



MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA

RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE ABDELHAMID IBN

BADIS MOSTAGANEM

Faculté des Sciences Exactes et Informatique

Département de Physique

Filière : Physique

THÈSE

En vue de l'obtention du diplôme de Doctorat en Sciences

En Physique

Option : Physique des Matériaux

THÈME

Conception et fabrication de cristaux photoniques pour les applications biomédicales et bio-photoniques

Présentée par :

ABDERRAHMANE Abdelkader

Soutenue le : 04/03/2023

Devant le jury composé de :

Président : BOUKRA Abdelaziz

Professeur, Université Mostaganem

Examineur :SEKKAL Nadir

Professeur, Ecole Nationale Polytechnique-Oran.

Examineur : RACHED Djaaffar

Professeur, USTOMB

Rapporteur :SENOUCI Khaled

Professeur, Université Mostaganem

Année Universitaire : 2023-2024

Remerciements

Je tiens tout d'abord à exprimer ma profonde gratitude envers le Professeur Khaled SENOUCI, mon directeur de thèse, pour m'avoir accordé cette opportunité de réaliser ce travail au sein du Laboratoire de Structure, Elaboration et Application des Matériaux Moléculaires (SEA2M) de l'Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem. Je suis extrêmement reconnaissant envers lui pour son encadrement précieux, ses conseils éclairés, sa disponibilité constante et le soutien infaillible qu'il m'a apporté tout au long de cette thèse.

Je tiens à exprimer ma sincère gratitude au Professeur Abdelaziz Boukra de l'Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem, d'avoir accepté de présider le jury de ma soutenance et de témoigner ainsi de l'intérêt qu'il porte à mon travail.

Je souhaite également exprimer ma profonde reconnaissance envers les Professeurs Nadir SEKKAI de l'Ecole Nationale Polytechnique d'Oran et Djaaffar RACHED de l'Université des Sciences et de la Technologie d'Oran, pour avoir accepté d'examiner mon travail et d'apporter leur expertise en tant que membres du jury de thèse.

Mes remerciements vont également à Dr. Daoud Mansour, Dr. Tab Abdelkader, Dr. Tadjji Asma, Dr. Kadri Laid, Dr. Baba-Ahmed Ilyes et Dr. Mohammed Malik Achouri pour leur soutien et leurs contributions précieuses tout au long de cette thèse.

Enfin, je tiens à exprimer ma gratitude envers toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail, ainsi qu'à ma famille et mes proches pour leur soutien indéfectible et leurs encouragements tout au long de ce parcours.

Résumé

L'étude porte sur les concepts fondamentaux des cristaux photoniques unidimensionnel, leur utilisation en tant que biocapteurs, les matériaux utilisés dans leur fabrication, les techniques de simulation et leurs performances en matière de biodétection des biomolécules et biofluides. La recherche démontre le potentiel des PC pour améliorer la manipulation de la lumière, la sensibilité aux changements environnementaux et leur application dans la détection des vésicules extracellulaires et des niveaux de glucose sanguin. Les résultats contribuent au développement des biocapteurs innovants pour améliorer les soins de santé et comprendre les processus biologiques.

Mots clés : Cristal photonique ; Biocapteur ; Biomédical ; Bio-photonique ; Conception ; Matériaux ; Technique de la matrice de transfert..

Abstract

The current study covers the fundamental concepts of one-dimensional photonic crystals, their use as biosensors, the materials used for their manufacturing, numerical simulation techniques and their performance in the biosensing of biomolecules and biofluids. The research demonstrates the potential of PCs to improve light handling, sensitivity to environmental changes and their application in the detection of extracellular vesicles and blood glucose levels. The results contribute to the development of innovative biosensors for improving healthcare and understanding biological processes.

Keywords : Photonic crystal ; Biosensor ; Biomedical ; Biophotonics ; Design ; Materials ; Transfer matrix method.

ملخص:

تغطي الدراسة الحالية المفاهيم الأساسية للبلورات الفوتونية أحادية البعد ، واستخدامها كمستشعرات حيوية ، والمواد المستخدمة في تصنيعها ، وتقنيات المحاكاة وأدائها في الاستشعار للجزيئات والسوائل الحيوية. يوضح البحث قدرة البلورات الفوتونية على تحسين التعامل مع الضوء ، والحساسية للتغيرات البيئية وتطبيقاتها في الكشف عن الحويصلات خارج الخلية ومستويات السكر في الدم. تساهم النتائج في تطوير أجهزة استشعار حيوية مبتكرة لتحسين الرعاية الصحية وفهم العمليات البيولوجية.

الكلمات المفتاحية: بلورة فوتونية؛ مستشعر حيوي؛ الطب الحيوي؛ الضوئيات الحيوية؛ تصميم؛ مواد؛ محاكاة رقمية.

Table des matières

Remerciements	ii
Résumé	iii
Liste des articles	ix
Table des figures	xi
Liste des tableaux	xv
Introduction générale	1
Références	3
Chapitre 1 Les cristaux photoniques	6
1.1 Introduction :	6
1.2 Cristal photonique unidimensionnel (PC 1D) :	7
1.3 Cristaux photoniques bidimensionnels (PC 2D) :	10
1.4 Cristaux photoniques tridimensionnel (PC 3D) :	12
1.5 Les équations de Maxwell :	12
1.6 Conclusion :	15
Références :	16
Chapitre 2 Biocapteurs à base de cristaux photoniques	17
2.1 Introduction :	17
2.2 Structures et fabrication des cristaux photoniques :	17
2.3 Principes de fonctionnement des PC-biocapteurs :	19
2.4 Technologies émergentes intégrant des PC-biocapteurs :	21
2.4.1 Micro fluidique :	21
2.4.2 Télémédecine :	21
2.4.3 PC-biocapteurs portables et flexibles :	22

2.5 Détection de cibles biologiques :	23
2.6 Conclusion :	24
Références :	25
Chapitre 3 Matériaux et méthodes de fabrication	28
3.1 Introduction	28
3.2 Méthodes de fabrication physiques :	29
3.2.1 Pulsed laser deposition (PLD)	29
3.2.2 Exfoliation mécanique :	32
3.3 Méthodes de fabrication chimiques :	35
3.3.1 Procédé sol-gel :	36
3.3.2 Successive Ionic Layer Adsorption and Reaction (SILAR) :	37
3.3.3 Méthode hydrothermale :	38
3.3.4 Méthode état solide et traitement thermique :	39
3.4 Conclusion :	40
Références :	41
Chapitre 4 Modélisation des cristaux photoniques	43
4.1 Introduction :	43
4.2 Méthode de la matrice de transfert (TMM) :	43
4.3 Cristaux photoniques 1D à base de pérovskites :	45
4.4 Cristaux photoniques 1D à base de matériaux 2D :	51
4.5 Cristaux photoniques 1D – Modèle de Kronig-Penney :	54
4.6 Cristaux photoniques 2D – Nanofils ZnO :	56
4.7 Conclusion :	58
Références :	59

Chapitre 5 Biocapteurs à base de cristaux photoniques PC 1D	62
5.1 Introduction :	62
5.2 PC-biocapteurs pour la détection de vésicules extracellulaires :	63
5.3 PC-biocapteurs pour la détection du glucose dans le sang :	72
5.4 Conclusion :	80
Références :	81
Annexe 1 Machine multifonctionnelle pour la déposition des nano couches..	84
A1. Introduction :	84
A2. Programme Arduino de la machine :	85
A3. Logiciel de la machine :	87
Conclusion générale	91
Perspectives et recherches futures	92

Liste des articles

Articles liés à la thèse

1. **A. Abderrahmane**, K. Senouci, B. Hachemi and P. J. Ko. " *Design and performance analysis of perovskites unidimensional photonic crystals-based biosensors for extracellular vesicles detection*", Crystals **13**, 945 (2023).
2. **A. Abderrahmane**, K. Senouci, B. Hachemi and P. J. Ko. "2D gallium sulfide-based 1d photonic crystal biosensor for blood sugar detection", Materials **16**, 4621. (2023).
3. K. Senouci, M. Mansour, and **A. Abderrahmane**. "Electro-optic properties of one-dimensional (1D) nonlinear perfect photonic crystals based on Lithium tantalate layer" Optik **265**, 169537 (2022).

Articles hors thèse

4. **A. Abderrahmane**, C. Woo, P. J. Ko "Tunable optoelectronic properties of a two-dimensional graphene/ α -In₂Se₃/graphene-based ferroelectric semiconductor field-effect transistor", J. Mater. Sci. Mater. Electron. **32**, 20252 (2021).
5. **A. Abderrahmane**, P.G. Jung, C.Woo, P.J. Ko, "Dual-Gate Graphene/h-BN/GaSe Metal–Insulator–Semiconductor Field-Effect Transistor (MISFET)", Phys. Status Solidi A **219**, 2100818 (2022).
6. A. Abderrahmane, A.; Woo, C.; Ko, P.J. "Optoelectronic Properties of Hexagonal Boron Nitride Shielded Molybdenum Diselenide/Black-Phosphorus Based Heterojunction Field Effect Transistor", Coatings **12**, 445 (2022).
7. A. Tadj, **A. Abderrahmane**, M. Zerdali, S. Hamzaoui. "Facile preparation of nanostructured ZnO via low-temperature hydrothermal method upon changing the precursor anion: the study of structural, morphological, and optical properties". Materials Today Communications **31**, 103789 (2022).
8. I. Baba-Ahmed, D. Ghercă, A.-R. Iordan, M. N. Palamaru, C. Mita, M. A. Benamar, G. Ababei, N. Lupu, R. Baghdad, **A. Abderrahmane**, T. Roman, G. Bulai, L. Leontie and A. I. Borhan. "Sequential Synthesis Methodology Yielding Well-Defined Porous 75%SrTiO₃/25%NiFe₂O₄ Nanocomposite", Nanomaterials **12**, 138 (2022).

9. A. Tab, **A. Abderrahmane**, S. Hamzaoui, M. Zerdali, "*Investigation on the optical transmission in UV range of sol-gel spin coated zinc oxide nanofilms*", *Optik – International Journal for Light and Electron Optics* **194**, 163073 (2019).

10. M. M. Achouri, A. Tab, **A. Abderrahmane**, D. J. Lee, J.-M. Oh, N.-H. Kim, P. J. Ko, "*Thickness dependence of the optoelectronic properties of molybdenum diselenide based nano-devices*", *Journal of Electronic Materials* **48**, 7025, (2019).

Liste des figures

Figure 1.1 Exemples de cristaux photoniques à une, deux et trois dimensions. Les différentes couleurs représentent des matériaux avec des constantes diélectriques différentes [1].....	6
Figure 1.2 Cristal photonique à une dimension (PC 1D) infini.	8
Figure 1.3 Trois configurations des structures périodiques à 1-D.	8
Figure 1.4 (a) Les structures de bande photoniques d’après la référence [1] et Structures de bande photoniques d’après notre simulation (Epaisseur de la couche $a/2$). (b) GaAs massive ($\epsilon_1 = \epsilon_2 = 13$), (c) multicouche GaAs/GaAlAs ($\epsilon_1 = 13$ et $\epsilon_2 = 12$), et (d) multicouche GaAs/Air ($\epsilon_1 = 13$ et $\epsilon_2 = 1$).	9
Figure 1.5 Cristal photonique bidimensionnel [1].	10
Figure 1.6 (a) La structure de bande d’un cristal photonique bidimensionnel avec un réseau carré et (b) Surfaces de dispersion tridimensionnelle près de la fréquence du point de Dirac [3].	11
Figure 1.7 (a) Schéma du PC 3D et (b) microscopie électronique à balayage (MEB) image du PC 3D fabriqué à partir de silicium polycristallin [5].	12
Figure 2.1 Structures de PC couramment trouvées dans la nature. La couleur irisée brillante de ces objets est due à la présence d’éléments périodiques géométriques dans leurs structures [9].	18
Figure 2.2 Les différents types de cristaux photoniques fabriqués artificiellement [9].....	19
Figure 2.3 Mécanisme de biodétection à l’aide de cristaux photoniques.	20
Figure 2.4 PC-biocapteur intégrés à des plates-formes micro fluidiques pour des applications POC [9].	21
Figure 2.5 Intégration du PC- biocapteur à un smartphone pour les applications de biodétection [17].	22
Figure 2.6 Interféromètre à fibre photonique flexible et portable pour la surveillance physiologique et les soins de santé [18].	23
Figure 2.7 Contrôle de l’interaction ADN-protéine à l’aide d’un PC-biocapteur [9].	24
Figure 3.1 Schéma illustrant la technique de dépôt par laser pulsé [7].	29
Figure 3.2 Images MEB de (a) substrat FTO/verre, couches minces nanocomposites TiO_2-SiO_2 déposés à (b) 25 °C, (c) 200 °C, (d) 250 °C, et (e) 300 °C.	30
Figure 3.3 (a) Spectres de transmission, (b) spectres d’absorption, (c) diagramme de Tauc pour la bande interdite indirecte et (d) diagramme de Tauc pour la bande interdite directe, dans les couches minces nanocomposites TiO_2-SiO_2 [8].	31

Figure 3.4 Le processus de transfert d'un matériau 2D par la technique exfoliation mécanique [13].	33
Figure 3.5 Technique d'exfoliation mécanique pour les matériaux 2D à l'aide de PDMS, le transfert se fait sous un microscope optique [14].	33
Figure 3.6 Images MEB des dispositifs optoélectroniques à base de multicouches de MoSe ₂ .	34
Figure 3.7 La variation de la sensibilité en fonction des épaisseurs des nanocouches de 2D MoSe ₂ .	34
Figure 3.8 Les équipements utilisés pour la déposition des couches minces par voies chimiques (a) dispositif de trempage rotatif, (b) spin-coater, (c) pyrolyse par pulvérisation automatique and (d) imprimante sérigraphie.	35
Figure 3.9 Courbes de transmission du substrat en verre et nano-couche de ZnO déposé sur le substrat en verre.	36
Figure 3.10 Schéma illustrant les étapes de la technique SILAR.	37
Figure 3.11 Le procédé SILAR et emplacement des béciers dans le cas d'élaboration des (a) composés binaires, (b) composés ternaires et quaternaires.	38
Figure 3.12 Image MEB de nanostructures de ZnO obtenues par méthode hydrothermale [17].	38
Figure 3.13 FE-MEB image of SrTiO ₃ (échelle 400 nm, tension électronique de 20 kV et magnification de 20 k) [18].	39
Figure 4.1 Propagation d'une onde électromagnétique avec un angle d'incidence θ_0 à travers une structure multicouche, TE polarisation.	44
Figure 4.2 Schéma du cristal photonique 1D proposé (PC 1D).	46
Figure 4.3 Dépendance de la réflexion en fonction de la longueur d'onde et du nombre de périodes dans différentes structures (TE-Mode).	47
Figure 4.4 Dépendance de la longueur d'onde et du nombre de périodes de la transmission dans différentes structures (TE-Mode).	48
Figure 4.5 Transmission en fonction de la longueur d'onde et à l'angle d'incidence de la lumière (TE mode) : (a) [LiTaO ₃ /SiO ₂] ¹⁰ , (b) [LiTaO ₃ /MgF ₂] ¹⁰ , (c) [SrTiO ₃ /SiO ₂] ¹⁰ , (d) [SrTiO ₃ /MgF ₂] ¹⁰ , (e) [PbTiO ₃ /SiO ₂] ¹⁰ et (f) [PbTiO ₃ /MgF ₂] ¹⁰ .	49
Figure 4.6 Transmission en fonction de la longueur d'onde et à l'angle d'incidence de la lumière (TM mode) : (a) [LiTaO ₃ /SiO ₂] ¹⁰ , (b) [LiTaO ₃ /MgF ₂] ¹⁰ , (c) [SrTiO ₃ /SiO ₂] ¹⁰ , (d) [SrTiO ₃ /MgF ₂] ¹⁰ , (e) [PbTiO ₃ /SiO ₂] ¹⁰ et (f) [PbTiO ₃ /MgF ₂] ¹⁰ .	50

Figure 4.7 Réflexion en fonction de la longueur d'onde et du nombre de périodes dans (a) [GaS/Mica] ^N et (b) [GaS/G] ^N	52
Figure 4.8 Transmission en fonction de la longueur d'onde et du nombre de périodes dans (a) [GaS/Mica] ^N et (b) [GaS/G] ^N	52
Figure 4.9 Représentation graphique de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière dans [GaS/Mica] ¹² dans le cas (a) mode TE et (b) mode TM.	53
Figure 4.10 Représentation graphique de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière dans [GaS/eau] ¹² dans le cas (a) mode TE et (b) mode TM....	53
Figure 4.11 Schéma d'un système PC 1D de <i>N</i> couches de fonctions δ séparées par un espacement de réseau <i>a</i>	54
Figure 4.12 La transmission en fonction de la longueur d'onde et le nombre de période en utilisant le modèle de Kronig-Penney.....	55
Figure 4.13 Cristal photonique bidimensionnel - Nanofils de ZnO.....	56
Figure 4.14 Paramètres du changement de l'échelle.	56
Figure 4.15 Variation du champ électrique en fonction de la fréquence au point Γ	57
Figure 4.16 La structure de bande d'un cristal photonique bidimensionnel avec un réseau carré.	57
Figure 5.1 Schéma du biocapteur à base de cristaux photoniques 1D proposé (PC-BIO 1D).	63
Figure 5.2 Variation de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'épaisseur de la couche de défaut (a) [LiTaO ₃ /SiO ₂] ⁵ D[LiTaO ₃ /SiO ₂] ⁵ , (b) [LiTaO ₃ /MgF ₂] ⁵ D[LiTaO ₃ /MgF ₂] ⁵ (c) [PbTiO ₃ /SiO ₂] ⁵ D[PbTiO ₃ /SiO ₂] ⁵ and (d) [PbTiO ₃ /MgF ₂] ⁵ D[PbTiO ₃ /MgF ₂] ⁵	64
Figure 5.3 Variation de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière dans les (a) structure 1, (b) structure 2, (c) structure 3 et (d) structure 4 (couche défaut : <i>d</i> = 420 nm, et <i>n</i> _{eau} = 1.333).	65
Figure 5.4 Déplacement de la position du pic du résonance par rapport à divers échantillons VE dans les (a) structure 1, (b) structure 2, (c) structure 3 et (d) structure 4.....	67
Figure 5.5 Les performance des PC-BIO 1D (<i>d</i> = 420 nm, angle d'incidence 0°).....	68
Figure 5.6 Déplacement de la position du pic de résonance par rapport à divers échantillons VE à un angle d'incidence de 60° dans (a) structure 1, (b) structure 2, (c) structure 3 et (d) structure 4.	69
Figure 5.7 Les performance des PC-BIO 1D (<i>d</i> = 420 nm, angle d'incidence 60°).....	70

Figure 5.8 Transmission dans (a) $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]_{10}$ et (b) $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]_{5\text{D}}[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]_5$, et (c) le déplacement de la position du mode défectueux par rapport à divers échantillons VE à un angle d'incidence de la lumière de 80°	71
Figure 5.9 Schéma des PC-BIO 1D basés sur des matériaux de Van der Waals bidimensionnels (2D).....	73
Figure 5.10 Représentation graphique de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'épaisseur du défaut dans (a) $[\text{GaS}/\text{Mica}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{Mica}]^6$ et (b) $[\text{GaS}/\text{eau}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{eau}]^6$, D correspondant à l'eau distillée.	74
Figure 5.11 Superposition des diagrammes de couleurs de la transmission, calculée à différentes valeurs de concentration de sucre sanguin, en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière dans (a) $[\text{GaS}/\text{Mica}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{Mica}]^6$ et (b) $[\text{GaS}/\text{G}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{G}]^6$	76
Figure 5.12 Déplacements du pic de résonance en fonction de la concentration de sucre dans le sang pour (a) $[\text{GaS}/\text{Mica}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{Mica}]^6$ à un angle d'incidence normal, (b) $[\text{GaS}/\text{G}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{G}]^6$ à un angle d'incidence normal, (c) $[\text{GaS}/\text{Mica}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{Mica}]^6$ à un angle d'incidence de 80° , (d) $[\text{GaS}/\text{G}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{G}]^6$ à un angle d'incidence de 80°	77
Figure 5.13 Position du pic de résonance en fonction de la concentration de sucre dans le sang pour (a) $[\text{GaS}/\text{Mica}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{Mica}]^6$ et (b) $[\text{GaS}/\text{G}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{G}]^6$	78
Figure 5.14 Concentration de sucre sanguin et angle d'incidence dépendance (a) de la sensibilité, (b) du FOM, (c) du facteur Q et (d) de la LOD, dans $[\text{GaS}/\text{Mica}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{Mica}]^6$	78
Figure 5.15 Concentration de sucre sanguin et angle d'incidence dépendance (a) de la sensibilité, (b) du FOM, (c) du facteur Q et (d) de la LOD, dans $[\text{GaS}/\text{G}]^6\text{D}[\text{GaS}/\text{G}]^6$	79

Liste des tableaux

Tableau 1-1 Paramètres de simulation des cristaux photoniques a 1D à base de GaAs massive cristal, multicouche GaAs/GaAlAs, et multicouche GaAs/Air [2].....	9
Tableau 4-1 La bande passante de la transmission des différentes structures étudiés (TE mode)	46
Tableau 5-1 Performance de biodétection des PC-BIO 1D à un angle d'incidence de 60°.	69
Tableau 5-2 Performance de biodétection des PC-BIO 1D à base de PbTiO ₃	72

Introduction générale

Les cristaux photoniques (en Anglais photonic crystals : PC), également connus sous le nom de cristaux artificiels, ont été proposés pour la première fois en 1987 par Yablonovitch et John [1-2]. Ce sont des structures composées de matériaux alternés ayant des indices de réfraction différents, ce qui permet de manipuler les ondes électromagnétiques. Ces structures possèdent des propriétés uniques, telles qu'une réflectivité élevée et une sélectivité des longueurs d'onde dans les cristaux photoniques unidimensionnels (1D PC) [3,4], une émission directionnelle, un comportement anisotrope et des modes de guidage de la lumière dans les cristaux photoniques bidimensionnels (PC 2D) [5,6], et la formation d'une bande interdite photonique complète, quasicristal photonique aperiodique et d'une ajustabilité dans les cristaux photoniques tridimensionnels (PC 3D) [7-9]. Outre ces propriétés, les PCs peuvent ralentir la propagation de la lumière [10] et améliorer les interactions entre la lumière et la matière [11,12]. L'alternance de couches de matériaux ayant des indices de réfraction et des épaisseurs différents crée un cristal photonique unidimensionnel, avec une bande interdite photonique (BIP) (en Anglais *Photonic band gap PBG*), qui transmet certaines longueurs d'onde de la lumière et en réfléchit d'autres [13]. En raison de leur simplicité et de leur facilité de fabrication, les PCs 1D sont les plus étudiés parmi les différents types de PCs. L'insertion d'une couche défaut (ou une cavité) avec un indice de réfraction différent ou la rupture intentionnelle de la périodicité du PC 1D crée des états localisés au sein du BIP. Le mode de résonance créé par la couche défaut ou la région de la cavité peut rendre le PC 1D adéquat à de nombreuses applications, notamment les filtres optiques pour la spectroscopie, la communication et l'imagerie [14], les miroirs très réfléchissants [15], le revêtement antireflet pour les cellules solaires et les lentilles d'appareil photo [16,17] et les fibres photoniques pour les applications de télécommunication et de détection [18-20]. Notre présente étude vise à explorer la conception des cristaux photoniques à une et à deux dimensions spécifiquement adaptées aux applications biomédicales et bio-photoniques, ainsi que l'élaboration des matériaux constituant ces nanostructures par différentes méthodes de fabrication.

Le premier chapitre de cette thèse introduit, dans un premier lieu, les concepts fondamentaux de la photonique, ensuite les concepts des cristaux photoniques. Nous allons expliquer leurs structures périodiques et leurs comportements optiques caractéristiques, tels que la bande interdite photonique.

Le deuxième chapitre se concentre sur un contexte théorique concernant l'utilisation des cristaux photoniques comme plateformes de biocapteurs. Nous allons présenter les principes de base des biocapteurs et explorer comment les cristaux photoniques peuvent être utilisés pour détecter et analyser divers bio fluides et biomolécules tels que les protéines, l'urine, les biomarqueurs et les cellules cancéreuses. Les performances des biocapteurs basés sur les cristaux photoniques, tels que leur sensibilité, leur seuil de détection et leur limite de détection, seront discutées en détail.

Le troisième chapitre aborde l'élaboration des matériaux utilisés pour la fabrication des cristaux photoniques. Il présente différentes techniques d'élaboration et de dépôt de couches minces par des méthodes physiques et chimiques. Les matériaux étudiés dans ce chapitre comprennent les oxydes métalliques tels que l'oxyde de zinc (ZnO), le dioxyde de titane (TiO_2) et le dioxyde de silicium (SiO_2), les pérovskites comme le titanate de plomb (PbTiO_3), le titanate de strontium (SrTiO_3) et le tantalate de lithium (LiTaO_3), ainsi que les matériaux à deux dimensions (2D) tels que le sulfure de gallium (GaS en 2D) et la muscovite ($\text{KAl}_2(\text{AlSi}_3\text{O}_{10})(\text{OH},\text{F})_2$).

Le quatrième chapitre met l'accent sur la simulation des cristaux photoniques. Il présente une brève introduction aux méthodes de simulation utilisées pour prédire les propriétés optiques des cristaux photoniques et optimiser leur conception, en particulier la méthode de la matrice de transfert (en Anglais *transfer matrix method*). Cette méthode permet d'explorer en détail le comportement de la lumière à l'intérieur de ces nano structures, en prenant en compte certains paramètres, tels que les propriétés de chaque matériau constituant le cristal photonique et sa structure. De plus, ce chapitre présente de nouvelles structures basées sur les matériaux abordés dans le chapitre 3. En explorant des différentes combinaisons innovantes de matériaux et en optimisant leur arrangement structural, de nouvelles architectures de cristaux photoniques ont été proposées et étudiées. Ces nouvelles structures sont conçues dans le but d'améliorer leur capacité à manipuler la lumière et plus spécifiquement leur sensibilité aux changements du milieu.

Le dernier chapitre est dédié à la conception et l'analyse numérique des performances de biocapteurs à base de cristaux photoniques unidimensionnels. Il présente des études de cas illustrant l'utilisation des cristaux photoniques pour la détection de vésicules extracellulaires et le taux de glycémie. De nouveaux concepts et structures ont été proposés où les résultats de

simulation montrent que nos capteurs ont des performances fascinantes en termes de biodétection. Enfin, les perspectives futures sont discutées, mettant en évidence les limitations actuelles et les opportunités d'application des cristaux photoniques pour la bio-détection.

Références

[1] John, S., 1987. Strong localization of photons in certain disordered dielectric superlattices. *Physical review letters*, 58(23), p.2486.

[2] Yablonovitch, E., 1987. Inhibited spontaneous emission in solid-state physics and electronics. *Physical review letters*, 58(20), p.2059.

[3] Doghmosh, N., Taya, S.A., Upadhyay, A., Olaimat, M.M. and Colak, I., 2021. Enhancement of optical visible wavelength region selective reflector for photovoltaic cell applications using a ternary photonic crystal. *Optik*, 243, p.167491.

[4] Saleki, Z., 2022. Nonlinear control of switchable wavelength-selective absorption in a one-dimensional photonic crystal including ultrathin phase transition material-vanadium dioxide. *Scientific Reports*, 12(1), p.10715.

[5] Hajivandi, J., Holcomb, M. and Kurt, H., 2021. Directional emission of the edge states from the photonic topological structure composed of two-dimensional honeycomb photonic crystals. *Journal of Optics*, 50(3), pp.371-380.

[6] Li, M., Liang, H., Luo, R., He, Y. and Lin, Q., 2019. High-Q 2D lithium niobate photonic crystal slab nanoresonators. *Laser & Photonics Reviews*, 13(5), p.1800228.

[7] Chang, B., Zhou, C., Tarekegne, A.T., Yang, Y., Zhao, D., Jensen, F., Hübner, J. and Jansen, H., 2019. Large area three-dimensional photonic crystal membranes: single-run fabrication and applications with embedded planar defects. *Advanced Optical Materials*, 7(2), p.1801176.

[8] Jiang, C., Xue, Y.L., Wang, R. and Kong, R., 2020. Area scalable and period manipulable three-dimensional optically induced photorefractive photonic periodic crystal or aperiodic quasicrystal. *Superlattices and Microstructures*, 140, p.106446.

- [9] Chotrattanapituk, A., Choi, H. and Englund, D., 2020. Tunable 3D Photonic Crystal Cavity for Coherent Coupling between Microwave Fields and Solid State Spins. *Bulletin of the American Physical Society*, 65.
- [10] Farzin, B.Z., Ardebili, S.B.S., Kim, J.S. and Kang, T.I., 2022. Investigating the slow light in a 2D heterostructure photonic crystal composed of circular rods and holes in the square lattices. *Physica Scripta*, 98(1), p.015510.
- [11] Aravindakshan, N., Eftekhari, E., Tan, S.H., Li, X., St John, J., Nguyen, N.T., Zhao, H., Zhao, D. and Li, Q., 2020. Ensembles of photonic beads: optical properties and enhanced light—matter interactions. *Advanced Optical Materials*, 8(7), p.1901537.
- [12] Elshahat, S., Abood, I., Esmail, M.S.M., Ouyang, Z. and Lu, C., 2021. One-dimensional topological photonic crystal mirror heterostructure for sensing. *Nanomaterials*, 11(8), p.1940.
- [13] Trabelsi, Y., Belhadj, W., Ben Ali, N. and Aly, A.H., Theoretical study of tunable optical resonators in periodic and quasiperiodic one-dimensional photonic structures incorporating a nematic liquid crystal, *Photonics* **8**, 150 (2021).
- [14] Gadhwal, R., Kaushik, P. and Devi, A., 2023. A review on 1D photonic crystal based reflective optical limiters. *Critical reviews in solid state and materials sciences*, 48(1), pp.93-111.
- [15] Habli, O., Bouazzi, Y. and Kanzari, M., 2019. Gas sensing using one-dimensional photonic crystal nanoresonators. *Progress In Electromagnetics Research C*, 92, pp.251-263.
- [16] Sayed, H., Al-Dossari, M., Ismail, M.A., Abd El-Gawaad, N.S. and Aly, A.H., Theoretical Analysis of Optical Properties for Amorphous Silicon Solar Cells with Adding Anti-Reflective Coating Photonic Crystals, *Photonics* **9**, 813 (2022).
- [17] Anttu, N., Mäntynen, H., Sorokina, A., Turunen, J., Sadi, T. and Lipsanen, H., 2021. Applied electromagnetic optics simulations for nanophotonics. *Journal of Applied Physics*, 129(13), p.131102.
- [18] Palo, E. and Daskalakis, K.S., 2023. Prospects in Broadening the Application of Planar Solution-Based Distributed Bragg Reflectors. *Advanced Materials Interfaces*, p.2202206.

- [19] Bertucci, S., Megahd, H., Dodero, A., Fiorito, S., Di Stasio, F., Patrini, M., Comoretto, D. and Lova, P., 2022. Mild Sol–Gel Conditions and High Dielectric Contrast: A Facile Processing toward Large-Scale Hybrid Photonic Crystals for Sensing and Photocatalysis. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 14(17), pp.19806-19817.
- [20] Malekovic, M., Urann, M., Steiner, U., Wilts, B.D. and Kolle, M., 2020. Soft photonic fibers for colorimetric solvent vapor sensing. *Advanced Optical Materials*, 8(13), p.2000165.

Chapitre 1 Les cristaux photoniques

1.1 Introduction :

Le développement des matériaux capables d'interagir avec les ondes électromagnétiques, en particulier la lumière, offre un immense potentiel pour diverses technologies avancées. L'industrie des télécommunications constitue un exemple notable de cette révolution, grâce aux câbles à fibres optiques qui guident la lumière avec une grande efficacité. De nombreux domaines, tels que l'ingénierie des lasers, l'informatique et la spectroscopie, sont susceptibles de tirer des avantages significatifs des progrès réalisés dans le domaine des matériaux optiques. Les cristaux photoniques, grâce à leurs bandes interdites photoniques, permettent le contrôle et la manipulation précise de la lumière. Ils ont la capacité de limiter la propagation de la lumière dans des directions spécifiques et dans des gammes de fréquences bien définies, ce qui revient à limiter la transmission de certaines longueurs d'onde, c'est-à-dire certains couleurs.

Le dispositif optique le plus utilisé est le miroir diélectrique multicouche, tel que l'empilement de couches quart d'onde, qui est constitué des couches alternées de matériaux ayant des constantes diélectriques différentes. Lorsque la lumière interagit avec cette structure multicouche, elle subit une réflexion complète. En effet, si les couches forment une structure périodique, l'onde incidente subit des réflexions multiples qui interfèrent de manière destructive, annulant ainsi l'onde incidente. Ce phénomène décrit pour la première fois par Lord Rayleigh en 1887, est la base de nombreux dispositifs optiques, notamment les miroirs diélectriques, les filtres diélectriques de Fabry-Pérot et les lasers à rétroaction répartie.

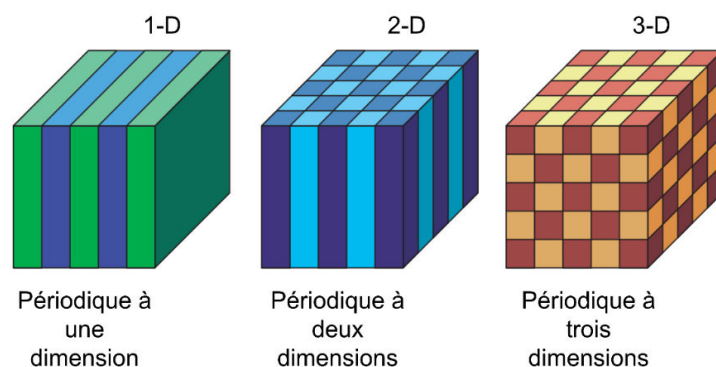


Figure 0.1 Exemples de cristaux photoniques à une, deux et trois dimensions. Les différentes couleurs représentent des matériaux avec des constantes diélectriques différentes [1].

Certains cristaux photoniques bloquent la propagation des ondes électromagnétiques quelle que soit leur polarisation, leur origine et leur direction de propagation dans une gamme de fréquences spécifique, on dit qu'ils possèdent une bande interdite photonique complète. Un cristal doté d'une bande interdite complète agira naturellement comme un réflecteur omnidirectionnel. Pour créer une bande interdite photonique complète, il est nécessaire de faire en sorte que le réseau diélectrique soit périodique selon trois axes, formant ainsi un cristal photonique tridimensionnel (PC 3D). La Figure 1.1 représente les trois types de cristaux photoniques : cristal photonique à une dimension ou unidimensionnel (PC 1D), cristal photonique à deux dimensions ou bidimensionnel (PC 2D) et cristal photonique à trois dimensions ou tridimensionnel. Nous allons ensuite aborder les caractéristiques des cristaux photoniques les moins complexes, c'est-à-dire les systèmes à une dimension. Ensuite, nous nous pencherons sur les caractéristiques des cristaux photoniques les plus complexes, c'est-à-dire les systèmes bidimensionnels et tridimensionnels.

1.2 Cristal photonique unidimensionnel (PC 1D) :

Commençons par la structure la plus simple, les cristaux photoniques à une dimension (Figure 1.2), cette structure consiste d'une alternance de couches de matériau à constantes diélectriques différentes. Cet arrangement n'est pas une idée nouvelle. En effet, Lord Rayleigh (1887) a publié l'une des premières analyses des propriétés optiques des multicouches. Ce type de cristal photonique peut agir comme un miroir (appelé miroir de Bragg). Lord Rayleigh (1917) a mis au point une méthode pour analyser ce système. Elle consiste à imaginer qu'une onde plane se propage à travers le matériau et à considérer la somme des réflexions et réfractions multiples qui se produisent à chaque interface.

En appliquant les principes d'électromagnétisme et de symétrie on peut décrire les modes électromagnétiques dans la structure. Cette dernière est périodique dans la direction z , et homogène dans le plan xy , cela permet de classer les modes à l'aide de \mathbf{k}_{\parallel} , k_z et n : le vecteur d'onde dans le plan, le vecteur d'onde dans la direction z et le numéro de la couche. Les vecteurs d'onde spécifient la manière dont le mode se transforme sous les opérateurs de translation, et le nombre de bandes augmente proportionnellement avec la fréquence. On peut écrire les modes sous la forme de Bloch:

$$H_{n,k_z,\mathbf{k}_{\parallel}}(\mathbf{r}) = e^{i\mathbf{k}_{\parallel} \cdot \boldsymbol{\rho}} e^{ik_z z} u_{n,k_z,\mathbf{k}_{\parallel}}(z) \quad (0.1)$$

La fonction $\mathbf{u}(z)$ est périodique, avec la propriété $\mathbf{u}(z) = \mathbf{u}(z + R)$ où R est un entier multiple de la période a . Comme la structure a une symétrie de translation continue suivant le plan xy , le vecteur d'onde \mathbf{k}_{\parallel} peut prendre n'importe quelle valeur. Cependant, le vecteur d'onde k_z peut être limité à un intervalle fini, la zone de Brillouin unidimensionnelle, car la structure a une symétrie de translation discrète suivant la direction z . Si le vecteur de réseau primitif est $a\hat{z}$ alors le vecteur du réseau réciproque est $(2\pi/a)\hat{z}$ et la zone de Brillouin est $-\pi/a < k_z < \pi/a$.

Considérons le cas du Figure 1.2 où les ondes se propagent dans la direction z avec une incidence normale. Dans ce cas $\mathbf{k}_{\parallel} = 0$ et la seule composante du vecteur d'onde est k_z . Les couches minces sont étendues à l'infini suivant le plan x - y et les cellules unitaires sont répétées à l'infini dans la direction z (Figure 1.2).

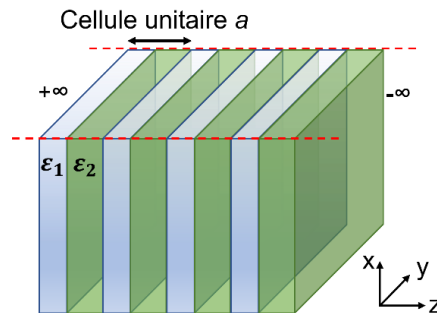


Figure 0.2 Cristal photonique à une dimension (PC 1D) infini.

Par la suite, prenons trois cas différents (Figure 1.3) : premièrement, les deux matériaux ont les mêmes constantes diélectriques ($\epsilon_1 = \epsilon_2 = 13$). Ensuite, le cas où les deux matériaux ont des constantes diélectriques différentes avec la condition ($\epsilon_1 = 13$ et $\epsilon_2 = 12$). Enfin, les deux matériaux ont des constantes diélectriques différentes avec la condition ($\epsilon_1 = 13$ et $\epsilon_2 = 1$).

- Trois configurations différentes:
 - Configuration 1:
 - eps1 = 13
 - eps2 = 13
 - Configuration 2:
 - eps1 = 13
 - eps2 = 12
 - Configuration 3:
 - eps1 = 13
 - eps 2= 1

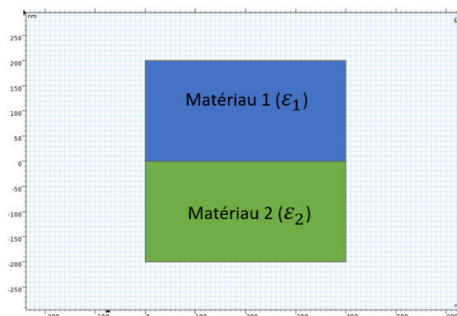


Figure 0.3 Trois configurations des structures périodiques à 1-D.

Tableau 0-1 Paramètres de simulation des cristaux photoniques à 1D à base de GaAs massive cristal, multicouche GaAs/GaAlAs, et multicouche GaAs/Air [2].

Paramètre	Expression	Valeur	Description
a	400 [nm]	4×10^{-7} m	Période
w	$a/2$	2×10^{-7} m	Epaisseur de la couche
ϵ_1	13	13	Permittivité de la première couche
ϵ_2	13, 12, 1	13, 12, 1	Permittivité de la deuxième couche
k_y	0 [rad/m]	0 rad/m	Vecteur d'onde
N	40	40	Nombre d'étapes
F_{max}	250 [THz]	2.5×10^{14} Hz	Fréquence maximale

Les paramètres de simulation utilisés pour générer les structures de bande photoniques sont représentés en détail sur le Tableau 1.1.

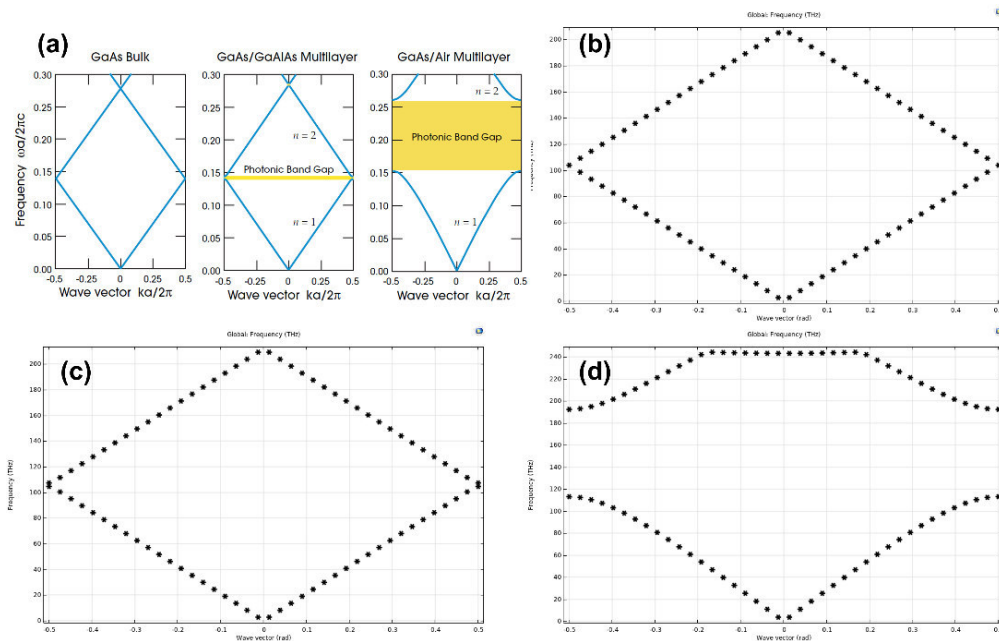


Figure 0.4 (a) Les structures de bande photoniques d'après la référence [1] et les structures de bande photoniques d'après notre simulation (Epaisseur de la couche $a/2$). (b) GaAs massive ($\epsilon_1 = \epsilon_2 = 13$), (c) multicouche GaAs/GaAlAs ($\epsilon_1 = 13$ et $\epsilon_2 = 12$), et (d) multicouche GaAs/Air ($\epsilon_1 = 13$ et $\epsilon_2 = 1$).

La figure 1.4 (a) représente les structures de bande photoniques théoriques d'après la référence [11]. Les figures 1.4 (b) à (d) correspondent aux courbes $\omega_n(k)$ pour trois cas de multicouches. La figure 1.4 (b) correspond au cas où les deux couches possèdent une constante diélectrique identique, on dit que le milieu est homogène. La figure 1.4 (c) représente le cas où les deux couches possèdent des constantes diélectriques presque égales (c'est-à-dire, $\epsilon_1 = 13$ et $\epsilon_2 = 12$). Tandis que la figure 1.4 (d) représente une structure avec des contrastes diélectriques significativement différentes (c'est-à-dire, $\epsilon_1 = 13$ et $\epsilon_2 = 1$). Pour un milieu homogène, la bande $\omega_n(k)$ est donnée par l'équation $\omega_n(k) = ck/\sqrt{\epsilon}$, où k est le vecteur d'onde et c la vitesse de la lumière.

1.3 Cristaux photoniques bidimensionnels (PC 2D) :

Un cristal photonique bidimensionnel est périodique dans un plan de deux dimensions, c'est-à-dire suivant deux axes (x et y par exemple), et homogène selon le troisième axe (z). L'exemple le plus simple d'un PC 2D est illustré dans la Figure 1.5. Sa structure est composée d'un réseau carré de colonnes de matériau diélectrique (de rayon r et d'une constante diélectrique ϵ). Le matériau est homogène selon la direction z où les colonnes sont considérées infiniment hautes, et périodiques dans les autres directions avec une constante de réseau égale à a . Ce cristal photonique peut avoir une bande interdite photonique dans le plan xy qui dépend des paramètres de la structure et contrairement au cristal photonique à une dimension discuté dans la première partie de ce chapitre, le PC 2D peut empêcher la propagation de la lumière dans n'importe quelle direction à l'intérieur du plan xy .

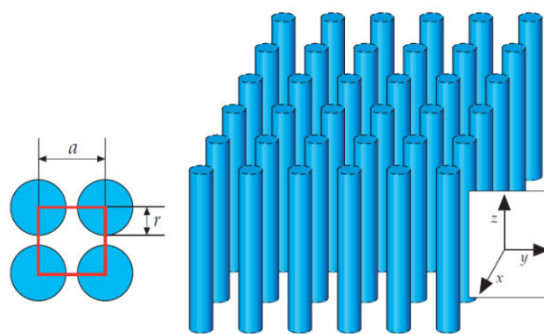


Figure 0.5 Cristal photonique bidimensionnel [1].

Les symétries du cristal sont utilisées pour caractériser les modes électromagnétiques. Comme le système est homogène dans la direction z , les modes doivent être oscillants dans cette direction. De plus, le système a une symétrie de translation dans le plan xy . Autrement dit, $\epsilon(\mathbf{r}) = \epsilon(\mathbf{r} + \mathbf{R})$,

avec \mathbf{R} est une relation linéaire des vecteurs du réseau primitifs ($a\hat{x}$ et $a\hat{y}$). En appliquant le théorème de Bloch, on peut se focaliser sur les valeurs de \mathbf{k}_{\parallel} qui sont dans la zone de Brillouin. Les modes sont indexés par \mathbf{k}_{\parallel} , k_z et n (où n est le numéro de bande utilisé pour référencer les modes par ordre de fréquence croissante). Ces paramètres prennent la forme désormais familière des états de Bloch :

$$H_{(n,k_z,\mathbf{k}_{\parallel})}(\mathbf{r}) = e^{i\mathbf{k}_{\parallel}\cdot\boldsymbol{\rho}} e^{ik_z z} u_{(n,k_z,\mathbf{k}_{\parallel})}(\boldsymbol{\rho}) \quad (0.2)$$

$\boldsymbol{\rho}$ est la projection de \mathbf{r} dans le plan xy et $u(\boldsymbol{\rho})$ est une fonction périodique $u(\boldsymbol{\rho}) = u(\boldsymbol{\rho} + \mathbf{R})$ pour tous les vecteurs de réseau \mathbf{R} . Dans ce cas, \mathbf{k}_{\parallel} est restreint à la zone de Brillouin et k_z est sans restriction. Les modes avec $k_z = 0$ sont invariants sous l'effet des réflexions à travers le plan xy . On classe les modes en les séparant en deux polarisations distinctes : Les modes transversaux électriques (TE) (\mathbf{H} perpendiculaire au plan, $\mathbf{H} = H(\boldsymbol{\rho})\hat{z}$, et \mathbf{E} dans le plan $\mathbf{E}(\boldsymbol{\rho}) \cdot \hat{z} = 0$) et les modes transversaux magnétiques (TM) ($\mathbf{E} = E(\boldsymbol{\rho})\hat{z}$ et $H(\boldsymbol{\rho}) \cdot \hat{z} = 0$).

La Figure 1.6 (a) représente les structures de bande d'un PC 2D constitué de cylindres de rayon R égale à $0.2a$, de permittivité relative ε égale à 12,5 et de perméabilité μ égale à 1, calculées pour la polarisation magnétique transversale (TM) avec le champ électrique le long de l'axe des cylindres. La Figure 1.6 (b) représente les surfaces de dispersion tridimensionnelle près de la fréquence du point de Dirac. La figure montre que la dispersion linéaire et les cônes de Dirac peuvent être obtenus au point 0 ($k = 0$) avec une fréquence f égale à $0,541c/a$ [3]. La branche plate qui coupe le cône de Dirac correspond à un mode dipolaire dont le champ magnétique est polarisé parallèle au vecteur d'onde \mathbf{k} près du point 0.

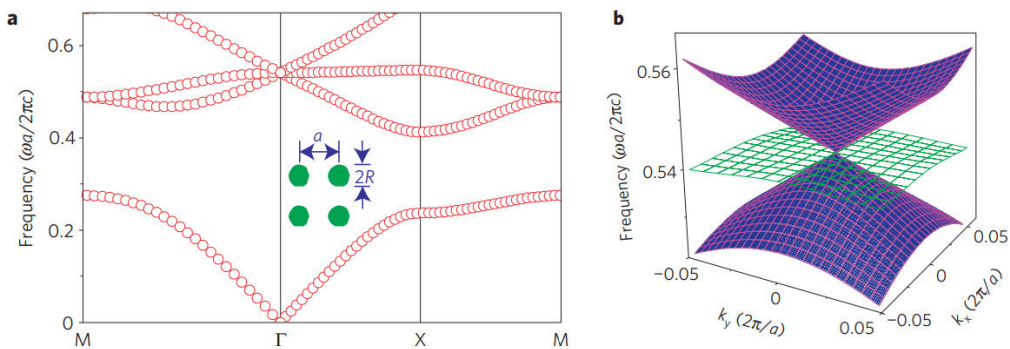


Figure 0.6 (a) La structure de bande d'un cristal photonique bidimensionnel avec un réseau carré et **(b)** Surfaces de dispersion tridimensionnelle près de la fréquence du point de Dirac [3].

1.4 Cristaux photoniques tridimensionnel (PC 3D) :

La conception des structures des cristaux photoniques tridimensionnels et leur fabrication sont les tâches les plus difficiles par rapport aux PC 1D et PC 2D. En effet, le développement de techniques de fabrication des PC 3D a nécessité la création de nouvelles méthodologies, et il a fallu plus de trois ans entre la première proposition initiale de PC 3D et le calcul d'une structure capable d'avoir une bande interdite photonique complète [4]. Depuis, une large gamme de géométries de PC 3D avec des bandes interdites complètes a été démontrée à la fois dans les domaines théoriques et expérimentaux. La Figure 1.7 (a) illustre un PC 3D constitué de tiges unidimensionnelles disposées selon un motif répétitif. La Figure 1.7 (b) montre une vue en coupe d'une image prise par microscope électronique à balayages (MEB) du même PC 3D [5].

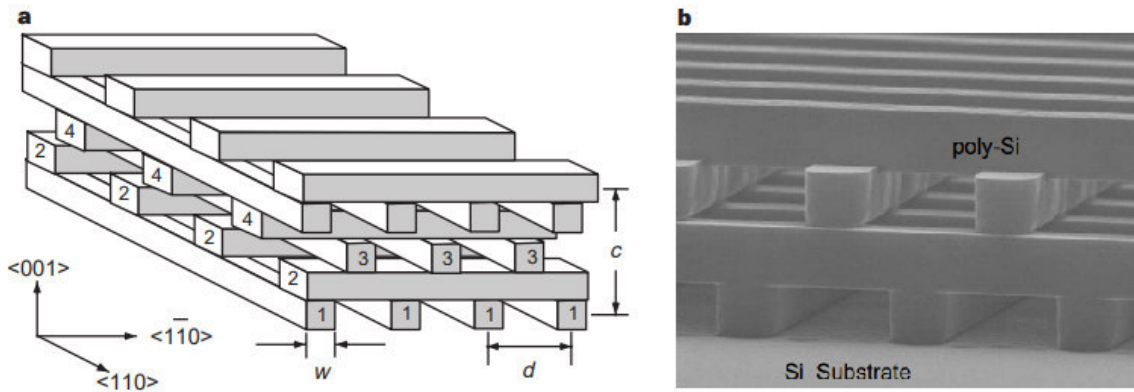


Figure 0.7 (a) Schéma du PC 3D et **(b)** microscopie électronique à balayage (MEB) image du PC 3D fabriqué à partir de silicium poly-cristallin [5].

1.5 Les équations de Maxwell :

Le comportement de la lumière dans un cristal photonique peut être caractérisé mathématiquement en utilisant les quatre équations macroscopiques de Maxwell. Ces équations, sous leur forme différentielle peuvent être exprimées comme suit [6] :

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0, \quad \nabla \times \mathbf{E} + \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = 0 \quad (0.3)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho, \quad \nabla \times \mathbf{H} - \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} = \mathbf{J} \quad (0.4)$$

En absence de charges libres et de courants électriques, ρ et \mathbf{J} sont égales à zéro et en incorporant le vecteur de position \mathbf{r} et le temps t comme variables, nous pouvons représenter les équations de Maxwell par les formules suivantes :

$$\nabla \cdot \mathbf{B}(\mathbf{r}, t) = 0 \quad \nabla \times \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) = -\frac{\partial \mathbf{B}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \quad (0.5)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D}(\mathbf{r}, t) = 0 \quad \nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = \frac{\partial \mathbf{D}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \quad (0.6)$$

Où \mathbf{B} est l'induction magnétique ou flux magnétique, \mathbf{E} est le champ électrique, \mathbf{D} est la densité du flux électrique ou déplacement et \mathbf{H} est le champ magnétique. Pour résoudre les équations de Maxwell décrites dans les formules 1.6, il est nécessaire d'établir les relations entre la densité du flux électrique \mathbf{D} et le champ électrique \mathbf{E} , ainsi que la densité du champ magnétique \mathbf{B} et le champ magnétique \mathbf{H} données par :

$$\mathbf{D}(\mathbf{r}, t) = \varepsilon_0 \varepsilon_r \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) + \mathbf{P}(\mathbf{r}, t) \quad (0.7)$$

$$\mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = \frac{1}{\mu_0} \mathbf{B}(\mathbf{r}, t) - \mathbf{M}(\mathbf{r}, t) \quad (0.8)$$

Où P et M sont, respectivement, la densité de polarisation et la densité du courant électrique. ε_0 , ε_r et μ_0 représentent la permittivité de l'espace libre, la permittivité électrique relative et la perméabilité de l'espace libre, respectivement. Si les matériaux ne sont ni magnétiques ni anisotropes du point de vue diélectrique, les formules 1.7 et 1.8 peuvent s'écrire [7] :

$$\mathbf{D}(\mathbf{r}, t) = \varepsilon_0 \varepsilon_r \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) \quad (0.9)$$

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}, t) = \mu_0 \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) \quad (0.10)$$

Et les équations de maxwell deviennent :

$$\nabla \cdot \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = 0, \quad \nabla \times \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) + \mu_0 \frac{\partial \mathbf{H}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = 0 \quad (0.11)$$

$$\nabla[\varepsilon_r \mathbf{E}(\mathbf{r}, t)] = 0, \quad \nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) - \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{\partial \mathbf{E}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = 0 \quad (0.12)$$

En calculant le gradient de l'équation 1.12 on obtient :

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\varepsilon_r} \nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) \right) = \varepsilon_0 \frac{\partial}{\partial t} \nabla \times (\mathbf{E}(\mathbf{r}, t)) \quad (0.13)$$

Ensuite, en substituant l'équation 1.11 dans 1.13, on obtient :

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\varepsilon_r} \nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) \right) = -\varepsilon_0 \mu_0 \frac{\partial^2}{\partial t^2} \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) \quad (0.14)$$

La vitesse de la lumière (c) peut également être définie comme l'inverse de la racine carrée de la permittivité et de la perméabilité, c'est-à-dire : $c = 1/\sqrt{\varepsilon_0 \mu_0}$. L'équation 1.14 s'écrit :

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\varepsilon_r} \nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) \right) = -\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) \quad (0.15)$$

Et :

$$\frac{1}{\varepsilon_r} \nabla \times (\nabla \times \mathbf{E}(\mathbf{r}, t)) = -\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) \quad (0.16)$$

Dans cet ensemble d'équations, le champ électrique \mathbf{E} et le champ magnétique \mathbf{H} sont des fonctions linéaires de l'espace et du temps. En utilisant un champ à valeur complexe, nous pouvons écrire un mode harmonique comme un motif spatial multiplié par une exponentielle complexe :

$$\mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{H}(\mathbf{r}) e^{-i\omega t} \quad (0.17)$$

$$\mathbf{E}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{E}(\mathbf{r}) e^{-i\omega t} \quad (0.18)$$

Par insertion l'équation 1.18 dans les équations de Maxwell de formules 1.11 et 1.12, on obtient :

$$\nabla \cdot \mathbf{H}(\mathbf{r}) = 0, \quad \nabla \times \mathbf{E}(\mathbf{r}) - i\omega \mu_0 \mathbf{H}(\mathbf{r}) = 0 \quad (0.19)$$

$$\nabla[\varepsilon_r \mathbf{E}(\mathbf{r})] = 0, \quad \nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}) + i\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r \mathbf{E}(\mathbf{r}) = 0 \quad (0.20)$$

En outre, les équations 1.15 et 1.16 deviennent :

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\varepsilon_r} \nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}) \right) = \left(\frac{\omega}{c} \right)^2 \mathbf{H}(\mathbf{r}) \quad (0.21)$$

Et :

$$\frac{1}{\varepsilon_r} \nabla \times (\nabla \times \mathbf{E}(\mathbf{r})) = \left(\frac{\omega}{c} \right)^2 \mathbf{E}(\mathbf{r}) \quad (0.22)$$

Les équations 1.19 et 1.20 se simplifient en :

$$\mathbf{E}(\mathbf{r}) = \frac{i}{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r} \nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}) = 0 \quad (0.23)$$

$$\mathbf{H}(\mathbf{r}) = -\frac{i}{\omega \mu_0} \nabla \times \mathbf{E}(\mathbf{r}) \quad (0.24)$$

Le problème des valeurs propres dans les deux équations 1.21 et 1.22 est également connu sous le nom d'équation de Helmholtz. La solution de ces équations de Helmholtz pour une structure périodique donnée $\varepsilon(\mathbf{r})$ est un ensemble de modes pour chaque fréquence donnée, qui peuvent être des ondes planes de la forme [7] :

$$\mathbf{H}_{\mathbf{k}}(\mathbf{r}) = \mathbf{H}_0(\mathbf{r}) e^{-i\mathbf{k} \cdot \mathbf{r}} \quad (0.25)$$

Le vecteur d'onde \mathbf{k} indique la direction de propagation. On définit l'opérateur Θ par l'équation suivant $\Theta = \nabla \times \frac{1}{\varepsilon_r} \nabla \times$, donc l'équation 1.21 devient :

$$\Theta \mathbf{H}(\mathbf{r}) = \left(\frac{\omega}{c}\right)^2 \mathbf{H}(\mathbf{r}) \quad (0.26)$$

1. 6 Conclusion :

En conclusion, le développement de structures à base de matériaux capables d'interagir avec les ondes électromagnétiques, en particulier la lumière, offre un immense potentiel pour les technologies avancées. Les cristaux photoniques, grâce à leur capacité à contrôler et à manipuler la lumière à travers des bandes interdites photoniques, présentent des avantages significatifs dans divers domaines, en particulier dans les domaines de la bio-photonique et biomédicale, comme nous le verrons dans les chapitres suivants. Les miroirs diélectriques multicouches (miroirs de Bragg) et les cristaux photoniques avec des bandes interdites complètes sont des composants clés des dispositifs optiques. Enfin, nous avons vu qu'en incorporant les équations de Maxwell, une compréhension plus approfondie de l'interaction matière-lumière dans les cristaux photoniques peut être obtenue. Les équations de Maxwell décrivent la propagation des ondes électromagnétiques et fournissent un cadre théorique essentiel pour étudier les propriétés optiques des cristaux photoniques, notamment la transmission et la réflexion de la lumière.

Références

- [1] J.D. Joannopoulos, R.D. Meade, and J.N. Winn, Photonic Crystals (Molding the Flow of Light), Princeton University Press, 2008.
- [2] Sze, S.M., Li, Y. and Ng, K.K., 2021. Physics of semiconductor devices. John wiley & sons.
- [3] Huang, X., Lai, Y., Hang, Z.H., Zheng, H. and Chan, C.T., 2011. Dirac cones induced by accidental degeneracy in photonic crystals and zero-refractive-index materials. Nature materials, 10(8), pp.582-586.
- [4] Ho, K.M., Chan, C.T. and Soukoulis, C.M., 1990. Existence of a photonic gap in periodic dielectric structures. Physical Review Letters, 65(25), p.3152.
- [5] Lin, S.Y., Fleming, J.G., Hetherington, D.L., Smith, B.K., Biswas, R., Ho, K.M., Sigalas, M.M., Zubrzycki, W., Kurtz, S.R. and Bur, J., 1998. A three-dimensional photonic crystal operating at infrared wavelengths. Nature, 394(6690), pp.251-253.
- [6] Jackson, J.D., 2021. Classical electrodynamics. John Wiley & Sons.
- [7] Knapitsch, A.R., 2012. Photonic crystals: Enhancing the light output of scintillation based detectors (Doctoral dissertation, CERN).

Chapitre 2 Biocapteurs à base de cristaux photoniques

2.1 Introduction :

Les biocapteurs sont utilisés pour la détection des diverses cibles biologiques, telles que les cellules [1], les bactéries [2], les virus [3], les protéines [4], les enzymes [5], les acides nucléiques [6], etc... La mise en œuvre des biocapteurs pour le point de soins (POC) (en Anglais *Point-of-Care*), tels que les tests cliniques primaires ou les applications au chevet du patient, représente un défi en raison de plusieurs facteurs, tels que l'exigence d'un personnel hautement qualifié, des temps d'analyse souvent longs et des coûts d'instrumentation élevés. En fait, bien que des instruments automatisés ont été utilisés pour traiter simultanément plusieurs échantillons de patients, des techniciens sont toujours nécessaires pour la surveillance et la maintenance [7]. En outre, un test comme l'immuno-enzymatique (ELISA) implique plusieurs étapes expérimentales, notamment l'immobilisation des anticorps, la fixation des molécules, le marquage, l'acquisition du signal et les multiples étapes de lavage. Il est donc nécessaire de développer des systèmes de bio détection abordables, fiables, simple et intégrable pour les diagnostics POC [9]. En particulier, les biocapteurs à base de PC offrent plusieurs avantages par rapport à d'autres technologies de bio-détection, y compris une fabrication de faible coût et un temps d'analyse très court [9]. Les biocapteurs à base de cristaux photoniques (ou PC-biocapteurs) ont été utilisés avec succès pour détecter diverses cibles biologiques dans des échantillons de sang, d'urine, de sueur et de larmes [10-11]. Par la suite, nous allons voir les différentes structures et les méthodes de fabrication des cristaux photoniques, leur principe de fonctionnement, leur intégration dans des systèmes POCs, et enfin leurs applications.

2.2 Structures et fabrication des cristaux photoniques :

Les structures PC se manifestent dans la nature, comme les couleurs irisées observées chez les papillons, les paons et d'autres organismes, qui sont le résultat de l'agencement géométrique de leurs surfaces, comme montré dans la Figure 2.1. Dans la pratique, les structures PC peuvent être fabriquées en 1D, 2D et 3D en incorporant des caractéristiques telles que des microcavités, des

guides d'ondes, des plaques (en Anglais *slabs*), des films minces multicouches et des géométries poreuses, comme montré dans les Figure 2.2 (a) à (i).

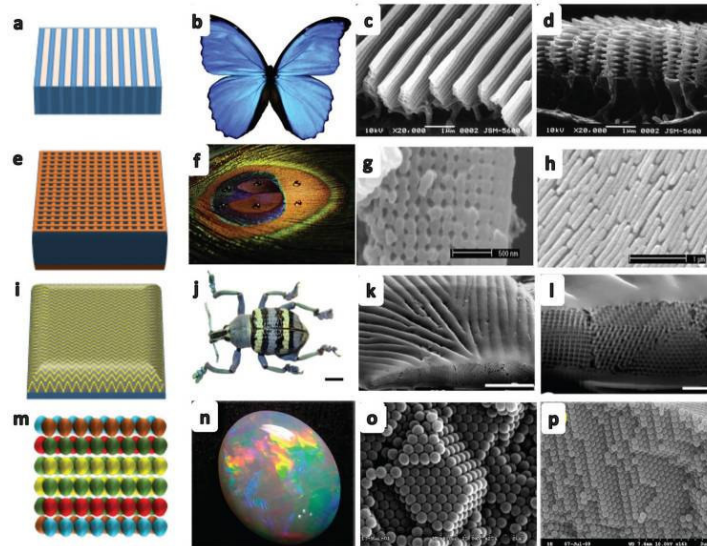


Figure 0.1 Structures de PC couramment trouvées dans la nature. La couleur irisée brillante de ces objets est due à la présence d'éléments périodiques géométriques dans leurs structures [9].

Les structures PC sont fabriquées à l'aide de différentes techniques, notamment l'auto-assemblage (en Anglais *self-assembly*) et la lithographie. Dans l'auto-assemblage, des colloïdes composés de polymères d'hydrogel, de silice ou de polystyrène sont déposés sur une surface par sédimentation, spin-coating ou dépôt vertical [12-13], ce qui permet d'obtenir des structures de PC de couleur iridescente [13]. Bien que les méthodes d'auto-assemblage soient rentables, le contrôle précis des dimensions et de la géométrie de la structure PC peuvent s'avérer difficiles.

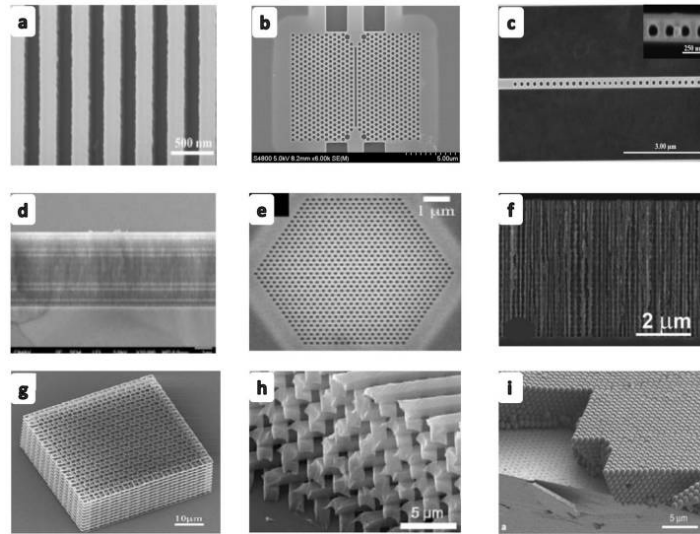


Figure 0.2 Les différents types de cristaux photoniques fabriqués artificiellement [9].

Des approches *top-down* telles que la lithographie par faisceau d'électrons (en Anglais *e-beam lithography*), la lithographie par nano-impression (en Anglais *nanoimprint lithography*), la gravure électrochimique et les techniques de dépôt de couches minces offrent des alternatives aux méthodes d'auto-assemblage et permettent de mieux contrôler les dimensions et la géométrie de la structure des PCs.

2.3 Principes de fonctionnement des PC-biocapteurs :

Le biocapteur utilisant un cristal photonique unidimensionnel de type miroir de Bragg est composé d'une séquence de couches minces diélectriques avec des indices de réfraction différents. Ce type de cristal photonique 1D et son principe de fonctionnement seront étudiés en détail dans le chapitre 4. Les cristaux photoniques en plaques (en anglais *photonic crystal slabs*) sont généralement créés en déposant une couche de revêtement à indice de réfraction élevé sur une couche de réseau périodique à faible indice de réfraction (Figure 2.3 (a)).

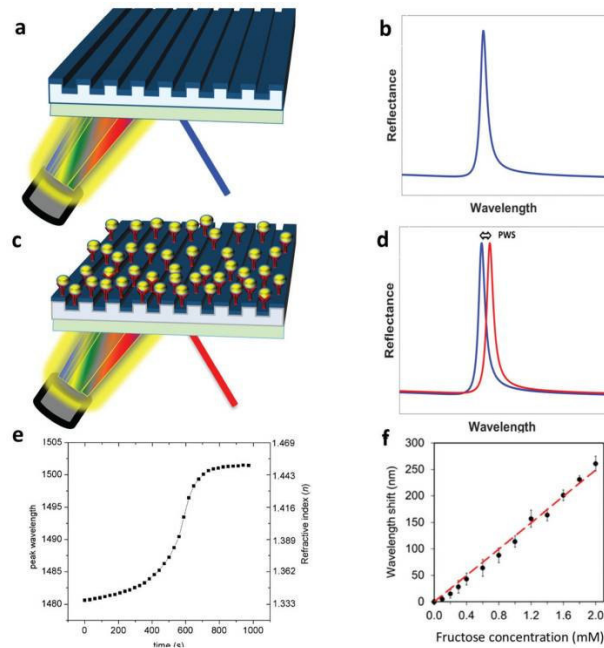


Figure 0.3 Mécanisme de bio-détection à l'aide de cristaux photoniques.

Dans ces structures PC, seul le mode d'ordre zéro est autorisé, tandis que les modes d'ordre supérieur sont éliminés lorsque la période du réseau (Λ) est inférieure à la longueur d'onde de la lumière incidente ($\Lambda < \lambda$) en incidence normale. Ces structures peuvent être conçues pour réfléchir une gamme étroite de longueurs d'onde, ce qui se traduit par un pic net dans le spectre de réflexion (Figure 2.3 (b)). La relation entre la période du réseau (Λ), la longueur d'onde de résonance de la lumière (λ_{res}) et l'indice de réfraction effectif (n_{eff}) est donnée par la formule suivante :

$$\lambda_{res} = n_{eff}\Lambda \quad (0.1)$$

Le comportement de résonance de ces PC 1D est très sensible aux changements de la permittivité diélectrique à la surface du cristal, ce qui les rend bien adaptés aux applications de détection (la détection chimique, la détection environnementale et en particulier la bio-détection). En effet, si la structure subit une modification de l'indice de réfraction due à la présence des biomolécules à la surface, par exemple des interactions antigène-anticorps, comme montré dans la Figure 2.3 (c), le pic de la longueur d'onde de résonance se déplace (Figures 2.3 (d) et 2.3 (e)). Le déplacement du pic de résonance est directement proportionnel à la concentration des biomolécules ciblées, comme le montre la Figure 2.3 (f).

2.4 Technologies émergentes intégrant des PC-biocapteurs :

2.4.1 Micro fluidique :

La technologie micro-fluidique apporte des avantages significatifs aux systèmes de bio-détection, en particulier dans les dispositifs de point de soins (POC). Ces avantages comprennent des matériaux de fabrication économiques, le contrôle précis des d'échantillons, l'intégration avec des plateformes optiques et la capacité de créer des canaux multiples pour des tests multiplexés [14].

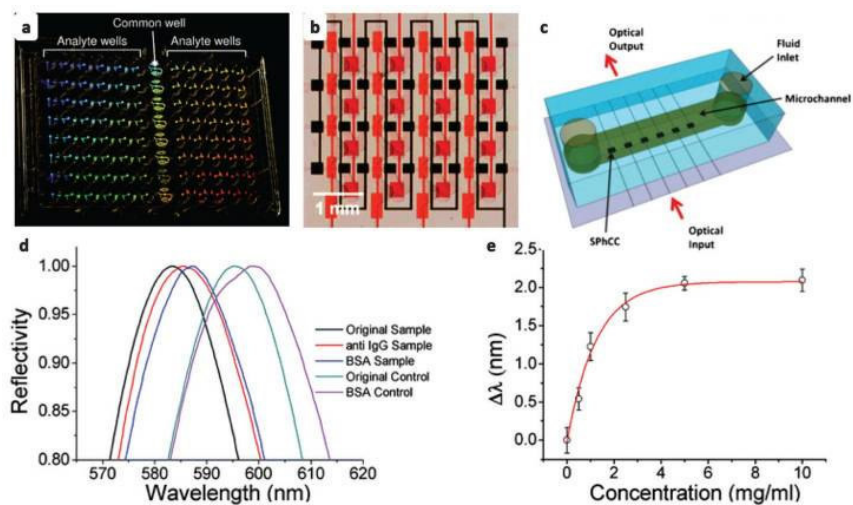


Figure 0.4 PC-biocapteur intégré à des plates-formes micro fluidiques pour des applications POC [9].

La Figure 2.4 (a) représente une plate-forme à multi-puits intégrée à un réseau de micro-fluidiques avec des PC-biocapteurs et qui permet la détection simultanée de l'immunoglobuline gamma (IgG) en utilisant seulement 20 μ L de l'échantillon. Figures 2.4 (b) et 2.4 (c) représentent d'autres types de plateformes utilisées dans la bio-détection des IgG et des protéines [15-16]. Figure 2.4 (d) correspond aux pics de réflexion en présence de différents types de biomolécules. Enfin, le déplacement du pic de résonance en fonction de la concentration des biomolécules est illustré sur la Figure 2.4 (e).

2.4.2 Télémédecine :

La disponibilité généralisée, la portabilité, la compacité, les capacités de traitement des données, l'intégration avec des dispositifs micro-fluidiques et les composants optiques à haute

résolution rendent les smartphones essentiels dans les diagnostics médicaux et les applications de soins de santé. L'intégration d'un PC 1D avec un smartphone a permis de mesurer la concentration d'IgG en utilisant la caméra du téléphone comme spectromètre pour analyser le spectre de transmission (Figure 2.5).

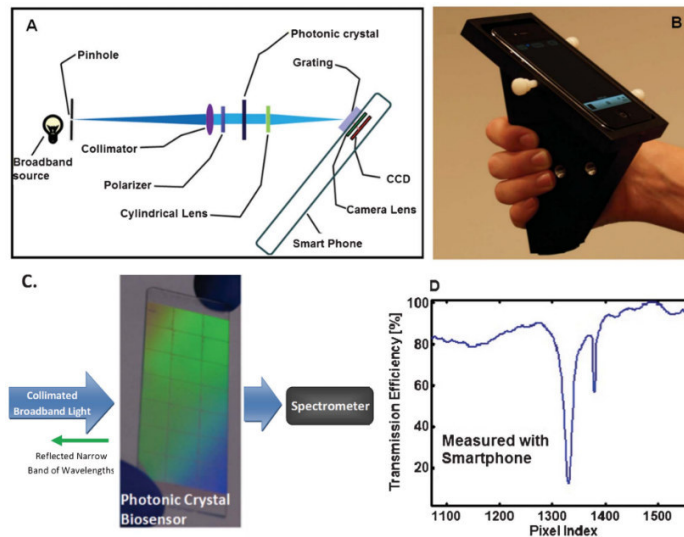


Figure 0.5 Integration du PC- biocapteur à un smartphone pour les applications de bio-détection [17].

2.4.3 PC-biocapteurs portables et flexibles :

Récemment, Mishra et al. [18] ont publié l'application du PC-capteur portable et flexible pour la surveillance précise et en temps réel des activités des membres, des mouvements du visage, de la respiration et de la fréquence cardiaque, démontrant une excellente stabilité et répétabilité (Figure 2.6). À leur tour, Chen et al. [19] ont démontré qu'un biocapteur à cristal photonique (PC) portable et flexible, fabriqué en polydiméthylsiloxane (PDMS) et polystyrène (PS), peut être optimisé de manière à offrir une excellente précision, une grande photo-stabilité et une souplesse remarquable. Ces capteurs se présentent sous la forme de bracelets, de patchs cutanés et de patchs en tissu.

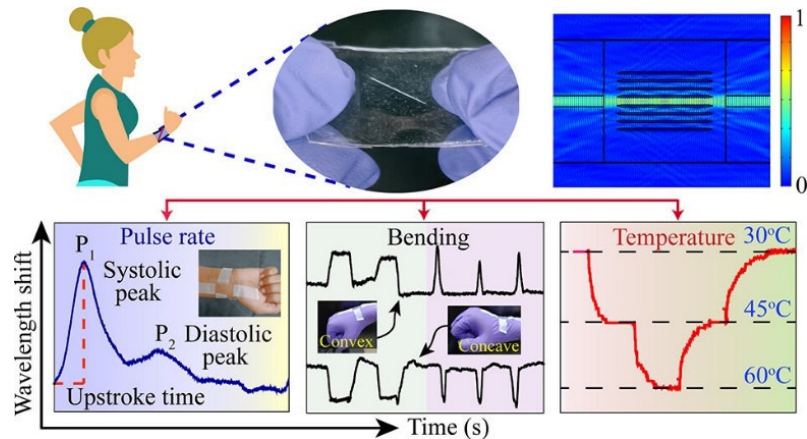


Figure 0.6 Interféromètre à fibre photonique flexible et portable pour la surveillance physiologique et les soins de santé [18].

Il existe d'autres technologies émergentes, telles que les plateformes de biocapteurs à base de cristaux photoniques fabriquées à partir de matériaux intelligents et de métamatériaux, et qui peuvent créer une nouvelle catégorie de capteurs POC flexibles et portables et de haute sensibilité.

2.5 Détection de cibles biologiques :

Les biocapteurs à base de PC sont révélés efficaces pour détecter un large éventail de cibles biologiques, notamment les agents pathogènes, les protéines, les acides nucléiques et le glucose. Leur polyvalence s'étend au diagnostic de diverses maladies telles que le diabète et le cancer. La Figure 2.7 (a) représente une plaque à 384 puits intégrée à une plateforme pour le test de dépistage de drogue par l'inhibition de la liaison protéine-ADN (Figure 2.7 (b)). Le PC-biocapteur utilisé est représenté par une image MEB sur la Figure 2.7 (c) [20]. Un autre PC-biocapteur utilisé pour la détection des protéines, sa réponse en temps réel à différentes valeurs de concentration, ainsi que l'image MEB correspondante sont présentés dans les Figures 2.7 (d) à (f) [21]. La fonctionnalisation de la surface d'un PC 1D en plaques avec l'anticorps spécifique aux antigènes de surface du virus de l'immunodéficience humaine ou VIH (en Anglais HIV) est représentée schématiquement dans la Figure 2.7 (g). Lorsqu'un virus est capturé à la surface du cristal photonique, comme le montre l'image MEB dans la Figure 2.7 (i), cela entraîne un déplacement du pic de résonance, comme illustré dans la Figure 2.7 (h) [22].

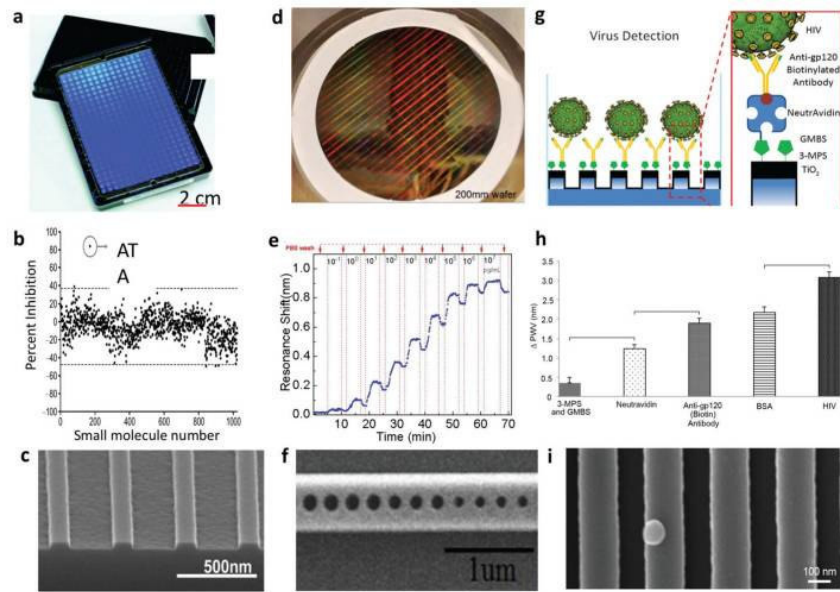


Figure 0.7 Contrôle de l'interaction ADN-protéine à l'aide d'un PC-biocapteur [9].

2.6 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons brièvement exploré les structures des cristaux photoniques et leurs propriétés optiques uniques qui leur permettent de détecter des changements dans un environnement biologique. En outre, nous avons examiné les principes de fonctionnement des biocapteurs à base de cristaux photoniques. Ces biocapteurs exploitent les variations des propriétés optiques des cristaux photoniques en présence de cibles biologiques spécifiques. Ensuite, nous avons présenté les technologies émergentes qui intègrent les biocapteurs à base de cristaux photoniques. Nous avons abordé les technologies de la microfluidique, la télémédecine et les biocapteurs portables et flexibles basés sur les cristaux photoniques. Enfin, nous avons discuté la détection de cibles biologiques spécifiques à l'aide des biocapteurs à base de cristaux photoniques. Nous avons montré leur utilisation dans la détection de diverses cibles biologiques, telles que les protéines, les enzymes et les acides nucléiques.

En conclusion, les biocapteurs à base de cristaux photoniques offrent des avantages considérables pour la bio-détection. Leur temps d'analyse court, leur sensibilité élevée et leur intégration avec des technologies émergentes en font des outils prometteurs pour les diagnostics point de soins (POC).

Références

- [1] Wang, J., Wu, C., Hu, N., Zhou, J., Du, L. and Wang, P., 2012. Microfabricated electrochemical cell-based biosensors for analysis of living cells in vitro. *Biosensors*, 2(2), pp.127-170.
- [2] Yang, L. and Bashir, R., 2008. Electrical/electrochemical impedance for rapid detection of foodborne pathogenic bacteria. *Biotechnology advances*, 26(2), pp.135-150.
- [3] Xu, J., Suarez, D. and Gottfried, D.S., 2007. Detection of avian influenza virus using an interferometric biosensor. *Analytical and bioanalytical chemistry*, 389, pp.1193-1199.
- [4] Washburn, A.L., Luchansky, M.S., Bowman, A.L. and Bailey, R.C., 2010. Quantitative, label-free detection of five protein biomarkers using multiplexed arrays of silicon photonic microring resonators. *Analytical chemistry*, 82(1), pp.69-72.
- [5] Kirsch, J., Siltanen, C., Zhou, Q., Revzin, A. and Simonian, A., 2013. Biosensor technology: recent advances in threat agent detection and medicine. *Chemical Society Reviews*, 42(22), pp.8733-8768.
- [6] Ozsoz, M., Erdem, A., Kara, P., Kerman, K. and Ozkan, D., 2003. Electrochemical biosensor for the detection of interaction between arsenic trioxide and DNA based on guanine signal. *Electroanalysis: An International Journal Devoted to Fundamental and Practical Aspects of Electroanalysis*, 15(7), pp.613-619.
- [7] Briggs, C., Carter, J., Lee, S.H., Sandhaus, L., Simon-Lopez, R., Vives Corrons, J.L. and International Council for Standardization in Haematology (ICSH), 2008. ICSH Guideline for worldwide point-of-care testing in haematology with special reference to the complete blood count. *International journal of laboratory hematology*, 30(2), pp.105-116.
- [8] Blacksell, S.D., Jarman, R.G., Gibbons, R.V., Tanganuchitcharnchai, A., Mammen Jr, M.P., Nisalak, A., Kalayanarooj, S., Bailey, M.S., Premaratna, R., de Silva, H.J. and Day, N.P., 2012. Comparison of seven commercial antigen and antibody enzyme-linked immunosorbent assays for detection of acute dengue infection. *Clinical and Vaccine Immunology*, 19(5), pp.804-810.
- [9] Inan, H., Poyraz, M., Inci, F., Lifson, M.A., Baday, M., Cunningham, B.T. and Demirci, U., 2017. Photonic crystals: emerging biosensors and their promise for point-of-care applications. *Chemical Society Reviews*, 46(2), pp.366-388.

- [10] Yetisen, A.K., Montelongo, Y., da Cruz Vasconcellos, F., Martinez-Hurtado, J.L., Neupane, S., Butt, H., Qasim, M.M., Blyth, J., Burling, K., Carmody, J.B. and Evans, M., 2014. Reusable, robust, and accurate laser-generated photonic nanosensor. *Nano letters*, 14(6), pp.3587-3593.
- [11] Tuchin, V.V., 2008. *Handbook of optical sensing of glucose in biological fluids and tissues*. CRC press.
- [12] Li, Y., Fu, Z.Y. and Su, B.L., 2012. Hierarchically structured porous materials for energy conversion and storage. *Advanced Functional Materials*, 22(22), pp.4634-4667.
- [13] Zhang, J., Sun, Z. and Yang, B., 2009. Self-assembly of photonic crystals from polymer colloids. *Current Opinion in Colloid & Interface Science*, 14(2), pp.103-114.
- [14] Wang, S., Tasoglu, S., Chen, P.Z., Chen, M., Akbas, R., Wach, S., Ozdemir, C.I., Gurkan, U.A., Giguel, F.F., Kuritzkes, D.R. and Demirci, U., 2014. Micro-a-fluidics ELISA for rapid CD4 cell count at the point-of-care. *Scientific reports*, 4(1), pp.1-9.
- [15] Schudel, B.R., Choi, C.J., Cunningham, B.T. and Kenis, P.J., 2009. Microfluidic chip for combinatorial mixing and screening of assays. *Lab on a Chip*, 9(12), pp.1676-1680.[16]
- [16] Scullion, M.G., Di Falco, A. and Krauss, T.F., 2011. Slotted photonic crystal cavities with integrated microfluidics for biosensing applications. *Biosensors and Bioelectronics*, 27(1), pp.101-105.
- [17] Gallegos, D., Long, K.D., Yu, H., Clark, P.P., Lin, Y., George, S., Nath, P. and Cunningham, B.T., 2013. Label-free biodetection using a smartphone. *Lab on a Chip*, 13(11), pp.2124-2132.
- [18] Mishra, P., Chatterjee, K., Kumar, H. and Jha, R., 2023. Flexible and wearable photonic-crystal fiber interferometer for physiological monitoring and healthcare. *ACS Applied Optical Materials*, 1(2), pp.569-577.
- [19] Chen, S., Ren, Q., Zhang, K., Wei, E.I., Hao, T., Xu, H., Zhao, J. and Li, Y., 2022. A highly sensitive and flexible photonic crystal oxygen sensor. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 355, p.131326.

- [20] Chan, L.L., Pineda, M., Heeres, J.T., Hergenrother, P.J. and Cunningham, B.T., 2008. A general method for discovering inhibitors of protein– DNA interactions using photonic crystal biosensors. *ACS chemical biology*, 3(7), pp.437-448.
- [21] Liang, F., Clarke, N., Patel, P., Loncar, M. and Quan, Q., 2013. Scalable photonic crystal chips for high sensitivity protein detection. *Optics Express*, 21(26), pp.32306-32312.
- [22] Shafiee, H., Lidstone, E.A., Jahangir, M., Inci, F., Hanhauser, E., Henrich, T.J., Kuritzkes, D.R., Cunningham, B.T. and Demirci, U., 2014. Nanostructured optical photonic crystal biosensor for HIV viral load measurement. *Scientific reports*, 4(1), pp.1-7.

Chapitre 3 Matériaux et méthodes de fabrication

3.1 Introduction

Dans cette partie de notre thèse, nous allons présenter la partie pratique de notre étude. Nous aborderons les différentes techniques d'élaboration des matériaux utilisées dans la fabrication des cristaux photoniques et de dépôt de couches minces, en utilisant à la fois des méthodes physiques et chimiques.

La première partie de ce chapitre se concentre sur l'élaboration de couches minces de dioxyde de titane (TiO_2) et le dioxyde de silicium (SiO_2) en utilisant la méthode d'ablation laser pulsé (en anglais *Pulsed Laser Deposition* ou *PLD*). Nous explorerons les paramètres clés et les conditions optimales pour obtenir des couches minces de haute qualité. De plus, nous analyserons les propriétés optiques des nanocomposites TiO_2 - SiO_2 obtenus.

Dans la deuxième partie de ce chapitre, nous nous intéressons aux matériaux à deux dimensions (2D) et leur préparation par la technique d'exfoliation mécanique. Nous abordons également les propriétés optiques et électroniques spécifiques des matériaux bidimensionnels, en mettant particulièrement l'accent sur le diséléniure de molybdène (MoSe_2) et son potentiel dans la fabrication de nanodispositifs optoélectroniques.

Enfin, dans la dernière partie de ce chapitre, nous allons présenter l'utilisation des méthodes chimiques, notamment le procédé sol-gel comprenant le spin-coating et le dip-coating, la technique successive adsorption ionique des couches et réaction, (en Anglais *successive ionic layer adsorption and reaction* ou *SILAR*), la technique synthèse hydrothermale pour la préparation des nanoparticules de l'oxide de zinc (ZnO) ainsi que la technique de l'état solide (en Anglais *solid-state technique*) et le traitement thermique pour préparer les nanoparticules des matériaux pérovskites, en particulier le titanate de strontium (SrTiO_3).

En résumé, ce troisième chapitre présente la partie pratique de notre étude, en se concentrant sur l'élaboration des matériaux utilisés pour la fabrication des cristaux photoniques. Nous explorons différentes techniques d'élaboration et de dépôt de couches minces pour les oxydes métalliques, les pérovskites et les matériaux à deux dimensions. En comprenant ces méthodes et en explorant les propriétés spécifiques de chaque matériau, nous serons en mesure de concrétiser notre recherche et de développer des matériaux adaptés à la fabrication de cristaux photoniques.

3.2 Méthodes de fabrication physiques :

3.2.1 Pulsed laser deposition (PLD)

Le dioxyde de titane (TiO_2) et le dioxyde de silicium (SiO_2) sont des matériaux semi-conducteurs largement étudiés en tant que films minces en raison de leurs propriétés uniques. D'une part, le TiO_2 possède une large bande interdite de 3,2 eV dans sa phase anatase et de 3,0 eV dans sa phase rutile [1,2], un indice de réfraction élevé [3] et une excellente activité photo catalytique, ce qui en fait un bon choix pour les applications optiques. D'autre part, le SiO_2 présente des propriétés mécaniques exceptionnelles et une excellente stabilité chimique et thermique, ce qui le rend idéal pour les applications qui nécessitent une durabilité et une fiabilité élevées [4,5]. En outre, SiO_2 est utilisé comme matériau diélectrique dans les circuits microélectroniques. Plusieurs techniques ont été utilisées pour déposer des couches minces de TiO_2 et de SiO_2 , notamment le dépôt chimique en phase vapeur (CVD), l'épithaxie par faisceaux moléculaires, le dépôt chimique en phase vapeur assisté par plasma, le sol-gel et le dépôt par laser pulsé (PLD), etc. Le PLD est une technique de dépôt physique en phase vapeur qui utilise des impulsions laser à haute énergie pour ablater le matériau de la cible, afin d'obtenir, par condensation de vapeur sur un substrat, des films minces dotés d'excellentes propriétés structurales et optiques. Cette technique puissante et polyvalente permet un contrôle précis de l'épaisseur, de la stœchiométrie et de la composition des couches minces, ce qui en fait une excellente méthode pour la synthèse de structures complexes et de composites [6]. Le schéma du processus de dépôt par laser pulsé est illustré à la Figure 3.1.

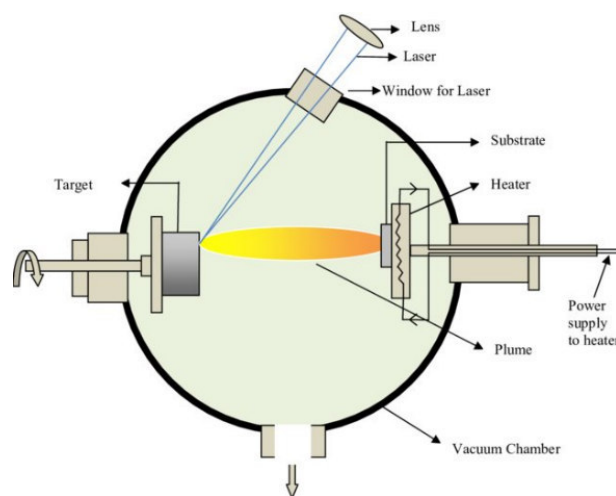


Figure 0.1 Schéma illustrant la technique de dépôt par laser pulsé [7].

Les paramètres de dépôt des couches minces sont détaillés dans notre article référencé [8]. Cependant, dans cette partie, nous nous concentrons uniquement sur les propriétés morphologiques et optiques des couches minces du nano-composite $\text{TiO}_2\text{-SiO}_2$ déposées sur verre recouvert d'oxyde d'étain dopé au fluor (FTO/verre). La caractérisation morphologique des films a été réalisée à l'aide d'un microscope électronique à balayage (Quanta 450, FEI, Thermo Fisher Scientific, Hillsboro, OR, USA), et pour la caractérisation optique, nous avons utilisé Avantes UV-vis spectrometer (AvaSpec 2048, Schiphol, The Netherlands). La bande interdite optique (E_g) des films minces nanocomposites a été déterminée à partir des spectres d'absorption à l'aide de diagrammes de Tauc. Les images MEB du substrat FTO/verre et des couches minces nanocomposites déposés sur des substrats FTO/verre à différentes températures sont présentées dans la Figure 3.2. Comme le montre la figure 3.2 (a), le FTO présente des grains irréguliers et pointus. Après le dépôt des couches minces, les grains de FTO passent d'une forme aiguë et anguleuse à une forme plus lisse et non tranchante, comme le montrent les figures 3.2 (b) à (e), ce qui confirme que les grains de FTO ont été recouverts par des couches minces de $\text{TiO}_2\text{-SiO}_2$.

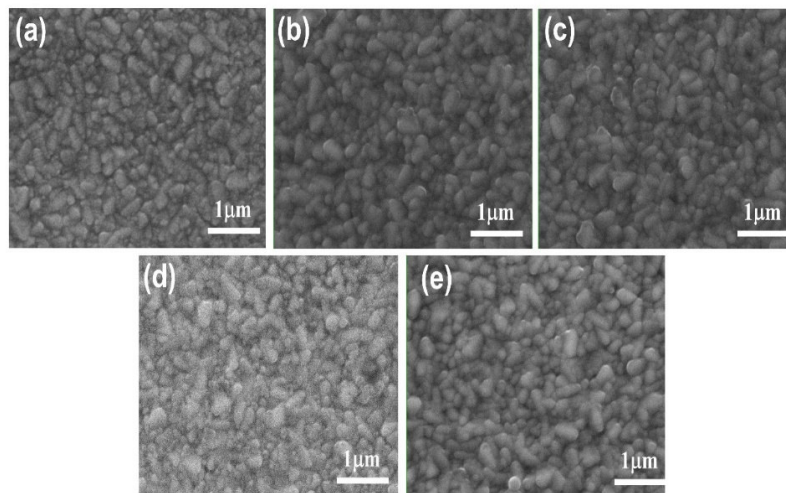


Figure 0.2 Images MEB de (a) substrat FTO/verre, couches minces nanocomposites $\text{TiO}_2\text{-SiO}_2$ déposés à (b) 25 °C, (c) 200 °C, (d) 250 °C, et (e) 300 °C.

La Figure 3.3 (a) montre la dépendance spectrale de la transmission (T) dans les quatre échantillons élaborés. Comme nous pouvons le voir, la transmission diminue dans les gammes des ultraviolets et du visible lorsque la température de dépôt PLD augmente de 25 à 300 °C. Le coefficient

d'absorption optique (α) a été déterminé à l'aide de l'équation (3.1), en supposant que la réflexion dans tous les échantillons était négligeable :

$$\alpha = -\ln(T)/d \quad (0.1)$$

Dans l'équation 3.1, d représente l'épaisseur de la couche mince. L'absorption de la lumière a été considérablement améliorée dans la région visible à mesure que la température de dépôt PLD augmente, comme le montre la figure 3.3 (b), ce qui peut être dû à la formation d'états de queue de bande (en Anglais *band tail states*) dans la bande interdite à mesure que la température de dépôt augmente.

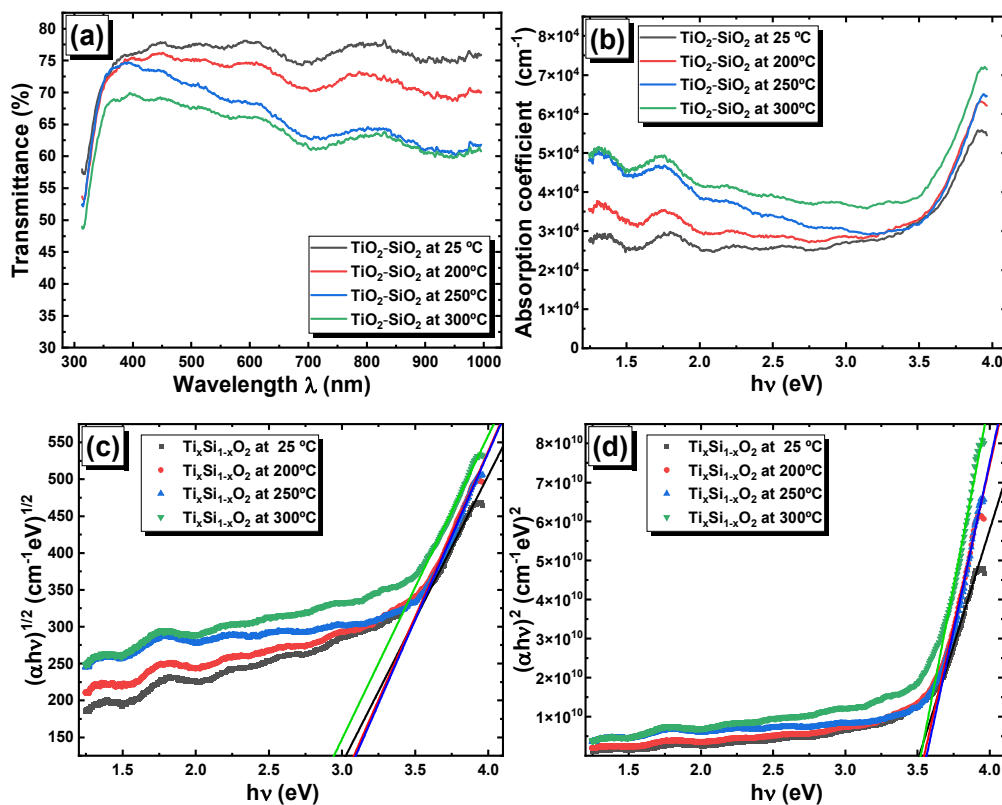


Figure 0.3 (a) Spectres de transmission, (b) spectres d'absorption, (c) diagramme de Tauc pour la bande interdite indirecte et (d) diagramme de Tauc pour la bande interdite directe, dans les couches minces nano-composites $\text{TiO}_2\text{-SiO}_2$ [8].

Le coefficient d'absorption est lié à l'énergie des photons ($h\nu$) et à l'énergie de la bande interdite (E_g) selon l'équation suivante :

$$\alpha = \frac{A(h\nu - E_g)^m}{h\nu} \quad (0.2)$$

où h est la constante de Planck, ν est la fréquence de la lumière et A représente une constante qui dépend de la nature de la transition indiquée par la valeur de m . L'équation 3.2 peut être simplifiée comme suit :

$$\frac{d[\ln(\alpha h\nu)]}{d(h\nu)} = \frac{m}{h\nu - E_g} \quad (0.3)$$

L'exposant de Tauc m peut avoir la valeur de 0,5 pour la bande interdite optique directe ou une valeur de 2 pour une bande interdite optique indirecte [9]. Nous avons donc tracé les graphiques $(\alpha h\nu)^{1/2}$ et $(\alpha h\nu)^2$ en fonction de l'énergie des photons, comme le montrent les figures 3.3 (c) et 3.3 (d), respectivement. Les deux graphes $f(h\nu) = (\alpha h\nu)^{1/2}$ et $f(h\nu) = (\alpha h\nu)^2$ ont montré une dépendance linéaire en fonction de l'énergie du photon d'incidence dans la région UV. Les énergies des transitions directes et indirectes possibles ont été déterminées en extrapolant la partie linéaire des courbes mentionnées. Les énergies de la bande interdite optique indirecte ont été calculées comme $E_g=3.00, 3.06, 3.07$ et 2.92 eV pour les couches minces déposés à $25^\circ\text{C}, 200^\circ\text{C}, 250^\circ\text{C}$ et 300°C , respectivement. Les énergies de bande interdite obtenues sont proches de celles rapportées dans le TiO_2 cristallin [10]. En outre, les énergies des bandes interdites optiques directes ont été estimées à $E_g=3.50, 3.53, 3.55$ et 3.51 eV pour les couches minces déposés à $25^\circ\text{C}, 200^\circ\text{C}, 250^\circ\text{C}$ et 300°C , respectivement. En résumé, les couches minces nano-composites présentent des performances optiques excellentes en termes de transmission dans le domaine visible, ce qui convient parfaitement aux applications dans l'optoélectronique et à la photonique.

3.2.2 Exfoliation mécanique :

Les matériaux bidimensionnels (2D) présentent un potentiel pour une large gamme de dispositifs électroniques et optiques. Par exemple, les photo-détecteurs basés sur des matériaux 2D sont largement étudiés et présentent des performances élevées en termes de sensibilité [11]. Notamment, le MoSe_2 , sous la forme 2D, présente des propriétés fascinantes, des bandes interdites indirecte et directe presque dégénérées, une mobilité électronique élevée ($50 \text{ cm}^2\text{V}^{-1}\text{s}^{-1}$), un rapport on/off élevé (de l'ordre de 10^6), et une conductivité thermique élevée ($59 \pm 18 \text{ W/mK}$) [12]. Dans cette partie de la thèse, nous concentrons notre discussion à la déposition de MoSe_2 par exfoliation

mécanique pour une application optoélectronique. Premièrement, nous avons transféré des lamelles MoSe₂ naturel (HQgraphene, Netherlands) sur substrats de silicium (dopé p⁺ de conductivité : 0,003-0,007 Ωcm) oxydé thermiquement et recouverts de 300 nm de SiO₂, en utilisant du PDMS (Dow Corning, Toray Co., Ltd) par exfoliation mécanique. Le processus de transfert est illustré schématiquement dans la Figure 3.4.

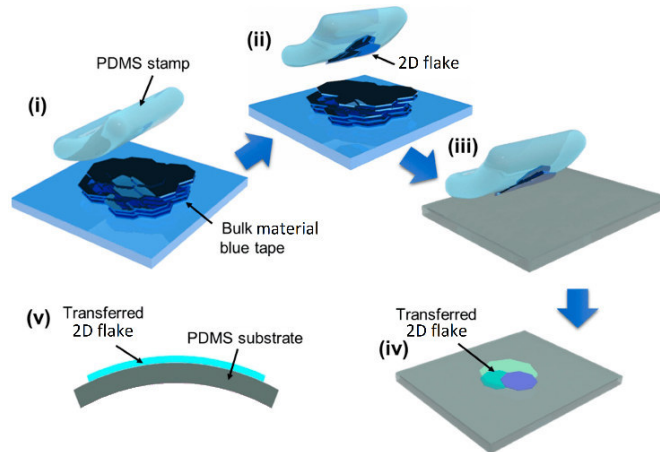


Figure 0.4 Le processus de transfert d'un matériau 2D par la technique exfoliation mécanique [13].

Pour déposer le matériau avec une grande précision, il est nécessaire de réaliser le processus sous un microscope optique à haute résolution, comme le montre la Figure 3.5. Le choix du PDMS est justifié par ses propriétés de transparence optique, d'isotropie, d'homogénéité, d'adhérence au substrat et de flexibilité.

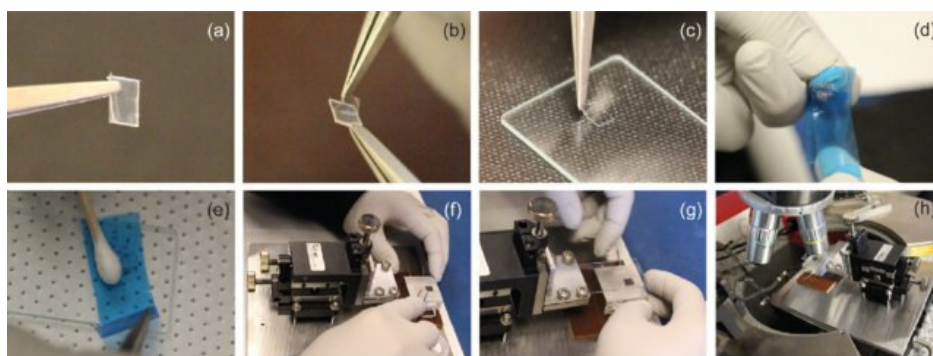


Figure 0.5 Technique d'exfoliation mécanique pour les matériaux 2D à l'aide de PDMS, le transfert se fait sous un microscope optique [14].

Quatre dispositifs ont été fabriqués avec des lamelles de MoSe₂ de différentes épaisseurs (dispositif 1 : 7 nm, dispositif 2 : 25 nm, dispositif 3 : 63 nm et dispositif 4 : 90 nm). Nous avons effectué la microscopie électronique à balayage à l'aide de l'appareil Hitachi TM-1000. Les images MEB de nos dispositifs à base de MoSe₂ sont présentées dans les figures 3.6 (a) à 3.6 (d). Les épaisseurs des multicouches de MoSe₂ ont été déterminées par microscopie à force atomique (AFM) à l'aide du XE-200. Enfin, leurs profils de hauteur sont présentés dans les encarts des figures 3.6 (a) à 3.6 (d).

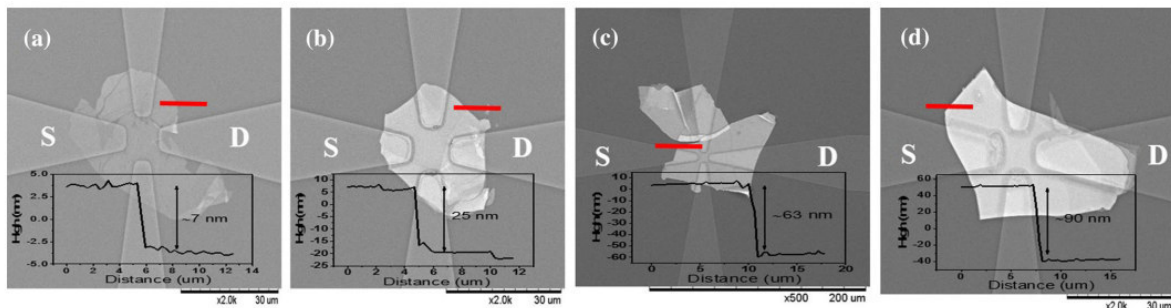


Figure 0.6 Images MEB des dispositifs optoélectroniques à base de multicouches de MoSe₂.

La variation de la sensibilité en fonction des épaisseurs des nano-couches de 2D MoSe₂ des dispositifs optoélectroniques fabriqués est représenté dans la Figure 3.7. Les détails concernant les propriétés électroniques, optoélectroniques et les performances des dispositifs sont cités dans notre référence [12]. Il est important de noter que nous n'avons pas pris en compte le MoSe₂ pour la fabrication des cristaux photoniques 1D dans le Chapitre 4, en raison de son importante absorption de la lumière, ce qui pourrait limiter la transmission.

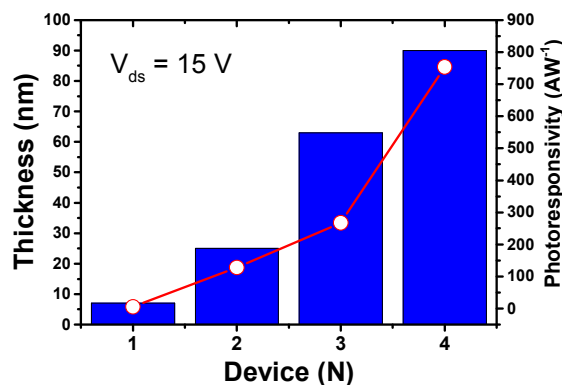


Figure 0.7 La variation de la sensibilité en fonction des épaisseurs des nano-couches de 2D MoSe₂.

3.3 Méthodes de fabrication chimiques :

Les oxydes métalliques transparents conducteurs et non-conducteurs, tel que l'oxyde de silicium, l'oxyde d'étain, l'oxyde de zinc sont largement utilisés dans le domaine de la photonique. Ces matériaux peuvent être élaborés par plusieurs techniques chimiques, telles que la déposition par trempage (en Anglais *dip-coating*), déposition par spin-coating, pyrolyse par pulvérisation automatique (en Anglais *automatic spray-pyrolysis*) et imprimante sérigraphie (en Anglais *screen-printer*). La Figure 3.8 représente les équipements utilisés pour la déposition des couches minces par voies chimiques.

Nous avons réalisé une machine multifonctionnelle (voir Annexe 1) pour la fabrication des couches minces par pyrolyse-pulvérisation automatique, déposition par trempage, déposition par bain chimique (en Anglais *Chemical Bath Deposition* ou CBD) et successive adsorption ionique des couches et réaction (Successive Ionic Layer Adsorption and Reaction ou SILAR). Ces techniques chimiques de dépôt des couches minces se reposent sur des réactions chimiques qui se produisent dans une solution aqueuse contenant les matériaux à déposer (précurseurs) soit en phase liquide ou en phase vapeur.

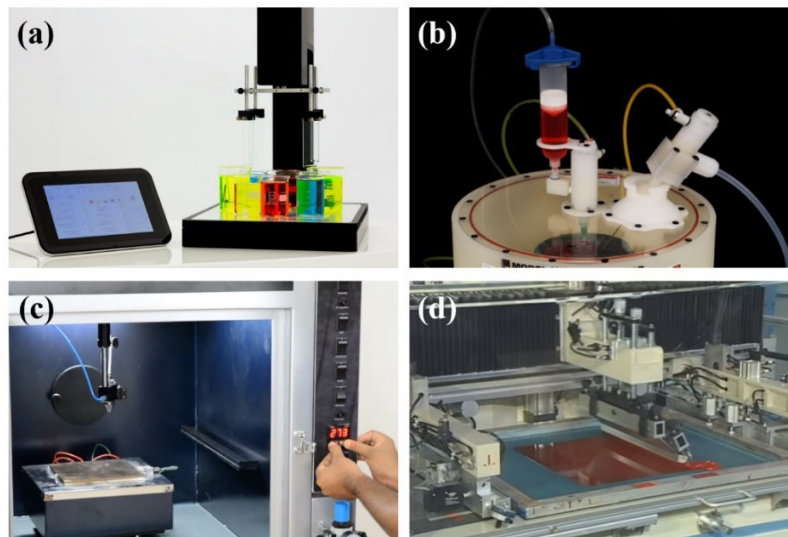


Figure 0.8 Les équipements utilisés pour la déposition des couches minces par voies chimiques (a) dispositif de trempage rotatif, (b) spin-coater, (c) pyrolyse par pulvérisation automatique and (d) imprimante sérigraphie.

3.3.1 Procédé sol-gel :

Dans cette partie, nous présenterons la préparation du sol-gel pour le dépôt de nano-couches de ZnO sur un substrat en verre. La méthode sol-gel est considérée comme une procédure appropriée pour la fabrication de couches minces homogènes et hautement pure, basée sur l'hydrolyse et la polycondensation de précurseurs organométalliques tels que les alcoxydes métalliques. Ces dernières années, cette technique de dépôt a suscité l'intérêt des scientifiques en raison de ses avantages, notamment sa basse température de traitement, son équipement technologique simple et peu coûteux, son homogénéité moléculaire en solution permettant une bonne stœchiométrie, ainsi que son excellent contrôle de la composition. De plus, elle offre la possibilité de recouvrir des substrats de grande surface et de forme complexe. La méthode sol-gel est l'une des méthodes les plus efficaces pour la préparation d'oxydes métalliques nanostructurés et constitue une alternative simple et peu coûteuse aux techniques de dépôt sous vide, telles que les dépôts physiques.

La large bande interdite de l'oxyde de zinc, $E_g = 3.25$ eV [15], fait que ce matériau est transparent pour la lumière visible. Cependant, dans certaines conditions de dépôt, et lorsque l'épaisseur des couches minces de ZnO est à l'échelle nanométrique, un second bord de transmission et des pics élevés apparaissent dans la gamme UV du spectre de transmission optique. Dans cette partie, nous représenterons l'élaboration du sol-gel de ZnO et sa déposition en couches minces, mais plus de détails ont été publiés dans notre article scientifique Tab et al [16].

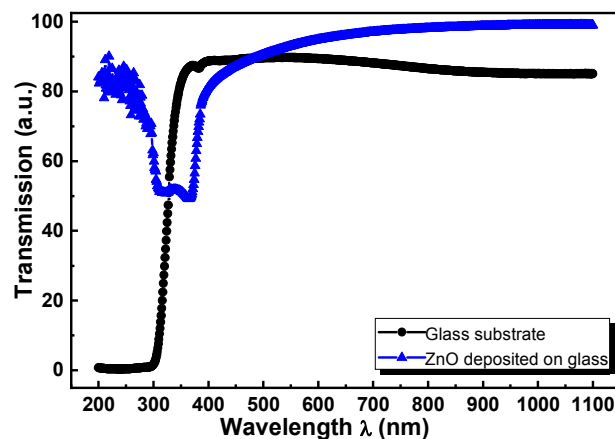


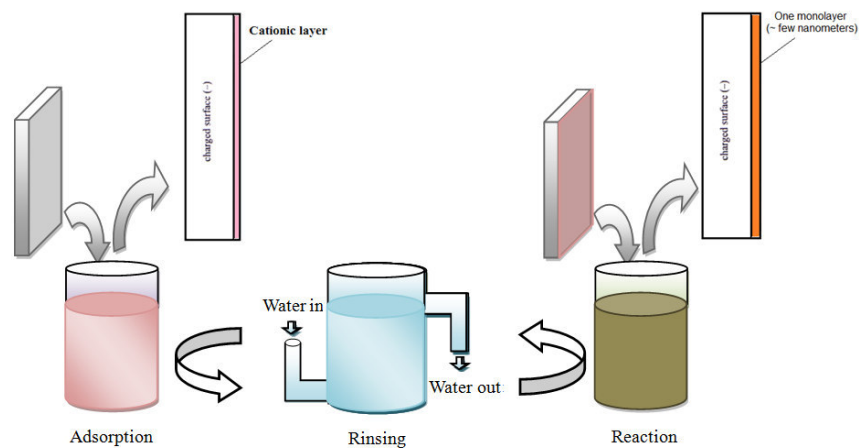
Figure 0.9 Courbes de transmission du substrat en verre et nano-couche de ZnO déposé sur le substrat en verre.

La solution sol-gel a été préparée en utilisant 0,3 mol/l d'acétate de zinc dissous dans de l'éthanol. La solution a été agitée et chauffée pendant 30 minutes à 60°C. Nous avons déposé la solution obtenue sur un substrat en verre à l'aide d'une machine spin-coater Holmark HO-TH-05 à une vitesse de rotation de 1000 tours par minute pendant 30 secondes. Le spectre de transmission du film obtenu est représenté dans la Figure 3.9, où l'on observe une très grande transmission pour le ZnO.

3.3.2 Successive Ionic Layer Adsorption and Reaction (SILAR) :

Le procédé successive adsorption ionique des couches et réaction ou SILAR (En anglais *Successive Ionic Layer Adsorption and Reaction*) consiste à construire les films en monocouche par monocouche. Dans ce procédé, le substrat est d'abord immergé dans une solution contenant le cation métallique, rincé, puis immergé dans une solution contenant l'anion, et à nouveau rincé, comme montré dans la Figure 3.10. On obtient ainsi, dans le cas idéal, une monocouche. Les étapes de rinçage sont très importantes, car sans le rinçage, un volume relativement important de la solution cationique ou même anionique resterait sur le substrat, et il en résulterait des amas (en anglais *Clusters*) de semi-conducteur plutôt qu'une couche mince. Le cycle est répété autant de fois pour obtenir l'épaisseur voulue.

Figure 0.10 Schéma illustrant les étapes de la technique SILAR.



Le SILAR est utilisé pour la déposition des nano-couches des matériaux binaires, ternaires et des composés chimiques en dépend du nombre de solutions cationiques et anioniques utilisées, comme montré dans la Figure 3.11.

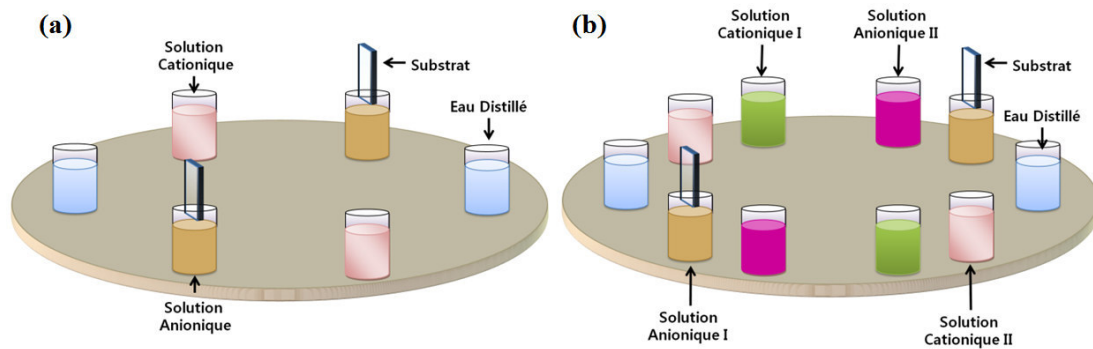


Figure 0.11 Le procédé SILAR et emplacement des bécjers dans le cas d'élaboration des (a) composés binaires, (b) composés ternaires et quaternaires.

3.3.3 Méthode hydrothermale :

Cette partie a été réalisée par le Dr. Tadjj et les résultats ont été rapportés dans notre article référencé [17]. Les nanostructures de ZnO ont été élaborées à l'aide de la méthode hydrothermale dont un mélange de solutions aqueuses d'acétate de zinc et d'hydroxyde de sodium (NaOH) ont été préparés, sous une agitation de grande vitesse et à la température ambiante. Le précipité de Zn(OH)₂ obtenu dans la première étape s'est dissous avec l'augmentation de la concentration du NaOH en formant une solution aqueuse contenant du [Zn(OH)₄]²⁻.

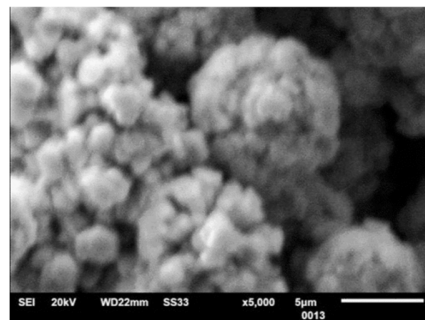


Figure 0.12 Image MEB de nanostructures de ZnO obtenues par méthode hydrothermale [17].

La solution a été transférée dans un tube en téflon fermé. Ensuite, le tube a été maintenu dans un four à 90°C pendant 6 h. Après cette procédure de chauffage, le précipité obtenu a été filtré et lavé avec de l'eau distillée et de l'éthanol, puis a été recueilli par centrifugation, et enfin a été séché à 80°C pendant 12 heures. Les nanostructures de ZnO ont présenté une structure en forme de chou-fleur avec un diamètre moyen de 8.93 µm, formé par l'agrégation des plaquettes hexagonales

(Figure 3.12). Pour plus de détails concernant la méthode d'élaboration et les différentes méthodes de caractérisation, veuillez-vous référer à la référence [17].

3.3.4 Méthode état solide et traitement thermique :

La technique de l'état solide a été utilisée pour la fabrication de nanoparticules de SrTiO_3 (STO) en mélangeant du carbonate de strontium et du dioxyde de titane dans un rapport molaire de 1 :1. Pour garantir une grande homogénéité, le mélange a été broyé dans un mortier en agate pendant 6 h après avoir ajouté quelques gouttes d'éthanol. Ce travail a été principalement mené par le Dr. Baba-Ahmed et rapporté dans notre article (la référence 18), où vous trouverez plus de détails concernant les méthodes de fabrication et de caractérisation. Le SrTiO_3 (STO) est un oxyde pérovskite cubique prototypique doté de propriétés physiques uniques, telles qu'une large bande interdite, une constante diélectrique élevée, une stabilité thermique et une grande permittivité [18]. La Figure 3.13 illustre une images microscopie électronique à balayage à émission de champ du SrTiO_3 obtenu à partir de la réaction à l'état solide, où la structure est constitué de nanoparticules polyédriques non-uniformes et de taille moyenne de 210 nm, comme le montre l'encadré de la Figure 3.13.

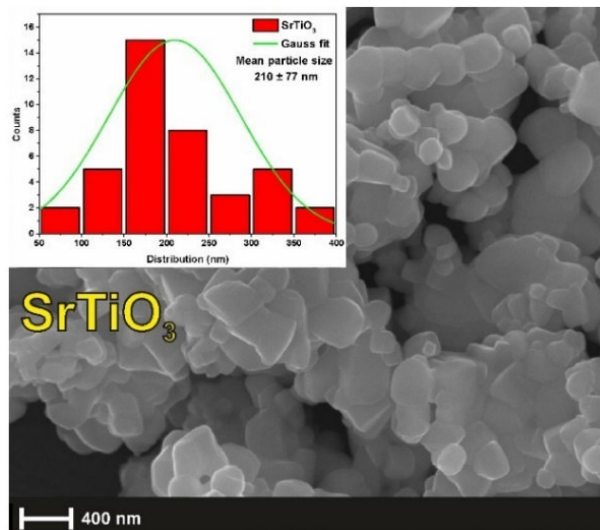


Figure 0.13 FE-MEB image of SrTiO_3 (échelle 400 nm, tension électronique de 20 kV et magnification de 20 k) [18].

3.4 Conclusion :

En résumé, ce chapitre a mis en évidence les méthodes de fabrication physiques telles que l'ablation laser pulsé et l'exfoliation mécanique, ainsi que les méthodes de fabrication chimiques telles que le procédé sol-gel, la technique SILAR, la méthode hydrothermale et la méthode de l'état solide avec traitement thermique. En comprenant ces différentes techniques et en explorant les propriétés spécifiques de chaque matériau, nous serons en mesure de développer des matériaux adaptés à la fabrication de cristaux photoniques avancés.

Références

- [1] Dette, C., Pérez-Osorio, M.A., Kley, C.S., Punke, P., Patrick, C.E., Jacobson, P., Giustino, F., Jung, S.J. and Kern, K., 2014. TiO₂ anatase with a bandgap in the visible region. *Nano letters*, 14(11), pp.6533-6538.
- [2] Sun, S., Song, P., Cui, J. and Liang, S., 2019. Amorphous TiO₂ nanostructures: synthesis, fundamental properties and photocatalytic applications. *Catalysis Science & Technology*, 9(16), pp.4198-4215.
- [3] Möls, K., Aarik, L., Mändar, H., Kasikov, A., Niilisk, A., Rammula, R. and Aarik, J., 2019. Influence of phase composition on optical properties of TiO₂: Dependence of refractive index and band gap on formation of TiO₂-II phase in thin films. *Optical Materials*, 96, p.109335.
- [4] Zhu, W., Zheng, G., Cao, S. and He, H., 2018. Thermal conductivity of amorphous SiO₂ thin film: A molecular dynamics study. *Scientific reports*, 8(1), p.10537.
- [5] Zhang, Q., Liu, H., Zhao, S. and Dong, W., 2021. Hydrophobic and optical properties of silica antireflective coating prepared via sol-gel method. *Materials Research Express*, 8(4), p.046403.
- [6] Subedi, B., Puli, V.S., Boyd, I.W. and Chrisey, D.B., 2021. Pulsed Laser Deposition of Thin Films. In *Handbook of Laser Technology and Applications* (pp. 111-124). CRC Press.
- [8] Kadri, L., Abderrahmane, A., Bulai, G., Carlescu, A., Doroftei, C., Motrescu, I., Gurlui, S., Leontie, L. and Adnane, M., 2023. Optical and Structural Analysis of TiO₂-SiO₂ Nanocomposite Thin Films Fabricated via Pulsed Laser Deposition Technique. *Nanomaterials*, 13(10), p.1632.
- [9] Makuła, P., Pacia, M. and Macyk, W., 2018. How to correctly determine the band gap energy of modified semiconductor photocatalysts based on UV-Vis spectra. *The journal of physical chemistry letters*, 9(23), pp.6814-6817.
- [10] Eddy, D.R., Permana, M.D., Sakti, L.K., Sheha, G.A.N., Solihudin, Hidayat, S., Takei, T., Kumada, N. and Rahayu, I., 2023. Heterophase polymorph of TiO₂ (Anatase, Rutile, Brookite, TiO₂ (B)) for efficient photocatalyst: fabrication and activity. *Nanomaterials*, 13(4), p.704.

- [11] Abderrahmane, A., Ko, P.J., Thu, T.V., Ishizawa, S., Takamura, T. and Sandhu, A., 2014. High photosensitivity few-layered MoSe₂ back-gated field-effect phototransistors. *Nanotechnology*, 25(36), p.365202.
- [12] Achouri, M.M., Tab, A., Abderrahmane, A., Lee, D.J., Oh, J.M., Kim, N.H. and Ko, P.J., 2019. Thickness Dependence of Optoelectronic Properties of Molybdenum Diselenide-Based Nanodevices. *Journal of Electronic Materials*, 48, pp.7025-7030.
- [13] Liang, S., Hasan, M.N. and Seo, J.H., 2019. Direct observation of Raman spectra in black phosphorus under uniaxial strain conditions. *Nanomaterials*, 9(4), p.566.
- [14] Yang, R., Zheng, X., Wang, Z., Miller, C.J. and Feng, P.X.L., 2014. Multilayer MoS₂ transistors enabled by a facile dry-transfer technique and thermal annealing. *Journal of Vacuum Science & Technology B, Nanotechnology and Microelectronics: Materials, Processing, Measurement, and Phenomena*, 32(6), p.061203.
- [15] Morkoç, H. and Özgür, Ü., 2008. Zinc oxide : fundamentals, materials and device technology. John Wiley & Sons.
- [16] Tab, A., Abderrahmane, A., Bakha, Y., Hamzaoui, S. and Zerdali, M., 2019. Investigation on the optical transmission in UV range of sol-gel spin coated zinc oxide nanofilms deposited on glass. *Optik*, 194, p.163073.
- [17] Tadj, A., Abderrahmane, A., Zerdali, M. and Hamzaoui, S., 2022. Facile preparation of nanostructured ZnO via low-temperature hydrothermal method upon changing the precursor anion: The study of structural, morphological, and optical properties. *Materials Today Communications*, 31, p.103789.
- [18] Baba-Ahmed, I., Ghercă, D., Iordan, A.R., Palamaru, M.N., Mita, C., Baghdad, R., Ababei, G., Lupu, N., Benamar, M.A., Abderrahmane, A. and Roman, T., 2022. Sequential Synthesis Methodology Yielding Well-Defined Porous 75% SrTiO₃/25% NiFe₂O₄ Nanocomposite. *Nanomaterials*, 12(1), p.138.

Chapitre 4 Modélisation des cristaux photoniques

4.1 Introduction :

Il existe de nombreuses méthodes pour la modélisation de la propagation et la diffraction des ondes électromagnétiques à travers les cristaux photoniques, telles que : La méthode des ondes planes (PWM), la méthode de Korringa-Kohn-Rostocker (KKR), la technique des différences finies temporelles (FDTD) et la méthode de matrice de transfert (en Anglais *Transfer matrix method*) [1-3]. Dans ce chapitre, nous étudions la modélisation des cristaux photoniques, en nous concentrant plus particulièrement sur la méthode de la matrice de transfert (TMM). Les cristaux photoniques, grâce à leurs structures périodiques, présentent des propriétés uniques de manipulation de la lumière. Nous explorons les coefficients de réflexion et de transmission des cristaux photoniques à une dimension, ce qui nous permet de mieux comprendre leur comportement.

4.2 Méthode de la matrice de transfert (TMM) :

La méthode de la matrice de transfert (TMM), introduite par J. B. Pendry [4], est utilisée pour la détermination des coefficients de transmission et de réflexion de la lumière à travers une structure multicouche unidimensionnelle d'indices différents (Figure 4.1). La structure multicouche est composée de N -couches homogènes d'épaisseur d_j et d'un indice de réfraction complexe n_j , où $j = 0, 1, \dots, N+1$. La relation entre les champs électrique (\mathbf{E}) et magnétique (\mathbf{H}) à l'interface j et $j+1$ est donné par [5] :

$$\begin{pmatrix} E_{j-1,j} \\ Z_0 H_{j-1,j} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\delta_j) & \frac{-i \sin(\delta_j)}{\gamma_j} \\ -i \gamma_j \sin(\delta_j) & \cos(\delta_j) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{j,j+1} \\ Z_0 H_{j,j+1} \end{pmatrix} \quad (0.1)$$

Où Z_0 est l'impédance caractéristique du vide, $\delta_j = (\omega/c) n_j d_j \cos(\theta_j)$ est la phase complexe (y compris l'absorption) accumulée à travers la j -ème couche, θ_j est l'angle d'incidence à la j -ème couche, ω est la vitesse angulaire, et γ_j est donné par :

$$\begin{cases} \gamma_j = n_j \cos(\theta_j), \text{ pour la polarisation TE} \\ \gamma_j = n_j / \cos(\theta_j), \text{ pour la polarisation TM} \end{cases} \quad (0.2)$$

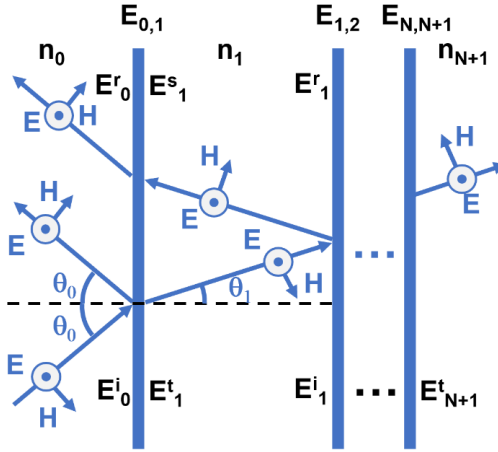


Figure 0.1 Propagation d'une onde électromagnétique avec un angle d'incidence θ_0 à travers une structure multicouche, polarisation TE.

On définit la matrice de transfert pour la j -ème couche par :

$$M_j = \begin{pmatrix} \cos(\delta_j) & \frac{-i \sin(\delta_j)}{\gamma_j} \\ -i \gamma_j \sin(\delta_j) & \cos(\delta_j) \end{pmatrix} \quad (0.3)$$

Donc les champs transmis à travers la structure peuvent être exprimés en fonction des champs incidents par la relation suivante :

$$\begin{pmatrix} E_{01} \\ Z_0 H_{01} \end{pmatrix} = M_1 M_2 \cdots M_N \begin{pmatrix} E_{N,N+1} \\ Z_0 H_{N,N+1} \end{pmatrix} = \prod_{j=1}^N M_j \begin{pmatrix} E_{N,N+1} \\ Z_0 H_{N,N+1} \end{pmatrix} = M_{\text{tot}} \begin{pmatrix} E_{N,N+1} \\ Z_0 H_{N,N+1} \end{pmatrix} \quad (0.4)$$

où M_{tot} est la matrice de transfert totale donnée par :

$$M_{\text{tot}} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{pmatrix} \quad (0.5)$$

Equation 4.4 peut être exprimée en fonction de E_0^i , E_0^r et E_{N+1}^t par :

$$\begin{pmatrix} E_0^i + E_0^r \\ (E_0^i - E_0^r)\gamma_0 \end{pmatrix} = M_{\text{tot}} \begin{pmatrix} E_{N+1}^t \\ \gamma_j E_{N+1}^t \end{pmatrix} \quad (0.6)$$

Les coefficients de réflexion et de transmission peuvent être déduits :

$$r = \frac{E_0^r}{E_0^i} = \frac{\gamma_1(m_{11} + \gamma_t m_{12}) - (m_{21} + \gamma_t m_{22})}{\gamma_1(m_{11} + \gamma_t m_{12}) + (m_{21} + \gamma_t m_{22})} \quad (0.7)$$

$$t = \frac{E_{N+1}^t}{E_0^t} = \frac{2\gamma_1}{\gamma_1(m_{11} + \gamma_t m_{12}) + (m_{21} + \gamma_t m_{22})} \quad (0.8)$$

Où γ_1 et γ_t correspondent à γ_j à la première couche ($j = 1$) et à la dernière couche ($j = 2N+1$), respectivement. Enfin, la réflexion (R) et la transmission (T) sont données par $R = |r|^2$ et $T = (\gamma_t/\gamma_1)|t|^2$, respectivement.

4.3 Cristaux photoniques 1D à base de pérovskites :

La sélection des matériaux dans les PCs 1D est essentielle pour déterminer ses performances. Le choix des matériaux affecte les propriétés optiques, notamment l'indice de réfraction, l'absorption, la transmission et la diffusion de la lumière. En outre, les paramètres de conception, tels que l'épaisseur et les indices de réfraction des couches, peuvent être adaptés pour obtenir des performances pour une application particulière. Le dioxyde de titane (TiO_2) est le matériau le plus étudié pour les PCs en raison de son indice de réfraction élevé [6]. Dans cette partie de la thèse, nous étudierons numériquement l'utilisation de trois matériaux pérovskites à indice de réfraction élevé, le tantalate de lithium (LiTaO_3), titanate de strontium (SrTiO_3) et le titanate de plomb (PbTiO_3), ainsi que de deux matériaux à indice de réfraction plus faible, le fluorure de magnésium (MgF_2) et le dioxyde de silicium (SiO_2), pour former les structures de PC 1D. Le LiTaO_3 , le SrTiO_3 et le PbTiO_3 possèdent d'excellentes propriétés physiques et optiques, notamment des indices de réfraction élevés, des coefficients électro-optiques importants et d'excellentes propriétés piézoélectriques [7-9]. D'autre part, le MgF_2 et le SiO_2 présentent également des propriétés physiques et optiques uniques qui en font des candidats idéaux pour les PCs 1D. En fait, le MgF_2 a une transmission élevée dans les régions UV et visible [10]. En outre, le SiO_2 a un faible indice de réfraction, comparé à LiTaO_3 , SrTiO_3 et PbTiO_3 , et une excellente transparence dans le domaine visible. Les performances des configurations $\text{LiTaO}_3/\text{MgF}_2$, $\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2$, $\text{SrTiO}_3/\text{MgF}_2$, $\text{SrTiO}_3/\text{SiO}_2$, $\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2$ et $\text{PbTiO}_3/\text{SiO}_2$ seront étudiées en détail afin de déterminer si elles conviennent aux PC 1D. Le PC 1D utilisé dans la présente étude est représenté schématiquement dans la Figure 4.2. La structure proposée consiste en une alternance de couches de matériaux A et B avec des indices de réfraction n_A et n_B , respectivement, où A représente les matériaux pérovskites (LiTaO_3 , SrTiO_3 et PbTiO_3) d'indice de réfraction élevé, et B représente les matériaux à faible indice de réfraction (c'est-à-dire le SiO_2 et le MgF_2). Les indices de réfraction de LiTaO_3 , SrTiO_3 , PbTiO_3 , SiO_2 et MgF_2 sont respectivement de 2.18 [11], 2.439 [12], 2.735 [13], 1.46 [14]

et 1.378 [15]. Les épaisseurs de LiTaO₃, SrTiO₃, PbTiO₃, SiO₂ et MgF₂ ont été calculées selon l'équation $d = \lambda_0/4n$, soit 61.9, 55.4, 49.4, 92.5 et 97.9 nm, respectivement.

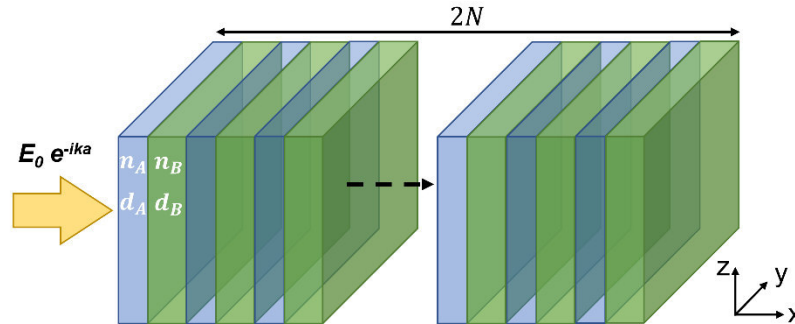


Figure 0.2 Schéma du cristal photonique 1D proposé (PC 1D)

La réflexion et la transmission ont été calculées en fonction de la longueur d'onde et du nombre de périodes ($n = 2N$) dans les structures [LiTaO₃/SiO₂]ⁿ, [LiTaO₃/MgF₂]ⁿ, [SrTiO₃/SiO₂]ⁿ, [SrTiO₃/MgF₂]ⁿ, [PbTiO₃/SiO₂]ⁿ et [PbTiO₃/MgF₂]ⁿ, comme le montrent les Figures 4.3 et 4.4. Comme nous pouvons le voir sur les mêmes figures, un nombre de 10 périodes de répétition est nécessaire pour obtenir une bande interdite photonique partielle dans les structures [LiTaO₃/SiO₂]ⁿ, [LiTaO₃/MgF₂]ⁿ, [SrTiO₃/SiO₂]ⁿ et [SrTiO₃/MgF₂]ⁿ, et un nombre minimum de 8 est nécessaire pour obtenir une bande interdite photonique partielle dans les structures [PbTiO₃/SiO₂]ⁿ et [PbTiO₃/MgF₂]ⁿ. Le tableau 4.1 représente la bande passante de la transmission des six structures étudiées.

Tableau 0-1 La bande passante de la transmission des différentes structures étudiées (TE mode)

PC 1D structures					
[LiTaO ₃ /SiO ₂] ¹⁰	[LiTaO ₃ /MgF ₂] ¹⁰	[SrTiO ₃ /SiO ₂] ¹⁰	[SrTiO ₃ /MgF ₂] ¹⁰	[PbTiO ₃ /SiO ₂] ¹⁰	[PbTiO ₃ /MgF ₂] ¹⁰
182.3	198.9	215.7	233.8	252.6	272.2

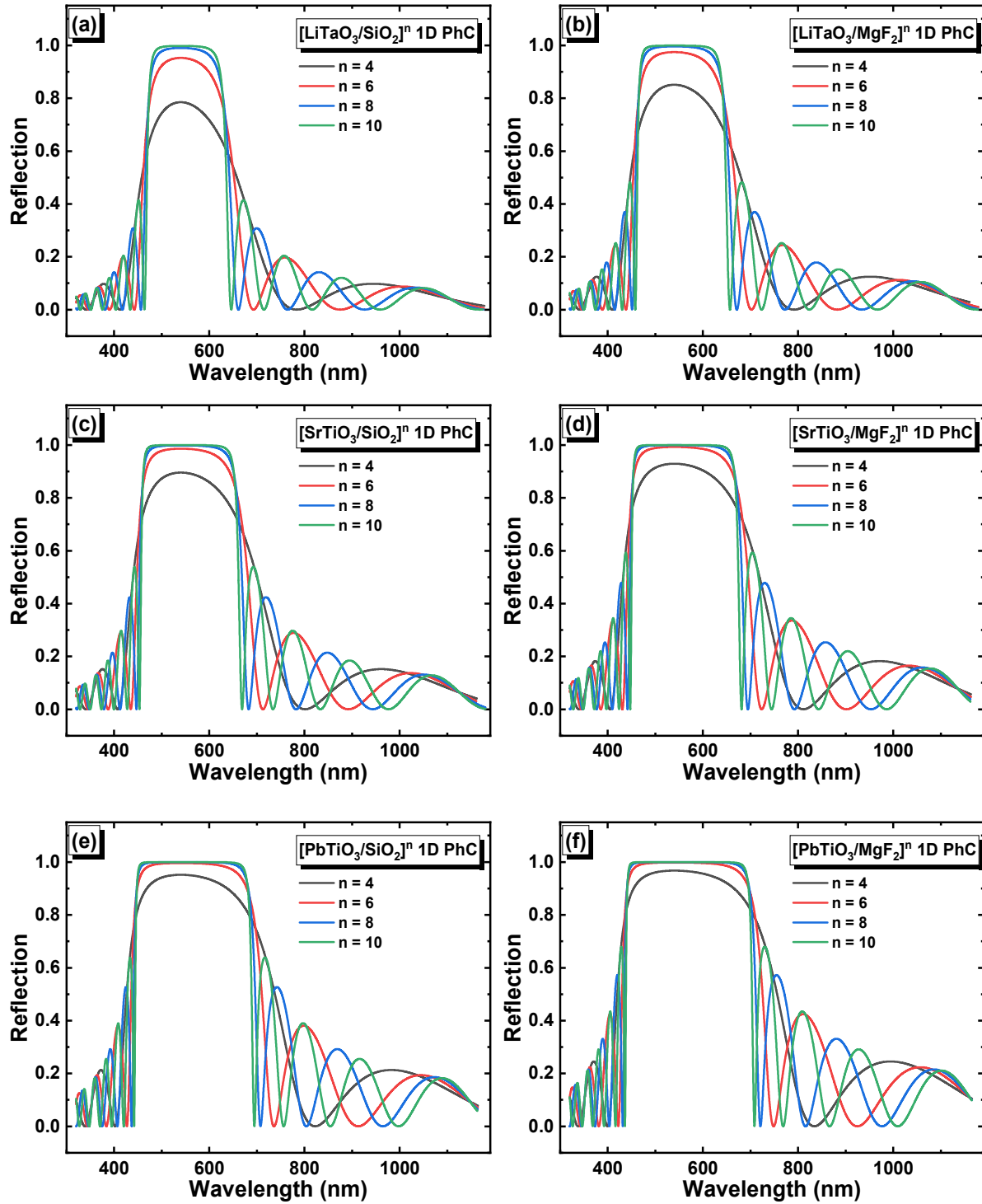


Figure 0.3 Dépendance de la réflexion en fonction de la longueur d'onde et du nombre de périodes dans différentes structures (mode-TE).

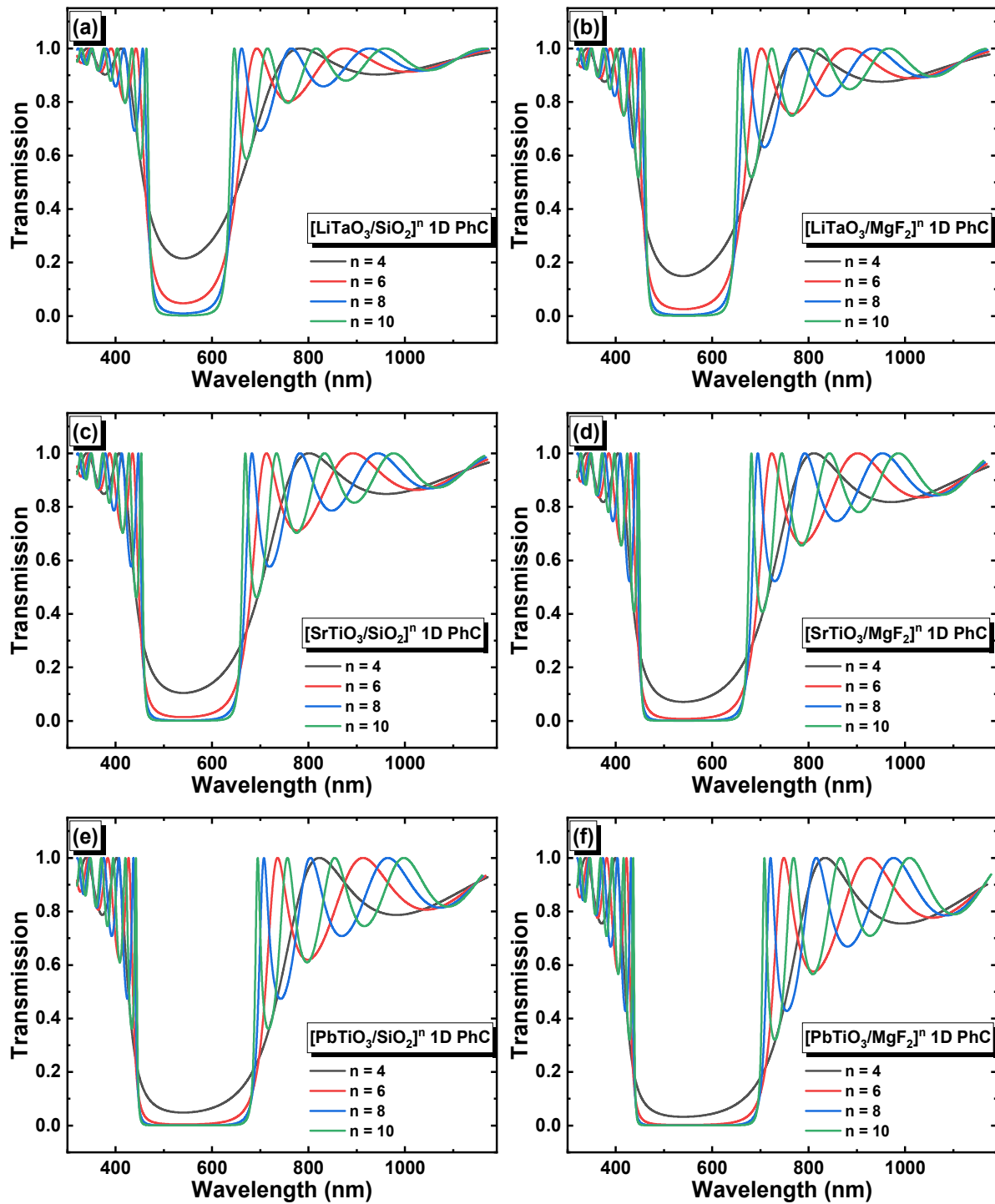


Figure 0.4 Dépendance de la longueur d'onde et du nombre de périodes de la transmission dans différentes structures (mode TM).

Les dépendances des bandes interdites photoniques dans les structures $[\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2]^{10}$, $[\text{LiTaO}_3/\text{MgF}_2]^{10}$, $[\text{SrTiO}_3/\text{SiO}_2]^{10}$, $[\text{SrTiO}_3/\text{MgF}_2]^{10}$, $[\text{PbTiO}_3/\text{SiO}_2]^{10}$ et $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^{10}$, respectivement, en fonction de l'angle d'incidence sont représentées dans la Figure 4.5 et la Figure 4.6.

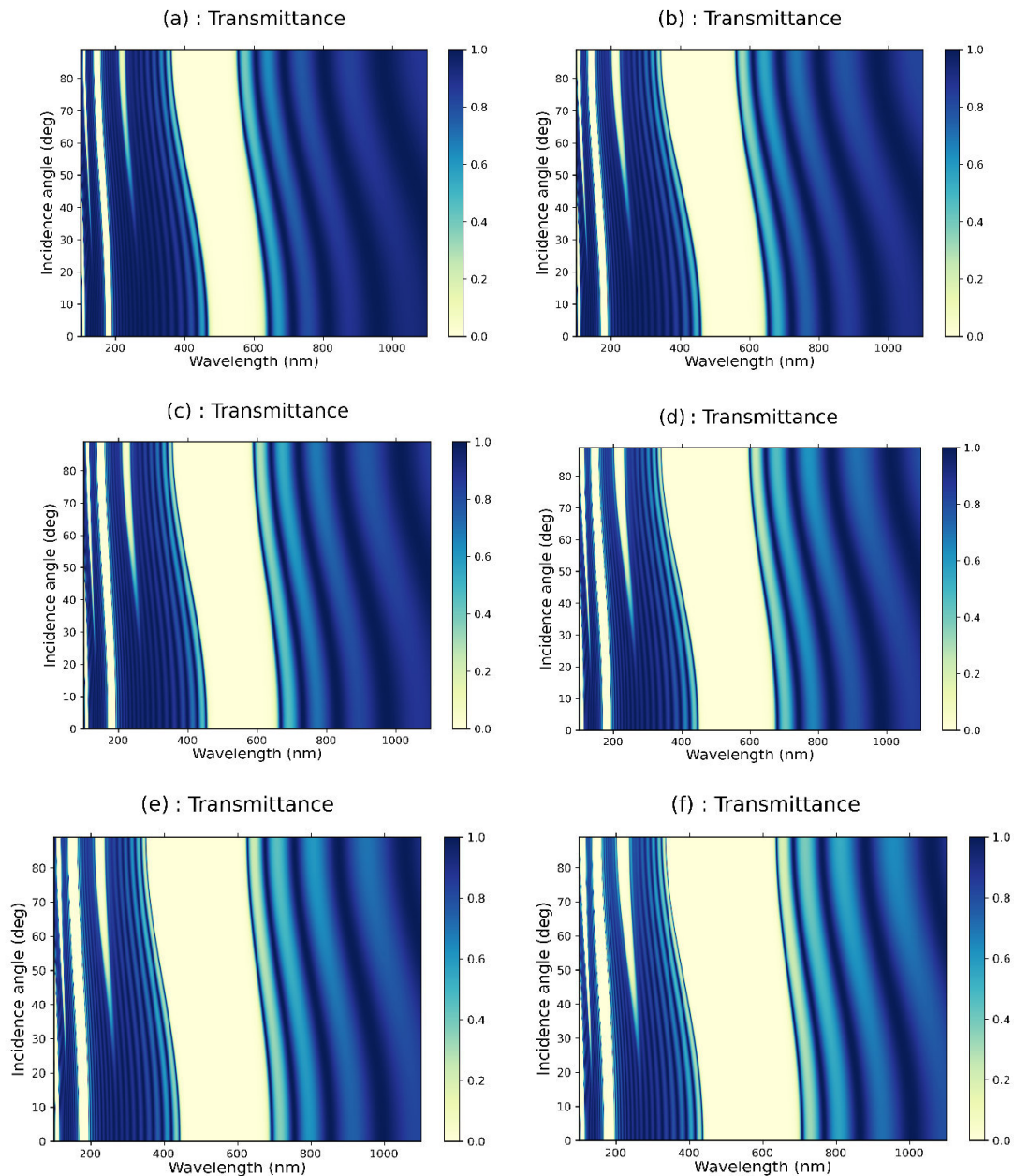


Figure 0.5 Transmission en fonction de la longueur d'onde et l'angle d'incidence de la lumière (mode TE) : (a) $[\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2]^{10}$, (b) $[\text{LiTaO}_3/\text{MgF}_2]^{10}$, (c) $[\text{SrTiO}_3/\text{SiO}_2]^{10}$, (d) $[\text{SrTiO}_3/\text{MgF}_2]^{10}$, (e) $[\text{PbTiO}_3/\text{SiO}_2]^{10}$ et (f) $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^{10}$.

Comme le montre la Figure 4.5, les bandes interdites photoniques s'élargissent lorsque l'angle d'incidence augmente de zéro à 89 degrés (mode-TE). Cependant, elles se réduisent lorsque l'angle d'incidence augmente jusqu'à 89 degrés dans le cas du mode de polarisation TM (Figure 4.6).

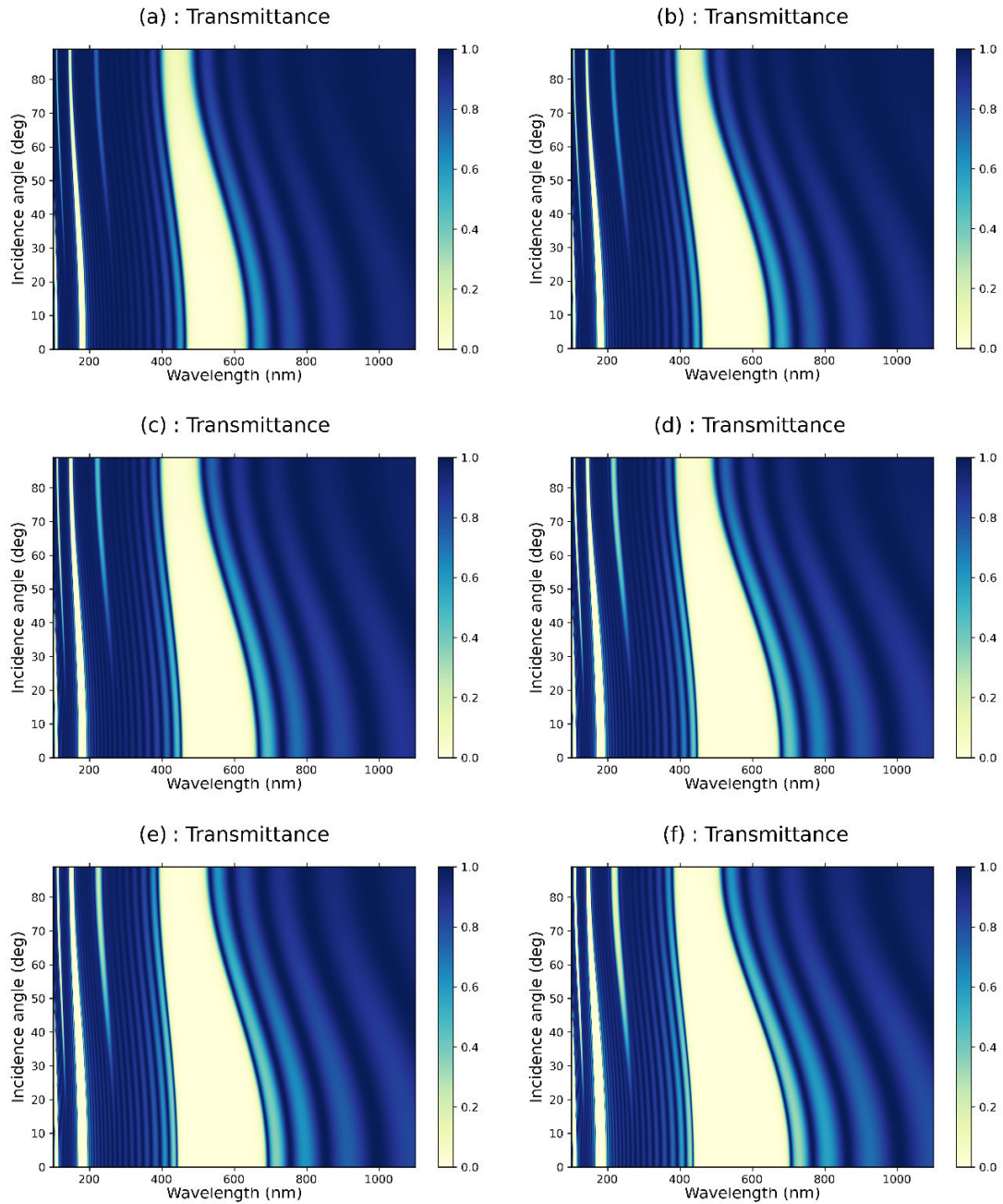


Figure 0.6 Transmission en fonction de la longueur d'onde et l'angle d'incidence de la lumière (mode TM) : (a) [LiTaO₃/SiO₂]¹⁰, (b) [LiTaO₃/MgF₂]¹⁰, (c) [SrTiO₃/SiO₂]¹⁰, (d) [SrTiO₃/MgF₂]¹⁰, (e) [PbTiO₃/SiO₂]¹⁰ et (f) [PbTiO₃/MgF₂]¹⁰.

4.4 Cristaux photoniques 1D à base de matériaux 2D :

Les matériaux bidimensionnels (2D), constitués de couches atomiquement fines, peuvent être les meilleurs candidats pour la fabrication de cristaux photoniques 1D grâce à leurs propriétés optiques uniques et modulables [16-18]. En outre, leur déposition et leurs épaisseurs peuvent être facilement contrôlées, ce qui permet un réglage précis de la bande interdite photonique. Le mica muscovite 2D ((KAl₂(Si₃AlO₁₀)(OH)₂)) et le sulfure de gallium 2D (GaS) ont fait l'objet d'une attention particulière pour les applications électroniques [19,20]. Le GaS présente une large bande interdite directe d'environ 3,1 eV dans sa forme monocouche et d'environ 2,6 eV dans sa forme massive [21], un indice de réfraction élevé de 2.7152 à la longueur d'onde de 633 nm [22] et une gamme spectrale très large, ce qui en fait un excellent candidat pour les cristaux photoniques 1D. D'autre part, le mica muscovite 2D est un matériau transparent avec une large bande interdite directe de 5,09 eV [23]. Son indice de réfraction est légèrement faible ($n_\alpha = 1.552-1.576$, $n_\beta = 1.582-1.615$, $n_\gamma = 1.587-1.618$) [24].

Nous avons étudié pour la première fois les cristaux photoniques avec un arrangement périodique de couches de [GaS/Mica] et de [GaS/Eau]. Les épaisseurs du GaS et du mica sont calculées, respectivement, comme étant de 73.9 et 129 nm à une longueur d'onde (λ_0) de 800 nm, en utilisant l'équation $d = \lambda_0/4n$, où n représente l'indice de réfraction. L'indice de réfraction du GaS peut être déduit de la formule de dispersion donnée par [25] :

$$n_{GaS} = 7.12996 + \frac{0.26073}{\lambda^2 - 0.04627} + \frac{127.335}{\lambda^2 - 258.431} \quad (0.9)$$

En utilisant la même approximation, l'épaisseur de la couche Eau (référéncée par le caractère G) est calculée comme 150.1 nm. La méthode TMM a été utilisée pour calculer la réflexion et la transmission dans les deux structures. Les Figures 4.7 (a) et 4.7 (b) illustrent la réflexion de la lumière en fonction de la longueur d'onde et du nombre de périodes N dans les structures [GaS/Mica] ^{N} et [GaS/G] ^{N} , respectivement.

La transmission de la lumière à travers les deux structures [GaS/Mica] ^{N} et [GaS/G] ^{N} est illustrée dans les figures 4.8 (a) et 4.8 (b). Les structures [GaS/Mica] ^{N} et [GaS/G] ^{N} présentent des largeurs de bande interdite de 0.61 eV et 0.73 eV, respectivement, à un nombre de périodes de 12.

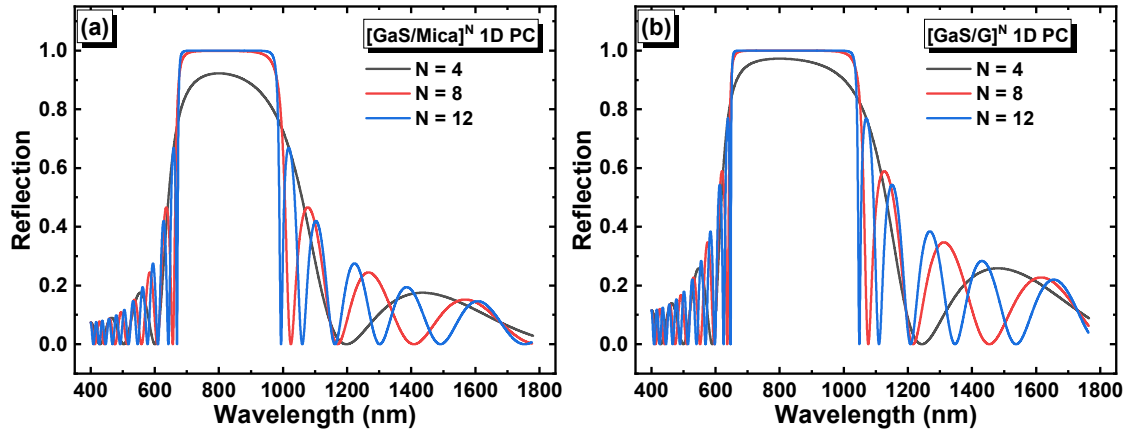


Figure 0.7 Réflexion en fonction de la longueur d'onde et du nombre de périodes dans (a) $[\text{GaS/Mica}]^N$ et (b) $[\text{GaS/G}]^N$.

En outre, les deux structures, $[\text{GaS/Mica}]^{12}$ et $[\text{GaS/G}]^{12}$, présentent des bandes interdites partielles dans la gamme du visible au proche infrarouge, ce qui les rend appropriées pour des applications de photo-détection. Les valeurs significatives des bandes interdites photoniques sont dues à la différence substantielle d'indice de réfraction entre le GaS et le mica dans la structure $[\text{GaS/Mica}]^{12}$, ainsi qu'à la différence d'indice de réfraction entre le GaS et l'eau distillée dans la structure $[\text{GaS/G}]^{12}$.

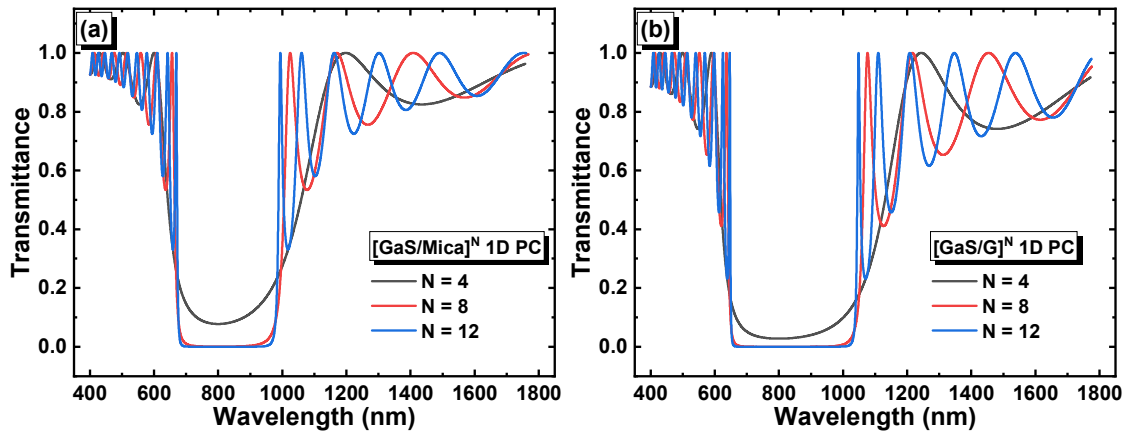


Figure 0.8 Transmission en fonction de la longueur d'onde et du nombre de périodes dans (a) $[\text{GaS/Mica}]^N$ et (b) $[\text{GaS/G}]^N$.

Nous avons examiné l'impact de l'angle d'incidence de la lumière sur les caractéristiques de la transmission dans la structure [GaS/Mica]¹² dans le cas du mode de polarisation TE (Figure 4.9 (a)) et du mode de polarisation TM (Figure 4.9 (b)). De même, nous avons étudié l'effet de l'angle d'incidence sur la transmission dans la structure [GaS/Eau]¹² dans le cas du mode de polarisation TE (Figure 4.10 (a)) et du mode de polarisation TM (Figure 4.10 (b)). Nous avons observé que dans le cas de la polarisation TE, les bandes interdites photoniques dans les deux structures s'élargissent et se déplacent vers des longueurs d'onde plus courtes lorsque l'angle d'incidence augmente de zéro à 89°. En revanche, dans le cas de la polarisation TM, les bandes interdites photoniques se réduisent lorsque l'angle d'incidence augmente dans les deux structures.

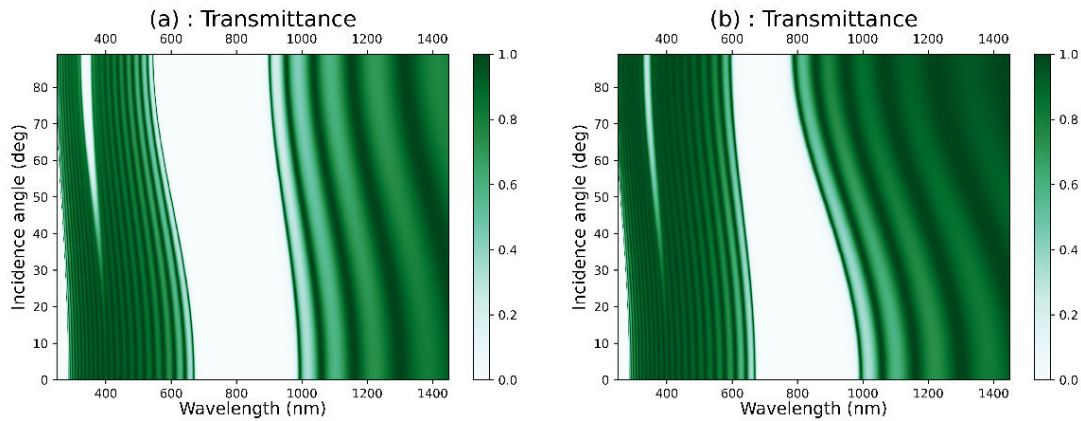


Figure 0.9 Représentation graphique de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière dans [GaS/Mica]¹² dans le cas (a) mode TE et (b) mode TM.

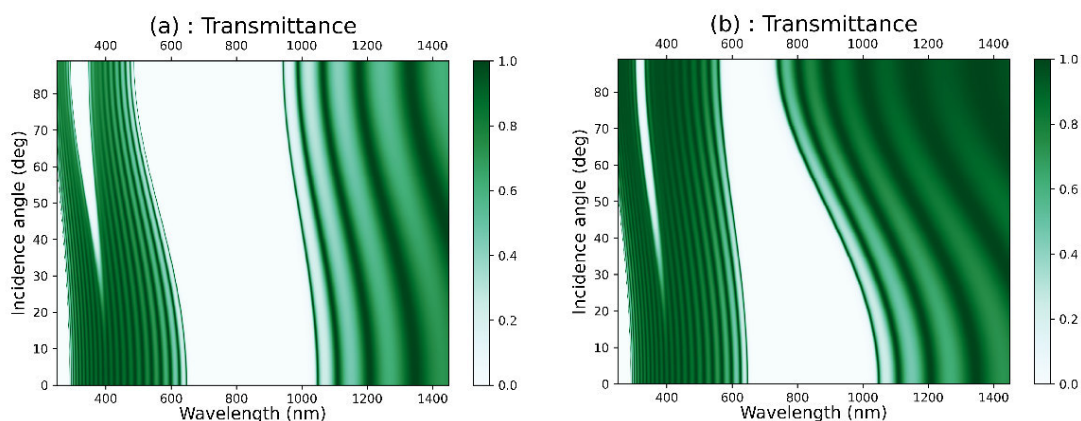


Figure 0.10 Représentation graphique de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière dans [GaS/eau]¹² dans le cas (a) mode TE et (b) mode TM.

4.5 Cristaux photoniques 1D – Modèle de Kronig-Penney :

Dans cette partie, nous examinons un modèle unidimensionnel de Kronig-Penney comprenant N couches de type fonction δ réparties périodiquement à $x = n/a$ avec n prend les valeurs de zéro à $N-1$. Le paramètre a représente la constante de réseau (voir Figure 4.11). Cette structure périodique constitue le modèle le plus simple pour un PC 1D. Les caractéristiques des ondes électromagnétiques en dehors de la structure sont décrites par [26] :

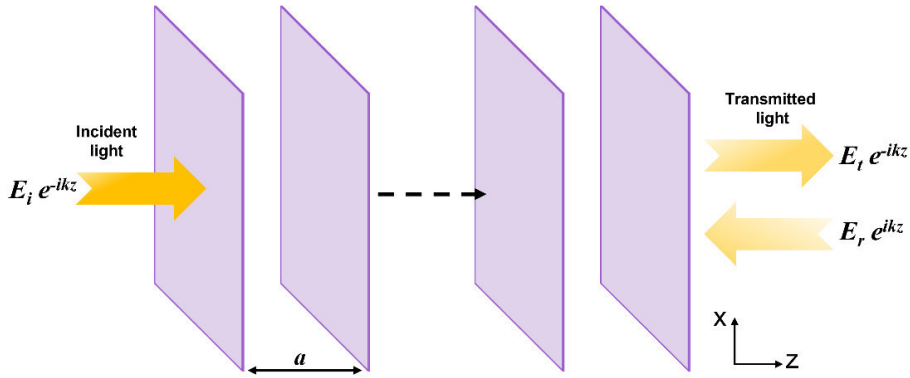


Figure 0.11 Schéma d'un système PC 1D de N couches de fonctions δ séparées par un espacement de réseau a .

$$E(z) = \begin{cases} E_i e^{-ikz} + E_r e^{ikz}, & z \geq Na \\ E_t e^{-ikz}, & z < 0 \end{cases} \quad (0.10)$$

$E_i e^{-ikz}$ représente l'onde électromagnétique incidente, $E_r e^{ikz}$ est l'onde réfléchie et $E_t e^{-ikz}$ est l'onde transmise. k représente le vecteur d'onde donné par $k = \omega/c$, ω est la fréquence et c est la vitesse de la lumière dans le vide [27]. À l'intérieur de la structure, le champ électrique pour le mode électrique transverse (TE) satisfait à l'équation d'onde indépendante du temps donnée par [26,11] :

$$\frac{d^2 E(z)}{dz^2} + \beta \sum_{n=0}^{N-1} [1 + \alpha |E(z)|^2] E(z) \delta(z - na) \quad (0.11)$$

$E(z)$ représente le champ électrique, $\beta = (n_e \omega / c)^2$ avec n_e est l'indice de réfraction, α est la non-linéarité de Kerr.

L'équation 4.11 ressemble au modèle de Kronig Penny des électrons dans un réseau périodique 1D. Elle peut être reformulée d'une manière discrète, connue sous le nom de carte de Poincaré généralisée [11] :

$$E_{n+1} = [2 \cos(ka) - \beta(1 + \alpha|E(z)|^2)ka \times \sin(ka)]E_n - E_{n-1} \quad (0.12)$$

Où E_n est l'amplitude du champ électrique dans le cas de polarisation TE au $n^{\text{ième}}$ couche. La solution de l'équation 4.12 est obtenue itérativement en prenant les conditions initiales suivantes : $E_0 = 1$ et $E_1 = e^{-ika}$. Enfin, la transmission de la lumière à travers la structure présentée sur la Figure 4.11 peut-être calculé à l'aide de l'équation suivante :

$$T = \frac{4 \times \sin^2(ka) |E_0|^2}{|e^{-ika} E_n - E_{n-1}|^2} \quad (0.13)$$

La transmission ne dépend que des valeurs de l'amplitude du champ électrique qui sont calculés à partir de l'équation itérative 4.12.

Supposant un PC 1D formé des couches de TiO_2 d'épaisseur 5 nm distancées de 100 nm, en utilisant le modèle de Kronig-Penny, nous avons calculé la transmission en fonction de la longueur d'onde et le nombre de période (N), comme est montré dans la Figure 4.12. L'indice de réfraction du TiO_2 est calculé à l'aide de l'équation suivante [28] :

$$n_{\text{TiO}_2} = \left(4.99 + \frac{1}{96.6\lambda^{1.1}} + \frac{1}{4.6\lambda^{1.95}} \right)^{0.5} \quad (0.14)$$

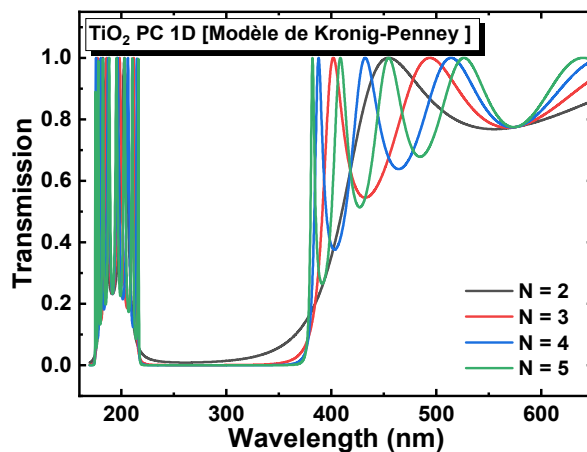


Figure 0.12 La transmission en fonction de la longueur d'onde et le nombre de période en utilisant le modèle de Kronig-Penney.

4.6 Cristaux photoniques 2D – Nanofils ZnO :

Cette partie a été réalisée à l'aide du logiciel de simulation COMSOL multiphysics. Supposant un cristal photonique bidimensionnel composé de nanofils de ZnO (en Anglais ZnO nanowires), comme le montre la Figure 4.13.

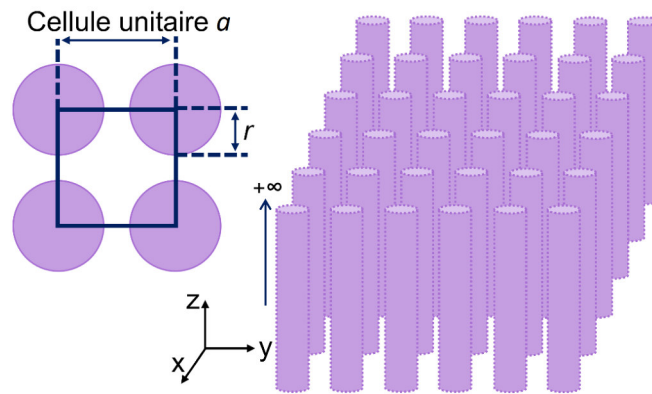


Figure 0.13 Cristal photonique bidimensionnel - Nanofils de ZnO.

Le paramètre k de la Figure 4.14 varie de 0 à 3. Quand ce paramètre varie entre : 0 à 1 le nombre d'onde couvrant le bord Γ -X, 1 à 2 le nombre d'onde couvrant le bord X-M, et 2 à 3 le nombre d'onde couvrant le bord diagonal M- Γ (Figure 4.14).

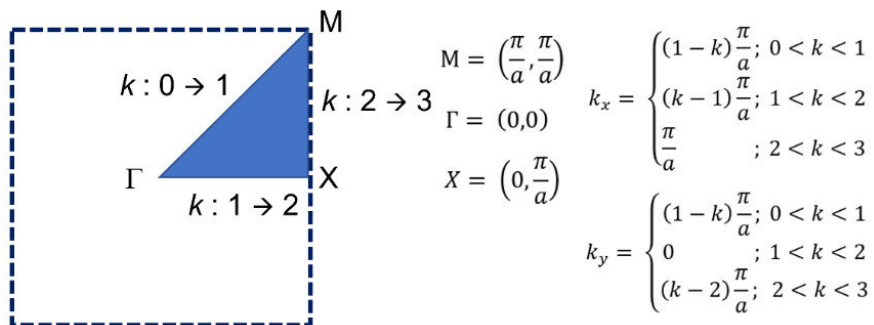


Figure 0.14 Paramètres du changement de l'échelle.

Figure 4.16 montre que la dispersion linéaire et les cônes de Dirac peuvent être obtenus au point Γ ($k = 0$) de notre PC 2D. La constante de réseau et la vitesse de la lumière sont désignées par a et c , et le rayon et la permittivité relative des cylindres sont fixés à $R = 0.2a$ et $\epsilon = 8.17$, respectivement.

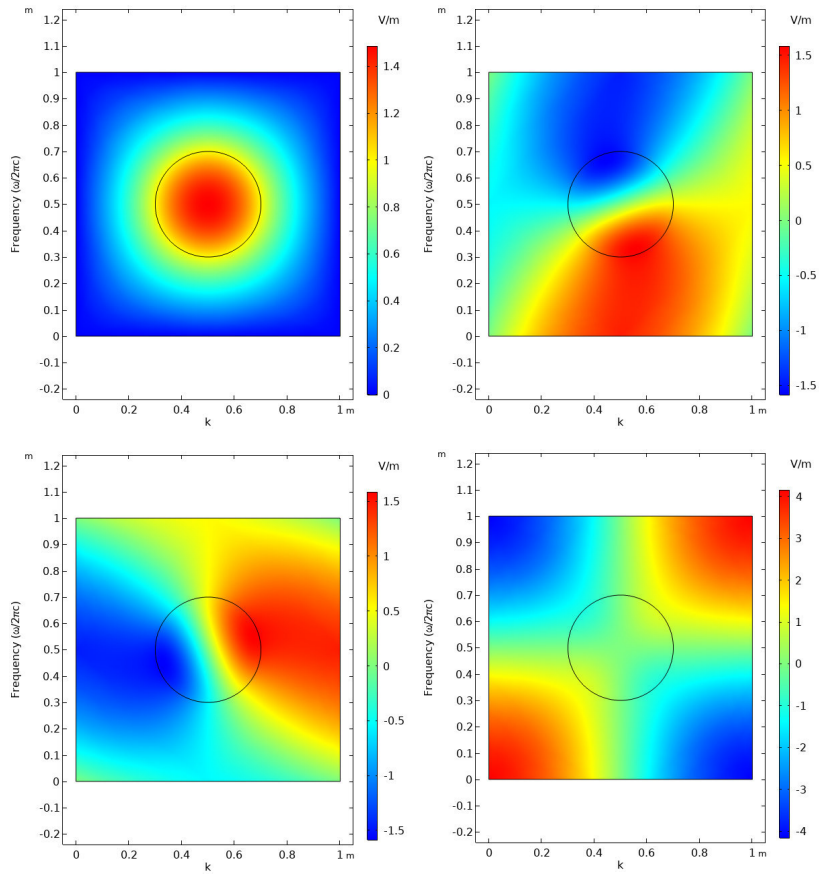


Figure 0.15 Variation du champ électrique en fonction de la fréquence au point Γ .

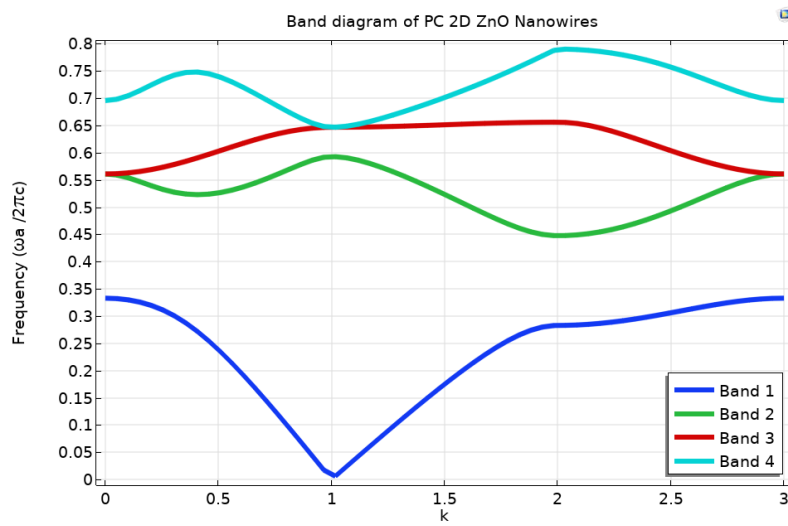


Figure 0.16 La structure de bande d'un cristal photonique bidimensionnel avec un réseau carré.

4.7 Conclusion :

En conclusion, dans ce chapitre nous avons cité différentes méthodes de modélisation de la propagation et de la diffraction des ondes électromagnétiques à travers les cristaux photoniques. Nous nous sommes concentrés principalement sur la méthode de la matrice de transfert (TMM) pour étudier les cristaux photoniques. Ces derniers présentent des propriétés uniques de manipulation de la lumière grâce à leurs structures périodiques. Nous avons proposé de nouvelles structures des cristaux photoniques à une dimension, tels que les cristaux photoniques à base de pérovskites et à base de matériaux 2D, et qui n'ont été jamais étudiées dans la littérature. En analysant la réflexion et de transmission, nous avons pu acquérir une meilleure compréhension de leur comportement. De plus, nous avons présenté un cas spécifique d'un cristal photonique 2D à base de nanofils ZnO. Ces avancées dans la modélisation des cristaux photoniques ouvrent la voie à de nombreuses applications potentielles dans les domaines de l'optique et des dispositifs photoniques.

Références

- [1] Joannopoulos, J.D., Johnson, S.G., Winn, J.N. and Meade, R.D., 2008. Molding the flow of light. Princet. Univ. Press. Princeton, NJ [ua].
- [2] Moroz, A., 1994. Inward and outward integral equations and the KKR method for photons. *Journal of Physics: Condensed matter*, 6(1), p.171.
- [3] Lavrinenko, A., Borel, P.I., Frandsen, L.H., Thorhauge, M., Harpøth, A., Kristensen, M., Niemi, T. and Chong, H.M.H., 2004. Comprehensive FDTD modelling of photonic crystal waveguide components. *Optics Express*, 12(2), pp.234-248.
- [4] J. B. Pendry and P. M. Bell, 1996. Transfer matrix techniques for electromagnetic waves. *Photonic Band Gap Materials*, Chapter 12, pp.203-228.
- [5] Pedrotti, Frank L., Leno M. Pedrotti, and Leno S. Pedrotti. *Introduction to Optics*. 3rd ed. 2008, pp. 479.
- [6] Yu, J., Lei, J., Wang, L., Zhang, J. and Liu, Y., 2018. TiO₂ inverse opal photonic crystals: Synthesis, modification, and applications-A review. *Journal of Alloys and Compounds*, 769, pp.740-757.
- [7] Liu, Y., Ren, G., Cao, T., Mishra, R. and Ravichandran, J., 2022. Modeling temperature, frequency, and strain effects on the linear electro-optic coefficients of ferroelectric oxides. *Journal of Applied Physics*, 131(16), p.163101.
- [8] Anderson, C., Lukin, D., Szakiel, E., Yang, J., White, A., Scuri, G., Guidry, M., Van Gasse, K., Jiang, W., Safavi-Naeini, A. and Vuckovic, J., 2023. Quantum paraelectric electro-optics. *Bulletin of the American Physical Society*.
- [9] Zhang, J., Xu, B., Wang, Y.S., Qin, Z. and Ke, S.H., 2019. First-principles investigation of the ferroelectric, piezoelectric and nonlinear optical properties of LiNbO₃-type ZnTiO₃. *Scientific Reports*, 9(1), pp.1-14.
- [10] Zarei Moghadam, R., Omrany, A.H., Taherkhani, M. and Shokrian, F., 2021. Fabrication of multi-layer antireflection coating consisting of ZnS and MgF₂. *Progress in Physics of Applied Materials*, 1(1), pp.7-13.

- [11] Senouci, K., Mansour, D. and Abderrahmane, A., 2022. Electro-optic properties of one-dimensional (1D) nonlinear perfect photonic crystals based on Lithium tantalate layer. *Optik*, 265, p.169537.
- [12] Weber, M.J., 2002. Handbook of optical materials (Vol. 19). CRC press.
- [13] Singh, S., Remeika, J.P. and Potopowicz, J.R., 1972. Nonlinear optical properties of ferroelectric lead titanate. *Applied Physics Letters*, 20(3), pp.135-137.
- [14] Cho, H., Lee, D., Hong, S., Kim, H., Jo, K., Kim, C. and Yoon, I., 2022. Surface Modification of ZrO₂ Nanoparticles with TEOS to Prepare Transparent ZrO₂@ SiO₂-PDMS Nanocomposite Films with Adjustable Refractive Indices. *Nanomaterials*, 12(14), p.2328.
- [15] Shakoury, R., Khanlary, M.R., Sadeghi, M. and Kamali, S.H., 2022. Ion beam assisted electron gun deposition of MgF₂ thin films: Effects of Argon ion bombardment on the optical and morphological properties. *Vakuum in Forschung und Praxis*, 34(1), pp.36-40.
- [16] Abderrahmane, A., Woo, C. and Ko, P.J., 2021. Tunable optoelectronic properties of a two-dimensional graphene/ α -In₂Se₃/graphene-based ferroelectric semiconductor field-effect transistor. *Journal of Materials Science: Materials in Electronics*, 32, pp.20252-20258.
- [17] Abderrahmane, A., Jung, P.G., Woo, C. and Ko, P.J., 2022. Dual-Gate Graphene/h-BN/GaSe Metal-Insulator-Semiconductor Field-Effect Transistor (MISFET). *physica status solidi (a)*, 219(20), p.2100818.
- [18] Abderrahmane, A., Woo, C. and Ko, P.J., 2022. Optoelectronic Properties of Hexagonal Boron Nitride Shielded Molybdenum Diselenide/Black-Phosphorus Based Heterojunction Field Effect Transistor. *Coatings*, 12(4), p.445.
- [19] Maruvada, A., Shubhakar, K., Raghavan, N., Pey, K.L. and O'Shea, S.J., 2022. Dielectric breakdown of 2D muscovite mica. *Scientific Reports*, 12(1), pp.1-11.
- [20] Gutiérrez, Y., Giangregorio, M.M., Dicorato, S., Palumbo, F. and Losurdo, M., 2021. Exploring the thickness-dependence of the properties of layered gallium sulfide. *Frontiers in Chemistry*, 9, p.781467.

- [21] Jung, C.S., Shojaei, F., Park, K., Oh, J.Y., Im, H.S., Jang, D.M., Park, J. and Kang, H.S., 2015. Red-to-ultraviolet emission tuning of two-dimensional gallium sulfide/selenide. *ACS nano*, 9(10), pp.9585-9593.
- [22] Kato, K. and Umemura, N., 2011. Sellmeier equations for GaS and GaSe and their applications to the nonlinear optics in $\text{GaS}_x\text{Se}_{1-x}$. *Optics letters*, 36(5), pp.746-747.
- [23] Kalita, J.M. and Wary, G., 2016. Estimation of band gap of muscovite mineral using thermoluminescence (TL) analysis. *Physica B: Condensed Matter*, 485, pp.53-59.
- [24] Ghafari, H. and Hanley, Q.S., 2012. Analysis of layered assays and volume microarrays in stratified media. *Analyst*, 137(23), pp.5520-5526.
- [25] Barlow, S.G. and Manning, D.A.C., 1999. Influence of time and temperature on reactions and transformations of muscovite mica. *British ceramic transactions*, 98(3), pp.122-126.
- [26] Markos, P. and Soukoulis, C.M., 2008. *Wave propagation, from electrons to photonic crystals and left-handed materials*. Princeton University Press.
- [27] Daoud, M., 2020. Étude des effets de la non-linéarité et des défauts sur la transmission de la lumière dans les cristaux photoniques unidimensionnels, Thèse de Doctorat en sciences, Université Abdelhamid Ibn Badis, Mostaganem.
- [28] Scotognella, F., Chiasera, A., Criante, L., Aluicio-Sarduy, E., Varas, S., Pelli, S., Łukowiak, A., Righini, G.C., Ramponi, R. and Ferrari, M., 2015. Metal oxide one dimensional photonic crystals made by RF sputtering and spin coating. *Ceramics International*, 41(7), pp.8655-8659.

Chapitre 5 Biocapteurs à base de cristaux photoniques

PC 1D

5.1 Introduction :

L'une des applications potentielles des PC 1D est la bio-détection, en particulier pour la détection des protéines [1,2], de l'urine [3], des biomarqueurs [4] et des cellules cancéreuses [5]. La limitation de la taille de la région de la cavité du biocapteur des PC 1D a souvent été ignorée dans la plupart des rapports traitant de la détection des cellules cancéreuses [5-8]. En outre, les limitations techniques associées à l'utilisation de ces biocapteurs dans la région infrarouge - telles que l'exigence de détecteurs de lumière infrarouge très spécifiques - n'ont pas été prises en compte. La présente étude porte sur la conception et l'analyse numérique des performances des PC 1D pour la détection des vésicules extracellulaires (VE) et la concentration du glucose dans le sang. Nous avons conçu les biocapteurs pour qu'ils fonctionnent dans le domaine visible de la lumière, dans le but de fournir des solutions théoriques pour surmonter les contraintes précédemment mentionnées.

Les performances des biocapteurs s'évaluent en calculant la sensibilité (S), la figure de mérite (FOM), le facteur de qualité (Q) et la limite de détection (LOD). La sensibilité est calculée à l'aide de l'équation $S = \Delta\lambda_{RES}/\Delta n_c$ où $\Delta\lambda_{RES}$ représente le déplacement du pic de résonance. Outre la sensibilité, le facteur de mérite (FOM), le facteur de qualité (Q) et la limite de détection (LOD) sont donnés par les équations :

$$FOM = \frac{S}{\lambda_{FWHM}} \quad (0.1)$$

$$Q = \frac{\lambda_{RES}}{\lambda_{FWHM}} \quad (0.2)$$

$$LOD = \frac{\lambda_c}{20 \times S \times Q} \quad (0.3)$$

où λ_{FWHM} est la largeur complète du demi-maximum (FWHM) du pic du mode de défaut. Plus les valeurs de FOM et de Q sont élevées et plus les valeurs de LOD sont faibles, meilleures sont les performances des biocapteurs.

5.2 PC-biocapteurs pour la détection de vésicules extracellulaires :

Lorsqu'une couche de défaut est créée à l'intérieur des PC, la transmittance présente un comportement différent par rapport au cas sans défaut. En fait, la présence du défaut introduit des modes optiques supplémentaires et modifie les caractéristiques optiques au sein de la structure. Il en résulte l'apparition de pics ou de creux dans la caractéristique de transmittance à des longueurs d'onde spécifiques correspondant aux modes résonnants. Les modes résonnants dans le PC dépendent de divers facteurs, tels que la structure du PC, la longueur d'onde et l'angle d'incidence de la lumière. Dans cette partie, nous avons conçu des PC 1D en pérovskites avec des bandes interdites photoniques spécifiques. Nous avons étudié les propriétés optiques de nos PC qui comprennent une région de cavité de différentes épaisseurs comme couche de défaut. La figure 5.1 montre le biocapteur à base de cristaux photoniques 1D (PC-BIO 1D) proposé dans notre étude. Il est à noter que la structure discutée dans la section 4.3 est la même, cependant cette fois-ci, elle comporte une cavité au centre permettant l'injection d'une solution biofluidique.

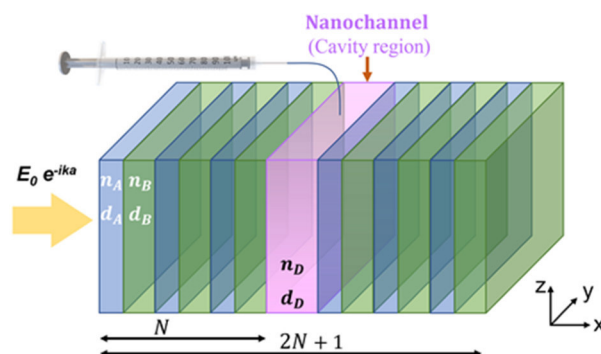


Figure 0.1 Schéma du biocapteur à base de cristaux photoniques 1D proposé (PC-BIO 1D).

La couche défaut (ou la région de la cavité), créée au milieu de la structure périodique, joue le rôle de nanocanal dans lequel les VE peuvent être injectées pour le processus de détection. Le nanocanal peut être rempli d'eau distillée (DW) comme référence ($n_D = 1,333$), et des vésicules extracellulaires suivantes : VE urinaire fraîche ($n_D = 1,374$, taille inférieure à 250 nm [9]), VE de plaquettes activées ($n_D = 1,39$, taille comprise entre 50 et 150 nm [10]), VE de neuroblastome ($n_D = 1,393$, taille comprise entre 50 et 150 nm pour les exosomes, et entre 100 et 1000 nm pour les microvésicules [11]), et VE de sang ($n_D = 1,398$). L'indice de réfraction de chaque VE peut être trouvé dans la référence [12].

Dans le cas du PC-BIO 1D, où une couche de défaut est présente au milieu de la structure, la matrice de transfert définie en section 4.2 peut être écrite comme suit :

$$M = \prod_{j=1}^{2N+1} M_j = (M_A M_B)^{N/2} M_D (M_A M_B)^{N/2} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{pmatrix} \quad (0.4)$$

Où M_D est la matrice caractéristique de la couche défaut (le nanocanal dans notre cas).

Pour la simulation, nous avons choisi les valeurs d'épaisseur pour lesquelles les longueurs d'onde des modes résonnants se situent au milieu des bandes interdites photoniques (c'est-à-dire $d = 40, 200, 400$ et 600 nm). Nous avons concentré notre étude sur les propriétés du mode de polarisation TE uniquement.

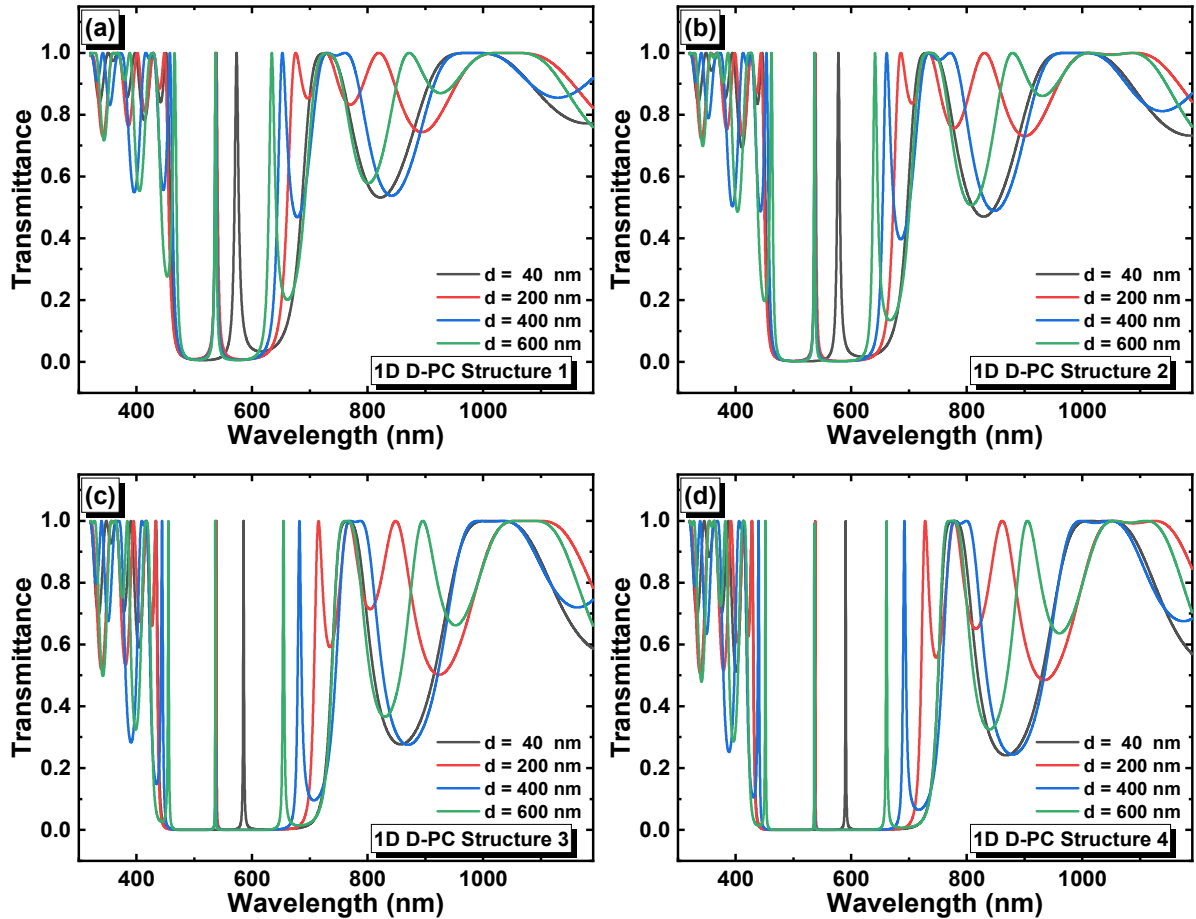


Figure 0.2 Variation de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'épaisseur de la couche de défaut (a) $[\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2]^5 \text{D} [\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2]^5$, (b) $[\text{LiTaO}_3/\text{MgF}_2]^5 \text{D} [\text{TiLaO}_3/\text{MgF}_2]^5$ (c) $[\text{PbTiO}_3/\text{SiO}_2]^5 \text{D} [\text{PbTiO}_3/\text{SiO}_2]^5$ and (d) $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5 \text{D} [\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5$.

La Figure 5.2 montre l'effet de l'épaisseur de la couche défaut sur la transmission de la lumière à travers les structures $[\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2]^5\text{D}[\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2]^5$ (Figure 5.2 (a)), $[\text{LiTaO}_3/\text{MgF}_2]^5\text{D}[\text{LiTaO}_3/\text{MgF}_2]^5$ (Figure 5.2 (b)), $[\text{PbTiO}_3/\text{SiO}_2]^5\text{D}[\text{PbTiO}_3/\text{SiO}_2]^5$ (Figure 5.2 (c)) et $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5\text{D}[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5$ (Figure 5.2 (d)), où D correspond à la couche d'eau distillée (comme couche de défaut). Comme prévu, les longueurs d'onde des modes résonnants se rétrécissent dans toutes les structures à mesure que l'épaisseur de la couche de défauts augmente. Lorsque l'épaisseur du défaut est élevée ($d = 600$ nm), des modes résonnants doubles et triples ont été observés dans les PC-BIO 1D à base de TiLaO_3 et de PbTiO_3 , respectivement.

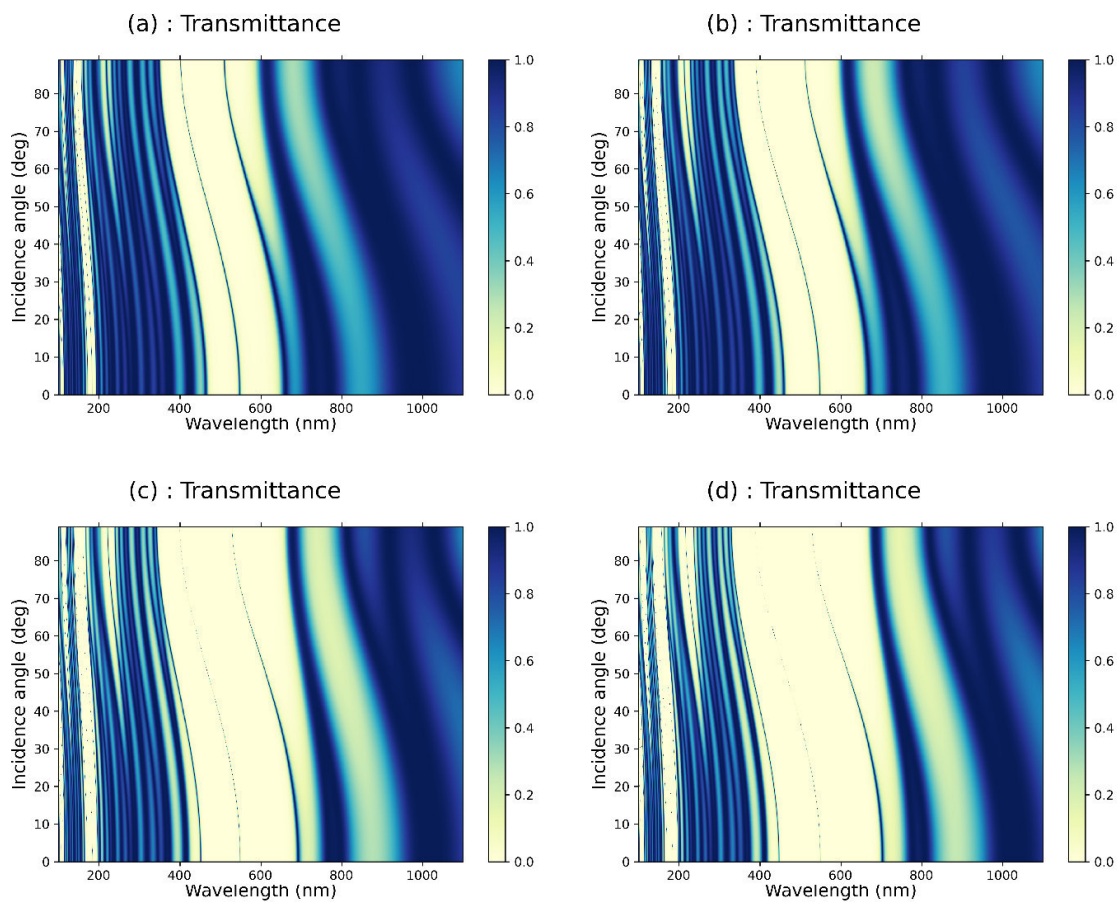


Figure 0.3 Variation de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière dans les (a) structure 1, (b) structure 2, (c) structure 3 et (d) structure 4 (couche défaut : $d = 420$ nm, et $n_{\text{eau}} = 1.333$).

Nous appelons la structure 1, la structure 2, la structure 3 et la structure 4 $[\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2]^5\text{D}[\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2]^5$, $[\text{LiTaO}_3/\text{MgF}_2]^5\text{D}[\text{LiTaO}_3/\text{MgF}_2]^5$, $[\text{PbTiO}_3/\text{SiO}_2]^5\text{D}[\text{PbTiO}_3/\text{SiO}_2]^5$ et $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5\text{D}[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5$, respectivement.

Afin de comparer les propriétés optiques et les performances de toutes les structures PC-BIO 1D, nous avons utilisé les paramètres de calcul pour lesquels nous avons obtenu des bandes interdites partielles, c'est-à-dire $n = 10$ comme le montre la Figure 4.4, et une épaisseur de nanocanal suffisamment large pour contenir les échantillons EV, c'est-à-dire $d = 420$ nm.

La Figure 5.3 montre la représentation graphique de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière dans toutes les structures, où le nanocanal d'épaisseur de 420 nm est supposé être rempli d'eau distillée. Les structures 3 et 4 présentent des pics de résonance doubles à un angle d'incidence perpendiculaire de la lumière, et lorsque l'angle d'incidence augmente jusqu'à 89 degrés, toutes les structures présentent clairement des pics de résonance doubles. En outre, les pics de résonance se déplacent vers le bleu et deviennent plus étroits à mesure que l'angle d'incidence augmente. Ce comportement a le potentiel d'améliorer les performances du PC-BIO 1D, comme nous le verrons par la suite.

Nous avons étudié le déplacement des pics résonants observés à 547.7, 548.2, 549.3 et 549.7 nm dans la structure 1, la structure 2, la structure 3 et la structure 4, respectivement, par rapport au VE urinaire (U-VE ou U-EV), au VE de plaquettes activées (AP-VE ou AP-EV), au VE de neuroblastome (N-VE ou N-EV) et à l'VE de sang (B-VE ou B-EV). Les résultats du déplacement des pics sont représentés dans les Figure 5.4 (a) à (d). Le déplacement de la longueur d'onde du mode de défaut est dû au changement de l'indice de réfraction de la couche de défaut, cette variation peut être exprimée par la condition d'onde stationnaire $\Delta = m\lambda = n_{eff}G$, où Δ est la différence de chemin optique, m est un nombre entier, n_{eff} est l'indice de réfraction effectif et G représente la différence de chemin géométrique [5]. Comme le montre la Figure 5.4, l'échantillon du VE sanguin a présenté le décalage le plus élevé du pic de résonance, ce qui peut être attribué à son indice de réfraction plus élevé que celui des autres VE.

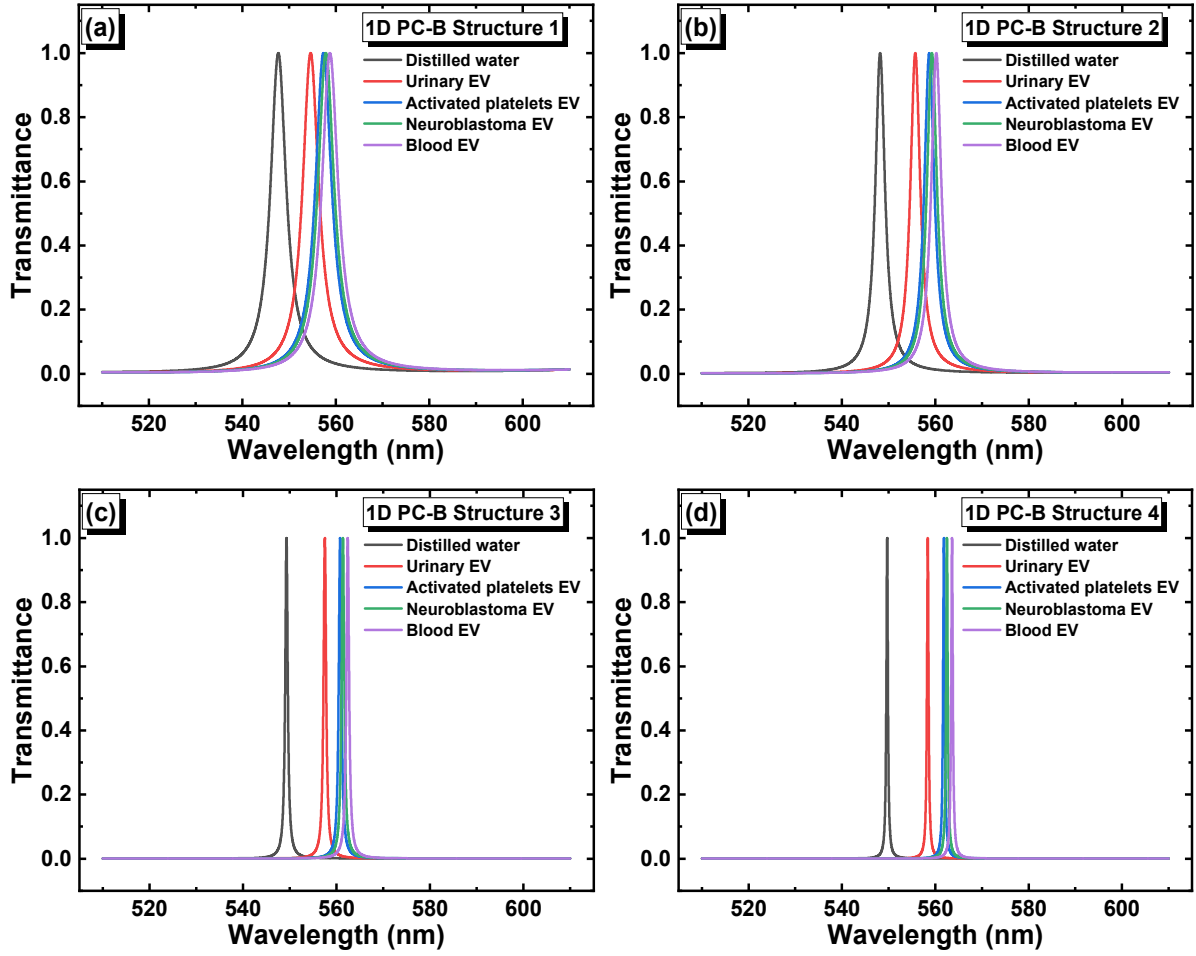


Figure 0.4 Déplacement de la position du pic du résonance par rapport à divers échantillons VE dans les (a) structure 1, (b) structure 2, (c) structure 3 et (d) structure 4.

La sensibilité des biocapteurs est mesurée en utilisant l'équation suivante :

$$S = \frac{(\lambda_c^{EV} - \lambda_c^{DW})}{(n_c^{EV} - n_c^{DW})} = \frac{\Delta\lambda_c}{\Delta n_c} \quad (0.5)$$

Où λ_c^{EV} désigne la longueur d'onde du mode de défaut dans le cas de la cible VE, λ_c^{DW} désigne la longueur d'onde du mode de défaut dans le cas de l'eau distillée, n_c^{EV} et n_c^{DW} sont les indices de réfraction de la cible VE et de l'eau distillée, respectivement. La Figure 5.5 représente les performances de bio-détection de nos PC-BIO 1D à un angle d'incidence normal de la lumière. Comme nous pouvons voir, la structure PC-BIO 1D (c'est-à-dire $[\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2]^5\text{D}[\text{LiTaO}_3/\text{SiO}_2]^5$) a montré les performances les plus faibles, contrairement à la structure 1D PC-BIO 4 (c'est-à-dire $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5\text{D}[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5$) qui présente les meilleures performances en termes de S,

FOM et Q ($S=212.4$ nm/RIU, $FOM=546.6$ RIU⁻¹ et $Q=1436.9$ dans le cas de la détection du VE urinaire (U-VE), angle d'incidence normal et épaisseur du nano-canal de 420 nm).

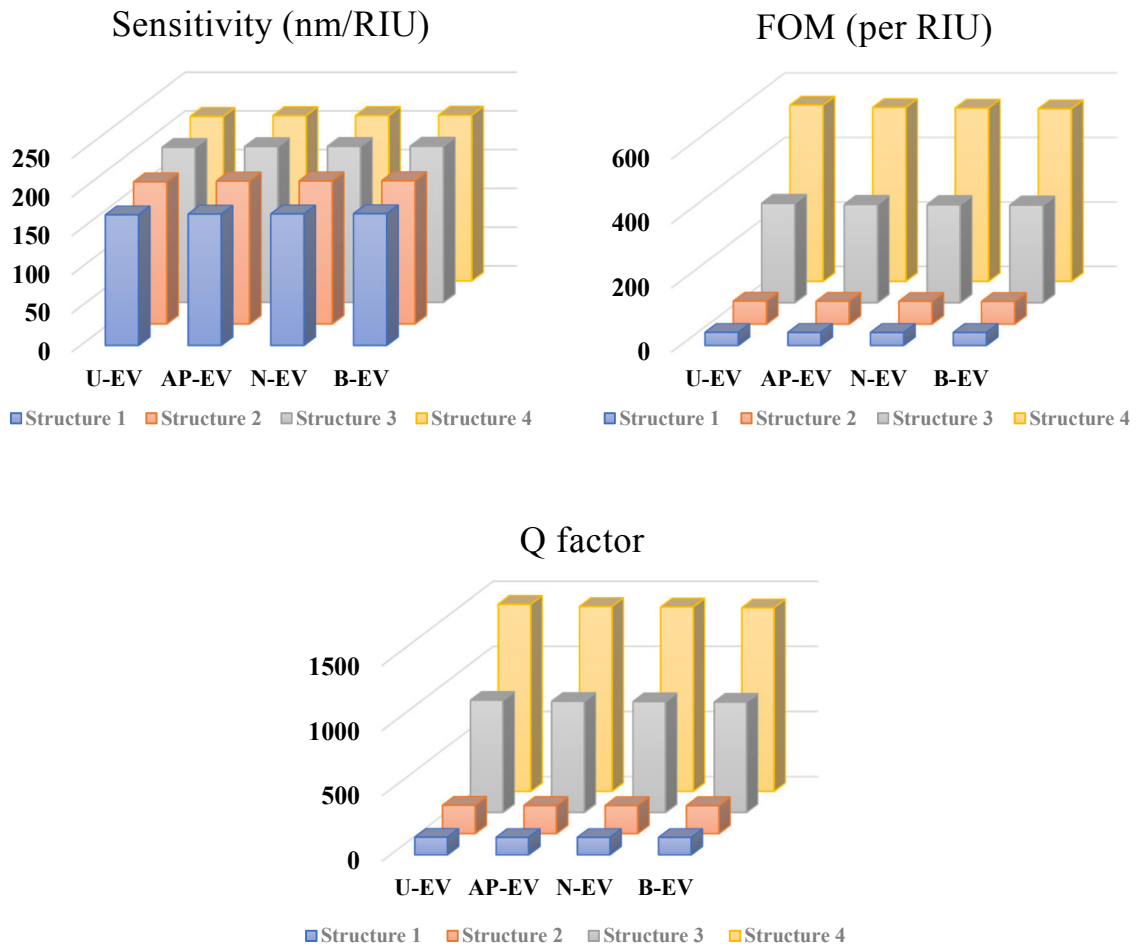


Figure 0.5 Les performances des PC-BIO 1D ($d = 420$ nm, angle d'incidence 0°).

Les calculs ont été effectués à un angle de 60° de la lumière incidente, comme le montre la Figure 5.6. Les performances de bio-détection correspondantes ont été évaluées et représentées dans la Figure 5.7, où la structure 4 a montré les meilleures propriétés ($S=286.4$ nm/RIU, $FOM=4725.8$ RIU⁻¹ et $Q=7501.9$ dans le cas du sang EV (B-EV), angle d'incidence de 60° , épaisseur du nanocanal de 420 nm), veuillez-vous référer au Tableau 5.1 pour plus de détails.

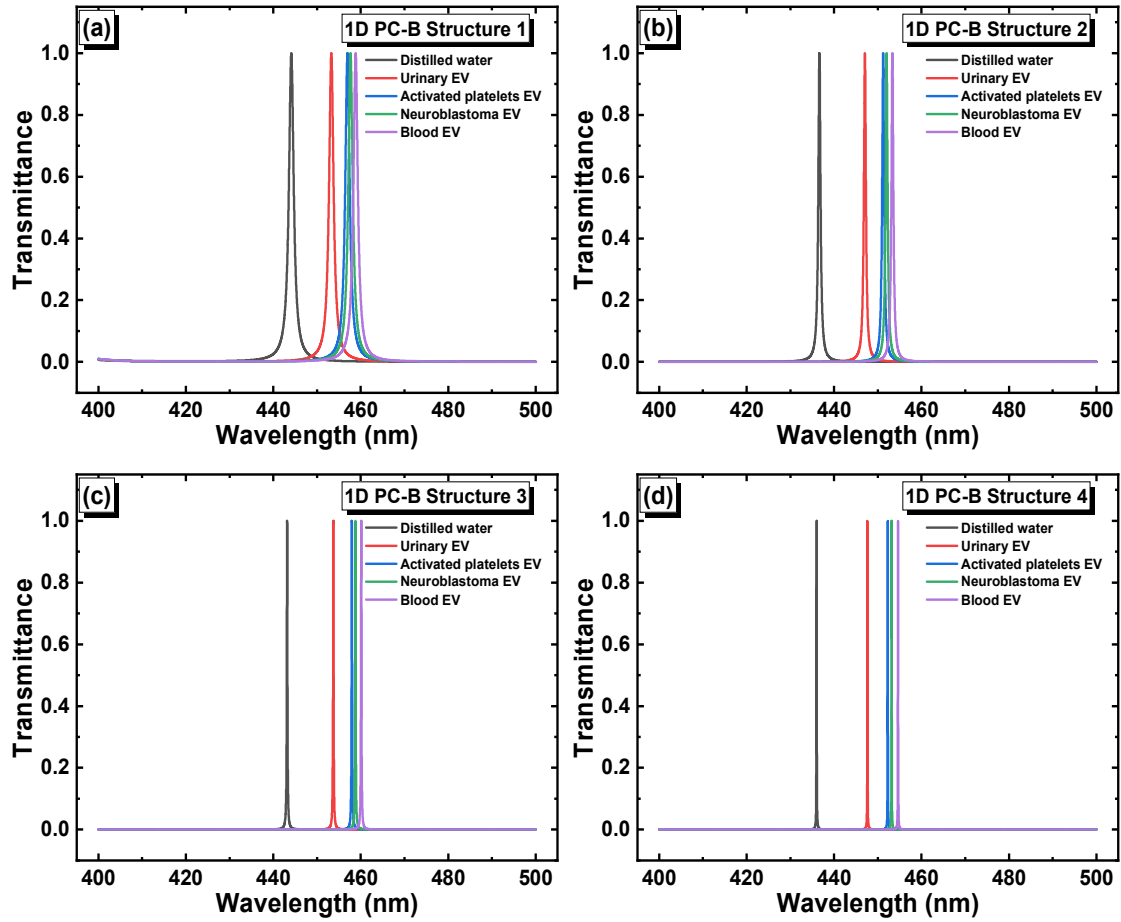


Figure 0.6 Déplacement de la position du pic de résonance par rapport à divers échantillons VE à un angle d'incidence de 60° dans (a) structure 1, (b) structure 2, (c) structure 3 et (d) structure 4.

Tableau 0-1 Performance de bio-détection des PC-BIO 1D à un angle d'incidence de 60° .

		U- EV	AP-EV	N-EV	B-EV
S (nm/RIU)	Structure 1	222.95	225.26	225.65	226.29
	Structure 2	253.61	255.74	256.10	256.71
	Structure 3	257.71	259.79	260.15	260.82
	Structure 4	283.46	285.42	285.80	286.38
FOM (RIU⁻¹)	Structure 1	185.23	190.09	190.85	192.02
	Structure 2	474.44	485.61	487.24	489.68
	Structure 3	1773.87	1843.13	1854.24	1873.40
	Structure 4	4487.31	4655.38	4689.09	4725.82
Q factor	Structure 1	376.56	385.60	387.06	389.33
	Structure 2	836.31	856.81	859.97	864.71
	Structure 3	3123.02	3249.05	3269.81	3304.83
	Structure 4	7085.99	7376.76	7434.75	7501.90

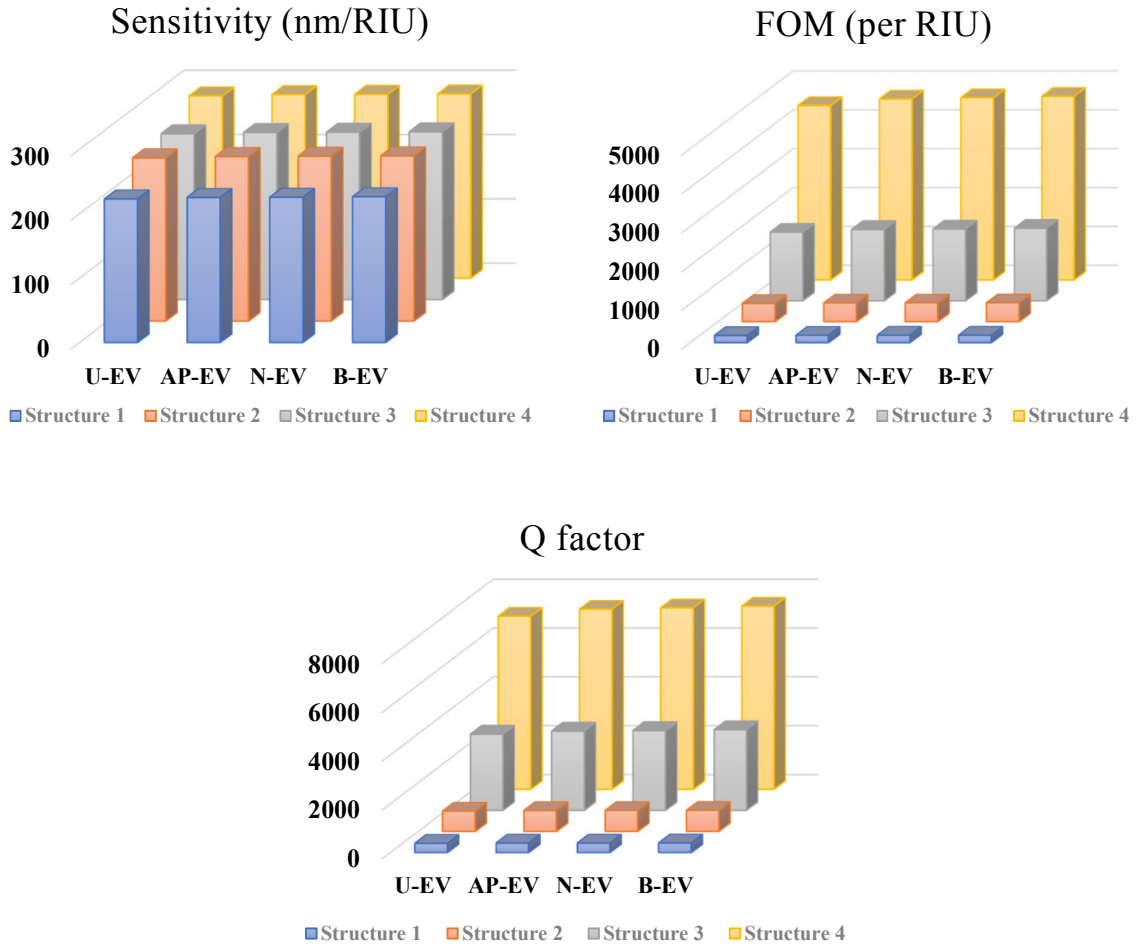


Figure 0.7 Les performance des PC-BIO 1D ($d = 420$ nm, angle d'incidence 60°).

Enfin, nous avons discuté la possibilité d'améliorer davantage les performances du biocapteur à base de $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5 \text{D} [\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5$ dans des différentes conditions, tout en veillant à ce que sa longueur d'onde de travail reste dans le domaine du visible. Nous avons considéré la longueur d'onde de 800 nm, et nous avons déduit les indices de réfraction du PbTiO_3 et du MgF_2 comme étant 2.6116 et 1.3751 , en utilisant la formule de dispersion [13] et l'équation de Sellmeier [14] données, respectivement, par :

$$n_{\text{MgF}_2} = 1 + \frac{0.48755\lambda^2}{\lambda^2 - 0.04338^2} + \frac{0.39875\lambda^2}{\lambda^2 - 0.0941^2} + \frac{2.31203\lambda^2}{\lambda^2 - 23.793^2} \quad (0.6)$$

$$n_{\text{PbTiO}_3} = \left[1 + \frac{5.3635\lambda^2}{\lambda^2 - 0.050267^2} \right]^{0.5} \quad (0.7)$$

Les épaisseurs de PbTiO_3 et de MgF_2 ont été calculées comme étant respectivement de 76.6 et 145.4 nm. Nous avons conservé l'épaisseur du nano-canal de 420 nm et nous avons déduit la transmission dans les structures $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^{10}$ et dans $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5\text{D}[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5$ en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière, comme le montrent la Figure 5.8 (a) et la Figure 5.8 (b). Pour nos calculs, nous nous intéressons au deuxième pic, indiqué par la flèche bleue dans la même Figure 5.8 (b). La Figure 5.8 (c) représente le déplacement de la position du mode de défaut par rapport à U-EV, AP-EV, N-EV et B-EV à un angle d'incidence de 80° .

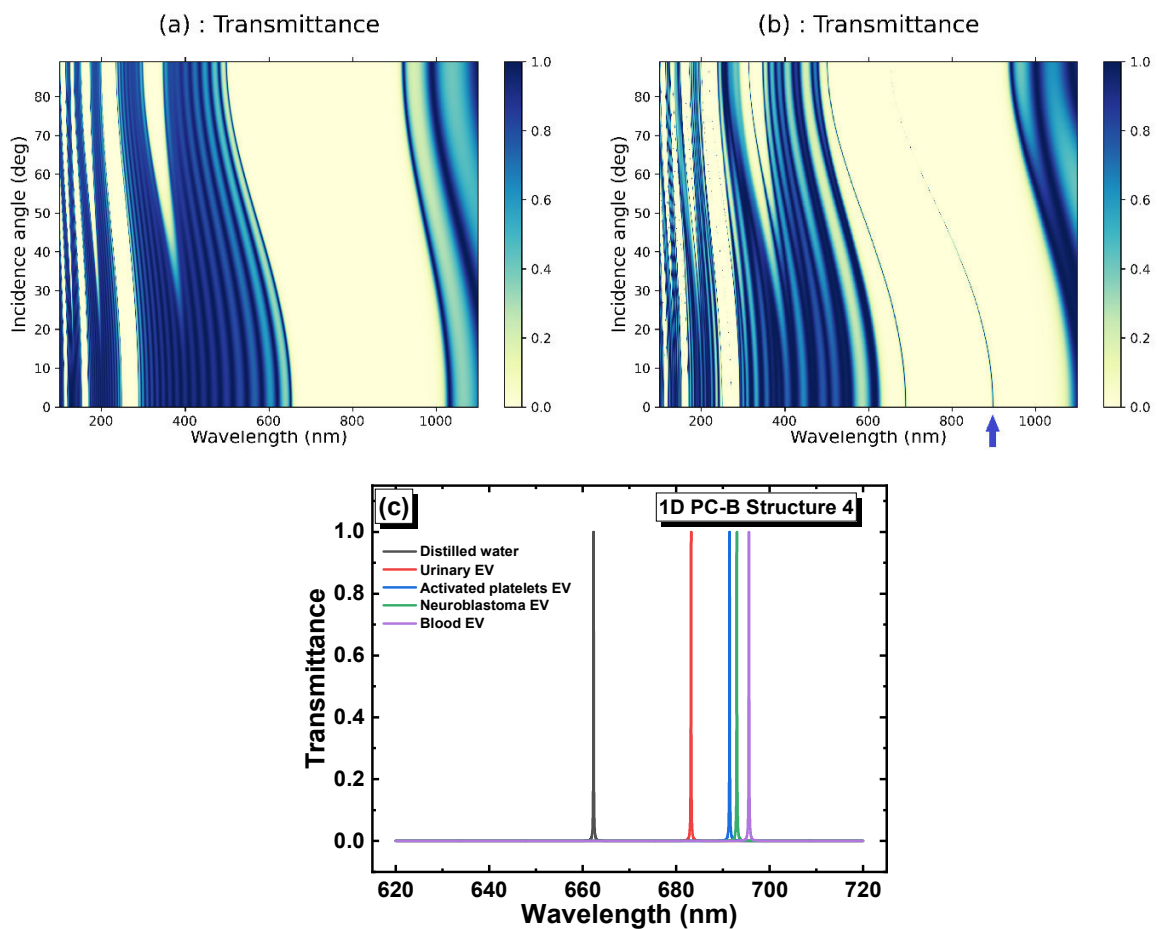


Figure 0.8 Transmission dans (a) $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^{10}$ et (b) $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5\text{D}[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5$, et (c) le déplacement de la position du mode défautueux par rapport à divers échantillons VE à un angle d'incidence de la lumière de 80° .

Les performances de bio-détection correspondantes à la structure $[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5\text{D}[\text{PbTiO}_3/\text{MgF}_2]^5$ sont représentées dans le tableau 5.2 ci-dessous. Comme prévu, nous avons réussi à améliorer la sensibilité d'une valeur de 286.4 nm/RIU (Tableau 5.1) à une valeur de 511.3 nm/RIU. En outre, à un angle d'incidence de 80° , la structure présentait un facteur Q élevé de 6663.

Tableau 0-2 Performance de bio-détection des PC-BIO 1D à base de PbTiO_3 .

	U-VE	AP-VE	N-VE	B-VE
<i>S</i>(nm/RIU)	508.3	510.4	510.7	511.3
<i>FOM</i> (RIU⁻¹)	4958	4742	4697	4619
Q factor	6663	6424	6373	6284

5.3 PC-biocapteurs pour la détection du glucose dans le sang :

Ces dernières années, le diabète est devenu un problème de santé majeur qui touche un grand nombre de personnes dans le monde. Selon les statistiques, 642 millions de personnes pourraient être touchées par le diabète d'ici 2040 [15]. Cette maladie survient lorsque l'organisme est incapable de produire de l'insuline, essentielle à la transformation du glucose en énergie (diabète de type 1), ou lorsque l'organisme ne produit pas suffisamment d'insuline ou est incapable de l'utiliser correctement (diabète de type 2) [16]. Le diabète peut entraîner de nombreuses complications, notamment des maladies cardiovasculaires, des problèmes de vision, une insuffisance rénale, un dysfonctionnement cérébral et même l'amputation d'un membre [17]. Bien qu'il n'existe pas de traitement définitif du diabète, les patients doivent gérer efficacement leur maladie par diverses mesures et surveiller régulièrement leur taux de sucre dans le sang. Il est donc essentiel de mettre au point des biocapteurs de détection du diabète sensibles, fiables, rentables et rapides, car une détection précoce peut conduire à un traitement plus rapide et à une grande chance pour éviter les complications susmentionnées liées à la maladie.

Dans cette partie, nous avons proposé deux nouveaux modèles de PC-BIO 1D basés sur des matériaux de Van der Waals bidimensionnels (2D). Le premier modèle de cristal photonique 1D est constitué de multicouches de sulfure de gallium 2D et de mica muscovite 2D $[\text{GaS}/\text{Mica}]^N\text{D}[\text{GaS}/\text{Mica}]^N$ et le second modèle est constitué de multicouches de sulfure de

gallium 2D $[GaS/G]^M D [GaS/G]^N$. Ici, les deux couches G et D peuvent contenir la solution de l'objectif, c'est-à-dire qu'elles peuvent être remplies d'eau distillée et de différentes concentrations d'une solution de glucose. Les performances des PC-BIO 1D ont été étudiées en fonction de la concentration de glucose dans le sang. La Figure 5.9 illustre les modèles proposés pour les biocapteurs. Le premier modèle (Figure 5.9 (a)) consiste en un arrangement périodique de couches $[GaS/Mica]$ avec une couche de défaut positionnée au centre de la structure et dans laquelle une solution de sucre sanguin peut être injectée. Le modèle illustré à la Figure 5.9 (b) est composé d'une période de couches $[GaS/G]$ avec une couche de défaut positionnée au centre de la structure. Ici, le symbole G se réfère aux couches de cavité dans lesquelles la solution peut être remplie, c'est-à-dire que le biocapteur peut être immergé dans la solution de sucre sanguin, formant les couches cibles. Les épaisseurs du GaS et le Mica sont données dans la section 4.4, et en utilisant la même approximation, l'épaisseur de la couche G (Figure 5.9 (b)) est calculée comme 150.1 nm, en supposant une concentration de sucre dans le sang égale à zéro.

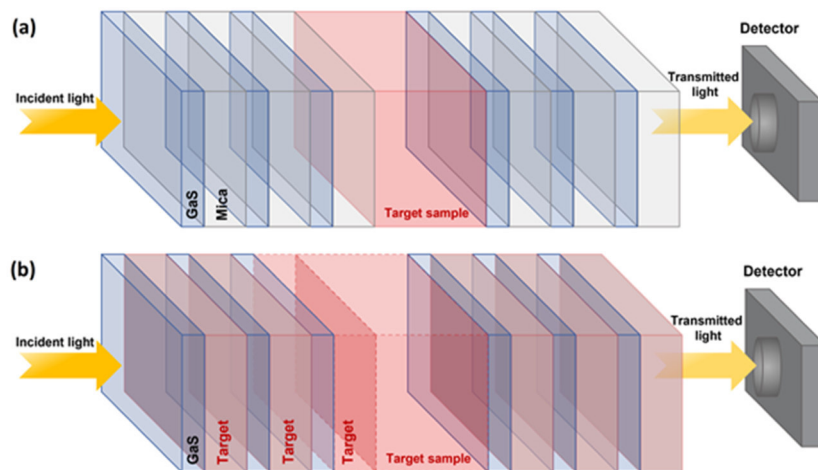


Figure 0.9 Schéma des PC-BIO 1D basés sur des matériaux de Van der Waals bidimensionnels (2D).

L'indice de réfraction de mica (n_{Mica}) est fixé à $n_{Mica} = 1.55$ selon la référence [18]. La relation entre la concentration de sucre dans le sang ($C[g/L]$) et l'indice de réfraction moyen (n_{sugar}) est donnée par une fonction linéaire de la forme [19] :

$$n_{sugar} = 0.00011889 \times C + 1.33230545 \quad (0.8)$$

L'interaction entre la lumière et la structure 1, ainsi que la structure 2, peuvent être simulées à l'aide de la méthode de la matrice de transfert, comme indiqué par la référence [20] :

$$M = \prod_{j=1}^{2N+1} M_j = (M_{GaS}M_{Mica})^N M_D (M_{GaS}M_{Mica})^{2N+1} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{pmatrix} \quad (0.9)$$

$$M = \prod_{j=1}^{2N+1} M_j = (M_{GaS}M_G)^N M_D (M_{GaS}M_G)^{2N+1} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{pmatrix} \quad (0.10)$$

Les Figures 5.10 (a) et 5.10 (b) montrent les transmissions dans les structures [GaS/Mica]⁶D[GaS/Mica]⁶ et [GaS/eau]⁶D[GaS/eau]⁶, respectivement, en fonction de la longueur d'onde et de l'épaisseur du défaut. Ici, D fait référence à une concentration nulle de sucre dans le sang, qui correspond à de l'eau distillée. En d'autres termes, la structure est entièrement immergée dans de l'eau distillée.

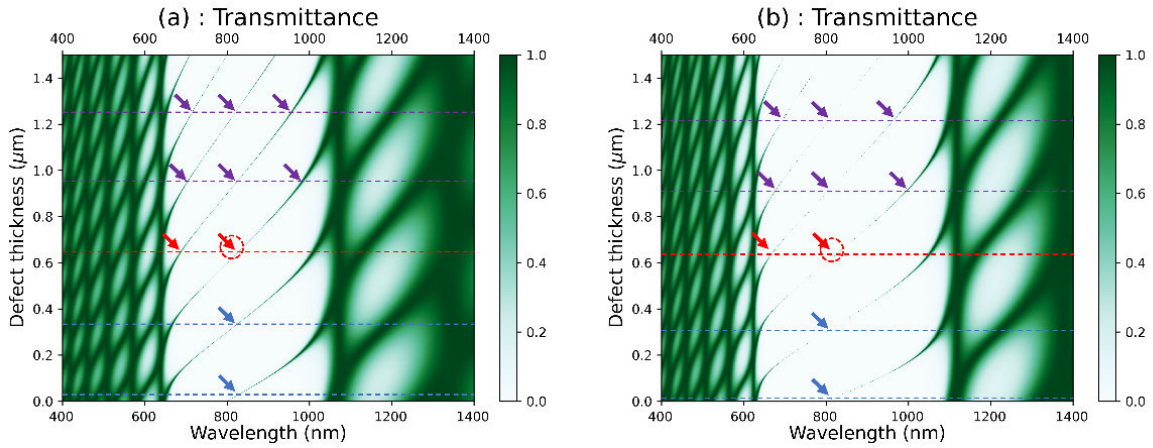


Figure 0.10 Représentation graphique de la transmission en fonction de la longueur d'onde et de l'épaisseur du défaut dans (a) [GaS/Mica]⁶D[GaS/Mica]⁶ et (b) [GaS/eau]⁶D[GaS/eau]⁶, D correspondant à l'eau distillée.

Dans les représentations graphiques, les modes de résonance seuls (en Anglais *single resonance mode*) sont indiqués par des flèches bleues, les modes de résonance doubles par des flèches rouges et les modes de résonance triples par des flèches violettes. En supposant que la longueur d'onde de résonance se situe au milieu de la bande interdite photonique (environ 800 nm), la structure [GaS/Mica]⁶D[GaS/Mica]⁶ présente des modes de résonance simples à des épaisseurs de couche de défaut de 25 nm et 320 nm. Elle présente un mode de résonance double à une épaisseur de couche de défaut de 630 nm et des modes de résonance triples à des épaisseurs de couches de

défaut de 940 nm et 1245 nm. D'autre part, la structure [GaS/eau]⁶D[GaS/eau]⁶ présente des modes de résonance simples à des épaisseurs de couche de défaut de 15 nm et 310 nm. Elle présente un mode de résonance double à une épaisseur de couche de défaut de 640 nm. Enfin, des modes de résonance triples apparaissent lorsque l'épaisseur de la couche de défaut est de 915 nm et 1220 nm. Dans les calculs suivants, nous avons maintenu l'épaisseur du défaut à 640 nm pour les deux structures étudiées, aux positions indiquées par des cercles rouges en pointillés dans les Figures 5.10 (a) et 5.10 (b).

Les caractéristiques optiques de [GaS/Mica]⁶D[GaS/Mica]⁶ et de [GaS/G]⁶D[GaS/G]⁶ ont été étudiées à différentes valeurs de concentration de sucre dans le sang (0 gL⁻¹, 50 gL⁻¹ et 100 gL⁻¹). Il est important de noter que les couches D et G peuvent être remplies de la solution cible, mais qu'elles ont une épaisseur de 640 nm et 150.1 nm, respectivement. Les valeurs de la concentration de sucre dans le sang ont été choisies suffisamment élevées pour illustrer le déplacement des pics de résonance. Les Figures 5.11 (a) et 5.11 (b) représentent la superposition de diagrammes de couleurs illustrant la transmission à différentes valeurs de concentration de sucre dans le sang, en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière dans les structures [GaS/Mica]⁶D[GaS/Mica]⁶ et [GaS/G]⁶D[GaS/G]⁶, respectivement. Les zones surlignées de lignes rouges dans les Figures 5.11 (a) et 5.11 (b) indiquent les régions non pertinentes. Comme le montre la Figure 5.11 (a), il est évident de différencier les pics de résonance associés aux différentes concentrations de sucre dans le sang. En d'autres termes, le déplacement du pic de résonance est clairement perceptible. Dans la Figure 5.11 (b), trois groupes de pics peuvent être observés, à savoir les premiers pics de résonance, les deuxièmes pics de résonance et les troisièmes pics de résonance, qui sont associés à différentes valeurs de concentration de sucre dans le sang. Parmi ceux-ci, seul le pic du milieu présente un décalage clair en raison de sa largeur très étroite. Par conséquent, nous nous concentrerons notre étude sur les pics observés à environ 820 nm (indiqués par les flèches rouges dans les mêmes figures) et nous analyserons leur déplacement en fonction de l'angle d'incidence de la lumière et des différentes concentrations de la solution. Lorsque l'angle d'incidence de la lumière augmente, les pics des modes de résonance se déplacent vers des longueurs d'onde plus courtes. Ce déplacement peut être expliqué par l'équation de Bragg Snell [21] donnée par $m\lambda = 2\pi \sqrt{n_{eff}^2 - \sin^2\theta}$, où m est l'ordre de diffraction constructive, d la période, n_{eff} est l'indice de réfraction effectif, et θ est l'angle d'incidence de la lumière. Les pics se

réduisent à mesure que l'angle d'incidence augmente, ce qui indique une faible largeur de la moitié du maximum (FWHM) et donc une meilleure performance de bio-détection.

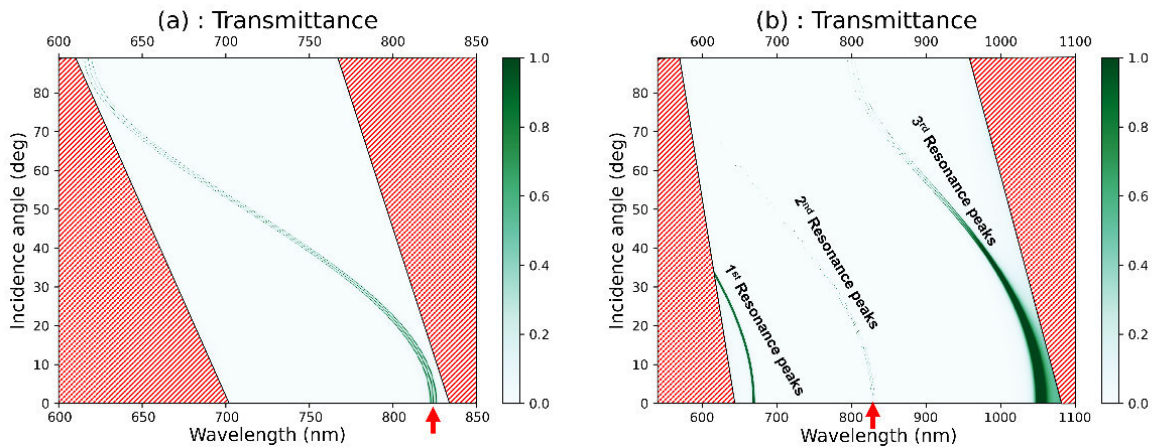


Figure 0.11 Superposition des diagrammes de couleurs de la transmission, calculée à différentes valeurs de concentration de sucre sanguin, en fonction de la longueur d'onde et de l'angle d'incidence de la lumière dans (a) $[\text{GaS/Mica}]^6\text{D}[\text{GaS/Mica}]^6$ et (b) $[\text{GaS/G}]^6\text{D}[\text{GaS/G}]^6$.

Le diabète a été défini conformément aux critères de *American Diabetes Association* [22], qui précisent que la glycémie à jeun est à une valeur $\geq 126 \text{ mg/dL}$ ($\geq 1,26 \text{ gL}^{-1}$) et que la glycémie à jeun est à une valeur $\geq 200 \text{ mg/dL}$ ($\geq 2 \text{ gL}^{-1}$). Dans cette étude, nous avons établi une valeur seuil fixe de la concentration de sucre dans le sang à $C = 2 \text{ g/L}$. La performance des biocapteurs PC 1D a été étudiée à cette valeur seuil ainsi qu'à des concentrations plus élevées ($C = 0, 2 \text{ gL}^{-1}, 4 \text{ gL}^{-1}, 6 \text{ gL}^{-1}, 8 \text{ gL}^{-1}, \text{ et } 10 \text{ gL}^{-1}$). Nous avons examiné le déplacement des pics de résonance dans $[\text{GaS/Mica}]^6\text{D}[\text{GaS/Mica}]^6$ et $[\text{GaS/G}]^6\text{D}[\text{GaS/G}]^6$ en fonction de la concentration sanguine à un angle d'incidence de 0° et 80° (Figure 5.12 (a) à 5.12 (d)). Les pics de résonance présentent un décalage vers le rouge lorsque la concentration augmente conformément à la condition d'onde stationnaire. Les pics de résonance dans la structure $[\text{GaS/G}]^6\text{D}[\text{GaS/G}]^6$ sont plus étroits que ceux de la structure $[\text{GaS/Mica}]^6\text{D}[\text{GaS/Mica}]^6$, ce qui signifie des FWHM faibles. Lorsque l'angle d'incidence augmente jusqu'à 80° , les FWHM des pics de résonance dans les deux structures diminuent. Cela indique que les pics deviennent plus étroits, ce qui suggère une meilleure résolution et des performances de bio-détection potentiellement améliorées.

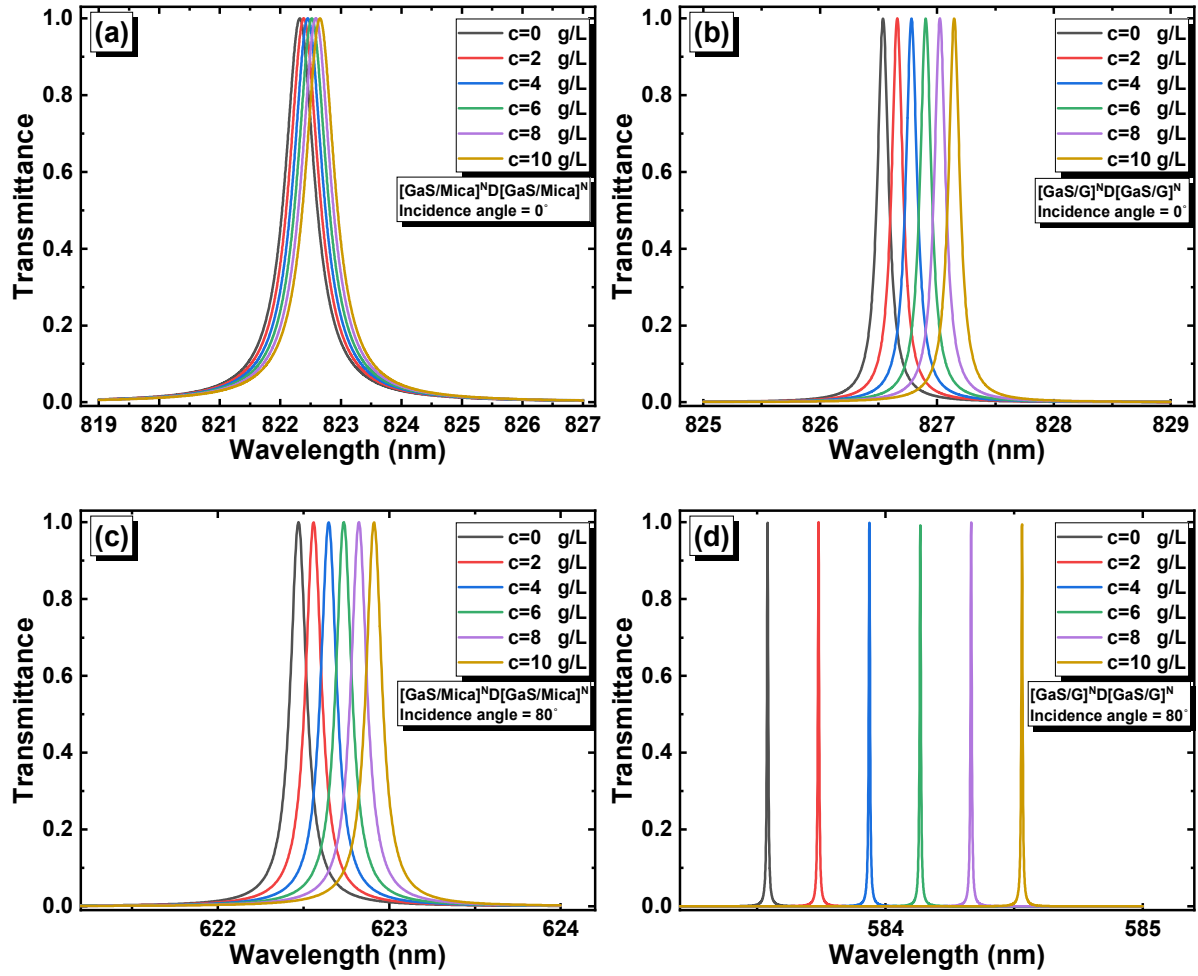


Figure 0.12 Déplacements du pic de résonance en fonction de la concentration de sucre dans le sang pour (a) $[\text{GaS/Mica}]^6\text{D}[\text{GaS/Mica}]^6$ à un angle d'incidence normal, (b) $[\text{GaS/G}]^6\text{D}[\text{GaS/G}]^6$ à un angle d'incidence normal, (c) $[\text{GaS/Mica}]^6\text{D}[\text{GaS/Mica}]^6$ à un angle d'incidence de 80° , (d) $[\text{GaS/G}]^6\text{D}[\text{GaS/G}]^6$ à un angle d'incidence de 80° .

Le déplacement des pics de résonance (λ_{RES}) dans $[\text{GaS/Mica}]^6\text{D}[\text{GaS/Mica}]^6$ et $[\text{GaS/G}]^6\text{D}[\text{GaS/G}]^6$ en fonction de la concentration du sucre dans le sang à l'angle d'incidence normal de la lumière change linéairement avec la variation de la concentration de sucre dans le sang, comme le montrent les Figures 5.13 (a) et 5.13 (b), respectivement. Les graphes de $\lambda_{RES}(C)$, où C représente la concentration de sucre dans le sang, conduisent aux équations mathématiques suivantes $\lambda_{RES}(C) = 0.03346 \times C + 822.32$ et $\lambda_{RES}(C) = 0.06093 \times C + 826.54$ pour $[\text{GaS/Mica}]^6\text{D}[\text{GaS/Mica}]^6$ et $[\text{GaS/G}]^6\text{D}[\text{GaS/G}]^6$, respectivement.

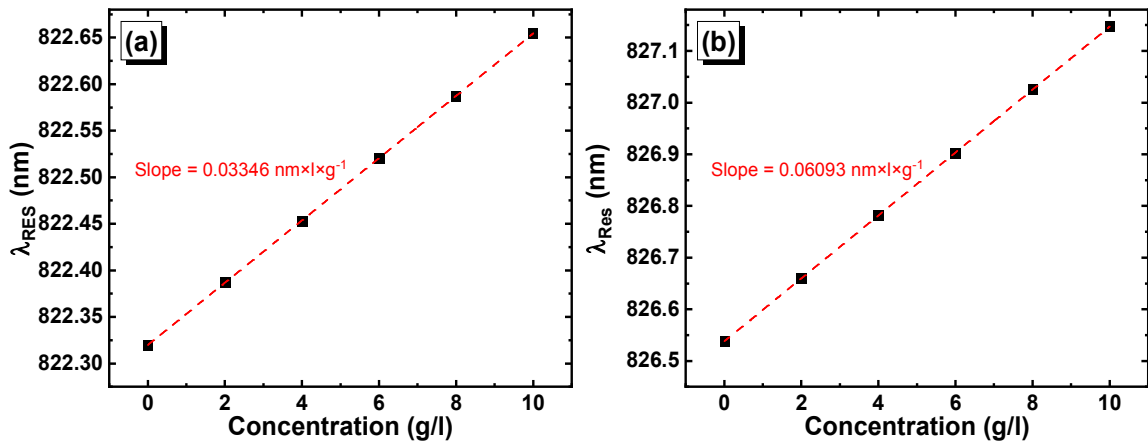


Figure 0.13 Position du pic de résonance en fonction de la concentration de sucre dans le sang pour (a) $[GaS/Mica]^6D[GaS/Mica]^6$ et (b) $[GaS/G]^6D[GaS/G]^6$.

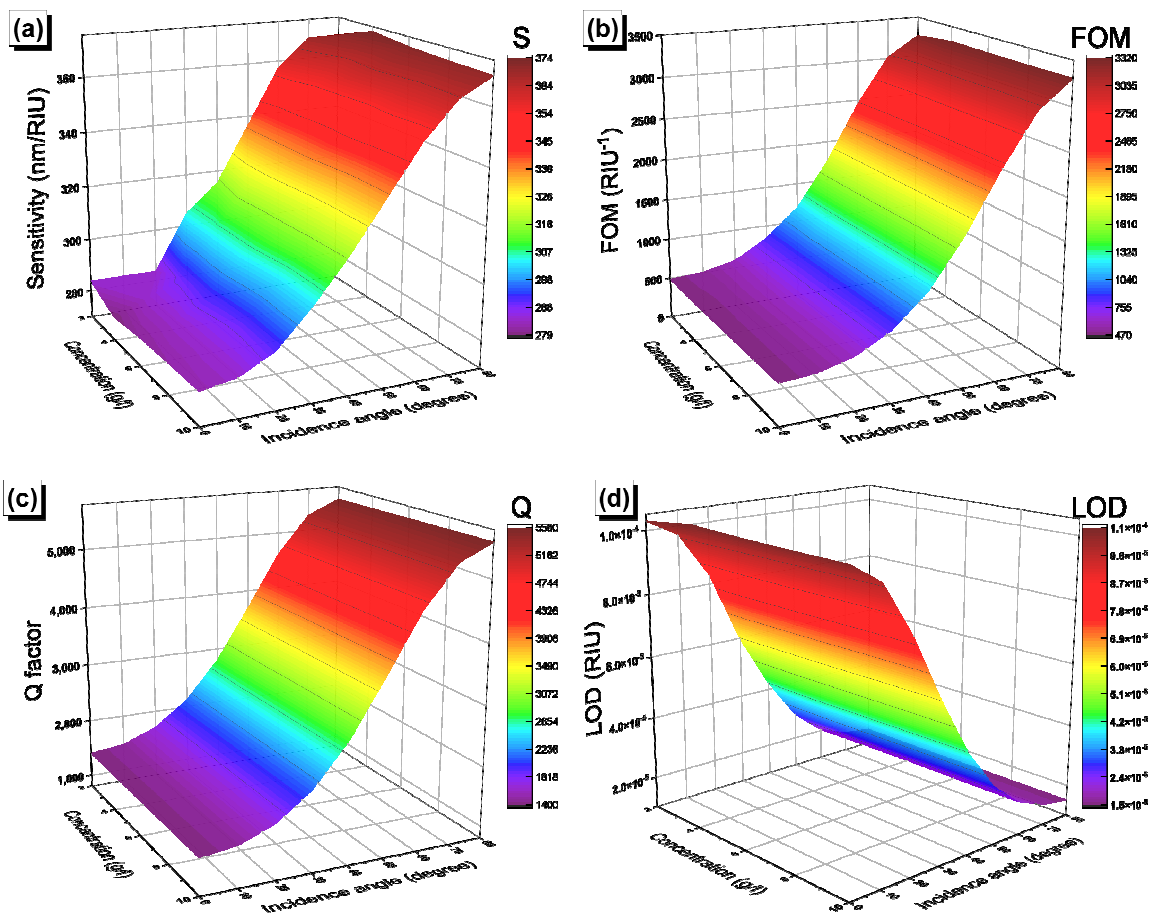


Figure 0.14 Concentration de sucre sanguin et angle d'incidence dépendance (a) de la sensibilité, (b) du FOM, (c) du facteur Q et (d) de la LOD, dans $[GaS/Mica]^6D[GaS/Mica]^6$.

La sensibilité est calculée à l'aide de l'équation $S = \Delta\lambda_{RES}/\Delta n_c = (\lambda_{RES}^{C=x} - \lambda_{RES}^{C=0})/(n_{C=x} - n_{C=0})$, où x représente la valeur de la concentration variante entre 2 et 10 g/L, $\lambda_{RES}^{C=x}$ la position du pic de résonance à la concentration x et n_c l'indice de réfraction correspondant de la solution.

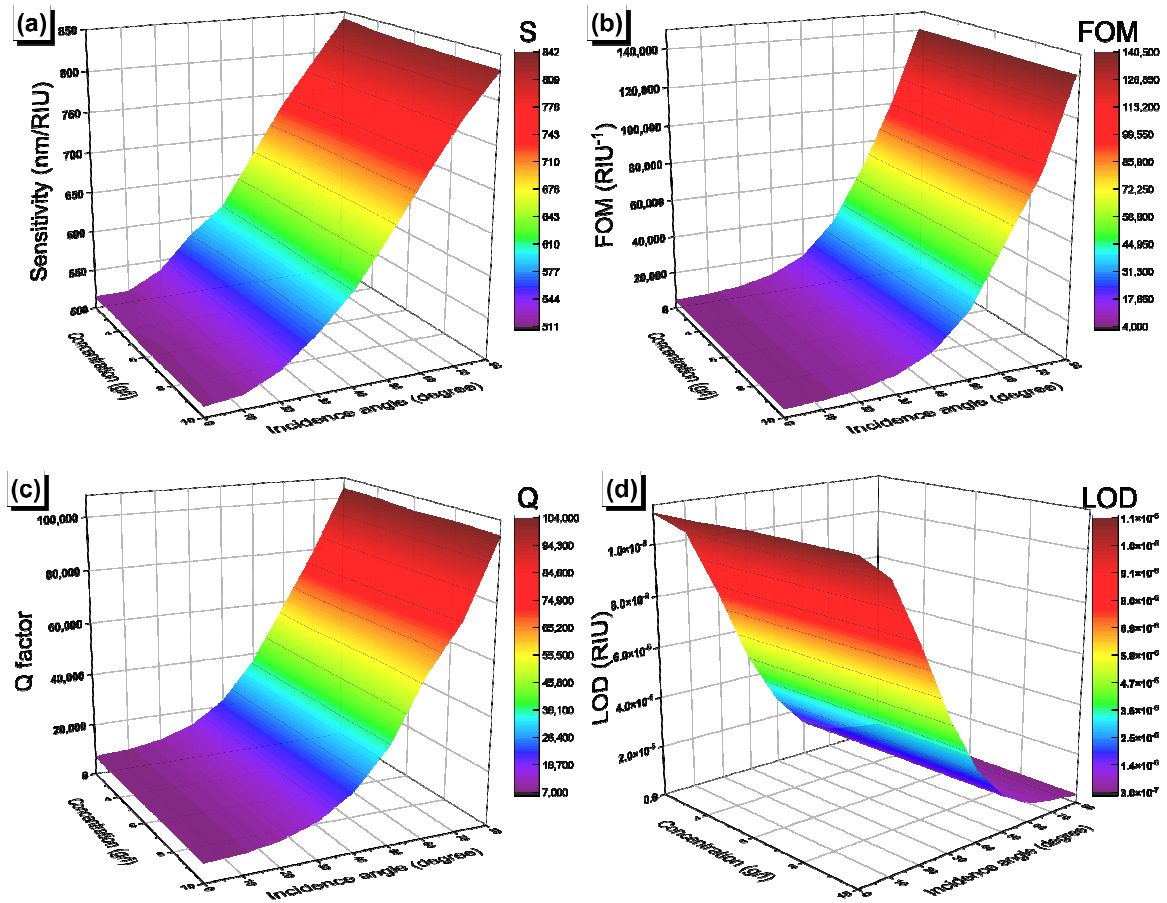


Figure 0.15 Concentration de sucre sanguin et angle d'incidence dépendance (a) de la sensibilité, (b) du FOM, (c) du facteur Q et (d) de la LOD, dans [GaS/G]⁶D[GaS/G]⁶.

La variation de la sensibilité en fonction de la concentration de sucre dans le sang et de l'angle d'incidence dans [GaS/Mica]⁶D[GaS/Mica]⁶ et [GaS/G]⁶D[GaS/G]⁶ est illustrée, respectivement, dans les Figures 5.14 (a) et 5.15 (a). La sensibilité des deux biocapteurs présente une dépendance linéaire en fonction de la concentration et une dépendance de type sigmoïde en fonction de l'angle d'incidence, avec des valeurs maximales d'environ 370 nm/RIU et 832 nm/RIU dans [GaS/Mica]⁶D[GaS/Mica]⁶ et [GaS/G]⁶D[GaS/G]⁶, respectivement. Les Figures 5.14 (b) et 5.15

(b) montrent la variation de la FOM en fonction de la concentration de sucre dans le sang. Le FOM augmente pour atteindre des valeurs de 3306 RIU^{-1} et $1.46 \times 10^5 \text{ RIU}^{-1}$ dans $[\text{GaS/Mica}]^6\text{D}[\text{GaS/Mica}]^6$ et $[\text{GaS/G}]^6\text{D}[\text{GaS/G}]^6$, respectivement, lorsque l'angle d'incidence de la lumière augmente jusqu'à 80° . De même, le facteur Q augmente en fonction de l'angle d'incidence dans la structure $[\text{GaS/Mica}]^6\text{D}[\text{GaS/Mica}]^6$ (Figure 5.14 (c)) et $[\text{GaS/G}]^6\text{D}[\text{GaS/G}]^6$ (Figure 5.15 (c)), avec une valeur maximale qui dépasse 10^5 dans la structure $[\text{GaS/G}]^6\text{D}[\text{GaS/G}]^6$. Enfin, la limite de détection représentée dans les Figures 5.14 (d) et 5.15 (d) est indépendante de la concentration de sucre dans le sang et diminue avec l'augmentation de l'angle d'incidence de la lumière, avec des valeurs minimales de 1.5×10^{-5} et 3.4×10^{-7} .

5.4 Conclusion :

En conclusion, les propriétés uniques de LiTaO_3 et de PbTiO_3 en font des matériaux appropriés pour les biocapteurs à base de cristaux photoniques. En outre, les biocapteurs proposés sont relativement simples à fabriquer avec un faible nombre de périodes. Ils ont également une plage de fonctionnement en lumière visible, ce qui peut donner lieu à des biocapteurs rentables, polyvalents et très performants. En outre, nous avons proposé deux nouveaux modèles de biocapteurs à base des matériaux de Van der Waals 2D, ou les PC-BIO 1D ont présenté des caractéristiques de performance remarquables en ce qui concerne la concentration de sucre dans le sang. En particulier, le biocapteur basé sur $[\text{GaS/G}]^{\text{ND}}[\text{GaS/G}]^{\text{N}}$ a présenté une sensibilité exceptionnelle de 832 nm/RIU , un chiffre de mérite significatif de $1.46 \times 10^5 \text{ RIU}^{-1}$, un facteur Q supérieur à 10^5 et une limite minimale de détection de 3.4×10^{-7} .

Les résultats de cette étude peuvent contribuer au développement de biocapteurs à haute performance pour diverses applications, y compris le diagnostic des maladies et le suivi de la réponse à la thérapie. L'étude de la spécificité de la coloration des anticorps contre les VE des cellules cancéreuses sur l'effet de l'indice de réfraction n'a pas été rapportée auparavant.

Références

- [1] Segovia-Chaves, F., 2021. Transmittance spectrum of a defective one-dimensional photonic crystal with a protein solution. *Optik*, 231, p.166408.
- [2] Aly, A.H., Mohamed, D., Mohaseb, M.A., Abd El-Gawaad, N.S. and Trabelsi, Y., 2020. Biophotonic sensor for the detection of creatinine concentration in blood serum based on 1D photonic crystal. *RSC advances*, 10 (53), pp.31765-31772.
- [3] Bouzidi, A., Bria, D., El-Khozondar, H.J., Vigneswaran, D., Patel, S.K., Ramanujam, N.R. and Ahmed, K., 2020. Numerical Investigation of Simultaneous Refractive index Sensor using 1D multichannel photonic crystal device. *Research square preprint*, 10.21203/rs.3.rs-23481/v1
- [4] Inan, H., Poyraz, M., Inci, F., Lifson, M.A., Baday, M., Cunningham, B.T. and Demirci, U., 2017. Photonic crystals: emerging biosensors and their promise for point-of-care applications. *Chemical Society Reviews*, 46 (2), pp.366-388.
- [5] Panda, A., Pukhrambam, P.D., Wu, F. and Belhadj, W., 2021. Graphene-based 1D defective photonic crystal biosensor for real-time detection of cancer cells. *The European Physical Journal Plus*, 136 (8), p.809.
- [6] Aly, A.H. and Zaky, Z.A., 2019. Ultra-sensitive photonic crystal cancer cells sensor with a high-quality factor. *Cryogenics*, 104, p.102991.
- [7] Bijalwan, A., Singh, B.K. and Rastogi, V., 2021. Analysis of one-dimensional photonic crystal based sensor for detection of blood plasma and cancer cells. *Optik*, 226, p.165994.
- [8] Abohassan, K.M., Ashour, H.S. and Abadla, M.M., 2021. A 1D photonic crystal-based sensor for detection of cancerous blood cells. *Optical and Quantum Electronics*, 53, pp.1-14.
- [9] Erdbrügger, U., Blijdorp, C.J., Bijnsdorp, I.V., Borràs, F.E., Burger, D., Bussolati, B., Byrd, J.B., Clayton, A., Dear, J.W., Falcón-Pérez, J.M. and Grange, C., 2021. Urinary extracellular vesicles: A position paper by the Urine Task Force of the International Society for Extracellular Vesicles. *Journal of extracellular vesicles*, 10 (7), p.e12093.

- [10] Sung, P.S., Huang, T.F. and Hsieh, S.L., 2019. Extracellular vesicles from CLEC2-activated platelets enhance dengue virus-induced lethality via CLEC5A/TLR2. *Nature communications*, 10 (1), p.2402.
- [11] Marimpietri, D., Airoidi, I., Faini, A.C., Malavasi, F. and Morandi, F., 2021. The role of extracellular vesicles in the progression of human neuroblastoma. *International journal of molecular sciences*, 22 (8), p.3964.
- [12] Parimala Devi, M., Awasthi, S.K., Alipour-Banaei, H. and Nambi, R., 2022. Refractive index EV sensor based on conventional and mirror image 1D defective photonic crystal designs: theoretical study. *Journal of Computational Electronics*, 21 (6), pp.1404-1415.
- [13] Singh, S., Remeika, J.P. and Potopowicz, J.R., 1972. Nonlinear optical properties of ferroelectric lead titanate. *Applied Physics Letters*, 20 (3), pp.135-137.
- [14] Matar, Z.S., Al-Dossari, M., Awasthi, S.K., Abd El-Gawaad, N.S., Hanafy, H., Amin, R.M., Fathy, M.I. and Aly, A.H., 2022. Theoretical Study on Polycarbonate-Based One-Dimensional Ternary Photonic Structures from Far-Ultraviolet to Near-Infrared Regions of Electromagnetic Spectrum. *Crystals*, 12 (5), p.642.
- [15] Ng, A.C., Delgado, V., Borlaug, B.A. and Bax, J.J., 2021. Diabetes: the combined burden of obesity and diabetes on heart disease and the role of imaging. *Nature Reviews Cardiology*, 18 (4), pp.291-304.
- [16] Arneith, B., Arneith, R. and Shams, M., 2019. Metabolomics of type 1 and type 2 diabetes. *International journal of molecular sciences*, 20 (10), p.2467.
- [17] Sharma, P., Hajam, Y.A., Kumar, R. and Rai, S., 2022. Complementary and alternative medicine for the treatment of diabetes and associated complications: A review on therapeutic role of polyphenols. *Phytomedicine Plus*, 2 (1), p.100188.
- [18] Castellanos-Gomez, A., Wojtaszek, M., Tombros, N., Agraït, N., van Wees, B.J. and Rubio-Bollinger, G., 2011. Atomically thin mica flakes and their application as ultrathin insulating substrates for graphene. *Small*, 7 (17), pp.2491-2497.
- [19] Yeh, Y.L., 2008. Real-time measurement of glucose concentration and average refractive index using a laser interferometer. *Optics and Lasers in Engineering*, 46 (9), pp.666-670.

[20] Pedrotti, Frank L., Leno M. Pedrotti, and Leno S. Pedrotti. Introduction to Optics. 3rd ed. 2008, pp. 479

[21] Armstrong, E. and O'Dwyer, C., 2015. Artificial opal photonic crystals and inverse opal structures—fundamentals and applications from optics to energy storage. Journal of materials chemistry C, 3 (24), pp.6109-6143.

[22] American Diabetes Association Professional Practice Committee and American Diabetes Association Professional Practice Committee: 2022. 2. Classification and diagnosis of diabetes: Standards of Medical Care in Diabetes-2022. Diabetes Care, 45 (Supplement 1), pp.S17-S38.

Annexe 1 – Machine multifonctionnelle pour la déposition des nano couches :

A1. Introduction :

La machine multifonctionnelle, utilisé pour la déposition des couches minces par les techniques chimiques (Spray, Dip-coating, CBD et SILAR) est représentés schématiquement sur la Figure A1.

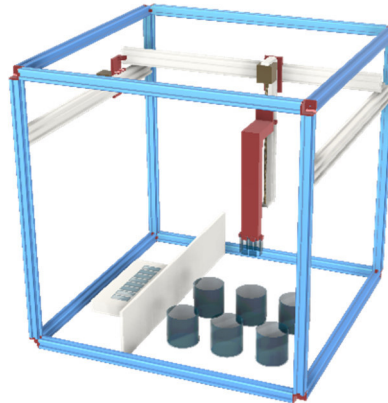


Figure A1 Schéma de la machine multifonctionnelle pour déposition des couches minces.

La machine multifonctionnelle est entièrement automatisée et utilisée pour le dépôt de couches minces, ce qui garantit : l'optimisation par le contrôle précis des paramètres expérimentaux de dépôt, la reproductibilité des couches minces, ainsi que la possibilité de déposer des multicouches à l'aide de différentes techniques avec souplesse et une consommation d'énergie réduite. Le mécanisme est basé sur une machine CNC (Commande Numérique par Ordinateur) en trois dimensions (3D) qui permet le mouvement selon les axes X, Y et Z. Le bras manipulateur supporte la pièce pilote pour la technique souhaitée (buse pour la pulvérisation et support de substrat pour le dip-coating, CBD et SILAR). La réalisation de la machine se divise en deux parties : mécanique et électronique (Figure 2.4).

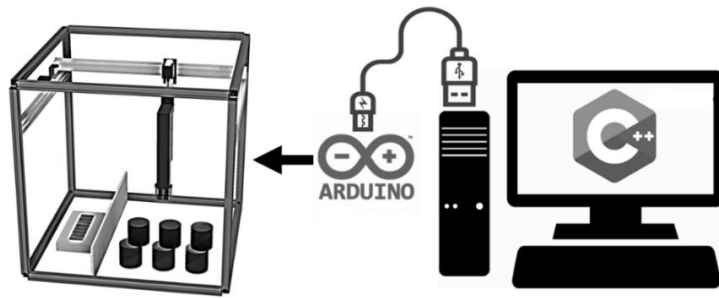


Figure A2 Schéma de la machine multifonctionnelle (partie mécanique et partie électronique).

A2. Programme Arduino de la machine :

Le code suivant représente le programme principale arduino de la machine.

```

// Programme principal de control de deux moteurs pas a pas constituant la machine

#include "motors.h" //Inclure la classe motor dans le programme principal

int i; String str;

String cycle1; String vit1; int D1;

String cycle2; String vit2; int D2;

//Définir deux objets M1 et M2 de type motor

motor M1; motor M2;

void setup() {

Serial.begin(115200);

//Les pins de 5 au 8 et de9 au 12 correspondent au moteur 2 et moteur 1, respectivement

pinMode(5,OUTPUT); pinMode(6,OUTPUT); pinMode(7,OUTPUT);
pinMode(8,OUTPUT); pinMode(9,OUTPUT); pinMode(10,OUTPUT);
pinMode(11,OUTPUT); pinMode(12,OUTPUT); }

void loop() {

vit1=""; cycle1=""; vit2="";cycle2=""; //Définir les valeurs initiales des variables

if (Serial.available()) {

```

```

//Lire la chaine de caractère à partir du PC

str=Serial.readString();

i=1;

//Lire la vitesse de rotation ou le temps entre les pas du moteur 1

while (str[i]!= ';' ) { vit1=vit1+str[i]; i=i+1; }

i=i+1; //Il faut ajouter 1 au compteur i pour éliminer le caractère virgule ','

//Lire le nombre de cycle du moteur 1, où chaque cycle représente quatre pas

while (str[i]!= ';' ) { cycle1=cycle1+str[i]; i=i+1; }

i=i+1; //Il faut ajouter 1 au compteur i pour éliminer le caractère virgule ','

if (str[i]=='D') { D1=1; } // Rotation à droite

if (str[i]=='G') { D1=0; } // Rotation à gauche

//Rotation du moteur 1 avec la vitesse vit1, et un cycle de cycle1, a la direction D1

if (str[0]=='A'){ M1.rotation(vit1.toInt(),D1,cycle1.toInt(),9,10,11,12); }

i=i+2; /*Il faut ajouter 2 au compteur i pour éliminer le caractère virgule ',' et le caractère
de la direction 'D' ou 'G' */

//Lire la vitesse de rotation ou le temps entre les pas du moteur 2

while (str[i]!= ';' ) { vit2=vit2+str[i]; i=i+1; }

i=i+1; //Il faut ajouter 1 au compteur i pour éliminer le caractère virgule ','

//Lire le nombre de cycle du moteur 2, où chaque cycle représente quatre pas

while (str[i]!= ';' ) { cycle2=cycle2+str[i]; i=i+1; }

i=i+1; //Il faut ajouter 1 au compteur i pour éliminer le caractère virgule ','

if (str[i]=='D') { D2=1; } // Rotation à droite

if (str[i]=='G') { D2=0; } // Rotation à gauche

```

```

//Rotation du moteur 2 avec la vitesse vit2, et un cycle de cycle2, à la direction D2

if (str[0]=='B') { M2.rotation(vit2.toInt(),D2,cycle2.toInt(),8,7,6,5); }

}}

```

A3. Logiciel de la machine :

L'interface graphique du logiciel est représentée dans la Figure A3. Nous avons simplifié l'interface de tel sort de présenter les commandes principales.

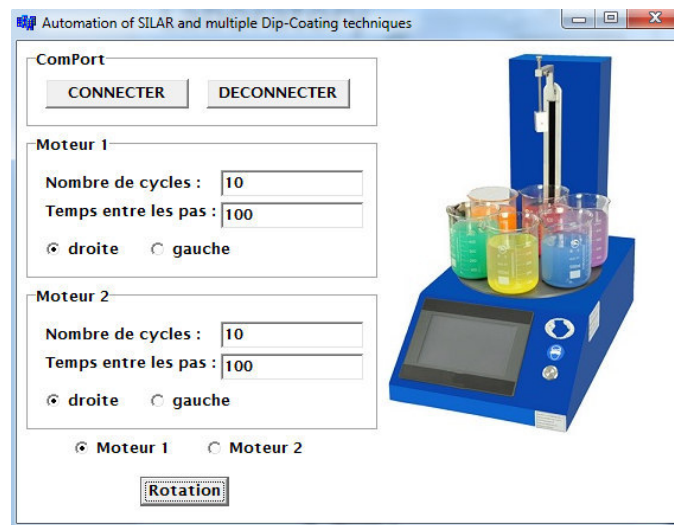


Figure A3 L'interface graphique du logiciel de control de la machine.

Le programme qui permet le controle des deux moteurs pas à pas constituant la machine de controle des technique SILAR et multiples dip-coating associé à l'interface graphique est écrit en C++ et donné par le code suivant :

```

//-----
#include <vcl.h>

#pragma hdrstop

#include "Unit1.h"

//-----

#pragma package(smart_init)

```

```

#pragma link "CPort"

#pragma link "CPortCtl"

#pragma resource "*.dfm"

TForm1 *Form1; String str;

//-----

__fastcall TForm1::TForm1(TComponent* Owner)
    : TForm(Owner)
{}

//-----

//Button1 correspond au bouton connecter dans l'interface
void __fastcall TForm1::Button1Click(TObject *Sender)
{ ComPort1->ShowSetupDialog(); ComPort1->Connected=True; }

//-----

//Button2 correspond au bouton déconnecter dans l'interface
void __fastcall TForm1::Button2Click(TObject *Sender)
{ ComPort1->Close(); }

//-----

//Button3 correspond au bouton rotation dans l'interface
void __fastcall TForm1::Button3Click(TObject *Sender)
{
/* Direction1, Direction2 et M correspond aux directions de rotation du moteur 1, moteur 2
et la sélection du moteur 1 ou 2, respectivement */
String Direction1, Direction2, M;

```

```

if(RadioButton1->Checked==true)
{ Direction1="D";}
else if(RadioButton2->Checked==true)
{ Direction1="G";}
if(RadioButton3->Checked==true)
{ Direction2="D";}
else if(RadioButton4->Checked==true)
{ Direction2="G";}
////////////////////////////////////
if(RadioButton5->Checked==true)
{ M="A";}
else if(RadioButton6->Checked==true)
{ M="B";}

/* M correspond au moteur 1 ou 2, Edit2 et Edit4 correspondent aux temps entre les pas des
deux moteurs, Edit1 et Edit 3 correspondent nombres de cycles des deux moteurs, Direction1
et Direction2 correspondent aux directions de rotation des deux moteurs */

ComPort1->WriteStr(M+Edit2->Text+", "+Edit1->Text+", "+Direction1+", "+Edit4-
>Text+", "+Edit3->Text+", "+Direction2); }

```

La Figure A4 représente la machine de controle des deux techniques d'adsorption et de réaction ionique successives (SILAR) ainsi que pour le trempage multiple (dip-coating).

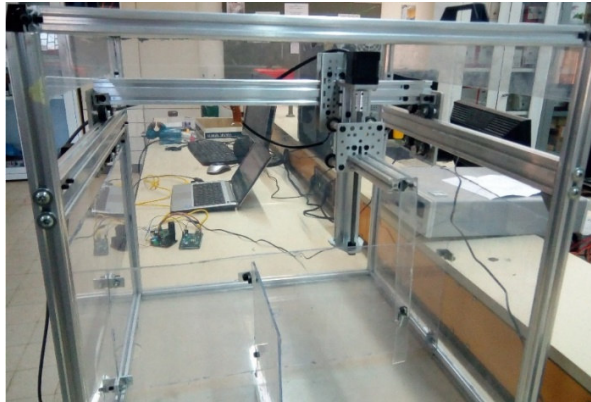


Figure A4 Machine utilisée pour les techniques d'adsorption et de réaction ionique successives (SILAR) ainsi que pour le trempage multiple (dip-coating).

Conclusion générale

En conclusion, cette thèse a exploré la conception et la fabrication de cristaux photoniques pour les applications biomédicales et bio-photoniques. À travers cette recherche, nous avons pu acquérir une meilleure compréhension des cristaux photoniques et de leur potentiel dans le domaine de la bio-détection.

Dans la première partie, nous avons introduit les différents types des cristaux photoniques et leur fonctionnement. Cette compréhension fondamentale nous a permis de passer à l'étape suivante, où nous avons introduit les biocapteurs à base de cristaux photoniques. Ces dispositifs offrent une sensibilité élevée et une spécificité sélective, ce qui en fait des outils prometteurs pour la détection et l'analyse de molécules biologiques.

Ensuite, nous avons examiné les différents matériaux et méthodes de fabrication utilisés pour leur élaboration en nanomatériaux et en nano couches. Nous avons étudié quelques propriétés des matériaux, tout en mettant en évidence les techniques de fabrication les plus simples et les plus couramment utilisées.

La simulation des cristaux photoniques a joué un rôle essentiel dans notre recherche. En utilisant des outils de modélisation et de simulation avancés, nous avons pu prédire et analyser les performances des cristaux photoniques, qui nous ont permis d'optimiser la conception.

Enfin, nous avons exploré les applications des biocapteurs à base de cristaux photoniques dans le domaine biomédical. Nous avons mis en évidence leur utilisation potentielle dans la détection des vésicules extracellulaires et le niveau du sucre sanguin.

En résumé, cette thèse a apporté des contributions significatives à la conception, à l'élaboration de quelques matériaux transparents qui peuvent être utilisés dans la fabrication de cristaux photoniques. Les résultats obtenus ouvrent de nouvelles perspectives pour le développement de technologies innovantes et sensibles, permettant une meilleure compréhension des processus biologiques et une amélioration des soins de santé.

Perspectives et recherches futures

L'intégration de composant électronique et capteurs à des technologies de détection souples, portables et implantables pourrait permettre d'établir un lien entre les patients et les cliniques de soins de santé. Cette connexion permet une surveillance continue, telle que la détection du glucose pour les patients diabétiques, au moment précis où elle est nécessaire. L'utilisation des capteurs à base de cristaux photoniques représente un complément précieux aux outils de surveillance continue portables existants. Pour notre future recherche, nous considérons la réalisation des systèmes portables se basant sur la technologie de l'internet-des-objets médicaux (en Anglais *Internet of Medical things* IoMT).

Nous considérons la fabrication de cristaux photoniques en utilisant les matériaux proposés dans cette étude, tout en prenant en compte divers paramètres, tels que les polarisations électriques et magnétiques. Notre objectif est de développer des capteurs intelligents (en Anglais *smart sensors*) en exploitant les propriétés uniques de ces cristaux. Nous envisageons non seulement de développer des biocapteurs, mais également d'autres types de capteurs tels que des photo-détecteurs, des capteurs de gaz, des capteurs à ondes acoustiques de surface (SAW) et bien d'autres encore.

Enfin, nous continuerons à l'étude théorique et probablement pratique des cristaux photoniques de structures plus complexes avec une grande sensibilité aux changements de l'indice de réfraction, c'est-à-dire des changements significatifs de la longueur d'onde peuvent ouvrir des perspectives intéressantes pour la détection des particules virales, notamment les virus.