VOLUMEN 48
XXXI Verano De la Ciencia
ISSN 2395-9797
www.jovenesenlaciencia.ugto.mx

# Diseño y Caracterización Numérica de Sensores Basados en Plasmones de Largo Alcance

Desing and Numerical Characterization of Sensors Based on Long Range Sureface Plasmon-Polariton (LRSPP)

Esthefani Jorge-Gonzalez[1], Gabriel Hernandez-Ramirez[2], M. Torres-Cisneros[3], M.C. Peña-Gomar[4]

[1] e.jorgegonzalez@ugto.mx, [2] g.hernandez.r@ugto.mx, [3] torres.cisneros@ugto.mx , [4] mgomar@umich.mx

## Resumen

Los biosensores plasmónicos superficiales de largo alcance (LRSPR) son una de las plataformas más prometedoras para la detección biomolecular libre de marcadores, por su alta sensibilidad superficial y bajas pérdidas ópticas en comparación con los plasmones superficiales convencionales (SPR). Su uso en arreglos interferométricos tipo Mach–Zehnder (MZI), incrementa la sensibilidad de su respuesta a las variaciones del índice de refracción a través de desplazamientos de fase fácilmente detectables. Este trabajo resume los fundamentos, el estado del arte, su caracterización numérica usando un software comercial (COMSOL), así como los desafíos de los biosensores LRSP-MZI.

**Palabras clave**: LRSPR, interferómetro Mach–Zehnder, biosensores plasmónicos, biosensado libre de etiquetas, plasmones de largo alcance restringidos por simetría, fotónica integrada.

## 1 Introducción

La detección temprana y cuantitativa de biomoléculas constituye uno de los principales desafíos de la bioingeniería, el diagnóstico clínico y la medicina personalizada. Los biosensores ópticos basados en resonancia de plasmones superficiales (SPR) han sido ampliamente adoptados por su capacidad de realizar medidas en tiempo real sin requerir marcadores fluorescentes o radiactivos. Sin embargo, los sensores SPR tradicionales presentan limitaciones asociadas a las pérdidas por absorción metálica, que restringen la resolución y la sensibilidad alcanzables.

La introducción de plasmones superficiales de largo alcance (LRSP) representó un avance significativo para superar estas limitaciones. Los modos LRSP se generan en películas metálicas ultradelgadas (decenas de nanómetros) embebidas entre medios dieléctricos aproximadamente simétricos, lo que reduce la interacción del campo electromagnético con el metal y aumenta considerablemente la longitud de propagación.

Berini demostró, además, que, imponiendo una condición de simetría sobre los campos del modo dentro de la propia capa metálica, es posible excitar LRSPs incluso en estructuras asimétricas (configuración IMII, Insulator-Metal-Insulator-Insulator), lo cual amplía notablemente el espacio de diseño disponible y se traduce en menores pérdidas y mayor sensibilidad a las perturbaciones inducidas por biomoléculas adsorbidas sobre la superficie sensora. Paralelamente, los interferómetros Mach–Zehnder se han consolidado como una de las herramientas más sensibles para detectar cambios de fase óptica, y su combinación con los modos LRSP ha permitido desarrollar biosensores capaces de detectar variaciones extremadamente pequeñas del índice de refracción y concentraciones muy bajas de analitos biológicos.

### a) Fundamentos teóricos

Un plasmón superficial es la oscilación colectiva de electrones libres de un metal acoplada a una onda electromagnética en la interfaz metal-dieléctrico, descrita mediante el modelo de Drude. García Vidal y Martín Moreno destacan al SPR en configuración de Kretschmann como una de las aplicaciones más consolidadas de la plasmónica. En configuraciones convencionales, la energía se confina en el metal, generando pérdidas óhmicas. En una estructura LRSP —oro de 15–40 nm entre dieléctricos de índices similares— surge un modo simétrico de baja pérdida cuya propagación puede alcanzar milímetros o centímetros.

Gutiérrez Valverde et al. mostraron que este modo varía poco con el espesor metálico, a diferencia del antisimétrico; la relación de dispersión correspondiente es tratada por Abundiz Cisneros. Sus ventajas incluyen menor pérdida óptica, mayor longitud de interacción y mayor sensibilidad de fase.

A diferencia del SPP/LRSP propagante, que viaja a lo largo de la interfaz metal-dieléctrico, el LSPR se confina espacialmente en nanopartículas metálicas aisladas, sin requerir acoplamiento de momento para su excitación. Esta localización trae consigo una fuerte dependencia de la respuesta óptica con el tamaño de la nanopartícula. Osorio Anaya et al., mediante simulaciones con la aproximación de dipolo discreto (DDA) sobre nano esferas de oro de 10 a 60 nm, mostraron que es precisamente esta segunda magnitud —la contribución de la dispersión al espectro de extinción— la que crece de forma exponencial con el tamaño de partícula, resultado consistente con lo reportado previamente por Jain et al.

En su estudio, el pico de absorción se desplazó de 528 nm a 546 nm al aumentar el diámetro de la nanoesfera, evidenciando cómo el corrimiento espectral y el cambio en el balance absorción/dispersión ocurren de manera simultánea pero mecánicamente distinta. En el interferómetro Mach–Zehnder, la luz se divide en un brazo de referencia y uno sensor; la adsorción biomolecular genera un desplazamiento de fase medible con alta resolución. Berini analizó estructuras IMII asimétricas ($H_2O$–Au–$SiO_2$–Aire, 1310 nm): con 50 nm de Au la atenuación es ≈31.4 dB/mm, y con 20 nm baja a ≈3.3 dB/mm a costa de mayor extensión del campo.

**b) Evolución histórica**

Wu, Ho, Law, Lin y Kong presentaron uno de los primeros biosensores SPR interferométricos, con una configuración Mach–Zehnder diferencial que usaba polarizaciones s y p para eliminar ruido común, aplicada a la interacción BSA/anti-BSA. Nguyen et al. reportaron después interferómetros LRSP de múltiples salidas con rangos dinámicos de dos a tres veces superiores, confirmando que la baja atenuación LRSP permite sensores compactos con respuesta de fase lineal.

**c) Estado del arte reciente**

La tendencia actual busca miniaturización e integración fotónica. Lee et al. propusieron un sensor MZI de guía plasmónica de canal con factor de mérito ≈294 en una huella menor a 20×120 μm². Kazemzadeh et al. incorporaron resonancias Fano para intensificar la sensibilidad espectral. Otros trabajos exploran arquitecturas plasmo-fotónicas híbridas sobre $Si_3N_4$, combinando un brazo sensor plasmónico con uno de referencia fotónico de baja pérdida, buscando reducir límites de detección y facilitar la fabricación CMOS.

**d) Aplicaciones biosensoras**

**Detección inmunológica.** El LRSP-MZI de fase diferencial de Wu et al. logra una resolución de $5.5\times10^{-8}$ RIU por cada 0.01° de cambio de fase y demuestra la unión BSA/anti-BSA en tiempo real, sin reportar LOD en concentración frente a otras arquitecturas MZI que sí la dan: 0.012 mg/mL en fibra NCF-TCF-NCF, o 0.29 μg/mL en SPR funcionalizado con $MoS_2$. Para CRP, el MZI tapered-in-tapered alcanza 3266.78 nm/RIU y una LOD de 0.278 μg/mL mientras que arreglos BB-MZI en silicio llegan a 2.1 ng/mL — casi tres órdenes de magnitud mejor, aunque con fabricación más compleja.

**Diagnóstico clínico.** En cáncer, los MZI en guía tipo slot de $Si_3N_4$ reportan el mejor LOD experimental publicado para un sensor MZI (18.9 fM) y detectan metilación del gen DAPK hasta 1 fmol/µL; los dedicados a SNP de BRCA-1 llegan a 10 pM. En infecciosas, el propio LRSP-MZI alcanza hasta ~$10^{-12}$ g/mL para IgM de dengue con amplificación tipo ELISA, frente a solo 21–150 ng/mL de un MZI de fibra para proteína N de SARS-CoV-2. En neurodegenerativas, la literatura de LRSP-MZI es escasa; otras plataformas ópticas reportan 1 pg/mL para beta-amiloide 1-42 en LCR como referencia de lo exigible.

**Descubrimiento de fármacos.** Un MZI de $Si_3N_4$ mide en tiempo real la cinética Fab'-aflatoxina M1 con LOD de 48 pM y determinación directa de constantes de asociación/disociación, análogo en principio al cribado de compuestos, aunque sin el uso de la interferometría de biocapa (BLI), estándar comercial en cribados farmacéuticos de alto rendimiento.

**Síntesis.** Los MZI dieléctricos superan a los plasmónicos —como el LRSP-MZI— hasta 18× en sensado bulk y 110× en superficial, por las pérdidas óhmicas del metal. Esa brecha, junto con el margen de mejora que ofrece el diseño del espesor metálico, motiva cuantitativamente la propuesta de este trabajo.

**e) Limitaciones actuales**

Persisten retos en fabricación, ya que las películas metálicas ultradelgadas para biosensado plasmónico requieren simultáneamente rugosidades del orden de 1 nm o menores y espesores inferiores a 10 nm, un compromiso que roza el límite tecnológico actual de las técnicas de depósito, como señalan Malureanu y Lavrinenko et al.

**f) Perspectivas futuras**

Se prevé una evolución hacia sistemas multiplexados, integración monolítica con fotónica de silicio y nitruro de silicio, plataformas Lab-on-a-Chip automatizadas, análisis asistido por inteligencia artificial y dispositivos portátiles de diagnóstico en tiempo real. La convergencia entre LRSP restringido por simetría, fotónica integrada y microfluídica podría acercar los límites de detección a concentraciones de moléculas individuales.

**2 Análisis numérico**

El esquema de un sensor plasmónico integrado en configuración interferométrica Mach-Zehnder se muestra en la Figura 1.

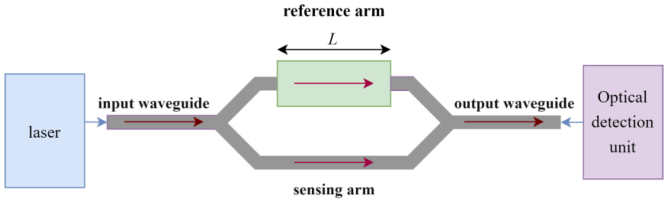


*Figura 1. Interferómetro MZ utilizado para medición de variables. Se pretende que las guías de onda óptica consistan en tiras metálicas delgadas inmersas en dieléctrico, de tal manera que su índice de refracción en ambos brazos sea simétrico.*

Correspondiendo al objetivo final, el presente proyecto subdividió el dispositivo en cinco partes de complejidad creciente. Cada una de ellas fue analizada mediante COMSOL Multiphysics, siguiendo en todos los casos el mismo flujo de trabajo (geometría, materiales, física, mallado, estudio y postproceso) y las técnicas de modelado de plasmones superficiales descritas en la literatura técnica de COMSOL. Para los tres primeros casos se derivó, además, un modelo analítico independiente —función de Green 2D, relación de dispersión

de guía rectangular y matriz de transferencia de Fresnel— que permite verificar cuantitativamente cada resultado contra un método distinto al de elemento finito.

**1) Análisis inicial – Radiación de un dipolo eléctrico puntual**

Se simuló en 2D el campo eléctrico radiado por un dipolo eléctrico puntual en un dominio abierto, resuelto en el dominio de la frecuencia (Electromagnetic Waves, Frequency Domain) con una condición de frontera absorbente (Scattering Boundary Condition) para evitar reflexiones espurias en los bordes del dominio finito. El resultado principal es un mapa de la norma del campo eléctrico (emw.normE) con un máximo en la posición del dipolo que decae hacia los bordes. Un estudio adicional de convergencia de malla, con cuatro niveles crecientes de refinamiento, mostró que el patrón de radiación —apenas una mancha difusa con malla gruesa— se resuelve con creciente nitidez conforme se refina la malla, ilustrando el compromiso entre precisión y costo computacional propio de todo análisis por elemento finito, ver Figura 2.

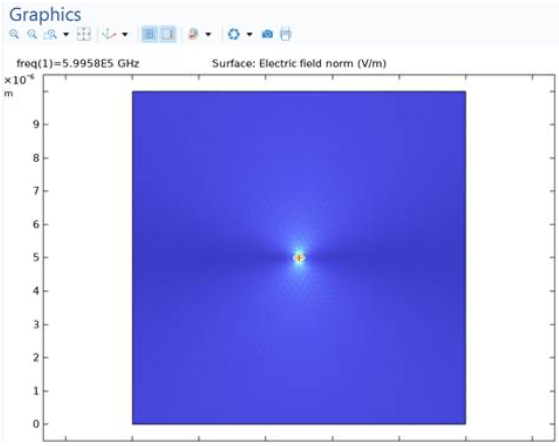


*Figura 2: Norma del campo eléctrico radiado por el dipolo puntual en el dominio 2D.*

**2) Propagación inicial – Guía de onda rectangular en radiofrecuencia**

Se analizó la propagación guiada en una guía rectangular de RF mediante un barrido de frecuencia entre 1 y 4 GHz. A 1 y 2 GHz, por debajo de la frecuencia de corte del modo fundamental, el campo decae de forma evanescente y solo se observa energía cerca del puerto de excitación; a 3 y 4 GHz el modo se propaga establemente a lo largo de toda la guía. Como extensión, se introdujo un codo de 90° y se barrió el rango de 4.25 a 5.25 GHz: la transmisión resultó alta en 4.25 y 5 GHz pero baja en 4.5, 4.75 y 5.25 GHz, mostrando que las discontinuidades geométricas redistribuyen energía entre modos de forma no monótona con la frecuencia, un efecto que todo diseño de codos y dobleces en guías reales debe optimizar para una banda específica, como se puede observar en la Figura 3.

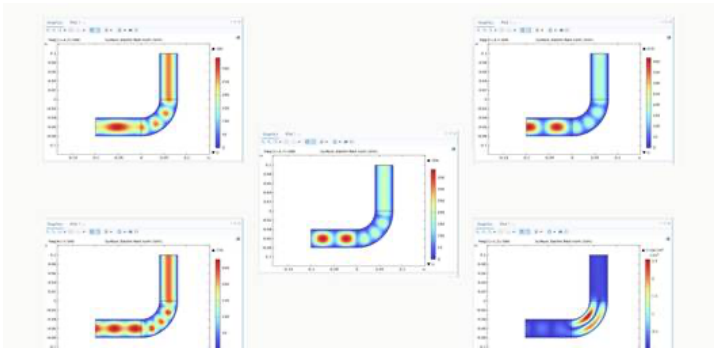

*Figura 3: Norma del campo eléctrico en la guía con codo a 90°, para cinco frecuencias entre 4.25 y 5.25 GHz.*

**3) Plasmones – Plasmones polaritón de superficie (SPP): Configuraciones de Otto y Kretschmann**

En referencia a las configuraciones de Otto y Kretschmann, mostradas en la Figura 4, se excitaron plasmones polaritón de superficie por acoplamiento evanescente en ambas.

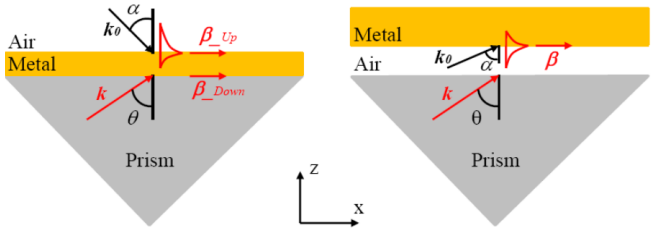


*Figura 4: Configuraciones de Kretschmann (izquierda) y Otto (derecha).*

Se barrió el ángulo de incidencia entre 45° y 55°, usando los datos ópticos n y k de la librería de materiales de COMSOL. En ambas configuraciones se identificó una resonancia angosta (~1° de ancho) alrededor de 49°, donde la reflectancia cae a un mínimo y el acoplamiento SPP alcanza su máximo. Al comparar plata y oro como metal plasmónico a 500 nm y 50° de incidencia, la plata mostró un campo eléctrico de hasta $1.5\times10^5$ V/m y una resonancia clara dentro del rango barrido, mientras que el oro solo alcanzó $6\times10^4$ V/m sin resonancia visible en ese mismo rango: la condición de resonancia SPP depende de la función dieléctrica particular de cada metal a la longitud de onda de trabajo, y no es una propiedad genérica del arreglo Otto/Kretschmann, como se puede observar en la Figura 5.

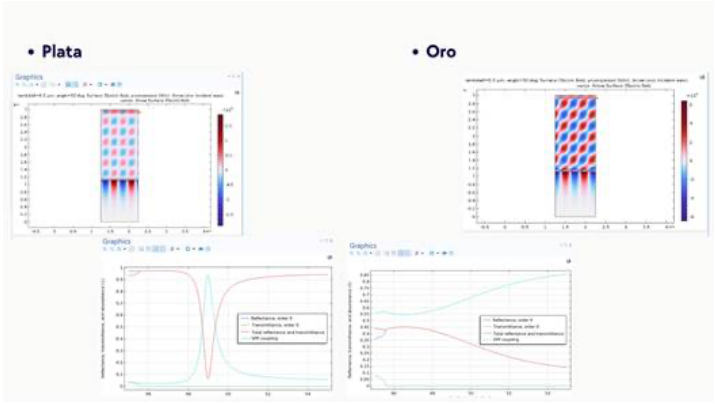


*Figura 5: Comparación entre plata (izquierda) y oro (derecha) a 50° de incidencia y 500 nm: campo eléctrico (arriba) y curvas de reflectancia/transmitancia/acoplamiento SPP (abajo).*

**4) Plasmón completo – Dispersión del SPP en una película metálica delgada**

Se simuló la dispersión de un SPP guiado en una película de aluminio de 12 nm embebida simétricamente entre dos capas dieléctricas (n = 2), resolviendo el problema de propagación mediante puertos numéricos (Boundary Mode Analysis) según la documentación oficial de COMSOL. La constante de propagación del supermodo, comparada contra la línea de luz de espacio libre, converge hacia esta última al reducirse la energía del fotón y alejarse de la resonancia de plasma del aluminio, indicando un modo cada vez menos confinado. Consistentemente, la longitud de propagación L es mínima en el extremo de mayor energía de fotón —dominado por absorción— y crece de forma monótona al reducir la energía, alcanzando varias decenas de nanómetros lejos de la resonancia: la contraparte cuantitativa, en película continua, del concepto de LRSPP introducido en el análisis 3, ver Figura 6.

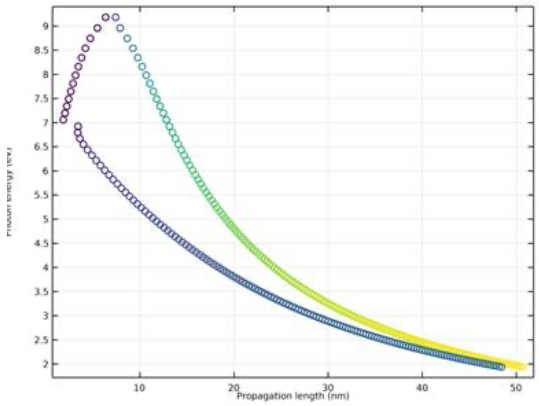


*Figura 6: Energía del fotón versus longitud de propagación del SPP en la película delgada de aluminio.*

**5) Guía plasmónica – Confinamiento y longitud de propagación de un modo LRSPP en una tira de oro**

Se calculó el modo LRSPP fundamental confinado en una tira de oro de espesor variable (10–50 nm), embebida en una pila asimétrica de dieléctricos con la geometría de referencia de Min et al., mediante un

mallado mapeado —necesario dado que el espesor metálico es hasta cuatro órdenes de magnitud menor que el dominio completo— ver Figura 7. La longitud de propagación L, calculada a partir de la parte imaginaria del índice efectivo, creció de forma monótona de 5.62 µm a 20 nm de espesor hasta 18.36 µm a 50 nm, consistente con el desacoplamiento progresivo de las dos interfaces metal–dieléctrico hacia el límite de menor pérdida de un plasmón aislado; en t = 10 nm no se logró aislar un modo con la misma firma dentro de la ventana de búsqueda del solver. Estos resultados constituyen la base numérica directa para el diseño de los biosensores LRSP-MZI descritos en la introducción, como lo describe la Tabla 1.

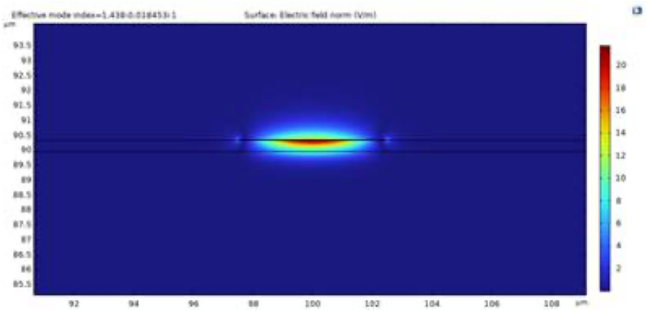

*Figura 7: Campo eléctrico del modo LRSPP fundamental confinado en la tira de oro (t = 20 nm, n_eff = 1.438 – 0.018546i).*

***Tabla 1**. Modo fundamental confinado identificado y la longitud de propagación L calculada a partir de su parte imaginaria:*

| t (nm) | n_eff fundamental | $L = \frac{\lambda}{4\pi * lm(n_eff)}$ |
|---|---|---|
| **10** | ---- (sin modo confinado) | ---- |
| **20** | 1.4380 – 0.018546i | 5.62 µm |
| **30** | 1.3282 – 0.010453i | 9.97 µm |
| **40** | 1.3420 – 0.007402i | 14.08 µm |
| **50** | 1.3319 – 0.005678i | 18.36 µm |

**Conclusiones**

La revisión del estado del arte confirma que los biosensores LRSP-MZI resuelven, mediante el uso de plasmones superficiales de largo alcance, la principal limitación de los sensores SPR convencionales: la pérdida óptica asociada a la absorción metálica. Esta ventaja se traduce en mayores longitudes de propagación, mayor longitud de interacción y mayor sensibilidad de fase, y sustenta aplicaciones que van desde la detección inmunológica hasta el diagnóstico de enfermedades infecciosas. No obstante, la comparación cuantitativa con interferómetros dieléctricos —que superan a los plasmónicos hasta en 18× en sensado bulk y 110× en superficial— evidencia que el diseño óptimo de la película metálica sigue siendo el factor crítico para cerrar esa brecha, lo que motiva directamente la validación numérica presentada aquí.

Los cinco esquemas presentados, analizados en COMSOL Multiphysics, reprodujeron de forma consistente los fenómenos electromagnéticos que sustentan el diseño de estos sensores. La radiación de un dipolo puntual y el análisis de convergencia de malla (Análisis 1) establecieron las bases metodológicas del método; la guía de onda rectangular (2) mostró cómo las discontinuidades geométricas redistribuyen energía entre modos; las configuraciones de Otto y Kretschmann (3) confirmaron que la resonancia de acoplamiento SPP depende de la función dieléctrica particular de cada metal, y no es una propiedad genérica del arreglo; la dispersión del SPP en una película continua de aluminio (4) cuantificó la relación entre la energía del fotón y la longitud de propagación; y el cálculo del modo LRSPP confinado en una tira de oro asimétrica (5) cerró la secuencia, vinculando directamente la geometría metálica con el desempeño del sensor.

El resultado presentado en 5 —el crecimiento monótono de la longitud de propagación de 5.62 µm a 18.36 µm al variar el espesor de oro de 20 a 50 nm— constituye la evidencia numérica más directa del compromiso entre confinamiento y pérdida que debe resolverse al dimensionar el brazo sensor de un interferómetro LRSP-MZI real: películas más delgadas favorecen una mayor longitud de interacción y, con ella, una mayor sensibilidad de fase, a costa de un modo menos confinado y más difícil de excitar de forma estable, como lo ilustra la ausencia de un modo identificable a 10 nm, como se puede observar en la Figura 8. En ella se muestra la energía del modo fundamental propagado en la guía plasmónica para a) una guía de espesor de 10 nm y b) una guía de espesor de 3 nm; en ambos casos, la propagación es de 3 cm. En estas figuras, se percibe que al disminuir el grosor de la guía, la absorción disminuye.

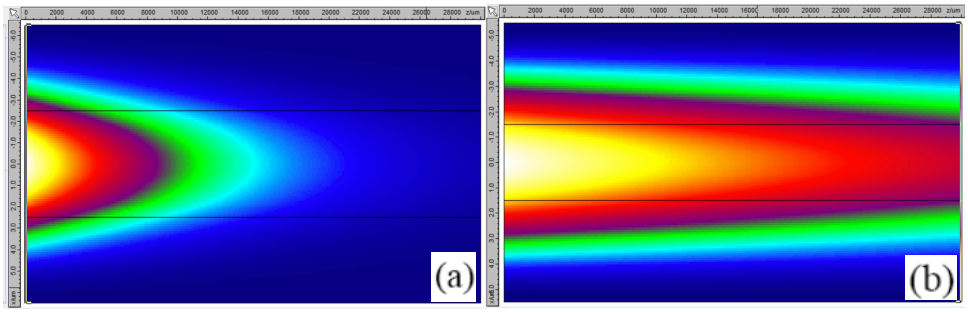


*Figura 8: Intensidad de Campo eléctrico del modo LRSPP fundamental propagado 3 cm a lo largo de la tira de oro. a) espesor de 10 nm y b) espesor de 3 nm.*

La verificación cruzada de las tres primeras prácticas contra modelos analíticos independientes —función de Green 2D, relación de dispersión de guía rectangular y matriz de transferencia de Fresnel— refuerza la confianza en la metodología de modelado empleada, extendida después a las configuraciones plasmónicas de mayor complejidad donde no existe una solución cerrada equivalente.

En conjunto, la revisión teórica y la validación numérica documentadas en este trabajo constituyen una base sólida para el diseño de biosensores LRSP-MZI: identifican con precisión el espesor metálico como la variable de diseño dominante, cuantifican su efecto sobre la longitud de propagación y confirman, mediante un método independiente, la validez del modelado por elemento finito en COMSOL Multiphysics. Como trabajo futuro, estos resultados podrían extenderse a la simulación completa de la respuesta de fase del interferómetro Mach–Zehnder, a la incorporación de capas de biofuncionalización superficial y a su contraste con datos experimentales, en línea con la tendencia hacia la miniaturización, la integración fotónica y los dispositivos portátiles de diagnóstico señalada en la introducción.

## Referencias

Abundiz Cisneros, N. (2008). *Análisis de Haces Plasmónicos Superficiales*. https://inaoe.repositorioinstitucional.mx/jspui/bitstream/1009/388/1/AbundizCN.pdf

Chen, X. (2022). Modeling Surface Plasmon Polaritons in COMSOL®. In *COMSOL Blog*.

COMSOL, A. B. (n.d.). *COMSOL Multiphysics® v. 6.3, Application Library: Wave_Optics_Module/Waveguides/spp_otto_kretschmann*. COMSOL AB.

Estevez, M. C., Alvarez, M., & Lechuga, L. M. (2012). Integrated optical devices for lab-on-a-chip biosensing applications. *Laser & Photonics Reviews*, *6*(4), 463–487. https://doi.org/10.1002/lpor.201100025

Fan, X., White, I. M., Shopova, S. I., Zhu, H., Suter, J. D., & Sun, Y. (2008). Sensitive optical biosensors for unlabeled targets: A review. *Analytica Chimica Acta*, *620*(1–2), 8–26. https://doi.org/10.1016/j.aca.2008.05.022

García Vidal, F. J., & Martín Moreno, L. (2008). Plasmones superficiales. *Investigación y Ciencia*, 66–76. https://www.fcn.unp.edu.ar/quimicainorganica/wp-content/uploads/Plasmones_superficiales.pdf

Guo, T., González-Vila, Á., Loyez, M., & Caucheteur, C. (2024). Recent advances in plasmonic biosensors and integrated photonic sensing platforms. *Biosensors and Bioelectronics*.

Gutiérrez Valverde, K. S., Ríos Campos, C. A., Santamaría Baldera, N., & Estela Urbina, R. O. (2019). Análisis de la velocidad de los plasmones en la interfaz dieléctrico-metal. *Revista de La Universidad Del Zulia*, *10*(27), 59–81. https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/8809754.pdf

Homola, J. (Ed.). (2006). *Surface Plasmon Resonance Based Sensors*. Springer.

Johnson, P. B., & Christy, R. W. (1972). Optical Constants of the Noble Metals. *Physical Review B*, *6*(12), 4370–4379.

Kazemzadeh, T., Lotfi, F., & Kheradmand, R. (2023). The Study of Plasmonic Biosensors based on Mach-Zehnder Interferometry. *International Journal of Biomedical and Biological Engineering*.

Lee, D. E., Lee, Y. J., Shin, E., & Kwon, S.-H. (2017). Mach-Zehnder Interferometer Refractive Index Sensor Based on a Plasmonic Channel Waveguide. *Sensors*, *17*(11), 2584. https://doi.org/10.3390/s17112584

Malureanu, R., & Lavrinenko, A. (2015). Ultra-thin films for plasmonics: A technology overview. In *Nanotechnology Reviews* (Vol. 4, Number 3, pp. 259–275). Walter de Gruyter GmbH. https://doi.org/10.1515/ntrev-2015-0021

Min, Q., Chen, C., Berini, P., & Gordon, R. (2010a). Long range surface plasmons on asymmetric suspended thin film structures for biosensing applications. *Optics Express*, *18*(18), 19009–19019. https://doi.org/10.1364/OE.18.019009

Nguyen, H. (2015). Long-range surface plasmon multiple output Mach-Zehnder interferometers. *IEEE Photonics Journal*.

Nguyen, H. H., Park, J., Kang, S., & Kim, M. (2015). Surface Plasmon Resonance: A Versatile Technique for Biosensor Applications. *Sensors*, *15*(5), 10481–10510. https://doi.org/10.3390/s150510481

Osorio Anaya, A. M., Manrique Fajardo, J. J., & Cornejo Sánchez, Ó. (2019). Estudio teórico del plasmón en nano esferas de oro. *Revista de La Sociedad Química Del Perú*, *85*(4), 432–439. https://doi.org/10.37761/rsqp.v85i4.257

Rakić, A. D., Djurišić, A. B., Elazar, J. M., & Majewski, M. L. (1998). Optical properties of metallic films for vertical-cavity optoelectronic devices. *Applied Optics*, *37*(22), 5271–5283.

Wu, S. Y., Ho, H. P., Law, W. C., Lin, C., & Kong, S. K. (2004). Highly sensitive differential phase-sensitive surface plasmon resonance biosensor based on the Mach-Zehnder configuration. *Optics Letters*, *29*(20), 2378–2380. https://doi.org/10.1364/OL.29.002378

Xiao, L., Chen, X., Li, X., Zhang, J., Wang, Y., Li, D., Hong, X., Shao, Y., & Chen, Y. (2025). Enhanced Sensitivity Mach-Zehnder Interferometer-Based Tapered-in-Tapered Fiber-Optic Biosensor for the Immunoassay of C-Reactive Protein. *Biosensors*, *15*(2), 90. https://doi.org/10.3390/bios15020090

Yu, H., Peng, Y., Yang, Y., & Li, Z.-Y. (2019). Plasmon-enhanced light-matter interactions and applications. *Npj Computational Materials*, *5*, 45. https://doi.org/10.1038/s41524-019-0184-1