


Dependencia de la sensibilidad en un cristal fotónico unidimensional con el ángulo incidente de la radiación para la detección de célula cancerígenas

Sensitivity Dependence in a Dimensional Photonic Crystal with the Angle of Incidence of the Radiation for Cancer Cell Detection

Juan Carlos Trujillo-Yague  ¹,
Francis Segovia-Chaves ²

Recibido: 24 de noviembre de 2019
Aceptado: 21 de abril de 2020

Cómo citar / How to cite

J. C. Trujillo-Yague, F. Segovia-Chaves, “Dependencia de la sensibilidad en un cristal fotónico unidimensional con el ángulo incidente de la radiación para la detección de célula cancerígenas”, *TecnoLógicas*, vol. 23, no. 48, pp. 181-195, 2020.
<https://doi.org/10.22430/22565337.1552>



¹ Msc. en Física, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Universidad Surcolombiana, Neiva-Colombia, u20151135476@usco.edu.co
² Físico, Grupo de Física Teórica, Programa de Física, Universidad Surcolombiana, Neiva-Colombia, francis.segoviac@gmail.com

Resumen

En este trabajo calculamos la dependencia de la sensibilidad de cinco células cancerígenas con el ángulo incidente de la radiación en un cristal fotónico unidimensional. El estudio se realizó para dos tipos de polarización: Transversal Eléctrica (TE) y Transversal Magnética (TM). Las muestras de las células se infiltran mediante biopsia líquida dentro de una nano cavidad que funciona como recipiente, y es revestida por nanocompuestos formados por la mezcla de la sílice con nano partículas de plata de tal forma que rompe la periodicidad del cristal fotónico compuesto por capas de SiO_2 y aire. Encontramos picos de resonancia en el espectro de transmisión que caracteriza a cada célula infiltrada, por ende, este mecanismo de detección permite que el cristal fotónico funcione como un biosensor. Mediante el método de la matriz de transferencia, para la polarización TE se observó un incremento de la sensibilidad al aumentar el ángulo incidente. Sin embargo, en la polarización TM no existieron aumentos significativos. Adicionalmente, se varía el espesor de la nano cavidad y el factor de relleno para obtener una mayor optimización. Los resultados revelan un incremento en la sensibilidad al aumentar el espesor de la nanocavidad, mientras que al aumentar el factor de relleno la sensibilidad decrece.

Palabras clave

Cristal fotónico, método de la matriz de transferencia, célula cancerígena, banda fotónica prohibida, biosensor.

Abstract

In geotechnical engineering, bored-pile wall stability is evaluated using deterministic design methods based on safety factors to establish a margin against failure. In recent years, reliability-based design methods have been adopted to include uncertainty in the assessment of bored-pile wall stability as well as in the calculation of the feasible embedment depth of the walls. In this study, an expanded reliability-based design approach, along with finite element analysis, was applied to conduct parametric analyses of bored-pile wall stability. In serviceability limit state design framework, the results indicate that cohesion and groundwater level are factors that significantly affect bored-pile wall stability. Moreover, high variability in the cohesion range causes great uncertainty to determine the embedment depth of bored-pile wall. The feasible embedment depth can reach 4 times the free height considering the maximum coefficient of variation (50 %) of the cohesion. In turn, when the groundwater level is located at the retained ground surface, the horizontal displacement of the upper end of the wall reaches 15.2 mm, i.e., 0.0038 times the free height of the wall, for which the soil mobilizes active earth pressures. It was also found that the resolution of probabilistic results is highly influenced by the number of iterations in Monte Carlo simulations.

Keywords

Photonic crystal, transfer matrix method, cancer cell, photonic bandgap, biosensor.

1. INTRODUCCIÓN

Los cristales fotónicos (CF) son estructuras periódicas compuestas por capas alternadas de distinto nanomaterial, que afectan la propagación de la luz, dando origen a características ópticas únicas como las bandas fotónicas prohibidas (BFP). La luz dentro del BFP en determinados rangos de longitudes onda no se le tiene permitido propagarse, debido a la interferencia destructiva en las interfaces de las capas [1]. Sin embargo, al insertar ciertos defectos, la periodicidad del CF se rompe, permitiendo el paso de esta radiación [2]-[3]. Los CF's pueden ser clasificados por la dimensionalidad de la periodicidad de la alternación del nanomaterial. Por tanto, podemos encontrarlos en una (1D), dos (2D) y tres (3D) dimensiones. Entre los materiales utilizados para construir estos cristales son los dieléctricos [4], semiconductores [5], superconductores [6], nanocompuestos [7], etc. Estas estructuras fueron estudiadas por primera vez en 1887 por Lord Rayleigh, quien descubrió que la propagación de la luz en medios estratificados unidimensionales puede ser totalmente reflejada dependiendo del ángulo de incidencia [8]. Luego, cien años más tarde en 1987, dos artículos por separado fueron publicados por Eli Yablonovitch y Sajeev John. Yablonovitch propuso que la BFP proporcionado por estructuras periódicas 3D podría suprimir la emisión espontánea [9], mientras que Sajeev propuso una super red dieléctrica desordenada para una fuerte localización de fotones [10].

Los cristales fotónicos unidimensionales (CF-1D), también conocidos como espejos de Bragg, han recibido considerable atención debido a su alta reflectividad, simplicidad en la fabricación en comparación con cristales fotónicos 2D y 3D, así como también a una gran cantidad de aplicaciones especialmente como reflectores [11],

swtiches [12], controladores de polarización [13], sensores [14]-[15] y entre otros [16].

Recientemente, Francis *et all.*, propusieron un CF-1D compuestos de capas alternadas de sílice fundida y agua marina, para la simultánea detección de salinidad y temperatura de determinadas muestras de agua. Ellos encontraron que, a medida que la temperatura aumentaba dejando la salinidad constante, el modo defectivo se corre a longitudes de ondas más cortas, y al mantener constante la temperatura aumentando la salinidad, el corrimiento se produce a longitudes de onda más largas [17].

El cáncer es actualmente una de las enfermedades con una alta tasa de mortalidad, debido a que la mayoría de los casos son diagnosticados en su etapa más avanzada (metástasis) [18]-[19]. Según la organización mundial de la salud, en el 2012 el número de casos reportados globalmente fue de 14 millones y se estima que alcance 21.6 millones para el 2030 [20]. Por tanto, existe la necesidad de concebir nuevos dispositivos que sean asequibles y permitan su detección temprana, como biosensor [21]-[22].

Normalmente las células cancerígenas se han caracterizado por tener un índice de refracción mayor que las células normales que oscilan en un rango de 1.35-1.37, la gran acumulación de proteína en el núcleo es lo que origina la división incontrolable de estas células que destruyen los tejidos del cuerpo [23]-[24]. Los CF's-1D, en virtud de sus propiedades ópticas, jugarían un papel decisivo como biosensor, ya que son bastantes sensibles a pequeños cambios de índice de refracción y su respuesta de detección es inmediata. Los analitos, cuando son infiltrados en forma de fluido en una nano cavidad defectiva dentro de la estructura periódica, proporcionan corrimientos únicos de longitudes de onda dentro del BFP, lo que permite caracterizar cada analito infiltrado con su respectiva sensibilidad.

Ramanujan et al. Propusieron un CF-1D para la detección de células cancerígenas, introduciendo una cavidad revestida de nanocompuestos con incidencia normal de la radiación. Ellos optimizaron el factor de relleno de las nanopartículas y el espesor de los nanocompuestos obteniendo una sensibilidad máxima de 43 nm/RIU [25].

En este trabajo optimizaremos la sensibilidad del dispositivo para la detección de cinco células cancerígenas diferentes, variando el ángulo de incidencia de la radiación y el espesor de la nano cavidad para la polarización TE y TM. El método de la matriz de transferencia (MMT) será implementado para el estudio de la propagación de esta radiación.

2. MODELO TEÓRICO

En la Fig.1 se muestra la estructura del cristal fotónico unidimensional compuesto por la alternación de los materiales SiO₂ (capa A) y aire (capa B) de espesores d_1 y d_2 , respectivamente, con periodicidad N en el eje x . La simetría de translación se rompe al introducir la nano cavidad en el cual las muestras de las células son infiltradas (capa D) revestido por el nano compuesto de Ag/SiO₂ (capa C) que se forma al mezclar las nanopartículas de plata con la sílice. El espesor para estos

últimos materiales es denotado por d_3 y d_4 , respectivamente.

Por medio del método de la matriz de transferencia [26] se estudiará la propagación de la luz con el ángulo incidente de la radiación θ para la localización de los modos de transmisión dentro del BFP con polarización TE y TM.

Se asume que los materiales del CF son isotrópicos y no magnetizados.

Para la polarización TE, la matriz para la j -ésima capa (=A, B, C y D) de espesores d_j (d_1 , d_2 , d_3 y d_4) está representada por (1):

$$M_j = D_j P_j D_j^{-1} \quad (1)$$

Donde P_j es la matriz de propagación y está dada en (2):

$$P_j = \begin{pmatrix} e^{-i\varphi_j} & 0 \\ 0 & e^{i\varphi_j} \end{pmatrix} \quad (2)$$

La fase φ_j se expresa como (3):

$$\varphi_j = \frac{2\pi d_j \sqrt{\varepsilon_j}}{\lambda} \cos(\theta_j) \quad (3)$$

En (3) ε_j es la constante dieléctrica, d_j el espesor y θ_j el ángulo de incidencia para la j -ésima capa (4).

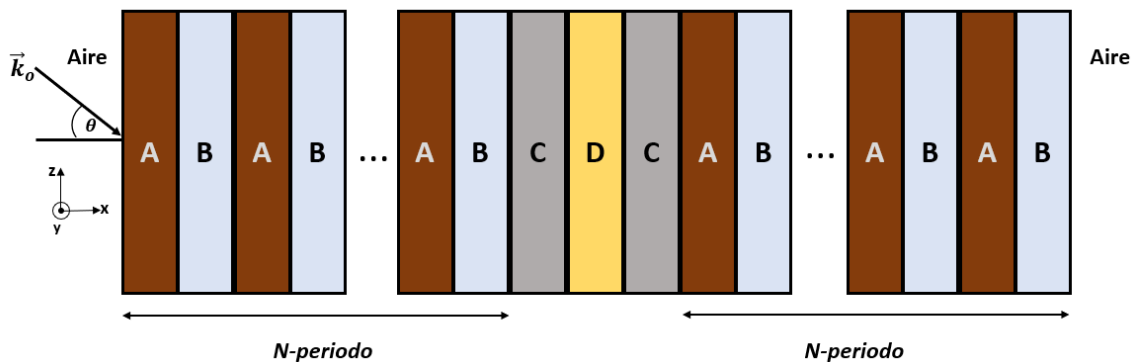


Fig. 1. Estructura del cristal fotónico 1D $(AB)^N (CDC)(AB)^N$

Fuente: elaboración propia.

D_j es la matriz dinámica y está dada por (4):

$$D_j^{TE} = \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ \sqrt{\varepsilon_j} \cos(\theta_j) & -\sqrt{\varepsilon_j} \cos(\theta_j) \end{pmatrix} \quad (4)$$

Por lo tanto, la matriz de transferencia total para la estructura (AB)^N(CDC)(AB)^N puede ser calculada como se muestra en (5).

Donde D_a es la matriz dinámica del aire que rodea al CF-1D defectivo,

La transmitancia es calculada con el elemento m_{11} de la matriz M como (6).

$$T = \left| \frac{1}{m_{11}} \right|^2 \quad (6)$$

De forma similar, para obtener la matriz para la j -ésima capa con polarización TM en (1), la matriz de propagación se mantiene intacta y el cambio se hace únicamente en la matriz dinámica que se encuentra dada en (7).

Por consiguiente, se calcula la matriz de transferencia total y la transmitancia utilizando (5) y (6).

La constante dieléctrica efectiva $\varepsilon_c(\omega)$ del nanocompuesto es determinada usando (8) de Maxwell-Garnett [27]-[28].

Donde ε_d es la constante dieléctrica de la sílice, $\varepsilon_m(\omega)$ es la constante dieléctrica del metal en este caso plata, f es el factor de relleno de las nanopartículas y ω la frecuencia angular.

Ahora despejando (8) se obtiene $\varepsilon_c(\omega)$ explícitamente como se muestra en (9).

La constante dieléctrica de las nanopartículas de metal $\varepsilon_m(\omega)$ en este caso plata está dada por el modelo de Drude (10).

Donde $\varepsilon_o = 5$ es la constante dieléctrica relativa para la plata, $\omega_p = 13.64 \times 10^{15}$ rad/s es la frecuencia del plasma de gases de electrones libres en un volumen infinito, y $\gamma = 3.03 \times 10^{13}$ rad/s es la constante de amortiguamiento.

Finalmente, la constante dieléctrica de sílice ε_d se obtiene por medio de la ecuación de Sellmeier [29] que relaciona el índice de refracción del material n con la longitud de onda λ está dada por (11). Teniendo en cuenta que $n^2 = \varepsilon$, (12).

Donde $B_1=0.6961663$, $B_2= 0.4079426$, $B_3=0.8974794$, $C_1=0.00467914826 \mu\text{m}^2$, $C_2= 0.0135120631 \mu\text{m}^2$, $C_3= 97.9340025 \mu\text{m}^2$ son los coeficientes de Sellmeier determinados experimentalmente.

$$M = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{pmatrix} = D_a^{-1} (M_A M_B)^N (M_C M_D M_C) (M_A M_B)^N D_a \quad (5)$$

$$D_j^{TM} = \begin{pmatrix} -\cos(\theta_j) & \cos(\theta_j) \\ \sqrt{\varepsilon_j} & \sqrt{\varepsilon_j} \end{pmatrix} \quad (7)$$

$$\frac{\varepsilon_c(\omega) - \varepsilon_d}{\varepsilon_c(\omega) + 2\varepsilon_d} = f \frac{\varepsilon_m(\omega) - \varepsilon_d}{\varepsilon_m(\omega) + 2\varepsilon_d} \quad (8)$$

$$\varepsilon_c(\omega) = \frac{2\varepsilon_d f (\varepsilon_m(\omega) - \varepsilon_d) + \varepsilon_d (\varepsilon_m(\omega) + 2\varepsilon_d)}{\varepsilon_m(\omega) + 2\varepsilon_d + f (\varepsilon_d - \varepsilon_m(\omega))} \quad (9)$$

$$\varepsilon_m(\omega) = \varepsilon_o - \frac{\omega_p^2}{\omega(\omega + i\gamma)} \quad (10)$$

$$n(\lambda)^2 = 1 + \frac{B_1\lambda^2}{\lambda^2 - C_1} + \frac{B_2\lambda^2}{\lambda^2 - C_2} + \frac{B_3\lambda^2}{\lambda^2 - C_3} \quad (11)$$

$$\varepsilon_d(\lambda) = 1 + \frac{B_1\lambda^2}{\lambda^2 - C_1} + \frac{B_2\lambda^2}{\lambda^2 - C_2} + \frac{B_3\lambda^2}{\lambda^2 - C_3} \quad (12)$$

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se considera que el medio de entrada y salida de la radiación es aire. Los espesores de las capas que componen el CF son: para la capa de sílice $d_1 = 268\text{nm}$, capa de aire $d_2 = 388\text{nm}$, capa del nano compuesto $d_3 = 90\text{nm}$ y el de la capa de la nano cavidad $d_4 = 90\text{nm}$. Los espesores de las capas se eligieron un cuarto de longitud de onda cumpliendo con la relación $n_H d_H = n_L d_L = \lambda_0/4$, donde λ_0 es la longitud de onda con el cual se quiera trabajar. La periodicidad de las capas es $N = 10$ con un factor de relleno de las nano partículas de plata de 0.1.

El mecanismo de detección se debe a la aparición de picos de resonancia dentro de la banda fotónica prohibida que caracteriza a cada tipo de célula infiltrada por medio de biopsia líquida [30]-[32] en la nano cavidad, cuyas constantes dieléctricas se muestran en la Tabla 1. La sensibilidad del biosensor se determina teniendo en cuenta los corrimientos de los picos de resonancias de las células cancerígenas con respecto a la de una célula normal $\Delta\lambda$, esto debido a los cambios de índice de refracción Δn y es calculada en términos de nm/RIU de la siguiente forma (13):

$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n} \quad (13)$$

En este trabajo se busca optimizar la sensibilidad del biosensor variando parámetros como el ángulo de incidencia,

espesor de la nano cavidad y el factor de relleno para la polarización TE y TM.

Es decir, obtener la mayor respuesta óptica o separación de los picos de resonancia a pequeños cambios de índice de refracción.

La Fig. 2, muestra el espectro de transmitancia con incidencia normal de la radiación, al infiltrar distintos tipos de células en la nano cavidad. Se logró observar corrimientos de los picos de resonancia de las células cancerígenas hacia longitudes de onda más largas respecto a la célula normal. Este corrimiento se produce debido al incremento de la constante dieléctrica.

En la Fig. 3, se muestra los efectos de incidencia oblicua de la radiación con polarización TE, consiguiendo corrimientos de los picos de resonancia hacia longitudes de ondas más largas, cuando se cambiaba de célula. Sin embargo, a medida que se incrementaba el ángulo de incidencia, los picos de resonancia se corrían a longitudes de ondas más cortas, con un decrecimiento en la transmitancia; esto se debe al aumento del camino geométrico que debe recorrer el haz de luz. Además, la separación entre los picos de resonancia de las células cancerígenas respecto a la célula normal se hacía mayor; esto se ve reflejado en la Tabla 2 con el cálculo de la sensibilidad. Para el caso de polarización TM, en la Fig. 4, de forma similar, se obtiene corrimientos a longitudes de onda más largas al cambiar la célula.

Dependencia de la sensibilidad en un cristal fotónico unidimensional con el ángulo incidente de la radiación para la detección de célula cancerígenas

No obstante, el biosensor es mucho más sensible en el sentido de que los picos de resonancia se corren a longitudes de onda mucho más cortas que para el caso de la polarización TE. Adicionalmente, al aumentar el ángulo de incidencia la

transmitancia aumenta y la separación de los picos de resonancia se mantiene casi constante. Esto se puede observar en la Tabla 3, cuando se calculó su sensibilidad en el cual solo existe un pequeño aumento a un ángulo de 50°.

Tabla 1. Constantes dieléctricas para una célula normal y distintas células cancerígenas Fuente: [25].

Tipo de célula	Constante dieléctrica
Célula Normal	1,8225
Jurkat	1,932100
HeLa	1,937660
PC12	1,946025
MDA-MB-231	1,957201
MCF-7	1,962801

Tabla 2. Sensibilidad del biosensor variando el ángulo incidente de la radiación para la polarización TE. Fuente: elaboración propia.

Células Cancerígenas	Sensibilidad (nm/RIU)			
	Ángulo 0°	Ángulo 25°	Ángulo 50°	Ángulo 75°
Jurkat	43,5	44	46	49,5
HeLa	43,57	44,04	46,95	49,52
PC12	43,55	44,22	46	49,55
MDA-MB-231	43,67	44,28	46,12	49,59
MCF-7	43,52	44,31	46,07	49,6

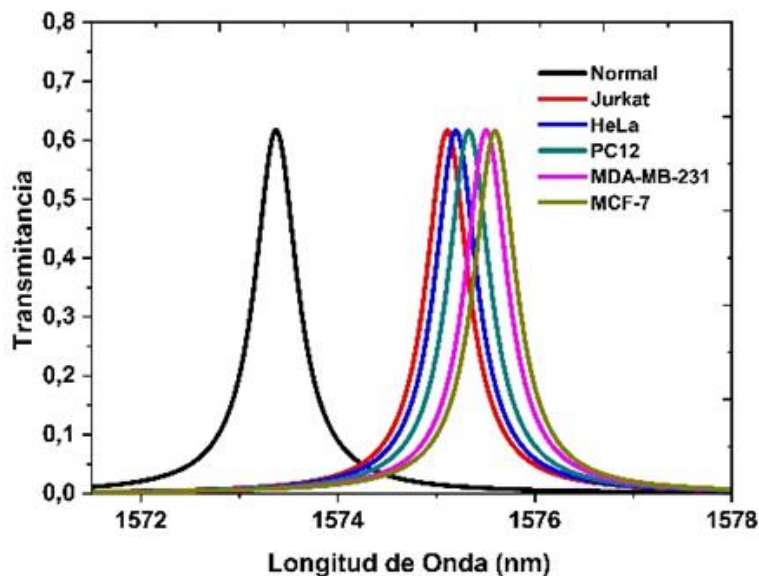


Fig. 2. Picos de resonancia en presencia de distintas células con incidencia normal $\theta = 0^\circ$ Fuente: elaboración propia.

Dependencia de la sensibilidad en un cristal fotónico unidimensional con el ángulo incidente de la radiación para la detección de célula cancerígenas

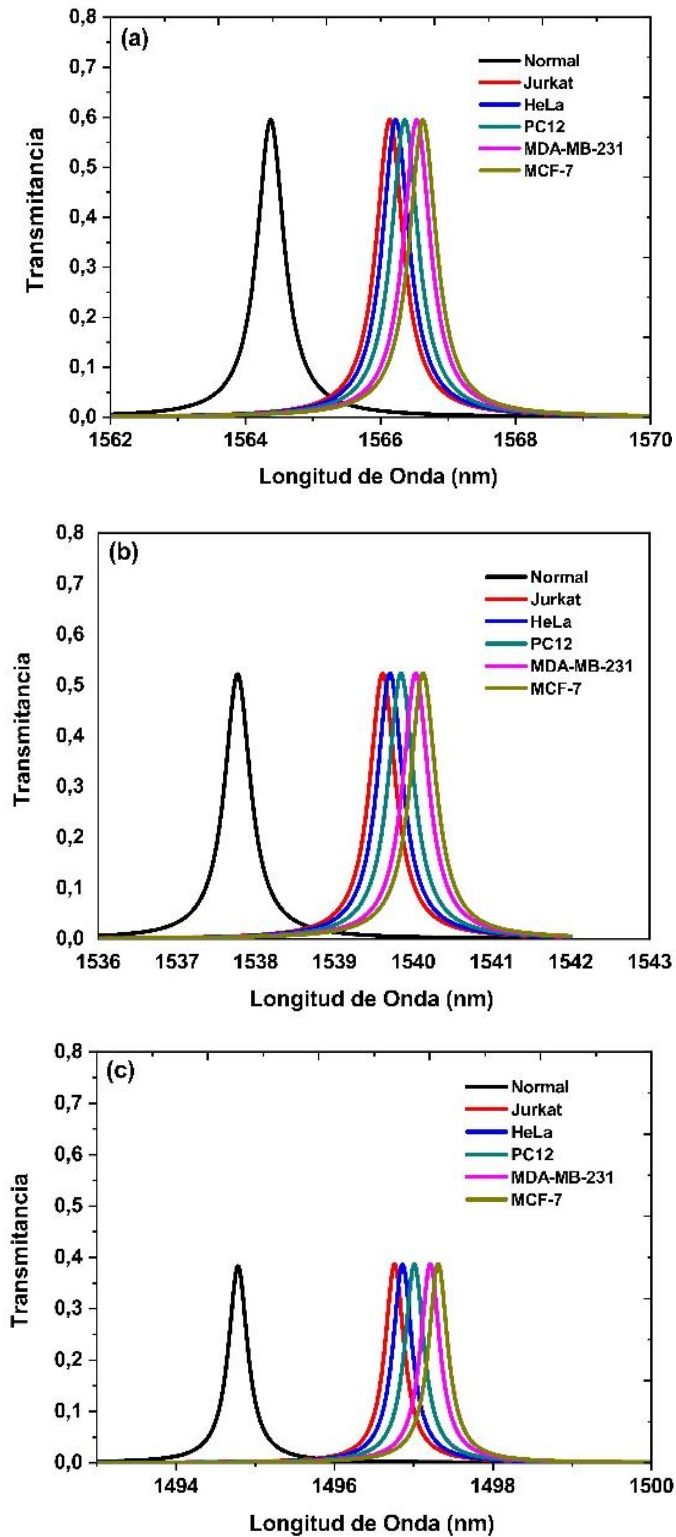


Fig. 3. Transmitancia en función de la longitud de onda en presencia de distintas células para polarización TE a), b), c) con ángulo de incidencia $\theta = 25^\circ, 50^\circ, 75^\circ$, respectivamente
Fuente: elaboración propia.

Dependencia de la sensibilidad en un cristal fotónico unidimensional con el ángulo incidente de la radiación para la detección de célula cancerígenas

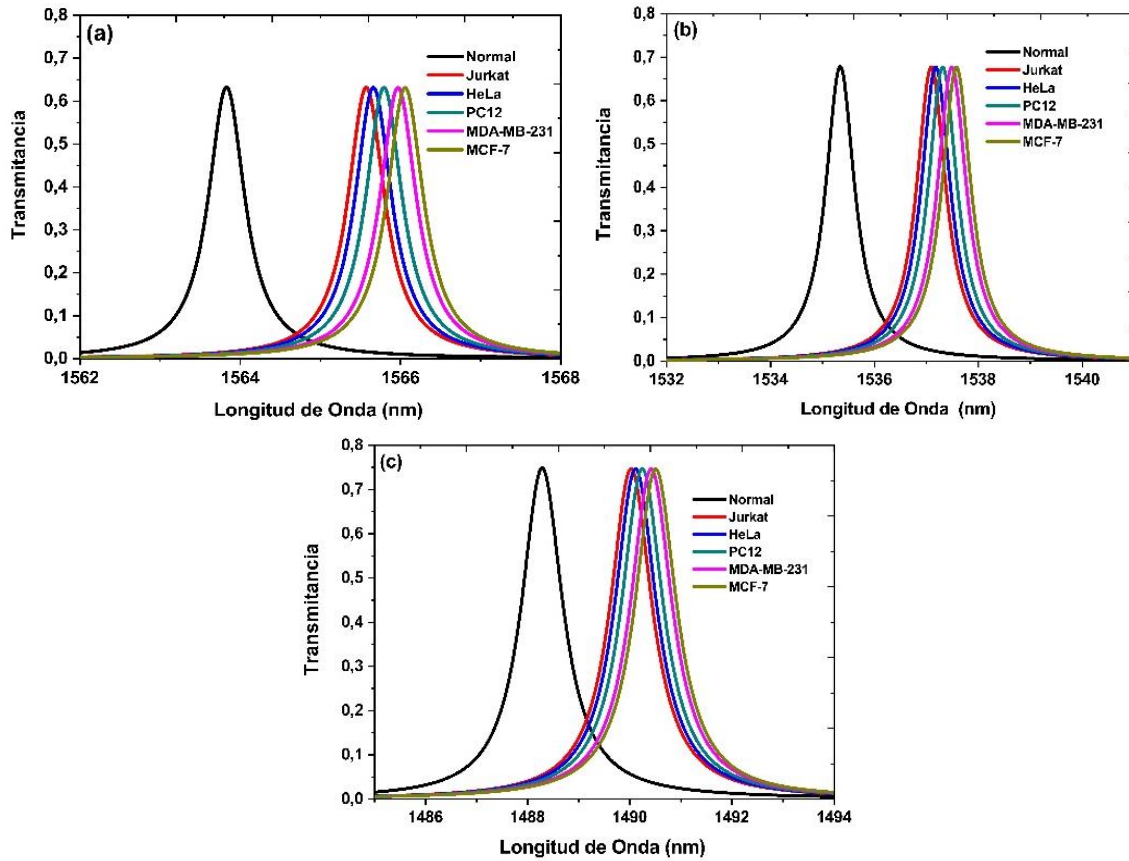


Fig. 4. Transmittancia en función de la longitud de onda en presencia de distintas células para polarización TM a), b), c) con ángulo de incidencia $\theta = 25^\circ, 50^\circ, 75^\circ$, respectivamente. Fuente: elaboración propia.

Tabla 3. Sensibilidad del biosensor variando el ángulo incidente de la radiación para la polarización TM Fuente: elaboración propia.

Células Cancerígenas	Sensibilidad (nm/RIU)			
	Ángulo 0°	Ángulo 25°	Ángulo 50°	Ángulo 75°
Jurkat	43,5	43,5	43,75	43,5
HeLa	43,57	43,57	43,81	43,57
PC12	43,55	43,55	43,77	43,55
MDA-MB-231	43,67	43,67	43,87	43,67
MCF-7	43,52	43,72	43,92	43,52

Ahora, se hace una optimización de la sensibilidad variando los espesores de la nano cavidad. Para ello se mantiene constante el ángulo de incidencia con el cual se obtuvo mayor sensibilidad, en este caso para polarización TE con ángulo de incidencia de 75° y para TM con ángulo de incidencia de 50° . La Fig. 5 muestra que para la polarización TE a medida que se incrementa el espesor de la nano cavidad los picos de resonancia se corren a longitudes de onda más largas para cada

tipo de célula. Además, la separación de los picos entre la célula normal y las células cancerígenas aumenta. Así, obteniendo una mayor sensibilidad como se evidencia en la Tabla 4. De igual forma, ocurre el mismo efecto para la polarización TM donde existe un corrimiento de los picos de resonancia a longitudes de onda largas como se observa en la Fig. 6 y un aumento en la sensibilidad que se muestra en la Tabla 5.

Dependencia de la sensibilidad en un cristal fotónico unidimensional con el ángulo incidente de la radiación para la detección de célula cancerígenas

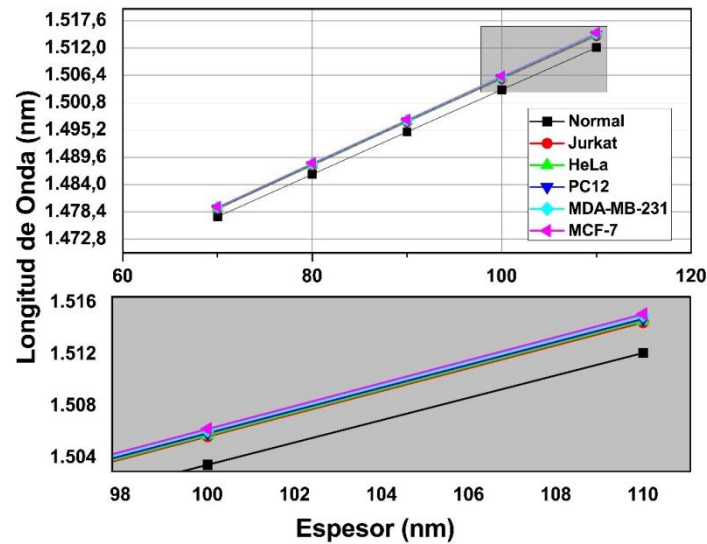


Fig. 5. Variación de los picos de resonancia en función del espesor de la nano cavidad TE con ángulo de incidencia 75°. Fuente: elaboración propia.

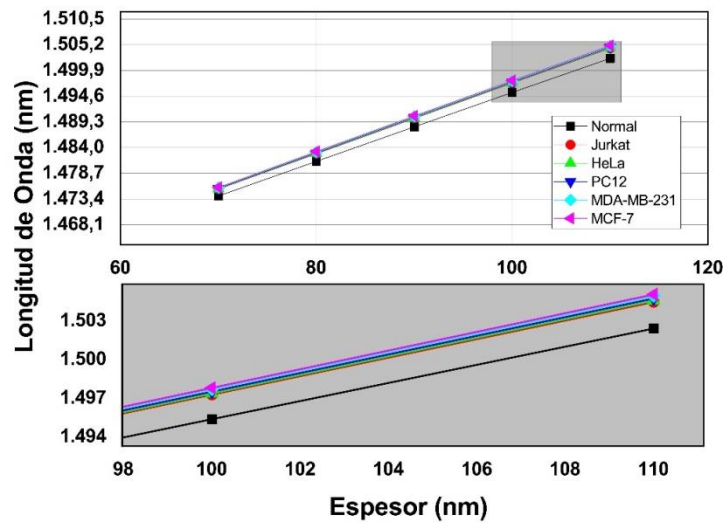


Fig. 6. Variación de los picos de resonancia en función del espesor de la nano cavidad TM con ángulo de incidencia 50°. Fuente: elaboración propia.

Tabla 4. Sensibilidad del biosensor variando el espesor de la nano cavidad para la polarización TE con ángulo de 75°. Fuente: elaboración propia.

Células Cancerígenas	Sensibilidad (nm/RIU) para distintos espesores				
	70 nm	80 nm	90 nm	100 nm	110 nm
Jurkat	39,5	44,5	49,5	54,25	59
HeLa	39,52	44,52	49,52	54,28	59,04
PC12	39,55	44,66	49,55	54,22	58,88
MDA-MB-231	40,61	44,69	49,59	54,28	59,97
MCF-7	39,6	44,71	49,61	54,31	59,01

Tabla 5. Sensibilidad del biosensor variando el espesor de la nano cavidad para la polarización TM con ángulo de 50°. Fuente: elaboración propia.

Células Cancerígenas	Sensibilidad (nm/RIU) para distintos espesores				
	70 nm	80 nm	90 nm	100 nm	110 nm
Jurkat	34,5	39,25	43,75	48	52,25
HeLa	34,76	39,28	43,81	48,09	52,38
PC12	34,88	39,33	43,77	48,22	52,22
MDA-MB-231	34,89	39,38	43,87	48,16	52,24
MCF-7	34,9	39,41	43,92	48,23	50,19

Finalmente, se varía el factor de relleno de las nanopartículas de plata, manteniendo constante el espesor de la nano cavidad $d_4=90\text{nm}$, y los ángulos de incidencia para polarización TE 75° y para la polarización TM 50°. Como se puede observar tanto en la Fig. 7 (a) para polarización TE como en la Fig. 7 (b) polarización TM para una célula normal, al aumentar el factor de

relleno de las nanopartículas de plata, los picos de resonancia dentro del espectro de transmisión se acortan y hay corrimientos a longitudes de onda más largas. En el caso de infiltrar una célula cancerígena Jurkat ocurre el mismo fenómeno, como se muestra en la Fig. 8. El mismo efecto ocurre si se realiza la simulación para las células HeLa, PC-12, MDA-MB-231 y MCF-7.

La Tabla 6 muestra los valores de la sensibilidad para la polarización TE con ángulo de incidencia de 75° para la célula normal y las células cancerígenas. Se pudo notar que existe una reducción de la sensibilidad al incrementar el factor de relleno de las nanopartículas de plata.

De forma similar, la Tabla 7 muestra el mismo comportamiento para la polarización TM con ángulo de incidencia de 50°. En ambas, la mayor sensibilidad se consigue a un factor de relleno $f = 0$. Es decir, cuando la sílice se encuentra en su forma pura. Sin embargo, los analitos preservan sus características, debido a la mezcla de las nanopartículas de plata con la sílice. Por consiguiente, la mayor sensibilidad del biosensor se consigue a un factor de relleno de $f = 0,1$.

Los corrimientos de los picos de resonancia ocurren debido al cumplimiento de la siguiente relación para ondas estacionarias (14) [33]:

$$\delta = K\lambda = n \Delta d \quad (14)$$

Donde δ es la diferencia de camino óptico, K es un entero, λ es la longitud de onda de la radiación incidente, n el índice de refracción de cada célula y Δd es la diferencia de camino geométrico (espesor de la nanocavidad). Por tanto, al incrementar n debido al cambio de célula y manteniendo constante Δd y K , debe existir un incremento de λ .

Tabla 6. Sensibilidad del biosensor variando el factor de relleno para la polarización TE con ángulo de 75°. Fuente: elaboración propia.

Células Cancerígenas	Sensibilidad (nm/RIU) para distintos factores de relleno f				
	0	0,1	0,2	0,3	0,4
Jurkat	62	49,15	37,25	26	16,5
HeLa	61,90	49,52	37,14	25,95	16,66
PC12	62	49,55	37,11	26	16,66
MDA-MB-231	62,04	49,59	37,14	25,91	16,53
MCF-7	61,15	49,60	37,25	26,07	16,66

Dependencia de la sensibilidad en un cristal fotónico unidimensional con el ángulo incidente de la radiación para la detección de célula cancerígenas

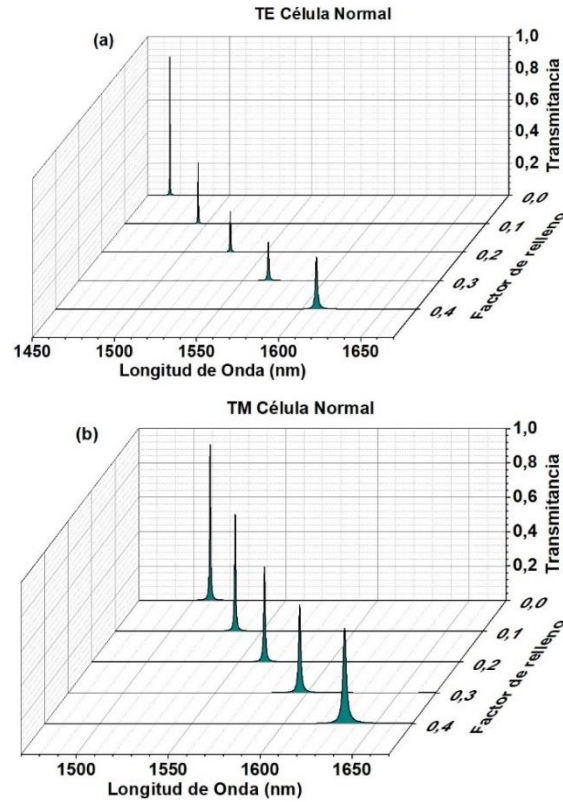


Fig. 7. Picos de resonancia en función del factor de relleno para la célula normal con polarización a) TE con ángulo $\theta = 75^\circ$ y b) polarización TM con ángulo $\theta = 50^\circ$. Fuente: elaboración propia.

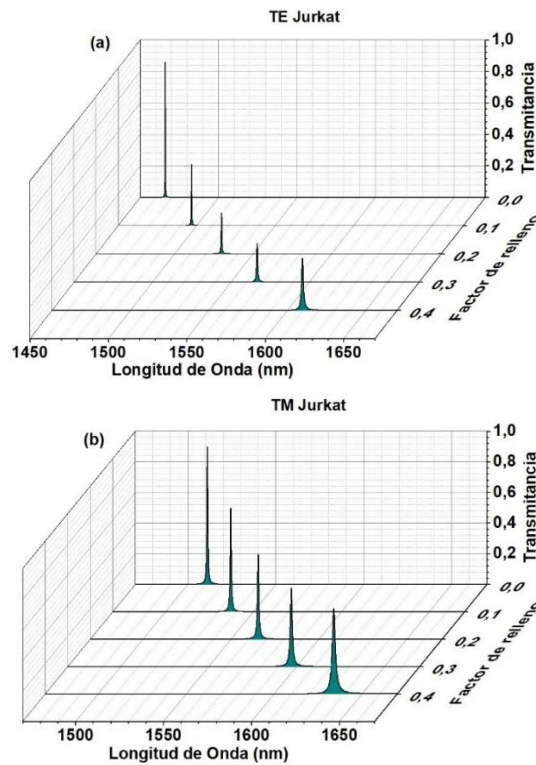


Fig. 8. Picos de resonancia en función del factor de relleno para una célula cancerígena Jurkat con polarización a) TE con ángulo $\theta = 75^\circ$ y b) polarización TM con ángulo $\theta = 50^\circ$. Fuente: elaboración propia.

Tabla 7. Sensibilidad del biosensor variando el factor de relleno para la polarización TM con ángulo de 50°
Fuente: elaboración propia.

Células Cancerígenas	Sensibilidad (nm/RIU) para distintos factores de relleno f				
	0	0,1	0,2	0,3	0,4
Jurkat	52,25	43,75	34,75	26,5	19
HeLa	52,38	43,81	34,76	26,43	19,04
PC12	52,44	43,77	34,88	26,44	19,1
MDA-MB-231	52,45	43,87	34,89	26,53	18,97
MCF-7	52,35	43,92	34,90	26,47	19,01

4. CONCLUSIONES

Mediante el método de la matriz de transferencia se calculó el espectro de transmisión en un cristal fotónico unidimensional con la presencia de las células cancerígenas Jurkat, HeLa, PC-12, MDA-MB-231 y MCF-7. Se logró obtener la aparición de picos de resonancia que caracteriza a cada una de estas células, en el cual se corrían a longitudes de onda más largas cuando la constante dieléctrica de las células aumentaba. Se observó que para la polarización TE, al aumentar el ángulo de incidencia de la radiación, se obtuvo corrimientos de longitudes de ondas más cortas acompañado con el decrecimiento de la transmitancia y un aumento en la sensibilidad. Por otro lado, para la polarización TM se obtuvo corrimientos de longitudes de onda más cortas que en la polarización TE con un incremento en la transmitancia. Sin embargo, la sensibilidad se mantiene constante, excepto para el ángulo de 50° que tiene un pequeño aumento.

Finalmente, para una mayor optimización de la sensibilidad se variaron parámetros como: el espesor de la nano cavidad y factor de relleno de las nanopartículas de plata. Al aumentar el espesor de la nano cavidad encontramos corrimientos de los picos de resonancia a longitudes de más largas con un incremento en la sensibilidad, mientras que al aumentar el factor de relleno también se apreciaba corrimientos de los picos de resonancia a longitudes de onda más largas. Sin embargo, la sensibilidad

decrecía. De esta forma, se logró obtener las condiciones necesarias para que la separación entre los picos de resonancia que caracterizan a cada célula cancerígena sea más distante respecto a la de una célula normal, de tal forma que permita una detección mucho más clara.

5. AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Surcolombiana por su apoyo financiero del presente proyecto de investigación en modalidad de Trabajo de grado.


6. REFERENCIAS


- [1] J. D. Joannopoulos, P. R. Villeneuve, and S. Fan, "Photonic crystals: putting a new twist on light", *Nature*, vol. 386, pp.143-149, Mar. 1997. <https://doi.org/10.1038/386143a0>
- [2] J. D. Joannopoulos, S. G Johnson, J. N. Winn, R. D Meade, "Photonic Crystals: Molding the Flow of Light", 1th ed. Princeton: Princeton University Press, 2008. <https://doi.org/10.2307/j.ctvcvm4gz9>
- [3] S. Noda y T. Baba, "Roadmap on Photonic Crystals", Springer, Boston, MA, 2003. <https://doi.org/10.1007/978-1-4757-3716-5>
- [4] F. Segovia-Chaves y H. Vinck-Posada, "Dependence of the transmittance spectrum on temperature and thickness of superconducting defects coupled in dielectric one-dimensional photonic crystals", *Optik*, vol. 170, pp. 384-390, Oct. 2018. <https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2018.05.109>
- [5] F. Segovia-Chaves y H. Vinck-Posada, "Effects of hydrostatic pressure, temperature and angle of incidence on the transmittance spectrum of TE mode in a 1D semiconductor photonic crystal", *Optik*, vol.

- 161, pp. 64-69, May. 2018.
<https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2018.01.087>
- [6] F. Segovia-Chaves y H. Vinck-Posada, "Tuning of transmittance spectrum in a one-dimensional superconductor-semiconductor photonic crystal", *Physica B: Condensed Matter*, vol. 543, pp. 7-13, Aug. 2018.
<https://doi.org/10.1016/j.physb.2018.05.005>
- [7] H. J. El-Khozondar, P. Mahalakshmi, R. J. El-Khozondar, N. R. Ramanujam, I. S. Amiri, and P. Yupapin, "Design of one dimensional refractive index sensor using ternary photonic crystal waveguide for plasma blood samples applications," *Physica E: Low-dimensional Systems and Nanostructures*, vol. 111, pp. 29–36, Jul. 2019.
<https://doi.org/10.1016/j.physe.2019.02.030>
- [8] L. Rayleigh. "XVII On the maintenance of vibrations by forces of double frequency, and on the propagation of waves through a medium endowed with a periodic structure", *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, vol. 24, no. 147, pp. 145-159, Aug. 1887
<https://doi.org/10.1080/14786448708628074>
- [9] E. Yablonovitch, "Inhibited spontaneous emission in solid-state physics and electronics", *Physical review letters*, vol. 58, no. 20, pp. 2059-2062, May. 1987.
<https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.58.2059>
- [10] S. John, "Strong localization of photons in certain disordered dielectric superlattices". *Physical review letters*, vol. 58, no. 23, pp. 2486-2489, Jun. 1987.
<https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.58.2486>
- [11] S. K. Awasthi, U. Malaviya, y S. P. Ojha, "Enhancement of omnidirectional total-reflection wavelength range by using one-dimensional ternary photonic bandgap material", *Journal of the Optical Society of America B*, vol. 23, no. 12, pp. 2566-2571, Nov. 2006.
<https://doi.org/10.1364/JOSAB.23.002566>
- [12] V. Y. Zyryanov, V. A. Gunyakov, S. A. Myslivets, V. G. Arkhipkin y V. F. Shabanov, "Electrooptical switching in a one-dimensional photonic crystal", *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, vol. 488, no. 1, pp. 118-126, Sept. 2008.
<https://doi.org/10.1080/15421400802240359>
- [13] J. S. Patel and K. Rastani, "Electrically controlled polarization-independent liquid-crystal Fresnel lens arrays", *Optics letters*, vol. 16, no. 7, pp. 532-534, Apr. 1991.
<https://doi.org/10.1364/OL.16.000532>
- [14] El-Ghany, "Temperature Sensors Based on One Dimensional Photonic Crystals with Different Double Defects", *Journal of Nanoelectronics and Optoelectronics*, vol. 13, no. 2, pp. 221-228., Feb. 2018.
<https://doi.org/10.1166/ino.2018.2199>
- [15] J. Peng, D. Lyu, Y. Qu, W. Wang, T. Sun and M. Yang, "Thin films based one-dimensional photonic crystal for refractive index sensing", *Optik*, vol. 158, pp. 1512-1518, Apr. 2018.
<https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2018.01.047>
- [16] Q. Gong y X. Hu, *Photonic crystals: principles and applications*, Boca Raton, EE. UU: Taylor & Francis Group, 2014.
<https://doi.org/10.1201/b15654>
- [17] F. Segovia-Chaves, H. Vinck-Posada, V. Dhasarathan y M. S. Mani Rajan, "Transmittance spectrum in a 1D photonic crystal composed fused silica and sea water". *Optik*, vol. 185, pp. 930-935, May 2019.
<https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2019.03.110>
- [18] C. A. M La Porta y S. Zapperi, *The physics of cancer*, Cambridge, United Kingdom: Cambridge University Press, 2017.
<https://doi.org/10.1017/9781316271759>
- [19] D. Wirtz, K. Konstantopoulos y P. C. Searson, "The physics of cancer: the role of physical interactions and mechanical forces in metastasis", *Nature Reviews Cancer*, vol. 11, no. 7, pp. 512-522, Jun. 2011.
<https://doi.org/10.1038/nrc3080>
- [20] T. Meyer, M. Schmitt, O. Guntinas-Lichius and J. Popp, "Toward an All-Optical Biopsy". *Optics and Photonics News*, vol. 30, no. 4, pp. 26-33, Apr. 2019.
<https://doi.org/10.1364/OPN.30.4.000026>
- [21] B. Bohunicky y S. Mousa, "Biosensors: the new wave in cancer diagnosis", *Nanotechnology, science and applications*, vol. 4, pp. 1-10, Dec. 2011.
<https://doi.org/10.2147/NSA.S13465>
- [22] H. Inan, *et. al* "Photonic crystals: emerging biosensors and their promise for point-of-care applications", *Chemical Society Reviews*, vol. 46, no 2, pp. 366-388, Nov. 2017.
<https://doi.org/10.1039/c6cs00206d>
- [23] X. J. Liang, A.Q. Liu, C. S. Lim, T. C. Ayi, P. H. Yap "Determining refractive index of single living cell using an integrated microchip", *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 133, no. 2, pp. 349-354 Feb. 2007.
<https://doi.org/10.1016/j.sna.2006.06.045>
- [24] S. Suresh, "Biomechanics and biophysics of cancer cells". *Acta Materialia*, vol. 55, no. 12, pp. 3989-4014, Jul. 2007.
<https://doi.org/10.1016/j.actamat.2007.04.022>
- [25] N.R. Ramanujam, *et al.*, "Enhanced sensitivity of cancer cell using one dimensional nano composite material coated photonic crystal". *Microsystem Technologies*, vol. 25, no. 1, pp. 189-196, May. 2018.
<https://doi.org/10.1007/s00542-018-3947-6>
- [194] TecnoLógicas, ISSN-p 0123-7799 / ISSN-e 2256-5337, Vol. 23, No. 48, mayo-agosto de 2020, pp. 181-195

- [26] P. Yeh, *Optical waves in layered media*. New York, EE.UU: Wiley-interscience, 2005.
- [27] S. Kinoshita, *Bionanophotonics: an introductory textbook*. Boca Raton, EE.UU: Taylor & Francis Group, 2016. <https://doi.org/10.1201/b15260>
- [28] N. R. Ramanujam, y K. J. Wilson. "Optical properties of silver nanocomposites and photonic band gap-Pressure dependence", *Optics Communications*, vol. 368, pp. 174-179, Jun. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2016.02.018>
- [29] I.H. Malitsom, "Interspecimen comparison of the refractive index of fused silica", *Journal of the Optical Society of America*, vol. 55, no. 10, pp. 1205-1209, Oct. 1965. <https://doi.org/10.1364/josa.55.001205>
- [30] I. A. Cree, "Liquid biopsy for cancer patients: Principles and practice," *Pathogenesis*, vol. 2, no. 1-2, pp. 1-4, Jun. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.pathog.2015.05.001>
- [31] R. Palmirotta, *et all.*, "Liquid biopsy of cancer: a multimodal diagnostic tool in clinical oncology," *Therapeutic Advances in Medical Oncology*, vol. 10, p. 175883591879463, Aug. 2018. <https://doi.org/10.1177/1758835918794630>
- [32] N. Ayyanar, G. Thavasi Raja, M. Sharma, and D. Sriram Kumar, "Photonic Crystal Fiber-Based Refractive Index Sensor for Early Detection of Cancer," *IEEE Sensors Journal*, vol. 18, no. 17, pp. 7093-7099, Jul. 2018. <https://doi.org/10.1109/jsen.2018.2854375>
- [33] Z. Chunxiang, C. Caixiu Luo, L. Hao, y X. Yingmao, "The research on magnetic tunable characteristics of photonic crystal defect localized modes with a defect layer of nanoparticle magnetic fluids," *Chinese Optics Letters*, vol. 12, no. s1, pp. S11602-311604, 2014. <https://doi.org/10.3788/col201412.s11602>

7. CONTRIBUCIÓN DE LOS AUTORES

¹ Se encargó de la conceptualización, metodología, cálculos numéricos, análisis de la investigación y escritura del manuscrito.

² Se encargó de la conceptualización, recursos de la investigación, supervisión y validación de los resultados, y de la revisión final del manuscrito.