

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البليدة
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك
Département d'Électronique



Mémoire de Master

Mention Électronique
Spécialité Micro Opto Electronique

Présenté par

BENNIA Sarah

&

HADDAD Abdelkader

Etude et simulation de l'interféromètre mach-Zehnder en vue d'une application comme biocapteur

Proposé par : Mr BOUNEMRI Ammar

Année Universitaire 2016-2017

Remerciements

On remercie ALLAH le Tout-puissant de nous avoir donné le Courage, la volonté
Et la patience de mener à terme ce présent travail.

Nous tenons à remercier et à exprimer notre reconnaissance et nos remerciements
les plus sincères à notre encadreur, Mr Bounemri, pour son entière disposition, sa
patience et sa gentillesse, et de nous avoir orienté, aidé et conseillé.

Nos sentiments de profonde gratitude vont à nos professeurs qui nous ont transmis
leur savoir sans réserve tout au long de nos années d'études.

Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury pour l'honneur qu'ils
nous font pour avoir accepté d'évaluer notre travail et de l'enrichir par leurs
propositions.

Nos remerciements vont aussi à tous ceux et celles qui ont participé de près ou de
loin à l'élaboration du présent mémoire.

Enfin, nous désirons remercier nos familles et nos amis et camarades qui nous ont
apporté leur soutien incessant pendant toute la durée de travail.

À mes très chers parents qui ont toujours été là pour moi, et qui m'ont donnés un magnifique modèle de labeur et de persévérance, pour tous les sacrifices qu'ils ont consentis pour me permettre de suivre mes études dans les meilleures conditions possibles et n'avoir jamais cessé de m'encourager tout au long de mes années d'études. J'espère qu'ils trouvent dans ce travail tout ma reconnaissance tout mon amour.

À mes très chères sœurs.

À mes très chers frères.

À mes nièces et neveux.

À toute ma famille.

À mes très chers amis.

Au trois mousquetaires que j'aime beaucoup,

À mes professeurs dans tous les cycles qui m'ont éclairé la voie du savoir.

A tous ceux que j'aime.

Sarah

A ma chère grand-mère qui me manque tellement, à ma chère mère, et à mon cher père, Qui n'ont jamais cessé, de formuler des prières à mon égard, de me soutenir et de m'épauler pour que je puisse atteindre mes objectifs.

À ma très chère sœur.

À mon très cher frère.

À ma nièce.

À toute ma famille.

À mes très chers amis.

À mes professeurs dans tous les cycles qui m'ont éclairé la voie du savoir.

A tous ceux que j'aime.

Abdelkader

ملخص: هذا العمل يتناول دراسة ومحاكاة جهاز تداخل ماش زيندر بهدف تطبيقه كجهاز استشعار بيولوجي. لتطبيق خصائص الموجة يتم اجراء محاكاة المغير ماش زيندر باستخدام كومصول وهذا بإدخال اضطراب على واحد من ذراعي الإشارة عن طريق تغيير معامل الانكسار.

كلمات المفاتيح: تداخل ماش زيندر; جهاز استشعار بيولوجي; اضطراب; معامل الانكسار

Résumé : ce travail porte sur l'étude et la simulation de l'interféromètre mach-Zehnder en vue d'une application comme biocapteur. La simulation du modulateur mach Zehnder à l'aide du COMSOL est faite pour mettre en œuvre les variations des caractéristiques de l'onde en introduisant une perturbation sur l'un des deux bras de référence à partir d'une modification sur l'indice de réfraction.

Mots clés : interféromètre mach-Zehnder ; biocapteur ; perturbation ; bras de référence ; indice de réfraction.

Abstract: This search is the study and the simulation of Mach-Zehnder Interferometer to be used as a biosensor. The Simulation of Mach-Zehnder device with the help of COMSOL is used to demonstrate the variation of a wave by introducing a phase shift on one of the two collimated beams and the change of the refractive index.

Keywords: Mach-Zehnder; Biosensor; Phase shift; Collimated beams; Refractive index.

Listes des acronymes et abréviations

TIRS : Spectroscopie Interne Totale de Réflection.

MZI : Interféromètre de Mach-Zehnder Intégré.

SPR : Résonance des Plasmons de Surface.

AFNOR : Association Française de Normalisation.

MMZ : Modulateur de Mach Zehnder.

OMA : Amplitude Optique de Modulation.

TE : Mode Transverse Electrique.

TM : Mode Transverse Magnétique.

Δn : Indice Effectif.

Table des matières

Introduction général	1
Chapitre 1 Etat de l'art des biocapteurs	3
1.1 introduction	3
1.2 Les biocapteurs	3
1.3 Biocapteur optiques	4
1.3.1 Microscopie de fluorescences	4
1.3.2 Méthodes optiques évanescentes directes	5
a. Rappel sur les champs évanescents	5
b. Interféromètre Mach-Zehnder intégré	5
c. Biocapteurs basés sur la SPR	7
1.3.3 Biocapteurs à fibres optiques	7
a. Les fibres optiques	8
b. Définition et classement des biocapteurs à fibres	9
c. Biocapteurs à fibres intrinsèques	9
1.4 Conclusion	10
Chapitre 2 notion sur l'optique ondulatoire.....	11
2.1 Les modulateurs optiques	11
2.1.1 Principe physique optique	11
2.1.2 Définition d'une onde optique	11
2.1.3 Définition de l'indice de réfraction	13
2.1.4 Les différents types de modulateurs	13
a. Les modulateurs par interférences	14
2.1.5 Les caractéristiques des modulateurs optiques	16
a. L'amplitude optique de modulateur (OMA)	16
2.2 Guide d'onde.....	16
2.2.1 Modes d'un guide d'onde	18

a. Pour le mode transverse électrique (TE)	18
b. pour le mode transverse magnétique (TM)	19
2.2.2 Types des guides d'ondes optiques	19
2.3 Le modulateur de type mach Zehnder	19
2.3.1 Principe de fonctionnement	19
2.4 Perturbation d'une onde guidée par lemilieu	21
2.4.1 introduction	21
2.4.2 Influence des différents paramètres de la sonde	22
2.5 Conclusion	23
Chapitre 3 Simulation et résultats.....	24
3.1 Introduction	24
3.2 Définition du modèle	25
3.3 comportement du modèle sans perturbation externe	26
3.3.1 bras soumis à une tension	28
3.3.2 S-paramètre	29
3.4 Comportement du modèle avec perturbation	31
3.4.1 Variations des S-paramètres pour différents indices de réfractions du cœur	32
a. cas n-core=1.66	32
b. cas n-core=1.79	34
3.4.2 variation des S-paramètres pour différents indice de réfraction de la gaine.....	39
a. Pour n-clad=0.5	39
b. Pour n-clad=1.5	41
3.4.3 Comportement du modèle avec perturbation du n-core pour $\Delta n \in [1.9 ; 2.22]$	46
3.4.4 <i>Comportement du modèle avec perturbation du n-clad pour</i> <i>$\Delta n \in [1.9 ; 2.2]$</i>	47
3.5 Conclusion	48

Conclusion générale	49
Bibliographie	50

Liste des figures

Figure 1.1. Représentation schématique de la structure fonctionnelle d'un biocapteur	4
Figure 1.2. Onde évanescente : le faisceau lumineux (surface d'onde E_i), totalement réfléchi (surface d'onde E_r) à l'interface entre deux milieux crée une onde évanescente confinée sur une profondeur ΔZ_c dans le milieu	5
Figure 1.3. Interféromètre Mach-Zehnder intégré	5
Figure 1.4. Fibre optique	8
Figure 1.5. Fibres optiques classiques a) multimode à saut d'indice, b) multimode à gradient d'indice, c) monomode	8
Figure 2.1. Schéma d'une onde électromagnétique	12
Figure 2.2. Classification des modulations optiques	14
Figure 2.3. Résonateur en anneau (a) avec sa fonction de transfert (b)	15
Figure 2.4. Définition de l'amplitude optique de modulation (OMA).....	16
Figure 2.5. Schéma d'une onde électromagnétique	17
Figure 2.6. Diagramme d'un matériau de trois couches avec différents indice de refraction	18
Figure 2.7. Guide d'onde optique	19
Figure 2.8. Principe de l'interféromètre de Mach Zehnder (IMZ)	20
Figure 2.9. Principe du modulateur optique Mach Zehnder (MMZ)	20
Figure 2.10. Deux états du biocapteur	21
Figure 2.11. Propagation d'une onde lumineuse dans le biocapteur	22
Figure 3.1. Dessin schématique du modulateur mach Zehnder.....	25

Figure 3.2. Norme de champ électrique pour l'onde dans le guide d'ondes cintré en S Pour un rayon de courbure de 2.5 mm	27
Figure 3.3. Zoom de la Norme de champ électrique pour l'onde dans le guide d'ondes cintré en S pour un rayon de courbure de 2,5 mm	27
Figure 3.4. La norme pour de champ électrique dans les deux bras guides d'ondes de l'interféromètre mach-Zehnder	28
Figure 3.5. La transmission au guide d'onde de sortie supérieure (S21) et au guide d'onde de sortie inférieur (S41) par rapport à la tension $V_0=100v$	29
Figure 3.6. Graphe de la perturbation pour $n\text{-core}=0.66$ à la tension appliquée $V_0=100v$	33
Figure 3.7. Graphe de l'échelle logarithmique des axes x	33
Figure 3.8. Graphe de la perturbation pour $n\text{-core}=1.79$ à la tension appliquée $V_0=100v$	35
Figure 3.9. Graphe de l'échelle logarithmique des axes x	36
Figure3.10. comparaison entre les deux cas de perturbation du cœur	37
Figure 3.11. Comparaison entre perturbation dans le cœur et le modèle sans perturbation	38
Figure 3.12. Graphe de la perturbation pour $n\text{-clad}=0.5$ à la tension appliquée $v_0=100V$	40
Figure 3.13. Graphe de l'échelle logarithmique des axes x	41
Figure 3.14. Graphe de la perturbation pour $n\text{-clad}=1.5$ à la tension appliquée $V_0=100v$	42
Figure 3.15. Graphe de l'échelle logarithmique des axes x	43

Figure 3.16. Comparaison entre les deux cas de perturbation de la gaine 44

Figure 3.17. Comparaison entre le modèle sans perturbation et les deux cas de perturbation de la gaine 45

Figure 3.18 Comparaison entre les 4 cas de perturbations (2 pour $n_{core}=1,9$ et 2 pour $n_{core}=1,95$) 46

Figure 3.19 Comparaison entre les 4 cas de perturbations (2 pour $n_{clad}=1,9$ et 2 pour $n_{clad}=1,95$) 47

Liste des tableaux

Tableau 3.1. Paramètre de l'application mach Zehnder	31
Tableau 3.2. Paramètre de la perturbation à partir du cœur	32
Tableau 3.3. Paramètre de la perturbation à partir du cœur	34
Tableau 3.4. Paramètre de la perturbation à partir de la gaine	39
Tableau 3.5. Paramètre de la perturbation à partir de la gaine	42

Introduction générale

Un Progrès considérable des techniques mises en jeu tel qu'en médecine, biologie clinique, secteur agro-alimentaire ou le control de qualité de l'environnement et l'évolution de la demande (control du processus en continu, control in situ....) ont créé un besoin réel pour la détermination de différent métabolite et toxique dans différent milieu complexe, ceci a engendré une Demande croissante de méthodes analytiques de plus en plus rapides, précises et sélectives. Les cahiers des charges devenant de plus en plus strictes, les méthode d'analyses bien établies tel que l'HPLC ou CPG deviennent trop longues pour assurer un contrôle efficace de la ligne de production (prélever l'échantillon, l'envoyer au labo car méthodes demandant spécialistes, le préparer, l'analyser...); certaines analyses chimiques utilisent des réactifs toxiques qui sont des méthodes souvent très couteuses[1] .

Vers la fin du 20ieme siècle une évolution scientifique et technologique majeure à donner naissance un une nouvelle technologie qu'on appelle les biocapteurs un outil analytique composé d'un élément biologique appelé biorécepteur lié à un transducteur. Le biorécepteur reconnaît spécifiquement une molécule du milieu et l'information biochimique qui en résulte est convertie par le transducteur en un signal analytiquement utile [1].

Durant les vingt dernières années le développement de ces dispositifs qui ont plus de sensibilité, fiabilité, commodité, simplicité, rapidité et qui sont moins couteux a connu une croissance exponentiel grâce aux investissements, la recherche et les publications scientifique.

Il existe une très grande quantité de biocapteurs, il est cependant possible de les classer. Les principaux types de systèmes sont les suivants [1] :

- les biocapteurs thermométriques : calorimétrie par titrage isotherme.
- les biocapteurs à effet piézoélectrique : microbalance à quartz, ondes de surface acoustiques sur des cristaux.
- les biocapteurs optiques : spectroscopie interne totale de réflexion (TIRS 2), ellipsométrie, guide d'onde diélectrique, interféromètre de Mach-Zehnder intégré (MZI), résonance des plasmons de surface (SPR 3), miroir résonant.
- les biocapteurs électrochimiques : potentiométriques (potentiel d'électrode, transistor à effet de champ), ampérométriques ou conductimétriques/capacimétriques.

L'intérêt de notre travail va porter sur les biocapteurs optiques et plus précisément sur la méthode Mach-Zehnder. Le mémoire est structuré en trois chapitres :

Le premier chapitre portera sur des généralités et des notions de base sur les biocapteurs.

Le deuxième chapitre comportera des notions sur l'optique ondulatoire puis le module du type mach-Zehnder sera abordé en son intégralité.

Le troisième chapitre est orientée vers la simulation d'un modulateur de type mach Zehnder.

Chapitre 1 : Etat de l'art des biocapteurs

1.1 Introduction

Depuis le premier biocapteur développé par Clark et Lyons au début des années 1960, la recherche sur leur développement a fait l'objet de nombreux efforts. Ces efforts ont été particulièrement importants ces dernières années en raison de leurs nombreuses applications potentielles, que ce soit dans le domaine médical, agro-alimentaire, ou du contrôle environnemental. De plus, leur taille réduite, leur facilité d'utilisation ou encore la possibilité qu'ils offrent de réaliser des mesures sur site en font des outils particulièrement intéressants [2].

1.2 Les biocapteurs

Les biocapteurs sont des dispositifs permettant d'analyser des interactions biomoléculaires et dans lesquels les réactifs d'intérêt sont couplés à un transducteur, transformant ainsi un signal biologique en un signal mesurable.

Le principe de fonctionnement d'un biocapteur est présenté en figure 1.1. Un biocapteur est donc un dispositif analytique qui intègre un élément biologique sur une surface fonctionnalisée appelée biorécepteur ou sonde, rendant possible une interaction biospécifique (réversible ou non) avec une cible (ou analyte), mesurée via un transducteur de signal [2].

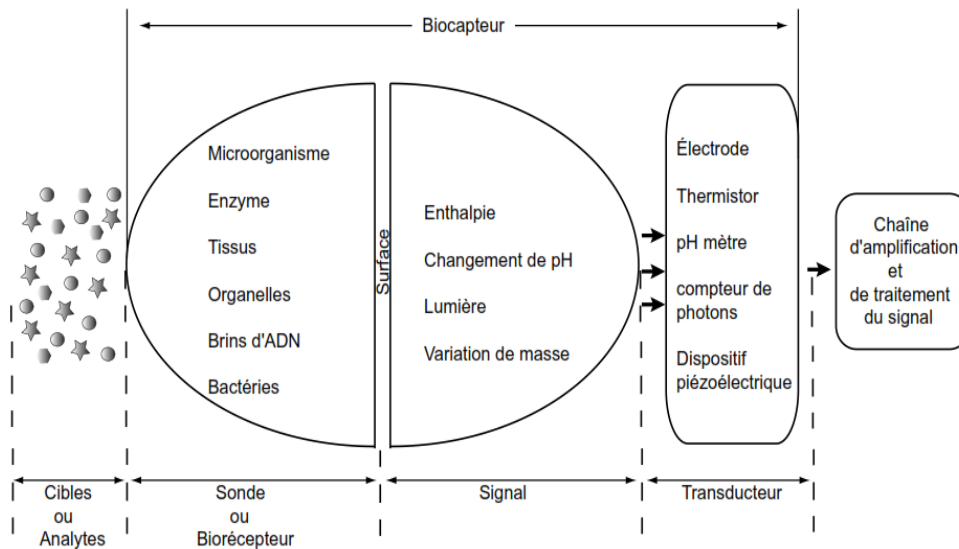


Figure 1.1. Représentation schématique de la structure fonctionnelle d'un biocapteur.

1.3 Biocapteurs optiques

Comme on a plusieurs techniques optiques qui sont utilisées dans les analyses biomoléculaires, on va décrire les principales méthodes utilisées pour les ondes évanescentes.

D'abord, on va exposer la détection de fluorescence à cause de son importance.

Ensuite, nous allons rappeler quelques notions sur les champs évanescents, puis nous présenterons les trois types de capteurs les plus utilisés dans le domaine (guide d'onde, Mach-Zehnder intégré, Résonance de Plasmons de surface).

1.3.1 Microscopie de fluorescences

La microscopie de fluorescence en champ lointain est basée sur l'utilisation d'une biopuce, c'est-à-dire un substrat fonctionnalisé avec de nombreuses sondes différentes. La procédure d'utilisation comprend deux étapes principales : l'interaction puis la lecture. L'interaction consiste en l'injection sur la biopuce de la solution test contenant les cibles marquées par un fluorophore, suivie de l'élimination des cibles non liées par une solution de rinçage. Le nombre de molécules ayant réagi est ensuite déduit de la mesure de l'intensité de fluorescence [2].

1.3.2 Méthodes optiques évanescentes directes

a. Rappel sur les champs évanescents

Classiquement, une onde évanescente est obtenue sur un dioptré lorsque l'onde propagative incidente, issue du milieu le plus réfringent (prisme, réseau ou structure guidante), arrive sur l'interface sous un angle d'incidence supérieur à l'angle de réfraction limite.

L'amplitude de l'onde évanescente décroît exponentiellement en fonction de sa distance à l'interface. Elle a donc la propriété intéressante d'être confinée au voisinage de celle-ci (sur une profondeur ΔZ_c , définie comme la distance à laquelle l'intensité se réduit d'un facteur e , figure (1.2)), siège des interactions biomoléculaires. Elle est dès lors insensible aux perturbations situées hors de cette limite ($\geq \Delta Z_c$) [2].

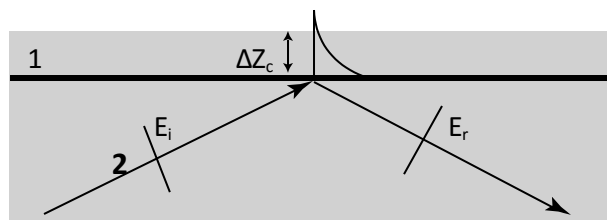


Figure 1.2. Onde évanescente : le faisceau lumineux (surface d'onde E_i), totalement réfléchi (surface d'onde E_r) à l'interface entre deux milieux crée une onde évanescente confinée sur une profondeur ΔZ_c dans le milieu 2.

b. Interféromètre Mach-Zehnder intégré

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

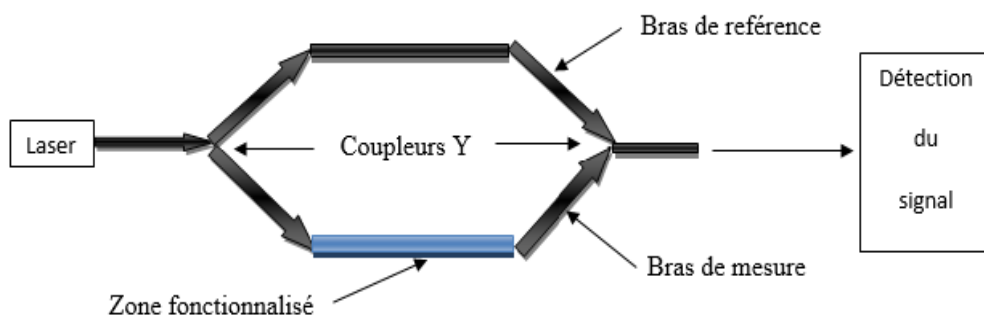


Figure 1.3. Interféromètre Mach-Zehnder intégré.

Un modulateur Mach-Zehnder est utilisé pour commander l'amplitude d'une onde optique. Le guide d'onde d'entrée est divisé en deux bras d'interféromètre guide d'ondes. Si une tension est appliquée sur l'un des bras, un déphasage est induit pour l'onde passant à travers ce bras. Lorsque les deux bras sont recombinaés, la différence de phase entre les deux ondes est convertie en une modulation d'amplitude.

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

Le signal en sortie pour l'adsorption d'une couche biologique d'épaisseur e et d'indice n_b vaut alors :

$$P(t) = \frac{P_0}{2} (1 + \cos \Delta\phi(t)) \quad (1.1)$$

$$\Delta\phi = L \frac{2\pi}{\lambda} \left(\frac{\partial N}{\partial e_b} \Delta e_b + \frac{\partial N}{\partial n_b} \Delta n_b \right) \quad (1.2)$$

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

L'équation (1.2) montre que la variation de phase est directement proportionnelle à la longueur de guide fonctionnalisée. Le système est d'autant plus sensible que L est grand. Cette longueur doit tout de même être limitée pour des raisons d'encombrement et de coût.

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

La sensibilité obtenue en fonction des variations d'indice de réfraction du milieu couvrant est alors de l'ordre de $\Delta\phi/\Delta n_c = 2,64 \cdot 10^3 \cdot \pi$. En considérant qu'un déphasage de $\pi/20$ est détectable sans ambiguïté, la résolution en indice vaut $\Delta n_c = 2 \cdot 10^{-5}$ pour une longueur d'interaction L égale à 12 mm.

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

c. Biocapteurs basés sur la SPR

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

Cette méthode est classée parmi les méthodes de détection directe en milieu hétérogène, avec possibilité d'avoir un suivi en temps réel des interactions étudiées [2].

En général, dans le monde industriel y en a une bonne implantation des biocapteurs optiques.

Les différentes technologies développées dans les capteurs optiques traditionnels sont transférées sur les fibres optiques. Ainsi que les systèmes basés sur des perturbations de champ évanescent sont étudiés et appliqués aux fibres optiques.

1.3.3 Biocapteurs à fibres optiques

A partir des capteurs à fibres optiques, on peut rencontrer deux technologies : les fibres optiques utilisées en optoélectronique et en télécommunication :

Amélioration des performances, diminution des coûts et miniaturisation. Cela a permis la parution de ces capteurs dont le champ d'applications recouvre celui des capteurs traditionnels et offre également de nouvelles possibilités et de nombreux avantages :

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

a. Les fibres optiques

Une fibre optique est composée d'un cœur cylindrique d'indice n_c entouré d'une gaine optique transparente d'indice $n_g < n_c$. La composition de la fibre optique est présentée dans la figure 1.4.

Les trois catégories des fibres optiques sont présentées en figure 1.5 :

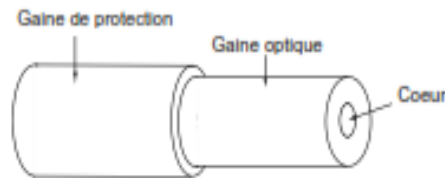


Figure 1.4. Fibre optique.

- **les fibres monomodes** : Fibres qui présentent un seul mode guidé et une dispersion temporelle faible voire très faible.
- **les fibres multimodes à gradient d'indice** : Fibres qui présentent un grand nombre de modes guidés et une dispersion temporelle moyenne.
- **les fibres multimodes à saut d'indice** : Fibres qui présentent un grand nombre de modes guidés et une dispersion temporelle importante.

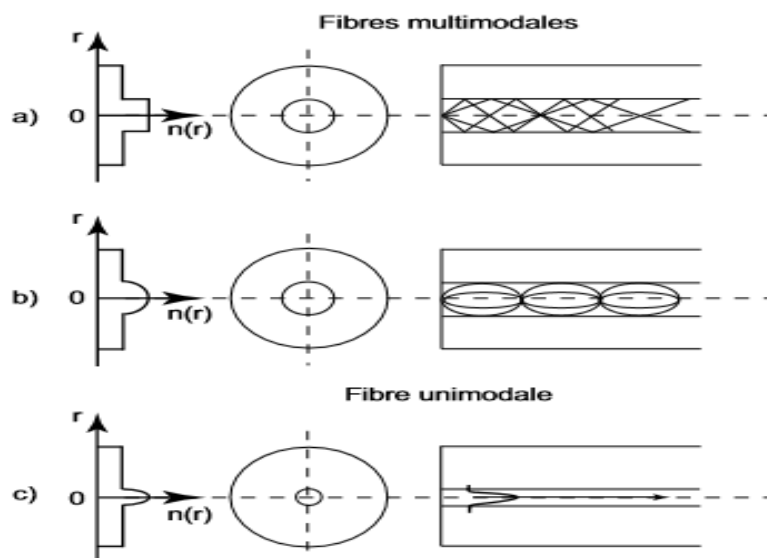


Figure 1.5. Fibres optiques classiques a) multimode à saut d'indice, b) multimode à gradient d'indice, c) monomode.

b. Définition et classement des biocapteurs à fibres

La définition donnée par l'AFNOR (Association Française de Normalisation) pour un capteur à fibre(s) optique(s) est un dispositif dans lequel l'information est créée dans le chemin optique par réaction de la lumière à la grandeur à mesurer, avant d'être acheminée vers le récepteur optique par l'intermédiaire d'une ou plusieurs fibres optiques.

Cette définition exclut les assemblages comportant un capteur conventionnel et un système de transmission par fibre optique.

Un capteur à fibre se dit :

- **Extrinsèque** : lorsque les caractéristiques de la lumière sont modifiées par la grandeur à mesurer à l'extérieur de la (ou des) fibre(s) optique(s). Ce n'est pas en réalité un véritable capteur à fibre.
- **Intrinsèque** : lorsque l'élément sensible est constitué par une (ou plusieurs) fibre(s) optique(s) dont une ou plusieurs caractéristiques de transmission, de réflexion, ou d'émission de la lumière sont des fonctions de la grandeur à mesurer. La zone sensible est directement intégrée à la fibre [2].

c. Biocapteurs à fibres intrinsèques

Les capteurs à fibres, et plus particulièrement les biocapteurs ont un champ d'applications qui recouvre entièrement celui des capteurs traditionnels. La technologie liée aux biocapteurs à fibres découle directement de la technologie utilisée pour la réalisation de capteurs traditionnels. Des méthodes basées sur des techniques optiques évanescentes, des mesures de fluorescence ont été appliquées à la réalisation de biocapteurs à fibres [2].

- **Biocapteurs fibrés à ondes évanescentes**

Les capteurs à fibres basés sur les techniques optiques évanescentes sont issus de la technologie des guides d'ondes. Un guide d'onde diélectrique est composé d'un film mince appelé structure guidante, d'indice de réfraction élevé, encadré de deux milieux d'indices plus faibles. De plus, l'épaisseur du guide doit être la plus faible

possible tout en restant supérieure à l'épaisseur de coupure pour qu'un seul mode soit guidé. Les fibres optiques présentent une structure similaire à celle des guides d'ondes réalisés en optique intégré [2].

Comme dans le cas de l'interféromètre de type Mach Zehnder Intégré, la sensibilité du biocapteur est liée à la longueur de la zone sensible. Cette longueur doit tout de même être limitée pour des raisons mécaniques puisqu'après ouverture de la zone sensible, la fibre est rendue plus fragile.

- **Biocapteurs fibrés à plasmons de surface**

L'utilisation d'une fibre optique comme capteur à plasmons de surface a été proposée pour la première fois par Jorgenson [2].

Le second modèle étudié par Tubb présente une fibre monomode effilée recouverte d'une fine couche métallique [2].

1.4 Conclusion

Le champ d'application des biocapteurs est vaste, et c'est pour cela qu'on a présenté dans l'état de l'art les différents types des biocapteurs qui nous a permis d'avoir une idée sur leur principales originalités.

Les biocapteurs optiques ont un développement plus récent mais présentent déjà une bonne implantation dans le monde industriel. La tendance actuelle est à la conception de biocapteurs miniaturisés, multiparamétriques et portables. Les fibres optiques offrent une bonne réponse à ces nouveaux critères.

Chapitre 2 Notion sur l'optique ondulatoire

2.1 Les modulateurs optiques

Cette section introduit quelques notions d'optique ondulatoire. Celles-ci vont permettre de mieux comprendre les effets qui sont en jeu dans les modulateurs optiques. Une classification des différents modulateurs optiques basée sur ces effets est ensuite décrite. Puis les paramètres qui permettent de caractériser un modulateur optique sont définis. En conclut cette section par une présentation des différents types de déphaseurs optiques implémentés avec les technologies photoniques sur silicium (SiPh) [3].

2.1.1 Principe physique optique

Pour moduler efficacement une onde lumineuse, il est essentiel d'en maîtriser ses propriétés fondamentales. Dans le large éventail des sources lumineuses, la source laser est l'une des seules utilisée dans le domaine des communications optiques commercialisées à ce jour. Sa grande cohérence, son spectre pur et sa directivité élevée en font un candidat idéal pour ce type d'application. L'objectif de cette partie est de présenter succinctement les propriétés de base d'une onde optique.

2.1.2 Définition d'une onde optique

Une onde optique peut être étudiée comme une onde électromagnétique, dans ce cas on parle d'optique physique ou d'optique ondulatoire. Cette discipline s'attache à étudier plus particulièrement les phénomènes affectant les ondes, comme les interférences [3].

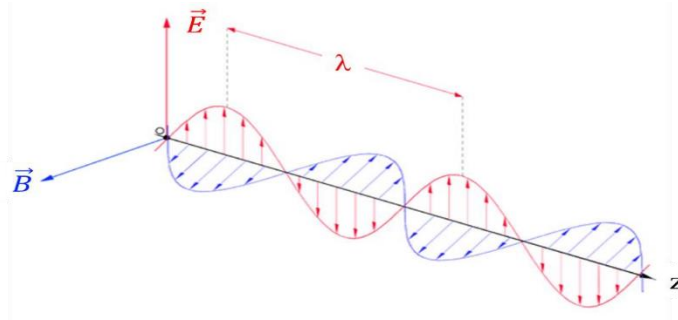


Figure 2.1. Schéma d'une onde électromagnétique.

D'un point de vue électromagnétique, l'onde optique est aussi régie par les équations de Maxwell (équations (2. 1) à (2. 4)) :

$$\operatorname{div}\vec{E} = \frac{\rho}{\varepsilon} \quad (2.1)$$

$$\overrightarrow{\operatorname{rot}}\vec{E} = -\frac{\partial\vec{B}}{\partial t} \quad (2.2)$$

$$\operatorname{div}\vec{B} = 0 \quad (2.3)$$

$$\overrightarrow{\operatorname{rot}}\vec{B} = \mu(\vec{j} + \varepsilon\frac{\partial\vec{E}}{\partial t}) \quad (2.4)$$

Où \vec{E} et \vec{B} et sont respectivement le champ électrique et magnétique. La permittivité ε et la perméabilité μ sont liées respectivement à la permittivité relative ε_r et la perméabilité relative μ_r par :

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r \quad (2.5)$$

$$\mu = \mu_0 \mu_r \quad (2.6)$$

Pour les matériaux non magnétiques, ce qui est le cas pour la plupart des éléments optiques, μ_r est égal à 1.

En considérant une onde électromagnétique plane se propageant uniformément dans un milieu non conducteur ($\rho = \infty$ et $\vec{j} = 0$) le long de l'axe z, la solution générale pour le champ électrique peut s'écrire :

$$E = E_0 e^{j(kz - \omega t)} \quad (2.7)$$

Avec la constant de propagation K qui est définie par :

$$K = \sqrt{\epsilon \mu_0} \omega^2 \quad (2.8)$$

Il est alors possible d'exprimer la vitesse de l'onde optique dans le milieu :

$$V = \frac{\omega}{K} \quad (2.9)$$

2.1.3 Définition de l'indice de réfraction

L'indice de réfraction noté n , est une grandeur sans dimension caractéristique d'un milieu, décrivant le comportement de la lumière dans celui-ci. Il dépend de la longueur d'onde.

Bien qu'il soit communément supposé supérieur à 1, l'indice de réfraction peut en réalité prendre des valeurs bien différentes. Le vide a pour indice 1. Dans un milieu absorbant, l'indice de réfraction est un nombre complexe dont la partie imaginaire rend compte de l'atténuation de l'onde. Les milieux biréfringents possèdent deux indices, un ordinaire et un extraordinaire. Certains matériaux particuliers peuvent avoir un indice dit non linéaire, tandis que des méta-matériaux ont été élaborés avec des indices négatifs.

L'indice étant le résultat de phénomènes complexes d'interaction entre les champs et les atomes de la matière, plusieurs formules permettent d'exprimer n . La définition la plus répandue pour l'indice de réfraction est le rapport entre la vitesse de la lumière c (célérité) dans le vide, et la vitesse de phase v (vélocités) de la lumière dans ce milieu [3].

$$n = \frac{c}{v} \quad (2.10)$$

2.1.4 Les différents types de modulateurs optiques

Les modulateurs optiques peuvent être classifiés de différentes façons. Une classification simple est proposée sur la Figure (2.2).

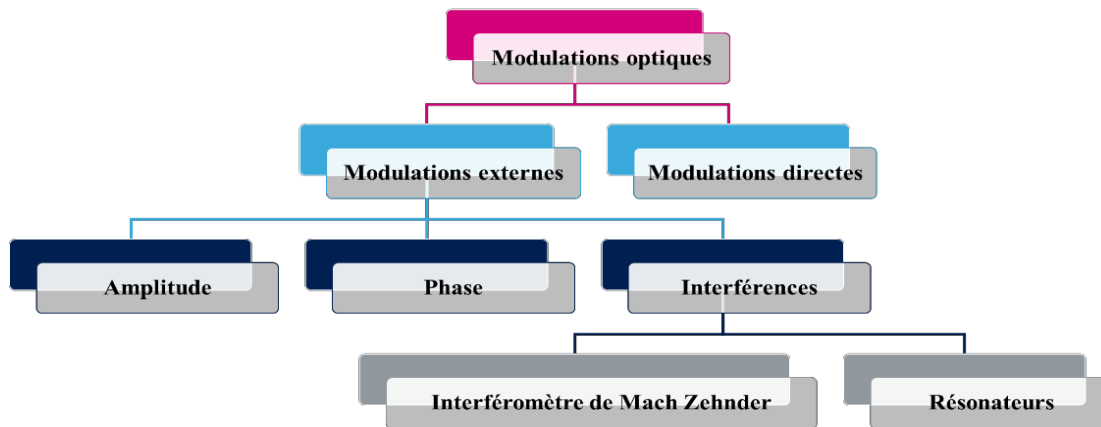


Figure 2.2. Classification des modulations optiques.

La modulation est dite directe quand la phase ou l’amplitude du laser sont directement modulées à l’intérieur de la source optique. Le temps de réponse de ce type de modulation est lent, ce qui en fait un mauvais candidat pour atteindre des débits de données élevés. C’est pourquoi la majorité du temps, une modulation externe est utilisée. Les modulations externes peuvent être catégorisées en trois types : amplitude, phase et interférence. Bien que le dernier type soit basé sur la modulation de phase, l’information est portée par l’amplitude de la puissance optique. Deux types de modulateur permettent de réaliser ces interférences, le premier dit modulateur de Mach Zehnder (MMZ) et le second basé sur des résonateurs électro-optiques [3].

a. Les modulateurs par interférences

- **Les résonateurs en anneaux**

Les modulateurs résonants, tels que le modulateur en anneau, sont basés sur le changement de phase pour créer des interférences. Dans ces structures résonantes, la lumière qui se propage va pouvoir interférer un nombre infini de fois avant d’obtenir l’onde finale à la sortie. Cette lumière va parcourir un chemin optique plus long que la longueur physique réelle du guide grâce à ce phénomène de résonance. Il est donc possible de créer des résonateurs dont la taille est très petite [3]. Cette forte capacité d’intégration va permettre de pouvoir les piloter comme des éléments localisés, contrairement à un modulateur de type Mach Zehnder.

Cependant, ce type de modulateur résonant a comme caractéristique d'avoir un facteur de qualité Q très élevé. Ce qui signifie que pour une faible variation de l'indice de réfraction, une forte variation de la puissance optique est obtenue en sortie. Cette propriété rend très sensibles les modulateurs résonants aux variations de longueur d'onde et aux dérives en température. Dans [3], un résonateur en anneau est asservi en température grâce à l'intégration d'une résistance chauffante à l'anneau. Un facteur Q élevé va aussi limiter la vitesse de modulation. Toutes ces propriétés rendent difficile la mise sur le marché de ces modulateurs.

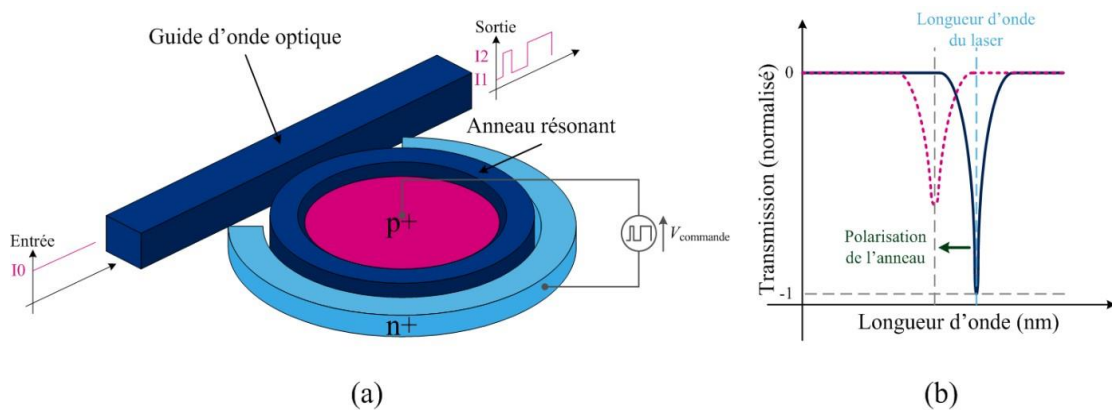


Figure 2.3. Résonateur en anneau (a) avec sa fonction de transfert (b).

Dans le modulateur en anneau illustré sur la figure 2.3, une partie du faisceau lumineux dans le guide d'onde linéique est couplé au guide d'onde en anneau dont l'indice de réfraction est contrôlé par la tension V commande appliquée à ses bornes. Lorsque le trajet optique total dans l'anneau est égal à un multiple entier de la longueur d'onde de la lumière, une résonance se produit. Cette résonance induit une diminution de la puissance lumineuse dans le guide d'onde linéique. Le modulateur en anneau se comporte comme un filtre coupe- bande avec un facteur de qualité élevé (voir fonction de transfert de la Figure (2.3)).

- **L'interféromètre de Mach Zehnder**

Ce modulateur optique est le plus utilisé à ce jour pour réaliser une modulation optique sur silicium. Il est lui aussi basé sur la modulation de phase pour réaliser une interférence constructive ou destructive entre deux ondes.

2.1.5 Les caractéristiques des modulateurs optiques

a. L'amplitude optique de modulateur (OMA)

L'amplitude optique de modulation (OMA) est définie par la différence des niveaux de puissance optique P_{\max} et P_{\min} qui modélise respectivement l'état « on » (état logique 1) et l'état « off » (état logique 0) en sortie du modulateur. Le diagramme de l'œil de la Figure 2.4 illustre ces niveaux de puissance en sortie du modulateur et la puissance moyenne P_{moy} [3].

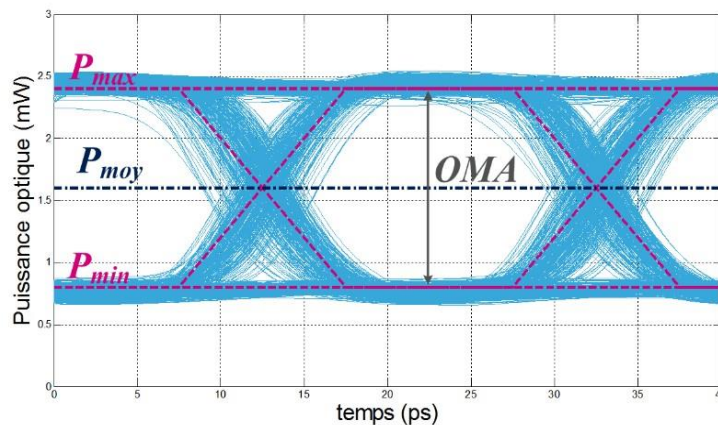


Figure 2.4. Définition de l'amplitude optique de modulation (OMA).

Le paramètre OMA peut donc s'écrire sous la forme suivante :

$$OMA = P_{\max} - P_{\min} \quad (2.11)$$

La puissance moyenne s'écrit alors :

$$P_{\text{moy}} = \frac{OMA}{2} + P_{\min} \quad (2.12)$$

2.2 Guide d'onde

Un guide d'onde est un système physique qui sert à guider les ondes électromagnétiques ou les ondes acoustiques, pour les maintenir confinées dans un milieu particulier, sur une certaine distance [4].

Les notions de propagation guidée et d'onde guidées se rencontrent notamment en physique, en optique et en télécommunication, à des échelles métriques, centimétriques ou bien plus petites (dans certains circuits intégrés par exemple).

En pratique, un guide d'onde est un dispositif autrefois toujours métallique, aujourd'hui éventuellement constitué de polymères, permettant la propagation d'onde par réflexions multiples à la manière d'une fibre optique [4].

Les guides d'onde optique sont des guides diélectriques qui confinent et guident la lumière. Les guides d'onde diélectriques sont basés sur le principe de la réflexion interne totale. Où le signal est confiné optiquement pour une région de haut indice de réfraction entouré par un revêtement de l'indice de réfraction inférieur.

La longueur d'onde peut être définie comme la distance séparant deux crêtes successives d'une onde périodique (fig. 2.5). Elle est communément notée par la lettre grecque λ (lambda) et représente l'équivalent spatial de la période temporelle.

Ainsi pour une onde périodique de fréquence ν , se propageant dans le vide avec une vitesse correspondant à la célérité c en m/s (valeur approximative $c \sim 3 \cdot 10^8$ m/s), sa longueur d'onde dans le vide est définie par :

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \quad (2.13)$$

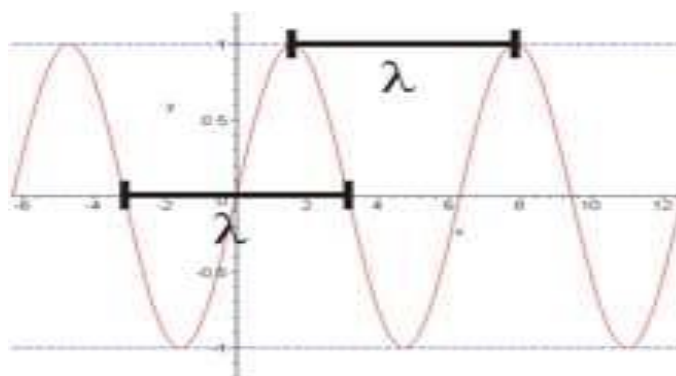


Figure 2.5. Schéma d'une onde électromagnétique.

2.2.1 Modes d'un guide d'onde

En fonction de la polarisation, l'onde électromagnétique peut être classifiée en deux modes : le mode transverse électrique (TE) et le mode transverse magnétique (TM). Dans le cas d'un guide de mode TE, le champ électrique n'existe pas dans la direction de propagation de l'onde ($E_z=0$), de même pour le guide de mode TM, le champ magnétique n'existe pas dans la direction de propagation de l'onde ($H_z=0$). La figure (2.6) représente le diagramme d'un matériau de trois couches avec différents indices de réfraction [4], afin de déterminer la dispersion des deux modes TE et TM. Pour guider la lumière, des conditions doivent être respectées : comme la différence entre les indices de réfraction et les matériaux du film guidant et la couverture et le substrat doit être suffisamment élevée pour préserver les conditions de réflexion totale.

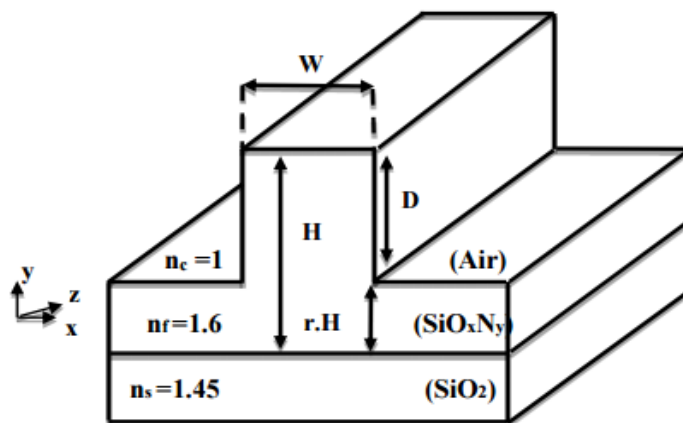


Figure 2.6. Diagramme d'un matériau de trois couches avec différents indice de réfraction.

Avec : n_c : couche de couverture, n_f : couche guidante et n_s : couche de substrat.

A partir de la résolution des équations de Maxwell, l'équation d'onde de chacun de ces modes s'écrit :

a. Pour le mode transverse électrique (TE)

$$(\partial^2 E_y / (\partial x^2)) + (n^2 k^2 - \beta^2) E_y = 0 \quad (2.14)$$

b Pour le mode transverse magnétique (TM)

$$(\partial^2 H^2 / (\partial x^2)) + (n^2 k^2 - \beta^2) H_y = 0 \quad (2.15)$$

2.2.2 Types des guides d'ondes optiques

Un guide d'onde optique est défini comme une structure permettant de confiner et de guider de la lumière. En principe, l'effet de confinement dans un guide donne lieu à de grandes densités d'énergie pour de faibles puissances de pompe. Cela ouvre la voie par exemple à la réalisation de lasers avec un seuil d'émission très bas.

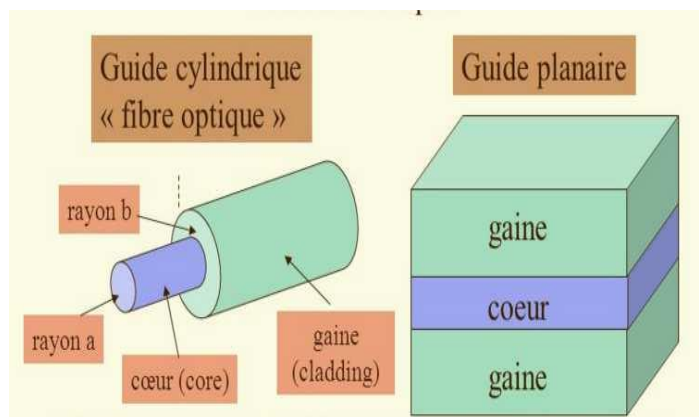


Figure 2.7. Guide d'onde optique.

2.3 Le modulateur de type mach Zehnder

2.3.1 Principe de fonctionnement

Les propriétés physiques du silicium permettant seulement de moduler efficacement la phase d'un faisceau optique, il est nécessaire de mettre en œuvre une structure optique complexe pour réaliser une modulation d'amplitude. L'interféromètre de Mach Zehnder (IMZ) est l'une des solutions les plus déployées pour réaliser cette conversion de modulation (phase / amplitude).

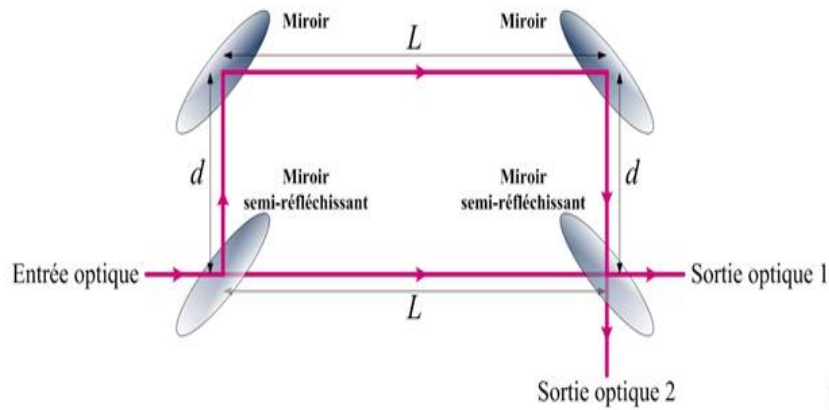


Figure 2.8. Principe de l'interféromètre de Mach Zehnder (IMZ).

D'un point de vue purement optique, le système IMZ est constitué de deux miroirs et deux miroirs semi-réfléchissants comme le montre la Figure 2.8. Le principe de fonctionnement de cet interféromètre est basé sur la génération d'une interférence entre deux ondes lumineuses [4].

Cette interférence permet d'obtenir une modulation de l'intensité lumineuse du faisceau en sortie du système optique. Pour créer cette interférence, une onde optique cohérente est divisée en deux faisceaux en entrée de l'IMZ grâce à un miroir semi-réfléchissant. L'objectif consiste ensuite à faire parcourir deux distances différentes (L et $L + 2d$) à chacune de ces deux ondes pour créer une différence de phase entre elles. Elles sont enfin recombinaées en sortie à l'aide du second miroir semi-réfléchissant. Une interférence va avoir lieu lors de cette recombinaison. Pour amplifier l'effet destructif ou constructif de cette interférence entre les deux ondes optiques, il faut agir sur leur différence de phase. Pour cela il suffit de faire varier la distance d entre les miroirs et les miroirs réfléchissants. Grâce à ce phénomène, il est possible de réaliser une modulation de l'intensité lumineuse.

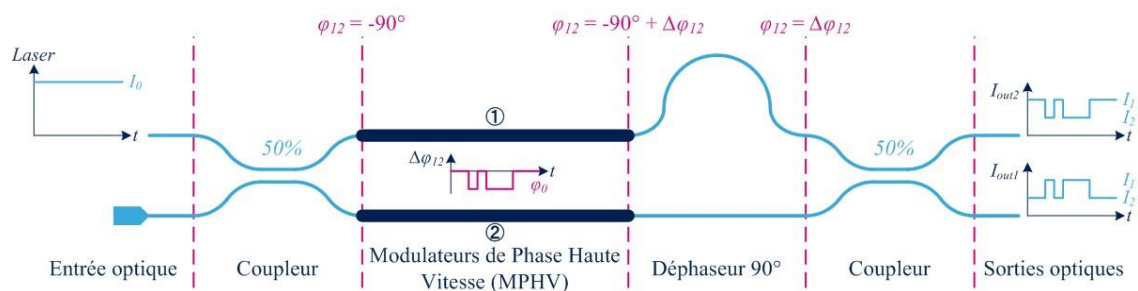


Figure 2.9. Principe du modulateur optique Mach Zehnder (MMZ).

C'est ce principe qui est utilisé pour réaliser un modulateur de type Mach Zehnder (MMZ). La Figure 2.9 présente le schéma de principe d'un MMZ. Une onde optique continue générée par un laser est injectée à l'entrée d'un coupleur 3 dB, il en résulte deux ondes optiques de même puissance et déphasées de 90° . Ces deux ondes optiques sont ensuite déphasées de $\Delta\varphi_{12}$ grâce à des modulateurs de phase haute vitesse (MPHV). Un déphaseur 90° est ajouté sur la voie (1) pour compenser le retard de phase généré sur la voie (2) par le coupleur d'entrée. Enfin les deux faisceaux lumineux sont recombinaés en sortie de pour obtenir une modulation d'amplitude, créée grâce aux phénomènes d'interférence destructive ou constructive. Les sorties du modulateur optique sont complémentaires comme le montre la figure 2.9 [3].

2.4 Perturbation d'une onde guidée par le milieu

2.4.1 introduction

La partie active du transducteur est basée sur une perturbation du champ évanescent. Comme nous l'avons vu précédemment (chapitre 1.3.1), un grand nombre de biocapteurs optiques utilisent les propriétés de confinement des modes évanescentes.

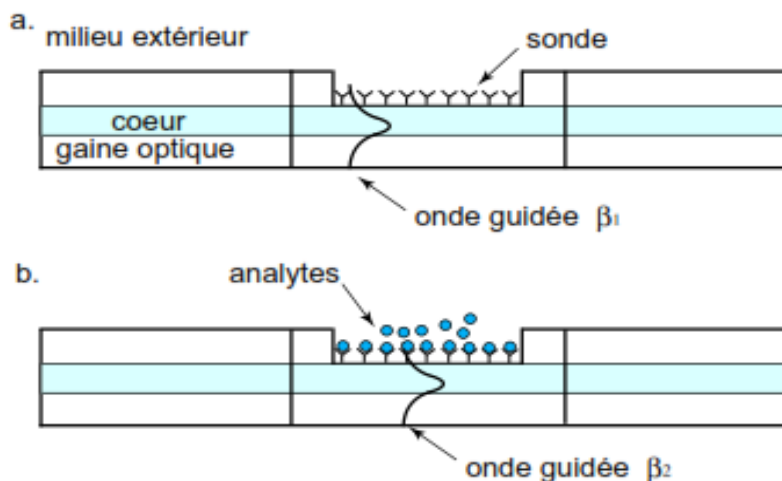


Figure 2.10. Deux états du biocapteur.

Une perturbation au niveau de l'interface cœur/sonde se traduit par un changement ΔN de l'indice effectif vu par l'onde guidée. Cette variation ΔN peut être

induite par la formation d'une couche superficielle (d'épaisseur Δd_1) des molécules liées, et/ou par le changement Δn_1 d'indice de réfraction du milieu couvrant (sonde).

Dans cette dernière partie, nous étudierons tout d'abord l'influence de ce paramètre (Δn_1) sur la variation d'indice ΔN .

2.4.2 Influence des différents paramètres de la sonde

Dans un premier temps, nous étudierons plus précisément le système de couplage matière/lumière de notre biocapteur défini par :

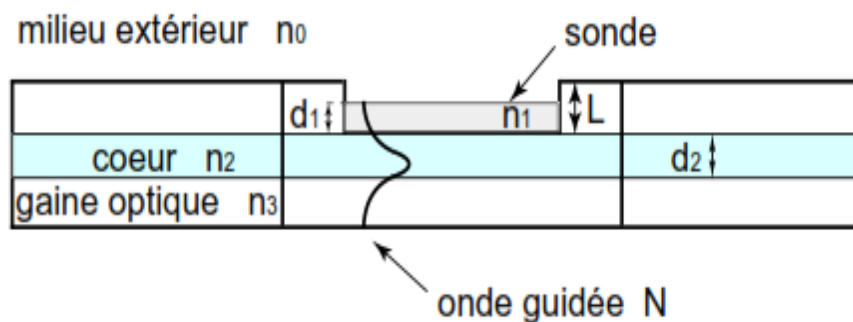


Figure 2.11. Propagation d'une onde lumineuse dans le biocapteur.

Où :

- L est la profondeur de la fenêtre active ;
- d_1 est l'épaisseur de la couche bioréceptrice ;
- d_2 est le diamètre du cœur de la fibre ;
- n_0 est l'indice de réfraction du milieu extérieur ;
- n_1 est l'indice de réfraction du milieu couvrant (sonde) ;
- n_2 est l'indice de réfraction du cœur de la fibre ;
- n_3 est l'indice de réfraction de la gaine optique ;
- N est l'indice effectif vu par l'onde guidée.

Nous souhaitons déterminer l'influence des variations d'indice Δn_1 de la sonde sur l'onde guidée dans le cœur de la fibre et plus particulièrement les variations d'indice effectif ΔN vues par cette onde.

2.5 Conclusion

Ce chapitre a présenté une vue d'ensemble des différentes solutions existantes pour réaliser une modulation optique. Les principes physiques mis en jeu dans un modulateur ont été présentés. Suite à cette analyse générale, l'étude s'est orientée vers la simulation d'un modulateur de type mach Zehnder.

Chapitre 3 : Simulation et résultat

3.1 Introduction

Des modulateurs optiques sont utilisés pour commander électriquement l'amplitude de sortie ou la phase de l'onde lumineuse traversant le dispositif. Pour réduire la taille du dispositif et la tension d'entraînement, des modulateurs à base de guide d'onde sont utilisés pour des applications de communication.

Pour contrôler les propriétés optiques avec un signal électrique externe, on utilise l'effet électro-optique, ou effet Pockels, où la biréfringence du cristal change proportionnellement au champ électrique appliqué. Un changement d'indice de réfraction entraîne un changement de la phase de l'onde traversant le cristal. Si vous combinez deux vagues avec un changement de phase différent, vous pouvez interférométriquement obtenir une modulation d'amplitude.

Le dispositif de la figure 3.1 est un modulateur Mach-Zehnder. L'onde d'entrée est lancée dans un coupleur directionnel. La puissance de l'entrée est répartie également dans les deux guides d'ondes de sortie du premier coupleur directionnel. Ces deux guides d'ondes forment les deux bras d'un interféromètre Mach-Zehnder. Sur un des bras, on peut appliquer un champ électrique pour modifier l'indice de réfraction dans le matériau et ainsi modifier la phase de propagation de l'onde par ce bras. Les deux ondes sont alors combinées dans un autre coupleur directionnel 50/50. En modifiant la tension appliquée [5].

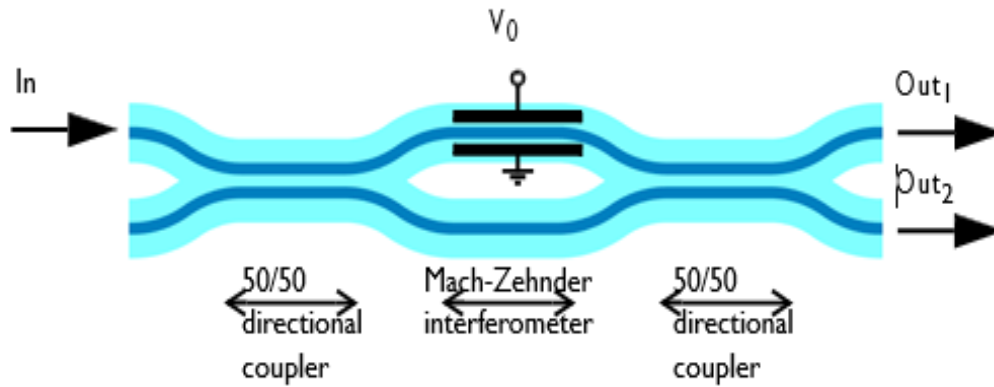


Figure 3.1. Dessin schématique du modulateur mach Zehnder.

3.2 Définition du modèle

Cette application montre comment l'interface des ondes électromagnétiques et des enveloppes de faisceau peut être combinée avec l'interface électrostatique pour effectuer des simulations des propriétés d'un modulateur de guide d'onde optique. Le modèle est implémenté dans une géométrie 2D, mais pourrait être étendu à une simulation 3D complète.

L'interface des ondes électromagnétiques, des enveloppes de faisceau est formulée en supposant que le champ électrique est défini comme le produit d'une fonction d'enveloppe lentement variable.

$$E = E1 \exp(-jk \cdot r) \quad (3.1)$$

Où E1 est la fonction d'enveloppe, k est un vecteur d'onde et r est la position. Si k est correctement sélectionné pour le problème, la fonction d'enveloppe E1 a une variation spatiale se produisant sur une échelle de longueur beaucoup plus grande que la longueur d'onde. Une bonne hypothèse, pour cette application, est que l'onde est bien approximée dans les domaines droits en utilisant le vecteur d'onde pour le mode incident, β . Cependant, dans le guide d'onde plie la vague [5].

Le vecteur peut être écrit comme :

$$B2 = \beta (\cos \alpha x + \sin \alpha y) \quad (3.2)$$

Où $\beta = k_0 n_{\text{eff}}$ est la constante de propagation pour le mode, k_0 est le nombre d'onde de vide, n_{eff} est l'indice effectif du mode guide d'onde, α est l'angle par rapport à l'axe x [5].

La différence du vecteur d'onde est donc :

$$B2 - \beta = \beta ((\cos \alpha - 1) x + \sin \alpha y) \quad (3.3)$$

C'est la différence du vecteur d'onde qui détermine la variation de phase pour le champ d'enveloppe. Ainsi, vous devez vous assurer que la variation de phase est bien résolue par le maillage [5].

Le maillage

C'est une technique qui est utilisé par le COMSOL pour affiner la solution de l'équation différentielle définissant le système.

Par exemple,

$$(B2 - \beta) \cdot \Delta r \leq 2\pi / N \quad (3.4)$$

Où N est un nombre suffisamment grand, par exemple 6. Dans les relations ci-dessus, on obtient que les tailles maximales des éléments de maille dans les directions x et y soient

$$h_{x \max} = \frac{\lambda}{N n_{\text{eff}} (1 - \cos \alpha)} \quad (3.5)$$

Et

$$h_{y \max} = \frac{\lambda}{N n_{\text{eff}} \sin \alpha} \quad (3.6)$$

3.3 Comportement du modèle sans perturbation externe

Dans ce paragraphe on va limiter notre étude au comportement de la structure sans perturbation externe en mettant en relief les variables de l'onde (champs électrique).

La figure (3.2) montre la norme du champ électrique pour l'onde se propageant dans la courbure en S, pour un rayon de courbure de 2,5 mm. Comme on le voit, l'onde suit le guide d'ondes dans le virage, comme prévu.

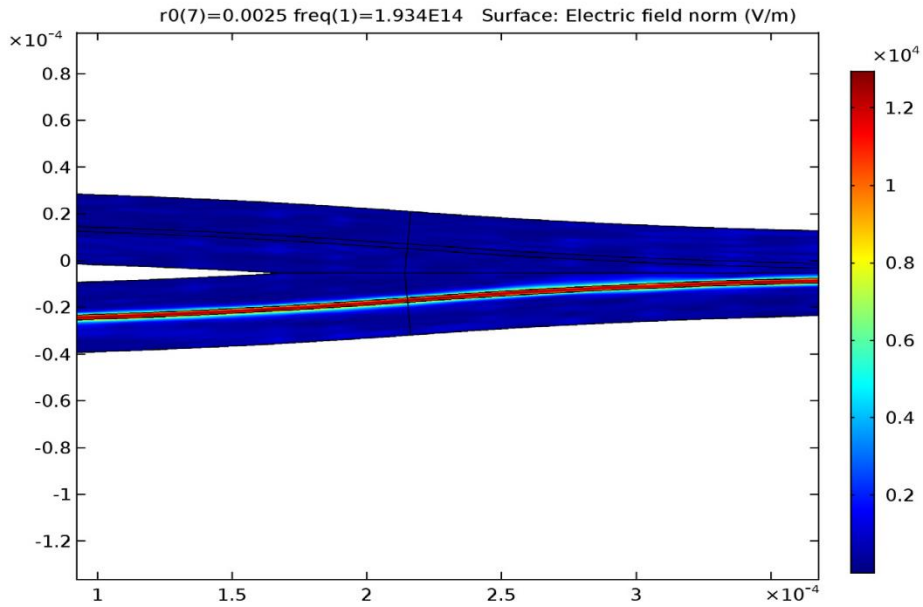


Figure 3.2. Norme de champ électrique pour l'onde de courbure de 2,5 dans le guide d'ondes centré en S pour un rayon mm

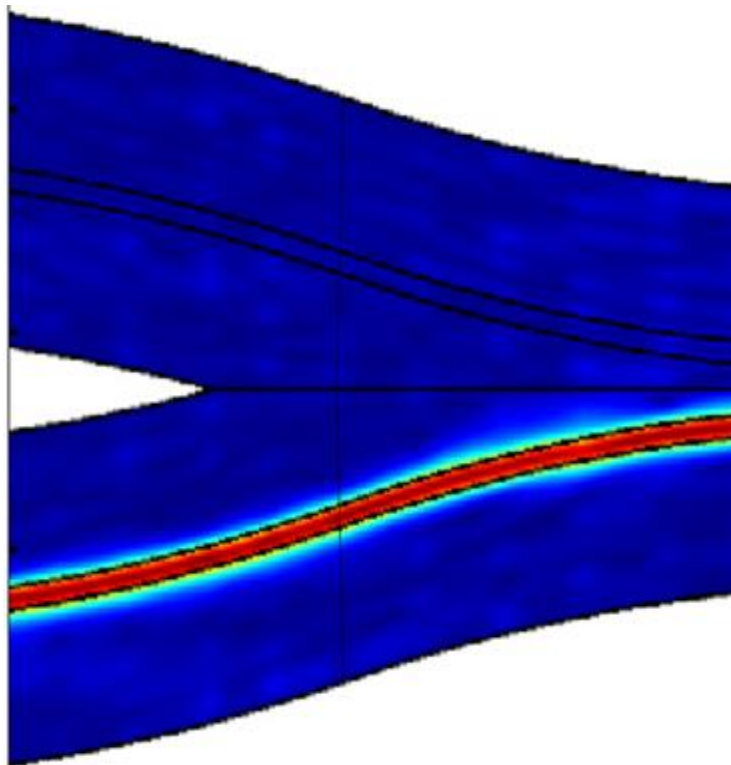


Figure 3.3. Zoom de la Norme de champ électrique pour l'onde dans le guide d'ondes centré en S pour un rayon de courbure de 2,5 mm

La figure 3.4 montre que les normes de champ électrique pour les deux bras semblent en effet être les mêmes.

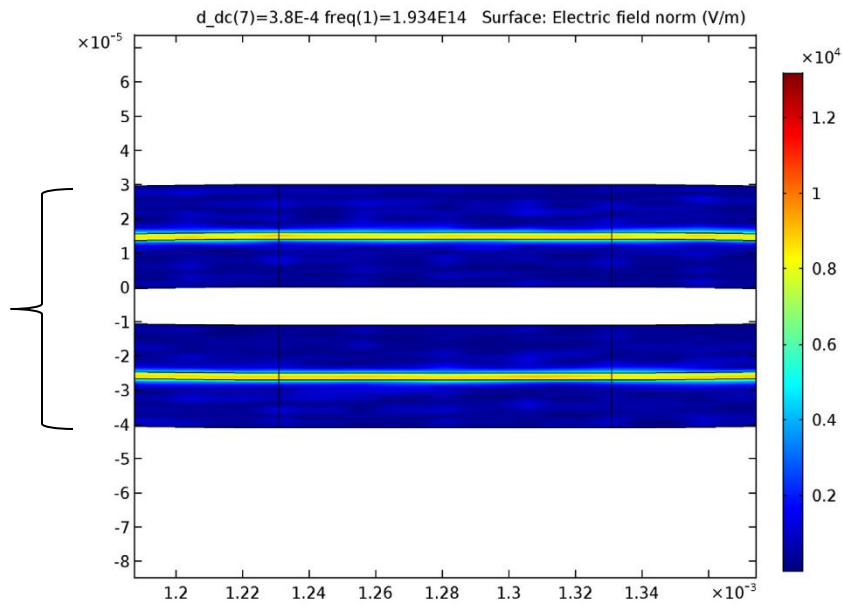


Figure 3.4. La norme pour de champ électrique dans les deux bras guide d'onde de l'interféromètre Mach-Zehnder.

Comme représenté, les champs sont presque identiques pour une longueur de coupleur directionnel de $380 \mu\text{m}$, car on remarque que l'on est devant un effet miroir.

3.3.1 Bras soumis à une tension

Enfin, une tension est appliquée à travers le guide d'ondes dans l'un des bras. La tension modifie l'indice de réfraction dans le bras ce qui implique une différence de phase entre l'onde se propageant par les deux bras d'interféromètre de Mach-Zehnder. La figure 3.5 montre que l'onde peut être commutée entre les deux guides d'ondes de sortie en accordant la tension appliquée. Ainsi, tous les ports d'entrée et de sortie sont connectés à d'autres guides d'ondes ou fibres, on peut utiliser le périphérique comme un commutateur spatial [5].

Si une tension est appliquée sur l'un des bras, un déphasage est induit pour l'onde passant à travers ce bras. Lorsque les deux bras sont recombinaés, la différence de phase entre les deux ondes est convertie en une modulation d'amplitude.

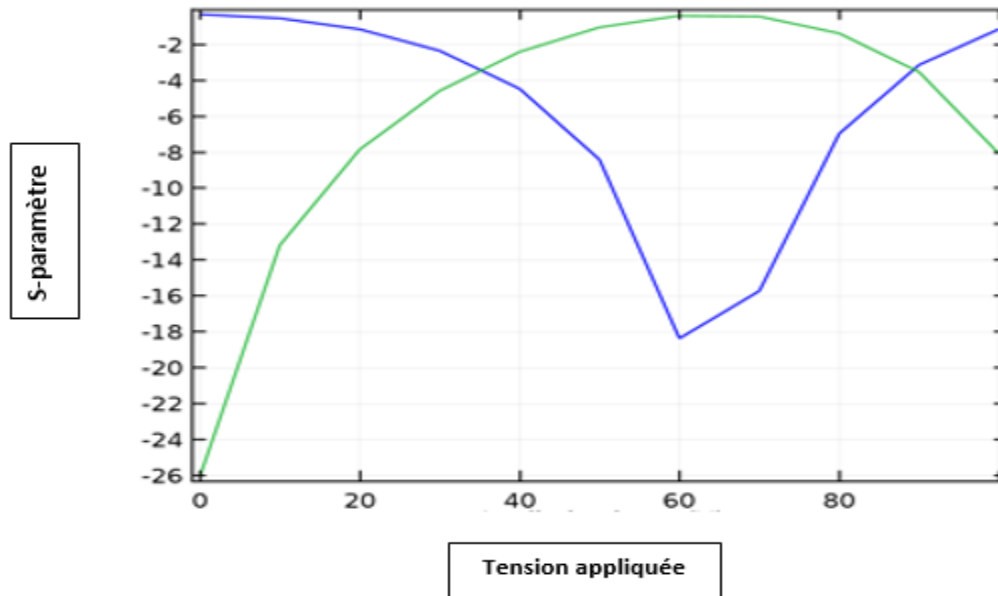


Figure 3.5. La transmission au guide d'onde de sortie supérieur (S21) et au guide d'onde de sortie inférieur (S41) par rapport à la tension appliquée $v_0=100V$.

- S-paramètre, dB, composent 21
- S-paramètre, dB, composent 41

3.3.2 S-Paramètre

Les S-paramètres, coefficients de diffraction ou de répartition sont utilisés en hyperfréquences, en électricité ou en électronique pour décrire le comportement électrique de réseaux électriques linéaires en fonction des signaux d'entrée.

Ces paramètres font partie d'une famille de formalismes similaires, utilisés en électronique, en physique ou en optique .

De nombreuses propriétés électriques peuvent être exprimées en utilisant les paramètres S, comme le gain, les pertes en réflexion, le rapport d'ondes stationnaires ou le coefficient de réflexion. Dans le contexte des paramètres S, le terme 'diffraction' fait référence à la façon dont les signaux appliqués sur une ligne de transmission sont modifiés lorsqu'ils rencontrent une discontinuité causée par l'insertion d'un composant électronique sur la ligne.

Ces paramètres dépendent de la fréquence de mesure et peuvent être mesurés grâce à des analyseurs de réseaux. Ils sont généralement représentés sous forme matricielle et leurs manipulations obéissent aux lois de l'algèbre linéaire [6].

a. Matrice S

On modélise un dispositif hyperfréquence par un ensemble de 'ports'. Chaque port correspond à une ligne de transmission ou l'équivalent d'une ligne de transmission d'un mode propagatif d'un guide d'onde. Lorsque plusieurs modes se propagent dans une ligne, on définit alors autant de ports que de modes propagatifs.

Les paramètres S relient les ondes incidentes avec les ondes réfléchies par les ports du dispositif. Ainsi, un dispositif hyperfréquence est décrit complètement comme il est « vu » au niveau de ses ports. Pour certains composants ou circuits, les paramètres S peuvent être calculés en utilisant des techniques analytiques d'analyse des réseaux ou bien mesurés avec analyseur de réseau. Une fois déterminés, ces paramètres S peuvent être mis sous forme matricielle. Par exemple, pour un dispositif hyperfréquence à N ports :

$$\begin{pmatrix} b_1 \\ \vdots \\ b_N \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_{11} & \dots & S_{1N} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ S_{N1} & \dots & S_{NN} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_N \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

Un élément spécifique de la matrice S peut être déterminé par :

$$S_{ij} = \left. \frac{b_i}{a_j} \right|_{a_k=0 \text{ pour } k \neq j} \quad (3.8)$$

C'est-à-dire qu'un élément S_{ij} de la matrice est déterminé en induisant une onde incidente a_j^+ sur le port j et en mesurant l'onde réfléchie b_i^- sur le port i. Toutes les autres ondes incidentes sont égales à 0, c'est-à-dire que tous les ports doivent être terminés avec une charge adaptée pour éviter les réflexions.

La connaissance des paramètres S permet en outre de calculer simplement les grandeurs les plus communément recherchées : puissance, gain ou atténuation, facteur de réflexion sur un accès, impédance d'entrée [6].

- **Paramètre** : le tableau (3.1) représente les différents paramètres de l'application mach Zehnder.

nom	Expression	Valeur	Description
wl	1.55[um]	1.55E-6 m	Longueur d'onde
w	2[um]	2E-6 m	Largeur du guide d'ondes
w_tot	30[um]	3E-5 m	Largeur totale du guide d'onde
d0	2*wl	3.1E-6 m	Guide d'onde droit initial
dy_bend	0.6*w_tot	1.8E-5 m	Déplacement total en direction y en S-bend
r0	2.5[mm]	0.0025 m	rayon de courbure
alpha	$\text{acos}((r0 - dy_bend/2)/r0)$	0.084878 rad	Angle de pliage
dx_bend	$2*r0*\sin(\text{alpha})$	4.2388E-4 m	Longueur totale dans la direction x pour S-bend
d_dc	380[um]	3.8E-4 m	Longueur du coupleur directionnel du guide d'ondes
d_mz	2[cm]	0.02 m	Longueur des guides d'ondes Mach-Zehnder
dy_wg	3[um]	3E-6 m	Distance entre les guides d'ondes du coupleur directionnel
f0	c_const/wl	1.9341E14 1/s	La fréquence
n_clad	2.2	2.2	Indice de réfraction de la gaine
n_core	2.22	2.22	Indice de réfraction du cœur

Tableau 3.1. paramètre de l'application mach Zehnder.

Les cercles en rouge montrent la valeur initiale des indices de réfraction de la gaine (clad) et du cœur (core) respectivement avant la modification pour faire la perturbation.

3.4 Comportement du modèle avec perturbation

Cette partie est relative à l'étude du comportement de l'onde à travers les variations des S-paramètres lorsque l'indice de réfraction subit de variations.

Nous avons étudié 4 cas de perturbation :

- Deux au niveau du cœur.
- Deux au niveau de la gaine.

3.4.1 Variations des S-paramètres pour différents indices de réfractions du cœur

b. cas n-core=1.66 :

- **Paramètre:** le tableau (3.2) représente les différents paramètres après la modification de n-core :

Nom	Expression	Valeur	Description
hx	$wl/(6*n_core)/(1 - \cos(\alpha))$	4.784E-5 m	Taille maximale de l'élément dans la direction x
hy	$wl/(6*n_core)/\sin(\alpha)$	1.8357E-6 m	Taille maximale de l'élément dans la direction y
r13	30[pm/V]	3E-11 C/N	Coefficient électro-optique
V0	100[V]	100 V	Tension appliquée
epsr	35	35	La permittivité relative à basse fréquence

Tableau 3.2. Paramètre de la perturbation à partir du cœur.

- **Equations :**

$$(\nabla - i\mathbf{k}_1) \times \mu_r^{-1} (\nabla - i\mathbf{k}_1) \times \mathbf{E1} - k_0^2 (\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0}) \mathbf{E1} = 0 \quad (3.9)$$

$$\lambda = -j\beta - \delta_z \quad (3.10)$$

Après la modification de l'indice de réfraction dans le cœur, on obtient une perturbation qui est représentée sur la figure 3.6

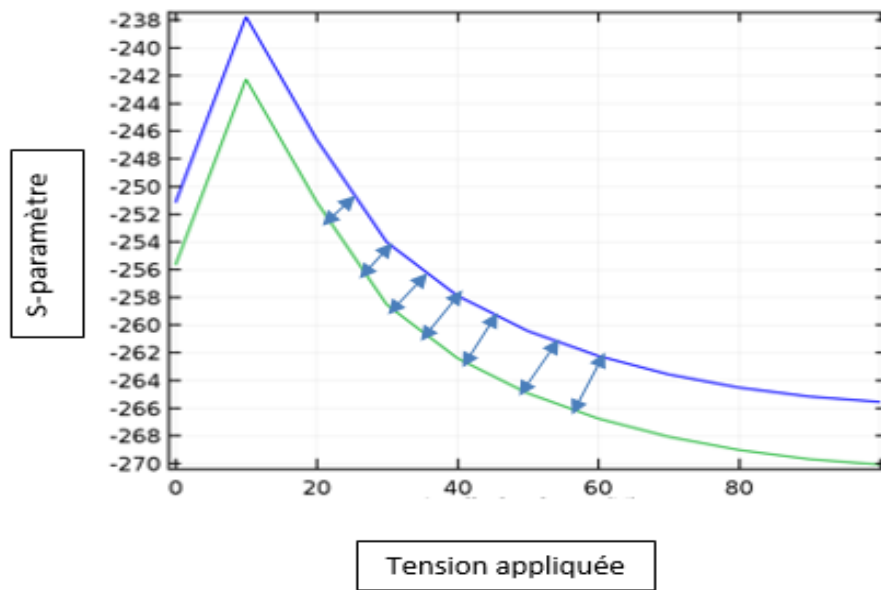


Figure 3.6. Graphe de la perturbation pour $n\text{-core}=1.66$ à la tension appliquée $V_0=100\text{v}$.

- S-paramètre, dB, composent 21
- S-paramètre, dB, composent 41

Échelle logarithmique des axes x

Pour plus de précisions de lecture sur les valeurs des paramètres, on a opté pour un tracé en utilisant une échelle logarithmique (figure 3.7).

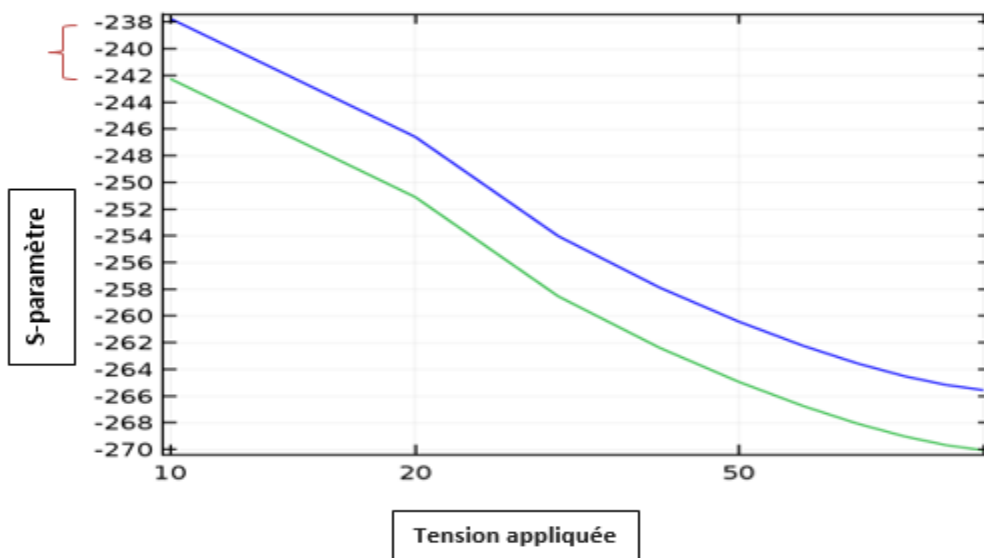




Figure 3.7. Graphe de l'échelle logarithmique des axes x.

 S-paramètre, dB, composent 21

 S-paramètre, dB, composent 41

La Figure 3.6 représente la transmission au guide d'onde de sortie supérieur (S21) et au guide d'onde de sortie inférieur (S41) par rapport à la tension appliquée $v_0=100V$ pour $n\text{-core}=1.66$.

On constate que les S-paramètres possèdent des courbures identiques, seules les valeurs changent. Une variation $|\Delta S|$ existe entre les courbures et vaut approximativement 4. Néanmoins à partir de $v=40V$ cette variation augmente.

c. cas $n\text{-core}=1.79$:

- **Paramètre** : le tableau (3.3) représente les différents paramètres après la modification de $n\text{-core}$

Nom	Expression	Valeur	Description
hx	$wl/(6*n_core)/(1 - \cos(\alpha))$	4.0089E-5 m	Taille maximale de l'élément dans la direction x
hy	$wl/(6*n_core)/\sin(\alpha)$	1.7024E-6 m	Taille maximale de l'élément dans la direction y
r13	30[pm/V]	3E-11 C/N	Coefficient électro-optique
v0	100[V]	100 V	Tension appliquée
epsr	35	35	La permittivité relative à basse fréquence

Tableau 3.3. Paramètre de la perturbation à partir du cœur.

- **Equations**

$$(\nabla - i\mathbf{k}_i) \times \mu_r^{-1} (\nabla - i\mathbf{k}_i) \times \mathbf{E} - k_0^2 (\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0}) \mathbf{E} = 0 \quad (3.11)$$

$$\lambda = -j\beta - \delta_z \quad (3.12)$$

Après la modification dans le cœur, on obtient la perturbation qui est représentée sur la figure 3.8

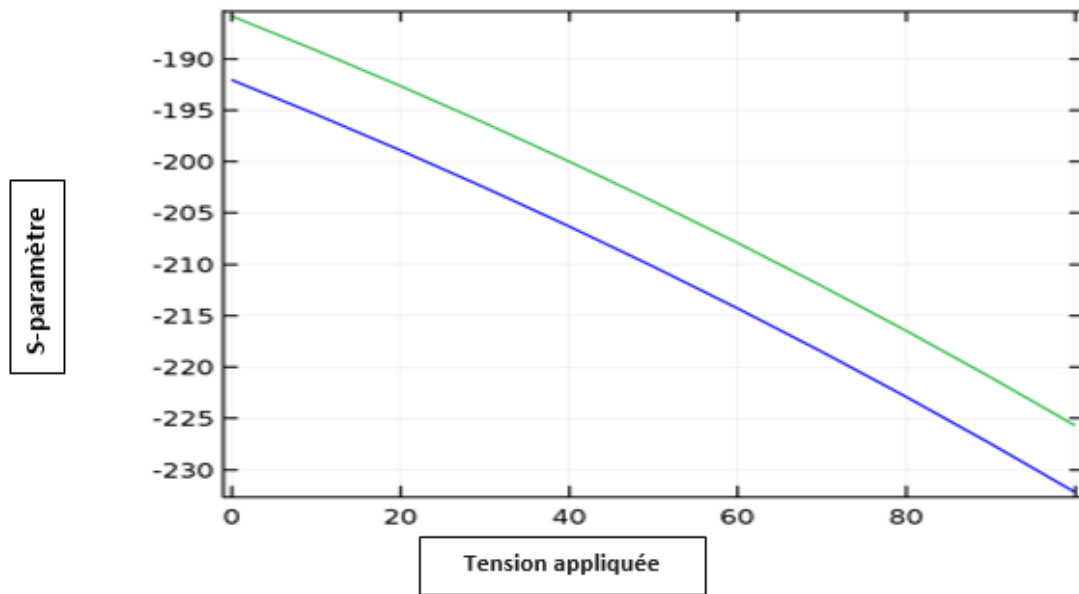




Figure 3.8. Graphe de la perturbation pour $n\text{-core}=1.79$ à la tension appliquée $V_0=100\text{v}$.

-  S-paramètre, dB, composent 21
-  S-paramètre, dB, composent 41

Échelle logarithmique des axes x :

Pour plus de précisions de lecture sur les valeurs des paramètres, on a opté pour un tracé on utilisant une échelle logarithmique (figure 3.9).

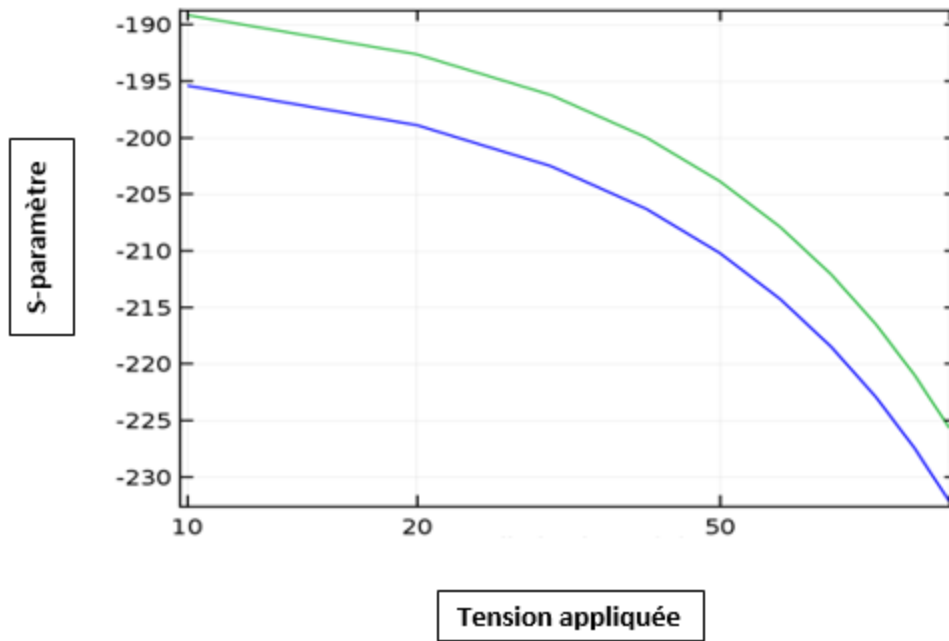


Figure 3.9. Graphe de l'échelle logarithmique des axes x.

— S-paramètre, dB, composent 21

— S-paramètre, dB, composent 41

La figure 3.8 Représente la transmission au guide d'onde de sortie supérieur (S21) et au guide d'onde de sortie inférieur (S41) par rapport à la tension appliquée $v_0=100$ pour $n_{\text{core}}=1.79$, on note que l'augmentation du V engendre une diminution.

On constate que les paramètres S possèdent des courbures identiques, seules les valeurs changent. Une variation $|\Delta S|$ existe entre les courbures et vaut approximativement 6. Néanmoins à partir de $v=50V$ cette variation diminue.

Comparaison entre les deux cas de perturbation du cœur

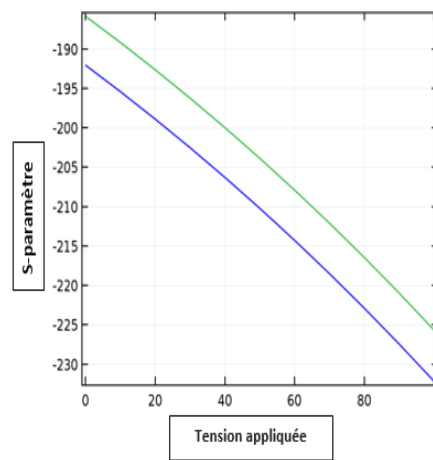
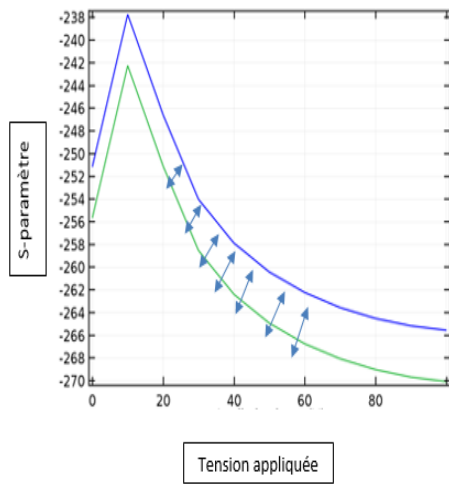


Figure 3.6. Graphe de la perturbation pour $n\text{-core}=1.66$ à la tension appliquée $V_0=100\text{v}$. Figure 3.8. Graphe de la perturbation pour $n\text{-core}=1.79$ à la tension appliquée $V_0=100\text{v}$.

Figure3.10. Comparaison entre les deux cas de perturbation du cœur.

Après l'analyse des figures ((figure 3.6) et (figure 3.8)) de la perturbation sur le cœur, on constate que lorsqu'on augmente l'indice de réfraction, on aura une diminution d'amplitude $|\Delta S|$.

Comparaison entre les deux cas de perturbation du cœur avec le modèle sans perturbation (figure 3.5 et figure 3.11).

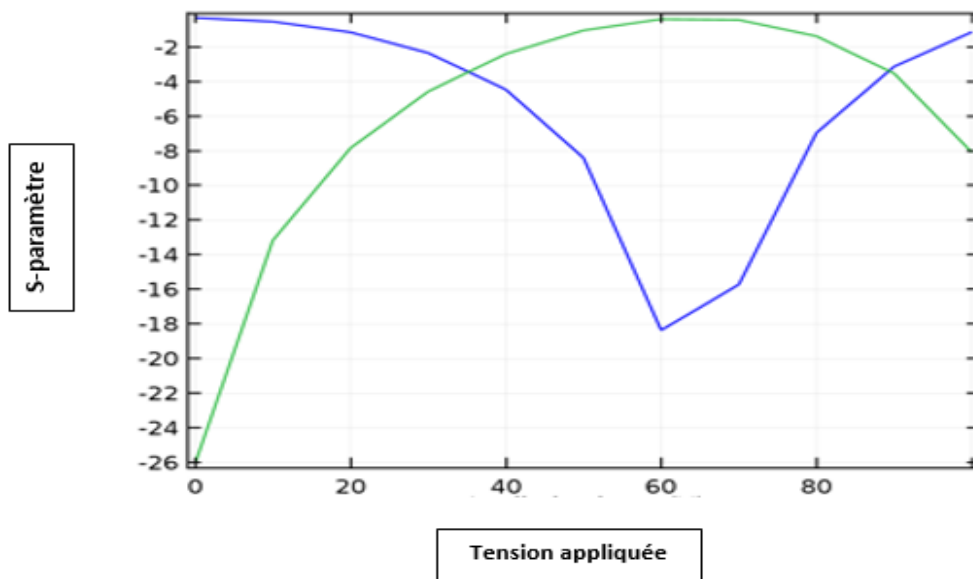


Figure 3.5 .La transmission au guide d'onde de sortie supérieur (S21) et au guide d'onde de sortie inférieur (S41) par rapport à la tension appliquée $v_0=100V$.

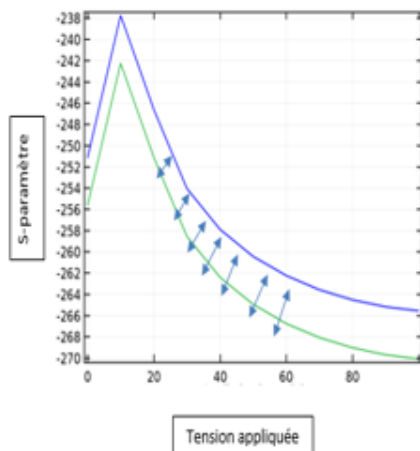


Figure 3.6. Graphe de la perturbation pour $n\text{-core}=1.66$ à la tension appliquée $V_0=100V$.

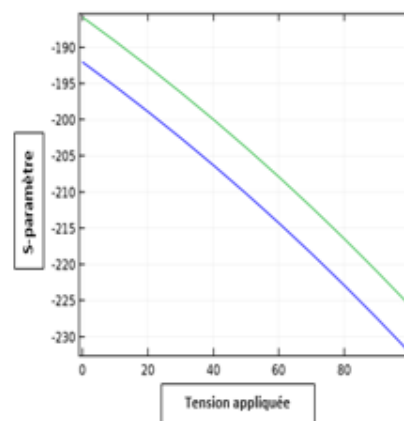


Figure 3.8. Graphe de la perturbation pour $n\text{-core}=1.79$ à la tension appliquée $V_0=100V$.

Figure 3.11. Comparaison entre perturbation dans le cœur et le modèle sans perturbation

On remarque que le paramètre S41 sans perturbation augmente sur tout l'intervalle de la tension appliquée, par contre il diminue pour le cas de la perturbation à partir de $v=10V$ après qu'il fait une augmentation de $v=0$ à $v=10V$, pour le paramètre S21 dans l'état initial, il diminue jusqu'à $v=60V$ puis il augmente, contrairement il diminue pour le cas de la perturbation sur tout l'intervalle de la tension appliquée.

3.4.2 Variation des paramètres pour différents indice de réfraction de la gaine

a. Cas n-clad=0.5

- **Paramètre :** Ce tableau (3.4) représente les différents paramètres après la modification de n-clad

Nom	Expression	Valeur	Description
Hx	$wl/(6*n_core)/(1 - \cos(\alpha))$	3.2324E-5 m	Taille maximale de l'élément dans la direction x
Hy	$wl/(6*n_core)/\sin(\alpha)$	1.3726E-6 m	Taille maximale de l'élément dans la direction y
r13	30[pm/V]	3E-11 C/N	Coefficient électro-optique
V0	100[V]	100 V	Tension appliquée
epsr	35	35	La permittivité relative à basse fréquence

Tableau 3.4. Paramètre de la perturbation à partir de la gaine.

- **Equations**

$$(\nabla - i\mathbf{k}_1) \times \mu_r^{-1} ((\nabla - i\mathbf{k}_1) \times \mathbf{E1}) - k_0^2 (\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0}) \mathbf{E1} = \mathbf{0} \quad (3.13)$$

$$\lambda = -j\beta - \delta_z \quad (3.14)$$

Après la modification dans la gaine, on obtient une perturbation qui est représentée sur la figure 3.12

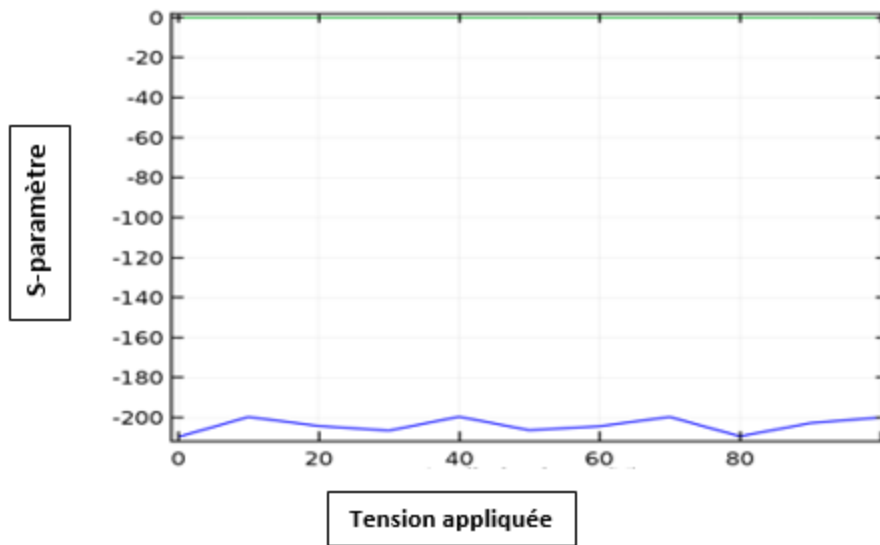




Figure 3.12. Graphe de la perturbation pour $n\text{-clad}=0.5$ à la tension appliquée $v_0=100V$

-  S-paramètre, dB, composent 21
-  S-paramètre, dB, composent 41

Échelle logarithmique des axes x :

Pour plus de précisions de lecture sur les valeurs des paramètres, on a opté pour un tracé on utilisant une échelle logarithmique (figure 3.13).

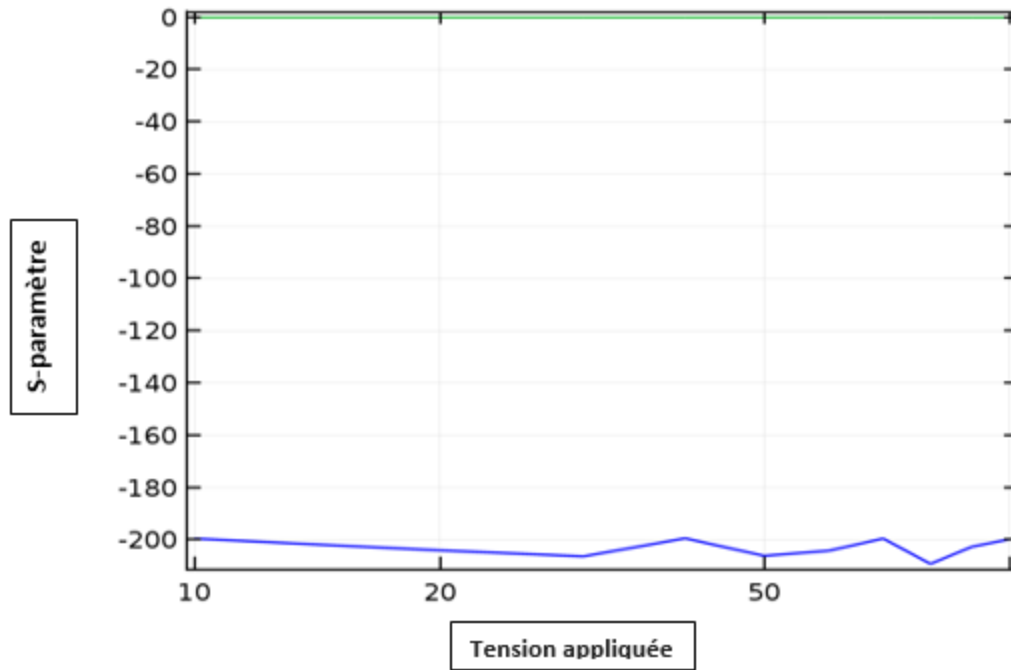




Figure 3.13. Graphe de l'échelle logarithmique des axes x.

-  S-paramètre, dB, composent 21
-  S-paramètre, dB, composent 41

La Figure 3.12 représente la transmission au guide d'onde de sortie supérieur (S21) et au guide d'onde de sortie inférieur (S41) par rapport à la tension appliquée $V_0=100v$ pour $n\text{-clad}=0.5$.

On constate que les paramètres S possèdent des courbures non identiques. Le paramètre S41 est nul, par contre, le paramètre S21 varie légèrement autour d'une gamme de -250 à -200 sur tout l'intervalle de la tension appliquée.

b. Cas $n\text{-clad}=1.5$:

- **Paramètre :** Ce tableau (3.5) représente les différents paramètres après la modification de $n\text{-clad}$

Nom	Expression	Valeur	Description
Hx	$wl/(6*n_core)/(1 - \cos(\alpha))$	3.2324E-5 m	Taille maximale de l'élément dans la direction x
Hy	$wl/(6*n_core)/\sin(\alpha)$	1.3726E-6 m	Taille maximale de l'élément dans la direction y
r13	30[pm/V]	3E-11 C/N	Coefficient électro-optique
V0	100[V]	100 V	Tension appliquée
Epsr	35	35	La permittivité relative à basse fréquence

Tableau 3.5. Paramètre de la perturbation à partir de la gaine.

- **Equations :**

$$(\nabla - i\mathbf{k}_1) \times \mu_r^{-1} (\nabla - i\mathbf{k}_1) \times \mathbf{E1} - k_0^2 (\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0}) \mathbf{E1} = 0 \quad (3.15)$$

$$\lambda = -j\beta - \delta_z \quad (3.16)$$

Après la modification dans la gaine, on obtient une perturbation qui est représentée sur la figure 3.14

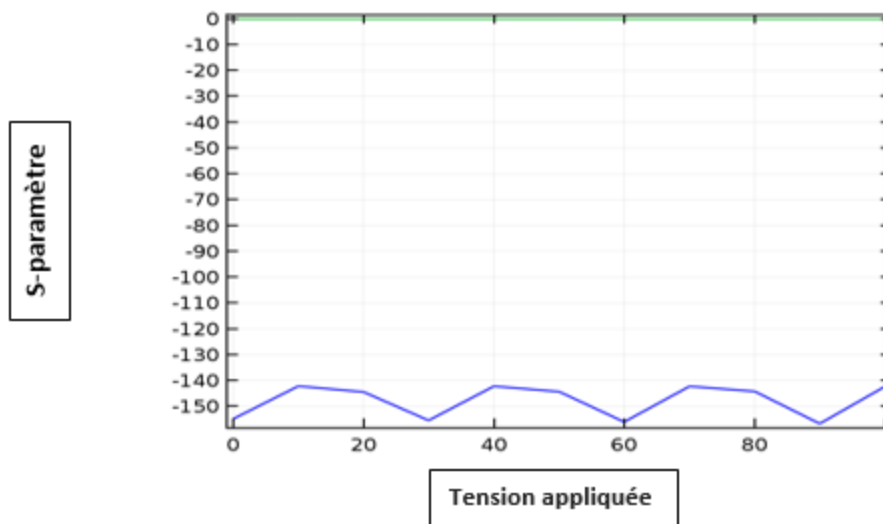


Figure 3.14. Graphe de la perturbation pour n-clad=1.5 à la tension appliquée $V_0=100v$

- S-paramètre, dB, composent 21
- S-paramètre, dB, composent 41

Échelle logarithmique des axes x :

Pour plus de précisions de lecture sur les valeurs des paramètres, on a opté pour un tracé on utilisant une échelle logarithmique (figure 3.15).

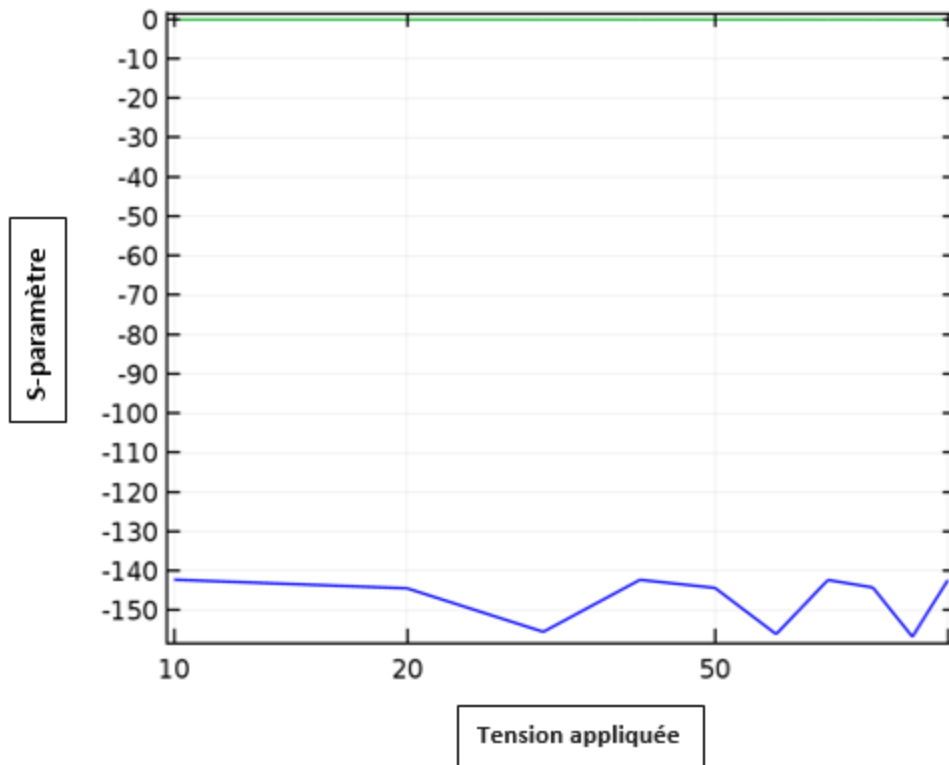




Figure 3.15. Graphe de l'échelle logarithmique des axes x.

-  S-paramètre, dB, composent 21
-  S-paramètre, dB, composent 41

La Figure 3.14 représente la transmission au guide d'onde de sortie supérieur (S21) et au guide d'onde de sortie inférieur (S41) par rapport à la tension appliquée $V_0=100v$ pour $n\text{-clad}=1.5$.

On constate que les paramètres S possèdent des courbures non identiques. Le paramètre S41 varie légèrement autour d'une gamme de -170 à -145 sur tout l'intervalle de la tension appliquée.

Comparaison entre les deux cas de perturbation de la gaine

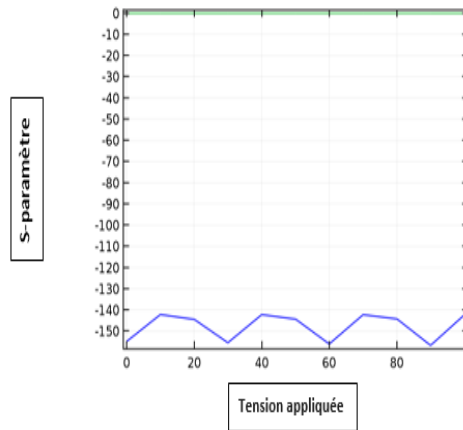
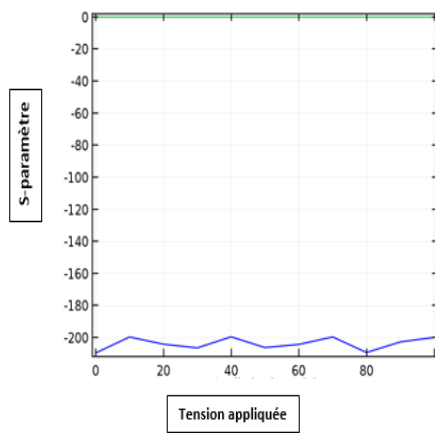


Figure 3.12. Graphe de la perturbation pour $n\text{-clad}=0.5$ à la tension appliquée $V_0=100V$ Figure 3.14. Graphe de la perturbation pour $n\text{-clad}=1.5$ à la tension appliquée $V_0=100v$

Figure 3.16. Comparaison entre les deux cas de perturbation de la gaine.

Après l'analyse des figures ((figure 3.12) et (figure 3.14)) de la perturbation sur la gaine, on constate que le paramètre S_{41} est nul quel que soit la valeur de l'indice de réfraction, et l'amplitude du paramètre S_{21} augmente avec l'indice de réfraction.

Comparaison entre les deux cas de perturbation de la gaine avec le modèle sans perturbation (figure3.5et3.17)

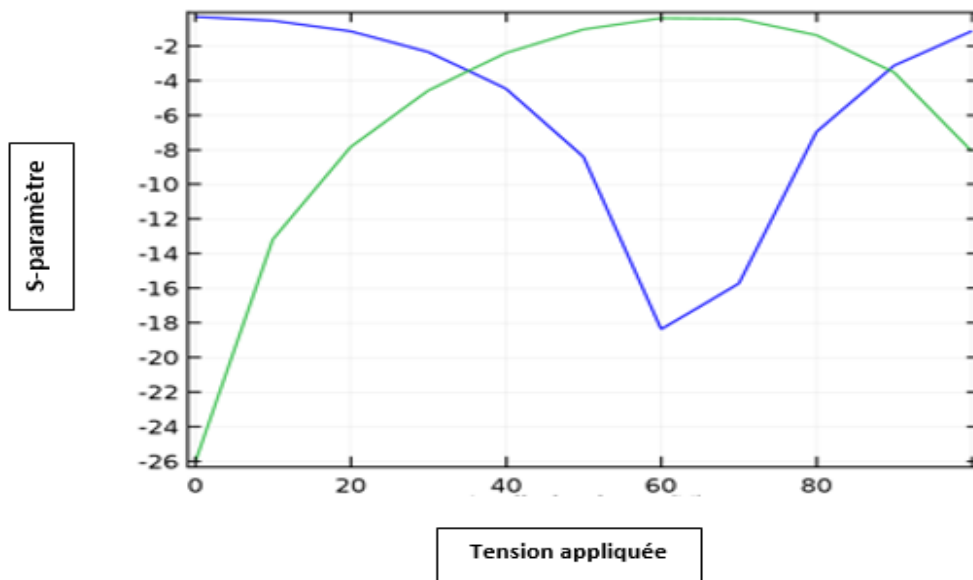


Figure 3.5 .La transmission au guide d'onde de sortie supérieur (S21) et au guide d'onde de sortie inférieur (S41) par rapport à la tension appliquée $v_0=100V$.

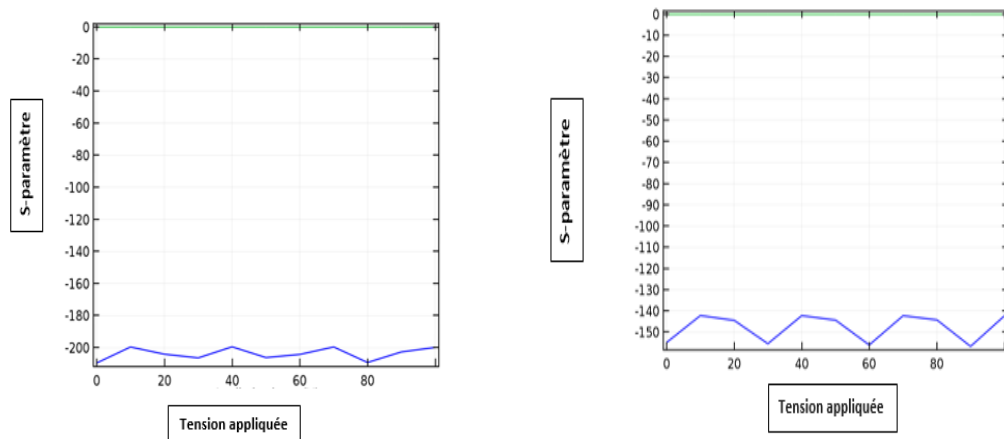


Figure 3.12. Graphe de la perturbation pour $n\text{-clad}=0.5$ à la tension appliquée $v_0=100V$ **Figure 3.14.** Graphe de la perturbation pour $n\text{-clad}=1.5$ à la tension appliquée $V_0=100V$

Figure 3.17. Comparaison entre le modèle sans perturbation et les deux cas de perturbation de la gaine

On remarque que dans le cas d’une perturbation de la gaine, le paramètre S41 est nul pour toutes les valeurs de l’indice de réfraction, et le paramètre S21 varie et son amplitude augmente avec l’indice de réfraction, concernant le cas sans perturbation, le

paramètre S21 diminue jusqu'à $v=60V$ après il augmente, le paramètre S41 augmente sur tout l'intervalle de la tension appliquée.

3.4.3 Comportement du modèle avec perturbation du n-core pour $\Delta n \in [1.9 : 2.22]$:

Les valeurs de l'indice de réfraction étudié dans la partie précédente sont inférieures à 1,9. Maintenant nous allons voir les perturbations pour $\Delta n \in [1.9 ; 2.22]$.

Après l'effectuation du 2eme essai de perturbation au niveau du cœur (2 essais pour n-core=1,9 et 2 essais pour n-core=1,95), nous allons comparer entre les 4 signaux.

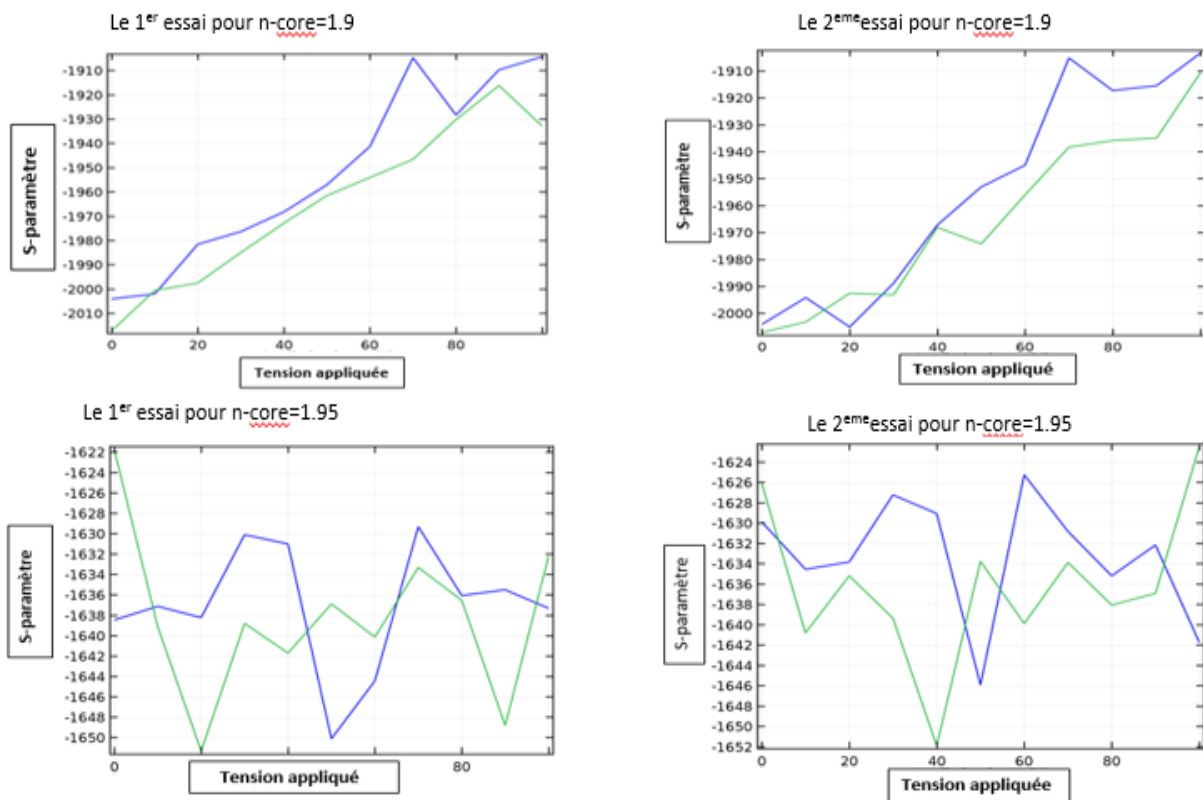


Figure 3.18 Comparaison entre les 4 cas de perturbations (2 pour ncore=1,9 et 2 pour ncore=1,95)

La figure 3.18 montre le comportement du modèle avec une perturbation au niveau du cœur pour $\Delta n \in [1.9 ; 2.22]$

On remarque que l'évolution des signaux suit l'évolution du modèle sans perturbation c'est à dire que le paramètre S21 augmente et le paramètre S41 diminue et vice versa .

Ce qui nous permet de prédire que si une perturbation engendre un indice de réfraction proche de l'indice initial elle ne peut pas être détecté.

3.4.4 Comportement du modèle avec perturbation du n-clad pour $\Delta n \in [1.9 ; 2.2]$:

Nous allons voir les perturbations de l'indice de réfraction au niveau de la gaine pour une valeur $\Delta n \in [1.9 ; 2.2]$.

Après l'effectuation du 2eme essai de perturbation au niveau de la gaine (2essaipour n-clad=1,9 et 2 essais pour n-clad=1,95), nous allons comparer entre les 4 signaux.

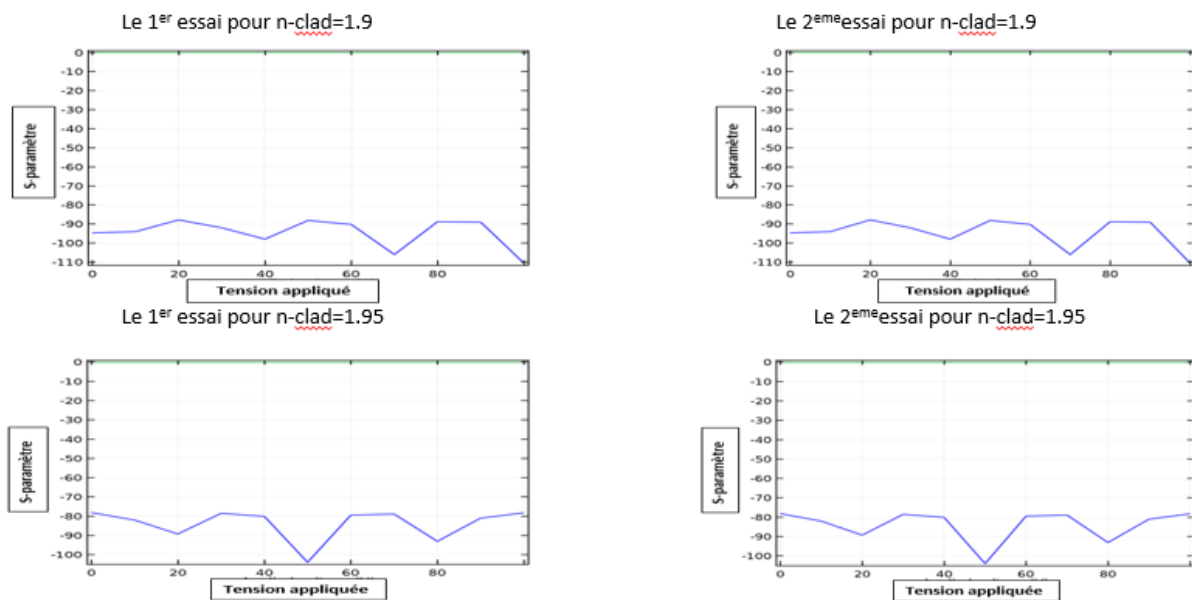


Figure 3.19 Comparaison entre les 4 cas de perturbations (2 pour nclad=1,9 et 2 pour nclad=1,95).

La figure 3.19 montre le comportement du modèle avec perturbation au niveau de la gaine pour $\Delta n \in [1.9 ; 2.2]$.

On constate que les deux signaux gardent un comportement linéaire. Nulle pour le paramètre S41 et de valeur moyenne non nulle pour le paramètre S21.

Ceci est due au fait que l'onde est situé dans le cœur et non pas dans la gaine.

3.5 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons étudié et analysé la structure de type mach Zehnder à l'aide du simulateur (COMSOL), pour mettre en œuvre les variations des caractéristiques de l'onde en introduisant une perturbation sur l'un des deux bras d'application.

Conclusion générale

Le travail effectué dans le cadre de ce projet de fin d'études porte sur l'étude et la simulation de l'interféromètre mach-Zehnder en vue d'une application comme biocapteur à partir des différentes relations théoriques et des simulations faites sous logiciel COMSOL.

Pour cela nous avons commencé par présenter dans le premier chapitre quelques généralités sur les biocapteurs, ainsi que les biocapteurs optiques. Ensuite, nous avons abordé l'étude de l'interféromètre mach-Zehnder.

Dans le deuxième chapitre nous avons vu les modulateurs optiques, ainsi que l'indice de réfraction et les modulateurs de type mach-Zehnder. Après on a vu comment faire la perturbation.

Dans le troisième chapitre nous avons exposé une petite définition sur le modèle qu'on a travaillé qui est le mach-Zehnder, à la fin de notre étude on a fini par une présentation du signal de l'application mach-Zehnder et l'exposition des différents signaux de la perturbation de l'application mach-Zehnder sur le cœur et sur la gaine avec une analyse sur le phénomène.

Perspective : Ce serait de poursuivre notre étude pour implanter les résultats de la perturbation de l'application mach-Zehnder dans le contrôle des produits alimentaires, la surveillance de l'environnement, industrie pharmaceutique et le domaine biomédical.

[1] J.H.Lakey et E.M.Raggett : 'Measuring protein-protein interactions', Curr. Opin Struc. Biol, 1998.

[2] Ryad Bendoula : 'Biocapteur optique : Sonde fibrée à cavité Fabry-Pérot intrinsèque et à couplage évanescent', université de Franche-Comté, 173, 2005.

[3] Jérémie Prades : 'Conception d'un modulateur electro-optique mach Zehnder 100 Gbits/s NRZ sur silicium', université de Bordeaux, 226, 2016.

[4] S. Naskar, Deposition and characterization of silicon oxynitride material for the fabrication of optical waveguides', Thesis of doctorat, Case Western Reserve University, 200.

[5] PDF de l'application mach Zehnder sur COMSOL.

[6] HP Application Note AN-95-1 : S Parameters Techniques.