



**Diseño de Transductores Fotónicos Usando Materiales Poliméricos y Grafeno para
Aplicaciones de Biosensado**

Jesús Alvarez Guerrero

**Universidad Pontificia Bolivariana
Escuela de Ingenierías
Doctorado en Ingeniería
Medellín, Antioquia, Colombia
2025**



**Diseño de Transductores Fotónicos Usando Materiales Poliméricos y Grafeno para
Aplicaciones de Biosensado**

Jesús Alvarez Guerrero

Tesis doctoral presentada para optar al título de Doctor en Ingeniería

Director

Ferney Orlando Amaya Fernández, Doctor (PhD) en Ingeniería

Codirector

Jhonattan Córdoba Ramírez, Doctor (PhD) en Ingeniería

Universidad Pontificia Bolivariana

Escuela de Ingenierías

Doctorado en Ingeniería

Medellín, Antioquia, Colombia

2025

Dedicatoria

A mi amada madrecita que ha sido la inspiración de mi vida. Quien ha salido victoriosa de mil batallas en la vida y siempre con humildad, resiliencia, berraquera y mucho amor. Este título mas que mío es de ella. ¡Lo logramos MADRECITA AMADA!

A mi amada esposa por su compañía y apoyo incondicional durante todos estos años de formación y muchos sacrificios. Siempre a mi lado luchando con paciencia, respeto, alegría, paz y sobre todo mucho amor. ¡Gracias por tanto ESPOSA AMADA!

A mi pequeño tesoro Juan Diego, el regalo que me llegó del cielo y que en estos años ha llenado mi vida de alegría, amor y mucho orgullo. ¡SIUUUUU!

A mis hermanos y hermanas que han sido otros papás y mamás para mí, siempre apoyándome de múltiples maneras. ¡Los AMO un montón!

Agradecimientos

Al escribir este apartado, viene a mi mente la bendición de mi madre la primera vez que emprendí mi propio camino: “Que Dios te Ponga Muchos Ángeles de Carne y Hueso que te Ayuden en tu Camino”. Por fortuna así fue y aquí expreso mis agradecimientos con ellos.

En primer lugar, desde mi fe dar gracias a Dios por regalarme tantas bendiciones y orientar mi camino para culminar este proceso de formación.

A la familia que Dios me ha permitido conformar, a mi amada esposa y mi pequeño negrito, gracias por tanto amor, paciencia, inspiración, motivación, acompañamiento. También gracias por soportar los momentos difíciles y todos los sacrificios que hemos tenido que pasar para llegar al final de este proceso.

A mi familia grande, especialmente a mi madre, hermanos, tíos, sobrinos y primos por todo su apoyo, motivación e inspiración. Nunca dejaron de creer que podía lograrlo.

Un agradecimiento especial a mi director el profesor Ferney Orlando Amaya Fernández, que me dio la oportunidad de llegar a Medellín y a la UPB. Me orientó con mucho profesionalismo y calidez humana hasta el punto de convertirse en un gran amigo y figura paterna. Profe lo admiro mucho y estaré eternamente agradecido por tanto!

A mi codirector el profesor Jhonattan Córdoba Ramírez que sin duda fue una persona clave para mi formación doctoral. Me abrió la puerta de la fotónica integrada y las puertas de la Universidad Federal de Minas Gerais para hacer mi pasantía doctoral. Gracias por no dejar de apoyarme a pesar de las dificultades y siempre tener palabras de motivación para continuar.

A los grandes amigos que me dio la vida en mi paso por Medellín y fueron de gran apoyo en mi proceso de formación, especialmente a John Fernando Vargas Buitrago, Tibusay Sánchez Quintero, Mariutsi Osorio Sanabria, Ferney Amaya Fernández, Leonardo Betancur Agudelo, Cristina Gómez Santamaría, Federico Pinzón Barbosa, Johana Carolina Galindo y Andrés Bedoya Tobón.

A la familia adoptiva en Medellín, doña Guillermina Pineda, Yuly Fernanda Orozco Pineda, Jorge Orozco Pineda y a toda la familia Orozco Pineda por abrir las puertas de su hogar y tratarme con tanto cariño.

A mis grandes amigos de la vida: Chiqui, Leo, Fredy, Edward, Edgar, Pedrito, Emel y todos los amigos de la calle 26 del Barrio Belén. Gracias por el apoyo emocional y los momentos de esparcimiento que son muy importantes en los momentos complicados.

Al Ministerio de Ciencia Tecnología e Innovación por el financiamiento de este doctorado a través de la convocatoria de doctorados nacionales 727 de 2015.

1. TABLA DE CONTENIDO

Resumen	12
Abstract	13
Introducción	14
1. Propuesta de Investigación	17
1.1 Antecedentes y Planteamiento del Problema de Investigación	17
1.2 Objetivos	21
1.2.1 Objetivo General	21
1.2.2 Objetivos Específicos	21
1.3 Aspectos Metodológicos	22
1.3.1 Documentación Teórica y Modelamiento Matemático	23
1.3.2 Diseño y Análisis de las Guías de Onda	24
1.3.3 Caracterización del Grafeno e Implementación de Algoritmos	25
1.3.4 Validación de la Estructura MZI mediante Análisis de Sensibilidad.....	25
1.4 Estado del Arte	26
1.4.1 Biosensores Plasmónicos	26
1.4.2 Biosensores Interferométricos.....	28
1.4.3 Biosensores de anillos resonantes	29
1.5 Alcances y Limitaciones	30
1.6 Aportes de la Tesis	30
1.6.1 Productos de Generación de Nuevo Conocimiento.....	31
1.6.2 Productos de Apropiación Social del Conocimiento.....	32
1.6.3 Formación de Recurso Humano	33
1.6.4 Fortalecimiento de las Capacidades Nacionales de Investigación, Innovación o Apropiación de CTel.....	33

2.	Marco Teórico.....	35
2.1	Guías de Onda Nanofotónicas.....	36
2.1.1.	Principio de Propagación en Guías de Onda Fotónicas	37
2.1.2.	Modos de Propagación	38
2.1.3.	Guía de Onda Slab y Ecuaciones de Maxwell	40
2.1.4.	Solución de los Modos TE y TM	42
2.1.5.	Método de Índice Efectivo	48
2.2	Biosensores.....	49
2.3	Biosensores ópticos.....	50
2.4	Biosensores de Onda Evanescente	51
2.5	Transductores Ópticos de Onda Evanescente	53
2.5.1.	Biosensores SPR	53
2.5.2.	Biosensores basados en MZI.....	55
2.5.3.	Biosensores basados en anillos resonantes.....	55
2.5.4.	Biosensores basados en cristales fotónicos	56
2.6	Grafeno.....	57
2.6.1.	Propiedades electroópticas del Grafeno	57
2.7	Métodos de Análisis Matemático	58
2.7.1.	Modelamiento Matemático del Método FEM.....	59
a)	Discretización.....	60
b)	Formulación de las Ecuaciones de un Elemento Típico.....	61
2.7.2.	Método de Perturbación en Guías de Onda Fotónicas	62
2.8	Herramientas de Análisis de los Transductores Fotónicos.....	65
2.8.1.	Sensibilidad y Sensibilidad Volumétrica	65
2.8.2.	Límite de Detección	67

3.	Análisis de Guías de Onda Fotónicas con Materiales Poliméricos.....	68
3.1	Metodología de Análisis de Guías de Onda Fotónicas	68
3.1.1.	Definición de parámetros globales	69
3.1.2.	Definición de la geometría	69
3.1.3.	Definición de los materiales	70
3.1.4.	Definición del mallado	71
3.1.5.	Definición del Tipo de Estudio a Realizar	71
3.2	Análisis Modal y Curvas de Dispersión	72
3.2.1.	Curvas de Dispersión del Guía de Onda Strip.....	74
4.	Análisis de guías de onda poliméricas con monocapas de grafeno	78
4.1	Cálculo del Índice de Refracción Efectivo sin Monocapas de Grafeno.....	79
4.2	Caracterización de las propiedades electroópticas del Grafeno	81
4.3	Cálculo del Índice de Refracción Efectivo de Guías de Onda con Monocapas de Grafeno.....	83
5.	Análisis de Viabilidad de un transductor mach Zehnder con su-8 y monocapas de grafeno .	88
5.1	Análisis de Sensibilidad Respecto al Nivel de Fermi del Grafeno	89
5.2	Cálculo de la Sensibilidad y Límite de Detección del MZI	92
6.	Conclusiones.....	94
	Referencias	96

Lista de tablas

Tabla 1. Estudios realizados sobre nanoestructuras plasmónicas para aplicaciones de biosensado. Adaptado de (Spackova et al., 2016).....	27
Tabla 2. Estructuras interferométricas para aplicaciones de biosensado.	28
Tabla 3. Estudios recientes sobre biosensores basados en anillos resonantes.....	29
Tabla 4. Parámetros considerados en la campaña de simulación de curvas de dispersión modal.	73
Tabla 5. Parámetros de simulación del guía de onda Strip.	74
Tabla 6. Dimensiones de guías de onda Strip para operación monomodo y bimodal.	76

Lista de Figuras

Figura 1. Metodología de la Tesis.....	22
Figura 2. Secciones de Guías de Onda Nanofotónicas: (a) Buried o tipo canal empotrado (b) Tipo Strip o Wire. (c) Tipo Rib o Ridge (d) Tipo Slot o ranurada. (e) Tipo Arrow (f) Tipo. Adaptado de (Selvaraja & Sethi, 2018).....	36
Figura 3. Reflexión total interna y perfil de índice de refracción en una guía de onda. Adaptado de (Okamoto, 2006).....	37
Figura 4. Propagación de rayos y frente de fase en una guía de onda (Okamoto, 2006).....	38
Figura 5. Formación de los Modos de Propagación. a) Modo Fundamental TE_0 . b) Modo de Primer Orden TE_1 (Okamoto, 2006).	39
Figura 6. Guía de onda tipo Slab. Adaptado de (Okamoto, 2006).....	40
Figura 7. Perfil de índice de refracción escalonado. Adaptado de (Okamoto, 2006).	43
Figura 8. Representación de una Guía de onda bidimensional como 2 guías unidimensionales. Adaptado de (Lifante, 2003).	48
Figura 9. Diagrama esquemático de un biosensor (González Guerrero, 2012)	49
Figura 10. Diagrama esquemático de un biosensor óptico (Long et al., 2013).....	50
Figura 11. Principio de funcionamiento biosensores de onda evanescente: a. Reflexión total interna. b. Campo evanescente en guía de onda óptica. (Elaboración Propia)	51
Figura 12. Biosensor óptico de campo evanescente: a. Principio de funcionamiento. b. Cambios de fase. Adaptado de (Gavela et al., 2016).....	52
Figura 13. Biosensores nanofotónicos basados en: a) SPR. b) MZI. c) anillos resonantes. d) Cristales fotónicos. (Elaboración Propia).....	54
Figura 14. Elemento Triangular	60
Figura 15. Sección transversal de un guía de onda con monocapas de grafeno. (Elaboración Propia).	63
Figura 16. Concepto de sensibilidad, límite de detección y rango dinámico. Adaptado de (De Acha et al., 2021).	66
Figura 17. Etapas del Método FEM: a) Geometría. b) Mallado. c) Análisis de Propagación.	70

Figura 18. Curvas de dispersión modal de un guía de onda Strip (Alvarez-Guerrero et al., 2022).	72
Figura 19. Curvas de dispersión de guías Strip con núcleo de: a) SU-8. b) Silicio.	75
Figura 20. Guía de Onda Strip de Referencia.	76
Figura 21. Algoritmo general para el análisis de guías de onda con monocapas de grafeno.	78
Figura 22. Algoritmo del método de índice efectivo.	80
Figura 23. Algoritmo de caracterización de las propiedades del grafeno.	81
Figura 24. Índice de Refracción del grafeno en función de la energía de Fermi. a) Parte Real. b) Parte Imaginaria.	82
Figura 25. Guía de onda Strip con doble monocapa de grafeno.	83
Figura 26. Algoritmo para el cálculo del índice efectivo mediante el método de perturbación. ..	84
Figura 27. Guía de onda Rib para validación del algoritmo del método de perturbación.	85
Figura 28. Aplicación del Método de índice efectivo a una guía de onda Rib.	86
Figura 29. Índice de refracción efectivo mediante método de perturbación. a) Parte Real. b) Parte Imaginaria.	86
Figura 30. Representación del MZI de referencia: a) representación en 3D. b) Representación en 2D.	88
Figura 31. Índice de refracción efectivo mediante método de perturbación de la guía de onda Strip polimérica con grafeno y $\lambda = 633$ nm. a) Parte Real. b) Parte Imaginaria.	90
Figura 32. Curva de sensibilidad en Bulk en función del nivel de fermi y variación del índice de refracción del recubrimiento entre 1.33 y 1.34.	90
Figura 33. Curvas de sensibilidad en Bulk en función del nivel de fermi y variación del índice de refracción del recubrimiento entre 1.33 y 1.39.	91
Figura 34. Curvas de calibración del MZI polimérico con grafeno para longitudes del área sensora de 1,5 y 2 cm y nivel de Fermi de 2 eV.	92

RESUMEN

En este trabajo doctoral se presenta el diseño y análisis numérico de un biosensor fotónico basado en un interferómetro Mach Zehnder. El dispositivo tiene como base una guía de onda tipo de Strip de polímero SU-8 y dimensiones de 600 x 700 nm en la que se integró una estructura capacitiva conformada por 2 monocapas de grafeno con el fin de aprovechar la posibilidad de sintonización del nivel de Fermi y así reducir la absorción óptica del grafeno y el subsecuente aumento del campo evanescente en el área sensora del transductor. Este comportamiento se genera debido a la interacción inducida entre el modo óptico propagado en la guía de onda polimérica y el campo eléctrico generado en el mecanismo de grafeno. La optimización del campo evanescente presente en el área sensora se refleja en un aumento de la sensibilidad del transductor, debido a que se generan cambios más fuertes en el índice de refracción del recubrimiento de la guía de onda cuando ocurre un evento de biodetección, y por tanto una mayor variación en la variación de fase de la señal óptica a la salida del dispositivo. El desarrollo de esta investigación proporciona un marco de referencia a nivel teórico y matemático en el diseño de biosensores fotónicos de campo evanescente y en sí, del área de la fotónica integrada dado que a la fecha ha sido poco explorada en el país. De igual manera, se proporciona un algoritmo en el que se adaptan varios modelos matemáticos existentes para conformar un método analítico que permite agilizar el análisis de guías de onda con monocapas de grafeno comparado con métodos numéricos que requieren un alto costo computacional como el método de elementos finitos. La estructura diseñada presentó una sensibilidad volumétrica de $91.51 \times 10^3 \text{ rad}/RIU$ y un LoD de $4.37 \times 10^{-7} RIU$ que de acuerdo con la literatura científica corresponden a niveles de ultra alta sensibilidad comparables a niveles de sensibilidad reportados por transductores fabricados en tecnología de Silicio. Estos resultados presentan el transductor polimérico diseñado como una alternativa importante para tener en cuenta para el desarrollo de biosensores *Label-Free* en aplicaciones *Lab-on-a-Chip* enfocadas en la detección temprana de enfermedades genéticas e infecciosas.

Palabras clave: Biosensores fotónicos, fotónica integrada, grafeno, interferómetro Mach Zehnder, transductores fotónicos.

ABSTRACT

This doctoral thesis presents the design and numerical analysis of a photonic biosensor based on a Mach Zehnder interferometer. The device is based on a Strip SU-8 polymer waveguide with dimensions of 600 x 700 nm in which a capacitive structure made up of 2 graphene monolayers was integrated to take advantage of the possibility of tuning the level of Fermi and thus reduce the optical absorption of graphene and the subsequent increase in the evanescent field in the sensing area of the transducer. This behavior is generated due to the induced interaction between the optical mode propagated in the polymer waveguide and the electric field generated in the graphene mechanism. The optimization of the evanescent field in the sensing area is reflected in an increase of the transducer sensitivity, because stronger changes are generated in the refractive index of the waveguide cladding when a biosensing event occurs, and therefore a greater variation in the phase variation of the optical signal at the output of the device. The development of this research provides a framework of reference at a theoretical and mathematical level in the design of evanescent field photonic biosensors and, in itself, the area of integrated photonics given that to date it has been little explored in the country. Likewise, an algorithm is provided in which several existing mathematical models are adapted to form an analytical method that allows speeding up the analysis of waveguides with graphene monolayers compared to numerical methods that require a high computational cost such as the finite element method. The designed structure presented a Bulk sensitivity of $91.51 \times 10^3 \text{ rad/RIU}$ and LoD equal to $4.37 \times 10^{-7} \text{ RIU}$, which according to the scientific literature correspond to ultra-high sensitivity levels comparable to sensitivity levels reported by Silicon transducers. These results present the designed polymeric transducer as an important alternative to consider for the development of Label-Free biosensors in Lab-on-a-Chip applications focused on the early detection of genetic and infectious diseases.

Keywords: Graphene, Integrated Photonics, Mach Zehnder Interferometer, Photonic Biosensors, photonic transducers.

INTRODUCCIÓN

Actualmente, la humanidad está transitando por la cuarta revolución industrial en la que los datos y la información son el protagonista central. Emergen tecnologías como la inteligencia artificial, el internet de las cosas, la ciencia de datos, la comunicación en la nube y las redes de comunicaciones de alta capacidad, que en conjunto han potencializado los procesos y aplicaciones en todas las áreas de desarrollo humano, haciendo realidad lo que hasta hace pocos años era una utopía de convertir a las ciudades tradicionales en ciudades inteligentes (Gracias et al., 2023).

Toda esta revolución tecnológica demanda grandes desarrollos en tres aspectos claves, la recolección, el transporte y el procesamiento de la información, por lo que se requiere con premura un gran despliegue de redes de sensores, una red robusta de telecomunicaciones que permita un enorme ancho de banda y baja latencia y sistemas de procesamiento de datos de muy alta capacidad. Desde esta perspectiva, las aplicaciones fotónicas han emergido como una plataforma con la capacidad de soportar los requerimientos de las ciudades inteligentes ya que tecnologías de gran relevancia como las comunicaciones por fibra óptica y los circuitos integrados fotónicos proveen anchos de banda del orden de THz, velocidades de transmisión de Pb/s y velocidades de procesamiento en computación fotónica hasta 100 millones de veces más rápidas que las computadoras actuales (Kazanskiy et al., 2022; Rademacher et al., 2021).

Otra aplicación de la fotónica integrada no menos importante que aporta a las tecnologías claves que se requieren en las ciudades inteligentes, es el desarrollo de biosensores fotónicos, los cuales han sido ampliamente estudiados en la última década y han generado impacto en diversas aplicaciones como la seguridad alimentaria, el desarrollo de nuevos medicamentos, monitoreo ambiental y el diagnóstico temprano de enfermedades críticas como el cáncer, gracias a que ofrecen ventajas como bajo consumo energético, alta capacidad de integración a nivel de nanochips y la multiplexación por longitud de onda (J. Wang et al., 2024). Siendo esta aplicación la temática central de esta tesis doctoral.

De acuerdo con la literatura sobre biosensores fotónicos, se han reportado estructuras fotónicas fabricadas en tecnologías de Silicio, tal como interferómetros (Prasanna Kumar & Sivasubramanian, 2024; Ramirez et al., 2015a; H. Wang et al., 2024; Zhao et al., 2021), anillos resonantes (Kazanskiy et al., 2023; Yoo et al., 2023), cristales fotónicos (Kumela et al., 2023; Parandin et al., 2024; Rafiee, 2024) y basadas en plasmones de superficie (Bhaskar, 2023;

Ravindran et al., 2023; Singh et al., 2023), utilizadas en aplicaciones de biosensado, en las que se han reportado altos niveles de sensibilidad con límites de detección entre 1×10^{-7} y 1×10^{-9} unidades de índice de refracción, lo que se traduce en la detección de concentraciones extremadamente pequeñas en el orden de hasta pg/mL (Estevez et al., 2012a).

Sin embargo, recientemente se han empezado a reportar transductores basados en materiales poliméricos dado su bajo costo en cuanto al material y plataforma de fabricación, comparados con las plataformas de Silicio. Estas estructuras presentan la desventaja de un bajo contraste entre los índices de refracción del núcleo y el revestimiento en la guía de onda lo cual se refleja en menores niveles de sensibilidad que los reportados en plataforma de Silicio. A partir de esto, el reto en el diseño de biosensores en tecnología de polímeros, que de hecho es el reto que se abordó en este trabajo doctoral, está en proponer mecanismos para mejorar el contraste y por tanto la sensibilidad en los transductores poliméricos (Córdoba Ramírez, 2017).

A partir de lo expuesto anteriormente, en esta tesis doctoral se abordó el análisis matemático y el diseño estructural mediante herramientas computacionales de un transductor fotónico basado en la estructura interferométrica Mach Zehnder a partir de guías de onda poliméricas (SU-8) y la inclusión de un par de monocapas de grafeno. Con la integración del grafeno se buscó proporcionar las condiciones para obtener un biosensor electroóptico con un amplio campo evanescente en el área de detección, y con bajas pérdidas por absorción debido a la propiedad del material de permitir el control de su nivel de Fermi y por tanto la posibilidad de modificar su conductividad eléctrica, constante dieléctrica e índice de refracción.

En el desarrollo de la tesis se presenta el estudio de la propagación de la luz en las guías de onda, las curvas de dispersión de las guías de onda para definir sus dimensiones y la región de propagación monomodo, la caracterización e integración de las monocapas de grafeno a la guía de onda, el desarrollo de un algoritmo basado en el método analítico de teoría de perturbaciones para obtener el índice efectivo de las guías de onda con grafeno y finalmente el análisis de sensibilidad del transductor Mach Zehnder.

La estructura final presentó una sensibilidad en Bulk de $68.63 \times 10^3 \text{ rad/RIU}$ y un límite de detección de 5.83×10^{-7} para un nivel de Fermi de 1 eV, longitud del área sensora de 1.5 cm y longitud de onda de operación de 633 nm. Este resultado demuestra que la estructura MZI diseñada con material polimérico SU-8 y 2 monocapas de grafeno presenta un nivel de sensibilidad

comparable con estructuras diseñadas en plataformas de Silicio dando cumplimiento al objetivo general de esta tesis doctoral.

A continuación, se describe la estructura del documento que está organizada en 5 capítulos que se enfocan en mostrar el trabajo desarrollado y el cumplimiento de los objetivos propuestos.

En el capítulo 1 se presentan los elementos centrales de la propuesta de investigación como el planteamiento del problema, los objetivos del proyecto y los alcances y limitaciones.

En el capítulo 2 se describe toda la conceptualización teórica y los modelos matemáticos que soportan todo el desarrollo de la tesis doctoral. Este capítulo se concibe fundamental ya que aporta directamente a los tres objetivos específicos, dado que en cada uno se propuso un componente de modelamiento matemático. Se enfoca en la descripción de la propagación de la luz en guías de onda fotónicas, el modelo matemático que describe las características electroópticas del grafeno, el modelamiento matemático del método de elementos finitos que usa el software COMSOL MULTIPHYSICS y el método de perturbaciones utilizado para el cálculo del índice de refracción de la guía de onda con monocapas de grafeno. Finalmente, el capítulo se cierra describiendo las ecuaciones que permiten calcular la sensibilidad y el límite de detección de los biosensores basados en interferómetros Mach Zehnder.

El capítulo 3 muestra la descripción de la metodología utilizada para el diseño y análisis de guías de onda fotónicas. Se presentan las curvas de dispersión modal de guías de onda Strip y las dimensiones definidas para la guía de onda del brazo de referencia del interferómetro Mach Zehnder.

En el capítulo 4 se describe el proceso de desarrollo del algoritmo para el cálculo del índice efectivo de guías de onda poliméricas con dos monocapas de grafeno. Se hace énfasis en tres bloques de la programación: un primer algoritmo para calcular el índice de efectivo de la guía de onda sin grafeno, un segundo algoritmo para el cálculo de las propiedades electroópticas del grafeno y en tercer lugar, el algoritmo del método de perturbación para calcular el índice efectivo de la guía de onda con grafeno.

Finalmente, el capítulo 5 describe el proceso para calcular la sensibilidad y el límite de detección del transductor basado en el interferómetro Mach Zehnder. A partir de estos parámetros, se analiza la viabilidad de implementación de las estructuras poliméricas con grafeno para aplicaciones de biosensado.

1. PROPUESTA DE INVESTIGACIÓN

La propuesta de investigación se enfocó en el diseño estructural y matemático de un transductor fotónico de alta sensibilidad para aplicaciones de biosensado utilizando materiales poliméricos y grafeno. En esta sección se describe la problemática abordada, así como los antecedentes más relevantes, los objetivos propuestos y los alcances y limitaciones definidos para el desarrollo de este trabajo doctoral.

1.1 Antecedentes y Planteamiento del Problema de Investigación

En los últimos años, las grandes ciudades del mundo están migrando a modelos de Ciudades Inteligentes (CI) con el fin de afrontar las grandes problemáticas asociadas al cambio climático, a la migración masiva de personas a las zonas urbanas y a los grandes retos sociales y tecnológicos que han emergido debido a la cuarta revolución industrial.

Los modelos de CI promueven el uso masivo de las Tecnologías de la Información y las Comunicaciones (TIC) en todos los subsistemas de ciudad, con el fin de optimizar sus procesos, facilitando entre otras cosas la gestión de los servicios públicos, la gestión administrativa de la ciudad, la seguridad, la movilidad y el monitoreo del medio ambiente (Alvarez-Guerrero et al., 2018). En las CI las TIC conforman la infraestructura digital que hace posible el intercambio de datos, las comunicaciones, el procesamiento y análisis de la información. En este sentido, las TIC proveen soluciones que integran particularmente tres componentes: sensores para monitorear las variables de interés, una red de comunicaciones que transporta y concentra la información, y aplicaciones computacionales para el análisis, planificación y la toma de decisiones.

Las redes de sensores representan una de las tecnologías de mayor relevancia en las CI, ya que permiten la recolección y monitoreo de datos. De hecho, las CI demandan una amplia variedad de aplicaciones en las que se requieren diagnósticos tempranos y confiables de concentraciones muy pequeñas de agentes biológicos o químicos que pueden poner en riesgo la salud humana o causar daños en el medio ambiente.

Ante esta problemática, ha emergido una tecnología conocida como laboratorios en un chip (LOC, Lab-On-Chip), en la cual se busca el desarrollo de laboratorios portables mediante la integración a nivel de un chip de todos los pasos que se ejecutan normalmente en un laboratorio de

análisis químico estandarizado: manejo de fluidos, preparación de la muestra, detección de la sustancia, ion, elemento o compuesto de interés (analito), lectura del transductor y procesamiento de señal. La implementación de este tipo de tecnologías abre la posibilidad de crear nuevas plataformas innovadoras necesarias en las CI, que permitan atender situaciones críticas y diagnósticos sensibles en tiempo real e in situ, que de hecho, hoy en día se conocen como diagnósticos en el punto de atención (PoC, Point of Care Diagnostics) (Prasanna Kumar & Sivasubramanian, 2024).

Durante la última década, los LOC han logrado avances significativos gracias a desarrollos alcanzados en los procesos de fabricación de chips microfluídicos y de biosensores altamente sensibles. Estos últimos, son un tipo específico de sensores que permiten la medición de parámetros biológicos o químicos ya sean del medio ambiente o el cuerpo humano.

Actualmente se cuenta con una amplia gama de biosensores disponibles en el mercado, clasificados de acuerdo con su principio de transducción como electroquímicos, piezoeléctricos, mecánicos y fotónicos. Todos estos dispositivos presentan como característica común su alta sensibilidad (del orden de pg/mL), sin embargo, los biosensores fotónicos presentan ventajas adicionales como la inmunidad a interferencias electromagnéticas, operación a alta velocidad, bajo consumo de potencia, uso potencial en ambientes hostiles, capacidad de miniaturización, posibilidad de multiplexación, estabilidad mecánica, bajo costo de fabricación e integración, detección en tiempo real, de forma directa y sin etiquetas (Bhaskar, 2023; Kazanskiy et al., 2023; Ravindran et al., 2023).

De acuerdo con la literatura sobre biosensores fotónicos, la mayoría de los dispositivos reportados se han fabricado principalmente sobre la plataforma de fotónica integrada conocida como silicio sobre aislante (SOI, Silicon over Insulator) en la que se usan materiales como Si, SiO₂, Si₃N₄, Ta₂O₅, Si_xO_yN_z (Gavela et al., 2016). Estos dispositivos basados en Silicio presentan límites de detección entre 1×10^{-7} y 1×10^{-9} Unidades de índice de refracción (RIU, Refractive Index Unit), lo cual representa una alta sensibilidad en los biosensores fotónicos ya que dependiendo del analito y del tipo de transducción, significa que se pueden determinar concentraciones hasta ng/mL o pg/mL (Estevez et al., 2012b).

A pesar de todas las ventajas que ofrecen los biosensores fotónicos basados en la tecnología de Silicio, especialmente su alta sensibilidad, esta tecnología resulta costosa. Como respuesta a esto, recientemente ha emergido un enfoque de diseño y fabricación basado en materiales

poliméricos. Este se vislumbra como una alternativa de menor costo comparada con la tecnología de silicio, no solo por el material sino también por el proceso de fabricación, ya que se basa en la litografía de nano impresión, la cual requiere de dispositivos menos costosos y ofrece mayor resolución que las técnicas utilizadas en la plataforma SOI (Liang, Liu, Wu, Morthier, & Zhao, 2019).

En los últimos años se han desarrollado diversos biosensores fotónicos basados en materiales poliméricos en los que se han reportado límites de detección entre 1×10^{-4} y 1×10^{-5} RIU, los cuales son menores que los obtenidos con las plataformas de silicio. Esta desventaja se debe principalmente a que los materiales poliméricos presentan bajo índice de refracción y bajo contraste entre ellos, lo que resulta crítico para el óptimo desempeño de los biosensores ópticos, dado que, entre menor sea el contraste entre los índices de refracción de las capas que conforman un guía de onda es más difícil confinar la luz dentro del dispositivo (Córdoba Ramírez, 2017).

Para solucionar estos inconvenientes, se han propuesto algunas técnicas con el fin de mejorar el contraste entre el núcleo y el entorno exterior como el uso de nanopelículas de alto índice de refracción en la superficie del área sensora. Por ejemplo, el uso una capa delgada de Ta_2O_5 permitió obtener un límite de detección de 3×10^{-7} RIU (Pearce et al., 2012). De igual manera, se han presentado otras soluciones (Ramirez et al., 2015a; Tavousi et al., 2018), que han mostrado la posibilidad de mejorar la sensibilidad de los biosensores poliméricos, sin embargo, aún involucran procesos complejos y materiales de la plataforma SOI. En este sentido, mejorar la sensibilidad sigue siendo un cuello de botella para el diseño y fabricación de biosensores basados en materiales poliméricos (Córdoba Ramírez, 2017).

En esa búsqueda continua por mejorar la sensibilidad de los biosensores ópticos, recientemente han propuesto otra alternativa (aún es fase de estudio) para mejorar el desempeño de estos dispositivos y consiste en la integración de monocapas de grafeno a los guías de onda ópticos, dadas sus extraordinarias propiedades físicas, ópticas y eléctricas (Li et al., 2019). El grafeno presenta una conductividad eléctrica de hasta 10^6 S/m (Siemens por metro) y es considerado el material de menor resistividad en el mundo (Solo 10^{-6} Ω/cm). Adicionalmente, el grafeno tiene propiedades ópticas como una conductividad óptica sintonizable, lo cual implica una constante dieléctrica e índice óptico sintonizables, además presenta una respuesta óptica resonante y coeficiente de absorción sintonizable en una banda ultra ancha de frecuencias (desde el ultravioleta hasta el infrarrojo). Estas características hacen que el grafeno sea atractivo para

aplicaciones de biosensado no solo fotónicos sino también para sensores electromecánicos, de campo eléctrico y de gas(Li et al., 2019).

Hasta ahora el uso del grafeno en biosensores fotónicos ha estado limitado a los biosensores basados en plasmones de superficie (SPR, Surface Plasmon Resonance) en su configuración clásica y en fibra óptica dada su sencillez estructural, sin embargo, el interés se centra en el uso del grafeno en los biosensores basados en guías de onda ópticos (interés de esta propuesta) ya que en estos se pueden obtener mayores niveles de sensibilidad que los obtenidos con SPR (González Guerrero, 2012; Li et al., 2019). A pesar de este interés, no se ha podido explotar el gran potencial de estas estructuras debido a que hasta hace poco tiempo no se contaba con un modelo preciso para el análisis del comportamiento de la luz dentro de un guía de onda óptico en presencia de una monocapa de grafeno, dado que las dimensiones de la monocapa son muy pequeñas (100 pm) comparadas con la longitud de onda de operación y con las dimensiones del mismo guía de onda. Este problema era todo un desafío hasta hace poco, ya que este tipo de guías de onda no se pueden modelar mediante técnicas analíticas sino que requiere de técnicas numéricas, sin embargo, en las técnicas numéricas típicas se utilizan grillas espaciales para la discretización mucho más grandes que la monocapa de grafeno (Kim et al., 2016).

Solo hasta 2016, investigadores de la Universidad de Santa Barbara en California y del instituto de ciencia y tecnología de Korea, realizaron un trabajo teórico en cual lograron desarrollar una técnica para el análisis preciso de guías de onda ópticos basados en silicio con grafeno. Esta técnica consiste en calcular por separado las propiedades ópticas del grafeno y de la guía de onda sin grafeno y posteriormente combinarlas para obtener el modelo final del guía de onda con la monocapa de grafeno. Adicionalmente, en el estudio se demuestra la posibilidad de modificar los niveles de fermi del grafeno mediante la aplicación de un voltaje entre dos monocapas de este material. Esto significa la posibilidad de modificar controladamente las propiedades de conducción y absorción del grafeno y de esta manera superar el problema de la alta absorción de este material (Kim et al., 2016). Estos resultados abren la posibilidad de utilizar el grafeno con el fin de potenciar el desempeño de los biosensores basados en guías de onda ópticos basado en silicio y a pesar de que el modelamiento se realizó para dispositivos de silicio, este mismo enfoque se puede utilizar para obtener un modelo que permita analizar y diseñar biosensores basados en materiales poliméricos con grafeno.

En este punto, cabe resaltar que el profesor PhD Jhonattan Cordoba Ramirez, codirector de esta propuesta doctoral tuvo la oportunidad de fabricar y caracterizar dispositivos con las características previamente descritas en tecnología de Silicio, en conjunto con algunos de los investigadores de la universidad de Santa Barbara California que desarrollaron el método de análisis de los guías de onda ópticos de Silicio con Grafeno.

Partiendo de lo expuesto anteriormente, en este trabajo doctoral se presenta un nuevo enfoque para el diseño de biosensores de alta sensibilidad usando transductores fotónicos con materiales poliméricos y grafeno. Este nuevo enfoque consiste en el diseño de biosensores de guías de onda ópticos con materiales poliméricos a los que se adicionan dos mono-capas de grafeno entre las que se aplique un voltaje con el fin de controlar las propiedades de conducción y absorción del grafeno y poder obtener transductores de alta sensibilidad sobre la plataforma de polímeros.

Esta alternativa se vislumbra como un nuevo enfoque para aumentar la sensibilidad de los biosensores ópticos poliméricos y trajo consigo retos como el análisis numérico de esta nueva estructura, la selección de los materiales y las dimensiones de las diferentes capas de los guías de onda, así como su geometría. Con el desarrollo de este trabajo se buscará sentar las bases para el desarrollo de biosensores fotónicos de muy alta sensibilidad para aplicaciones de CI y específicamente para plataformas LOC en las que se buscan obtener diagnósticos tempranos y confiables de concentraciones muy pequeñas de agentes biológicos o químicos que pueden poner en riesgo la salud humana o causar daños en el medio ambiente.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Diseñar transductores fotónicos para aplicaciones de biosensado utilizando materiales poliméricos y grafeno, con niveles de sensibilidad comparables a los fabricados mediante la plataforma SOL.

1.2.2 Objetivos Específicos

Diseñar y modelar numéricamente transductores fotónicos basados en guías de onda con materiales poliméricos.

Modelar numéricamente el comportamiento de la luz en el área sensora de los transductores fotónicos diseñados al integrar dos monocapas de grafeno.

Evaluar la viabilidad del uso de los transductores fotónicos poliméricos con grafeno diseñados en aplicaciones de biosensado.

1.3 Aspectos Metodológicos

La metodología utilizada para el diseño y análisis del transductor MZI para aplicación en biosensores usando el polímero SU-8 y grafeno se dividió en 4 grandes bloques: documentación teórica y modelamiento matemático, diseño y análisis de las guías de onda, caracterización del grafeno e implementación de algoritmos y la validación de la estructura mediante el análisis de sensibilidad. Esta metodología se ilustra gráficamente en la **Figura 1**.

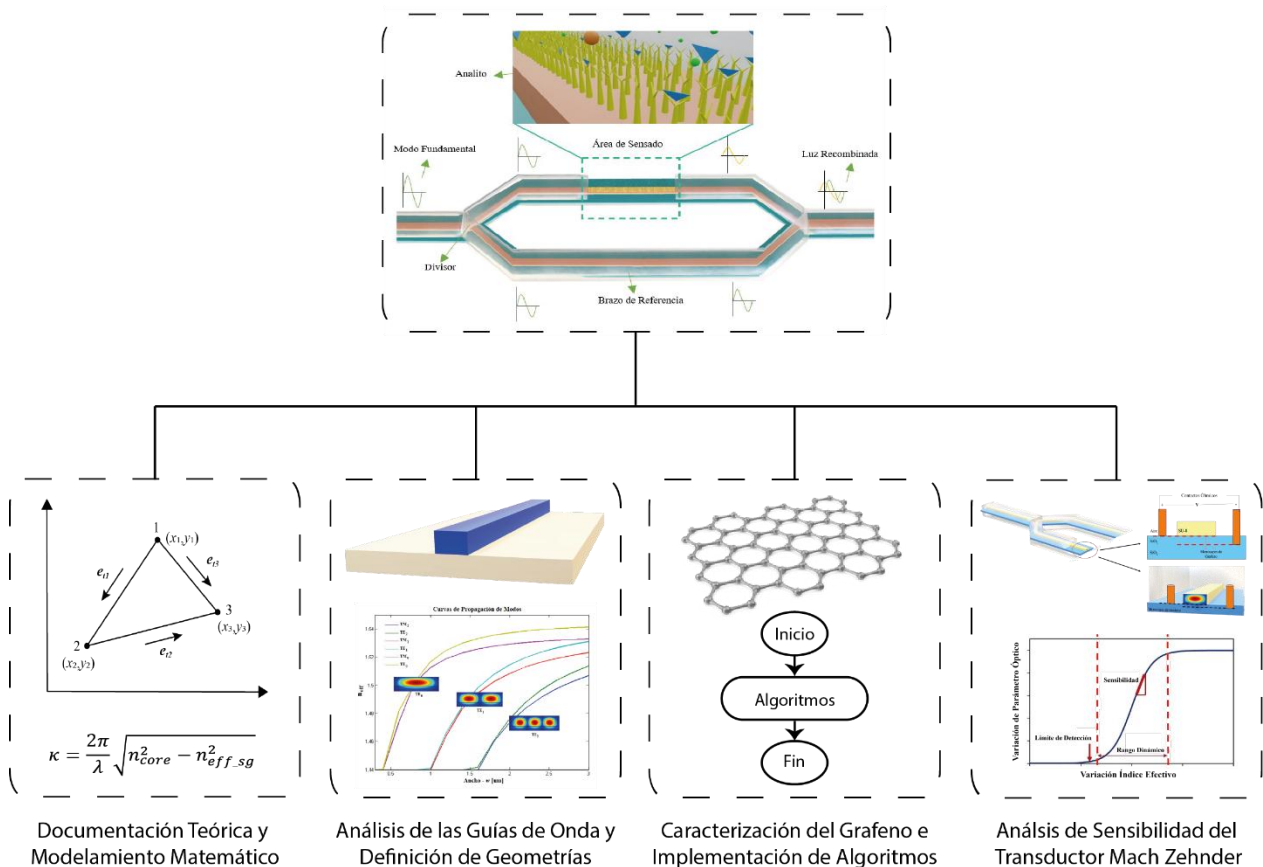


Figura 1. Metodología de la Tesis.

Los bloques mostrados en la Figura 1 representan cada uno de los capítulos en los que se estructuró este documento. A continuación, se describe brevemente la metodología empleada para

el despliegue de cada uno y sus aportes para el cumplimiento de los objetivos de la tesis doctoral. Posteriormente, al inicio de cada capítulo se realiza una descripción detallada de los aspectos metodológicos considerados en cada sección.

1.3.1 Documentación Teórica y Modelamiento Matemático

La documentación teórica fue un pilar fundamental para el desarrollo de la tesis doctoral dada la naturaleza teórica y de investigación de este trabajo. En este sentido, se realizó una amplia investigación y documentación teórica y matemática que se plasma en el capítulo 2. Esta revisión se focalizó en cuatro temas claves que se describen a continuación:

- Propagación de la Luz en Guías de Onda Fotónicas: la primera sección del marco teórico se enfocó en la descripción del principio de propagación de la luz en guías de onda fotónicas y el comportamiento modal que se presenta en estas. Se parte del modelo de referencia con la guía de onda Slab y se describe el proceso para llegar a las ecuaciones de dispersión de los modos TE y TM a partir de las ecuaciones de Maxwell. Adicionalmente, se describe el método de índice efectivo que permite obtener el índice de refracción efectivo de cualquier tipo de guía de ondas al representarlas como la superposición de guías de onda Slab.
- Principio de Funcionamiento de los Biosensores Fotónicos: la segunda parte de la documentación teórica se focalizó en describir detalladamente el fenómeno óptico en el que se basan los biosensores fotónicos de onda evanescente que es el principio en el que se basaron los transductores diseñados en este trabajo. Se describen diferentes tipos de biosensores como SPR, MZI, anillos resonantes y cristales fotónicos.
- Caracterización del Grafeno: en esta sección se presentan los modelos matemáticos de los parámetros electroópticos del grafeno. Se describen las componentes intrabanda e interbanda de la conductividad y su dependencia del nivel de Fermi. Igualmente, se describen parámetros como la permitividad e índice de refracción y la relación entre estos.
- Métodos de Análisis Matemático: la parte final del marco teórico se enfoca en describir los modelos matemáticos que se utilizan para analizar las estructuras fotónicas. Principalmente se describe el Método de Elementos Finitos (FEM, *Finite Element Method*), que es la base de la herramienta computacional COMSOL MULTIPHYSICS, que es el simulador que se toma como referencia para el análisis y diseño de las guías de onda y los transductores fotónicos. De igual manera, se describen los métodos de índice efectivo y el método de

perturbaciones que en conjunto conforman una solución para calcular el índice de refracción efectivo de guías de onda con monocapas de grafeno.

1.3.2 Diseño y Análisis de las Guías de Onda

El diseño de las guías de onda es el primer paso para la implementación de cualquier dispositivo en la fotónica integrada. En el caso particular de los biosensores diseñados en esta tesis, este proceso se enfocó en comprender y modelar la forma en que se propaga la luz dentro de las guías de onda en las que posteriormente se basan los transductores fotónicos con materiales poliméricos. Para este proceso se realizaron las siguientes actividades:

- Definición de los tipos de guías de onda a utilizar considerando las capacidades de fabricación del laboratorio de optoelectrónica de la UFMG.
- Definición de los parámetros de diseño tales como la longitud de onda de trabajo y las características del espacio de simulación teniendo en cuenta los requerimientos establecidos por el método FEM y el software de Simulación COMSOL MULTIPHYSICS.
- Selección de los materiales de las guías de onda poliméricas que conforman la base de los transductores fotónicos.
- Definición de las dimensiones de las guías de onda seleccionadas. Para esto se realizó un análisis de propagación modal con el que se obtuvieron las curvas de cutoff. Fundamentales para determinar la zona de operación monomodo que se requiere en el tipo de biosensores diseñados en este trabajo.
- Cálculo de los índices de refracción efectivos de las guías de onda definidas.

El cumplimiento de las actividades descritas anteriormente para el diseño y análisis de las guías de onda que sirvieron como base para el posterior diseño del transductor MZI se refleja en el capítulo 3 titulado “Análisis de Guías de Onda Fotónicas con Materiales Poliméricos”.

Esta fase de estudio y diseño de las guías de onda es fundamental en el desarrollo y análisis de los biosensores fotónicos ya que proporciona información del comportamiento del índice de refracción efectivo de la estructura. Esto es crucial ya que cuando ocurre un evento de bioreconocimiento en el área sensora lo que ocurre físicamente es un cambio leve en el índice de refracción del recubrimiento de la guía de onda que se refleja en un cambio leve del índice de refracción efectivo de esta. Finalmente, estos deltas de índice de refracción efectivo se relacionan

con la variación de fase de la señal óptica que se propaga en la estructura MZI como se mostrará en el capítulo 5.

1.3.3 Caracterización del Grafeno e Implementación de Algoritmos

En este bloque de trabajo se realizó el análisis de los parámetros electroópticos del grafeno y su impacto en la propagación de la luz en guías de onda poliméricas. Este análisis fue el reto principal a nivel técnico de la tesis doctoral, ya que dadas las dimensiones del grafeno, las herramientas computacionales presentan limitaciones para analizar su comportamiento y demandan un alto costo computacional. En este sentido, fue necesario implementar un algoritmo en el software MATLAB en el que se integraron las ecuaciones de propagación modal de las guías de onda, el método de índice efectivo y un algoritmo basado en la teoría de perturbaciones para optimizar el análisis de las guías de onda con monocapas de grafeno. Para esto se desarrollaron las siguientes actividades:

- Caracterización de las propiedades ópticas del grafeno como la conductividad, permitividad e índice de refracción. Se generó un algoritmo que permitió analizar el comportamiento de estos parámetros en función de la energía de Fermi con el fin de poder seleccionar el nivel de Fermi adecuado para las características de sensibilidad requeridas.
- Implementación de un algoritmo para el cálculo del índice de refracción efectivo de guías de onda con 2 monocapas de grafeno basado en la teoría de perturbaciones. Este algoritmo permitió agilizar el proceso de diseño de las guías de onda nanofotónicas con monocapas de grafeno al reducir la complejidad computacional comparado con el método FEM.

Estas actividades se describen detalladamente en el capítulo 4 titulado “Análisis de Guías de Onda Poliméricas con Monocapas de Grafeno”.

1.3.4 Validación de la Estructura MZI mediante Análisis de Sensibilidad

La fase final del proyecto se enfocó en validar la viabilidad del transductor MZI diseñado, mediante la comparación de la sensibilidad y el límite de detección obtenidos con otras estructuras fotónicas reportadas en la literatura científica tanto en plataforma de Silicio como en otros materiales.

1.4 Estado del Arte

En la literatura científica sobre biosensores se reporta una amplia variedad de estructuras usadas en múltiples aplicaciones que usan principios eléctricos, mecánicos, electromecánicos, acústicos y fotónicos. En los últimos años, los biosensores fotónicos de onda evanescente han ganado popularidad gracias a que ofrecen ventajas como alta sensibilidad (límite de detección menor que 1×10^{-7}), 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. Actualmente, existen varios tipos de estructuras fotónicas para aplicaciones de biosensores que se basan en el principio del campo evanescente, entre ellas se destacan principalmente estructuras basadas en plasmones superficiales (SPR, Surface Plasmon Resonance), interferómetros, anillos resonantes y cristales fotónicos. Estas estructuras se describen detalladamente en la sección 2.5, sin embargo, en esta sección se presenta una revisión de diferentes tipos de biosensores haciendo énfasis en la sensibilidad y límite de detección, con el fin de tener un marco de referencia para la comparación del transductor diseñado en este trabajo con otras estructuras de características similares reportadas en la literatura.

1.4.1 Biosensores Plasmónicos

Los biosensores plasmónicos son un conjunto de biosensores ópticos compuestos por nanoestructuras metal-dieléctricas cuyo principio de funcionamiento se basa en la manipulación de plasmones de superficie (SP, *Surface Plasmons*). De acuerdo con la literatura se pueden identificar cuatro tipos de SP:

- Plasmones de superficie localizados (LSP, *Localized Surface Plasmons*)
- Plasmones de superficie propagativos (PSP, *Propagating Surface Plasmon*)
- Plasmones en arreglos periódicos de nanopartículas (SLR, *Surface Lattice Resonance*)
- Acoplamiento de plasmones LSP-SPR conocidos como (SPP-Bloch, *Surface Plasmon Polaritons*)

En la Tabla 1 se presenta una recopilación de estudios en los que se utilizan nanoestructuras plasmónicas para aplicaciones de biosensado. Se tabula información sobre el fenómeno en el que se basa el estudio, así como de la estructura utilizada, el tipo de estudio (teórico o experimental),

la longitud de onda de resonancia, la sensibilidad del índice de refracción volumétrico (S_B) y la referencia.

Tabla 1. Estudios realizados sobre nanoestructuras plasmónicas para aplicaciones de biosensado.

Adaptado de (Spackova et al., 2016).

Tipo de Plasmón	Nanoestructura	Tipo de estudio	Longitud de onda de resonancia	Sensibilidad (nm/RIU)	Referencia
PSP/SPR	Capa de oro Planar	Teórico	600-1000	1000-14000	(Otte et al., 2010)
	Rejilla de difracción de oro	Teórico	600-1000	300-700	(Homola & Piliarik, 2006)
	Capa de oro Planar	Teórico	550-850	500-200000	(Homola & Piliarik, 2006)
LSP	Nano-varillas de oro	Teórico	600-1000	200-600	(Otte et al., 2010)
	Nano-prismas de plata recubiertos con oro	Experimental	600	425	(Martinsson et al., 2013)
	Nano-prismas de oro	Experimental	650	583	(Joshi et al., 2012)
	Nano-estrella de oro	Experimental	650-750	218	(Dondapati et al., 2010)
	Nano-anillo de oro	Experimental	870	350	(Stakenborg & Lagae, 2012)
	bipirámide de oro	Experimental	900	381	(Lee et al., 2009)
	Nano-cruces de oro	Experimental	1400	500	(Rodríguez-Fortuño et al., 2011)
	Nano-islas Bimetálicas Au-Ag	Experimental	421-578	---	(Qiu et al., 2018)
	Nanopartículas de oro moldeadas con polímeros	Experimental	553-715	84-1079	(Lu et al., 2019)
Modo Acoplado LSP-PSP	Nano-pilares periódicos sobre una capa de Oro	Experimental	815	675	(Çetin et al., 2011)
	Arreglo periódico de hongos de oro	Experimental	1260	1010	(Shen et al., 2013)
	arreglo de nano-huecos en una capa de oro	Experimental	660-750	360-480	(Monteiro et al., 2013)
SLR	Arreglo periódico de nano-discos de oro	Experimental	600-900	---	(Offermans et al., 2011)
	Arreglo periódico de elipsoides de oro	Teórico	500-100	---	(Špačková & Homola, 2013)
	Arreglo de nano-huecos suspendidos en una capa de oro	Experimental	795	717	(Yanik et al., 2011)
	Nanopartículas de oro dispuestas en un arreglo periódico de metamateriales	Experimental	---	300-400	(Danilov et al., 2018)

Los estudios alrededor de los biosensores basados en SPR muestran que han sido ampliamente estudiados desde principios de siglo y que entre 2010 al 2020 se reportó un gran número de estructuras en las que el oro es el material estrella para la generación de los plasmones. Igualmente, se observa que permiten lograr niveles de sensibilidad comunes de 200 a 1000 nm/RIU, sin embargo, algunas investigaciones han reportado sensibilidades de hasta 200000 nm/RIU a nivel teórico y hasta 1079 nm/RIU a nivel experimental.

1.4.2 Biosensores Interferométricos

En los biosensores basados en estructuras interferométricas se destacan principalmente tres configuraciones: MZI, interferómetro de Young y el Interferómetro de doble polarización. Sin embargo, en esta investigación se consideraron las nuevas configuraciones basadas en interferometría modal entre las que se encuentran los biosensores basados en guías de onda bimodales y trimodales.

En la Tabla 2 se relacionan algunos estudios en los que se proponen biosensores ópticos basados en las diferentes estructuras de interferometría para múltiples análisis *label-free*.

Tabla 2. Estructuras interferométricas para aplicaciones de biosensado.

Interferómetro	Límite de Detección (RIU)	Materiales	Referencia
MZI	$2 * 10^{-4}$	Híbrido orgánico-inorgánico	(Bastos et al., 2018)
	---	Silicio	(Qin et al., 2016)
	$2.76 * 10^{-8}$	Silicio	(van Gulik et al., 2017)
Young	$9 * 10^{-9}$	Si y Ta2O5	(Schmitt et al., 2007)
	$1.2 * 10^{-5}$	Polímeros	(M. Wang, Hiltunen, et al., 2012)
Doble Polarización	$1 * 10^{-5}$	Polímeros	(M. Wang, Uusitalo, et al., 2012)
	$4 * 10^{-8}$	Silicio	(M. Wang et al., 2008)
Bimodal	$2.5 * 10^{-7}$	Silicio	(Zinoviev et al., 2011)
	$5 * 10^{-8}$	Silicio	(González-Guerrero et al., 2017)
	$2.5 * 10^{-7}$	Silicio	(Chocarro-Ruiz et al., 2018)
	---	Silicio+Polímeros	(Liang, Zhao, et al., 2019)
Trimodal	$7.34 * 10^{-7}$	Poliméricos	(Ramirez et al., 2015b)
	---	Poliméricos	(Liang et al., 2018)

Los datos consignados en la Tabla 2 muestran que los biosensores interferométricos presentan alta sensibilidad dado que su límite de detección oscila en la mayoría de los casos entre

10^{-7} y 10^{-8} RIU. Por otro lado, el año de las publicaciones permite identificar que, entre los biosensores basados en interferómetros de doble brazo, el MZI es el que tiene mayor interés entre la comunidad científica ya que es el que presenta los estudios más recientes. De igual manera, los interferómetros modales también presentan desarrollos recientes dado que su aparición se dio apenas en el 2011 y presentan alta sensibilidad.

Otro aspecto relevante que se puede apreciar en los datos consignados en la Tabla 2 es el creciente interés por el uso de materiales poliméricos para el diseño y fabricación de los diferentes transductores ópticos. Esta tendencia se debe a que la tecnología polimérica proporciona una plataforma de fabricación en masa más barata que las técnicas de tradicionales. Adicionalmente, esta tecnología permite mayores tolerancias para las dimensiones de los guías de onda (Ramirez et al., 2015b).

1.4.3 Biosensores de anillos resonantes

Los anillos resonantes son otra de las estructuras más atractivas para aplicaciones de biosensado óptico debido a que su resonancia permite una alta sensibilidad. De hecho, muchas de las aplicaciones desarrolladas recientemente sobre biosensado fotónico se basan en anillos resonantes, tal como se observa en la Tabla 3.

Tabla 3. Estudios recientes sobre biosensores basados en anillos resonantes

Tipo de Anillo	Sensibilidad	Material del Anillo	FSR (nm)	Ref
Anillo resonante simple con doble guía de onda.	0.05 nm/°C	Polímeros	0.29	(Morarescu et al., 2016)
Dos anillos en cascada con doble guía de onda	0.003125 nm/°C	Polímeros	4.6	(Liang, Liu, Wu, Morthier, Zhao, et al., 2019)
Anillo resonante simple con un solo guía de onda	5.3 pg/mm ² - Desplazamiento de Longitud de onda	Polímeros	2	(Tu et al., 2019)
	55.9 fg/mm ² - Variación de intensidad			
Anillo resonante simple con un solo guía de onda	300 nm/RIU	SiN	10	(Calvo et al., 2019)
Anillo resonante simple con un solo guía de onda suspendido en el aire	310 nm/RIU – Suspendido	SiO ₂	---	(Gaur et al., 2018)
	115 nm/RIU – Soportado			

Los anillos resonantes se han desarrollado comúnmente sobre las plataformas de fabricación tradicionales como SOI y SiN. Sin embargo, como se puede apreciar en la Tabla 3 y en general en todas las estructuras para biosensado fotónico, hay una tendencia hacia el uso de materiales poliméricos para la fabricación de los nuevos transductores fotónicos. Este comportamiento se debe a que los polímeros presentan algunas propiedades ópticas que los presentan como un material óptimo para aplicaciones de biosensado.

1.5 Alcances y Limitaciones

El trabajo doctoral se enfocó en el diseño de transductores fotónicos basados en interferómetros Mach Zehnder, utilizando SU-8 como material principal para el núcleo de las guías de onda y un arreglo de dos monocapas de grafeno para mejorar la interacción del campo evanescente en el área sensora de las estructuras. El estudio se limitó al diseño estructural y el análisis matemático del comportamiento de la luz en las estructuras apoyados en las herramientas de simulación COMSOL Multiphysics y MATLAB. Adicionalmente, se tuvo en cuenta las consideraciones necesarias para que los dispositivos fueran fabricables. Es decir, que las dimensiones, geometrías y materiales utilizados en los diseños corresponden con las capacidades de fabricación del Laboratorio para Optrónica y Microtecnologías Aplicadas (OptMALab) de la Universidad Federal de Minas Gerais (UFMG) en Belo Horizonte, Brasil, que tiene la capacidad de fabricación de dispositivos fotónicos integrados.

Para el desarrollo de esta tesis doctoral no se comprometió la fabricación de los dispositivos dado que en el país no se cuenta con la tecnología necesaria para realizar este proceso. Sin embargo, gracias al apoyo económico recibido por Minciencias se realizaron algunas pruebas de fabricación de la guía de onda diseñada con monocapas de grafeno.

1.6 Aportes de la Tesis

En esencia, este trabajo doctoral consiste en una investigación teórica en la que se propuso un tipo de biosensor novedoso respecto a lo reportado en el estado del arte ya que se integran monocapas de grafeno a una guía de onda con núcleo de polímero SU-8 con el fin de mejorar la presencia del campo evanescente en el área sensora y por ende la sensibilidad del biosensor. Dado esto, el principal reto afrontado en este trabajo fue el de conseguir un método confiable para

analizar las guías de onda con grafeno, dadas las dimensiones de este a nivel de monocapa. Partiendo de lo anterior, se identifican como aportes de este trabajo doctoral los siguientes aspectos:

- **Marco de Referencia Teórico en Fotónica Integrada:** En el ámbito nacional, el desarrollo de esta investigación proporciona un marco de referencia a nivel teórico y matemático en el diseño de biosensores nanofotónicos de campo evanescente y en sí, del área de la fotónica integrada ya que comparten la misma fundamentación teórica y a la fecha ha sido poco explorada en el país.
- **Método Analítico para el Diseño de Biosensores con Monocapas de Grafeno:** en esta investigación se desarrolló un algoritmo en el que se adaptan varios modelos matemáticos existentes para conformar un método analítico que permite agilizar el análisis de guías de onda con monocapas de grafeno comparado con métodos numéricos que requieren un alto costo computacional como el método FEM.
- **Metodología para el Diseño de Guías de Onda Nanofotónicas:** una limitación a la hora de abordar el diseño de biosensores nanofotónicos es la poca documentación acerca de los métodos seguidos para definir las dimensiones de las guías de onda mediante herramientas computacionales. La mayor parte de las publicaciones presentan la guía de onda ya diseñada o presentan las curvas de dispersión con una breve descripción. A partir de este hallazgo, en este trabajo se proporciona una metodología de análisis de guías de onda nanofotónicas mediante el software COMSOL MULTIPHYSICS que muestra explícitamente cómo definir las dimensiones de cualquier tipo de guía de onda para operar en la región monomodo o bimodal para aplicaciones de biosensado, a partir de la obtención y análisis de las curvas de dispersión modal.

De forma complementaria, durante la ejecución de esta investigación se desarrollaron varios productos académicos que aportan al fortalecimiento de las capacidades regionales y nacionales de investigación y apropiación de la Ciencia, Tecnología e Innovación (CTeI) que se describen a continuación.

1.6.1 Productos de Generación de Nuevo Conocimiento

Durante el desarrollo de la tesis doctoral se obtuvo resultados importantes a nivel teórico, matemático y algorítmico para el análisis y diseño de dispositivos nanofotónicos para aplicaciones de biosensado que fueron presentados en productos académicos de nuevo conocimiento como

artículos científicos y un capítulo de libro. A continuación se listan los productos obtenidos y el estado en el que se encuentran:

- **Alvarez-Guerrero, J.**, Vejar-Caballero, J. J., Medina-Delgado, B., Calvo-Salcedo, A. F., Amaya-Fernández, F., & Córdoba, J. (202X). Análisis de propagación modal en guías de onda de polímero su-8 para el diseño de biosensores fotónicos monomodo y multi modo. *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*. (En Evaluación en Revista B de Publindex).
- Portes, A. V. R., Martins, A. J. L., **Guerrero, J. A.**, Carvalho, M. M., Amaya-Fernandez, F. O., Saito, L. A. M., & Ramirez, J. C. (2021). Electro-optical biosensor based on embedded double-monolayer of graphene capacitor in polymer technology. *Polymers*, 13(20). <https://doi.org/10.3390/polym13203564> - **Publicado en Revista Q1 en SJR.**
- **Alvarez-Guerrero, J.**, Amaya-Fernández, F., & Córdoba, J. (2022). Diseño de Guías de Onda Nanofotónicas para el Desarrollo de Biosensores de Alta Sensibilidad. En Servicio Nacional de Aprendizaje (Ed.), *Investigación, Desarrollo Tecnológico e Innovación en Ingeniería y Administración: Una Perspectiva Multicultural* (pp. 110–125). SENA. – **Publicado en Capítulo de Libro Resultado de Investigación.**

1.6.2 Productos de Apropiación Social del Conocimiento

La apropiación social del conocimiento se llevó a cabo mediante la divulgación de los avances de la tesis doctoral en eventos académico-científicos de carácter nacional e internacional como se enuncia a continuación:

- **Alvarez-Guerrero, J.**, Córdoba Ramírez, J., & Amaya Fernandez, F. (2019). Biosensores Ópticos para Aplicaciones Lab-on-a-Chip. *Encuentro Internacional de Educación En Ingeniería ACOFI*. <https://doi.org/10.26507/PONENCIA.278>
- Peñaranda, V., Ramirez. W., **Alvarez-Guerrero, J.**, Soto, A. J., & Córdoba, J. (2019). Diseño y análisis de transductores fotónicos para aplicaciones de biosensado. *VI Semana Internacional de Ciencia, Tecnología e Innovación*.
- **Alvarez-Guerrero, J.**, Vejar-Caballero, J. J., Medina-Delgado, B., Calvo-Salcedo, A. F. (2023). Diseño de Circuitos Integrados Fotónicos para Aplicaciones en Telecomunicaciones. *2do Congreso Internacional de Ingeniería: Tendencias de la Ingeniería una Mirada Global*.

- Vejar-Caballero, J. J., **Alvarez-Guerrero, J.**, Calvo-Salcedo, A. F., Medina-Delgado, B., (2023). Análisis de Estructuras Fotónicas Integradas con Materiales Poliméricos. *10ª Semana Internacional de Ciencia, Tecnología e Innovación*.
- **Alvarez-Guerrero, J.**, Córdoba Ramírez, J., & Amaya Fernández, F. (2024). Biosensores Fotónicos de Alta Sensibilidad Mediante SU-8 y Grafeno. *7 Encuentro Internacional en Ciencias Aplicadas e Ingenierías (Universidad - Industria)*.

1.6.3 Formación de Recurso Humano

La fotónica integrada es un área del conocimiento relativamente nueva que lleva pocos años de investigación y desarrollo pero con importantes aportes en áreas como la computación fotónica, las telecomunicaciones y la computación cuántica. A pesar de su impacto internacional, la fotónica integrada ha sido poco explorada en el país y se requiere la formación de recurso humano que esté preparado para afrontar los desafíos que trae consigo el desarrollo de esta en el país. En este sentido, en el marco del desarrollo de esta tesis doctoral se orientó un trabajo de grado en la Universidad Libre de Colombia Seccional Cúcuta y actualmente se está ejecutando otro trabajo de grado en la Universidad Francisco de Paula Santander de Cúcuta. A continuación, se presentan los datos de los estudiantes y títulos de los trabajos orientados:

- Duque, B. J., & Sandoval, J. D. (2022). *Análisis de la viabilidad de implementación de guías de onda ópticas con materiales poliméricos para el desarrollo de Biosensores ópticos*. [Universidad Libre Seccional Cúcuta]. <https://repository.unilibre.edu.co/handle/10901/24089>
- Vejar-Caballero, J. J. (En Ejecución). *Diseño de transductores fotónicos en plataforma de polímeros para aplicaciones Lab-on-a-Chip*. [Universidad Francisco de Paula Santander].

1.6.4 Fortalecimiento de las Capacidades Nacionales de Investigación, Innovación o Apropiación de CTel

El aporte al fortalecimiento de las capacidades nacionales de investigación se ve reflejado en la participación y colaboración en el planteamiento y ejecución del proyecto interinstitucional financiado por Minciencias titulado “Generación de Peines de Frecuencias Ópticas usando Circuitos Integrados Fotónicos con Micro Resonadores para aplicación en Comunicaciones Ópticas”, en la convocatoria 890-2020 para el fortalecimiento de CTel en instituciones de

educación superior públicas. El proyecto tiene como institución ejecutora a la Universidad Tecnológica de Pereira y como instituciones co-ejecutoras a la Universidad Nacional de Colombia sede Manizales, el Instituto Tecnológico Metropolitano de Medellín y la Universidad Francisco de Paula Santander de Cúcuta de la cual hace parte el doctorando como profesor de cátedra e integrante activo del Grupo de Investigación en Tecnología, Innovación y Sociedad.

2. MARCO TEÓRICO

La documentación teórica presentada en esta sección es un componente fundamental que refleja una buena parte del cumplimiento de los objetivos específicos 1 y 2 planteados en la sección 1.2.2. Dado que en estos, se propuso documentar y analizar los modelos matemáticos que describen la propagación de la luz en transductores fotónicos sin y con monocapas de grafeno. Adicionalmente, se documenta en detalle el principio de funcionamiento de los biosensores fotónicos, haciendo énfasis en cómo a partir de variaciones de las propiedades de propagación de las ondas de luz es posible medir una cantidad de determinado analito con niveles altos de sensibilidad.

En este sentido, la sección 2.1 se enfocó en la descripción gráfica y matemática de la propagación de la luz en guías de onda nanofotónicas. Se parte del planteamiento de las ecuaciones de Maxwell para guías de onda y cómo a partir de estas se llega a las ecuaciones de dispersión de los modos TE y TM. Ecuaciones que permiten el cálculo de todos los parámetros de propagación en las guías de onda y la distribución de los campos electromagnéticos dentro de las mismas. Con esta sección se cumple la parte del modelamiento matemático en el que se basan los transductores fotónicos propuesto en el objetivo específico 1, ya que finalmente estos componentes se fundamentan en la propagación de la luz en guías de onda planares.

En segundo lugar, las secciones 2.2 hasta la 2.5 se enfocaron en la descripción del fenómeno de onda evanescente y cómo este es utilizado como el principio de funcionamiento de los diferentes tipos de transductores ópticos que se usan como biosensores. Se describen los principales tipos de transductores pero se hace énfasis en los transductores basados en Interferómetros Mach-Zehnder (MZI, *Mach Zehnder Interferometer*) ya que son las estructuras que se tomaron como referencia para el análisis de viabilidad de los biosensores con materiales poliméricos. Esta sección complementa lo propuesto en el objetivo específico 1.

Por otro lado, la sección 2.6 se centra en la descripción matemática de las propiedades electroópticas del grafeno que son fundamentales para el desarrollo del modelamiento matemático de las guías de onda con monocapas de grafeno. Por lo tanto, esta sección es un aporte directo al análisis matemático del comportamiento de la luz en el área sensora de transductores fotónicos con monocapas de grafeno propuesto en el objetivo específico 2.

Finalmente, en la sección 2.7 se describen los dos modelos matemáticos que se usaron para el análisis de las guías de onda con monocapas de grafeno. En primera instancia se describe detalladamente el método FEM que es la base matemática de la herramienta computacional Comsol Multiphysics en la que se desarrolla una buena parte del estudio de este trabajo. Además, se describe matemáticamente el método basado en la teoría de perturbación que se utiliza como método alternativo para optimizar el cálculo del índice efectivo en guías de onda con monocapas de grafeno. Esta sección complementa el modelamiento matemático propuesto en el objetivo específico 2.

2.1 Guías de Onda Nanofotónicas

Las guías de onda nanofotónicas son el componente fundamental en el diseño y fabricación de los circuitos integrados dado que estructuras fotónicas como los anillos resonantes, interferómetros, cristales fotónicos, etc, se basan en estas. No se puede concebir un buen biosensor en un circuito integrado sin diseñar inicialmente la guía de onda. En la Figura 2 se presentan los tipos de guías de onda más comunes usados por las diferentes plataformas de fabricación.

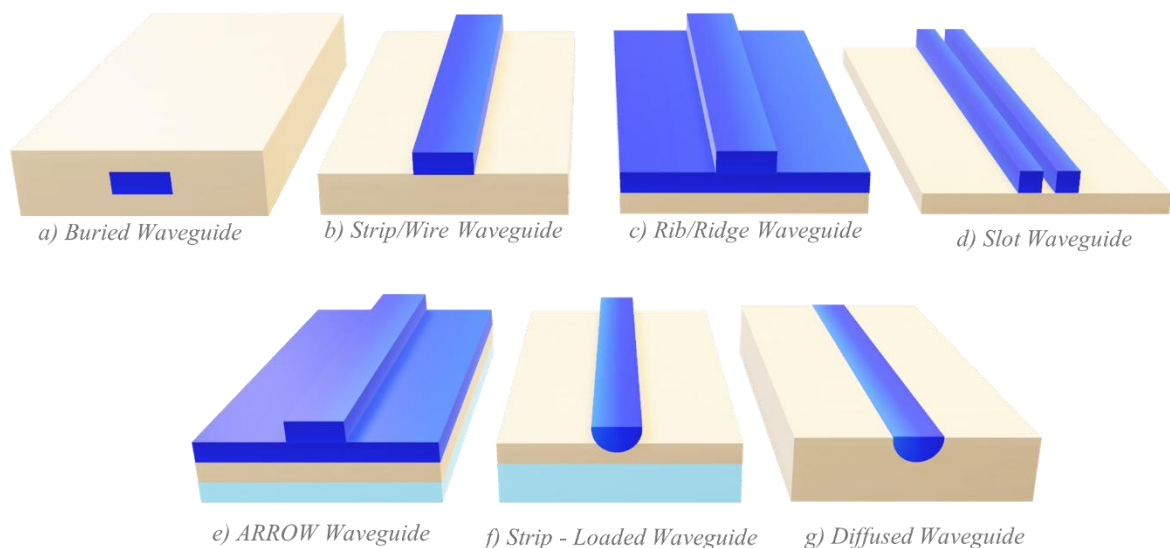


Figura 2. Secciones de Guías de Onda Nanofotónicas: **(a)** Buried o tipo canal empotrado **(b)** Tipo Strip o Wire. **(c)** Tipo Rib o Ridge **(d)** Tipo Slot o ranurada. **(e)** Tipo Arrow **(f)** Tipo. Adaptado de (Selvaraja & Sethi, 2018).

En términos generales, las guías de onda utilizadas en circuitos integrados fotónicos son estructuras dieléctricas con cavidades o tubos circulares, rectangulares o elípticos de dimensiones nanométricas que permiten el guiado de fotones a través de las ondas de luz, normalmente en

longitudes de onda del espectro infrarrojo o del espectro visible. Su fabricación fue compatible con las tecnologías de fabricación de circuitos integrados electrónicos como la plataforma de Silicio sobre Aislante (SOI, Silicon over Insulator), así como plataformas basadas en materiales como el Germanio (Ge), Fosforo de Indio (InP) y los materiales de los grupos III/V de la tabla periódica. Esta compatibilidad ha permitido que la fotónica integrada se considere precisa, madura, robusta, con alta eficiencia y reproducibilidad (Heck et al., 2013).

La selección del tipo de guía de onda depende de los materiales a utilizar, las dimensiones, la geometría de las estructuras y en términos generales de las capacidades de fabricación del laboratorio o fábrica de semiconductores (Foundry). En este proyecto, se consideraron las capacidades de fabricación del laboratorio para Optrónica y Microtecnologías Aplicadas (OptMALab) de la Universidad Federal de Minas Gerais (UFMG) en Belo Horizonte, Brasil.

2.1.1. Principio de Propagación en Guías de Onda Fotónicas

Al igual que la fibra óptica, el principio de propagación de la luz a través de una guía de onda rectangular se basa en el principio de reflexión total interna, en el que se debe cumplir la condición que el índice de refracción del núcleo (n_1) sea mayor que el índice de refracción del cladding (n_2) para que la luz se mantenga confinada en la guía de onda, tal como se ilustra en la Figura 3. Adicionalmente, se debe cumplir que el ángulo de incidencia en la interfaz núcleo-cladding (θ_1) sea mayor que el ángulo crítico dado por $\theta_c = \sin^{-1}(n_2/n_1)$ y mayor que 90° , es decir, $\theta_c < \theta_1 < 90^\circ$. Esta condición está sujeta a que el ángulo de refracción de la interfaz aire-núcleo (ϕ) se relacione con el ángulo de incidencia de aceptación θ_a mediante $\sin \theta_a = n_1 \sin \phi \leq \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$, de donde se obtiene que $\theta_a = \sin^{-1}(\sqrt{n_1^2 - n_2^2}) \equiv \theta_{max}$, donde θ_{max} es el ángulo máximo en el cual se presentará la reflexión total interna y se conoce como Apertura Numérica.

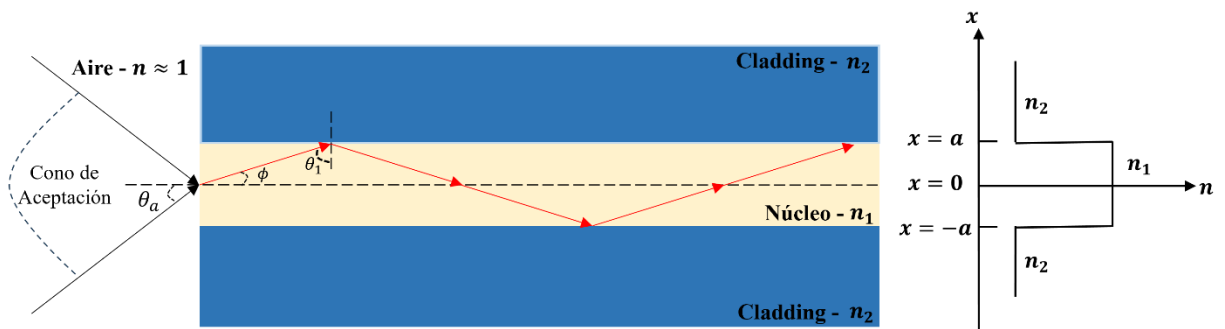


Figura 3. Reflexión total interna y perfil de índice de refracción en una guía de onda. Adaptado de (Okamoto, 2006)

2.1.2. Modos de Propagación

Como se explicó en el punto anterior, la luz debe incidir con cierto ángulo determinado para que se pueda propagar en la guía de onda, un rayo de luz con un ángulo aleatorio no se podrá propagar. Por lo tanto el ángulo de propagación dentro de la guía de onda está discretizado y cada uno de los valores permitidos excitan los llamados *Modos de Propagación*.

Los modos de propagación se conciben como soluciones válidas (eigenvalores) a las ondas electromagnéticas de excitación (eigenvectores) que se propagan en una guía de onda. Como están discretizados se reconocen con la letra m ($m = 0, 1, 2, 3 \dots$). A continuación, se describe como se forman los modos de propagación, para esto se toma como referencia una guía de onda tipo Slab como la que se ilustra en la Figura 4.

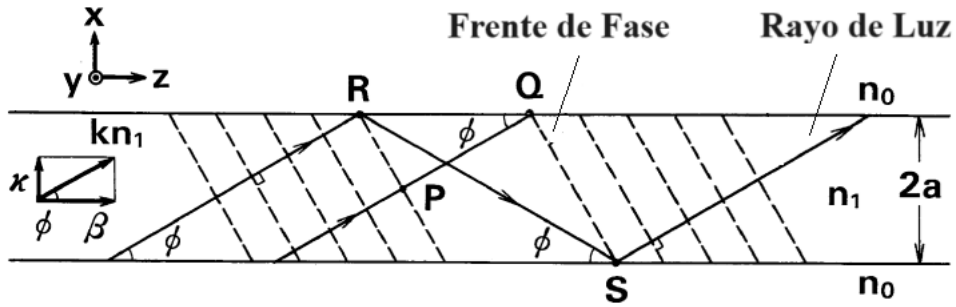


Figura 4. Propagación de rayos y frente de fase en una guía de onda (Okamoto, 2006).

De acuerdo con un análisis geométrico que se puede detallar en (Okamoto, 2006), de las trayectorias seguidas por los rayos PQ y RS de la Figura 4, en el que se consideran la diferencia de fase entre los dos rayos y las distancias entre los puntos P a Q y la distancia de R a S, se obtiene la condición para el ángulo de propagación ϕ , que está dada por la ecuación (1).

$$\tan(kn_1 a \sin \phi - \frac{m\pi}{2}) = \sqrt{\frac{2\Delta}{\sin^2 \phi} - 1} \quad (1)$$

La ecuación (1) muestra que el ángulo de propagación del rayo de luz es discreto y depende de parámetros estructurales de la guía de onda como el índice de refracción n_1 , el radio del núcleo a y la diferencia entre los índices de refracción representada por la variable Δ . Adicionalmente, también depende de la longitud de onda del rayo propagado inmerso en el número de onda $k = 2\pi/\lambda$. Esta ecuación también se conoce como la condición de acoplamiento de fase de los *Modos de Propagación*, por lo tanto, solo las distribuciones de campo que la satisfacen son llamados *Modos*. En el caso del modo de menor ángulo ϕ , es decir, para $m = 0$ se conoce como modo fundamental, mientras que los siguientes modos se conocen como modos de orden superior.

En la Figura 5 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 Figura 5 se observa 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 Figura 5b (Okamoto, 2006).

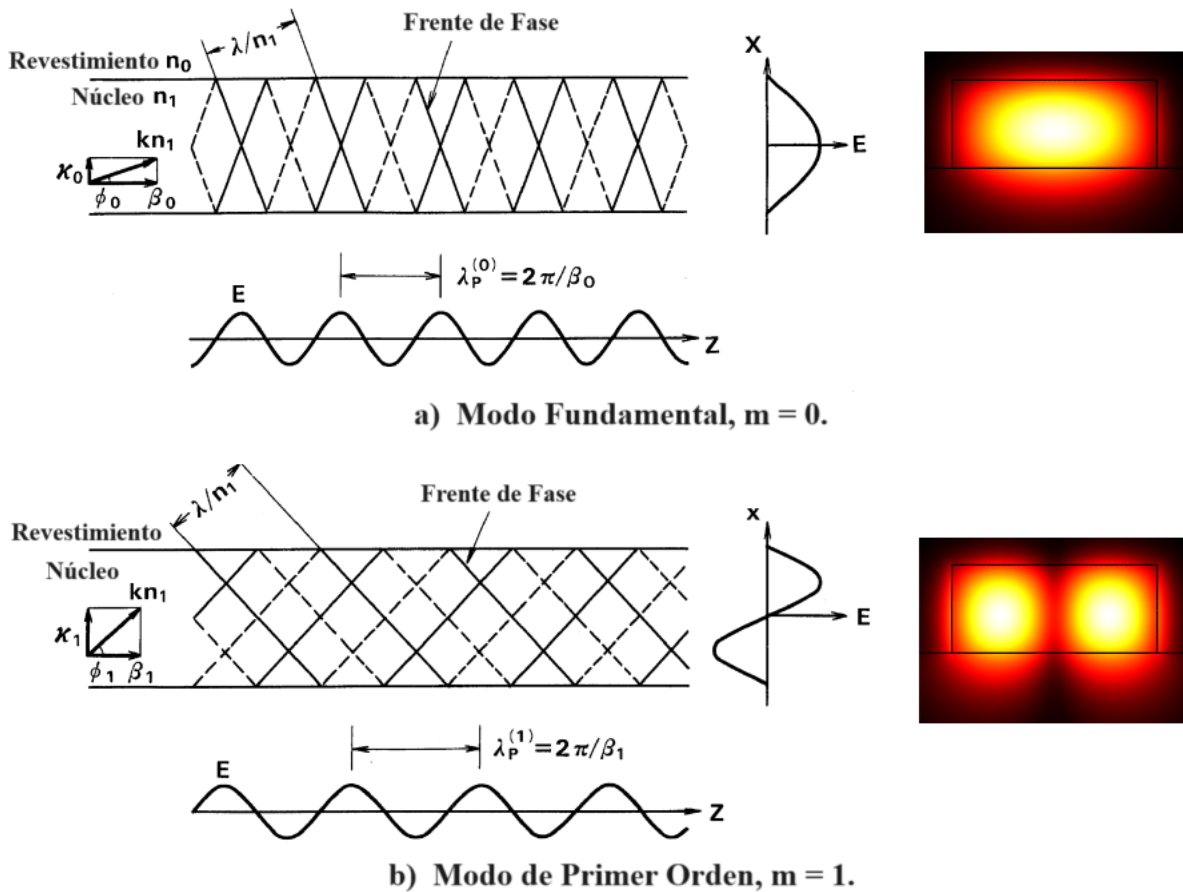


Figura 5. Formación de los Modos de Propagación. a) Modo Fundamental TE_0 . b) Modo de Primer Orden TE_1 (Okamoto, 2006).

Los modos se caracterizan por sus constantes de propagación o números de onda que expresan la variación de fase por unidad de distancia en una dirección determinada. Estas constantes corresponden al módulo o magnitud de los vectores de onda que señalan la dirección de propagación en las direcciones laterales x y z . De acuerdo con las Figura 5 y a la teoría

electromagnética, cada modo tiene sus propias constantes de propagación y están dadas por el índice de refracción del núcleo de la guía de onda, el ángulo de propagación y el número de onda en el vacío (k_0) como se ve en la ecuación (2).

$$\beta = k_0 n_1 \cos \phi; \quad k = k_0 n_1 \sin \phi \quad (2)$$

En la ecuación (2), β es la constante de propagación en la dirección de propagación y k es la constante en la dirección transversal x .

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. Dado todo lo anterior, se puede concluir que la propagación de ondas de luz en guías de ondas nanofónicas se describe matemáticamente por las ecuaciones de distribución de campo electromagnético de los modos de propagación. Para llegar a estas expresiones se parte de las ecuaciones de Maxwell como se describe en la siguiente sección.

2.1.3. Guía de Onda Slab y Ecuaciones de Maxwell

Para el análisis matemático de la propagación de la luz en guías de onda planares se utiliza como referencia la guía de onda Slab que se caracteriza por que es uniforme e infinita en la dirección de propagación z y en la dirección y , como se ilustra en la Figura 6. Mediante esta guía de onda se desarrolla el análisis electromagnético para obtener las ecuaciones básicas de los modos de propagación que se usan como base para el análisis de cualquier otro tipo de guía de onda.

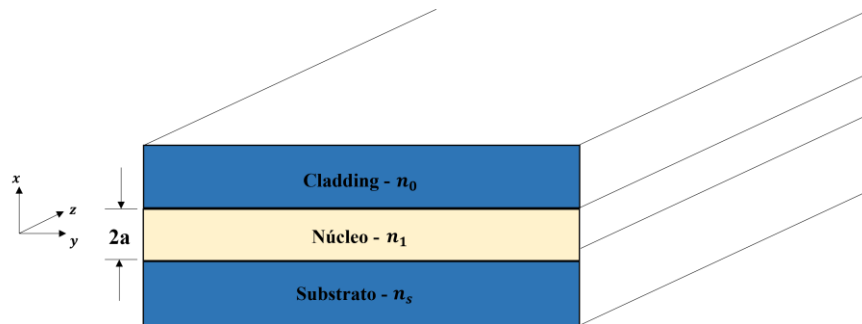


Figura 6. Guía de onda tipo Slab. Adaptado de (Okamoto, 2006).

El análisis matemático parte de las leyes de Maxwell, específicamente las leyes de Ampere y Faraday descritas en las ecuaciones (3) y (4).

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu_0 \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (3)$$

$$\nabla \times \vec{H} = -\varepsilon_0 n^2 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (4)$$

En las ecuaciones (3) y (4), \vec{E} y \vec{H} son los campos eléctricos y magnéticos respectivamente, μ_0 y ε_0 son la permeabilidad y permitividad en el espacio libre y n es el índice de refracción del medio en el que se propaga la onda electromagnética. Partiendo de estas ecuaciones se pretende llegar a una solución para el campo eléctrico y magnético como las presentadas en las ecuaciones (5) y (6).

$$\vec{E} = E(x, y) e^{j(\omega t - \beta z)} \quad (5)$$

$$\vec{H} = H(x, y) e^{j(\omega t - \beta z)} \quad (6)$$

Reemplazando las ecuaciones (5) y (6) en las ecuaciones (3) y (4) y resolviendo el rotacional, además de tener en cuenta que tanto \vec{E} como \vec{H} no tienen dependencia del eje y , es decir, $\partial E / \partial y = 0$ y $\partial H / \partial y = 0$, se llega a los conjuntos de ecuaciones representado en (7) y (8) donde se observan ecuaciones para cada componente cartesiana de los modos TE y TM respectivamente.

$$\begin{aligned} j\beta E_y &= -j\omega\mu_0 H_x \\ -j\beta H_x - \frac{\partial H_z}{\partial x} &= j\omega\varepsilon_0 n^2 E_y \\ \frac{\partial E_y}{\partial x} &= -j\omega\mu_0 H_z \end{aligned} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} j\beta H_y &= j\omega\varepsilon_0 n^2 E_x \\ -j\beta E_x - \frac{\partial E_z}{\partial x} &= -j\omega\mu_0 H_y \\ \frac{\partial H_y}{\partial x} &= j\omega\varepsilon_0 n^2 E_z \end{aligned} \quad (8)$$

De acuerdo con la ecuación (7), el modo TE está conformado por una componente de campo eléctrico E_y y dos componentes de campo magnético, H_x y H_z . Mientras que de acuerdo con la ecuación (8), el modo TM tiene una componente de campo magnético H_y y dos componentes de

campo eléctrico, E_x y E_z . Por otra parte, de la ecuación (7) es posible llegar a la ecuación de onda que satisface el modo de propagación TE presentada en la ecuación (9).

$$\frac{\partial^2 E_y}{\partial x^2} + [k_0^2 n^2 - \beta^2] E_y = 0 \quad (9)$$

En la ecuación de onda (9), las componentes E_x , E_z y H_y son nulas, mientras que las componentes H_x y H_z están dadas por las ecuaciones (10) y (11) respectivamente.

$$H_x = \frac{-\beta}{\omega \mu_0} E_y \quad (10)$$

$$H_z = \frac{j}{\omega \mu_0} \frac{\partial E_y}{\partial x} \quad (11)$$

De forma similar, a partir de la ecuación (8) se obtiene la ecuación de onda que describe el modo de propagación TM y se representa por la ecuación (12).

$$\frac{\partial^2 H_y}{\partial x^2} + [k_0^2 n^2 - \beta^2] H_y = 0 \quad (12)$$

En la ecuación de onda (12), las componentes E_y , H_x y H_z son nulas, mientras que las componentes E_x y E_z están dadas por las ecuaciones (13) y (14) respectivamente.

$$E_x = \frac{\beta}{\omega \epsilon_0 n^2} H_y \quad (13)$$

$$E_z = \frac{-j}{\omega \mu_0} \frac{\partial H_y}{\partial x} \quad (14)$$

2.1.4. Solución de los Modos TE y TM

La solución de las ecuaciones (9) y (12) descritas en la sección anterior, permite encontrar la distribución del campo electromagnético y las constantes de propagación de los modos de propagación TE y TM respectivamente. En esta sección se enfocará el análisis en el modo TE y se presentaran de forma general las ecuaciones para el modo TM.

El análisis parte de asumir una guía de onda Slab como la presentada en la Figura 6, con perfil de índice de refracción asimétrico ($n_s > n_0$) y escalonado como el presentado en la Figura 7. Además, se asumen los índices de refracción en cada región de la guía de onda (Substrato, núcleo y cladding) homogéneos, por lo que es posible aplicar la ecuación de onda (9) a cada región por separado.

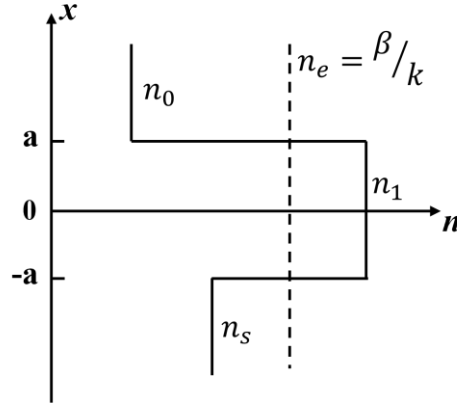


Figura 7. Perfil de índice de refracción escalonado. Adaptado de (Okamoto, 2006).

Al aplicar la ecuación de onda del modo TE a cada región por separado, se obtienen las expresiones mostradas en la ecuación (15).

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial^2 E_y}{\partial x^2} - \sigma^2 E_y &= 0; & x > a \\
 \frac{\partial^2 E_y}{\partial x^2} + \kappa^2 E_y &= 0; & -a \leq x \leq a \\
 \frac{\partial^2 E_y}{\partial x^2} - \xi^2 E_y &= 0; & x < -a
 \end{aligned} \tag{15}$$

En la ecuación (15), las variables σ (sigma), κ (kappa) y ξ (xi), son los números de onda a lo largo del eje x en el cladding, núcleo y substrato respectivamente y están dados por las expresiones mostradas en la ecuación (16).

$$\begin{aligned}
 \sigma &= \sqrt{\beta^2 - k^2 n_0^2} \\
 \kappa &= \sqrt{k^2 n_1^2 - \beta^2} \\
 \xi &= \sqrt{\beta^2 - k^2 n_s^2}
 \end{aligned} \tag{16}$$

Resolviendo las ecuaciones diferenciales planteadas en (15) se obtiene la expresión que describe el campo eléctrico en las diferentes regiones de la guía de onda y se expresa como lo indica la ecuación (17).

$$E_y = \begin{cases} A \cos(\kappa a - \phi) e^{-\sigma(x-a)} & x > a \\ A \cos(\kappa x - \phi) & -a \leq x \leq a \\ A \cos(\kappa a + \phi) e^{\xi(x+a)} & x < -a \end{cases} \quad (17)$$

De acuerdo con la distribución del campo electromagnético descrito por la ecuación (17) y los números de onda de la ecuación (16), hay una dependencia de las constantes de propagación y de los índices de refracción de los materiales que conforman la guía de onda. Dado esto, se deben buscar algunas expresiones que permitan encontrar las constantes de propagación de los diferentes modos. A continuación, se describe el proceso para llegar a dichas expresiones.

Se parte de identificar que las condiciones de frontera demandan que tanto el campo E_y como la componente de campo magnético H_z sean continuos en las interfaces cladding-núcleo y substrato-núcleo, es decir, para $x = \pm a$. La componente H_z está dada por la ecuación (11), en la que si se ignoran las constantes que no dependen de x , la condición de frontera para H_z se manejaría por la continuidad de la dE_y/dx , que se indica en la ecuación (18).

$$\frac{dE_y}{dx} = \begin{cases} -\sigma A \cos(\kappa a - \phi) e^{-\sigma(x-a)} & x > a \\ -\kappa A \sin(\kappa x - \phi) & -a \leq x \leq a \\ \xi A \cos(\kappa a + \phi) e^{\xi(x+a)} & x < -a \end{cases} \quad (18)$$

Aplicando las condiciones de frontera en la interfaz substrato-núcleo ($H_{z_substrato} = H_{z_núcleo}$) y la interfaz cladding-núcleo ($H_{z_cladding} = H_{z_núcleo}$), se obtienen las expresiones mostradas en la ecuación (19).

$$\begin{cases} \kappa A \sin(\kappa a + \phi) = \xi A \cos(\kappa a + \phi) e^{\xi(x+a)} & x = -a \\ \sigma A \cos(\kappa a - \phi) = \kappa A \sin(\kappa x - \phi) & x = a \end{cases} \quad (19)$$

Ahora, eliminando la constante A y teniendo en cuenta que $\tan(\kappa a + \phi) = \sin(\kappa a + \phi)/\cos(\kappa a + \phi)$, las expresiones de la ecuación (19) se pueden reescribir como se muestra en la ecuación (20).

$$\begin{cases} \tan(u + \phi) = \frac{w}{u} \\ \tan(u - \phi) = \frac{w'}{u} \end{cases} \quad (20)$$

En la ecuación (20), las variables u , w y w' se conocen como *números de onda transversales normalizados* y están dados como se indica en la ecuación (21). De esta misma ecuación se pueden obtener las expresiones que representan los *eigenvalores característicos* dadas en la ecuación (23).

$$\begin{cases} u = \kappa a \\ w = \xi a \\ w' = \sigma a \end{cases} \quad (21)$$

$$u = \frac{m\pi}{2} + \frac{1}{2} \tan^{-1} \left(\frac{w}{u} \right) + \frac{1}{2} \tan^{-1} \left(\frac{w'}{u} \right) \quad (m = 0, 1, 2, \dots) \quad (22)$$

$$\phi = \frac{m\pi}{2} + \frac{1}{2} \tan^{-1} \left(\frac{w}{u} \right) - \frac{1}{2} \tan^{-1} \left(\frac{w'}{u} \right) \quad (m = 0, 1, 2, \dots)$$

La ecuación (22) muestra que los eigenvalores característicos son diferentes para cada modo de propagación y dependen de los números de onda transversales normalizados u , w y w' . A su vez, los números de onda dependen de la geometría de la guía de onda y de los índices de refracción de los materiales tal como se refleja en las ecuaciones (23), (24) y (25). Estas ecuaciones se obtienen de combinar las expresiones mostradas en las ecuaciones (16) y (21).

$$u^2 + w^2 = k^2 a^2 (n_1^2 - n_s^2) \equiv v^2 \quad (23)$$

$$w' = \sqrt{\gamma v^2 + w^2} \quad (24)$$

$$\gamma = \frac{n_s^2 - n_0^2}{n_1^2 - n_s^2} \quad (25)$$

En las ecuaciones (23) a la (25) aparecen dos parámetros importantes, v que se conoce como *frecuencia normalizada* y γ que es la medida de la asimetría entre los índices de refracción. Estas ecuaciones en conjunto con la ecuación (22) como las *ecuaciones de los eigenvalores* o *ecuaciones de dispersión* para el modo TE. Una vez calculadas v y γ , es posible calcular la constante de propagación β a partir de las ecuaciones de dispersión.

Por otra parte, el número de onda transversal κ debe ser un número real para que la parte principal del campo óptico quede confinada en la región central. Por lo tanto se debe cumplir la condición mostrada en la ecuación (26).

$$n_s \leq \frac{\beta}{k} \leq n_1 \quad (26)$$

El término β/k es un valor adimensional que representa un índice de refracción global de la guía de onda para la onda plana y se reconoce como *índice de refracción efectivo* y se expresa como lo indica la ecuación (27).

$$n_{eff} = \frac{\beta}{k} \quad (27)$$

A partir de n_{eff} se puede determinar la *constante de propagación normalizada* b que está en términos del índice efectivo y los índices de refracción del sustrato y del núcleo como se observa en la ecuación (28).

$$b = \frac{n_{eff}^2 - n_s^2}{n_1^2 - n_s^2} \quad (28)$$

A partir de la constante b es posible obtener una ecuación para calcular β sin la dependencia de los números de onda u , w y w' como lo indica la ecuación (29).

$$\beta = k \sqrt{(1-b)n_s^2 + bn_1^2} \quad (29)$$

Finalmente, a partir de los parámetros b , v y γ es posible reescribir la ecuación de dispersión del modo TE (22) como lo plantea la ecuación (30).

$$2v\sqrt{1-b} = m\pi + \tan^{-1}\left(\sqrt{\frac{b}{1-b}}\right) - \tan^{-1}\left(\sqrt{\frac{b+\gamma}{1-b}}\right) \quad (30)$$

A partir del parámetro b también es posible reescribir los números de onda transversales normalizados de la ecuación (21) como se indica en la ecuación (31).

$$\begin{cases} u = v\sqrt{1-b} \\ w = v\sqrt{b} \\ w' = v\sqrt{b+\gamma} \end{cases} \quad (31)$$

De forma similar, al proceso desarrollado para obtener la ecuación de dispersión de los modos TE, es posible obtener la ecuación de dispersión para los modos TM que se indica en la ecuación (32).

$$2v\sqrt{1-b} = m\pi + \tan^{-1}\left(\frac{n_1^2}{n_s^2}\sqrt{\frac{b}{1-b}}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{n_1^2}{n_0^2}\sqrt{\frac{b+\gamma}{1-b}}\right) \quad (32)$$

Las ecuaciones (30) y (32) son muy importantes para el cálculo de la distribución del campo electromagnético dentro de las guías de onda nanofotónicas ya que permiten hallar las constantes de propagación normalizadas de los diferentes modos de propagación tanto TE como TM. En la literatura se encuentran varios métodos para resolver estas ecuaciones, sin embargo, en este trabajo se resuelven mediante el método de bisección que será explicado más adelante.

Una vez calculada la constante de propagación β o la constante normalizada b de un modo, se pueden calcular directamente los coeficientes σ , κ y ξ , por tanto, el campo eléctrico E_y descrito en la ecuación (17) se puede reescribir como se indica en la ecuación (33).

$$E_y = \begin{cases} e^{\sigma x} \text{ si } x > a \\ \cos(\kappa x) + \frac{\sigma}{\kappa} \text{sen}(\kappa x) \text{ si } -a \leq x \leq a \\ \left(\cos(\kappa t) + \frac{\sigma}{\kappa} \text{sen}(\kappa t)\right) e^{-\xi(x-t)} \text{ si } x < -a \end{cases} \quad (33)$$

Además, con el cálculo del índice de refracción efectivo n_{eff} , los números de onda mostrados en la ecuación (16) se pueden reescribir como se muestra en la ecuación (34).

$$\begin{aligned} \sigma &= \frac{2\pi}{\lambda} \sqrt{n_{eff}^2 - n_0^2} \\ \kappa &= \frac{2\pi}{\lambda} \sqrt{n_1^2 - n_{eff}^2} \\ \xi &= \frac{2\pi}{\lambda} \sqrt{n_{eff}^2 - n_s^2} \end{aligned} \quad (34)$$

En esta sección se evidenció la importancia del parámetro b y las ecuaciones de dispersión de los modos TE y TM, sin embargo, también se observó que es primordial poder determinar el valor del índice de refracción efectivo de las guías de onda. Por esta razón, en la siguiente sección se describe un método para el cálculo de este parámetro.

2.1.5. Método de Índice Efectivo

El método de índice efectivo propone que una guía de onda planar bidimensional se puede representar como dos guías de onda tipo Slab unidimensionales tal como lo muestra la Figura 8. El propósito de esta división es que cada guía unidimensional se pueda analizar de forma individual en términos de las ecuaciones de dispersión de los modos TE o TM, de manera que se puedan calcular las constantes de propagación normalizadas b para los modos y longitud de onda de interés.

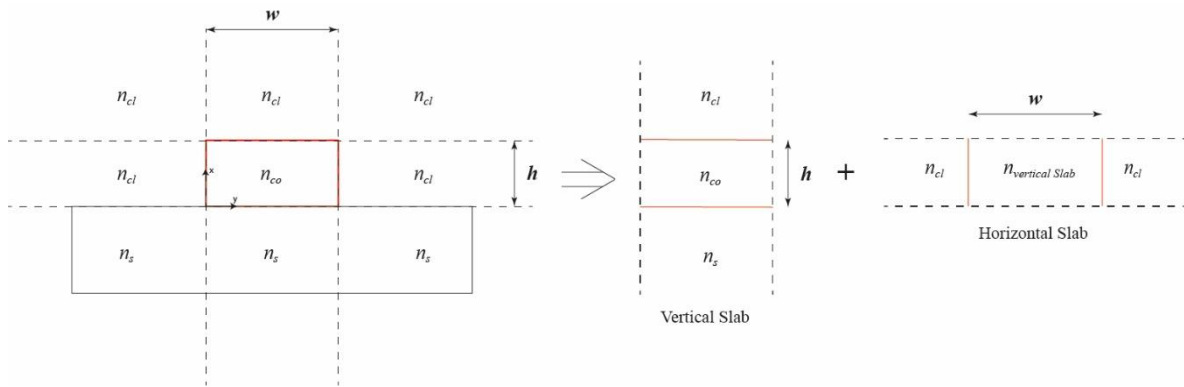


Figura 8. Representación de una Guía de onda bidimensional como 2 guías unidimensionales. Adaptado de (Lifante, 2003).

Inicialmente se analiza la guía de onda vertical que forma una guía de onda Slab en la dirección x . En esta se utiliza la ecuación (30) de dispersión de los modos TE y la ecuación (28) para calcular b y n_{eff} respectivamente. El n_{eff} calculado es un valor intermedio correspondiente al Slab vertical y se utiliza en el Slab horizontal como se ilustra en la Figura 8. En este caso se utiliza la ecuación (32) de dispersión de los modos TM.

Las ecuaciones (28) y (32) se resuelven mediante el método de bisección. Este algoritmo comienza definiendo la constante de propagación normalizada b en un intervalo entre 0 y 1 y posteriormente el intervalo se reduce a la mitad hasta que el algoritmo converge. Este algoritmo se detalla más adelante en la sección 4.1 con un diagrama de flujo y un ejemplo.

2.2 Biosensores

De acuerdo con la real academia española un biosensor se define como un dispositivo que utiliza materiales de origen biológico para detectar y cuantificar una sustancia (Real academia española, 2018). La Unión Internacional de Química Pura y Aplicada (IUPAC, *International Union of Pure and Applied Chemistry*) es un poco más precisa y de lo define como un dispositivo que usa reacciones bioquímicas específicas mediadas por enzimas aisladas, inmunosistemas, tejidos, organelos o células enteras para detectar componentes químicos mediante señales eléctricas, mecánicas u ópticas (International Union of Pure and Applied Chemistry, 2014). Partiendo de esta definición, se puede decir que los biosensores están conformados por un receptor biológico integrado a un transductor físico-mecánico o sensor tal como se observa en la Figura 9.

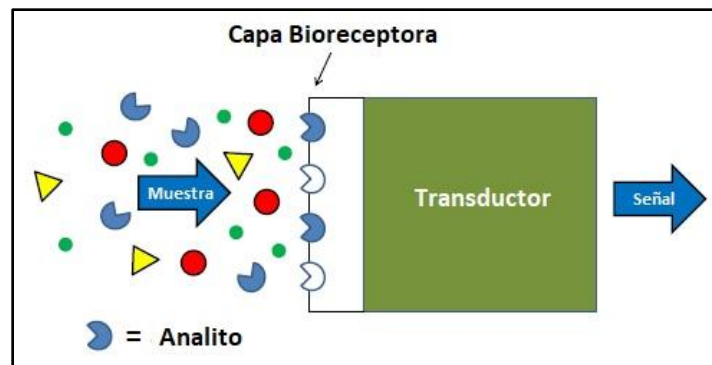


Figura 9. Diagrama esquemático de un biosensor (González Guerrero, 2012)

En la capa bioreceptora se coloca un elemento biológico con el fin de reconocer un analito específico de naturaleza química o biológica dentro de una muestra. Cuando se detecta el analito se induce un cambio en el transductor que produce ya sea señales electrónicas discretas o continuas, que son proporcionales a la concentración del analito en la muestra. Se inducen cambios tales como oxidación reducciones, cambios de masa, frecuencias de resonancia o cambios en los índices de absorción o de refracción (González Guerrero, 2012).

En la actualidad, se cuenta con una amplia variedad de biosensores, los cuales se pueden clasificar según varios puntos de vista. De acuerdo con su área de aplicación estos pueden ser para monitoreo ambiental, análisis clínico, diagnóstico médico, etc. Según el elemento químico o biológico usado como bioreceptor estos pueden ser de enzimas, anticuerpos, ácidos nucleicos o células. Si es por el esquema de detección se pueden clasificar como etiquetados (*labeled*) y no etiquetados (*Label free*). También se pueden clasificar de acuerdo con el tipo de la señal del

transductor como electromecánicos, piezoeléctricos, mecánicos, ópticos, entre otros (González Guerrero, 2012).

Recientemente, la tendencia es hacia el desarrollo de los biosensores *label free* ya que estos no requieren de etiquetas que pueden perturbar la interacción nativa de las bioespecies. En este esquema el analito puede ser detectado de forma directa sin la necesidad de modificaciones adicionales. De modo que se obtienen ventajas como ahorros en tiempo y costo respecto al esquema de etiquetas. Un ejemplo de estos dispositivos son los biosensores ópticos que se basan en el campo evanescente y los cuales se describen en la siguiente sección.

2.3 Biosensores ópticos

Los biosensores ópticos son aquellos en los que el proceso de transducción induce cambios en la amplitud, frecuencia, fase o polarización de la señal óptica de entrada en respuesta a los cambios físicos o químicos generados en el proceso de bioreconocimiento. Los cambios son inducidos gracias a propiedades de la luz como la absorción, fluorescencia, luminiscencia, reflectancia, dispersión Raman y el índice de refracción (Long et al., 2013). En la Figura 10 se presenta el diagrama esquemático de las etapas que conforman un biosensor óptico.

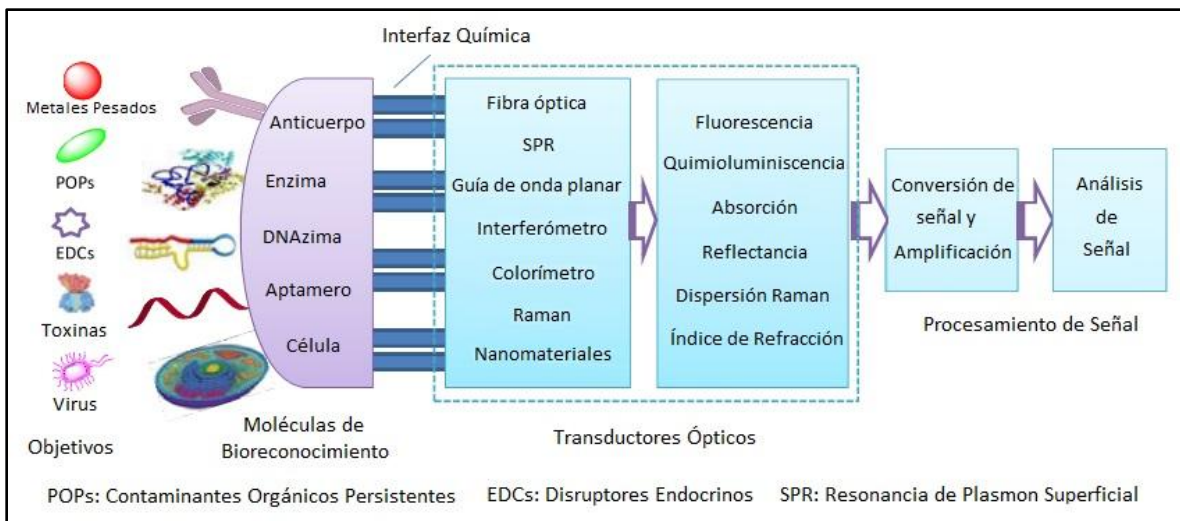


Figura 10. Diagrama esquemático de un biosensor óptico (Long et al., 2013).

En la Figura 10 se pueden observar los componentes que contiene un biosensor óptico. En la capa bioreceptora se colocan las moléculas de bioreconocimiento tales como anticuerpos, enzimas, aptámeros o células que interactúan e inmovilizan los analitos objetivos que pueden ser metales pesados, toxinas, virus, etc. La capa bioreceptora está conectada mediante una interfaz química al transductor óptico que convierte las variaciones bioquímicas de la biointeracción en

variaciones de la señal óptica propagada, las cuales son detectadas, adecuadas y analizadas en una etapa de procesamiento de señal.

Generalmente, los biosensores ópticos se clasifican de acuerdo con el método de transducción utilizado entre optodos y de onda evanescente. Los optodos son biosensores ópticos que realizan medidas químicas o bioquímicas mediante la interacción de la luz con algún medio químico o bioquímico. Cuando la luz pasa a través del área sensora y ocurre un evento de bioreconocimiento se producen cambios en las propiedades de la luz (absorción, fluorescencia, bioluminiscencia, quimioluminiscencia, índice de refracción o dispersión). La desventaja de este esquema de detección es que comúnmente requieren de etiquetas como tintes sensibles al pH, biomoléculas de bio-químico luminiscencia o moléculas de fluorescencia (González Guerrero, 2012).

2.4 Biosensores de Onda Evanescente

Los biosensores de onda evanescente consisten en estructuras en las que se pueden confinar las ondas electromagnéticas como en un guía de onda óptica. Esto ocurre gracias al fenómeno de reflexión total interna que se presenta cuando la luz que viaja en un medio de transmisión es reflejada en la interfaz con otro medio de transmisión de menor índice de refracción, siempre y cuando el ángulo de incidencia sea mayor al ángulo crítico como se ilustra en la Figura 11a. 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 (Patel et al., 2010). Este fenómeno se puede observar en la Figura 11b.

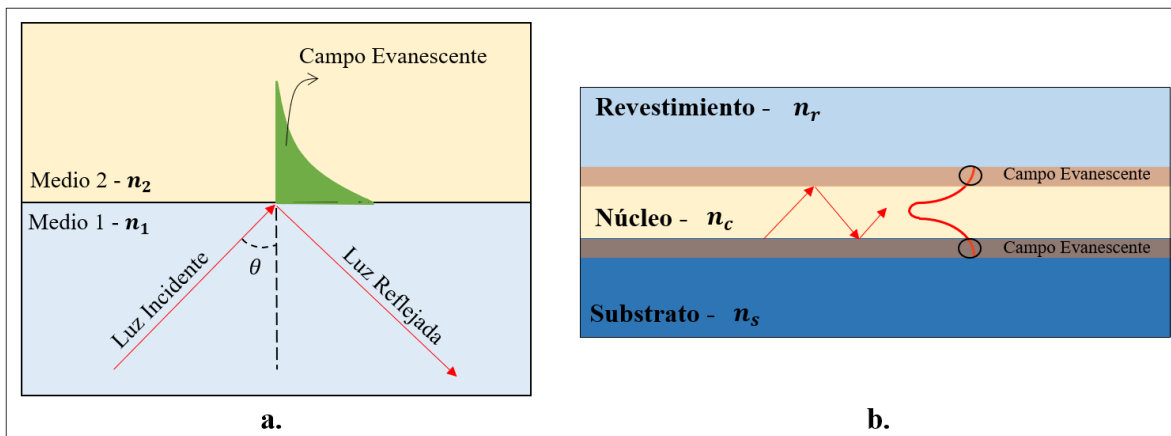


Figura 11. Principio de funcionamiento biosensores de onda evanescente: **a.** Reflexión total interna. **b.** Campo evanescente en guía de onda óptica. (Elaboración Propia)

El principio de detección de los biosensores de onda evanescente se basa en la interacción del campo electromagnético que penetra en el medio reflectante (campo evanescente) con el evento de reconocimiento biomolecular. Por ejemplo, en la Figura 12a se presenta el principio de funcionamiento de un biosensor en guía de onda planar, en el que una onda luminosa viaja confinada en el núcleo del guía con ciertas características de propagación como intensidad, fase y polarización. Cuando la señal pasa a través del área sensora y no hay ningún evento de biodetección, la señal no sufre ningún cambio en sus características, sin embargo, cuando ocurre un evento de biodetección, una o varias de las propiedades de propagación pueden cambiar, tal como se observa en la Figura 12b, en la que se evidencian cambios en la fase de la señal óptica debido a la interacción del campo evanescente con el analito. Estas variaciones son proporcionales a la cantidad de analito presente en la muestra (Gavela et al., 2016).

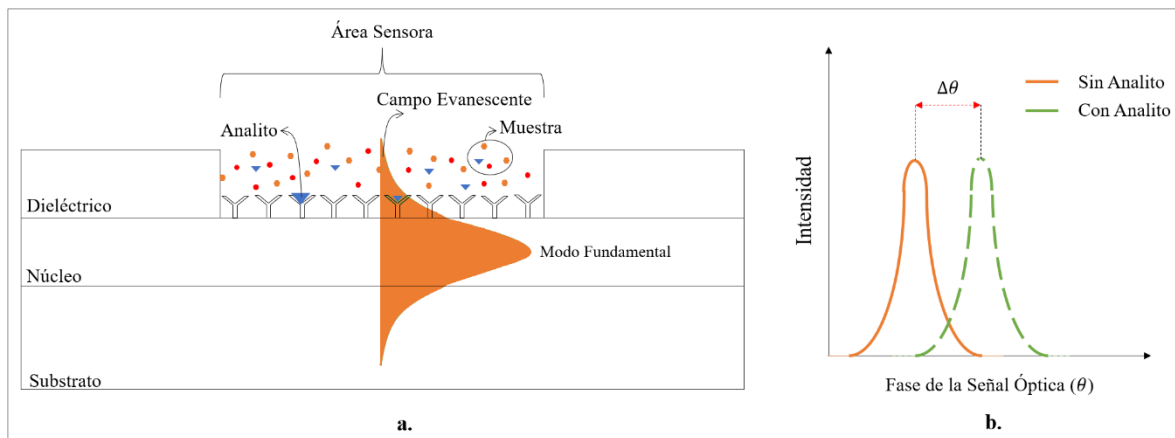


Figura 12. Biosensor óptico de campo evanescente: **a.** Principio de funcionamiento. **b.** Cambios de fase. Adaptado de (Gavela et al., 2016).

Una de las principales ventajas que ofrecen estos biosensores es su alta sensibilidad (límite de detección menor que 1×10^{-7}), sin embargo, en comparación con otros métodos de biosensado, 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 (Gavela et al., 2016; J. Wang et al., 2024).

2.5 Transductores Ópticos de Onda Evanescente

Actualmente, se reconocen en el estado del arte varias estructuras fotónicas que se basan en el principio del campo evanescente entre las que se encuentran dispositivos como interferómetros (Herrera Domínguez et al., 2023; J. Wang et al., 2024; Xu et al., 2023), anillos resonantes (Kazanskiy et al., 2023; Liang, Liu, Wu, Morthier, Zhao, et al., 2019; Tu et al., 2019; Yoo et al., 2023), cristales fotónicos (Cunningham et al., 2016a; Kumela et al., 2023; Mozaffari et al., 2019; Parandin et al., 2024; Rafiee, 2024) y plasmones superficiales (Bhaskar, 2023; Mahmud et al., 2023; Ravindran et al., 2023; Singh et al., 2023). La mayoría de estos dispositivos se fabrica sobre la tecnología de Silicio, aprovechando que es una tecnología totalmente desarrollada y bien conocida, además de aprovechar las propiedades electroópticas de este material.

2.5.1. Biosensores SPR

Biosensores basados en SPR Los biosensores SPR son sensores ópticos que explotan un tipo de ondas electromagnéticas especiales conocidas como ondas de plasma superficiales (SPW, Surface Plasma Wave) para sondear las interacciones entre un analito en solución y un elemento de reconocimiento biomolecular inmovilizado en la superficie del sensor. Las SPW son ondas electromagnéticas que se propagan a lo largo de la interfaz entre un metal y un dieléctrico debido a ondas evanescentes confinadas en la dirección perpendicular a la interfaz. Estas ondas electromagnéticas superficiales se acoplan a oscilaciones debidas a electrones que conforman el plasma [35]. El campo electromagnético de una SPW se confina en la frontera entre el metal y el dieléctrico y decrece exponencialmente en ambos medios.

La configuración de Kretschmann que se ilustra en la Figura 13a es la técnica que se usa con mayor frecuencia para la excitación óptica de SPWs en los biosensores SPR y se basa en el principio de reflexión total atenuada. El biosensor SPR está conformado por una fuente de luz polarizada, un prisma, una capa delgada de metal (comúnmente de oro) y un fotodiodo para la detección de la luz reflejada.

En la Figura 13a se puede ver que cuando la luz proveniente de la fuente polarizada es reflejada en la interfaz entre el prisma y el metal en varios ángulos de incidencia, la luz reflejada es bruscamente atenuada a un ángulo de incidencia específico llamado ángulo de resonancia. Esto se debe a la resonancia entre la SPW derivada de la placa metálica y el campo evanescente derivado de la luz incidente. Este ángulo de resonancia está correlacionado con el índice de refracción del área sensora ubicada sobre la superficie del metal. De esta manera, los biosensores SPR pueden

detectar cambios en el índice de refracción de forma simple y *label free*, mediante la detección de cambios en el ángulo de resonancia [36].

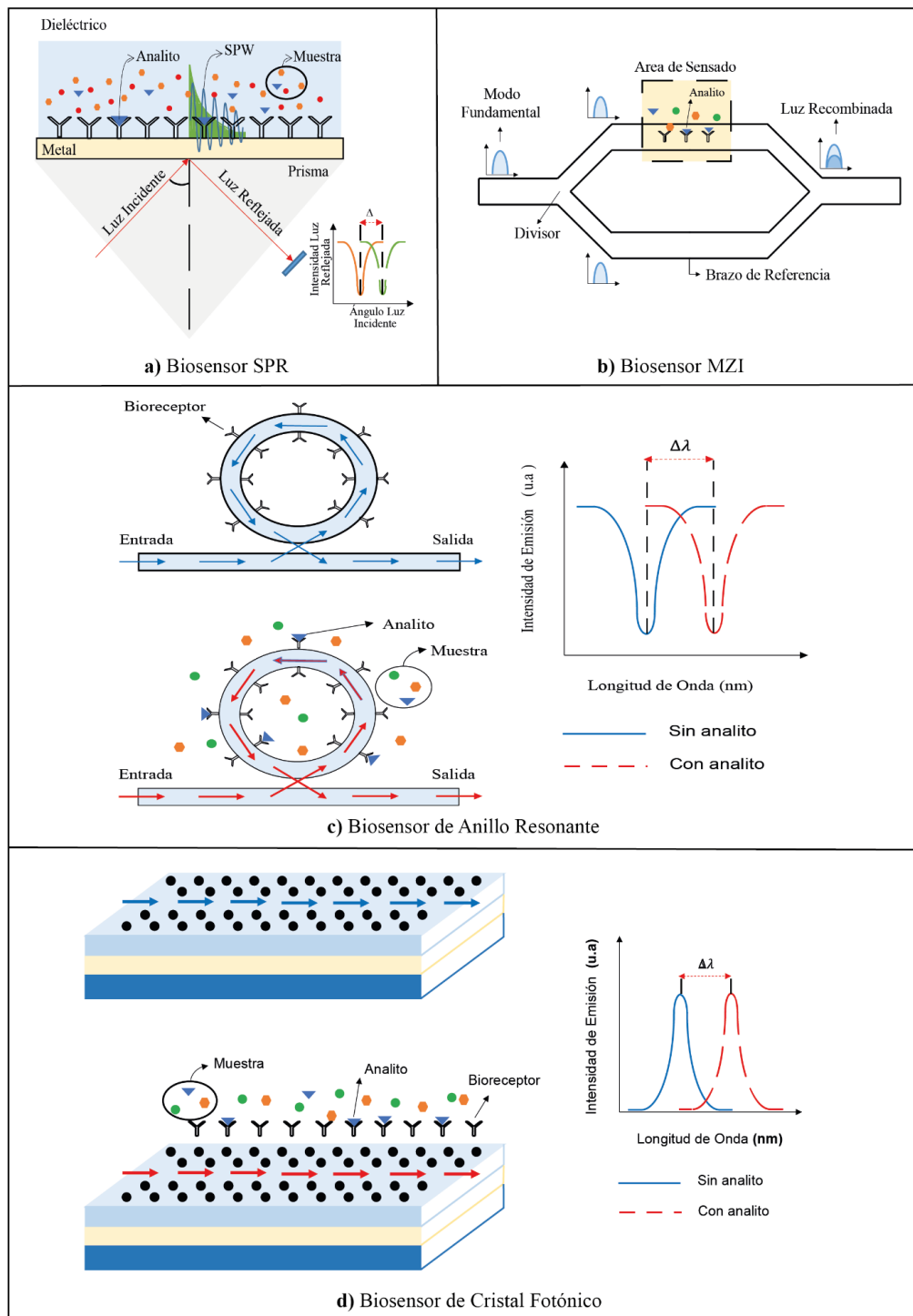


Figura 13. Biosensores nanofotónicos basados en: **a)** SPR. **b)** MZI. **c)** anillos resonantes. **d)** Cristales fotónicos. (Elaboración Propia).

2.5.2. Biosensores basados en MZI

La estructura MZI es el transductor interferométrico más utilizado en aplicaciones de biosensado fotónico, su principio de funcionamiento se ilustra en la Figura 13b. El MZI divide la luz en dos caminos paralelos, de los cuales uno se toma como brazo de referencia y el otro como brazo de sensado. En el área sensora ocurren las interacciones biomoleculares cuando se detecta un analito, las cuales interactúan con el campo evanescente y conllevan a variaciones en el índice de refracción efectivo del guía de onda en esa zona y por lo tanto variaciones en algún parámetro de la luz propagada. Posteriormente, se recombinan las dos señales ópticas mediante un acoplador con el fin de identificar la diferencia de fase entre la señal de referencia y la señal modificada por el área sensora (Estevez et al., 2012a; González, 2012; Washburn & Bailey, 2011).

La ecuación (35) y la ecuación (36) describen las diferencias de fase inducidas y la intensidad de luz a la salida del dispositivo:

$$\Delta\Phi = \frac{2\pi L}{\lambda} [n_S - n_R] \quad (35)$$

$$I = \frac{I_0}{2} [E_S^2 + E_R^2 + 2E_S E_R \cos \Delta\Phi] \quad (36)$$

Nota: (Estevez et al., 2012a)

En las ecuaciones (35) y (36) las variables E_S , E_R , n_S y n_R corresponden a los campos eléctricos e índices de refracción efectivos de los brazos de sensado y referencia respectivamente, $\Delta\Phi$ es la variación de fase, L es la longitud del área sensora, λ es la longitud de onda de operación y las variables I_0 e I son las intensidades de luz a la entrada y salida del dispositivo respectivamente.

2.5.3. Biosensores basados en anillos resonantes

Los anillos resonantes consisten en su forma básica en estructuras formadas por dos guías de onda, una guía recta y otra circular, ubicadas lo suficientemente cerca de tal manera que la luz que viaja por la guía de onda recta se acople a la guía de onda circular tal como se ilustra en la Figura 13.c (Pelli, 2016). La luz acoplada que se propaga dentro del anillo se interfiere constructivamente con la luz incidente en la guía recta, de modo que cuando las dos señales coinciden en fase se produce un efecto de resonancia, generando lo que se conoce como una galería de modos susurrantes (WGM, Whispering Gallery Modes) o picos de resonancia interactúan repetidamente con los analitos que se posan sobre la superficie mediante el campo evanescente de

la WGM (González, 2012), (Washburn & Bailey, 2011), (Steglich, Patrick; Pulwer, Silvio; Villringer, Claus; Bauer, Joachim; Heinrich, Friedhelm; Dietzel, Birgit; Mai & Schrader, 2016).

En el esquema mostrado en la Figura 13.c se presenta un anillo resonante en el cual incide luz proveniente de un láser sintonizable por el puerto de entrada que posteriormente es detectada por un fotodiodo acoplado al puerto de salida. De acuerdo con las condiciones de resonancia solo se propagan ciertos picos de resonancia que aparecen en el espectro de salida. El guía de onda se funcionaliza previamente con el fin de que ocurra la interacción entre el analito y el bioreceptor. Cuando ocurre la interacción, se producen cambios en el índice de refracción de la guía de onda, los cuales modifican las condiciones de resonancia dentro del anillo de tal modo que se presenta un desplazamiento de los picos de resonancia ($\Delta\lambda$) que circulan en él. La magnitud del desplazamiento $\Delta\lambda$ está relacionada directamente con la cantidad de analito absorbido, por lo que en este tipo de sensores el límite de detección es definido por la mínima desviación medible de los picos de resonancia (Steglich, Patrick; Pulwer, Silvio; Villringer, Claus; Bauer, Joachim; Heinrich, Friedhelm; Dietzel, Birgit; Mai & Schrader, 2016).

2.5.4. Biosensores basados en cristales fotónicos

Los biosensores basados en guías de onda de cristal fotónico aprovechan las propiedades particulares que ofrecen los cristales fotónicos para proporcionar una plataforma de biosensado *label free* (Cunningham et al., 2016b). Dichos cristales fotónicos son estructuras con variaciones periódicas del índice de refracción de los materiales que la conforman. Cuando la luz viaja a través de la estructura se producen los fenómenos de refracción y reflexión al pasar de un dieléctrico a otro, generando muchos de los efectos que afectan a los electrones en el modelo de bandas de energía, pero en este caso se afectan a los fotones (Cunningham et al., 2016b), (Díaz Tormo, 2012).

Una de las características más importantes de los cristales fotónicos es la aparición de bandas prohibidas para los fotones, conocidas como Photonic Band Gaps (PBG). Este fenómeno se presenta para ciertas frecuencias, de modo que, si un haz de luz con una frecuencia perteneciente a una PBG intenta atravesar la estructura, esta será totalmente reflejada. Lo bueno de esto, es que estas bandas se pueden diseñar a voluntad, de tal manera que se pueden bloquear o favorecer la propagación de ciertas longitudes de onda (Díaz Tormo, 2012).

Esta característica es justamente la que emplean los biosensores basados en cristales fotónicos, ya que la luz que logra propagarse por el defecto lineal que poseen los cristales fotónicos

está muy bien confinada, incrementando la interacción del proceso de bioconocimiento con el campo evanescente (González, 2012). Cuando el analito entra en contacto con la capa bioreceptora se producen variaciones en el índice de refracción efectivo del guía de onda produciendo un desplazamiento de la longitud de onda de resonancia que se propaga dentro del cristal. Estas variaciones del espectro están relacionadas con la superposición espacial y temporal del modo propagado y el analito. En la Figura 13.d se describe el principio de funcionamiento de un biosensor basado en cristales fotónicos.

2.6 Grafeno

2.6.1. Propiedades electroópticas del Grafeno

La principal ventaja del grafeno es la posibilidad de modificar su conductividad óptica, lo que implica la posibilidad de modificar su constante dieléctrica e índice de refracción de forma controlada. La conductividad del grafeno viene dada por la combinación de la conductividad intrabanda (σ_{intra}) y la conductividad entre bandas (σ_{inter}) como se muestra en la ecuación (37).

$$\sigma = \sigma_{intra} + \sigma_{inter} \quad (37)$$

Donde las variables σ_{intra} y σ_{inter} están dadas por las ecuaciones (38) y (39) respectivamente.

$$\sigma_{inter} = \frac{-je^2(\omega - j2\tau)}{\pi\hbar^2} \left[\int_0^\infty \frac{f_d(-E) - f_d(E)}{(\omega - j2\tau)^2 - 4(E/\hbar)^2} dE \right] \quad (38)$$

$$\sigma_{intra} = \frac{-je^2}{\pi\hbar^2(\omega - j2\tau)} \left[\int_0^\infty E \left(\frac{\partial f_d(E)}{\partial E} - \frac{\partial f_d(-E)}{\partial E} \right) dE \right] \quad (39)$$

En las ecuaciones (38) y (39) la variable e representa la carga del electron, \hbar es la constante de Planck normalizada, τ es un factor de amplificación y $f_d(E)$ es la función de distribución de Fermi Dirac que representa la probabilidad de encontrar un electrón en un nivel de energía E a la temperatura T como se indica en la ecuación (40).

$$f_d(E) = \frac{1}{e^{\left(\frac{E-E_f}{k_B T}\right)} + 1} \quad (40)$$

Donde K_B es la constante de Boltzman, T es la temperatura absoluta en $^{\circ}K$ y E_f es el nivel de Fermi o también conocido como Energía de Fermi.

Para evaluar la conductividad del grafeno se deben resolver las integrales planteadas en las ecuaciones (38) y (39), la primera de forma numérica y la segunda de forma analítica con la que se obtiene la ecuación (41).

$$\sigma_{intra} = \frac{-je^2}{\pi\hbar^2(\omega - j2\tau)} \left[k_B T \left(\frac{E_f}{k_B T} - 2 \ln(1 + e^{-E_f/k_B T}) \right) \right] \quad (41)$$

La variación controlada de la conductividad del grafeno significa la posibilidad de variar la constante dieléctrica o permitividad (ϵ) y el índice de refracción del material, tal como se observa en las ecuaciones (42) y (43) respectivamente.

$$\epsilon(\omega, E_f) = 1 - \frac{j\sigma(\omega, E_f)}{\omega\epsilon_0\delta} \quad (42)$$

$$n_{grafeno} = \sqrt{\epsilon(\omega, E_f)} \quad (43)$$

Donde δ es el espesor de las monocapas de grafeno ($\delta = 0,34 \text{ nm}$) y ϵ_0 es la permitividad relativa en el vacío.

2.7 Métodos de Análisis Matemático

Para el estudio y análisis de las estructuras fotónicas se utilizan diferentes herramientas y modelos matemáticos tanto numéricos como analíticos. Tal es el caso de la herramienta computacional COMSOL MULTIPHYSICS que utiliza el método FEM para calcular parámetros electrópticos y modelar la propagación de la luz en guías de onda fotónicas. Sin embargo, el costo computacional y el tiempo de procesamiento es alto para muchas aplicaciones por la cantidad de “elementos” requeridos para el análisis. Ante esta situación, para algunas aplicaciones específicas se puede optimizar el procesamiento mediante modelos analíticos. Por ejemplo, en este trabajo se utilizó un método analítico basado en la teoría de perturbaciones para obtener el índice de refracción efectivo de guías de onda con monocapas de grafeno, pasando de varias horas de procesamiento con el método FEM a unos segundos con el método analítico.

Dado lo anterior, en esta sección se describen los modelos matemáticos utilizados para el diseño y análisis de las estructuras nanofotónicas. Entre estos se encuentra el método FEM, el método de índice efectivo y el método de perturbaciones.

2.7.1. Modelamiento Matemático del Método FEM

El análisis del comportamiento de la propagación de la luz en guías de onda nanofotónicas es una tarea compleja que demanda el uso de métodos matemáticos de alto nivel. En el caso particular del software COMSOL MULTIPHYSIC se utiliza el método FEM con el fin de encontrar soluciones a las ecuaciones de onda del campo eléctrico (44) y el campo magnético (45).

$$\nabla_t \times \left(\frac{1}{\mu_r} \nabla_t \times E_t \right) - \kappa_c^2 \varepsilon_r E_t = 0 \quad (44)$$

$$\nabla_t \times \left(\frac{1}{\varepsilon_r} \nabla_t \times H_t \right) - \kappa_c^2 \mu_r H_t = 0 \quad (45)$$

En las ecuaciones (44) y (45), las variables μ_r y ε_r se refieren a la permeabilidad y permitividad del material de la guía de onda respectivamente, κ_c es el número de onda de corte y los demás símbolos y variables representan lo siguiente:

∇	Operador gradiente en 3D y coordenadas rectangulares
∇_t	Operador gradiente en 2D en el plano X-Y
H	Campo Magnético, $H_x \hat{x} + H_y \hat{y} + H_z \hat{z}$
H_t	Campo Magnético Transversal, $H_x \hat{x} + H_y \hat{y}$
H_x, H_y, H_z	Componentes del vector H

El método FEM es una herramienta poderosa utilizada para encontrar soluciones bastante aproximadas de sistemas complejos. Consiste básicamente en dividir el dominio de simulación en subdominios más pequeños formando una malla, luego las ecuaciones de campo se discretizan en un sistema algebraico de ecuaciones y se resuelven para sus valores propios característicos. En el caso particular de las guías de onda nanofotónicas, estos valores propios están directamente relacionados con el índice de refracción efectivo (n_{eff}) (Santos et al., 2013).

Para guías de ondas homogéneas, los modos de propagación se pueden dividir en modos eléctricos transversales (TE) o magnéticos transversales (TM), que se pueden resolver por separado. Para el modo TE ($E_z = 0$), el vector de campo eléctrico transversal E_t satisface la ecuación de onda vectorial (44), mientras que para el modo TM ($H_z = 0$), el vector de campo magnético transversal H_t satisface la ecuación de onda vectorial (45) (Reddy et al., 1994).

La metodología de análisis empleada por el método FEM para resolver cualquier problema determinado se puede dividir en cuatro pasos: en primer lugar, la región de solución se divide en un número finito de subregiones o elementos más pequeños. Luego, se derivan las ecuaciones que gobiernan el comportamiento de un elemento representativo. En tercer lugar, todos los elementos de la región de la solución se combinan o ensamblan entre sí, para finalmente, resolver el sistema de ecuaciones resultante para obtener la solución (Sadiku, 1989).

En esta sección, se describe la metodología FEM mediante un ejemplo para encontrar una solución para el modo TE, que de igual manera se puede aplicar al modo TM.

a) *Discretización*

El proceso de discretización se presenta utilizando elementos de borde en lugar de elementos nodales para los campos vectoriales, de esta manera se garantiza que las soluciones presentadas tengan una mayor aproximación a la realidad. En el ejemplo se parte de un entorno 2D donde comúnmente se utilizan elementos triangulares, como se muestra en la Figura 14.

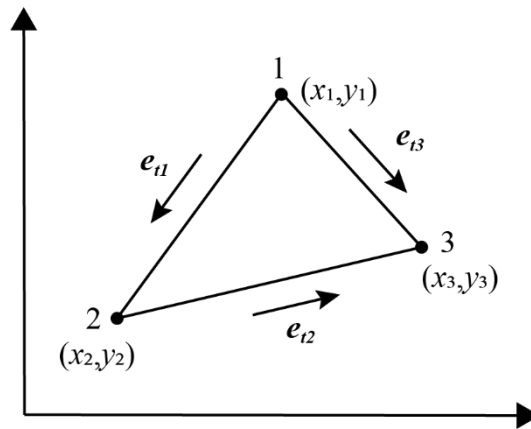


Figura 14. Elemento Triangular

En la Figura 14, la variable e_{tm} es el campo eléctrico tangencial en el borde m , x_i y y_i son las coordenadas de los nodos locales i .

El campo eléctrico transversal e_t se puede representar como una combinación de elementos de borde. Estos elementos tienen una componente tangencial consistente de la función base a lo largo de un borde del triángulo, al tiempo que garantizan una componente tangencial igual a cero a lo largo de los otros dos bordes. Si se superponen tres de estas funciones básicas, una por cada lado del triángulo, se puede lograr una expansión integral del campo eléctrico transversal. A partir de lo anterior, el campo e_t está dado por la ecuación (46):

$$E_t = \sum_{m=1}^3 e_{tm} W_{tm} \quad (46)$$

El término W_{tm} de la ecuación (46) está dado por la expresión mostrada en la ecuación (47):

$$W_{tm} = \frac{L_{tm}}{4A^2} [(A_m + B_m y)\hat{x} + (C_m + D_m x)\hat{y}] \quad (47)$$

Los términos A_m , B_m , C_m y D_m que aparecen en la ecuación (47) están dados por las siguientes expresiones:

$$A_m = a_i b_j - a_j b_i$$

$$B_m = c_i b_j - c_j b_i$$

$$C_m = a_i c_j - a_j c_i$$

$$D_m = b_i c_j - b_j c_i = -B_m$$

Y las variables a_i , b_i y c_i están dadas por las expresiones:

$$a_i = x_j y_k - x_k y_j$$

$$b_i = y_j - y_k$$

$$c_i = x_k - x_j$$

Donde i, j y k presentan un comportamiento cíclico, es decir, $(i = 1, j = 2, k = 3)$, $(i = 2, j = 3, k = 1)$ and $(i = 3, j = 1, k = 2)$. finalmente, la variable A que aparece en la ecuación (47) está dada por la siguiente matriz:

$$A = \frac{1}{2} \begin{vmatrix} 1 & x_1 & y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 \\ 1 & x_3 & y_3 \end{vmatrix}$$

b) Formulación de las Ecuaciones de un Elemento Típico

Retomando el ejemplo del modo TE, se parte de la ecuación (44) que representa la ecuación de onda de campo eléctrico y se lleva a la forma de integral de superficie que se muestra en la ecuación (48):

$$\iint_{\Gamma} \frac{1}{\mu_r} (\nabla_t \times T_t) \cdot (\nabla_t \times E_t) ds = \kappa_c^2 \epsilon_r \iint_{\Gamma} T_t \cdot E_t ds \quad (48)$$

Ahora, al sustituir las ecuaciones (46) y (47) en la ecuación (48) para un solo elemento triangular y con algunos supuestos, se llega a expresión dada por la ecuación (49).

$$\frac{1}{\mu_r} \iint_{\Delta} \sum_{m=1}^3 (\nabla_t \times \mathbf{W}_{tm}) \cdot (\Delta_t \times \mathbf{W}_{tm}) e_{tm} ds = \kappa_c^2 \varepsilon_r \iint_{\Delta} \sum_{m=1}^3 (\mathbf{W}_{tm} \cdot \mathbf{W}_{tm}) e_{tm} ds; \quad (n = 1,2,3) \quad (49)$$

En la ecuación (49), Δ representa la integración realizada sobre el elemento triangular. Al intercambiar el orden de integración y suma, la ecuación (49) se puede expresar en forma matricial como se presentan a continuación en la ecuación (50)(38).

$$[\mathbf{S}_{el}][e_t] = \kappa_c^2 [\mathbf{T}_{el}][e_t] \quad (50)$$

A partir de la ecuación (50), las matrices de elementos finitos para un solo elemento están dadas por las ecuaciones (51) y (52).

$$[\mathbf{S}_{el}] = \frac{1}{\mu_r} \iint_{\Delta} (\nabla_t \times \mathbf{W}_{tm}) \cdot (\nabla_t \times \mathbf{W}_{tn}) ds \quad (51)$$

$$[\mathbf{T}_{el}] = \varepsilon_r \iint_{\Delta} \sum_{m=1}^3 (\mathbf{W}_{tm} \cdot \mathbf{W}_{tn}) ds \quad (52)$$

2.7.2. Método de Perturbación en Guías de Onda Fotónicas

El análisis numérico de guías de ondas fotónicas con monocapas de grafeno es una tarea compleja ya que el espesor de una monocapa de grafeno ($\delta=0,34$ nm) es muy pequeño en comparación con el tamaño de la guía de onda. Sin embargo, estas estructuras pueden simularse mediante herramientas de software que utilizan métodos numéricos avanzados como el Método FEM para obtener una aproximación aceptable del comportamiento de la propagación de los modos y para el cálculo de diferentes parámetros como las constantes de propagación y el índice de refracción efectivo de la guía de onda. Una desventaja de esta técnica es el alto coste computacional debido a la gran cantidad de elementos que se generan debido al espesor del grafeno. Dado esto, en esta sección se presenta un método basado en la teoría de la perturbación como una alternativa confiable y menos costosa computacionalmente al método FEM para modelar el índice de refracción efectivo de una guía de onda con monocapas de grafeno como se ilustra en la Figura 15.

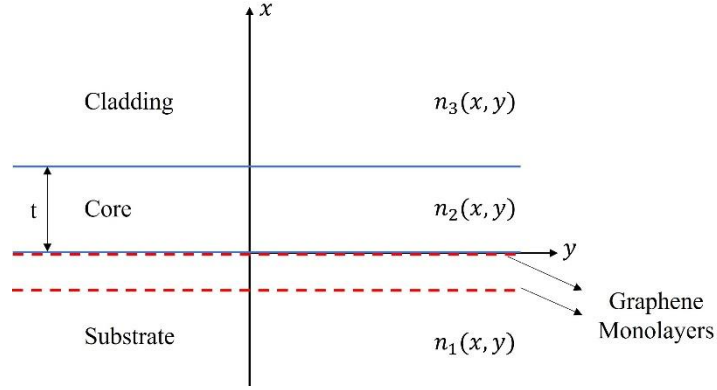


Figura 15. Sección transversal de un guía de onda con monocapas de grafeno. (Elaboración Propia).

Los guías de onda como el ilustrado en la Figura 15 se caracterizan por la distribución del índice de refracción $n(x, y)$. De acuerdo con la posición de las monocapas de grafeno se espera que la variación del índice de refracción en la dirección y sea menor comparada con la variación en la dirección transversal x . En este sentido, se realiza el análisis solo para los modos transversales eléctricos TE.

Para llegar a la expresión que modele el comportamiento del índice de refracción efectivo del guía de onda, se parte de que la componente de campo eléctrico E_y satisface la ecuación de onda escalar de los modos TE que corresponde a la ecuación (9) descrita en la sección 2.1.3. El campo eléctrico E_y se puede representar mediante:

$$E_y(x, y, z) = F(x, y)G(y)e^{(i\beta z)} \quad (53)$$

Donde $F(x, y)$ representa la variación lenta en la dirección y . Mientras que β es la constante de propagación modal. De acuerdo con el método de índice efectivo el primer paso es resolver para un valor dado de y :

$$\frac{\partial^2 F}{\partial x^2} + \{k_0^2 n^2(x, y) - \beta_x^2(y)\}F = 0 \quad (54)$$

Luego usar $\beta_x(y) = k_0 n_{eff}(y)$ para obtener $G(y)$ y β de:

$$\frac{\partial^2 G}{\partial y^2} + \{k_0^2 n_{eff}^2(y) - \beta^2\}G = 0 \quad (55)$$

La función $n_{eff}(y)$ se puede obtener resolviendo la ecuación (54) repetidamente para cada valor de y . Sin embargo, tomando ventaja de la variación lenta de $n(x, y)$ respecto a y , es posible relacionar $n_{eff}(y)$ con $n_{eff}(0)$ mediante la *Teoría de Perturbación*. La función resultante de

$n_{eff}(y)$ se aproxima mucho a la distribución de índice efectivo actual dentro de un rango lateral amplio debido a las variaciones lentas mencionadas anteriormente.

Con el fin de conseguir la relación deseada, se escribe $n^2(x, y) = n_0^2(x) + \Delta n^2(x, y)$ donde $n_0(x) = n(x, 0)$ se considera como el índice de refracción del guía de onda sin perturbación y está dado de la siguiente manera:

$$n_0(x) = \begin{cases} n_1 & x < 0 \\ n_2 & 0 < x < t \\ n_3 & t < x \end{cases} \quad (56)$$

Donde $t = t(y = 0)$ es el espesor de la guía de onda sin perturbación y $n_i = n_i(y = 0)$ donde $i = 1, 2, 3$, son los índices de refracción. La guía de onda sin perturbación se representa en la Figura 15 por las líneas azules. Mientras que el campo del modo TE sin perturbación $F_0(x) = F(x, 0)$ satisface la ecuación:

$$\frac{\partial^2 F_0}{\partial x^2} + \{k_0^2 n_0^2(x) - \beta_{x(0)}^2\} F_0 = 0 \quad (57)$$

Donde la constante de propagación de orden cero $\beta_{0(x)}$ de la guía de onda sin perturbación está directamente relacionado con el índice efectivo del guía de onda perturbado en $y = 0$, llamado $\beta_{0(x)} = \beta_0(y = 0) = k_0 n_{eff}(0)$. La corrección de primer orden para $\beta_{x(0)}^2$ resulta de la variación en y de $n(x, y)$ y se puede calcular mediante la teoría de perturbación, así:

$$\beta_{x(1)}^2 = k_0^2 \frac{\langle F_0 | \Delta n^2(x, y) | F_0 \rangle}{\langle F_0 | F_0 \rangle} \quad (58)$$

En esta ecuación (58) se utiliza la siguiente notación $\langle f | a | g \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} dx f a g$ y también que $\langle f | g \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} dx f g$. Por lo tanto, la ecuación (58) se puede reescribir como:

$$\beta_{x(1)}^2 = k_0^2 \frac{\int_{-\infty}^{\infty} F_0 * \Delta n^2(x, y) * F_0 dx}{\int_{-\infty}^{\infty} F_0^2 dx} \quad (59)$$

A partir de lo anterior, para la perturbación de primer orden, la distribución del índice efectivo está dada por:

$$n_{eff}^2(y) \simeq n_{eff}^2(0) + \frac{\int_{-\infty}^{\infty} F_0 * \Delta n^2(x, y) * F_0 dx}{\int_{-\infty}^{\infty} F_0^2 dx} \quad (60)$$

Para el caso particular de una guía de onda con 2 monocapas de grafeno como se muestra en la Figura 15 mediante las líneas punteadas, las ubicaciones de estas (x_1 y x_2) se toman como funciones delta y el campo eléctrico constante. Además, $n_{eff}(0)$ se toma como el índice efectivo de la guía de onda sin grafeno. A partir de esto, la ecuación (60) se puede reescribir como lo indica la ecuación (61).

$$n_{eff_graf}^2(y) \simeq n_{eff}^2 + \frac{(n_{grafeno}^2 - n_1^2) \cdot \delta_{graphene} \cdot (|E(x_1)|^2 + |E(x_2)|^2)}{\int |E_y|^2 dx} \quad (61)$$

2.8 Herramientas de Análisis de los Transductores Fotónicos

El propósito central de este trabajo consiste en la evaluación de la viabilidad de transductores fotónicos para aplicaciones de biosensado. En ese orden de ideas, fue fundamental identificar y definir las herramientas de análisis mediante las cuales se realizaría un análisis comparativo de los dispositivos poliméricos diseñados respecto a otros componentes con características similares encontrados en la literatura científica sobre biosensores fotónicos.

Los parámetros principales que se usan para medir el desempeño de los biosensores son la sensibilidad y el límite de detección, que se extraen de unas gráficas conocidas como curvas de calibración. En los biosensores fotónicos de onda evanescente se generan variaciones en el índice de refracción del revestimiento en el área sensora del componente cuando se presenta un evento de bioreconocimiento, estas variaciones se reflejan en cambios del índice de refracción efectivo de la guía de onda que a su vez generan alteraciones en alguna de las propiedades ópticas de la onda propagada como la intensidad o la fase. Por lo tanto, las curvas de calibración de los biosensores muestran las variaciones generadas en la intensidad o fase de la onda propagada a la salida del transductor respecto a las variaciones en el índice efectivo generadas por eventos de bioreconocimiento. Este comportamiento se visualiza en la Figura 16.

2.8.1. Sensibilidad y Sensibilidad Volumétrica

En este trabajo, el análisis se enfoca principalmente en un transductor basado en interferómetros MZI como el descrito en la sección 2.5.2, en los que es común medir las variaciones de fase de la onda propagada por el brazo de sensado respecto al brazo de referencia. De esta manera, se definió como herramienta de evaluación las curvas de sensibilidad volumétrica o sensibilidad en Bulk (S_{Bulk}) las cuales relacionan las variaciones de fase inducidas $\Delta\phi$ en el MZI

dada por la ecuación (35) con respecto al índice de refracción del recubrimiento de la guía de onda del área sensora como se expresa en la ecuación (62).

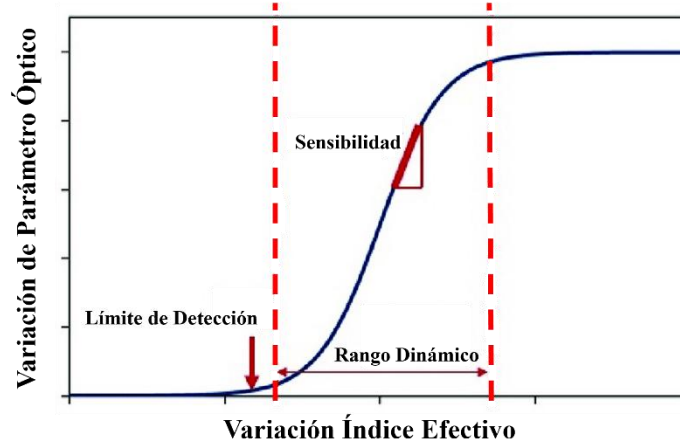


Figura 16. Concepto de sensibilidad, límite de detección y rango dinámico. Adaptado de (De Acha et al., 2021).

$$S_{Bulk} = \frac{\partial(\Delta\Phi)}{\partial n_0} = \frac{2\pi L}{\lambda} \eta_{bulk} \quad (62)$$

En la ecuación (62), n_0 es el índice de refracción del recubrimiento, L es la longitud del área sensora y η_{bulk} se conoce como sensibilidad intrínseca y hace referencia a las variaciones en el índice efectivo de la guía de onda debido a las variaciones del índice de refracción en el recubrimiento en el área sensora como se expresa en la ecuación (63).

$$\eta_{Bulk} = \frac{\partial(\Delta n_{eff})}{\partial n_0} \quad (63)$$

En la ecuación (63), $\Delta n_{eff} = n_{sen} - n_{ref}$, donde n_{sen} es el índice de refracción efectivo de la guía de onda del brazo de sensado y n_{ref} es el índice efectivo de la guía de onda del brazo de referencia (Córdoba Ramírez, 2017).

Para obtener las curvas de S_{Bulk} se debe realizar un análisis modal de la sección transversal tanto del brazo de referencia como del brazo de sensado, para obtener los índices efectivos. En el brazo de referencia el índice efectivo se mantiene constante, mientras que en el brazo de sensado se deben inducir pequeños cambios en el índice de refracción del recubrimiento (n_{clad}) para luego calcular los índices efectivos.

Una vez obtenidas las gráficas de S_{Bulk} se puede obtener el valor de la sensibilidad S ya que está dada por la pendiente de la recta que se forma dentro del rango dinámico de la curva de calibración como se observa en la Figura 16. Por lo tanto, las unidades de la sensibilidad están dadas en radianes sobre unidades de índice de refracción (RIU , Refractive Index Unit), es decir,

rad/RIU . En la literatura sobre biosensores también es común encontrar la sensibilidad en términos de nm/RIU .

2.8.2. Límite de Detección

El Límite de Detección (LoD , Limit of Detection) es otro parámetro de evaluación importante para medir el desempeño de los biosensores. En su forma más general, el LoD se define como la cantidad o concentración mínima de una sustancia que puede detectarse mediante un método analítico determinado. En otras palabras, el LoD es la concentración mínima obtenida de la medición de una muestra (que contiene el analito) que se puede discriminar de una muestra sin la presencia de ningún analito. Cuanto menor sea el LoD alcanzado, mayor será la sensibilidad lograda (Córdoba Ramírez, 2017).

Sin embargo, llevando esta definición a los biosensores de campo evanescente donde las concentraciones de analitos están directamente relacionadas con las variaciones de índice de refracción en el área sensora debidas a eventos de biodetección, el LoD se refiere a la variación más baja de índice de refracción efectivo que el sensor puede detectar, pero no necesariamente cuantificar (De Acha et al., 2021). Generalmente se calcula mediante el cociente entre el piso de ruido sobre la sensibilidad. En las curvas de calibración de S_{Bulk} el piso de ruido se refiere al valor más bajo de índice efectivo que el sensor puede detectar, una aproximación muy utilizada para calcular este valor es asumiéndolo como tres veces la desviación estándar (σ) como se muestra en la ecuación (64).

$$LoD = \frac{3\sigma}{S} \quad (64)$$

En el caso de la ecuación (64) la variable σ se refiere a la desviación estándar de los valores del índice de refracción utilizados en el recubrimiento que representan las variaciones debidas a las interacciones entre los analitos y la capa bioreceptora.

3. ANÁLISIS DE GUÍAS DE ONDA FOTÓNICAS CON MATERIALES POLIMÉRICOS

Las guías de onda fotónicas se conciben fundamentales en la fotónica integrada ya que permiten la propagación de la luz a través de las diferentes estructuras como el caso de los biosensores de onda evanescente, que como se describió en la sección 2.5, existen varios tipos de transductores que tienen sus propias características y principios de funcionamiento para la detección de los analitos. Dependiendo de estas particularidades y también de las capacidades de fabricación que se tengan disponibles, se debe seleccionar el tipo de guía de onda óptimo para cada estructura.

En este capítulo, se describe la metodología utilizada para el diseño y análisis de guías de onda tipo Rib y Strip, comparando estructuras basadas en silicio y el polímero SU-8. Igualmente, se realizan estudios de guías de onda a longitudes de onda de 633 nm y 1550 nm, así como alturas de 220 y 600 nm. Cabe resaltar que la selección de los tipos de guía de onda a diseñar, las alturas a analizar y las longitudes de onda de operación se realizó basados en la capacidad de fabricación del laboratorio OptMALab de la UFMG que fue un aliado estratégico para el planteamiento y desarrollo de esta tesis doctoral bajo la tutoría del Ph.D. Jhonattan Córdoba Ramírez. A pesar de que la tesis se limitó al análisis matemático y computacional, siempre se consideraron criterios de fabricación para la implementación experimental de la estructura diseñada que se contempla como un trabajo futuro de este proyecto. De igual manera, las características de diseño seleccionadas coinciden con estructuras de biosensores similares reportados en el estado del arte a nivel internacional.

3.1 Metodología de Análisis de Guías de Onda Fotónicas

El diseño de guías de onda nanofotónicas depende de varios aspectos como el tipo de aplicación, la plataforma y capacidades de fabricación. En términos generales, se requiere el análisis de guías de onda para obtener la estructura óptima que satisfaga ciertas características de propagación. A continuación se mencionan los parámetros que se deben tener en cuenta a la hora de diseñar guías de onda nanofotónicas:

- Dimensión del espacio del tipo de análisis entre 2D o 3D.
- Tipo de guía de onda.
- Longitud de Onda de propagación.

- Definir las dimensiones del espacio de simulación y las condiciones de frontera.
- Definir las dimensiones del núcleo de la guía de onda.
- Definir los índices de refracción de los materiales usados en el núcleo, sustrato y revestimiento.
- Definir el tipo de análisis a realizar.

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 utilizó específicamente el programa COMSOL MULTIPHYSICS que se basa en el método FEM descrito detalladamente en la sección 2.7.1. 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 los resultados. A continuación, se describe brevemente el proceso que se realizó en cada una de las partes que sugiere el método FEM y el software de simulación.

3.1.1. Definición de parámetros globales

El primer paso para el análisis de guías de onda en la herramienta COMSOL MULTIPHYSICS consiste en la definición de los parámetros globales. En esta sección se definen las variables a utilizar en la simulación y sus respectivos valores. Consiste en una tabla donde se definen variables para almacenar los datos de la longitud de onda de operación, los índices de refracción de los materiales, las dimensiones de la estructura, entre otros. Incluso se pueden definir variables en términos de otras variables.

3.1.2. Definición de la geometría

El segundo paso para el análisis de las guías de onda consiste en dibujar el contorno o espacio de simulación así como las estructuras que se desean simular. La definición del contorno de simulación es muy importante ya que para poder llegar a una solución de las ecuaciones de Maxwell descritas en la sección 2.1.3, se debe tener un dominio de simulado de tamaño finito, así como unas condiciones de frontera que sean transparentes a las radiaciones, de tal manera que se eviten reflexiones que afecten el comportamiento de los modos de propagación. También es importante mencionar que este dominio debe ser del menor tamaño posible con el fin de reducir el costo computacional dadas las características del método FEM.

Para garantizar una condición de frontera que evite reflexiones indeseadas se utiliza una capa perfectamente acoplada (PML, Perfectly Matched Layer), que no es justamente una condición de contorno sino un dominio que se agrega sobre todo el borde del contorno de simulación y cuyo objetivo es absorber las ondas salientes. Este dominio de PML se puede observar en la Figura 17a en el que se resalta en color azul todo el dominio de la capa PML.

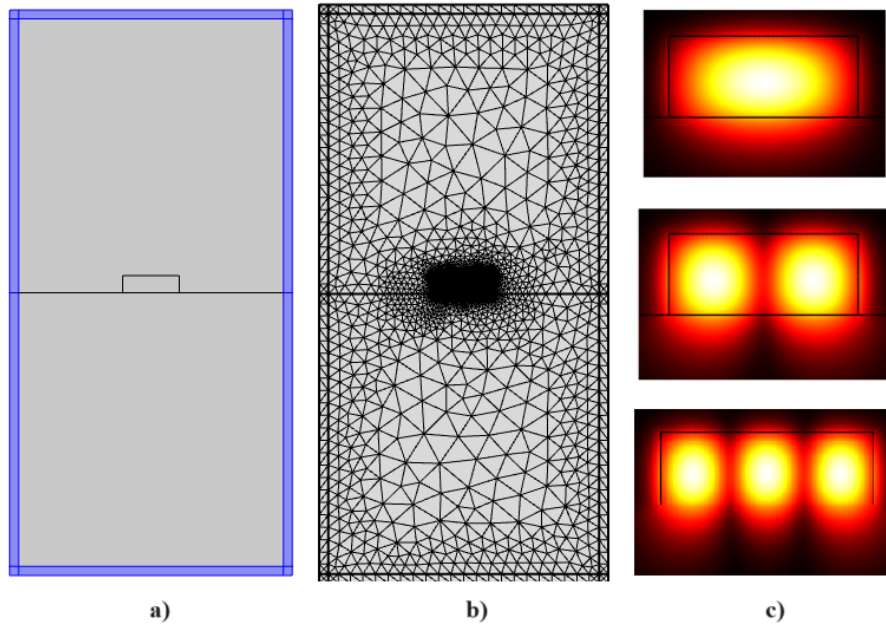


Figura 17. Etapas del Método FEM: a) Geometría. b) Mallado. c) Análisis de Propagación.

Igualmente, en la Figura 17a se ilustra la definición de la estructura de una guía de onda tipo Strip que geoméricamente consiste en un rectángulo en el centro del espacio de simulación y representa su núcleo.

3.1.3. Definición de los materiales

Como se ilustra en la Figura 17a, el espacio de simulación se divide en dominios separados por las líneas utilizadas para definir los elementos geométricos. A cada uno de estos dominios se le debe asignar las características físicas de un material que pueden estar predefinidas por el software o se pueden añadir de forma manual. En el caso de los dominios de la parte inferior a la línea central se le asignan las características del material utilizado como sustrato, al rectángulo o dominio central se le asignan las características del material del núcleo y a los dominios de la parte superior se le asignan las características del material usado como revestimiento. El principal parámetro considerado en los análisis de propagación fue el índice de refracción de los materiales que es el que determina la condición de la reflexión total interna descrita en la sección 2.1.1.

3.1.4. Definición del mallado

En la sección 2.7.1a) se describió el proceso de *discretización* que se utiliza en el método FEM en el que se busca dividir el dominio de simulación en dominios más pequeños conocidos como elementos formando una malla. Por lo tanto, es importante tener un criterio para definir el tamaño de los elementos ya que este afecta directamente el tiempo de procesamiento y la capacidad de memoria requerida para la ejecución de la simulación. Si el tamaño seleccionado es muy grande se generarían pocos elementos y por lo tanto un alto margen de error, mientras que un tamaño muy pequeño representa una cantidad exagerada de elementos que demandará un alto costo computacional y tiempo de procesamiento.

Dado lo anterior, se debe buscar un equilibrio en la cantidad de elementos que conformen los diferentes dominios del mallado. Un criterio recomendado es utilizar un tamaño reducido dentro del área de propagación de la luz, es decir, en el núcleo de la guía de onda y un tamaño mayor para los elementos del área externa que conforman el sustrato y el recubrimiento.

Para las simulaciones realizadas en este trabajo doctoral se utilizó un tamaño máximo para el dominio del núcleo igual a $T_{\max_nu} = (\lambda/n_1)/20$ y un tamaño mínimo para los dominios externos igual a $T_{\min_ext} = (\lambda/n_0)/4$. En estas expresiones se observa la relación del tamaño de los elementos con la longitud de onda de operación y los índices de refracción del núcleo y revestimiento respectivamente. En la Figura 17b se observa el mallado obtenido para una guía de onda tipo Strip aplicando el criterio descrito anteriormente.

3.1.5. Definición del Tipo de Estudio a Realizar

La opción del tipo de estudio a realizar más que del método FEM, se debe al software de simulación COMSOL MULTIPHYSICS que tiene la capacidad de resolver y representar una amplia gama de fenómenos físicos en áreas como acústica, transferencia de calor, flujo de fluidos, electroquímica, semiconductores, estructuras mecánicas, radio frecuencia, óptica, entre otros. Dadas las características de este trabajo, se opera con la física óptica, específicamente la física de ondas electromagnéticas en el dominio de la frecuencia, ya que, en esta se puede realizar el estudio de propagación de modos (*análisis modal*) en guías de onda ópticas. Un ejemplo de la representación gráfica de la distribución del campo electromagnético de los diferentes modos de propagación se ilustra en la Figura 17c. Adicionalmente, el análisis modal permite 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. Un ejemplo de curvas de dispersión se observa en la Figura 18 de un guía de onda Strip con núcleo de SU-8, 600 nm de espesor y longitud de onda de 633 nm.

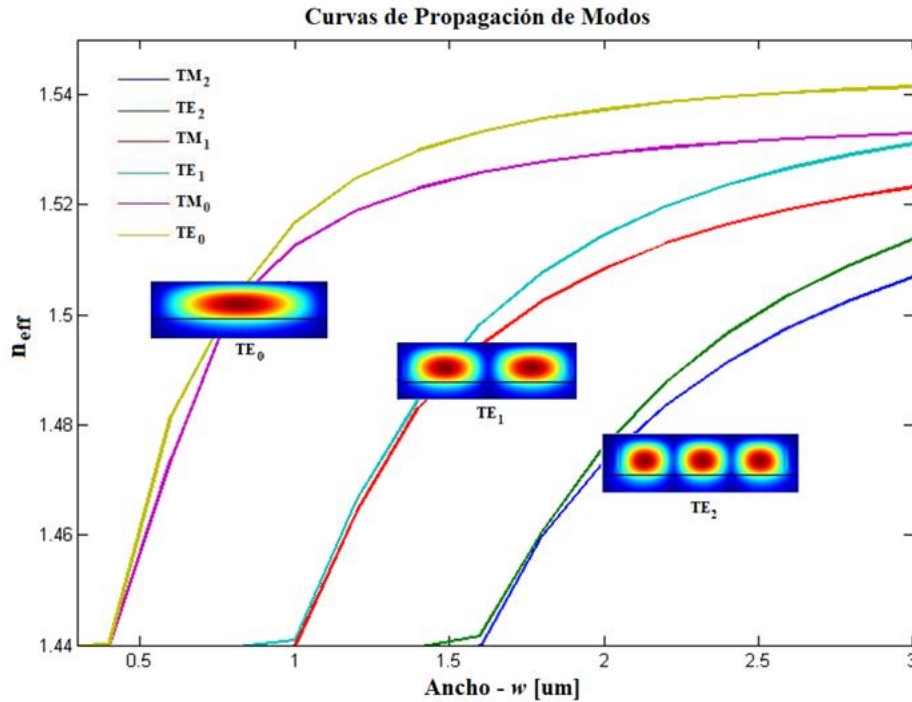


Figura 18. Curvas de dispersión modal de un guía de onda Strip (Alvarez-Guerrero et al., 2022).

Las curvas de dispersión son muy importantes en el diseño de biosensores fotónicos ya que permiten definir las dimensiones de las guías de onda para obtener altos niveles de sensibilidad, esto se da en las zonas crecientes de las curvas donde se presentan cambios rápidos de índice de refracción ante pequeñas variaciones del ancho del guía de onda. Por ejemplo, de acuerdo con las curvas presentadas en la Figura 18, el ancho recomendado para un sensor monomodo sería entre 600 y 700 nm, mientras que para un sensor bimodal sería entre 1.2 y 1.3 μm aproximadamente.

3.2 Análisis Modal y Curvas de Dispersión

Como se mencionó anteriormente, el análisis de las curvas de dispersión permite definir las dimensiones de una guía de onda dependiendo de la cantidad de modos que se desee propagar. Adicionalmente, el análisis modal es fundamental en el diseño y análisis de transductores fotónicos para las aplicaciones de biosensores como los estudiados en este trabajo ya que proporcionan la información del índice de refracción efectivo para cada uno de los modos propagados.

En el capítulo 5 se resalta la importancia de este proceso, ya que para el cálculo de la sensibilidad de los transductores se requiere medir los cambios del índice de refracción efectivo de la guía de onda ante pequeñas variaciones del índice de refracción del revestimiento. Estas variaciones están relacionadas directamente con las modificaciones que sufre el campo evanescente sobre el área sensora cuando se presenta una interacción de los analitos con la capa bioreceptora. Sin embargo, esta sección se enfoca particularmente en el proceso de diseño de las guías de onda utilizadas como base para la posterior integración de monocapas de grafeno.

Dada la importancia del diseño de la guía de onda sobre la que se soporta el funcionamiento del transductor fotónico estudiado en esta tesis, se planteó un trabajo de grado titulado “Análisis de la viabilidad de implementación de guías de onda ópticas con materiales poliméricos para el desarrollo de Biosensores ópticos” que desarrollaron estudiantes del programa de ingeniería en TIC de la Universidad Libre seccional Cúcuta en el año 2022 (Duque & Sandoval, 2022).

El análisis de las guías de onda se enfocó 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 seleccionaron 2 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 seleccionaron dos posibles espesores para las guías de onda a analizar: 220 y 600 nm, esto de acuerdo con la información proporcionada sobre las capacidades de fabricación del laboratorio OptMALab de la UFMG donde se realizó parte de la pasantía doctoral. En la Tabla 4 se resumen los parámetros principales considerados en la campaña de simulación.

Tabla 4. 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

El análisis completo y detallado se puede consultar en el documento final del trabajo de grado mencionado anteriormente y que se puede consultar en (Duque & Sandoval, 2022). A continuación, se presentan brevemente los aspectos más relevantes identificados en el análisis de las guías de onda Strip y Rib.

3.2.1. Curvas de Dispersión del Guía de Onda Strip

Las curvas de dispersión de la guía de onda tipo Strip se obtuvieron configurando los parámetros iniciales como se muestra en la Tabla 5.

Tabla 5. Parámetros de simulación del guía de onda Strip.

Nombre	Expresión	Descripción
Lamb	633[nm]; 1550[nm]	Longitud de onda (λ)
f0	c_const/Lamb	Frecuencia (f); c_const: 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 3.444 para Si	Índice de refracción del núcleo.
n_s	1.444	Índice de refracción del sustrato.
Pml	Lamb/2	La capa perfectamente ajustada (pml)

De acuerdo con los resultados obtenidos en (Duque & Sandoval, 2022), los guías de onda con núcleo de polímero SU-8 requieren un ancho (w_{st}) muy grande cuando se usa el espesor $h_{st} = 220 \text{ nm}$ comparado con las guías de onda de silicio, a tal punto que para la longitud de onda de 1550 nm no se formaron modos de propagación hasta un ancho de $w_{st} = 50 \mu\text{m}$. Por esta razón, el análisis se centró en guías de onda con $h_{st} = 600 \text{ nm}$.

En la Figura 19 se presentan dos resultados de las curvas de dispersión de las guías de onda tipo Strip con SU-8 (Figura 19a) y Silicio (Figura 19b) con espesor $h_{st} = 600 \text{ nm}$ y longitud de onda de 633 nm.

Las curvas de la Figura 19 permiten identificar varias diferencias entre la guía de onda de Silicio y la de SU-8. En primer lugar, se observa que las curvas del guía de Silicio presentan un rango más amplio de variación respecto al índice efectivo, mientras los modos de la guía de silicio

presentan variaciones de índice efectivo entre 1.6 y 3 aproximadamente, la guía de onda de SU-8 solo varía entre 1.45 y 1.51 unidades de índice de refracción, esto se debe al contraste de los índices de refracción del núcleo y el sustrato que es más alto en la plataforma de Silicio.

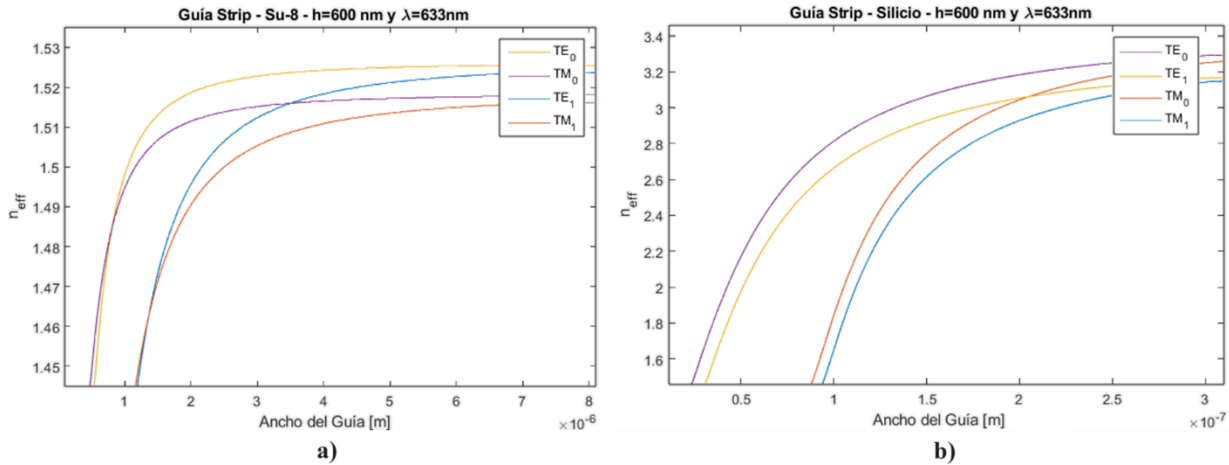


Figura 19. Curvas de dispersión de guías Strip con núcleo de: a) SU-8. b) Silicio.

El bajo contraste de los índices de refracción en la plataforma de polímeros es su principal desventaja, justo por esta característica se proponen diversos esquemas como el desarrollado en este trabajo, en el que se añade grafeno a la estructura con el fin de mejorar el contraste y por tanto la sensibilidad de los transductores.

Por otra parte, las curvas de dispersión de la Figura 19 también permite identificar el comportamiento en la formación de los modos de propagación, respecto a esto se resaltan dos comportamientos evidenciados en las gráficas. El primero es que en la guía de SU-8 se forman inicialmente los modos fundamentales TE y TM y posteriormente los modos de primer orden. Mientras que en la guía de onda de silicio se forman inicialmente los modos TE fundamental y de primer orden y posteriormente los mismos modos pero TM. El segundo comportamiento es el ancho de la guía de onda requerido para la aparición de los modos. En la guía de onda de Silicio, los modos TE fundamental y de primer orden aparecen desde un pequeño ancho de 30 nm aproximadamente, y los modos TM aparecen antes de 100 nm de anchura. En cambio, en la guía de onda de SU-8 se requieren de mayores anchos ya que los modos fundamentales TE y TM se forman en un ancho de 500 nm y los modos TE y TM de primer orden se forman en un ancho de 1.2 μm aproximadamente.

Finalmente, el propósito de las curvas de dispersión en esta sección es determinar las dimensiones de las guías de onda para operar en la región monomodo. Sin embargo, en la Tabla 6 se muestran los rangos aproximados del ancho de las guías de onda de Silicio y SU-8 para operar

en la región monomodo y bimodal, entendiendo la región bimodal como la separación en longitud de onda de los modos fundamentales y los modos de primer orden.

Tabla 6. Dimensiones de guías de onda Strip para operación monomodo y bimodal.

Tipo de Guía de Onda	Material	Espesor (nm)	λ (nm)	Rango Monomodo (μm)	Rango Bimodal (μm)
Strip	Silicio	600	633	$0.25 \leq w_{st} \leq 0.3$	$0.3 \leq w_{st} \leq 0.8$
			1550	$0.1 \leq w_{st} \leq 0.3$	$0.3 \leq w_{st} \leq 0.55$
		220	633	$0.2 \leq w_{st} \leq 0.4$	$0.4 \leq w_{st} \leq 0.6$
			1550	$0.3 \leq w_{st} \leq 0.6$	$0.6 \leq w_{st} \leq 0.9$
	SU-8	600	633	$0.5 \leq w_{st} \leq 1.2$	$1.2 \leq w_{st} \leq 2$
			1550	$3 \leq w_{st} \leq 6$	$6 \leq w_{st} \leq 10$
		220	633	$1.8 \leq w_{st} \leq 3.8$	$3.8 \leq w_{st} \leq 5.8$
			1550	> 10	> 10

Por otra parte, también se realizó el análisis de guías de onda tipo Rib con los mismos parámetros de simulación usados con las guías de onda Strip. Los resultados obtenidos presentan un comportamiento muy similar entre ambos tipos de guías de onda, razón por la cual no se agregaron a este documento. Sin embargo, se puede profundizar sobre estos resultados en (Duque & Sandoval, 2022).

Como conclusión de este capítulo sobre el análisis y diseño de guías de onda, se debía seleccionar una guía de referencia para el diseño de los transductores con grafeno. En este sentido y considerando la similitud en el desempeño de las guías de onda Strip y Rib, se seleccionó la guía de onda Strip por su sencillez y menor complejidad de fabricación. De igual manera, se seleccionó la longitud de onda de operación de 633 nm dado el menor costo de la fuente de luz. El diseño final de la guía de onda de referencia para los capítulos posteriores se presenta en la Figura 20.

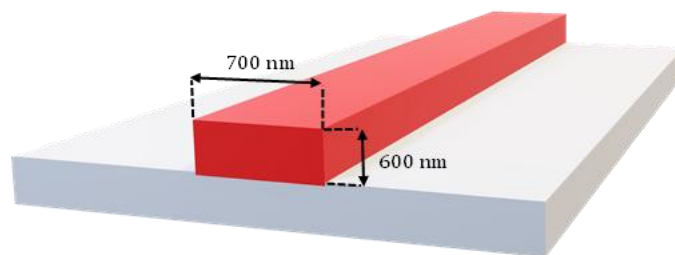


Figura 20. Guía de Onda Strip de Referencia.

Las dimensiones de la guía de onda mostrada en la Figura 20 se determinaron considerando las curvas de dispersión mostradas en la Figura 19a y el rango para la operación monomodo sugerido en la Tabla 6. Se definió específicamente un ancho de 700 nm porque es un punto de alta

variación del índice efectivo, que es uno de los criterios para tener en cuenta a la hora de lograr mayor sensibilidad en los transductores.

El proceso de diseño de las guías presentado anteriormente es un paso importante ya que es siempre el primer paso por realizar en el diseño de circuitos integrados fotónicos, independientemente de la aplicación. A pesar de su relevancia, en la literatura científica no se encuentra mucha información al respecto de este proceso o no se describe el proceso de diseño de forma clara. Dada esta situación, se vio la posibilidad de publicar un capítulo de libro en el que se describe en forma de metodología el proceso de diseño de guías de onda nanofotónicas que se puede consultar en (Alvarez-Guerrero et al., 2022).

Por otro lado, actualmente se está ejecutando un proyecto Minciencias titulado “Generación de Peines de Frecuencias Ópticas usando Circuitos Integrados Fotónicos con Micro Resonadores para aplicación en Comunicaciones Ópticas”, que se está desarrollando entre la Universidad Tecnológica de Pereira, Universidad Nacional de Colombia, Instituto Tecnológico Metropolitano y la Universidad Francisco de Paula Santander de Cúcuta (UFPS). En este proyecto el autor de esta tesis doctoral participa como consultor específicamente de la UFPS, en el que se apoyó la elaboración de la propuesta para participar en la convocatoria, en la que se planteó el análisis de estructuras fotónicas como anillos resonantes para el desarrollo de peines de frecuencias. Actualmente, se encuentra en desarrollo una tesis de pregrado titulada “Diseño de transductores fotónicos en plataforma de polímeros para aplicaciones Lab-on-a-Chip”, en el marco del proyecto Minciencias.

4. ANÁLISIS DE GUÍAS DE ONDA POLIMÉRICAS CON MONOCAPAS DE GRAFENO

Modelar el comportamiento de campos electromagnéticos en guías de ondas nanométricas para el diseño de biosensores de alta sensibilidad es una tarea compleja. Generalmente se realiza utilizando técnicas numéricas avanzadas como el método FEM, que exige una alta complejidad computacional. Este problema aumenta con la adición de monocapas de grafeno ya que su espesor ($\delta=0,34$ nm) es muy pequeño en comparación con las dimensiones del contorno de simulación de las guías de ondas y de la misma longitud de onda de operación. Esto conduce a la generación de una enorme cantidad de elementos en la etapa de discretización o mallado y el consiguiente aumento significativo del tiempo de procesamiento. Por este motivo, se propuso un método analítico basado en la teoría de perturbaciones para calcular el índice de refracción efectivo en guías de ondas nanométricas con dos monocapas de grafeno incrustadas. Este método permite obtener resultados muy cercanos a los obtenidos con el método FEM con menor complejidad computacional y menor tiempo de procesamiento.

A partir del análisis anterior, este capítulo representa el componente central de este trabajo con el componente matemático y algorítmico más fuerte debido a la generación de un algoritmo computacional que integra las ecuaciones para la caracterización de las propiedades electroópticas del grafeno con las ecuaciones de la teoría electromagnética que describen la propagación de la luz en las guías de onda fotónicas y las ecuaciones de la teoría de perturbación. En el diagrama de flujo mostrado en la Figura 21 se muestra la estructura general del algoritmo implementado. Este se desarrolló en la herramienta de programación matemática MATLAB.

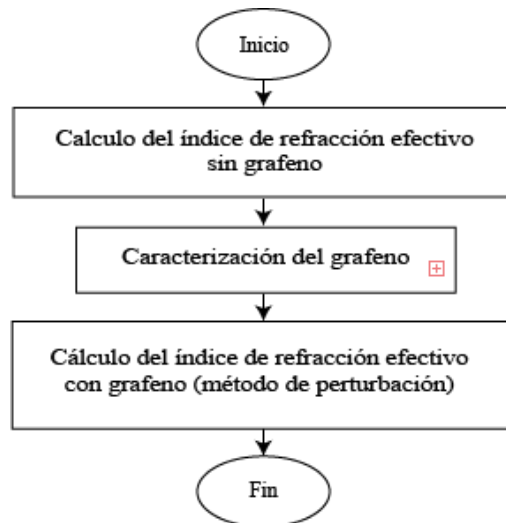


Figura 21. Algoritmo general para el análisis de guías de onda con monocapas de grafeno.

En el algoritmo presentado en la Figura 21 se identifican tres bloques de trabajo: el cálculo del índice de refracción efectivo de la guía de ondas sin grafeno, la caracterización del grafeno y el cálculo del índice de refracción efectivo de guías de onda con dos monocapas de grafeno. A continuación, se describe cada bloque del algoritmo.

4.1 Cálculo del Índice de Refracción Efectivo sin Monocapas de Grafeno

La tarea de calcular el índice efectivo de una guía de onda sin grafeno se estudió detalladamente en el capítulo anterior mediante simulaciones en la herramienta COMSOL MULTIPHYSICS. Sin embargo, en el algoritmo implementado se agregó un módulo en el que se calcula el índice de refracción de una guía de onda específica mediante el método de índice efectivo descrito en la sección 2.1.5. Este proceso evita la dependencia del cálculo a priori en COMSOL MULTIPHYSICS pero se tiene el cálculo en esta herramienta con referencia para la comparación. En la Figura 22 se ilustra el diagrama de flujo del algoritmo implementado para el cálculo del índice de refracción efectivo de guías de onda.

Según el método de índice efectivo, una guía de onda bidimensional se convierte en dos guías de ondas Slab unidimensionales (ver Figura 8). El algoritmo permite analizar cada una de ellas en términos del modo TE o TM para encontrar el valor de la constante de propagación normalizada para la longitud de onda de interés. Para calcular este valor se define una función a partir de las ecuaciones de dispersión de los modos (30) y (32) para que se busca una solución a partir del método de bisecciones. En el diagrama de flujo de la Figura 22 se ilustra como el algoritmo comienza definiendo la constante de propagación normalizada en un intervalo entre 0 y 1 y posteriormente el intervalo se reduce a la mitad hasta que el algoritmo converge. Una vez calculado el valor de b se puede calcular el índice efectivo despejándolo de la ecuación (28).

Este proceso se realiza inicialmente con la guía de onda vertical que forma un Slab en la dirección x , por lo que se trabaja con el modo TE. Luego, se devuelve la estructura original y el índice efectivo calculado del Slab vertical se utiliza en el Slab horizontal con la expresión del modo TM para finalmente obtener el n_{eff} de la guía de onda original.

El algoritmo se probó con el cálculo del índice efectivo del guía de onda tipo Strip de referencia definido en el capítulo anterior e ilustrado en la Figura 20. Las dimensiones fueron de 600 x 700 nm, se utilizó SiO_2 para el substrato ($n_s = 1.444$), polímero SU-8 para el núcleo ($n_0 = 1.5867$), aire para el recubrimiento ($n_1 = 1$) y longitud de onda de operación $\lambda = 633 \text{ nm}$.

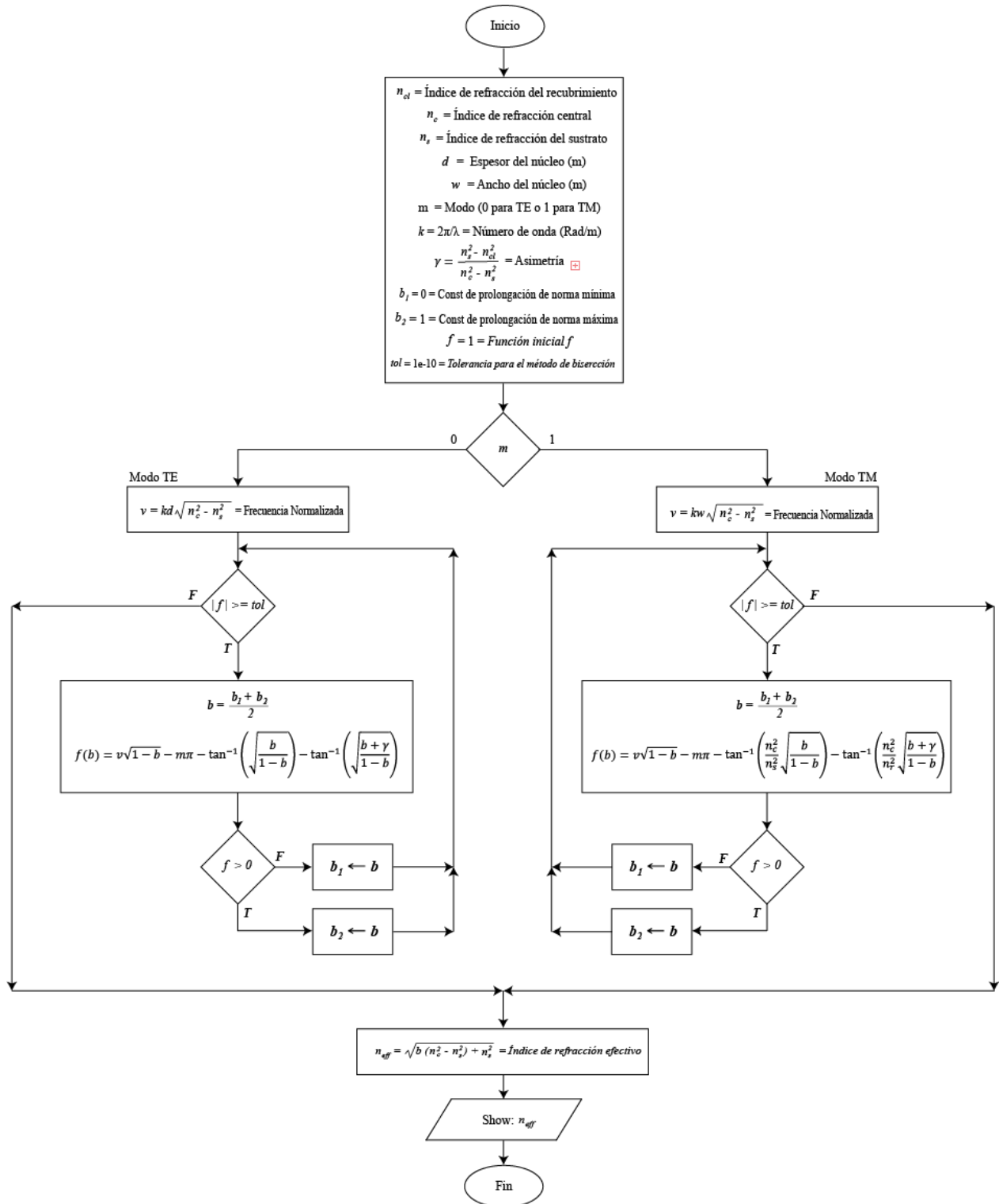


Figura 22. Algoritmo del método de índice efectivo.

El índice de refracción efectivo calculado fue $n_{eff} = 1.4918$, mientras que utilizando el método FEM en el software COMSOL MULTIPHYSICS se obtuvo $n_{eff} = 1.4909$.

4.2 Caracterización de las propiedades electroópticas del Grafeno

Para la caracterización de las propiedades electroópticas del grafeno se desarrolló un algoritmo en el que se implementaron las ecuaciones descritas en la sección 2.6.1 mediante las que se analizó el comportamiento de la conductividad, permitividad y el índice de refracción del grafeno ante variaciones de la energía de Fermi. En la Figura 23 se ilustra el diagrama de flujo del algoritmo de caracterización.

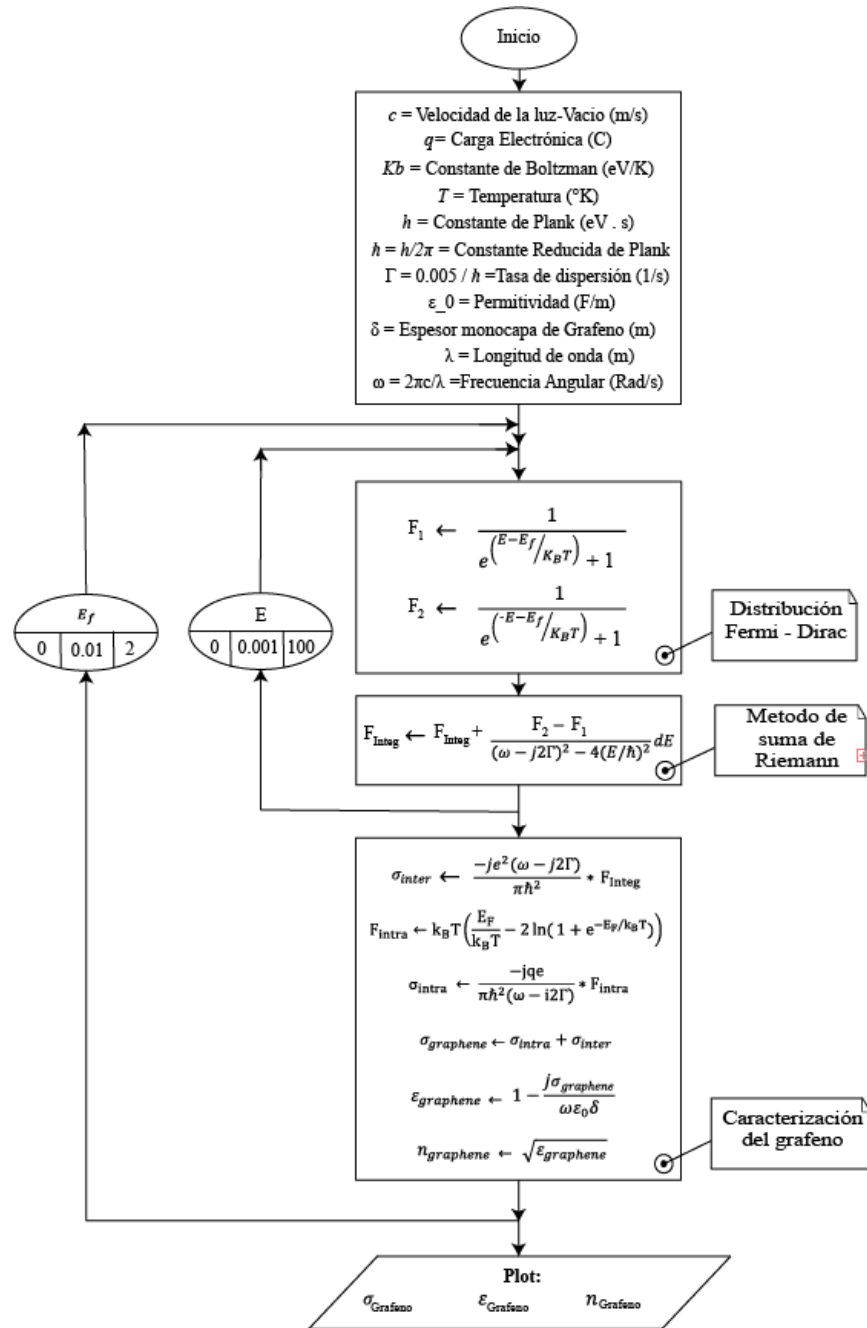


Figura 23. Algoritmo de caracterización de las propiedades del grafeno.

El algoritmo presentado en la Figura 23 permite obtener las curvas de conductividad intra e interbanda, así como la permitividad y el índice de refracción del grafeno respecto a variaciones en la energía de Fermi. El algoritmo fue validado previamente con los resultados obtenidos por investigadores de la Universidad de California en Estados Unidos y el Instituto Coreano de Ciencia y Tecnología sobre la caracterización del grafeno en la longitud de onda de 1550 nm y una variación de la energía de Fermi entre 0 y 1 eV (Gungor et al., 2016).

Teniendo en cuenta la longitud de onda de operación seleccionada en el capítulo anterior, mediante el algoritmo de caracterización se calculó el índice de refracción del grafeno para $\lambda = 633 \text{ nm}$ y en el rango entre 0 y 2 eV de la energía de Fermi. En la Figura 24 se muestran las curvas de las partes real e imaginaria del índice de refracción del grafeno. Además, se muestra que las curvas se dividen en tres secciones para obtener las ecuaciones polinómicas de cada una para posteriormente evaluar el índice de refracción efectivo y la sensibilidad de la guía de onda utilizando el método FEM en el software COMSOL MULTIPHYSICS.

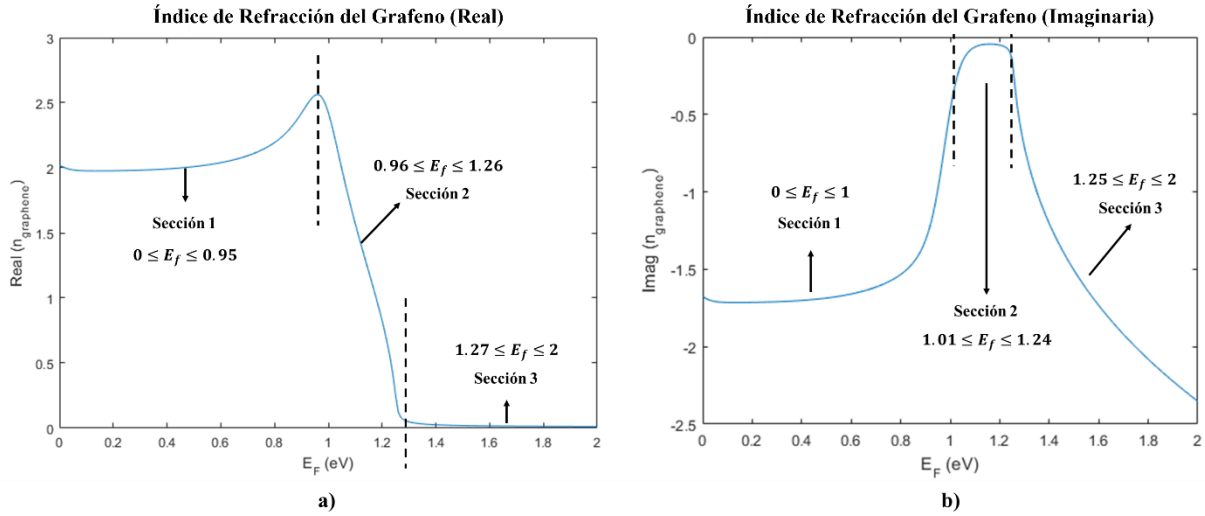


Figura 24. Índice de Refracción del grafeno en función de la energía de Fermi. a) Parte Real. b) Parte Imaginaria.

A continuación, en las ecuaciones (65) y (66) se presentan los polinomios que describen las tres secciones de las curvas de las partes real e imaginaria del índice de refracción del grafeno respectivamente.

$$n_{g,real} = \left\{ \begin{array}{ll} 4.196E_f^4 - 6.0428E_f^3 + 3.2518E_f^2 - 0.6481E_f + 2.0145 & 0 \leq E_f \leq 0.95 \\ -936.5242E_f^4 + 4139.8420E_f^3 - 6847.8216E_f^2 + 5015.5324E_f - 1368.6164 & 0.96 \leq E_f \leq 1.26 \\ 26.5176E_f^6 - 267.2019E_f^5 + 1118.0343E_f^4 - 2486.5079E_f^3 + 3100.1165E_f^2 - 2054.5722E_f + 565.5453 & 1.27 \leq E_f \leq 2 \end{array} \right\} \quad (65)$$

$$n_{g_ima} = \left\{ \begin{array}{ll} 55.914E_f^6 - 142.7113E_f^5 + 139.6280E_f^4 - 64.8412E_f^3 + 14.6808E_f^2 - 1.4499E_f - 1.6687 & 0 \leq E_f \leq 1 \\ -623.4149E_f^4 + 2879.9664E_f^3 - 4991.5956E_f^2 + 3847.0426E_f - 1112.4727 & 1.01 \leq E_f \leq 1.24 \\ 184.6916E_f^6 - 1859.2189E_f^5 + 7773.7882E_f^4 - 17282.6765E_f^3 + 21551.3856E_f^2 - 14298.2916E_f + 3944.2419 & 1.25 \leq E_f \leq 2 \end{array} \right\} \quad (66)$$

De acuerdo con la curva de la Figura 24a, el índice de refracción se mantiene cercano a 2 para niveles de Fermi hasta 0,6 eV, de ahí en adelante presenta un comportamiento gaussiano hasta 1,05 eV con un pico máximo de 2,56 en 0,96 eV. Posteriormente, el índice de refracción cae rápidamente hasta valores cercanos a 0. Respecto a la curva de la parte imaginaria del índice de refracción, la principal área de interés es el intervalo del nivel de Fermi entre 1,05 y 1,25 eV donde se encuentran valores cercanos a cero que representan bajas pérdidas por absorción.

4.3 Cálculo del Índice de Refracción Efectivo de Guías de Onda con Monocapas de Grafeno

En esta sección se presenta el análisis del algoritmo propuesto para el cálculo del índice de refracción efectivo de guías de onda nanofotónicas con la inserción de 2 monocapas de grafeno organizadas de forma paralela como un capacitor, justo entre el núcleo y el substrato como se ilustra en la Figura 25. El propósito de esta estructura es aprovechar la variación controlada de la conductividad del material para ampliar el campo evanescente en el área sensora y por consiguiente mejorar la sensibilidad de la estructura polimérica. Esto debido a la interacción generada entre el campo eléctrico en la estructura capacitiva y la forma de onda óptica confinada. En esta parte, se centra el análisis en el algoritmo implementado basado en el método de perturbación y posteriormente en el capítulo 5 se realizará el análisis de sensibilidad de la estructura.

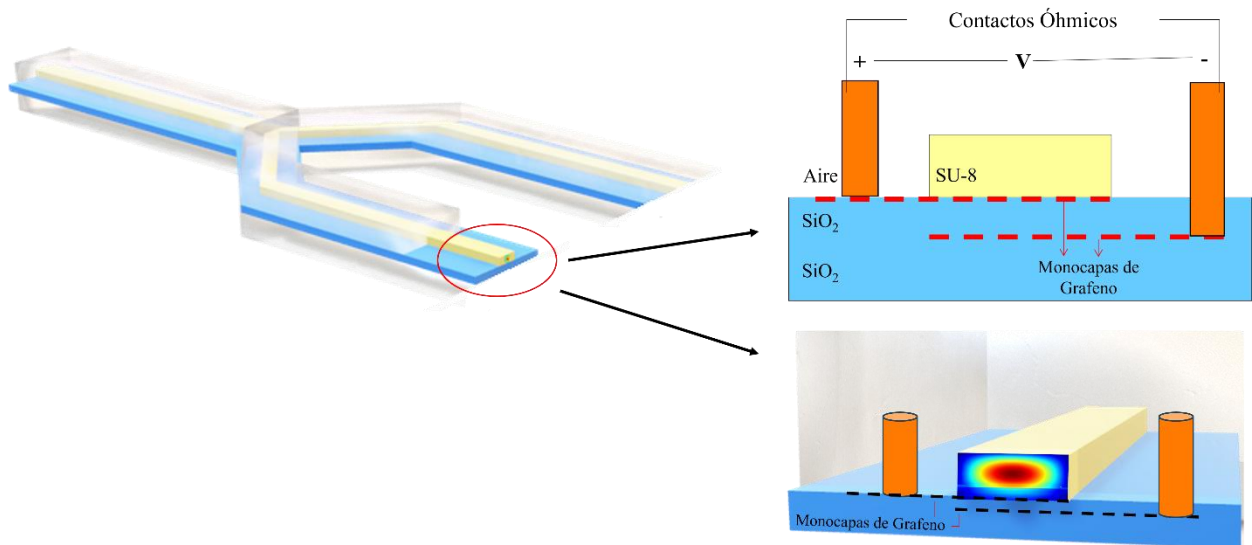


Figura 25. Guía de onda Strip con doble monocapa de grafeno.

Una vez calculado el índice de refracción efectivo de la guía de onda sin grafeno y caracterizadas las propiedades electroópticas del grafeno, el paso final fue la implementación del algoritmo basado en el método de perturbación para el cálculo del índice efectivo de la guía de onda con las monocapas de grafeno. Este se ilustra mediante un diagrama de flujo en la Figura 26.

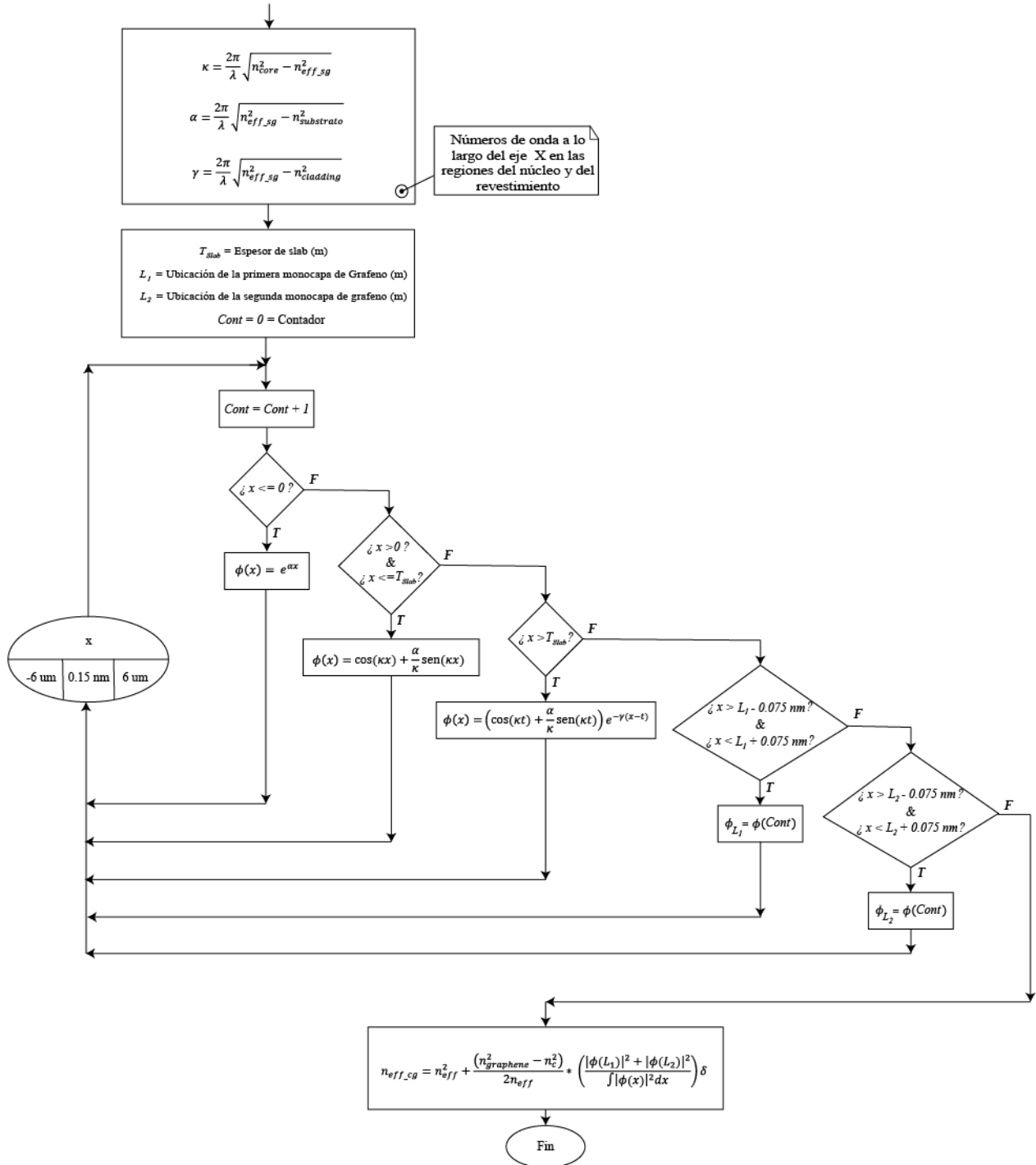


Figura 26. Algoritmo para el cálculo del índice efectivo mediante el método de perturbación.

El primer paso es representar la guía de onda de referencia como una guía Slab con el fin de poder utilizar las ecuaciones (33) y (34) descritas en la sección 2.1.4 y que permiten calcular la distribución del campo E_y del modo TE. El algoritmo presentado en la Figura 26 muestra claramente el cálculo de los números de onda y la distribución de campo en las tres regiones o materiales de la guía de onda haciendo un barrido desde $-6 \mu m$ a $6 \mu m$ con pasos de $0.15 nm$. También se muestra que en las posiciones de las monocapas de grafeno, el campo se mantiene constante. Una vez calculada la distribución de campo, se utiliza la ecuación de perturbación (61) descrita en la sección 2.7.2 para calcular el índice efectivo de la guía de onda bajo estudio.

Una vez implementado el algoritmo, se procedió a realizar la validación de su funcionamiento mediante el análisis de una guía de onda propuesta en el artículo (Kim et al., 2016) que es uno de los referentes principales de este trabajo doctoral. El artículo muestra el resultado del cálculo del índice de refracción efectivo para variaciones de la energía de Fermi entre 0 y 1 eV. En la Figura 27a se muestra la guía de onda tipo Rib utilizada para la validación del algoritmo, e igualmente, en la Figura 27b se muestra el Slab equivalente.

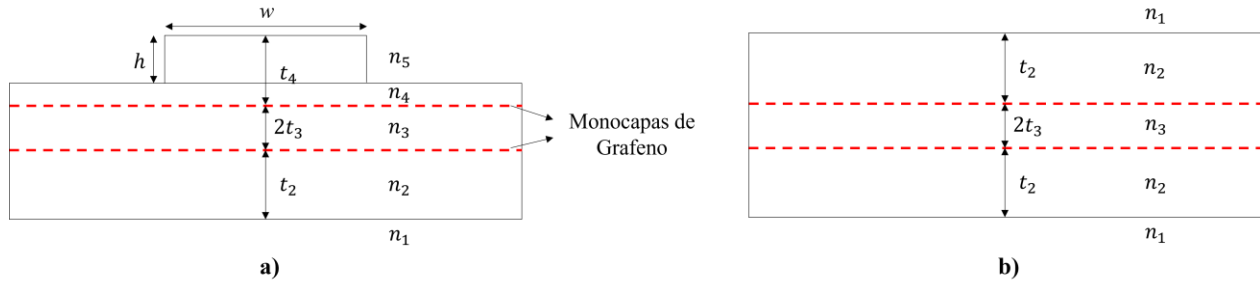


Figura 27. Guía de onda Rib para validación del algoritmo del método de perturbación.

Los parámetros para la simulación son los siguientes: $n_1 = n_5 = 1,46$; $n_2 = n_3 = n_4 = 1,91$; $t_2 = 250 nm$; $t_4 = 350 nm$; $2t_3 = 15 nm$; $h = 250 nm$; $w = 1 \mu m$ y la longitud de onda de operación fue $\lambda = 1550 nm$. Además de los datos anteriores se requiere conocer el índice de refracción efectivo del guía de onda sin grafeno, el cual se calculó mediante el algoritmo del método de índice efectivo (MIE) que se describió en la sección 4.1. En la Figura 28 se presenta la guía de onda tipo Rib subdividida para aplicar el MIE.

De acuerdo con el MIE, se calcula el índice efectivo a cada una de las subdivisiones mostradas en la Figura 28a. En ese caso se usa la ecuación (30) de dispersión de los modos TE, de modo que se obtienen tres subíndices efectivos: $n_{eff_1} = n_{eff_3} = 1.6524$; $n_{eff_2} = 1.6524$. Estos se reutilizan en el Slab horizontal que se muestra en la Figura 28b.

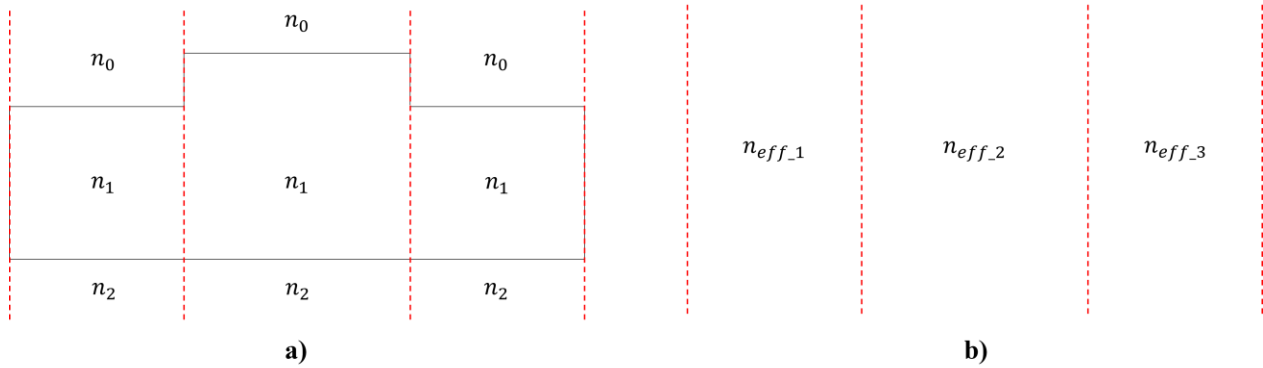


Figura 28. Aplicación del Método de índice efectivo a una guía de onda Rib.

Posteriormente, se aplica nuevamente el MIE pero con la ecuación (32) de dispersión de los modos TM para la guía de onda Slab resultante que se muestra en la Figura 28b y se obtiene el índice de refracción efectivo de la guía de onda tipo Rib $n_{eff} = 1.7052$. Este valor es similar al utilizado en el artículo de referencia en el que se utilizó $n_{eff} = 1.702$.

Con el n_{eff} calculado y ejecutando el algoritmo de caracterización del grafeno para la longitud de onda de operación $\lambda = 1550 \text{ nm}$, se procede a encontrar el índice efectivo del guía de onda con monocapas de grafeno mediante el algoritmo del método de perturbación. Como la caracterización del grafeno se realiza para un rango de energía de Fermi entre 0 y 1 eV, se obtiene el índice de refracción para este mismo rango de energía de Fermi como se ilustra en la Figura 29.

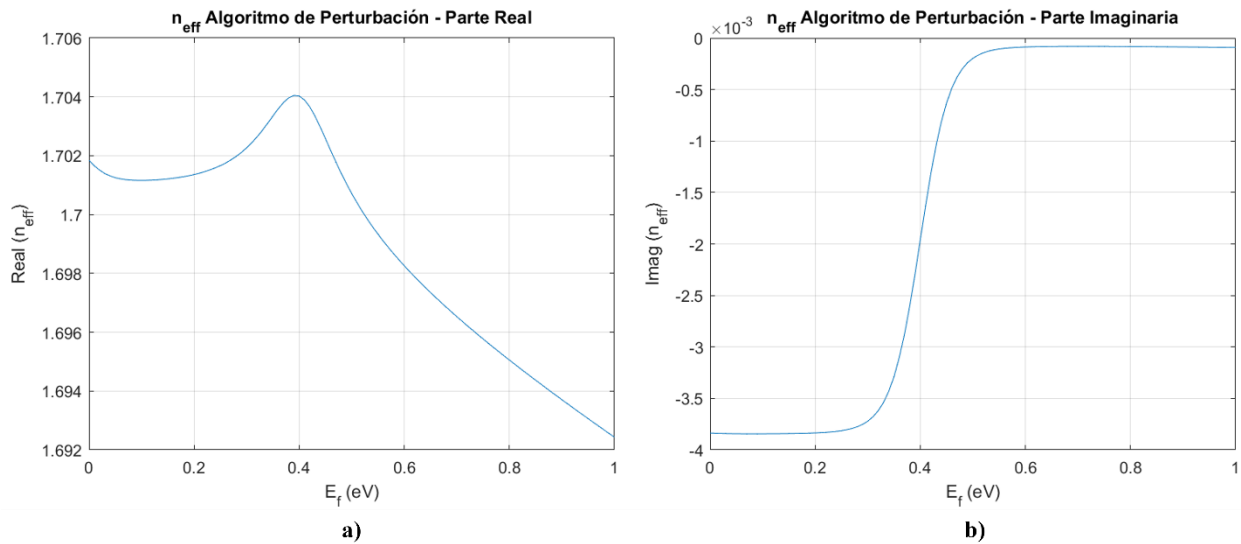


Figura 29. Índice de refracción efectivo mediante método de perturbación. a) Parte Real. b) Parte Imaginaria.

Los resultados mostrados en la Figura 29 presentan un comportamiento muy similar a los resultados reportados en (Kim et al., 2016), lo que permite validar el correcto funcionamiento del simulador del método de perturbaciones. En el siguiente capítulo se presenta el análisis de

sensibilidad y viabilidad de los transductores basados en materiales poliméricos con base en los resultados obtenidos con el simulador descrito anteriormente y la herramienta COMSOL MULTIPHYSICS.

5. ANÁLISIS DE VIABILIDAD DE UN TRANSDUCTOR MACH ZEHNDER CON SU-8 Y MONOCAPAS DE GRAFENO

El análisis de la viabilidad de los transductores fotónicos para aplicaciones de biosensado se basa principalmente en la evaluación de la sensibilidad y el límite de detección de los dispositivos. Mediante estos parámetros que fueron descritos previamente en la sección 2.8, es posible comparar el desempeño de los transductores basados en el polímero SU-8 y grafeno diseñados en este trabajo con estructuras basadas en otros materiales como el Silicio que han sido reportadas en la literatura científica.

Los resultados presentados en esta sección aportan directamente al cumplimiento del objetivo 3 donde se propuso la evaluación de la sensibilidad de transductores fotónicos. En este sentido, se tomó como referencia para el análisis de sensibilidad un transductor basado en un MZI como el descrito en la sección 2.5.2. En estas estructuras se analiza la diferencia de fase de las señales interferométricas debido a las variaciones en el índice efectivo de la guía de onda que conforma el área sensora. Este comportamiento se cuantifica mediante la sensibilidad volumétrica o sensibilidad en Bulk, que se calcula para diferentes valores del índice de refracción del recubrimiento, permitiendo así, obtener las curvas de calibración de sensibilidad en Bulk. De esta curva se extraen los valores de sensibilidad y LoD del transductor MZI propuesto, que se representa en 2D y 3D en la Figura 30 con sus características principales.

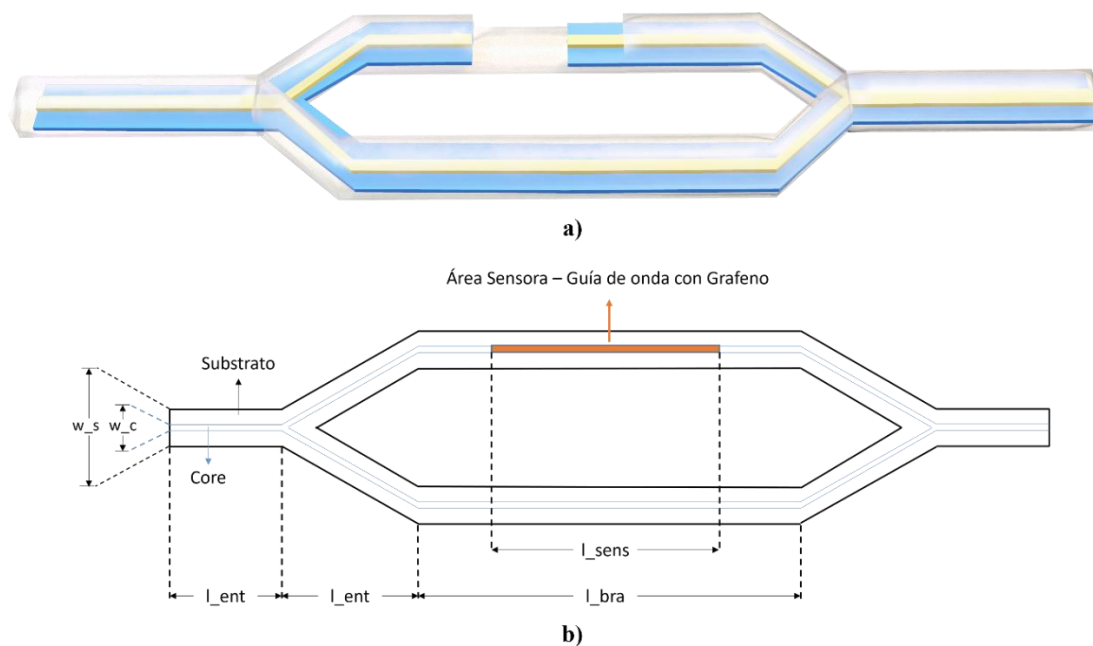


Figura 30. Representación del MZI de referencia: a) representación en 3D. b) Representación en 2D.

Finalmente, los resultados de sensibilidad y LoD obtenidos para el transductor MZI basado en el polímero SU-8 y grafeno se compararon con otros dispositivos basados en la plataforma SOI reportados en la literatura donde se muestra que la estructura diseñada en este trabajo presenta alta sensibilidad comparable a la sensibilidad de algunas estructuras de silicio, dando cumplimiento al objetivo general de esta tesis doctoral. Adicionalmente, se realizó una comparación de los índices de refracción efectivos de las guías de onda poliméricas con grafeno obtenidas mediante el método de perturbación con las obtenidas mediante el método FEM, en las que se encontraron resultados muy cercanos entre los métodos, mostrando de esta manera que el algoritmo propuesto es confiable, con un buen nivel de precisión y con un costo computacional mucho más bajo que el método FEM para el análisis de un transductor MZI con guía de onda Strip diseñada con el polímero SU-8 y dos monocapas de grafeno.

5.1 Análisis de Sensibilidad Respecto al Nivel de Fermi del Grafeno

En la sección 4.2 se analizaron las propiedades electroópticas del grafeno, donde se evidenció la gran ventaja que presenta este material, que consiste en la posibilidad de modificar su nivel de Fermi y por tanto, la oportunidad de sintonizar su constante dieléctrica, conductividad e índice de refracción. En la misma sección, en la Figura 24 se presentaron las curvas que describen el comportamiento del índice de refracción del grafeno en un rango de energía de Fermi entre 0 y 2 eV y una longitud de onda de 633 nm.

Teniendo en cuenta los valores de índice de refracción del grafeno mostrados en la Figura 24 y tomando como referencia la guía de onda sin grafeno analizada en la sección 3.2.1 y representada en la Figura 20, se calculó el valor del índice efectivo de la guía de onda polimérica en términos de la variación de la energía de Fermi en el grafeno en el rango entre 0 y 2 eV mediante el método de perturbación. La gráfica resultante tanto para las partes real e imaginaria del índice efectivo se presentan en la Figura 31.

Los resultados mostrados en la Figura 31a, muestran que la parte real del índice efectivo varía levemente ya que entre 0 y 2 eV presenta un cambio de 0.0025 RIU aproximadamente, mostrando un máximo en 0.96 eV de 1.4926, desde donde empieza a descender hasta caer a 1.4902. Sin embargo, en la Figura 31b donde se muestra la parte imaginaria del índice de refracción, se observa que a partir de 1.1 eV el valor tiende a 0, lo que representa bajas pérdidas de absorción en el material y por tanto se esperaría un mejor desempeño del transductor en cuanto a la sensibilidad.

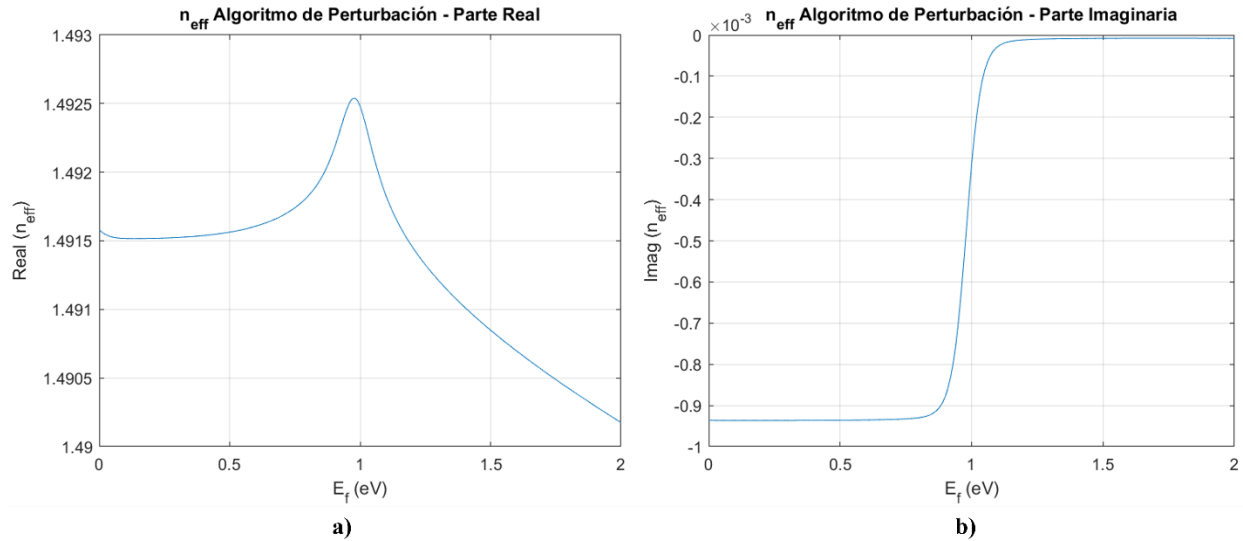


Figura 31. Índice de refracción efectivo mediante método de perturbación de la guía de onda Strip polimérica con grafeno y $\lambda = 633$ nm. **a)** Parte Real. **b)** Parte Imaginaria.

Para verificar el comportamiento de la sensibilidad en Bulk de la guía de onda polimérica con grafeno, se utilizó la ecuación (62) solo variando el índice de refracción del recubrimiento de 1.33 a 1.34 pero para el rango de energía de Fermi entre 0 y 2 eV. La gráfica de sensibilidad obtenida se presenta en la Figura 32.

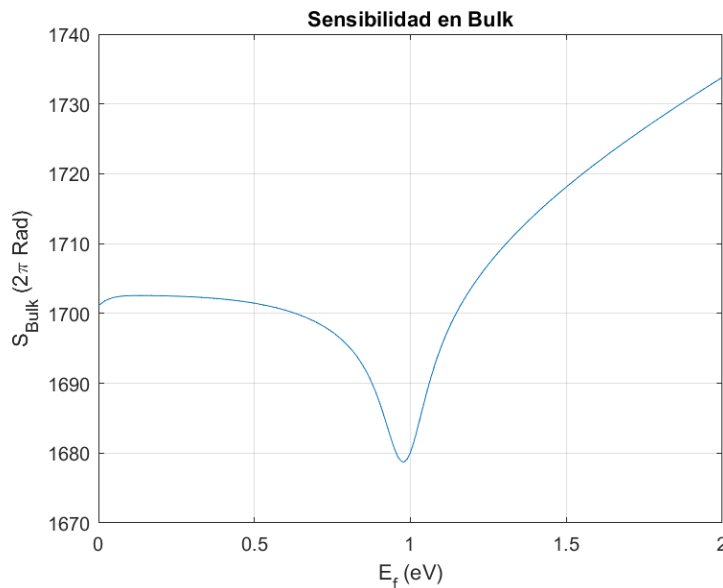


Figura 32. Curva de sensibilidad en Bulk en función del nivel de fermi y variación del índice de refracción del recubrimiento entre 1.33 y 1.34.

De acuerdo con los resultados observados en la Figura 32, la sensibilidad de la estructura polimérica con grafeno presenta un comportamiento opuesto al mostrado por la parte real del índice efectivo de la guía de onda mostrado en la Figura 31a. Esto se debe a que la sensibilidad depende

del diferencial entre el índice efectivo del brazo de referencia y el índice efectivo en el área sensora, por lo tanto, entre más alto sea el valor del índice efectivo de la guía de onda con grafeno, menor será la diferencia y por tanto menor sensibilidad. Este comportamiento se evidencia claramente en los resultados obtenidos a 0.96 eV, donde se presenta el valor máximo de índice efectivo y el valor mínimo de sensibilidad en Bulk.

Cabe aclarar que el resultado ilustrado en la Figura 32, se obtuvo variando únicamente el índice de refracción del recubrimiento de 1.33 a 1.34. Esto significa que cada punto de la gráfica representa el valor inicial de la curva de calibración de sensibilidad en Bulk para cada valor del nivel de Fermi. Por lo tanto, para obtener la curva de calibración completa, se deben obtener las mismas gráficas para un rango de índices de refracción del recubrimiento entre 1.33 y 1.39. Este rango de evaluación es común en el área sensora de un biosensor de onda evanescente cuando ocurren eventos de bioreconocimiento. Estas gráficas se ilustran en la Figura 33.

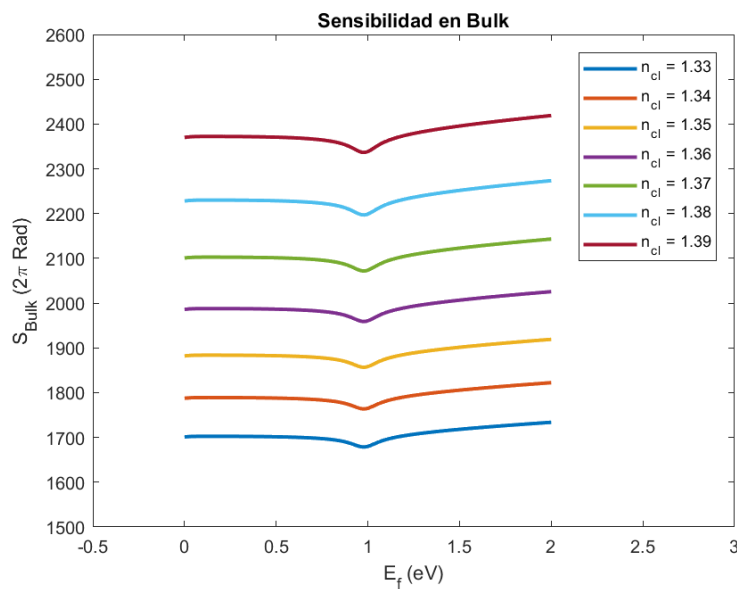


Figura 33. Curvas de sensibilidad en Bulk en función del nivel de Fermi y variación del índice de refracción del recubrimiento entre 1.33 y 1.39.

Las gráficas de sensibilidad en Bulk presentadas en la Figura 33 permiten obtener las curvas de calibración para cualquier valor del nivel de Fermi entre 0 y 2 eV con pasos de 0.01. De estas curvas se desprende el análisis de sensibilidad y LoD del transductor MZI diseñado, que se describe en la siguiente sección.

5.2 Cálculo de la Sensibilidad y Límite de Detección del MZI

Finalmente, el análisis del desempeño y viabilidad de los biosensores se basa principalmente en su sensibilidad y límite de detección. Estos parámetros se pueden obtener mediante un cálculo básico a partir de los datos de las curvas de calibración de sensibilidad en Bulk como se describió en la sección 2.8. La sensibilidad corresponde al valor de la pendiente de la gráfica, mientras que el límite de detección depende del ruido de fase (estimado como 3 veces la desviación estándar, o 3 veces la relación señal a ruido) y de la sensibilidad.

El ruido de fase es un parámetro que se estima de acuerdo con los equipos de medición utilizados en los ensayos experimentales, por ejemplo, un estudio publicado recientemente sobre un sensor basado en interferometría bimodal reportó un ruido de fase de 0.0018π rad (J. Wang et al., 2024). Sin embargo, en este trabajo se asume un ruido de fase de 0,04 rad, de acuerdo con las características de los equipos de medición del laboratorio OptMALab de la UFMG.

Teniendo en cuenta lo anterior y los datos de sensibilidad en Bulk proporcionados en la sección anterior, se calcularon las curvas de calibración del transductor MZI basado en polímero y grafeno para un nivel de Fermi de 2 eV dado que es el punto donde se obtiene el mayor valor de sensibilidad en Bulk. Se realiza el cálculo para longitudes del área sensora de 1.5 y 2 cm como se muestra en la Figura 34.

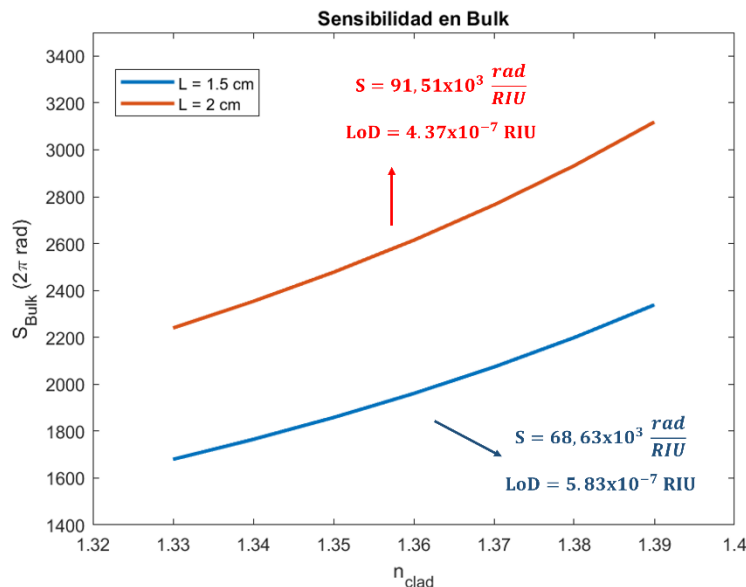


Figura 34. Curvas de calibración del MZI polimérico con grafeno para longitudes del área sensora de 1,5 y 2 cm y nivel de Fermi de 2 eV.

Aplicando la fórmula de regresión geométrica a las gráficas presentadas en la Figura 34 se obtuvieron valores de sensibilidad de $68.63 \times 10^3 \text{ rad}/RIU$ y $91.51 \times 10^3 \text{ rad}/RIU$ y límites de

detección de $5.83 \times 10^{-7} RIU$ y $4.37 \times 10^{-7} RIU$ para longitudes del área sensora de 1.5 y 2 cm respectivamente.

De acuerdo con una revisión de la literatura científica publicada en 2022, las estructuras o transductores (tanto en plataforma SOI como de polímeros) con el mismo nivel de LoD del reportado en este trabajo doctoral, se consideran ultrasensibles (Ramirez et al., 2022). Estos resultados permiten concluir que el transductor MZI basado en guías de onda poliméricas y grafeno diseñado en este trabajo presenta niveles de sensibilidad comparables a los fabricados mediante la plataforma SOI, dando cumplimiento en un 100% del objetivo general de esta tesis doctoral.

Adicionalmente, en el año 2021 se realizó un trabajo conjunto con investigadores de la Universidad UFMG de Brasil en el que se estudió a partir de simulaciones en COMSOL MULTIPHYSICS la estructura propuesta en este trabajo. Los resultados mostraron un valor de sensibilidad que fue comparado con 12 estudios sobre biosensores basados en anillos resonantes, MZIs y cristales fotónicos, mostrando en la mayoría de los casos un valor más alto de sensibilidad (Portes et al., 2021).

6. CONCLUSIONES

En este trabajo doctoral se ha logrado diseñar y analizar numéricamente un biosensor MZI basado en una guía de onda a base del polímero SU-8 con 2 monocapas de grafeno embebidas que presenta niveles de sensibilidad comparables a las reportadas para estructuras basadas en tecnología de Silicio. El mecanismo basado en el arreglo de grafeno se incorporó con el fin de aprovechar la posibilidad de sintonización del nivel de Fermi, con el propósito de reducir la absorción óptica del grafeno y el subsecuente aumento del campo evanescente en el área sensora del transductor, debido a la interacción inducida entre el modo óptico propagado en la guía de onda polimérica y el campo eléctrico generado en el mecanismo de grafeno. La optimización del campo evanescente presente en el área sensora se refleja en un aumento de la sensibilidad del transductor, debido a que se generan cambios más fuertes en el índice de refracción del recubrimiento de la guía de onda cuando ocurre un evento de biodetección, y por tanto una mayor variación en la variación de fase de la señal óptica a la salida del dispositivo.

La estructura diseñada presentó una sensibilidad en bulk de $91.51 \times 10^3 \text{ rad/RIU}$ y un LoD de $4.37 \times 10^{-7} \text{ RIU}$ que de acuerdo con la literatura científica corresponden a niveles de ultra alta sensibilidad comparables a niveles de sensibilidad reportados por transductores fabricados en tecnología de Silicio. Estos resultados presentan el transductor polimérico diseñado como una alternativa importante para tener en cuenta para el desarrollo de biosensores *Label-Free* en aplicaciones *Lab-on-a-Chip* enfocadas en la detección temprana de enfermedades genéticas e infecciosas.

El principal reto que se abordó en el diseño del transductor obtenido fue la creación de un algoritmo eficiente computacionalmente y confiable para el cálculo del índice de refracción efectivo de las guías de onda poliméricas con grafeno, debido a las dimensiones tan pequeñas de las monocapas del material, comparadas con las dimensiones de una guía de onda típica y del entorno de simulación. Estas características exigen altas capacidades de procesamiento y de memoria a métodos de análisis numéricos como el método FEM ya que se genera una cantidad altísima de elementos en la etapa de mallado y por tanto una enorme cantidad de operaciones matemáticas. El algoritmo implementado se basó en el método analítico de teoría de perturbaciones y permite pasar de horas de procesamiento a unos cuantos segundos con resultados del índice efectivo de las guías de onda muy similares.

Adicionalmente, en el capítulo 3 se proporciona una metodología de análisis de guías de onda nanofotónicas mediante el software COMSOL MULTIPHYSICS que permite definir las dimensiones de cualquier tipo de guía de onda para operar en la región monomodo o bimodal para aplicaciones de biosensado, a partir de la obtención y análisis de las curvas de dispersión modal. En la Tabla 6 se proporcionan las dimensiones de guías de onda tipo Strip y Rib para operar a longitudes de onda de 1550 y 633 nm y en las regiones monomodo o bimodal. En esta sección se definieron las dimensiones de 600 x 700 nm para la guía de onda polimérica de referencia. Este capítulo, además de presentar resultados del diseño de las guías de onda, constituye una guía introductoria para estudiantes e investigadores que quieran incursionar en el área del diseño e implementación de circuitos integrados fotónicos que son la base de aplicaciones como la computación fotónica, el desarrollo de componentes para las comunicaciones ópticas y los biosensores fotónicos que actualmente son poco conocidos y poco trabajados en la región y el país, pero que a nivel internacional están en auge.

REFERENCIAS

- Alvarez-Guerrero, J., Amaya-Fernández, F., & Córdoba, J. (2022). Diseño de Guías de Onda Nanofotónicas para el Desarrollo de Biosensores de Alta Sensibilidad. In Servicio Nacional de Aprendizaje (Ed.), *Investigación, Desarrollo Tecnológico e Innovación en Ingeniería y Administración: Una Perspectiva Multicultural* (pp. 110–125). SENA.
- Alvarez-Guerrero, J., Ochoa, B. E., & Amaya-Fernández, F. O. (2018). Propuesta de construcción de ciudades inteligentes en Colombia con la participación de la ciudadanía. Metodología adaptativa para el desarrollo de ciudades inteligentes y sostenibles. In *La espacialidad social en los estudios de la ciudad (La metrópoli y la región)*. Universidad Pontificia Bolivariana. <https://investigacion.upb.edu.co/es/publications/propuesta-de-construcci%C3%B3n-de-ciudades-inteligentes-en-colombia-co>
- Bastos, A., Vicente, C., Oliveira-Silva, R., Silva, N., Tacão, M., Costa, J., Lima, M., André, P., Ferreira, R., Bastos, A. R., Vicente, C. M. S., Oliveira-Silva, R., Silva, N. J. O., Tacão, M., Costa, J. P. da, Lima, M., André, P. S., & Ferreira, R. A. S. (2018). Integrated Optical Mach-Zehnder Interferometer Based on Organic-Inorganic Hybrids for Photonics-on-a-Chip Biosensing Applications. *Sensors*, *18*(3), 840. <https://doi.org/10.3390/s18030840>
- Bhaskar, S. (2023). Biosensing Technologies: A Focus Review on Recent Advancements in Surface Plasmon Coupled Emission. *Micromachines* *2023*, *Vol. 14*, Page 574, *14*(3), 574. <https://doi.org/10.3390/M14030574>
- Calvo, M., Guerber, S., Beaudin, G., Canva, M., Romeo, P. R., Baudot, C., Bœuf, F., Charette, P. G., Orobtschouk, R., & Monfray, S. (2019). Ring resonator designed for biosensing applications manufactured on 300 nm SOI in an industrial environment. *Japanese Journal of Applied Physics*, *58*(SB), SBBE02. <https://doi.org/10.7567/1347-4065/aafb50>
- Çetin, A. E., Yanik, A. A., Yilmaz, C., Somu, S., Busnaina, A., & Altug, H. (2011). Monopole antenna arrays for optical trapping, spectroscopy, and sensing. *Applied Physics Letters*, *98*(11), 111110. <https://doi.org/10.1063/1.3559620>
- Chocarro-Ruiz, B., Herranz, S., Fernández Gavela, A., Sanchís, J., Farré, M., Marco, M. P., & Lechuga, L. M. (2018). Interferometric nanoimmunosensor for label-free and real-time monitoring of Irgarol 1051 in seawater. *Biosensors and Bioelectronics*, *117*, 47–52. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2018.05.044>

- Córdoba Ramírez, J. (2017). *Optical devices based on direct laser writer fabrication platform for biosensing applications* [Tesis Doctoral, Universidad Estatal de Campinas]. <http://orcid.org/http://orcid.org/00>
- Cunningham, B. T., Zhang, M., Zhuo, Y., Kwon, L., & Race, C. (2016a). Recent Advances in Biosensing With Photonic Crystal Surfaces: A Review. *IEEE Sensors Journal*, *16*(10), 3349–3366. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2015.2429738>
- Cunningham, B. T., Zhang, M., Zhuo, Y., Kwon, L., & Race, C. (2016b). Recent Advances in Biosensing With Photonic Crystal Surfaces: A Review. *IEEE Sensors Journal*, *16*(10), 3349–3366. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2015.2429738>
- Danilov, A., Tselikov, G., Wu, F., Kravets, V. G., Ozerov, I., Bedu, F., Grigorenko, A. N., & Kabashin, A. V. (2018). Ultra-narrow surface lattice resonances in plasmonic metamaterial arrays for biosensing applications. *Biosensors and Bioelectronics*, *104*, 102–112. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2017.12.001>
- De Acha, N., Socorro-Leránoz, A. B., Elosúa, C., & Matías, I. R. (2021). Trends in the design of intensity-based optical fiber biosensors (2010–2020). *Biosensors*, *11*(6). <https://doi.org/10.3390/BIOS11060197>
- Díaz Tormo, A. (2012). *Diseño e Implementación de Sensores en Cristales Nanofotónicos*.
- Dondapati, S. K., Sau, T. K., Hrelescu, C., Klar, T. A., Stefani, F. D., & Feldmann, J. (2010). Label-free Biosensing Based on Single Gold Nanostars as Plasmonic Transducers. *ACS Nano*, *4*(11), 6318–6322. <https://doi.org/10.1021/nn100760f>
- Duque, B. J., & Sandoval, J. D. (2022). *Análisis de la viabilidad de implementación de guías de onda ópticos con materiales poliméricos para el desarrollo de Biosensores ópticos*. [universidad Libre Seccional Cúcuta]. <https://repository.unilibre.edu.co/handle/10901/24089>
- Estevez, M. C., Alvarez, M., & Lechuga, L. M. (2012a). Integrated optical devices for lab-on-a-chip biosensing applications. *Laser & Photonics Reviews*, *6*(4), 463–487. <https://doi.org/10.1002/lpor.201100025>
- Estevez, M. C., Alvarez, M., & Lechuga, L. M. (2012b). Integrated optical devices for lab-on-a-chip biosensing applications. *Laser & Photonics Reviews*, *6*(4), 463–487. <https://doi.org/10.1002/LPOR.201100025>

- Gaur, G., Hu, S., Mernaugh, R. L., Kravchenko, I. I., Retterer, S. T., & Weiss, S. M. (2018). Label-free detection of Herceptin® using suspended silicon microring resonators. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 275, 394–401. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2018.07.081>
- Gavela, A. F., García, D. G., Ramirez, J. C., & Lechuga, L. M. (2016). Last advances in silicon-based optical biosensors. In *Sensors (Switzerland)* (Vol. 16, Issue 3). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/s16030285>
- González, A. B. (2012). *Bimodal waveguide interferometer device based on silicon photonics technology for label-free and high sensitive biosensing*. Universidad Autonoma de Barcelona.
- González Guerrero, A. B. (2012). *Bimodal waveguide interferometer device based on silicon photonics technology for label-free and high sensitive biosensing*. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=75261&info=resumen&idioma=ENG>
- González-Guerrero, A. B., Maldonado, J., Dante, S., Grajales, D., & Lechuga, L. M. (2017). Direct and label-free detection of the human growth hormone in urine by an ultrasensitive bimodal waveguide biosensor. *Journal of Biophotonics*, 10(1), 61–67. <https://doi.org/10.1002/jbio.201600154>
- Gracias, J. S., Parnell, G. S., Specking, E., Pohl, E. A., & Buchanan, R. (2023). Smart Cities—A Structured Literature Review. *Smart Cities 2023, Vol. 6, Pages 1719-1743*, 6(4), 1719–1743. <https://doi.org/10.3390/SMARTCITIES6040080>
- Gungor, A., Bhasker, P., Kim, N. K., Kim, J. H., & Dagli, N. (2016). *A Technique for Accurate Analysis of Graphene Containing Optical Waveguides*. 2016, IW2B.3. <https://doi.org/10.1364/iprsn.2016.iw2b.3>
- Heck, M. J. R., Bauters, J. F., Davenport, M. L., Doylend, J. K., Jain, S., Kurczveil, G., Srinivasan, S., Tang, Y., & Bowers, J. E. (2013). Hybrid silicon photonic integrated circuit technology. *IEEE Journal on Selected Topics in Quantum Electronics*, 19(4). <https://doi.org/10.1109/JSTQE.2012.2235413>
- Herrera Domínguez, M., Morales Luna, G., Mahlknecht, J., Cheng, Q., Aguilar-Hernandez, I., & Ornelas-Soto, N. (2023). Optical Biosensors and Their Applications for the Detection of Water Pollutants. *Biosensors*, 13(370). <https://doi.org/10.3390/bios13030370>
- Homola, J., & Piliarik, M. (2006). *Surface Plasmon Resonance (SPR) Sensors* (pp. 45–67). Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/5346_014

- International Union of Pure and Applied Chemistry. (2014). *Compendium of chemical terminology Gold Book*.
- Joshi, G. K., McClory, P. J., Muhoberac, B. B., Kumbhar, A., Smith, K. A., & Sardar, R. (2012). Designing Efficient Localized Surface Plasmon Resonance-Based Sensing Platforms: Optimization of Sensor Response by Controlling the Edge Length of Gold Nanoprisms. *The Journal of Physical Chemistry C*, 116(39), 20990–21000. <https://doi.org/10.1021/jp302674h>
- Kazanskiy, N. L., Butt, M. A., & Khonina, S. N. (2022). Optical Computing: Status and Perspectives. *Nanomaterials* 2022, Vol. 12, Page 2171, 12(13), 2171. <https://doi.org/10.3390/NANO12132171>
- Kazanskiy, N. L., Khonina, S. N., & Butt, M. A. (2023). 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, 14(5), 1080. <https://doi.org/10.3390/M14051080>
- Kim, J. H., Gungor, A., Bhasker, P., Kim, N. K., & Dagli, N. (2016). A Technique for Accurate Analysis of Graphene Containing Optical Waveguides. *Advanced Photonics 2016 (IPR, NOMA, Sensors, Networks, SPPCom, SOF) (2016), Paper IW2B.3, IW2B.3*. <https://doi.org/10.1364/IPRSN.2016.IW2B.3>
- Kumela, A. G., Gemta, A. B., Hordofa, A. K., Birhanu, R., Mekonnen, H. D., Sherefedin, U., & Weldegiorgis, K. (2023). A review on hybridization of plasmonic and photonic crystal biosensors for effective cancer cell diagnosis. *Nanoscale Advances*, 5(23), 6382–6399. <https://doi.org/10.1039/D3NA00541K>
- Lee, S., Mayer, K. M., & Hafner, J. H. (2009). Improved Localized Surface Plasmon Resonance Immunoassay with Gold Bipyramid Substrates. *Analytical Chemistry*, 81(11), 4450–4455. <https://doi.org/10.1021/ac900276n>
- Li, Z., Zhang, W., & Xing, F. (2019). Graphene Optical Biosensors. *International Journal of Molecular Sciences* 2019, Vol. 20, Page 2461, 20(10), 2461. <https://doi.org/10.3390/IJMS20102461>
- Liang, Y., Liu, Q., Wu, Z., Morthier, G., & Zhao, M. (2019). Cascaded-Microrings Biosensors Fabricated on a Polymer Platform. *Sensors* 2019, Vol. 19, Page 181, 19(1), 181. <https://doi.org/10.3390/S19010181>

- Liang, Y., Liu, Q., Wu, Z., Morthier, G., Zhao, M., Liang, Y., Liu, Q., Wu, Z., Morthier, G., & Zhao, M. (2019). Cascaded-Microrings Biosensors Fabricated on a Polymer Platform. *Sensors*, *19*(1), 181. <https://doi.org/10.3390/s19010181>
- Liang, Y., Zhao, M., Wu, Z., & Morthier, G. (2018). Investigation of grating-assisted trimodal interferometer biosensors based on a polymer platform. *Sensors (Switzerland)*, *18*(5). <https://doi.org/10.3390/s18051502>
- Liang, Y., Zhao, M., Wu, Z., & Morthier, G. (2019). Bimodal Waveguide Interferometer RI Sensor Fabricated on Low-Cost Polymer Platform. *IEEE Photonics Journal*, *11*(2), 1–8. <https://doi.org/10.1109/JPHOT.2019.2900741>
- Lifante, G. (2003). *Integrated Photonics: Fundamentals* (Wiley, Ed.).
- Long, F., Zhu, A., & Shi, H. (2013). Recent Advances in Optical Biosensors for Environmental Monitoring and Early Warning. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *13*(10), 13928. <https://doi.org/10.3390/S131013928>
- Lu, M., Zhu, H., Bazuin, C. G., Peng, W., & Masson, J.-F. (2019). Polymer-Templated Gold Nanoparticles on Optical Fibers for Enhanced-Sensitivity Localized Surface Plasmon Resonance Biosensors. *ACS Sensors*, *4*(3), 613–622. <https://doi.org/10.1021/acssensors.8b01372>
- Mahmud, R. Al, Sagor, R. H., & Khan, M. Z. M. (2023). Surface plasmon refractive index biosensors: A review of optical fiber, multilayer 2D material and gratings, and MIM configurations. *Optics & Laser Technology*, *159*, 108939. <https://doi.org/10.1016/J.OPTLASTEC.2022.108939>
- Martinsson, E., Shahjamali, M. M., Enander, K., Boey, F., Xue, C., Aili, D., & Liedberg, B. (2013). Local Refractive Index Sensing Based on Edge Gold-Coated Silver Nanoprisms. *The Journal of Physical Chemistry C*, *117*(44), 23148–23154. <https://doi.org/10.1021/jp408187e>
- Monteiro, J. P., Carneiro, L. B., Rahman, M. M., Brolo, A. G., Santos, M. J. L., Ferreira, J., & Girotto, E. M. (2013). Effect of periodicity on the performance of surface plasmon resonance sensors based on subwavelength nanohole arrays. *Sensors and Actuators B: Chemical*, *178*, 366–370. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2012.12.090>
- Moraescu, R., Pal, P. K., Beneitez, N. T., Missinne, J., Steenberge, G. V., Bienstman, P., & Morthier, G. (2016). Fabrication and Characterization of High-Optical-Quality-Factor Hybrid

- Polymer Microring Resonators Operating at Very Near Infrared Wavelengths. *IEEE Photonics Journal*, 8(2), 1–9. <https://doi.org/10.1109/JPHOT.2016.2544641>
- Mozaffari, M. H., Ebnali-Heidari, M., & Moravvej-Farshi, M. K. (2019). A proposal for ultra-sensitive intensity-based biosensing via photonic crystal optofluidic biolaser. *Laser Physics*, 29(3), 035803. <https://doi.org/10.1088/1555-6611/ab0370>
- Offermans, P., Schaafsma, M. C., Rodriguez, S. R. K., Zhang, Y., Crego-Calama, M., Brongersma, S. H., & Gómez Rivas, J. (2011). Universal Scaling of the Figure of Merit of Plasmonic Sensors. *ACS Nano*, 5(6), 5151–5157. <https://doi.org/10.1021/nn201227b>
- Okamoto, K. (2006). *Fundamentals of Optical Waveguides* (Elsevier, Ed.; Segunda Edición).
- Otte, M. A., Sepúlveda, B., Ni, W., Juste, J. P., Liz-Marzán, L. M., & Lechuga, L. M. (2010). Identification of the Optimal Spectral Region for Plasmonic and Nanoplasmonic Sensing. *ACS Nano*, 4(1), 349–357. <https://doi.org/10.1021/nn901024e>
- Parandin, F., Rahimi, Z., Moloudi, A., Heidari, F., & Mehdi Parandin, M. (2024). A comprehensive review of blood component detection utilizing One-Dimensional, Two-Dimensional, and photonic crystal fiber biosensors. *Results in Optics*, 16, 100671. <https://doi.org/10.1016/J.RIO.2024.100671>
- Patel, P., Mishra, Dr. V., & Mandloi, A. (2010). *Optical Biosensors: Fundamentals & Trends*.
- Pearce, S., Karioja, P., Wang, M., Myllylä, R., Hakalahti, L., Liedert, C., Charlton, M., & Hiltunen, J. (2012). Highly sensitive biosensor based on UV-imprinted layered polymeric–inorganic composite waveguides. *Optics Express*, Vol. 20, Issue 18, Pp. 20309–20317, 20(18), 20309–20317. <https://doi.org/10.1364/OE.20.020309>
- Pelli, P. N. (2016). *Tecnologías en circuitos fotónicos integrados*.
- Portes, A. V. R., Martins, A. J. L., Guerrero, J. A., Carvalho, M. M., Amaya-Fernandez, F. O., Saito, L. A. M., & Ramirez, J. C. (2021). Electro-optical biosensor based on embedded double-monolayer of graphene capacitor in polymer technology. *Polymers*, 13(20). <https://doi.org/10.3390/polym13203564>
- Prasanna Kumar, S., & Sivasubramanian, A. (2024). Design of a high-sensitivity polymer double-slot waveguide sensor for point-of-care biomedical applications. *Sensors International*, 5, 100255. <https://doi.org/10.1016/J.SINTL.2023.100255>

- Qin, K., Hu, S., Retterer, S. T., Kravchenko, I. I., & Weiss, S. M. (2016). Slow light Mach–Zehnder interferometer as label-free biosensor with scalable sensitivity. *Optics Letters*, *41*(4), 753. <https://doi.org/10.1364/OL.41.000753>
- Qiu, G., Ng, S. P., & Wu, C.-M. L. (2018). Bimetallic Au-Ag alloy nanoislands for highly sensitive localized surface plasmon resonance biosensing. *Sensors and Actuators B: Chemical*, *265*, 459–467. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2018.03.066>
- Rademacher, G., Puttnam, B. J., Luís, R. S., Eriksson, T. A., Fontaine, N. K., Mazur, M., Chen, H., Ryf, R., Neilson, D. T., Sillard, P., Achten, F., Awaji, Y., & Furukawa, H. (2021). Peta-bit-per-second optical communications system using a standard cladding diameter 15-mode fiber. *Nature Communications* *2021 12:1*, *12*(1), 1–7. <https://doi.org/10.1038/s41467-021-24409-w>
- Rafiee, E. (2024). Photonic Crystal based Biosensor for Diagnosis of Kidney Failure and Diabetes. *Plasmonics*, *19*(1), 439–445. <https://doi.org/10.1007/S11468-023-02014-5/METRICS>
- Ramirez, J. C., Grajales García, D., Maldonado, J., & Fernández-Gavela, A. (2022). Current Trends in Photonic Biosensors: Advances towards Multiplexed Integration. *Chemosensors* *2022, Vol. 10, Page 398*, *10*(10), 398. <https://doi.org/10.3390/CHEMOSENSORS10100398>
- Ramirez, J. C., Lechuga, L. M., Gabrielli, L. H., & Hernandez-Figueroa, H. E. (2015a). Study of a low-cost trimodal polymer waveguide for interferometric optical biosensors. *Optics Express*, *23*(9), 11985. <https://doi.org/10.1364/oe.23.011985>
- Ramirez, J. C., Lechuga, L. M., Gabrielli, L. H., & Hernandez-Figueroa, H. E. (2015b). Study of a low-cost trimodal polymer waveguide for interferometric optical biosensors. *Optics Express*, *23*(9), 11985. <https://doi.org/10.1364/OE.23.011985>
- Ravindran, N., Kumar, S., M, Y., S, R., C A, M., Thirunavookarasu S, N., & C K, S. (2023). Recent advances in Surface Plasmon Resonance (SPR) biosensors for food analysis: a review. *Critical Reviews in Food Science and Nutrition*, *63*(8), 1055–1077. <https://doi.org/10.1080/10408398.2021.1958745>
- Real academia española. (2018). *Definición de biosensor - Edición del Tricentenario*. <http://dle.rae.es/?id=5ZS852d>
- Reddy, C. J., Deshpande, M. D., Cockrell, C. R., & Beck, F. B. (1994). *Finite Element Method for Eigenvalue Problems in Electromagnetics*.

- Rodríguez-Fortuño, F. J., Martínez-Marco, M., Tomás-Navarro, B., Ortuño, R., Martí, J., Martínez, A., & Rodríguez-Cantó, P. J. (2011). Highly-sensitive chemical detection in the infrared regime using plasmonic gold nanocrosses. *Applied Physics Letters*, *98*(13), 133118. <https://doi.org/10.1063/1.3558916>
- Sadiku, M. N. O. (1989). A Simple Introduction to Finite Element Analysis of Electromagnetic Problems. *IEEE Transactions on Education*, *32*(2), 85–93. <https://doi.org/10.1109/13.28037>
- Santos, D. F., Guerreiro, A., & Baptista, J. M. (2013). Numerical investigation of a refractive index SPR D-type optical fiber sensor using COMSOL multiphysics. *Photonic Sensors*, *3*(1), 61–66. <https://doi.org/10.1007/S13320-012-0080-5/METRICS>
- Schmitt, K., Schirmer, B., Hoffmann, C., Brandenburg, A., & Meyrueis, P. (2007). Interferometric biosensor based on planar optical waveguide sensor chips for label-free detection of surface bound bioreactions. *Biosensors and Bioelectronics*, *22*(11), 2591–2597. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2006.10.016>
- Selvaraja, S. K., & Sethi, P. (2018). Review on Optical Waveguides. In *Emerging Waveguide Technology*. InTech. <https://doi.org/10.5772/INTECHOPEN.77150>
- Shen, Y., Zhou, J., Liu, T., Tao, Y., Jiang, R., Liu, M., Xiao, G., Zhu, J., Zhou, Z.-K., Wang, X., Jin, C., & Wang, J. (2013). Plasmonic gold mushroom arrays with refractive index sensing figures of merit approaching the theoretical limit. *Nature Communications*, *4*(1), 2381. <https://doi.org/10.1038/ncomms3381>
- Singh, A. K., Anwar, M., Pradhan, R., Ashar, M. S., Rai, N., & Dey, S. (2023). Surface plasmon resonance based-optical biosensor: Emerging diagnostic tool for early detection of diseases. *Journal of Biophotonics*, *16*(7), e202200380. <https://doi.org/10.1002/JBIO.202200380>
- Špačková, B., & Homola, J. (2013). Sensing properties of lattice resonances of 2D metal nanoparticle arrays: An analytical model. *Optics Express*, *21*(22), 27490. <https://doi.org/10.1364/OE.21.027490>
- Spackova, B., Wrobel, P., Bockova, M., & Homola, J. (2016). Optical Biosensors Based on Plasmonic Nanostructures: A Review. *Proceedings of the IEEE*, *104*(12), 2380–2408. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2016.2624340>
- Stakenborg, T., & Lagae, L. (2012). Gold nanoring as a sensitive plasmonic biosensor for on-chip DNA detection. *Applied Physics Letters*, *100*(17), 173114. <https://doi.org/10.1063/1.4707382>

- Steglich, Patrick; Pulwer, Silvio; Villringer, Claus; Bauer, Joachim; Heinrich, Friedhelm; Dietzel, Birgit; Mai, A., & Schrader, S. (2016). *Photonic devices for future chip-integrated biosensors*.
- Tavousi, A., Rakhshani, M. R., & Mansouri-Birjandi, M. A. (2018). High sensitivity label-free refractometer based biosensor applicable to glycated hemoglobin detection in human blood using all-circular photonic crystal ring resonators. *Optics Communications*, *429*, 166–174. <https://doi.org/10.1016/J.OPTCOM.2018.08.019>
- Tu, X., Chen, S.-L., Song, C., Huang, T., & Guo, L. J. (2019). Ultrahigh Q Polymer Microring Resonators for Biosensing Applications. *IEEE Photonics Journal*, *11*(2), 1–10. <https://doi.org/10.1109/JPHOT.2019.2899666>
- van Gulik, R. J. J., de Boer, B. M., & Harmsma, P. J. (2017). Refractive Index Sensing Using a Three-Port Interferometer and Comparison With Ring Resonators. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, *23*(2), 433–439. <https://doi.org/10.1109/JSTQE.2016.2601899>
- Wang, H., Chen, Z., Chen, Z., Li, T., Xie, H., Yin, B., Wong, S. H. D., Shi, Y., & Zhang, A. P. (2024). 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*, *15*(5), 3240–3250. <https://doi.org/10.1364/BOE.523055>
- Wang, J., Li, J., Li, R., Feng, Y., Yu, L., Xu, X., & Li, W. (2024). Sensitivity enhancement of bimodal waveguide interferometric sensor based on regional mode engineering. *Optics Express*, *Vol. 32, Issue 6, Pp. 10274-10283*, *32*(6), 10274–10283. <https://doi.org/10.1364/OE.519015>
- Wang, M., Hiltunen, J., Liedert, C., Hakalahti, L., & Myllylä, R. (2012). An Integrated Young Interferometer Based on UV-Imprinted Polymer Waveguides for Label-Free Biosensing Applications. *Journal of the European Optical Society: Rapid Publications*, *7*, 12019. <https://doi.org/10.2971/jeos.2012.12019>
- Wang, M., Uusitalo, S., Liedert, C., Hiltunen, J., Hakalahti, L., & Myllylä, R. (2012). Polymeric dual-slab waveguide interferometer for biochemical sensing applications. *Applied Optics*, *51*(12), 1886. <https://doi.org/10.1364/AO.51.001886>
- Wang, M., Uusitalo, S., Määttä, M., Myllylä, R., & Käsäkoski, M. (2008). *Integrated dual-slab waveguide interferometer for glucose concentration detection in the physiological range* (F.

- Berghmans, A. G. Mignani, A. Cutolo, P. P. Meyrueis, & T. P. Pearsall, Eds.; Vol. 7003, p. 70031N). International Society for Optics and Photonics. <https://doi.org/10.1117/12.780184>
- Washburn, A. L., & Bailey, R. C. (2011). Photonics-on-a-chip: Recent advances in integrated waveguides as enabling detection elements for real-world, lab-on-a-chip biosensing applications. *Analyst*, *136*(2), 227–236. <https://doi.org/10.1039/c0an00449a>
- Xu, S., Kang, P., Hu, Z., Chang, W., & Huang, F. (2023). Ultrasensitive Optical Fiber Sensors Working at Dispersion Turning Point: Review. *Sensors 2023*, *Vol. 23*, Page 1725, *23*(3), 1725. <https://doi.org/10.3390/S23031725>
- Yanik, A. A., Cetin, A. E., Huang, M., Artar, A., Mousavi, S. H., Khanikaev, A., Connor, J. H., Shvets, G., & Altug, H. (2011). Seeing protein monolayers with naked eye through plasmonic Fano resonances. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *108*(29), 11784–11789. <https://doi.org/10.1073/pnas.1101910108>
- Yoo, K. M., Fan, K.-C., Hlaing, M., Jain, S., Ning, S., An, Y., Chen, R. T., Chen, R. T., & Chen, R. T. (2023). 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, *48*(20), 5371–5374. <https://doi.org/10.1364/OL.492172>
- Zhao, C., Xu, L., & Liu, L. (2021). Ultrahigh Sensitivity Mach–Zehnder Interferometer Sensor Based on a Weak One-Dimensional Field Confinement Silica Waveguide. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *21*(19). <https://doi.org/10.3390/S21196600>
- Zinoviev, K. E., Gonzalez-Guerrero, A. B., Dominguez, C., & Lechuga, L. M. (2011). Integrated Bimodal Waveguide Interferometric Biosensor for Label-Free Analysis. *Journal of Lightwave Technology*, *29*(13), 1926–1930. <https://doi.org/10.1109/JLT.2011.2150734>