivastava, R. Verma, and B. D. Gupta, “Surface plasmon resonance based fiber optic sensor for the detection of low water content in ethanol,” *Sensor. Actuator. B-Chem.* 153, 194–198 (2011).
- [49] R. C. Jorgenson, and S. S. Yee, “A fiber-optic chemical sensor based on surface plasmon resonance,” *Sensor. Actuator. A-Phys.* 12, 213–220 (1993).
- [50] E. Kretschmann, and H. Raether, “Radiative decay of nonradiative surface plasmons excited by light,” *Z. Naturforschung A23*, 2135–2136 (1968).

- [51] A. Otto, "Excitation of nonradiative surface plasma waves in silver by the method of frustrated total reflection," *Z. Phys.* 216, 398–410 (1968).
- [52] J. Zenneck. On the propagation of plane electromagnetic waves along a plane conducting surface and their relation to wireless telegraphy. *Annalen der Phys.*, 328 :846–866, 1907.
- [53] R. H. Ritchie. Plasma losses by fast electrons in thin films. *Physical Review*, 106(5) :874, 1957.
- [54] E. A. Stern and R. A. Ferrell. Surface plasma oscillations of a degenerate electron gas. *Physical Review*, 120(1) :130, 1960.
- [55] A. Otto. Excitation of nonradiative surface plasma waves in silver by the method of frustrated total reflection. *Zeitschrift für Physik A Hadrons and nuclei*, 216(4) :398–410, 1968.
- [56] L. C. Clark Jr and C. Lyons. Electrode systems for continuous monitoring in cardiovascular surgery. *Annals of the New York Academy of sciences*, 102(1) :29–45, 1962.
- [57] J. Kirsch, C. Siltanen, Q. Zhou, A. Revzin, and A. Simonian. Biosensor technology : Recent advances in threat agent detection and medicine. *Chemical Society Reviews*, 42(22) :8733–8768, 2013.
- [58] K. Hegnerová, M. Bocková, H. Vaisocherová, Z. Křištofiková, J. Ríchný, D. Rípová, and J. Homola. Surface plasmon resonance biosensors for detection of Alzheimer disease biomarker. *Sensors and Actuators B : Chemical*, 139(1) :69–73, 2009.
- [59] Synopsys. RSoft FullWAVE FDTD Simulation Tool – Product Overview.
- [60] K.S.Yee, "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media", *IEEE Trans. Antennas and propagation*, Vol.14, pp.302-307, (1966).
- [61] Rsoft Design Group, FullWAVE, Inc. 200 Executive Blvd. Ossining, NY 10562.
- [62] Centers for Disease Control and Prevention (CDC), Prostate Cancer Statistics, 2025.
- [63] National Center for Biotechnology Information (NCBI), *Prostate Cancer – Epidemiology and Risk Factors*, 2023. [Online]. Available

- [64] Jakobsen et al., “Novel biomarkers for the detection of prostate cancer,” *Journal of Circulating Biomarkers*, 2016
- [65] Verma et al., “Biomarkers in Prostate Cancer Epidemiology,” *Cancers (MDPI)*, vol. 3, no
- [66] Homola, J. (2008). Surface Plasmon Resonance Sensors for Detection of Chemical and Biological Species
- [67] Mishra et al. (2017). *Plasmonic biosensors: A review*. Biosensors and Bioelectronics
- [68]CRC Handbook of Chemistry and Physics – Optical properties of water ($n \approx 1.333$)
- [69]P. Bettotti, A. Pitanti, E. Rigo, F. De Leonardis, V. M. N. Passaro, and L. Pavesi, "Modeling of Slot Waveguide Sensors Based on Polymeric Materials," *Sensors*, vol. 11, no. 8, pp. 7327-7340, Jul. 2011, doi: 10.3390/s110807327.
- [70]S. Saxena, Y. Rastogi, and N. K. Sharma, "Theoretical Analysis of Diffraction Grating-Based SPR Sensor Using the Rigorous Coupled Wave Analysis Method," *Plasmonics*, vol. 20, pp. 7495–7507, Feb. 2025, doi: 10.1007/s11468-025-02799-7.