

Análisis de propagación modal en guías de onda para el diseño de biosensores fotónicos de onda evanescente

Modal propagation analysis in waveguides for the design of evanescent wave photonic biosensors

MSc. Jesús Álvarez Guerrero¹, Ing. Jhon Jairo Vejar Caballero²,
PhD. Byron Medina Delgado², PhD. Jhonattan Córdoba Ramírez³,
PhD. Ferney Orlando Amaya Fernández⁴

¹ Universidad Libre, Facultad de Ingeniería, Grupo de Investigación en Competitividad y Sostenibilidad para el Desarrollo, Cúcuta, Norte de Santander, Colombia.

² Universidad Francisco de Paula Santander, Facultad de Ingeniería, Grupo de Investigación en Tecnología, Innovación y Sociedad, Cúcuta, Norte de Santander, Colombia.

³ Universidade Federal de Minas Gerais, Escuela de Ingeniería, Grupo de Investigación en Propagación de Luz y Fotónica, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

⁴ Universidad Pontificia Bolivariana, Escuela de Ingeniería, Grupo de Investigación y Desarrollo de Aplicaciones en Tecnología: de la Información y Comunicación, Medellín, Antioquia, Colombia.

Correspondencia: jesus.alvarezg@unilibre.edu.co

Recibido: 03 marzo 2025. Aceptado: 23 julio 2025. Publicado: 08 agosto 2025.

Cómo citar: J. Álvarez Guerrero, J. J. Vejar Caballero, B. Medina Delgado, J. Córdoba Ramírez, y F. O. Amaya Fernández, «Análisis de propagación modal en guías de onda para el diseño de biosensores fotónicos de onda evanescente», RCTA, vol. 2, n.º 46, pp. 181–189, ago. 2025.

Recuperado de <https://ojs.unipamplona.edu.co/index.php/rcta/article/view/4122>

Esta obra está bajo una licencia internacional
Creative Commons Atribución-NoComercial 4.0.



Resumen: En este artículo se presenta un análisis de propagación modal en guías de onda tipo *Strip* y *Rib* con núcleo de Silicio y SU-8, orientado al diseño de biosensores fotónicos de onda evanescente. El objetivo fue determinar las configuraciones estructurales que optimicen la sensibilidad de estos dispositivos, considerando las condiciones de operación mono y bimodal. El estudio se llevó a cabo mediante simulaciones numéricas utilizando el método de elementos finitos en el software COMSOL Multiphysics. Se analizaron distintas combinaciones de materiales, alturas del núcleo de 220 y 600 nm y longitudes de onda de 633 y 1550 nm, con el fin de observar el comportamiento de los modos de propagación TE y TM y la variación del índice de refracción efectivo respecto al ancho de la guía mediante las curvas de dispersión. Como principal resultado, se generó una tabla de diseño que resume los rangos óptimos de ancho del núcleo para cada configuración, lo que constituye una herramienta práctica para el desarrollo de biosensores altamente sensibles y fabricables. Además, la metodología presentada puede aplicarse al diseño de circuitos integrados fotónicos en diversas áreas, como telecomunicaciones y computación óptica.

Palabras clave: biosensores fotónicos, fotónica integrada, guías de onda fotónicas.

Abstract: This paper presents a modal propagation analysis of Strip and Rib waveguides with silicon and SU-8 cores, aimed at designing evanescent wave photonic biosensors. The objective was to determine structural configurations that optimize device sensitivity, focusing on single-mode and bimodal operating conditions. The study was conducted through numerical simulations using the Finite Element Method in COMSOL

Multiphysics. Various combinations of materials, core heights of 220 and 600 nm, and operating wavelengths of 633 and 1550 nm were analyzed to evaluate the behavior of TE and TM propagation modes and the variation of the effective refractive index with respect to the waveguide width. The main outcome is a design table summarizing the optimal core width ranges for each configuration, serving as a practical tool for developing highly sensitive and manufacturable biosensors. Additionally, the presented methodology can be applied to the design of integrated photonic circuits in diverse fields such as telecommunications and optical computing.

Keywords: photonic biosensors, integrated photonics, photonic waveguides.

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente, la humanidad se encuentra inmersa en la cuarta revolución industrial, una etapa marcada por la convergencia de tecnologías emergentes como la inteligencia artificial, el internet de las cosas, la ciencia de datos, la computación en la nube y las redes de comunicaciones de alta capacidad. Estas tecnologías están transformando de manera acelerada todos los sectores productivos, haciendo posible el tránsito desde entornos tradicionales hacia ecosistemas interconectados y optimizados, como lo son las ciudades inteligentes [1]. Este escenario tecnológico requiere avances significativos en tres ejes fundamentales: la recolección de datos, el transporte de información y el procesamiento eficiente de grandes volúmenes de datos.

En este contexto, la fotónica integrada ha emergido como una plataforma tecnológica clave, capaz de responder a las exigencias de estas nuevas aplicaciones, gracias a características como anchos de banda en el orden de terahercios (THz), tasas de transmisión de petabits por segundo (Pb/s) y procesamiento ultrarrápido mediante computación fotónica [2], [3]. Particularmente, los biosensores fotónicos de onda evanescente se han consolidado como una de las aplicaciones más prometedoras dentro de esta disciplina, al ofrecer soluciones altamente sensibles, miniaturizables, multiplexables y con detección en tiempo real, lo cual los convierte en herramientas esenciales para sectores como la salud, la seguridad alimentaria y el monitoreo ambiental [4].

Entre las estructuras fotónicas comúnmente implementadas en biosensores se encuentran los interferómetros [5], [6], [7], [8], los anillos resonantes [9], [10], los cristales fotónicos [11], [12], [13] y los dispositivos basados en plasmones de superficie [14], [15], [16].

Estas estructuras, son fabricadas en mayor medida sobre tecnologías basadas en Silicio y han alcanzado límites de detección del orden de 10^{-7} a 10^{-9} unidades de índice de refracción, permitiendo la detección de concentraciones extremadamente bajas, incluso hasta el nivel de picogramos por mililitro (pg/mL) [17].

No obstante, en los últimos años ha cobrado interés el uso de materiales poliméricos como el SU-8 para el diseño de biosensores, debido a sus ventajas en términos de bajo costo, facilidad de fabricación y posibilidad de ser utilizados en dispositivos desechables. Estos materiales presentan desafíos importantes, como un bajo contraste de índice de refracción entre el núcleo y el revestimiento, lo cual limita la sensibilidad del sensor. Por ello, el reto en el diseño de biosensores poliméricos consiste en optimizar las dimensiones y la configuración modal de las guías de onda, de manera que se maximice la interacción entre el campo evanescente y el analito [18].

Con base en lo anterior, el primer paso para la implementación de cualquier dispositivo integrado fotónico es el diseño de las guías de onda, ya que determina las condiciones de propagación de la luz y, por ende, la sensibilidad, selectividad y desempeño del dispositivo final. Existen diversos tipos de guías de onda planas, como las estructuras tipo *Rib*, *Strip*, canal, ranurada y difusa, cada una con características ópticas particulares que dependen tanto de su geometría como del contraste de índice de refracción entre el núcleo y el revestimiento. La elección de la estructura adecuada está condicionada por la aplicación específica a desarrollar, así como por las capacidades tecnológicas de fabricación disponibles. En este artículo se abordan las guías de onda tipo *Rib* y *Strip*, debido a su simplicidad estructural, alta eficiencia en confinamiento del campo óptico y viabilidad de fabricación en plataformas de Silicio y

polímeros como el SU-8, especialmente en aplicaciones de biosensado.

Con el fin de determinar las dimensiones más adecuadas para estas guías de onda, se realiza un análisis de propagación modal utilizando el método de elementos finitos (FEM) mediante simulaciones numéricas en el software COMSOL Multiphysics. La metodología incluye la definición de parámetros globales, geometrías y materiales, así como la configuración de mallado y los estudios físicos, con el objetivo de observar la distribución de energía y los modos de propagación (TE y TM) en distintas configuraciones. Se analizan alturas del núcleo de 220 y 600 nm y longitudes de onda de operación de 633 y 1550 nm, que corresponden respectivamente a fuentes de luz en el espectro visible de bajo costo y a la banda de telecomunicaciones, y que son coherentes con las capacidades tecnológicas del laboratorio colaborador OptMALab de la Universidad Federal de Minas Gerais, en Brasil.

Como resultado principal de este trabajo se construye una tabla de diseño que resume los rangos de ancho del núcleo para los cuales las guías de onda tipo *Rib* y *Strip* operan en régimen monomodo y bimodal, considerando los diferentes materiales, alturas y longitudes de onda. Esta tabla representa una herramienta de alto valor para el diseño de biosensores fotónicos, ya que permite seleccionar las dimensiones óptimas que maximicen la sensibilidad del dispositivo, eviten modos no deseados y faciliten su fabricación. El análisis presentado sienta las bases para etapas posteriores del diseño de biosensores poliméricos avanzados, incluyendo la integración con materiales funcionales como el grafeno para mejorar el desempeño en aplicaciones de detección biomolecular de alta precisión.

2. MARCO TEÓRICO

En esta sección se presentan los conceptos teóricos fundamentales para comprender el funcionamiento de los biosensores fotónicos de campo evanescente, haciendo énfasis en su estructura física y la descripción del fenómeno óptico que permite la detección de un analito a partir de variaciones en alguno de los parámetros de propagación de la luz dentro de la guía de onda.

2.1. Guías de Onda Fotónicas

Los biosensores fotónicos son una de las aplicaciones más importantes de la fotónica integrada, donde se busca fabricar dispositivos

miniaturizados de orden nanométrico dentro de un chip en los que se busca manipular ondas de luz para detectar un analito en una muestra química.

En la fotónica integrada se puede fabricar una amplia variedad de componentes fotónicos como interferómetros, anillos resonantes, cristales fotónicos, entre otros; que se utilizan como transductores en el diseño de biosensores, en los que es clave el diseño de las guías de onda para lograr la mayor sensibilidad posible.

Las guías de onda ópticas son estructuras dieléctricas con cavidades o tubos circulares, rectangulares o elípticos de dimensiones nanométricas que permiten el guiado de ondas de luz, normalmente en el infrarrojo o el espectro visible. En la fotónica integrada se utilizan una amplia variedad de guías de onda rectangulares, sin embargo, este trabajo se centra en el análisis de propagación en guías de onda tipo *Strip* y *Rib* como las que se muestran en la Fig. 1.

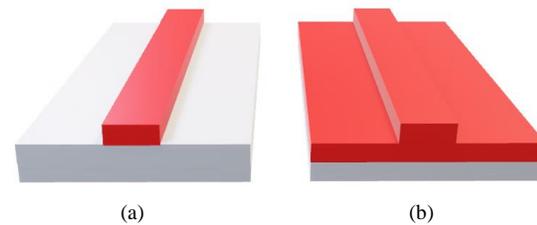


Fig. 1. Guías de Onda Fotónicas: (a) *Strip* (b) *Rib*
Fuente: elaboración propia

2.2. Propagación Modal

La propagación de la luz a través de las guías de onda planares, así como en la misma fibra óptica, se basa en el principio de reflexión total interna, en el que se debe cumplir que el índice de refracción del núcleo sea mayor que el índice de refracción del recubrimiento y que el ángulo de incidencia en la interfaz núcleo-recubrimiento sea mayor que el ángulo crítico para que la luz se mantenga confinada en la guía de onda.

De acuerdo con lo anterior, un rayo de luz con un ángulo aleatorio no se podrá propagar. La luz debe incidir con ciertos ángulos determinados para que se pueda propagar. Por lo tanto, el ángulo de propagación dentro de las guías de onda está discretizado y cada uno de los valores permitidos excitan los llamados Modos de Propagación.

En la Fig. 2 se muestra gráficamente como se forman los modos de propagación, particularmente el modo fundamental ($m = 0$) y el modo de primer

orden ($m = 1$). Las líneas sólidas y punteadas representan las trayectorias de los frentes de fase positivo y negativo respectivamente, en la Fig. 2 se muestra cómo se forman máximos de energía en la parte central de la guía de onda y mínimos en los extremos debido a la interferencia constructiva y destructiva de las ondas. De manera similar ocurre con el modo de primer orden, donde se forman máximos en el primer y tercer cuarto de la guía de onda, mientras que se forman mínimos en el centro y los extremos de esta, dando lugar a la formación de dos lóbulos de energía como se ilustra en la Fig. 2b [19].

Adicionalmente, los modos de propagación están relacionados con las componentes de polarización de las ondas electromagnéticas, de modo que estos pueden ser transversales eléctricos (TE) o transversales magnéticos (TM) que se caracterizan principalmente por tener nula la componente de campo eléctrico o campo magnético respectivamente en la dirección de propagación.

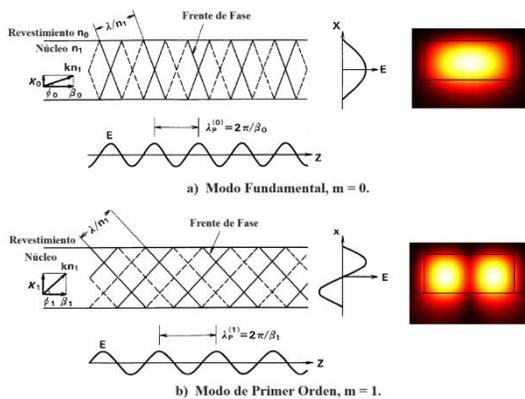


Fig. 2. Formación de los Modos de Propagación.
 (a) Modo Fundamental (b) Modo de Primer Orden
 Fuente: adaptado de [19]

2.3. Biosensores de Onda Evanescente

La onda evanescente se refiere a una onda estacionaria que se forma en la interfaz entre dos medios de índices de refracción diferentes como el caso del núcleo y el recubrimiento de una guía de onda planar, en la que gracias al principio de la reflexión total interna, se espera que toda la luz se mantenga confinada dentro del núcleo de la guía de onda, sin embargo, la luz no es totalmente reflejada en la interfaz, sino que una pequeña porción de luz penetra dentro del medio reflectante. Este pequeño campo electromagnético penetrado es lo que se conoce como onda evanescente [20]. Este fenómeno se ilustra en la Fig. 3.

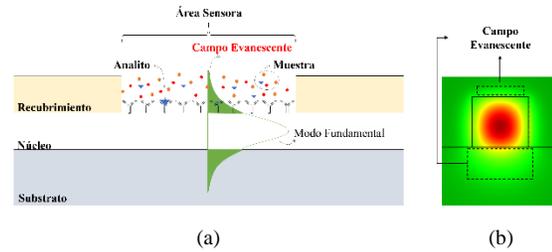


Fig. 3. Biosensores de Onda Evanescente:
 (a) Principio de Funcionamiento (b) Propagación Modal
 Fuente: elaboración propia

La Fig. 3a muestra el perfil de una guía de onda planar utilizada como biosensor. Allí se presenta que el campo evanescente del modo fundamental penetra las interfaces núcleo-recubrimiento y núcleo substrato, de igual manera, en la Fig. 3b se muestra la distribución de campo electromagnético dentro del núcleo de la guía de onda y se evidencian las porciones de luz que penetran tanto el substrato como el recubrimiento.

En los sensores de onda evanescente se ubica una capa bioreceptora en la interfaz núcleo-recubrimiento que se encarga de capturar el analito deseado. De tal manera que cuando ocurre un evento de biodetección, una o varias de las propiedades de la onda que se propaga a través de la guía de onda pueden cambiar debido a la interacción del campo evanescente con el analito. Estas variaciones son proporcionales a la cantidad de analito presente en la muestra [21].

Una de las principales ventajas que ofrecen estos biosensores es su alta sensibilidad, sin embargo, ofrecen ventajas como la selectividad y especificidad, sensado remoto, inmunidad ante interferencias electromagnéticas detección directa y en tiempo real, capacidad de multiplexación, biocompatibilidad, esquema de detección *label free*, capacidad de miniaturización y facilidad de integración en plataformas más complejas. Todas estas ventajas han permitido que en los últimos años se venga presentando un crecimiento en el mercado de los biosensores ópticos para diversas aplicaciones como monitoreo ambiental, seguridad alimenticia, desarrollo de medicamentos, investigaciones biomédicas, cuidado de la salud y análisis clínicos [7].

3. ASPECTOS METODOLÓGICOS

El principio de onda evanescente se utiliza en diferentes tipos de transductores fotónicos para el diseño de biosensores de alta sensibilidad. Entre las

estructuras más utilizadas se encuentran los anillos resonantes, SPRs, cristales fotónicos e interferómetros como el Interferómetro Mach Zehnder (*Mach Zehnder Interferometer*, MZI) mostrado en la Fig. 4.

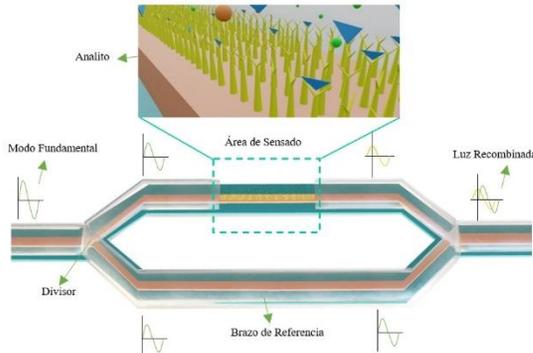


Fig. 4. Biosensor de Onda Evanescente mediante transductor MZI
 Fuente: elaboración propia

El primer paso para la implementación de cualquier transductor fotónico es el diseño y análisis de propagación modal de la guía de onda, con el fin de determinar las dimensiones adecuadas para operar en una región donde se presenten cambios abruptos de índice de refracción efectivo para pequeñas variaciones en el índice de refracción del área sensora, y así garantizar alta sensibilidad en los dispositivos de biosensado.

Para realizar el análisis descrito anteriormente, en la actualidad se cuenta con herramientas de software que permiten el análisis numérico y de propagación de forma muy aproximada a la realidad. En este trabajo se utiliza específicamente el programa Comsol Multiphysics que se basa en el método FEM. Por lo tanto, la metodología utilizada para el análisis y diseño de las guías de onda se basa en los pasos sugeridos por el método FEM: definición de parámetros globales, definición de la geometría, definición de los materiales, definición del mallado, definición de la física, definición del tipo de estudio y finalmente el análisis de propagación modal como se ilustra en la Fig. 5.

Las imágenes presentadas en la Fig. 5 muestran la definición de la geometría, el mallado y la propagación de los tres primeros modos de propagación de una guía de onda *Strip*. La simulación fue configurada con los parámetros contenidos en la Tabla 1.

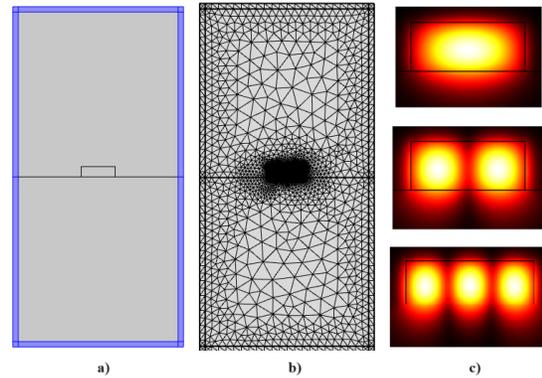


Fig. 5. Método FEM para análisis de guías de onda:
 (a) Geometría (b) Mallado (c) Propagación Modal
 Fuente: elaboración propia

La técnica de análisis modal permite observar la distribución de energía de los diferentes modos de propagación en el núcleo de la guía de onda como se muestra en la Fig. 5 y obtener las curvas de dispersión de los modos en las que se muestra la variación del índice efectivo de los diferentes modos de propagación, tanto TE como TM, respecto a la variación del ancho de la guía de onda. Estas son muy importantes ya que permiten definir las dimensiones de las guías de onda para obtener altos niveles de sensibilidad.

Tabla 1: Parámetros de simulación de la guía de onda *Strip*

Nombre	Expresión	Descripción
λ	633[nm]; 1550[nm]	Longitud de onda (λ)
f	c/λ	Frecuencia (f); c : velocidad de la luz en el vacío
w_g	10[um]	Ancho del contorno
h_g	20[um]	Alto del contorno
w_{st}	700[nm]	Ancho del núcleo
h_{st}	600[nm]	Alto del núcleo
n_{cl}	1	Índice de refracción del revestimiento
n_{co}	1.57 para SU-8	Índice de refracción del núcleo
n_s	1.444	Índice de refracción del sustrato
PML	Lamb/2	La capa perfectamente ajustada

Fuente: elaboración propia

En este trabajo el análisis se enfoca principalmente en dos tipos de guías de onda: *Strip* y *Rib*, dado que son dos de las estructuras más comunes y de mayor simplicidad en el proceso de fabricación. De igual manera, se seleccionan dos longitudes de onda de operación: 1550 nm que es la longitud de onda de las telecomunicaciones en el infrarrojo cercano, y 633 nm que es una fuente de luz en el espectro visible y por lo tanto de bajo costo. Por último, se

seleccionan dos posibles espesores para las guías de onda: 220 y 600 nm, esto de acuerdo con la información proporcionada sobre las capacidades de fabricación del laboratorio OptMALab de la Universidad Federal de Minas Gerais con quienes se trabaja en colaboración. En la Tabla 2 se resumen los parámetros principales considerados en la campaña de simulación.

Tabla 2: Parámetros considerados en la campaña de simulación de curvas de dispersión modal

Tipo de Guía de Onda	Material	Espesor (nm)	Longitud de Onda de Operación (nm)
Strip y Rib	Silicio	600	633
			1550
		220	633
			1550
	SU-8	600	633
			1550
		220	633
			1550

Fuente: elaboración propia

Finalmente, se seleccionan el Silicio y el polímero SU-8 como el material del núcleo de las guías de onda que corresponden al principal material de fabricación de circuitos integrados fotónicos y una alternativa para generar integrados de bajo costo y de un solo uso respectivamente.

4. RESULTADOS

Los resultados tienen como propósito principal establecer un conjunto de dimensiones de diseño para guías de onda fotónicas orientadas al diseño de biosensores de onda evanescente. Se presentan simulaciones numéricas mediante el método FEM en Comsol Multiphysics. El análisis se centra en dos tipos de guías de onda: *Strip* y *Rib*, usando Silicio y SU-8 como materiales del núcleo, con longitudes de onda de operación de 633 nm y 1550 nm, y dos alturas del núcleo: 220 nm y 600 nm, como se describió en la sección anterior.

Inicialmente se presentan las curvas de dispersión para guías de onda *Strip* tanto de Silicio como SU-8 como materiales del núcleo, con 600 nm de altura y longitud de onda de 633 nm. Esto con el objetivo de determinar los rangos de operación mono y bimodal de las guías de onda y el rango de variación del índice de refracción efectivo. Por ejemplo, en la Fig. 6 se presenta el comportamiento modal de la guía de onda de Silicio en la que se evidencia una operación claramente multimodal.

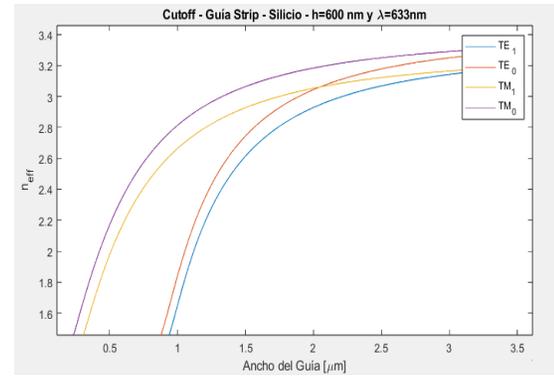


Fig. 6. Curvas de dispersión de la guía de onda Strip con núcleo de Silicio

Fuente: elaboración propia

La Fig. 6 muestra la variación del índice de refracción efectivo n_{eff} para los modos fundamentales y de primer orden (TE_0 , TE_1 , TM_0 y TM_1) que se propagan en la guía de onda. Se observa que aparecen primero los modos Transversales Magnéticos (TM_0 y TM_1) para anchos de guía cercanos a los 250–300 nm, mientras que los modos Transversales Eléctricos (TE_0 y TE_1) comienzan a propagarse por encima de los 800 a 900 nm. Esto indica que, con Silicio, es posible diseñar guías monomodo o bimodales en un rango relativamente estrecho de anchos (0.25 a 0.9 μm), lo que es ideal para biosensado con alta sensibilidad, al mantener controlado el número de modos excitables.

Otro aspecto relevante es seleccionar el ancho más adecuado para la guía de onda que para el caso de los biosensores de onda evanescente debe corresponder con la sección de la curva modal de mayor variación de n_{eff} con el fin de obtener la mayor sensibilidad posible cuando se presenta la interacción del analito con el campo evanescente. De esta manera, para el caso de la guía de onda de Silicio analizada, un ancho de la guía de onda adecuado es entre 500 y 600 nm si se trabaja con alguno de los modos TM o entre 1.1 o 1.2 μm para los modos TE. Esta guía de onda presenta la particularidad que tanto para los modos TM y TE fundamentales y de primer orden aparecen casi simultáneamente en cada caso. Lo ideal es seleccionar el modo cuya curva presente la mayor pendiente ya que presentaría la mayor sensibilidad.

Por otro lado, en la Fig. 7 se muestra el mismo tipo de guía, pero con núcleo de polímero SU-8. A diferencia de la guía de onda de Silicio, aparecen casi simultáneamente los modos fundamentales tanto magnético como eléctrico (TM_0 y TE_0) alrededor de 500 nm aproximadamente.

Posteriormente, aparecen los modos de primer orden cerca de $1.2 \mu\text{m}$.

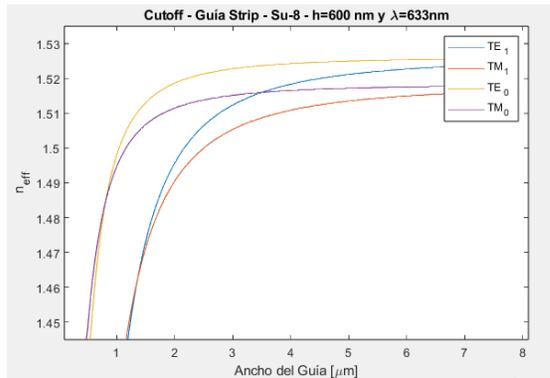


Fig. 7. Curvas de dispersión de la guía de onda Strip con núcleo de SU-8

Fuente: elaboración propia

Al comparar las curvas del Silicio en la Fig. 6 y las del SU-8 en la Fig. 7, se identifica la gran diferencia de los niveles de variación del n_{eff} . Mientras la guía de onda de Silicio pasa de 1.6 a 2.6 unidades de índice de refracción en la zona de alta sensibilidad, la guía de onda de SU-8 apenas pasa de 1.45 a 1.5 unidades de índice de refracción. Este comportamiento permite evidenciar la razón de la baja sensibilidad de los biosensores diseñados en la plataforma de polímeros respecto a los de Silicio.

A pesar de esta desventaja de los biosensores poliméricos, se han propuesto diversas estrategias para compensar el bajo contraste del índice de refracción del material, como el uso de estructuras híbridas con materiales 2D. Por ejemplo, en [18] se describe un biosensor polimérico con doble monocapa de grafeno que mejora significativamente la sensibilidad del dispositivo. En esta línea, aunque en esta sección se presentan de forma explícita las curvas de dispersión obtenidas para guías tipo *Strip* con núcleo de Silicio y SU-8, se aplica el mismo procedimiento de análisis modal para todas las combinaciones de material, altura del núcleo y longitud de onda consideradas en este estudio, incluyendo guías tipo *Rib*. Los resultados consolidados se presentan en la Tabla 3, la cual resume los rangos de anchos del núcleo para los que las guías operan en régimen monomodo o bimodal según los parámetros estructurales y ópticos definidos. Esta tabla constituye el principal resultado técnico del trabajo, ya que guía el diseño dimensional de biosensores fotónicos con criterios de sensibilidad, eficiencia y factibilidad de fabricación.

Tabla 3: Dimensiones de guías de onda Strip para operación monomodo y bimodal

Guía de Onda	Material	h (nm)	λ (nm)	Rango Monomodo	Rango Bimodal
Strip y Rib	Silicio	600	633	$0.25 \leq w \leq 0.3$	$0.3 \leq w \leq 0.8$
			1550	$0.1 \leq w \leq 0.3$	$0.3 \leq w \leq 0.55$
	220	633	$0.2 \leq w \leq 0.4$	$0.4 \leq w \leq 0.6$	
		1550	$0.3 \leq w \leq 0.6$	$0.6 \leq w \leq 0.9$	
	SU-8	600	633	$0.5 \leq w \leq 1.2$	$1.2 \leq w \leq 2$
			1550	$3 \leq w \leq 6$	$6 \leq w \leq 10$
220	633	$1.8 \leq w \leq 3.8$	$3.8 \leq w \leq 5.8$		
		1550	> 10	> 10	

Fuente: elaboración propia

Los resultados presentados en la Tabla 3, además de establecer los rangos de operación mono y bimodal, permiten realizar una comparación cualitativa entre las plataformas de Silicio y polímero, evidenciando que, aunque el Silicio presenta un mayor contraste de índice de refracción y por tanto mejores condiciones de confinamiento y sensibilidad, los dispositivos basados en SU-8 ofrecen ventajas relevantes en términos de bajo costo y facilidad de fabricación, haciéndolos atractivos para aplicaciones de uso único o entornos con recursos limitados. La tabla de diseño generada se convierte así en una herramienta versátil para orientar tanto el diseño óptico como las decisiones de fabricación, permitiendo seleccionar el tipo de guía, ancho y material más adecuado de acuerdo con los requerimientos específicos del biosensor. Este análisis proporciona una base sólida para fases posteriores de desarrollo, como la incorporación de materiales avanzados y la integración de múltiples funciones dentro de un único chip fotónico de biosensado.

5. CONCLUSIONES

Este trabajo presenta un análisis de propagación modal en guías de onda tipo *Strip* y *Rib* fabricadas en Silicio y SU-8, con el propósito de establecer criterios de diseño para biosensores fotónicos de onda evanescente. La metodología se enfoca en simulaciones numéricas basadas en el método FEM con el que se evalúan distintas combinaciones de materiales, espesores del núcleo y longitudes de onda de operación, con el fin de determinar los rangos de dimensiones que permiten operación en régimen monomodo y bimodal.

Los resultados obtenidos evidencian que las guías de onda fabricadas en Silicio presentan una mayor variación del índice de refracción efectivo y, por tanto, una mayor sensibilidad, mientras que las estructuras en SU-8, aunque limitadas por su bajo

contraste de índice de refracción, ofrecen ventajas en términos de bajo costo y facilidad de fabricación. Asimismo, se resalta que el proceso metodológico implementado para el análisis de las guías de onda, basado en la aplicación estructurada del método FEM, constituye una base fundamental para el diseño de circuitos integrados fotónicos. Este enfoque no solo es aplicable al desarrollo de biosensores, sino que resulta esencial en el diseño de componentes fotónicos para sistemas de telecomunicaciones, computación fotónica y procesamiento de señales ópticas, donde el control preciso de los modos de propagación es determinante para el desempeño funcional de los dispositivos.

Finalmente, los datos de diseño mostrados en la Tabla 3 resumen los anchos del núcleo óptimos para cada configuración y representa una herramienta clave para ingenieros e investigadores interesados en el desarrollo de biosensores miniaturizados con alta sensibilidad y viabilidad de fabricación. Este estudio constituye una base sólida para etapas posteriores de desarrollo, tales como la integración de materiales avanzados como oro o grafeno, o la implementación de estructuras híbridas que potencien la sensibilidad de los dispositivos poliméricos. De igual manera, se proyecta su aplicabilidad en plataformas fotónicas de bajo costo, con potencial uso en entornos clínicos, biomédicos o ambientales donde se requieren soluciones de un solo uso o de fácil escalabilidad.

RECONOCIMIENTO

Este artículo se desarrolla en el marco de la tesis doctoral “Diseño de transductores fotónicos usando materiales poliméricos y grafeno para aplicaciones de biosensado”, financiada por Minciencias a través de la convocatoria de doctorados nacionales 727 de 2015, y del proyecto de investigación “Generación de peines de frecuencias ópticas usando circuitos integrados fotónicos con microresonadores para aplicación en comunicaciones ópticas”, de la convocatoria 890 de 2020 de Minciencias, con contrato Icetex 2022-0736.

REFERENCIAS

- [1] J. S. Gracias, G. S. Parnell, E. Specking, E. A. Pohl, and R. Buchanan, “Smart Cities—A Structured Literature Review,” *Smart Cities 2023*, Vol. 6, Pages 1719-1743, vol. 6, no. 4, pp. 1719–1743, Jul. 2023, doi: 10.3390/SMARTCITIES6040080.
- [2] N. L. Kazanskiy, M. A. Butt, and S. N. Khonina, “Optical Computing: Status and Perspectives,” *Nanomaterials 2022*, Vol. 12, Page 2171, vol. 12, no. 13, p. 2171, Jun. 2022, doi: 10.3390/NANO12132171.
- [3] G. Rademacher *et al.*, “Peta-bit-per-second optical communications system using a standard cladding diameter 15-mode fiber,” *Nature Communications 2021 12:1*, vol. 12, no. 1, pp. 1–7, Jul. 2021, doi: 10.1038/s41467-021-24409-w.
- [4] J. Wang *et al.*, “Sensitivity enhancement of bimodal waveguide interferometric sensor based on regional mode engineering,” *Optics Express*, Vol. 32, Issue 6, pp. 10274-10283, vol. 32, no. 6, pp. 10274–10283, Mar. 2024, doi: 10.1364/OE.519015.
- [5] S. Prasanna Kumaar and A. Sivasubramanian, “Design of a high-sensitivity polymer double-slot waveguide sensor for point-of-care biomedical applications,” *Sensors International*, vol. 5, p. 100255, Jan. 2024, doi: 10.1016/J.SINTL.2023.100255.
- [6] J. C. Ramirez, L. M. Lechuga, L. H. Gabrielli, and H. E. Hernandez-Figueroa, “Study of a low-cost trimodal polymer waveguide for interferometric optical biosensors,” *Opt Express*, vol. 23, no. 9, p. 11985, May 2015, doi: 10.1364/oe.23.011985.
- [7] H. Wang *et al.*, “Optofluidic chip with directly printed polymer optical waveguide Mach-Zehnder interferometer sensors for label-free biodetection,” *Biomedical Optics Express*, Vol. 15, Issue 5, pp. 3240-3250, vol. 15, no. 5, pp. 3240–3250, May 2024, doi: 10.1364/BOE.523055.
- [8] C. Zhao, L. Xu, and L. Liu, “Ultrahigh Sensitivity Mach-Zehnder Interferometer Sensor Based on a Weak One-Dimensional Field Confinement Silica Waveguide,” *Sensors (Basel)*, vol. 21, no. 19, Oct. 2021, doi: 10.3390/S21196600.
- [9] N. L. Kazanskiy, S. N. Khonina, and M. A. Butt, “A Review of Photonic Sensors Based on Ring Resonator Structures: Three Widely Used Platforms and Implications of Sensing Applications,” *Micromachines 2023*, Vol. 14, Page 1080, vol. 14, no. 5, p. 1080, May 2023, doi: 10.3390/MI14051080.
- [10] K. M. Yoo *et al.*, “Lab-on-a-chip optical biosensor platform: a micro-ring resonator integrated with a near-infrared Fourier transform spectrometer,” *Optics Letters*,

- Vol. 48, Issue 20, pp. 5371-5374, vol. 48, no. 20, pp. 5371–5374, Oct. 2023, doi: 10.1364/OL.492172.
- [11] A. G. Kumela *et al.*, “A review on hybridization of plasmonic and photonic crystal biosensors for effective cancer cell diagnosis,” *Nanoscale Adv.*, vol. 5, no. 23, pp. 6382–6399, Nov. 2023, doi: 10.1039/D3NA00541K.
- [12] F. Parandin, Z. Rahimi, A. Moloudi, F. Heidari, and M. Mehdi Parandin, “A comprehensive review of blood component detection utilizing One-Dimensional, Two-Dimensional, and photonic crystal fiber biosensors,” *Results in Optics*, vol. 16, p. 100671, Jul. 2024, doi: 10.1016/J.RIO.2024.100671.
- [13] E. Rafiee, “Photonic Crystal based Biosensor for Diagnosis of Kidney Failure and Diabetes,” *Plasmonics*, vol. 19, no. 1, pp. 439–445, Feb. 2024, doi: 10.1007/S11468-023-02014-5/METRICS.
- [14] S. Bhaskar, “Biosensing Technologies: A Focus Review on Recent Advancements in Surface Plasmon Coupled Emission,” *Micromachines 2023, Vol. 14, Page 574*, vol. 14, no. 3, p. 574, Feb. 2023, doi: 10.3390/MI14030574.
- [15] N. Ravindran *et al.*, “Recent advances in Surface Plasmon Resonance (SPR) biosensors for food analysis: a review,” *Crit Rev Food Sci Nutr*, vol. 63, no. 8, pp. 1055–1077, 2023, doi: 10.1080/10408398.2021.1958745.
- [16] A. K. Singh, M. Anwar, R. Pradhan, M. S. Ashar, N. Rai, and S. Dey, “Surface plasmon resonance based-optical biosensor: Emerging diagnostic tool for early detection of diseases,” *J Biophotonics*, vol. 16, no. 7, p. e202200380, Jul. 2023, doi: 10.1002/JBIO.202200380.
- [17] M. C. Estevez, M. Alvarez, and L. M. Lechuga, “Integrated optical devices for lab-on-a-chip biosensing applications,” *Laser Photon Rev*, vol. 6, no. 4, pp. 463–487, Jul. 2012, doi: 10.1002/LPOR.201100025.
- [18] A. V. R. Portes *et al.*, “Electro-optical biosensor based on embedded double-monolayer of graphene capacitor in polymer technology,” *Polymers (Basel)*, vol. 13, no. 20, Oct. 2021, doi: 10.3390/polym13203564.
- [19] K. Okamoto, *Fundamentals of Optical Waveguides*, Segunda Edición. 2006.
- [20] P. Patel, Dr. V. Mishra, and A. Mandloi, “Optical Biosensors: Fundamentals & Trends,” 2010.
- [21] A. F. Gavela, D. G. García, J. C. Ramirez, and L. M. Lechuga, “Last advances in silicon-based optical biosensors,” Feb. 24, 2016, *MDPI AG*. doi: 10.3390/s16030285.