



CARTA DE AUTORIZACIÓN

CÓDIGO

AP-BIB-FO-06

VERSIÓN

1

VIGENCIA

2014

PÁGINA

1 de 2

Neiva, 10 de marzo del 2022

Señores

CENTRO DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN

UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA

Ciudad

El (Los) suscrito(s):

LINA ROCIO LORENA BARBOSA GOMÉZ, con C.C. No. 1080365524,

\_\_\_\_\_, con C.C. No. \_\_\_\_\_,

\_\_\_\_\_, con C.C. No. \_\_\_\_\_,

\_\_\_\_\_, con C.C. No. \_\_\_\_\_,

Autor(es) de la tesis y/o trabajo de grado o \_\_\_\_\_

Titulado DETECCIÓN DE PROTEINAS MEDIANTE UN CRISTAL FOTÓNICO UNIDIMENCIONAL DEFECTIVO

-

presentado y aprobado en el año 2021 como requisito para optar al título de

FÍSICA;

Autorizo (amos) al CENTRO DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN de la Universidad Surcolombiana para que, con fines académicos, muestre al país y el exterior la producción intelectual de la Universidad Surcolombiana, a través de la visibilidad de su contenido de la siguiente manera:

- Los usuarios puedan consultar el contenido de este trabajo de grado en los sitios web que administra la Universidad, en bases de datos, repositorio digital, catálogos y en otros sitios web, redes y sistemas de información nacionales e internacionales "open access" y en las redes de información con las cuales tenga convenio la Institución.
- Permita la consulta, la reproducción y préstamo a los usuarios interesados en el contenido de este trabajo, para todos los usos que tengan finalidad académica, ya sea en formato Cd-Rom o digital desde internet, intranet, etc., y en general para cualquier formato conocido o por conocer, dentro de los términos establecidos en la Ley 23 de 1982, Ley 44 de 1993, Decisión Andina 351 de 1993, Decreto 460 de 1995 y demás normas generales sobre la materia.
- Continúo conservando los correspondientes derechos sin modificación o restricción alguna; puesto que, de acuerdo con la legislación colombiana aplicable, el presente es un acuerdo jurídico que en ningún caso conlleva la enajenación del derecho de autor y sus conexos.

Vigilada Mineducación

La versión vigente y controlada de este documento, solo podrá ser consultada a través del sitio web Institucional [www.usco.edu.co](http://www.usco.edu.co), link Sistema Gestión de Calidad. La copia o impresión diferente a la publicada, será considerada como documento no controlado y su uso indebido no es de responsabilidad de la Universidad Surcolombiana.



CARTA DE AUTORIZACIÓN

CÓDIGO

AP-BIB-FO-06

VERSIÓN

1

VIGENCIA

2014

PÁGINA

2 de 2

De conformidad con lo establecido en el artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, “Los derechos morales sobre el trabajo son propiedad de los autores”, los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.

EL AUTOR/ESTUDIANTE:

Firma: 

EL AUTOR/ESTUDIANTE:

Firma: \_\_\_\_\_

EL AUTOR/ESTUDIANTE:

Firma: \_\_\_\_\_

EL AUTOR/ESTUDIANTE:

Firma: \_\_\_\_\_



**TÍTULO COMPLETO DEL TRABAJO: DETECCIÓN DE PROTEINAS MEDIANTE UN CRISTAL FOTONICO UNIDIMENSIONALDEFECTIVO.**

**AUTOR O AUTORES:**

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre
BARBOSA GOMÉZ	LINA ROCIO LORENA

**DIRECTOR Y CODIRECTOR TESIS:**

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre
SEGOVIA CHAVES	FRANCIS ARMANDO

**ASESOR (ES):**

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre
SEGOVIA CHAVES	FRANCIS ARMANDO

**PARA OPTAR AL TÍTULO DE: FÍSICA**

**FACULTAD: CIENCIAS EXACTAS Y NATURALES**

**PROGRAMA O POSGRADO: PREGRADO**

**CIUDAD: NEIVA HUILA**

**AÑO DE PRESENTACIÓN: 2021**

**NÚMERO DE PÁGINAS: 37**

**TIPO DE ILUSTRACIONES (Marcar con una X):**

Diagramas X Fotografías \_\_\_ Grabaciones en discos \_\_\_ Ilustraciones en general X Grabados \_\_\_  
Láminas \_\_\_ Litografías \_\_\_ Mapas \_\_\_ Música impresa \_\_\_ Planos \_\_\_ Retratos \_\_\_ Sin ilustraciones \_\_\_ Tablas  
o Cuadros X



**SOFTWARE** requerido y/o especializado para la lectura del documento: NO.

**MATERIAL ANEXO:** NO.

**PREMIO O DISTINCIÓN** (*En caso de ser LAUREADAS o Meritoria*): NO.

**PALABRAS CLAVES EN ESPAÑOL E INGLÉS:**

- | <u>Español</u>                                  | <u>Inglés</u>                            |
|---|--|
| 1. <u>Cristal fotónico Unidimensional.</u>      | <u>One-dimensional photonic crystal.</u> |
| 2. <u>Método de la matriz de transferencia.</u> | <u>Transfer matrix method.</u>           |
| 3. <u>Biosensor.</u>                            | <u>Biosensor.</u>                        |

**RESUMEN DEL CONTENIDO:** (Máximo 250 palabras)

En este trabajo se ha propuesto un biosensor a base de un cristal fotónicos unidimensional defectivo compuesto por materiales dieléctricos, en el cual se analizó la transmitancia dentro de las brechas de banda fotónica para poder detectar proteínas dentro de una solución. Para ello se utilizó el método de la matriz de transferencia para realizar los cálculos correspondientes. Los resultados revelan la posibilidad de sintonizar el modo defectivo hacia longitudes de onda corta mediante un mecanismo externo que es la presión hidrostática. De igual forma observamos que la sintonización del modo defectivo se puede obtener al cambiar diferentes parámetros geométricos que constituyen el cristal fotónico unidimensional.



**ABSTRACT:** (Máximo 250 palabras)

In this work a biosensor based on a defective one-dimensional photonic crystal composed of dielectric materials has been proposed, in which the transmittance within the photon band gaps was analyzed to be able to detect proteins within a solution. For this, the transfer matrix method was used to perform the corresponding calculations. The results reveal the possibility of tuning the defective mode towards short wavelengths through an external mechanism that is hydrostatic pressure. In the same way we observe that the tuning of the defective mode can be obtained by changing different geometric parameters that constitute the one-dimensional photonic crystal.

#### APROBACION DE LA TESIS

Nombre Jurado: Diego Alejandro Rasero Causil

Firma: Diego A. Rasero C.

Nombre Jurado: Carlos Cuellar Santanilla

Firma: \_\_\_\_\_

Nombre jefe de Programa: Jose Miguel Cristancho Fierro

Firma: \_\_\_\_\_

# DETECCIÓN DE PROTEÍNAS MEDIANTE UN CRISTAL FOTÓNICO UNIDIMENSIONAL DEFECTIVO

Lina Rocio Lorena Barbosa Gómez

Asesor: Francis Armando Segovia Chaves

Universidad Surcolombiana  
Facultad de Ciencias Exactas y Naturales  
Programa de Física  
Neiva-Huila  
2021



# DETECCIÓN DE PROTEÍNAS MEDIANTE UN CRISTAL FOTÓNICO UNIDIMENSIONAL DEFECTIVO

Lina Rocio Lorena Barbosa Gómez

Trabajo de Grado presentado como requisito parcial  
para optar al título de: **Física**

Asesor:  
Francis Armando Segovia Chaves

Línea de Investigación:  
Óptica  
Grupo de Investigación:  
Física Teórica

Universidad Surcolombiana  
Facultad de Ciencias Exactas y Naturales  
Programa de Física  
Neiva-Huila  
2021

# Dedicatoria

*A mi madre Alba Nelly Gómez quien,  
con su inmenso amor y esfuerzo, me dio  
las herramientas para salir adelante.*

# Agradecimientos

Agradezco con todo corazón a mi madre por creer en mí y por ser tan incondicional, a mi padre por toda su colaboración, a mi hermana porque su apoyo y amor han sido muy importantes en este proceso, a mi asesor de tesis el profesor Francis Armando Segovia por todo su tiempo y paciencia dedicados. También quiero agradecer a todos aquellos compañeros que en algún momento me brindaron ayuda, que fue muy importante en los momentos y situaciones difíciles. Gracias a todos lo que hicieron posible este sueño, a quienes caminaron conmigo en todo momento y siempre fueron inspiración y fortaleza. Finalmente, agradezco a la universidad Surcolombiana y a los profesores que fueron indispensables en la culminación de esta tesis.

## Resumen

Desde el descubrimiento de los cristales fotónicos se han venido desarrollando cada vez más aplicaciones gracias a sus características de guiar y confinar la luz, que los hace muy útiles en diferentes áreas del conocimiento. En el área de la medicina, el desarrollo de biosensores ha sido muy útil a la hora de identificar moléculas. Por lo anterior en este trabajo se ha propuesto un biosensor a base de un cristal fotónicos unidimensional defectivo compuesto por materiales dieléctricos, en el cual se analizó la transmitancia dentro de las brechas de banda fotónica para poder detectar proteínas dentro de una solución. Para ello se utilizó el método de la matriz de transferencia para realizar los cálculos correspondientes. Los resultados revelan la posibilidad de sintonizar el modo defectivo hacia longitudes de onda corta mediante un mecanismo externo que es la presión hidrostática. De igual forma observamos que la sintonización del modo defectivo se puede obtener al cambiar diferentes parámetros geométricos que constituyen el cristal fotónico unidimensional.

**Palabras Claves:** Cristal fotónico unidimensional, Método de la matriz de transferencia, biosensor.

Since the discovery of photonic crystals, more and more applications have been developed thanks to their characteristics of guiding and confining light, which makes them very useful in different areas of knowledge. In the area of medicine, the development of biosensors has been very useful in identifying molecules. Therefore, in this work a biosensor based on a defective one-dimensional photonic crystal composed of dielectric materials has been proposed, in which the transmittance within the photon band gaps was analyzed to be able to detect proteins within a solution. For this, the transfer matrix method was used to perform the corresponding calculations. The results reveal the possibility of tuning the defective mode towards short wavelengths through an external mechanism that is hydrostatic pressure. In the same way we observe that the tuning of the defective mode can be obtained by changing different geometric parameters that constitute the one-dimensional photonic crystal.

**Keywords:** One-dimensional photonic crystal, Transfer matrix method, biosensor.

# Índice general

Agradecimientos . . . . .	2
Resumen . . . . .	3
Lista de figuras . . . . .	4
Lista de tablas . . . . .	6
<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>7</b>
1.1. <b>OBJETIVOS</b> . . . . .	9
1.1.1. <b>Objetivo General</b> . . . . .	9
1.1.2. <b>Objetivos Específicos</b> . . . . .	9
<b>2. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA</b>	<b>10</b>
2.1. ECUACIONES DE MAXWELL . . . . .	10
2.2. SISTEMAS DE MULTICAPAS . . . . .	11
2.3. CRISTALES FOTÓNICOS UNIDIMENSIONALES . . . . .	15
2.4. PROTEINAS Y GLUCOSA . . . . .	16
2.5. BIOSENSORES . . . . .	17
<b>3. RESULTADOS</b>	<b>19</b>
3.1. ESPECTRO DE TRANSMITANCIA DE UNA SOLUCIÓN DE PROTEINAS . . . . .	20
3.2. ESPECTRO DE TRANSMITANCIA DE UNA SOLUCIÓN DE GLUCOSA . . . . .	26
<b>4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>	<b>29</b>
<b>5. Anexo</b>	<b>30</b>
Bibliografía . . . . .	31

# Índice de figuras

1.1.	Cristales fotónicos en una, dos y tres dimensiones [1] . . . . .	8
1.2.	Sección transversal de un CF unidimensional compuesto por capas alternadas de Ge y ZnS observada utilizando micrografía de barrido [2]. . . . .	8
2.1.	Representación de una película homogénea de caras plano-paralelas en un sistema de coordenadas. . . . .	11
2.2.	Representación esquemática de una multicapa rodeada de aire formada por material denotados por las letras A y B, . . . . .	14
2.3.	Descripción de celda unitaria de periodo espacial $d$ , para un medio estratificado en una dimensión [3] . . . . .	15
2.4.	Ejemplo esquemático de un biosensor . . . . .	18
3.1.	Cristal fotónico unidimensional defectivo . . . . .	19
3.2.	Espectro de transmitancia para diferentes valores de presión hidrostática . . . . .	21
3.3.	Espectro de transmitancia de uan solución de proteína en función de los espesores de las capas A y B. . . . .	22
3.4.	Espectro de transmitancia para diferentes valores del espesor de la cavidad. . . . .	24
3.5.	Espectro de transmitancia en función del ángulo de incidencia para la polarización TE. . . . .	25
3.6.	Espectro de transmitancia para diferentes valores de la presión hidrostática al emplear la glucosa. . . . .	27
3.7.	Espectro de transmitancia para diferentes valores del espesor de la cavidad al emplear la glucosa. . . . .	28

# Índice de Tablas

3.1. Valores de la transmitancia y la posición del defecto para diferentes valores de presión. . . . .	20
3.2. Valores de la transmitancia de una solución de proteína y la posición del defecto para los diferentes espesores de las capas .	22
3.3. Valores de la transmitancia y la posición del defecto para los diferentes espesores del defecto. . . . .	23
3.4. Valores de la transmitancia y la posición del defecto para diferentes valores del ángulo de incidencia en el caso de la polarización TE. . . . .	25
3.5. Valores de la transmitancia y la posición del defecto para diferentes valores de la presión. . . . .	26
3.6. Valores de la transmitancia y la posición del defecto para diferentes valores del espesor de la cavidad. . . . .	28

# Capítulo 1

## INTRODUCCIÓN

Los cristales fotónicos (CF) han despertado gran interés debido a sus propiedades electromagnéticas y a sus aplicaciones tecnológicas en los campos de la comunicación óptica y de la optoelectrónica [4]. Los CFs son una disposición periódica de medios materiales que forman una nanoestructura [5]. En 1887 Lord Rayleigh dio el inicio de lo que más tarde se definió como CF, él explicó cómo las ondas electromagnéticas se reflejaban en las interfaces de dos medios con distinta constante dieléctrica [6]. La aparición del concepto de CF surgió con Yablonovitch y S.John en el año 1987, John dijo que la fuerte localización de fotones podría ocurrir en un rango de frecuencia en ciertas microestructuras de super rejilla desordenadas con un contraste dieléctrico suficientemente alto. Yablonovitch habló de cómo una estructura periódica tridimensional tiene un intervalo de banda electromagnético, y la emisión espontánea de átomos en la microestructura periódica puede prohibirse rigurosamente cuando el borde de la banda electrónica se superpone al intervalo de banda electromagnético [7]. Una de las características de los CFs que define sus propiedades es la constante dieléctrica, que es la que define la dimensionalidad y ésta varía en una, dos o en las tres direcciones del espacio [4](ver Figura 1.1)

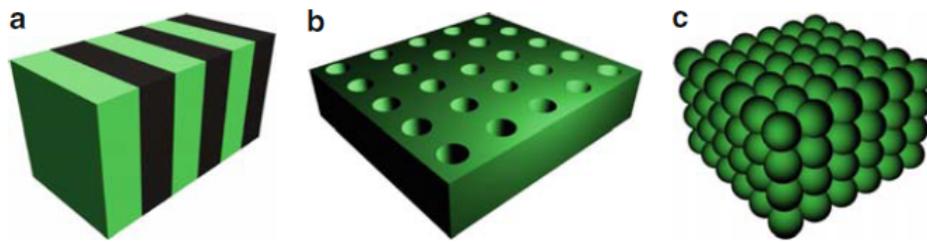


Figura 1.1: Cristales fotónicos en una, dos y tres dimensiones [1]

Las ondas electromagnéticas dispersas pueden formar interferencia múltiple, lo que llevaría eventualmente a que algunas frecuencias no se propaguen, dando lugar a bandas prohibidas y permitidas [8]. Las muestras de CFs de alta calidad son la base importante para las investigaciones, por esto, las técnicas de fabricación juegan un papel importante en el estudio y las aplicaciones prácticas, entre los mecanismos de fabricación se encuentra la tecnología de grabado por microfabricación, la tecnología de grabado con plasma de alta densidad, el método sol-gel, la tecnología de litografía por haz de electrones, entre otras [7]. En el caso que la constante dieléctrica varíe en una sola dirección espacial tenemos un CF unidimensional [9]. En la Figura 1.2 se muestra una micrografía de un CF unidimensional compuesto por capas alternadas de Ge y ZnS fabricado mediante la tecnología de deposición al vacío por haz de electrones asistida por iones [2].

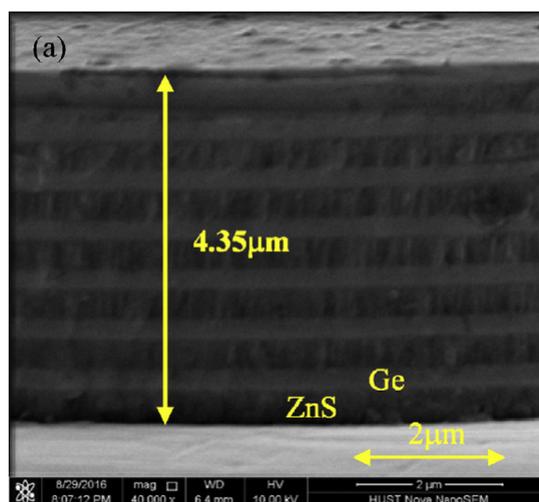


Figura 1.2: Sección transversal de un CF unidimensional compuesto por capas alternadas de Ge y ZnS observada utilizando micrografía de barrido [2].

Por otro lado como los CFs son estructuras novedosas que se pueden utilizar para controlar el comportamiento de la luz, resultan útiles en aplicaciones importantes como detectores [5], antenas, guías de ondas [8] y en áreas interdisciplinarias como en la biofotónica [10]. En esta última se encuentran los biosensores que permiten entender el comportamiento de nanomáquinas biológicas [11]. Un biosensor es un tipo particular de sensor químico que utiliza las propiedades de reconocimiento de componentes biológicos, de ahí que se han desarrollado biosensores como: sensores enzimáticos, catalíticos, transmembrana y celulares [10].

Debido a las importantes aplicaciones de los CFs en el campo de los biosensores en este Trabajo de Grado estamos interesados en modelar un CF el caso unidimensional de un sensor de proteína compuesto por capas alternadas de  $SiO_2$  y  $GaAs$ . Consideramos el mecanismo externo de la presión aplicada sobre la sintonización del espectro de transmitancia.

Este documento se encuentra organizado de la siguiente forma: en el capítulo 2 presentamos la fundamentación teórica con las ecuaciones mas importantes empleadas a lo largo del trabajo. En el capítulo 3 presentamos los resultados obtenidos para el espectro de transmitancia. Por último, en el capítulo 4 presentamos las conclusiones y recomendaciones.

## 1.1. OBJETIVOS

### 1.1.1. Objetivo General

Estudiar el flujo de energía reflejado y transmitido en un cristal fotónico unidimensional defectivo.

### 1.1.2. Objetivos Específicos

- Calcular el espectro de transmitancia y reflectancia en un CF unidimensional formada por capas alternadas de  $GaAs$  y  $SiO_2$ .
- Calcular el espectro de transmitancia en un CF unidimensional, en el cual se introduce una cavidad con índice refracción de una proteína.
- Calcular la dependencia del espectro de transmitancia de un CF unidimensional defectivo con el ángulo de incidencia y los espesores de las capas que constituyen el cristal.
- Calcular los efectos de la presión sobre el espectro de transmitancia del CF defectivo.

## Capítulo 2

# FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

### 2.1. ECUACIONES DE MAXWELL

La teoría electromagnética está fundamentada en las ecuaciones de Maxwell

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.1)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = \rho \quad (2.2)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} + \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} = 0 \quad (2.3)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} - \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} = \vec{J} \quad (2.4)$$

Donde el vector de inducción magnética esta dado por  $\vec{B}$ , el vector de desplazamiento eléctrico por  $\vec{D}$ , el vector de campo eléctrico vienen determinados por  $\vec{E}$  y  $\vec{H}$  representa el vector de campo magnético. la densidad volumétrica de carga eléctrica es  $\rho$  y el vector de densidad de corriente eléctrica es  $\vec{J}$  [12]. La ecuación (2.1) representa la no existencia de monopolos magnéticos, la ecuación (2.2) es la ley de Gauss en forma diferencial, la (2.3) hace referencia a la Ley de Faraday en forma diferencial, la cual implica que variaciones temporales del campo magnético son fuentes de campo eléctrico [13] y la (2.4) es la ley de Ampere Maxwell. Las ecuaciones de Maxwell se complementan con las ecuaciones materiales (en medios lineales, isotrópicos y homogéneos), las cuales vienen dadas por:

$$\vec{B} = \mu\mu_0\vec{H} \quad (2.5)$$

$$\vec{D} = \varepsilon\varepsilon_0\vec{E} \quad (2.6)$$

Donde  $\mu$ ,  $\mu_0$ ,  $\varepsilon$  y  $\varepsilon_0$  son la permeabilidad magnética, permeabilidad magnética en el vacío, constante dieléctrica del medio y permitividad en el vacío respectivamente.

## 2.2. SISTEMAS DE MULTICAPAS

Se considera una frontera de separación entre dos medios dieléctricos de índices de refracción  $n_1$  y  $n_2$ .

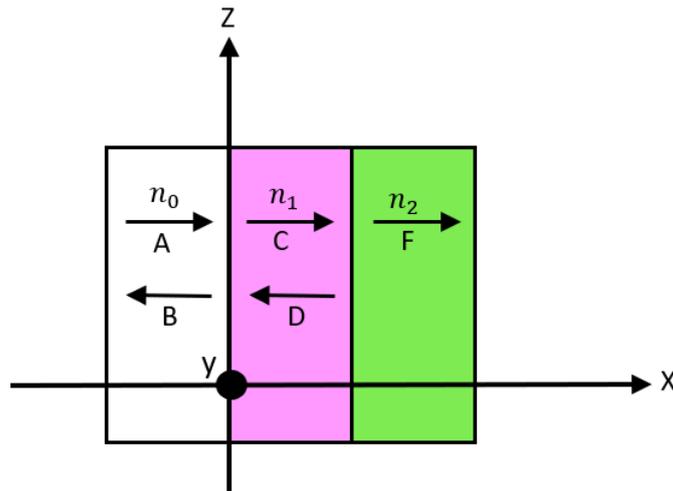


Figura 2.1: Representación de una película homogénea de caras planoparalelas en un sistema de coordenadas.

En la Figura 2.1 se muestra como haz de luz que se representa con A pasa del aire con índice de refracción  $n_0$ , a el primer medio dieléctrico de índice de refracción  $n_1$  y parte de onda se refracta (C) y la otra parte se refleja (B). Luego, la onda electromagnética al incidir sobre la interface con índice de refracción  $n_1$  se refleja (D) y parte de la energía se transmite (F) al medio con índice de refracción  $n_2$ .

Teniendo en cuenta que el plano de incidencia está en el plano  $xz$ , el vector de onda en los dos medios tendrá las componentes:

$$\vec{k}_i = [k_{ix}, k_{iz}] = \frac{wn_i}{c} [\cos\theta_i, \sin\theta_i] \quad (2.7)$$

Siendo  $i$  el medio donde viaja la onda,  $\theta_i$  el ángulo que forma el vector  $\vec{k}_i$ . El vector campo electrico correspondiente se puede escribir:

$$\vec{E}_i(x, t) = \vec{E}_i e^{i(k_{iz}z - wt)} \quad (2.8)$$

Debido al que el campo eléctrico a cada lado de la frontera está constituido por la onda que viaja hacia la derecha ( $+x$ ) y la otra que viaja hacia la izquierda ( $-x$ ), tenemos

$$E(x) = E_d(x)e^{ik_{jx}x} + E_i(x)e^{-ik_{jx}x} = A(x) + B(x) \quad (2.9)$$

Debido a que la onda incidente será una serie de ondas reflejadas y transmitidas, se puede

$$E_{1y}(x) = Ae^{ik_{jx}x} + Be^{-ik_{jx}x} \rightarrow x < 0 \quad (2.10)$$

$$E_{2y}(x) = A'e^{ik_{jx}x} + B'e^{-ik_{jx}x} \rightarrow x > 0 \quad (2.11)$$

Donde A,B,A' y B' son amplitudes complejas de las ondas resultantes que viajan hacia  $x$  y  $-x$ . Siendo A la amplitud e de la onda incidente y B' la onda reflejada por la película. El vector  $\vec{H}$  correspondiente, esta dado por:

$$\vec{H} = \frac{-i}{w\mu\mu_0} \vec{\nabla} \times \vec{E} = \frac{-i}{w\mu\mu_0} [0, 0, \frac{\partial E_y}{\partial x}] \quad (2.12)$$

Imponiendo las condiciones de continuidad de  $E_y$  y  $H_z$  en la frontera  $x = 0$  suponiendo el caso ordinario en que  $\mu = 1$  se obtiene

$$E_{1y}(x) = Ae^{ik_{1x}x} + Be^{-ik_{1x}x} \quad (2.13)$$

$$E_{1y}(x) = Ae^{ik_{1x}(0)} + Be^{-ik_{1x}(0)} \quad (2.14)$$

$$E_{1y}(x) = A + B \quad (2.15)$$

$$E_{2y}(x) = A'e^{ik_{2x}x} + B'e^{-ik_{2x}x} \quad (2.16)$$

$$E_{2y}(x) = A' + B' \quad (2.17)$$

Utilizando el método de la matriz de transferencia, a través de matrices de propagación y dinámicas se puede hallar la transmitancia y reflectancia de un multicapas.

Aplicando de las condiciones de frontera para varias capas que forman el sistema de multicapas y en el caso de polarización transversal eléctrica (TE), se obtiene la matriz dinámica para dicha polarización:

$$D_1 \begin{bmatrix} A_1 \\ B_1 \end{bmatrix} = D_2 \begin{bmatrix} A'_2 \\ B'_2 \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 \\ n_1 \cos \theta_1 & -n_1 \cos \theta_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_1 \\ B_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ n_2 \cos \theta_2 & -n_2 \cos \theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A'_2 \\ B'_2 \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

$$D_j^{TE} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ n_j \cos \theta_j & -n_j \cos \theta_j \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

De manera similar y aplicando las condiciones de contorno para el caso de polarización transversal magnética (TM), se logra obtener la matriz dinámica para esta polarización

$$D_j^{TM} = \begin{bmatrix} -\cos \theta_j & \cos \theta_j \\ n_j & n_j \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

Al atravesar el medio 2, las ondas experimentan un cambio de fase a lo largo de la dirección  $x$  dado por

$$\phi_2 = k_{2x} h \quad (2.22)$$

De modo que  $h$  es el espesor de los medios dieléctricos que conforman el cristal fotónico.

En cada una de las capas por las que pasa el haz de luz hay una propagación de la onda electromagnética:

$$\begin{bmatrix} A' \\ B' \end{bmatrix} = P \begin{bmatrix} A \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e^{-i\phi_2} & 0 \\ 0 & e^{-i\phi_2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A \\ B \end{bmatrix} \quad (2.23)$$

De esta manera se obtiene la matriz de propagación

$$P = \begin{bmatrix} e^{-i\phi_2} & 0 \\ 0 & e^{-i\phi_2} \end{bmatrix} \quad (2.24)$$

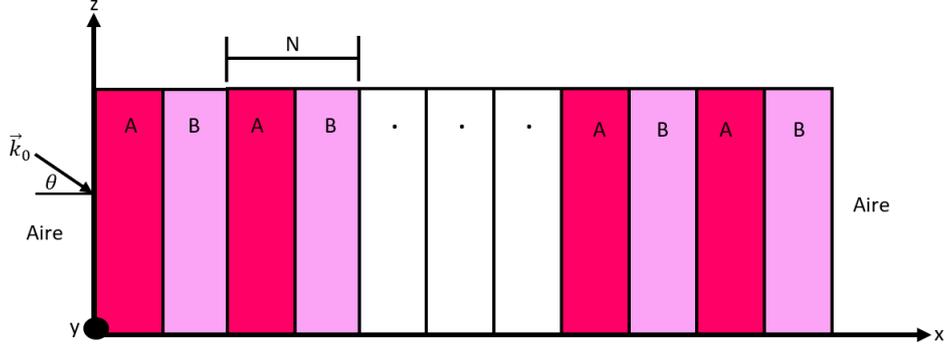


Figura 2.2: Representación esquemática de una multicapa rodeada de aire formada por material denotados por las letras A y B,

Como se experimenta múltiples reflexiones y transmisiones a lo largo de un sistema de multicapas representado por la figura 2.2, las matrices en cada uno de los medios estarían dada por

$$M_1 = D_1 P_1 D_1^{-1}; M_2 = D_2 P_2 D_2^{-1}; \quad (2.25)$$

Siendo la matriz de transferencia total de la multicapa de esta forma

$$M = D_0^{-1} (M_1 M_2)^N D_0 \quad (2.26)$$

Al adicionar un defecto al sistema de multicapas la matriz de transferencia defectiva es [14]

$$M = D_0^{-1} [M_1 M_2]^N M_d [M_1 M_2]^N D_0 \quad (2.27)$$

Donde  $D_0$  es la matriz dinámica del aire y  $N$  es el numero de bicapas que componen el sistema de multicapas. Teniendo en cuenta las ecuaciones (2.26) y (2.27) la transmitancia está dado por

$$T = \frac{1}{|M_{11}|^2} \quad (2.28)$$

y la reflectancia es:

$$R = \left| \frac{M_{21}}{M_{11}} \right|^2 \quad (2.29)$$

## 2.3. CRISTALES FOTÓNICOS UNIDIMENSIONALES

Los CF son nano estructuras que se forman alternando capas de diferentes materiales, en el caso de lo CF unidimensionales son aquellos en el que su función dieléctrica es periódica en una sola dimensión [6]. Mediante el apilamiento de láminas dieléctricas con diferentes índices de refracción se construye un CF unidimensional, así es posible definir la constante dieléctrica  $\epsilon(x + d) = \epsilon(x)$  para una celda unitaria [3] (ver Figura 2.3)

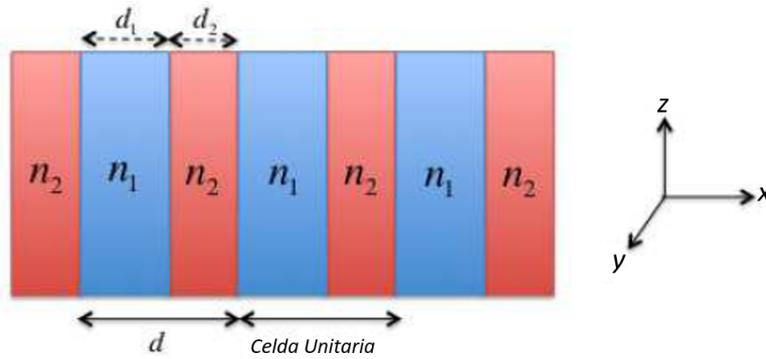


Figura 2.3: Descripción de celda unitaria de periodo espacial  $d$ , para un medio estratificado en una dimensión [3]

Los CF son una novedosa clase de medios ópticos representados por estructuras naturales o artificiales que tienen algunas propiedades como la dispersión y el guiado de ondas [1], en donde estructuras unidimensionales juegan un papel importante ya que brindan la oportunidad de implementar una serie de aplicaciones tales como rejilla de difracción para división de haz, filtros, dieléctricos artificiales, matrices de ranuras, antenas de matriz de fase, estructuras selectivas de frecuencia, acopladores de rejilla, aceleradores lineales, estructuras de onda lenta en tubos de microondas, ingeniería óptica y rejillas dieléctricas utilizadas en aplicaciones de óptica integrada [15]. La fabricación de CF unidimensionales tradicionales se fundamenta en costosas técnicas de fabricación de películas delgadas, incluido el método de deposición por láser pulsado, el método de epitaxia de haz molecular y el método de deposición química en fase vapor, pero últimamente, la tecnología de grabado por microfabricación también se ha adoptado para fabricar CF unidimensionales, como la tecnología de grabado con plasma de alta densidad, la tecnología de litografía por haz de electrones y la tecnología de grabado por

haz de iones enfocado, el electroquímico grabado [7]. Los CF han generado una gran atención en la investigación gracias a su capacidad potencial para controlar la propagación de la luz creando un rango de frecuencia prohibida [1] cuando una onda electromagnética incide a lo largo de la dirección perpendicular al plano de las capas. El efecto que surge de la banda fotónica prohibida de CF unidimensional proviene de fuerte dispersión múltiple en las interfaces entre las capas de alto índice de refracción y las capas de bajo índice de refracción, y la interferencia destructiva [7], ya que la luz con una longitud de onda cercana al período de modulación no puede propagarse en ciertas direcciones [16].

## 2.4. PROTEINAS Y GLUCOSA

Las proteínas son biomoléculas complejas que desempeñan un papel importante en la estructura y la función de las células [17], estas se componen de una o mas cadenas largas de aminoácidos [18]. Las proteínas desempeñan el mayor número de funciones en las células de los seres vivos, formando parte de la estructura básica de tejidos (músculos, tendones, piel, uñas, etc.), durante todos los procesos de desarrollo y crecimiento, crean, reparan y mantienen los tejidos corporales [19]. Dentro del organismo las funciones que tienen las proteínas son catalítico (enzimas), motilidad corporal, mecánico, de transporte y almacén, protección (anticuerpos), reguladora (hormonas)[20]. Desde el punto de vista químico, las proteínas son biopolímeros formados por carbono, nitrógeno, oxígeno, hidrógeno y, generalmente, azufre; dependiendo del tipo de la modificación, se combinan de múltiples maneras para originar los varios millares de proteínas de las que hoy se conoce su estructura, en un proceso predeterminado genéticamente [17]. Por otro lado, la glucosa es el monosacárido principal en la naturaleza que proporciona energía a las células de una amplia gama de organismos, desde los mas simples como la levadura hasta los más complejos como el ser humano [21]. La glucosa como combustible principal para la glucólisis (método usado por las células para producir energía) y las vías posteriores de la respiración aeróbica y anaeróbica es responsable de generar gran potencial energético para el crecimiento y reproducción, esto hace que la glucosa sea tan necesaria para la vida [22]. En los animales, para que la glucosa pueda llevar a cabo importantes funciones como la oxidación y el almacenaje, esta debe entrar al interior de la célula e incorporarse a la vía metabólica que predomine según las condiciones hormonales y energéticas del momento [23], esto hace que el transporte de este azúcar al interior celular constituya un proceso esencial para el metabolismo energético [21].

El índice de refracción de una sustancia representa una parte importante de su interacción con la radiación electromagnética y es una propiedad óptica básica de los materiales, ya que exhibe las propiedades ópticas de estos [24, 25]. El índice de refracción desempeña un papel significativo en muchas áreas de la ciencia de los materiales, es usado ampliamente en química analítica para determinar la concentración de proteínas, y posee un especial interés en la tecnología de película delgada y la fibra óptica [26]. Teniendo en cuenta lo anterior, experimentalmente la dependencia del índice de refracción con la temperatura y la concentración de proteína (o glucosa), esta dada por [27]:

Solución de proteína:

$$n = 1.3384 + (1.5985 \cdot 10^{-3})c + (3.1 \cdot 10^{-5})c^2 - (1.3939 \cdot 10^{-4})(T - 273.15) + (2.4 \cdot 10^{-7})(T - 273.15)^2 \quad (2.30)$$

Solución de glucosa:

$$n = 1.3356 + (1.5333 \cdot 10^{-3})c + (9.0 \cdot 10^{-5})c^2 - (1.2647 \cdot 10^{-4})(T - 273.15) - (4.0 \cdot 10^{-8})(T - 273.15)^2 \quad (2.31)$$

## 2.5. BIOSENSORES

Los métodos ópticos han ido obteniendo cada vez más importancia en el campo de los biosensores [28]. Los biosensores se han utilizado en aplicaciones de una gran variedad de sensores ópticos, estructuras de guías de ondas ópticas y resonancia de plasmón de superficie, pero los biosensores ópticos más utilizados se basan en fluorescencia integrada con las fibras ópticas [29]. La tecnología de biosensores inevitablemente incorpora avances recientes en optoelectrónica y fibra óptica, porque estos dispositivos no eléctricos ofrecen importantes ventajas de seguridad en aplicaciones fisiológicas, así mismo el uso de sondas de fibra óptica que permite un alto grado de flexibilidad mecánica combinado con un tamaño en miniatura y una construcción desechable de bajo costo [30].

Los biosensores, ayudan a comprender el funcionamiento de la división celular, permiten identificar cambios patológicos dentro de una célula particular, funcionamiento de las nanomáquinas biológicas, entre otras aplicaciones, de ahí que la medicina sea sin duda una gran beneficiaria de la nanotecnología, ya que la nanofotónica está contribuyendo a rastrear moléculas a través de detectores en bajas concentraciones [11]. Debido a lo anterior y a la necesidad cada vez mayor de enfrentar nuevos desafíos en la atención médica y la

medicina de precisión, los biosensores basados en CF continúan ocupando un lugar destacado [31]. Cabe decir que los biosensores basados en CF se caracterizan por su alta sensibilidad, tamaño ultracompacto y fácil integrabilidad con otros circuitos optoelectrónicos en chip [32]. Por otro lado, y ya que las placas de CF son películas ópticas delgadas con una superficie periódicamente nanoestructurada, exhiben modos fotónicos discretos que, adyacente a la superficie, puede interactuar con material biológico y al hacer cambios en los parámetros geométricos como un cambio en el índice de refracción del medio circundante, provocan un cambio en la posición espectral, por esto, los CF se pueden aplicar como transductores en biosensor [33].

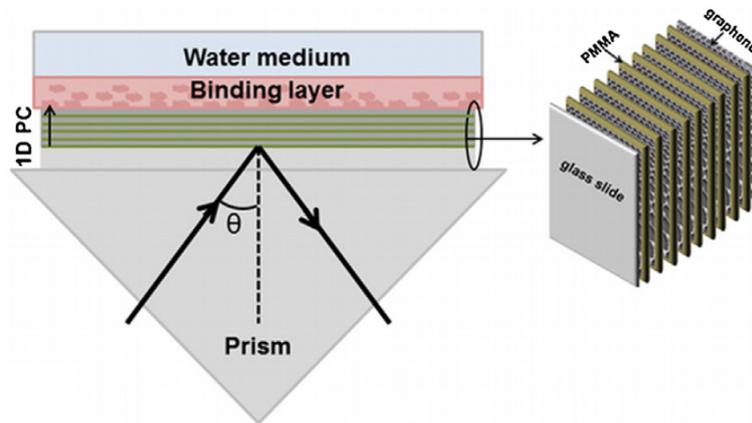


Figura 2.4: Ejemplo esquemático de un biosensor

En la Figura 2.4 se ilustra un ejemplo de un biosensor de cristal fotónico unidimensional de resonancia de plasmón de superficie en el cual el cristal fotónico está basado en grafeno que consta de capas alternas de grafeno y capas de PMMA (polimetilmetacrilato) con una capa adicional de terminación de grafeno [34].

# Capítulo 3

## RESULTADOS

En los cálculos que presentamos a continuación, consideramos un CF unidimensional compuesto por capas alternadas de *GaAs* y *SiO<sub>2</sub>*, donde las constantes dieléctricas están dadas por [35, 36]:

$$\epsilon_A(P, T) = 12,74e^{-1,73 \times 10^{-3}P} e^{9,4 \times 10^{-5}(T-75,6)} \quad \text{para } GaAs \quad (3.1)$$

$$\begin{aligned} \epsilon_B(\lambda) = 1 + & \frac{0.6961663\lambda^2}{\lambda^2 - (0.0684043 \times 10^{-6})^2} + \frac{0.4079426\lambda^2}{\lambda^2 - (0.1162414 \times 10^{-6})^2} \\ & + \frac{0.8974794\lambda^3}{\lambda^2 - (9.806161 \times 10^{-6})^2} \quad \text{para } SiO_2 \end{aligned} \quad (3.2)$$

Donde  $P$  es la presión hidrostática en kbar,  $T$  es la temperatura la cual se mantendrá constante en 4.2 K, y  $\lambda$  es la longitud de onda. Ahora asumiremos que la periodicidad de la estructura se rompe por la inserción de una capa defectiva cuyo índice de refracción está dado por la ecuación (2.30) o (2.31)

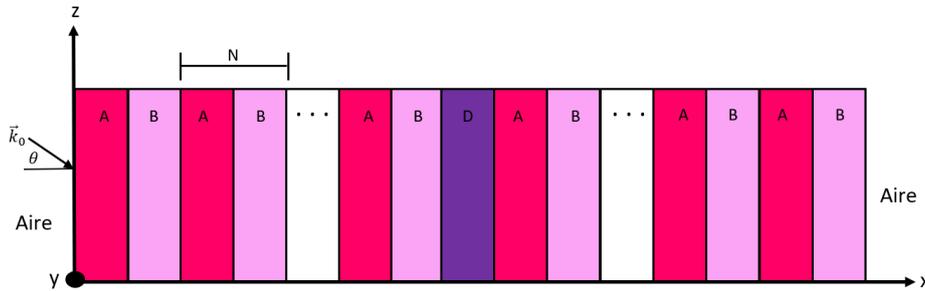


Figura 3.1: Cristal fotónico unidimensional defectivo

### 3.1. ESPECTRO DE TRANSMITANCIA DE UNA SOLUCIÓN DE PROTEINAS

En la Figura 3.2. presentamos los espectros de transmitancia cuando variamos la presión hidrostática, donde hemos considerado los siguientes parámetros: los espesores de las capas *GaAs* y *SiO<sub>2</sub>* son iguales a 1000 nm, el espesor de la capa defectiva es de 100 nm, un ángulo de incidencia normal y la concentración de proteína es de 0.05. Los valores elegidos de presión son 0 kbar (Figura 3.2 (a)), 5 kbar (Figura 3.2 (b)), 10 kbar (Figura 3.2 (c)) y 15 kbar (Figura 3.2 (d)). Podemos observar que a medida que aumenta la presión aplicada el modo defectivo se sintoniza a longitudes de onda mas cortas, como se reportan en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Valores de la transmitancia y la posición del defecto para diferentes valores de presión.

Presión (kbar)	Transmitancia	Posición del modo (nm)
0	0.981	1299.203
5	0.989	1252.766
10	0.952	1217.593
15	0.945	1205.725

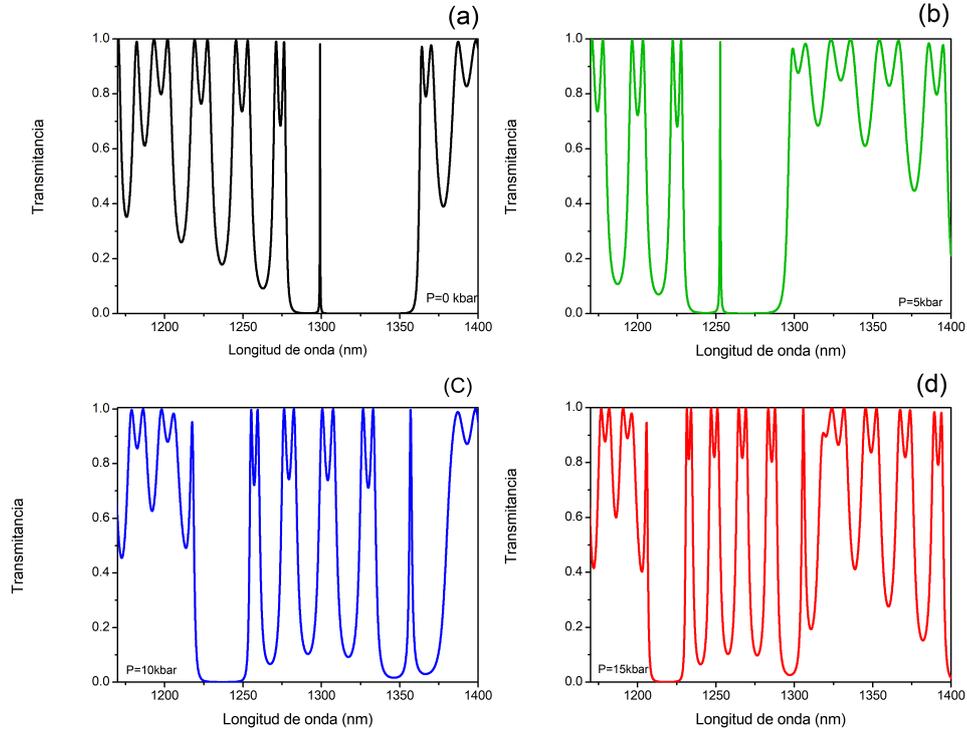


Figura 3.2: Espectro de transmitancia para diferentes valores de presión hidrostática

En la figura 3.3 se presenta los espectros de transmitancia al variar el espesor de las capas que componen el sensor, donde se han considerado los siguientes parámetros: el espesor de la capa defectiva es de 100 nm, el ángulo de incidencia normal, la presión hidrostática de 0 kbar y la concentración de proteína al 0.05. Los valores elegidos para la capa A (*GaAs*) fueron de 1200nm (Figura 3.3 (a)), 1400 nm (Figura 3.3 (b)), para la capa B (*SiO<sub>2</sub>*) fueron de 1200 nm (Figura 3.3(c)) y 1400 nm (Figura 3.3 (d)). Se observa que para ambas capas los modos se corren levemente hacia las longitudes de onda corta, como se informa el la Tabla 3.2

Tabla 3.2: Valores de la transmitancia de una solución de proteína y la posición del defecto para los diferentes espesores de las capas

	Espesor de las capas (nm)	Transmitancia	Posición del modo(nm)
Capa A	1200	0.979	1311.339
Capa A	1400	0.977	1321.444
Capa B	1200	0.953	1231.258
Capa B	1400	0.985	1310.515

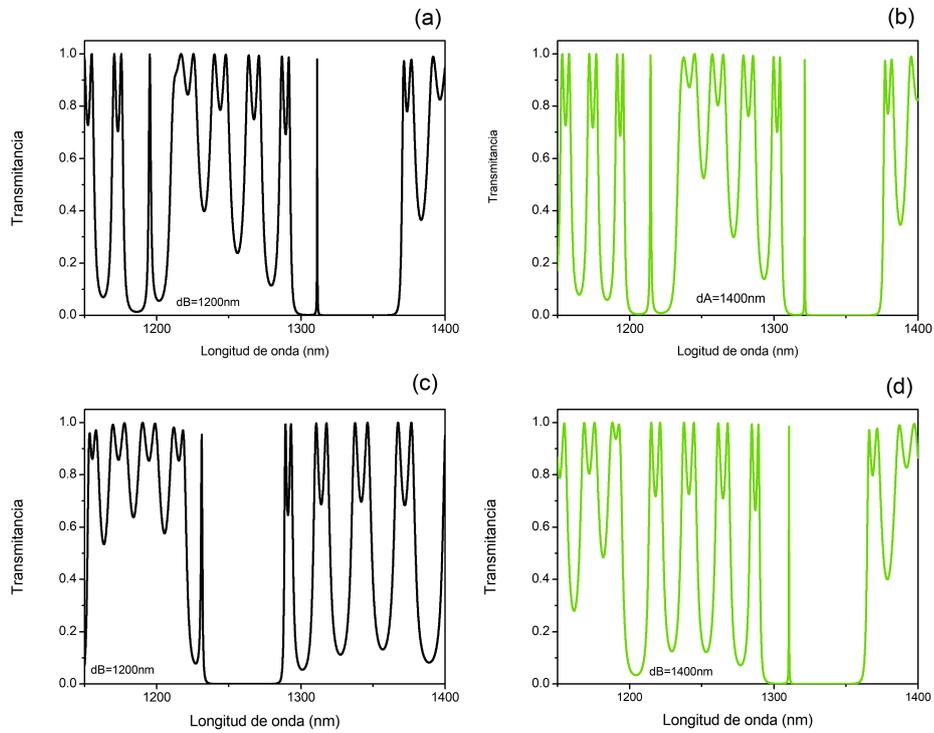


Figura 3.3: Espectro de transmitancia de un solución de proteína en función de los espesores de las capas A y B.

En la Figura 3.4 se muestra los espectros de transmitancia al variar el espesor de la capa defectiva, de modo que se han considerado los siguientes

aspectos: los espesores de las capas A y B son de 1000 nm, la presión hidrostática es de 0 kbar, el ángulo con incidencia normal y la concentración de proteínas al 0.05. Los valores usados para el espesor de la capa defectiva es 50 nm (Figura 3.4 (a)), 100 nm (Figura 3.4 (b)), 150 nm (Figura 3.4 (c)) y 200 nm Figura 3.4 (d)). En los resultados encontrados se observa un corrimiento de los modos defectivos hacia las longitudes de onda larga, como se reporta en la Tabla 3.3

Tabla 3.3: Valores de la transmitancia y la posición del defecto para los diferentes espesores del defecto.

Espesor de la capa defectiva (nm)	Transmitancia	Posición del defecto(nm)
50	0.9958	1290.220
100	0.981	1299.204
150	0.955	1310.184
200	0.924	1321.408

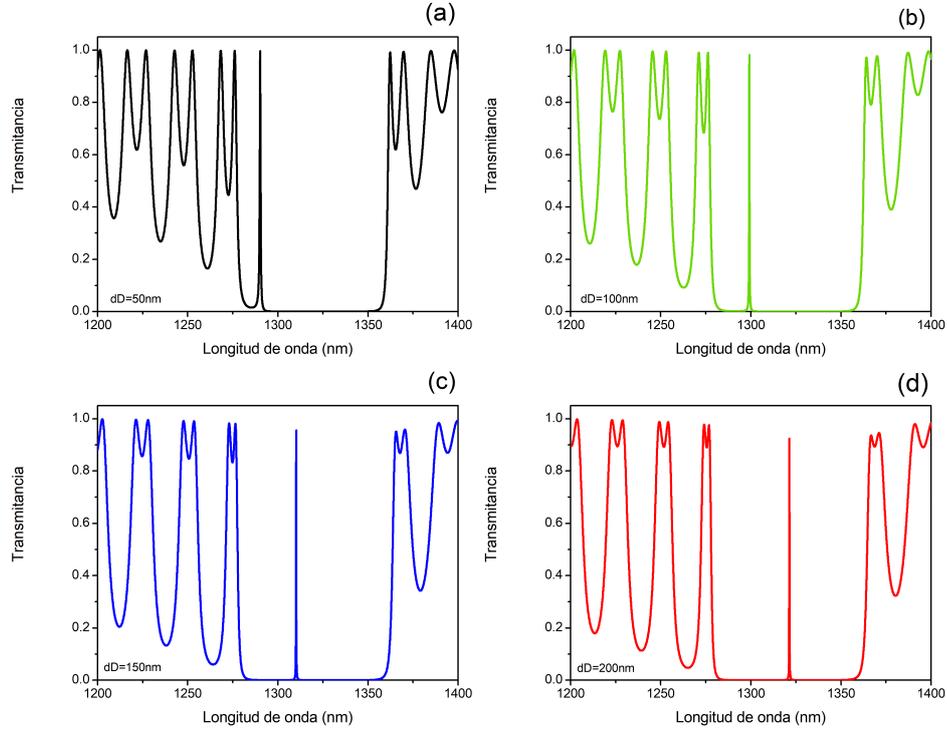


Figura 3.4: Espectro de transmitancia para diferentes valores del espesor de la cavidad.

A continuación, presentamos los efectos del ángulo de incidencia sobre el espectro de transmitancia. En nuestros cálculos nos restringimos al caso de la polarización TE. Los parámetros empleados son los siguientes: el espesor de las capas A y B son de 1000 nm, la presión hidrostática es de 0 kbar, el espesor de capa defectiva es de 100 nm y la concentración de proteínas al 0.05. En la Figura 3.5 presentamos en cuatro paneles los espectros de transmitancia para los siguientes ángulos de incidencia:  $30^\circ$  (Figura 3.5 (a)),  $45^\circ$  (Figura 3.5 (b)),  $70^\circ$  (Figura 3.5 (c)) y  $80^\circ$  (Figura 3.5 (d)). Al detallar las gráficas se observa que a medida que aumenta el ángulo de incidencia el modo se va corriendo hacia las longitudes de onda corta, como se informa en la Tabla 3.4.

Tabla 3.4: Valores de la transmitancia y la posición del defecto para diferentes valores del ángulo de incidencia en el caso de la polarización TE.

Ángulo de incidencia	Transmitancia	Posición del defecto(nm)
30°	0.993	1266.729
45°	0.999	1233.994
70°	0.907	1186.736
80°	0.841	1176.869

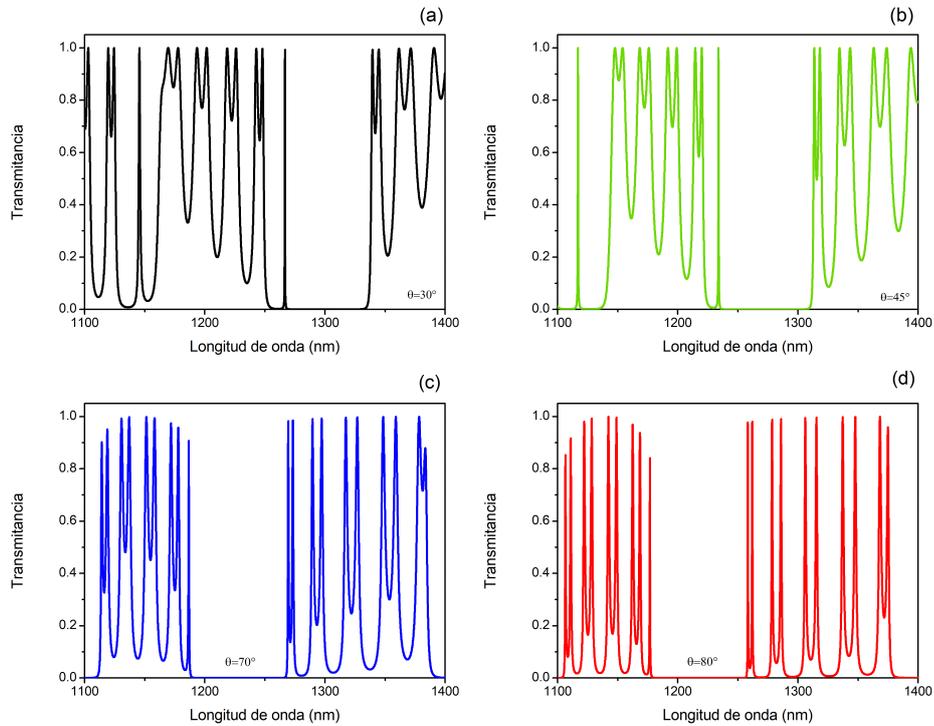


Figura 3.5: Espectro de transmitancia en función del ángulo de incidencia para la polarización TE.

Extendemos nuestros resultados al caso en que sustituíamos la proteína por glucosa, donde el índice de refracción está dado por la ecuación (2.31).

Hemos considerado solamente los efectos sobre el espectro de transmitancia al variar la presión y el espesor de la cavidad.

### 3.2. ESPECTRO DE TRANSMITANCIA DE UNA SOLUCIÓN DE GLUCOSA

En la Figura 3.6 presentamos los diferentes valores del espectro de transmitancia cuando variamos la presión hidrostática, en el cual hemos considerado los siguientes parámetros: el espesor de la capa defectiva es de 100 nm, los espesores de las capas *GaAs* y *SiO<sub>2</sub>* son iguales a 1000 nm, un ángulo de incidencia normal y una concentración de glucosa es de 0.05. Los valores escogidos para la presión son de 20kbar (Figura 3.6 (a)), 25kbar (Figura 3.6 (b)), 30kbar (Figura 3.6 (c)) y 35kbar (Figura 3.6 (d)). Se observa que en las gráficas (a, b y c) hay un corrimiento del modo hacia las longitudes de onda corta, como se informa en la Tabla 3.5.

Tabla 3.5: Valores de la transmitancia y la posición del defecto para diferentes valores de la presión.

Presión (kbar)	Transmitancia	Posición del defecto(nm)
20	0.9898	1262.376
25	0.996	1218.030
30	0.947	1019.926
35	0.953	1083.007

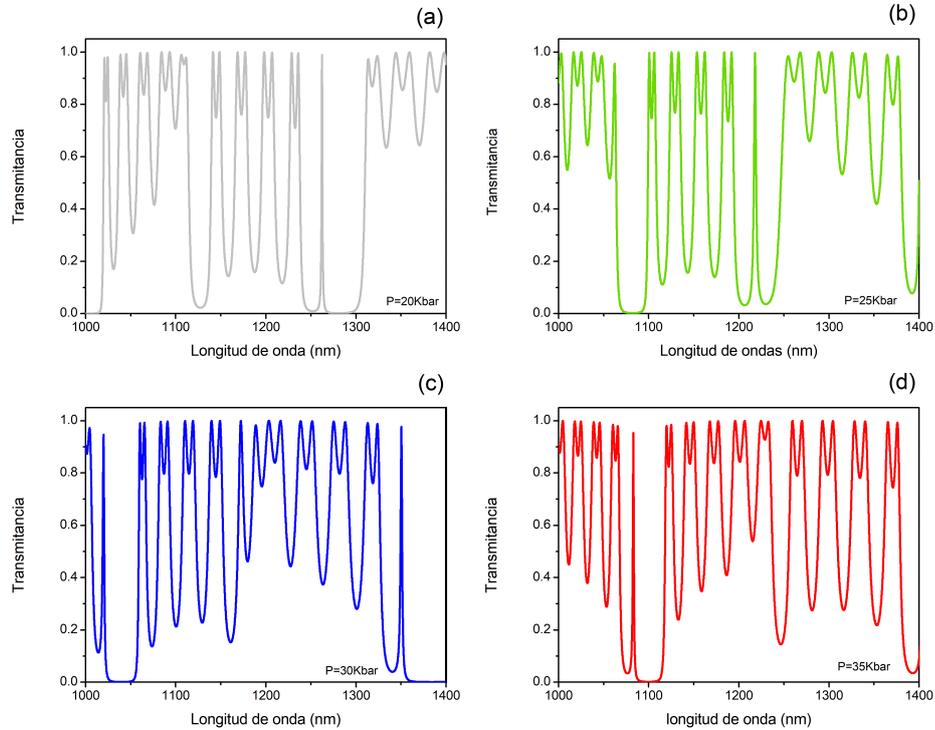


Figura 3.6: Espectro de transmitancia para diferentes valores de la presión hidrostática al emplear la glucosa.

En la gráfica 3.7 se variamos el espesor de la cavidad defectiva de manera que se obtuvieron los valores de la transmitancia con los siguientes parámetros: la presión hidrostática de 0 kbar, los espesores de las capas  $GaAs$  y  $SiO_2$  son iguales a 1000 nm, un ángulo de incidencia normal y una concentración de proteína es de 0.05. Los valores escogidos para el espesor de la cavidad son de 250 nm (Figura 3.7 (a)), 300 nm (Figura 3.7 (b)), 350 nm (Figura 3.7 (c)) y 400 nm (Figura 3.7 (d)). En los resultados obtenidos observamos un pequeño desplazamiento del modo defectivo hacia longitudes de onda larga, y la transmitancia aumenta a medida que aumenta el espesor del defecto, como se informa en la Tabla 3.6.

Tabla 3.6: Valores de la transmitancia y la posición del defecto para diferentes valores del espesor de la cavidad.

Espesor de la capa defectiva (nm)	Transmitancia	Posición del defecto(nm)
250	0.9162	1330.990
300	0.9189	1339.976
350	0.9415	1347.043
400	0.9708	1352.708

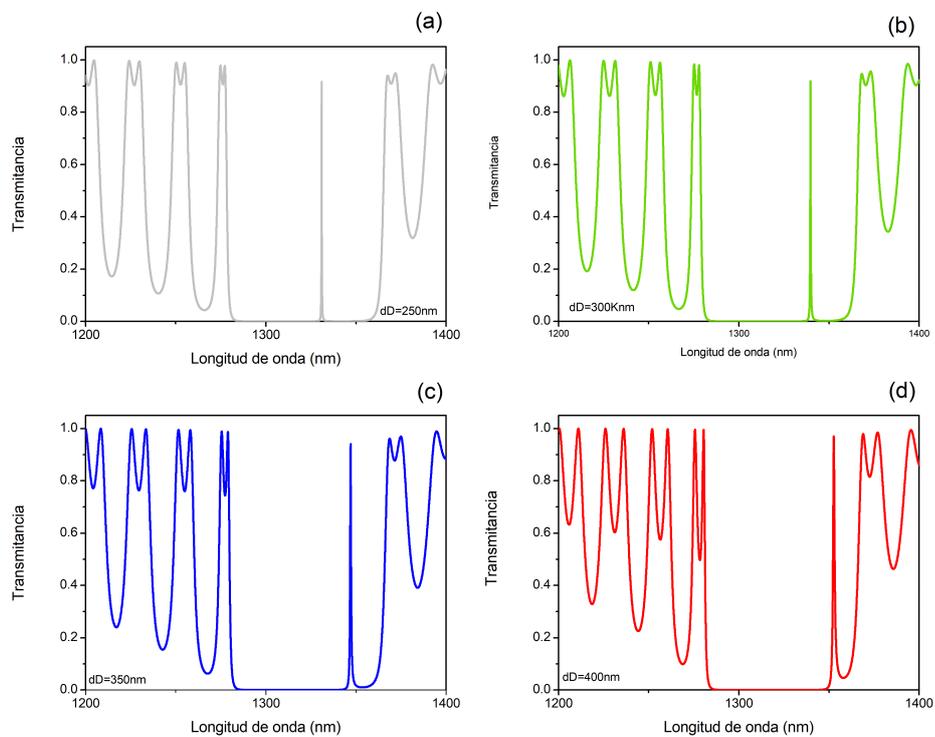


Figura 3.7: Espectro de transmitancia para diferentes valores del espesor de la cavidad al emplear la glucosa.

## Capítulo 4

# CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Haciendo uso del método de la matriz de transferencia se elaboraron los cálculos del espectro transmitancia de un CF unidimensional formado por capas *GaAs* y *SiO<sub>2</sub>*. Los resultados numéricos muestran la aparición de un pico dentro de la región de frecuencias prohibidas, donde la posición de este pico cambio a medida que se varió la presión, corriéndose hacia longitudes de onda corta. Lo mismo ocurrió al variar el espesor de las capas que rodean al defecto y el ángulo de incidencia. Al extender los cálculos para el caso del sensor de glucosa, se evidenció la sensibilidad de este al variar la presión, ya que los picos dentro del modo se corren hacia longitudes de onda corta. De igual manera ocurrió al variar el espesor de la capa defectiva para la solución de glucosa, los modos se corrieron hacia las longitudes de onda corta. Debido a la buena transmitancia y a las características de los CFs de fácil fabricación y bajo costo, el sensor propuesto es un dispositivo prometedor para la detección de proteínas y glucosa. Parte de los resultados obtenidos en el presente trabajo de grado fueron presentados en el XVI Encuentro Nacional de Óptica VII Conferencia Andina y del Caribe en Óptica y sus aplicaciones, en la ciudad de Montería el 28 de Noviembre del 2019.

Como una extensión al presente al presente trabajo, se propone para futuros trabajos de grado rodear el defecto por capas de grafeno, con la ventaja de poder variar parámetros como el potencial químico, su espesor y su temperatura de operación.

# Capítulo 5

## Anexo

**XVI Encuentro Nacional de Óptica  
VII Conferencia Andina y del Caribe  
en Óptica y sus Aplicaciones**

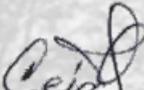
   

**LA SOCIEDAD RED COLOMBIANA DE ÓPTICA Y EL COMITÉ ORGANIZADOR DEL XVI ENO VII CANCOA**

**CERTIFICA QUE:**

**SINTONIZACIÓN DEL MODO DEFECTIVO CON EL INCREMENTO DEL ESPESOR DE LAS CAPAS EN UN CRISTAL FOTÓNICO UNIDIMENSIONAL**

*Con autorización de LINA ROCIO LORENA BARBOSA GOMEZ, FRANCIS SEGOVIA CHAVES, identificado con ID 14 fue presentado bajo la Modalidad ORAL en el XVI ENO VII CANCOA llevado a cabo en la Ciudad de Montería del 26 al 30 de Noviembre de 2019.*

  
**CESAR TORRES MORENO**  
PRESIDENTE DEL EVENTO

  
**JORGE ENRIQUE RUEDA**  
PRESIDENTE DE LA RCO

XVI ENO VII CANCOA  
Dirección General Universidad Popular del Cesar  
Campus de Hurdado A: 590 Tel. 5843596 Valledupar  
<https://www.enocancoa2019.com.co>  
[contacto@enocancoa2019.com.co](mailto:contacto@enocancoa2019.com.co)

# Bibliografía

- [1] Igor A Sukhoivanov and Igor V Guryev. *Photonic crystals: physics and practical modeling*, volume 152. Springer, 2009.
- [2] Fang Wang, Yong Zhi Cheng, Xian Wang, Dong Qi, Hui Luo, and Rong Zhou Gong. Effective modulation of the photonic band gap based on ge/zns one-dimensional photonic crystal at the infrared band. *Optical Materials*, 75:373–378, 2018.
- [3] Raúl Edgardo Castiblanco Suarez. Estudio de cristales fotónicos dieléctricos 1d a través de mmt. *Departamento de Física*, 2013.
- [4] María del Carmen Rial Tubío and María del Carmen. Fabricación de cristales fotónicos para el rango de los terahercios mediante la técnica de escritura directa con tintas. 2013.
- [5] John D Joannopoulos, Steven G Johnson, Joshua N Winn, and Robert D Meade. *Photonic crystals: molding the flow of light*. Princeton university press, 2011.
- [6] Camilo Antonio Restrepo Bentancor. Estudio de las propiedades ópticas de cristales fotónicos 1d y 2d. *Física*, 2018.
- [7] Qihuang Gong and Xiaoyong Hu. *Photonic crystals: principles and applications*. Pan Stanford, 2019.
- [8] Pietro Ferraro, Simonetta Grilli, and Paolo De Natale. *Ferroelectric crystals for photonic applications: including nanoscale fabrication and characterization techniques*, volume 91. Springer Science & Business Media, 2013.
- [9] Kuon Inoue and Kazuo Ohtaka. *Photonic crystals: physics, fabrication and applications*, volume 94. Springer Science & Business Media, 2004.
- [10] Christiane Ziegler and Wolfgang Göpel. Biosensor development. *Current opinion in chemical biology*, 2(5):585–591, 1998.

- [11] Yina Marcela Porras González, Agni Puentes Ossa, and Diego Julián Rodríguez Patarroyo. Cristales fotónicos empleados en tratamientos médicos. *Avances: Investigación en Ingeniería*, 12(1), 2015.
- [12] Alonso Sepúlveda Soto. *Electromagnetismo*. Universidad de Antioquia, 2021.
- [13] Francis Segovia Chaves. Flujo de energía reflejado y transmitido en cristales fotónicos unidimensionales. *Revista Facultad De Ciencias Básicas*, 10(2):158–167, 2014.
- [14] José Manuel Cabrera, Fernando Agulló-López, and Fernando Jesús López. *Óptica electromagnética*. Number Sirsi) i9788478290420. 2000.
- [15] Concita Sibilia, Trevor M Benson, Marian Marciniak, and Tomasz Szoplik. *Photonic crystals: physics and technology*. Springer, 2008.
- [16] Alessandro Massaro. *Photonic crystals: Introduction, applications and theory*. BoD–Books on Demand, 2012.
- [17] Manuel Hernández Rodríguez and Ana Sastre Gallego. *Tratado de nutrición*. Ediciones Díaz de Santos, 1999.
- [18] José Hib. Fundamentos de biología celular y molecular de de robertis. 1998.
- [19] Laura González-Torres, Alfredo Téllez-Valencia, José G Sampedro, and Hugo Nájera. Las proteínas en la nutrición. *Revista salud pública y nutrición*, 8(2):1–7, 2007.
- [20] O Martínez Augustin and E Martínez de Victoria. Proteínas y péptidos en nutrición enteral. *Nutrición Hospitalaria*, 21:01–14, 2006.
- [21] Vicente Castrejón, Roxana Carbó, and Martín Martínez. Mecanismos moleculares que intervienen en el transporte de la glucosa. *Revista de Educación Bioquímica*, 26(2):49–57, 2007.
- [22] AL Galant, RC Kaufman, and JD Wilson. Glucose: Detection and analysis. *Food chemistry*, 188:149–160, 2015.
- [23] Valmore Bermúdez, Fernando Bermúdez, Nailet Arraiz, Elliuz Leal, Sergia Linares, Edgardo Mengual, Lisney Valdelamar, Moisés Rodríguez, Hamid Seyfi, Anilsa Amell, et al. Biología molecular de los transportadores de glucosa: clasificación, estructura y distribución. *Archivos venezolanos de Farmacología y Terapéutica*, 26(2):76–86, 2007.

- [24] Vivek Kumar Singh, Brij Bir Singh Jaswal, Vinay Kumar, Ram Prakash, and Priyanka Rai. Application of he-ne laser to study of the variation of refractive index of liquid solutions with the concentration. *Journal of Integrated Science and Technology*, 1(1):13–18, 2013.
- [25] Shyam Singh. Refractive index measurement and its applications. *Physica Scripta*, 65(2):167, 2002.
- [26] DP Subedi, DR Adhikari, UM Joshi, HN Poudel, and B Niraula. Study of temperature and concentration dependence of refractive index of liquids using a novel technique. *Kathmandu University Journal of Science, Engineering and Technology*, 2(1):1–7, 2006.
- [27] Chan-Yuan Tan and Yao-Xiong Huang. Dependence of refractive index on concentration and temperature in electrolyte solution, polar solution, nonpolar solution, and protein solution. *Journal of Chemical & Engineering Data*, 60(10):2827–2833, 2015.
- [28] Jonathan Cooper and Anthony Cass. *Biosensors*. OUP Oxford, 2004.
- [29] Chandra Mouli Pandey and Banshi Dhar Malhotra. 5. applications of biosensors. In *Biosensors*, pages 85–118. De Gruyter, 2019.
- [30] Christopher R Lowe. Biosensors. *Trends in biotechnology*, 2(3):59–65, 1984.
- [31] Alberto Sinibaldi. Cancer biomarker detection with photonic crystals-based biosensors: an overview. *Journal of Lightwave Technology*, 2021.
- [32] Silvia Romano, Annalisa Lamberti, Mariorosario Masullo, Erika Penzo, Stefano Cabrini, Ivo Rendina, and Vito Mocella. Optical biosensors based on photonic crystals supporting bound states in the continuum. *Materials*, 11(4):526, 2018.
- [33] Yousef Nazirizadeh, Uwe Bog, Sylwia Sekula, Timo Mappes, Uli Lemmer, and Martina Gerken. Low-cost label-free biosensors using photonic crystals embedded between crossed polarizers. *Optics express*, 18(18):19120–19128, 2010.
- [34] Kandammathe Valiyaveedu Sreekanth, Shuwen Zeng, Ken-Tye Yong, and Ting Yu. Sensitivity enhanced biosensor using graphene-based one-dimensional photonic crystal. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 182:424–428, 2013.

- [35] Francis Segovia-Chaves, Hussein A Elsayed, Ahmed Mehaney, and As-hour M Ahmed. Defect mode modulation for a protein solution cavity surrounded by graphene and nanocomposite layers. *Optik*, 242:167161, 2021.
- [36] Francis Segovia-Chaves and Herbert Vinck-Posada. Two-dimensional photonic crystals with insertion of circular and triangular defects. *Optik*, page 167830, 2021.