



# UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLAS DE HIDALGO

Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas  
“Mat. Luis Manuel Rivera Gutiérrez”

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO

---

PLATAFORMA PLASMÓNICA DE SENSADO:  
DISEÑO Y CARACTERIZACIÓN

---

Tesis para obtener el grado de  
Maestro en Ciencias en Ingeniería en Física

Presenta:

JOSUE COHENETE CRISOSTOMO

Asesora:

Dra. Mary Carmen y Monserrat Peña Gomar

Co - asesor:

Dr. Víctor Manuel Coello Cárdenas

MORELIA, MICHOACÁN, MARZO DEL 2020.

---

*Entre más crees conocer la realidad de las cosas,  
más preguntas surgen.*

## **Agradecimientos**

A mis padres Constantino e Irma quienes con su amor, paciencia y esfuerzo me han permitido llegar a cumplir hoy un sueño más. Por inculcar en mí el ejemplo de esfuerzo y valentía y por ser los principales promotores de mis sueños, gracias a ellos por cada día en confiar y creer en mí y en mis expectativas.

Gracias a mi familia en general por apoyarme en cada decisión y proyecto, gracias a la vida, porque cada día me demuestra lo hermosa que es y lo justa que puede llegar a ser. Gracias a Dios por permitirme vivir y a disfrutar de cada día.

A todos mis amigos, Jorge Antonio, Santiago, Juan, Samuel, Armando, Manuel, Eduardo, Danya, Cinthia, Jorge, Francisco, Olivier, Iván, solo por mencionar algunos, le agradezco por compartir los buenos y malos momentos.

A mi asesora de Tesis, Mary Carmen Peña Gomar la cual confió en mí para la realización de este proyecto de tesis, brindándome en todo momento, sus conocimientos y asesorías para lograr sacarlo adelante, así como su amistad.

A mí Co-asesor Víctor Coello por su gran paciencia que me tuvo y por su maravillosa orientación que me brindo para esta tesis, por su apoyo y amistad.

Al grupo de nano óptica (GNO) campus Monterrey por recibirme para realizar mi estancia, a Cesar, Rodolfo, Ricardo por su maravillosa orientación.

A todos mis profesores de la Maestría que me enseñaron tanto de la profesión como de la vida.

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT-México) por la beca recibida durante la maestría.

## Resumen

En este trabajo de tesis, se presentan dos diseños de una plataforma plasmónica de sensado que permiten realizar mediciones en tiempo real, sin un análisis posterior de datos, de varios parámetros físicos tales como la temperatura de capas líquidas y concentraciones de glucosa. La plataforma se basa en el principio de la resonancia del plasmón polaritón de superficie (SPR por sus siglas en inglés) a una longitud de onda. El principio del funcionamiento consiste en medidas de reflexión total atenuada con interrogación de reflectividad en una configuración típica de Kretschmann. La configuración consiste en un prisma de vidrio semicilíndrico con un índice de refracción de 1.487, una película delgada de oro y una cámara para el depósito de la muestra. Con los datos obtenidos de la luz reflejada se hizo un ajuste numérico donde se estudiaron los intervalos de operación. Se determinó la temperatura del agua para medir en intervalos amplios, los resultados obtenidos abarcan un rango de 21-46°C, esto para un ángulo de incidencia fijo. El rango se puede aumentar usando otro ángulo fijo lo cual se pretende cubrir todo el intervalo de temperatura de la capa líquida (4–100 °C). Además, utilizando el arreglo experimental mencionado se logró extender las capacidades del sistema para medir concentraciones de glucosa. Se usó concentraciones de glucosa en agua en un rango tal que tuviera un comportamiento lineal, la cual corresponde las concentraciones de 0 a 5 g en 50ml de agua. Los datos se compararon con los datos obtenidos de un refractómetro ABBE, que permitió validar con el método propuesto, donde se obtuvo una buena aproximación entre los dos métodos. Finalmente, se estudió la espectroscopía de ángulo crítico para ser implementado con el sistema SPR. Los datos sugieren la presencia del fenómeno SPR en la zona cercana al ángulo crítico.

**Palabras clave—** Sensor, Plasmón polaritón de superficie, Temperatura, Concentración, Glucosa.

## Abstract

In this thesis work, two designs of a plasmonic sensing platform are presented that allow real-time measurements, without subsequent data analysis, of various physical parameters such as the temperature of liquid layers and glucose concentrations. The platform is based on the principle of surface polariton plasmon resonance (SPR) at one wavelength. The principle of operation consists of attenuated total reflection measurements with reflectivity interrogation in a typical Kretschmann configuration. The configuration consists of a semi-cylindrical glass prism with a refractive index of 1.487, a thin gold film, and a chamber for sample deposit. With the data obtained from the reflected light, a numerical adjustment was made where the operating intervals were studied. The water temperature was determined to measure in wide intervals, the obtained results cover a range of 21-46 °C, this for a fixed angle of incidence. The range can be increased using another fixed angle which is intended to cover the entire temperature range of the liquid layer (4-100 °C). Furthermore, using the aforementioned experimental arrangement, it was possible to extend the capabilities of the system to measure glucose concentrations. Glucose concentrations in water were used in a range such that it had a linear behavior, which corresponds to the concentrations of 0 to 5 g in 50 ml of water. The data were compared with the data obtained from an ABBE refractometer, which allowed validation with the proposed method, where a good approximation was obtained between the two methods. Finally, critical angle spectroscopy was studied to be implemented with the SPR system. The data suggests the presence of the SPR phenomenon in the area near the critical angle.

# Índice

Agradecimientos .....	1
Resumen.....	2
Abstract .....	3
1. Introducción .....	5
1.1. Organización de la tesis .....	17
2. Fundamentos Teóricos .....	19
2.1. Plasmones polaritones de superficie .....	20
2.2. Características del plasmón polaritón de superficie.....	22
2.3. Excitación de los plasmones polaritones de superficie.....	23
2.4. Reflectividad con polarización transversal magnética.....	26
2.5. Modelo Termo-Óptico del agua.....	30
2.6. Modelo de enfriamiento de Newton .....	32
2.7. Índice de refracción de soluciones .....	34
3. Metodología .....	36
3.1. Sensor de temperatura.....	36
3.1.1. Sistema de iluminación .....	37
3.1.3. Sistema de Adquisición de datos .....	39
3.1.4. Método alternativo para medir la temperatura.....	40
3.1.5. Sistema de Procesamiento.....	41
3.1.6. Procedimiento .....	41
3.2. Sensor de Glucosa SPR.....	42
3.2.1. Preparación de las soluciones .....	43
3.2.2. Sistema de iluminación .....	43
3.2.3. Sistema de control.....	44
3.2.4. Sistema de Adquisición de datos .....	45
3.2.5. Método alternativo para medir la glucosa.....	45
3.2.6. Procedimiento .....	46
3.3. Método SPR con luz blanca.....	46
3.3.1. Procedimiento .....	52
4. Resultados .....	53
4.1. Resultados del sensor de temperatura.....	53
4.1.1. Caracterización y Calibración.....	53
4.1.2. Ajuste numérico .....	55
4.2. Resultados del sensor de glucosa.....	61
4.2.1. Caracterización y Calibración.....	61
4.2.2. Ajuste numérico .....	66
4.2.3. Validación .....	67
4.3. Resultados del sensor SPR con luz blanca.....	70
5. Conclusiones .....	75
Bibliografía .....	78

# 1. Introducción

Hoy en día los laboratorios de investigación tanto como en la industria, requieren de instrumentos capaces de cumplir con las exigencias competitivas del mundo. Una de estas herramientas que puede desempeñar con los requerimientos necesarios, son los sistemas de adquisición de datos, que facilita y permite obtener, almacenar y procesar información de algún parámetro que se pretende medir. La detección es el proceso de obtener información del entorno, que constituye una funcionalidad básica de un sistema complejo, ya sea una máquina o una entidad biológica, con el conocimiento adquirido de su entorno, activando y guiando su funcionamiento interno a un nivel compatible con las condiciones externas. Con estas herramientas se pueden efectuar un número considerable de tareas en tiempo real y dar instrucciones desde un ordenador personal a cualquier proceso en la que se trabaja [1]. El progreso tecnológico y el rápido desarrollo de sistemas inteligentes inevitablemente requieren una tecnología de detección cada vez más efectiva y confiable. Estas herramientas de adquisición de datos son conocidas como sensores. Dicho de otra manera, un sensor es un mecanismo de medición que está diseñado para detectar y cuantificar cantidades específicas, de acuerdo a las leyes naturales que determinan la relación cuantitativa entre diferentes variables. Distintos fenómenos pueden estar relacionados con la medición de ciertas cantidades. Actualmente existen diversos tipos de sensores [2-3], que cumplen ciertas características, donde estos son clasificados según el fenómeno o estímulo físico que se desea medir, tales como mecánicas, termodinámicas, eléctricas, magnéticas, ópticas y de otro tipo. Cada una de las cuales ofrecen ventajas y características únicas, donde la elección

natural depende de un número de factores que se relacionan con la aplicación. Cada tipo de sensores puede medir una variable física, que se puede obtener de modo directo o indirecto.

Disponer herramientas de medición que sean capaces de obtener parámetros físicos, facilitan ciertas tareas que requieren los laboratorios de investigación o las industrias. Ciertas industrias requieren una gran cantidad de parámetros a medir para ser controlados. Alguno de los parámetros que se deben registrar son la presión, la temperatura, el caudal, el nivel y el monitoreo de la glucosa en caso de la fermentación alcohólica. Como ejemplo de un proceso industrial donde los parámetros a controlar son la temperatura y el monitoreo de la glucosa, son uno de los factores importantes que intervienen en el desarrollo de la fermentación alcohólica, y es comúnmente medida de forma periódica [4-5]. Dichas mediciones indican la actividad microbiana, permitiendo además predecir una posible parada de fermentación por exceso de temperatura o por contenido final de fructuosa y glucosa. Por lo que, es necesario disponer sensores capaces de tener un rendimiento estable en cualquier entorno. Además, es muy conveniente el uso de un sólo sensor que sea capaz de medir dos parámetros distintos, con lo cual se reduce el costo total de la fabricación de un producto.

En los últimos tiempos, el desarrollo tecnológico ha permitido controlar las propiedades de la luz, y, con esto, la implementación de mejores dispositivos de sensado e instrumentos ópticos que permiten ampliar el potencial de la detección óptica. Adicionalmen-

te, los sensores ópticos se han aplicado a una gran variedad de disciplinas mostrando su naturaleza multidisciplinaria debido a las ventajas que presenta en relación con otro tipo de sistemas de medición. Podemos entonces definir a un sensor óptico como el mecanismo que permite la detección de un campo óptico proveniente de una fuente y el posterior análisis de su intensidad, fase, longitud de onda, polarización, distribución espectral o frente de onda, para obtener información de la fuente del campo óptico y eventualmente de los objetos o del medio de propagación que interactúa con este campo [6]. En el sistema de sensado óptico podemos obtener una medida a través de la interacción de un campo óptico entrante en una región de sensado, para después ser medido por un sistema óptico y detectado por un elemento de detección. En el siguiente esquema de la Figura 1 se ilustra un sistema general de detección óptica. Dicho sistema está compuesto de una fuente óptica, donde el campo óptico entra en contacto con la región de sensado, la cual produce una señal con una magnitud física específica que puede ser medida con sistemas ópticos y de fotodetección. Dicha señal es procesada por una computadora que transforma en una señal eléctrica que a su vez la convierte en un formato fácil de leer.



**Fig. 1.** Sistema de sensado óptico.

El sensado óptico presenta varias ventajas en comparación con otras tecnologías de detección. Las características más sobresalientes que hacen atractivos a estos sistemas se refieren a la alta sensibilidad, inmunidad a la interferencia electromagnética, sistemas compactos, amplio rango dinámico de detección y mediciones en condiciones físicas extremas.

La evolución de la ciencia y la tecnología de sensores ópticos ha alcanzado a un punto que nosotros podemos medir casi todos los parámetros físicos de interés y un rango ancho de cantidades biológicas y químicas. Las medidas ópticas son hechas en una variedad ancha de métodos con una selección particular determinada por los factores como el funcionamiento local o remoto, las características del ambiente, y el tamaño del campo que es moderado. El progreso de la ciencia y la tecnología ha llevado al desarrollo de estructuras complejas con una sofisticación creciente, pero todavía nada comparable a lo que observamos en los sistemas biológicos. Los sistemas biológicos complejos tienen tres características clave asociadas con su funcionamiento: (1) El flujo de energía dentro del sistema y el intercambio de energía con su entorno circundante se coordinan para lograr funcionalidades específicas. (2) Tal flujo de energía deriva del análisis del sistema sobre su estado interno, también condicionado por el ambiente externo, y la consiguiente identificación de las acciones que deben realizarse para restaurar los equilibrios necesarios para el funcionamiento adecuado del sistema. (3) Este análisis se alimenta de un flujo constante de información desde el estado interno y el entorno externo del sistema, que aumenta notablemente con la complejidad del siste-

ma. Los sensores ópticos deducen de muchas disciplinas diferentes de ingeniería eléctrica, las ciencias mecánicas, la ingeniería civil, ingeniería química, ciencia de materiales, biología, química, físicas, y ópticas.

Entre la diversidad de los sensores se encuentra un tipo de sensor que entra en la categoría de sensor tipo óptico, llamado sensor de campo evanescente, que permite medir uno o más parámetros, los cuales se pueden obtener en una forma indirecta. Dichos sensores se basan principalmente en la interacción de la luz y la materia para determinar las propiedades de esta; es decir, un rayo de luz entre la interfase de dos materiales con índices de refracción  $n_1$  y  $n_2$ , siendo  $n_1 > n_2$ , y bajo la condición de reflexión total interna, penetra de forma evanescente en el medio de índice de refracción  $n_2$ . Estos sensores ofrecen ventajas como: alta sensibilidad, mediciones rápidas (tiempo real), invasión mínima, por mencionar algunas [7].

El índice de refracción ( $n$ ) de un material, es una propiedad óptica básica con amplias aplicaciones en muchos campos. La medición, monitoreo o detección del índice de refracción es de importancia científica y tecnológica, puesto que dicha magnitud física es una propiedad del material fundamental, para la cual su medición precisa es crucial en muchos casos [8]. Las mediciones del índice de refracción de las soluciones líquidas a granel son importantes en muchas aplicaciones industriales y de investigación, incluido el monitoreo de procesos industriales, los detectores de separación química, en la industria de alimentos y bebidas, ya que el monitoreo del índice de refracción es parte del

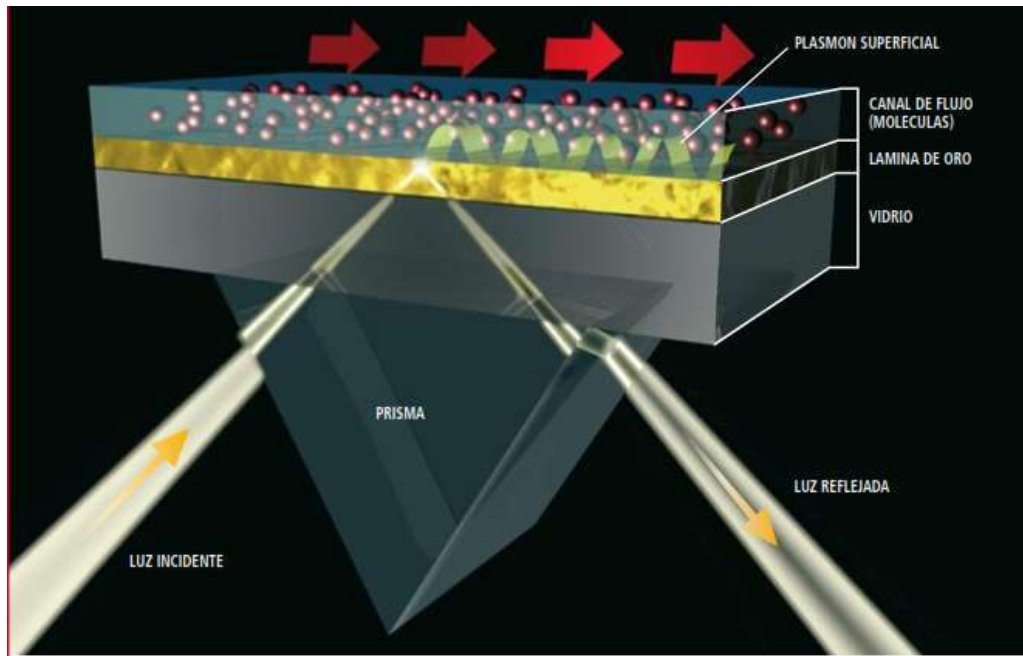
control de calidad [9]. La mayoría de las técnicas de caracterización óptica de partículas, requieren el conocimiento de las propiedades ópticas de la sustancia investigada. Por lo que, se han desarrollado instrumentos como el refractómetro ABBE, que es una herramienta estándar para medir el índice de refracción  $n$  de una muestra en el rango visible [10]. Este instrumento es preciso y fácil de usar, pero no se puede aplicar a la radiación invisible para el ojo humano, como la luz infrarroja (IR) o ultravioleta (UV). Con el desarrollo de fuentes de luz láser y aplicaciones en el IR cercano, también existe una creciente necesidad de mediciones rápidas y fáciles de las propiedades ópticas en este rango de longitud de onda. En la literatura se han descrito diversas técnicas para obtener el índice de refracción a varias longitudes de onda, pero todas son más o menos complejas y difíciles de aplicar [11]. Por otro lado, no pueden abarcar todo el rango en longitud de onda de iluminación y de la temperatura, al igual que carecen de datos en UV e IR [11]. Por otra parte, la detección de cambios en el índice de refracción por minuto es crucial en la biosensibilidad. En los últimos años, las mediciones precisas del índice de refracción se han vuelto cada vez más importantes en aplicaciones de sensores químicos y biosensores. Los sensores de índice de refracción óptica se han investigado ampliamente y se destacan en el panorama comercial de las tecnologías de detección actuales. Este paradigma de detección promete resultados en tiempo real y una preparación mínima de la muestra, sin necesidad de etiquetado fluorescente. Los ejemplos de sensores de índice de refracción (RI por sus siglas en inglés) ópticos incluyen: estructura de cristal fotónico 2-D, rejilla de fibra de período largo (LPFG por sus siglas en inglés) y varias formas de resonadores de anillo. En estos sensores, se puede

observar fácilmente una resonancia óptica; al menos una fracción del modo correspondiente interactúa con la muestra [12].

De los sensores mencionados en el párrafo anterior, hay un sensor que se destaca por que posee versatilidad y respuesta rápida de la muestra que entra en la categoría de sensor óptico y es conocida como sensor de resonancia de plasmones (SPR por sus siglas en inglés). Desde la primera aplicación del fenómeno SPR para la detección hace casi dos décadas, este método ha dado grandes pasos, tanto en términos de desarrollo de instrumentación como en aplicaciones. Los sensores SPR convencionales alcanzan un nivel de rendimiento que, cuando se expresa en términos del cambio de índice de refracción detectable más pequeño (resolución del índice de refracción), se acerca a  $10^{-7}$  unidades de índice de refracción (RIU por sus siglas en inglés). Lo que lleva la tecnología de sensores SPR ha ser comercializados, además los biosensores SPR se han convertido en una herramienta central para caracterizar y cuantificar las interacciones biomoleculares, temperatura y concentraciones de sustancias sólo por mencionar algunos [13].

Una de las aplicaciones de los plasmones superficiales reside hoy en el campo de los sensores moleculares. Existen ya sensores comerciales basados en la resonancia de plasmones superficiales. La idea de estos sensores es muy simple. Debido a su fuerte confinamiento en la superficie del metal los plasmones superficiales se muestran muy sensibles a la presencia de moléculas adsorbidas en la superficie (ver Figura 2). El ob-

jetivo de los sensores moleculares sería poder detectar la presencia de una molécula y sus propiedades. Los plasmones superficiales tienen también una función muy importante en esta tarea, que actualmente se halla en fase de investigación básica, pero de la que cabe esperar que se comercialice en un futuro no muy lejano [14-16].



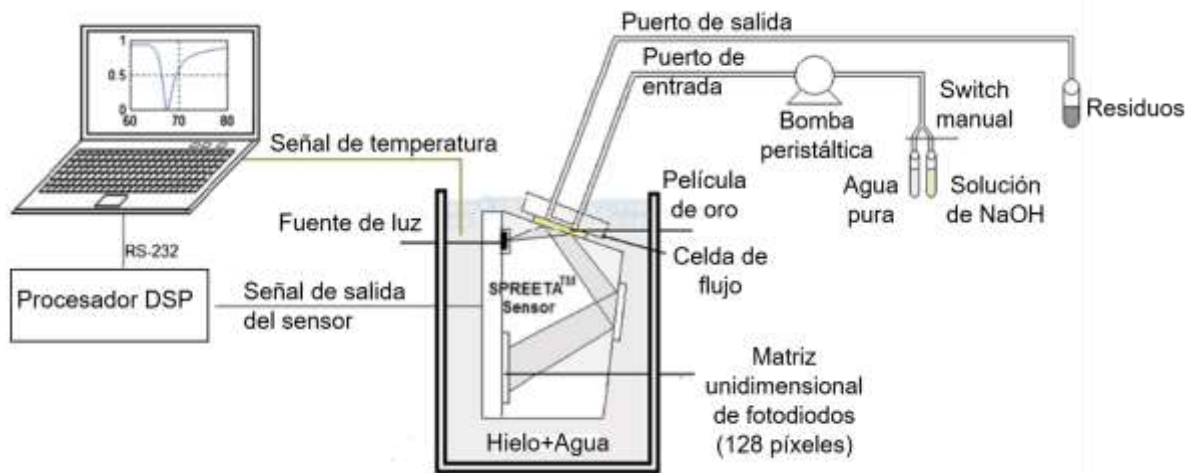
**Fig. 2.** Esquema simplificado del funcionamiento de un dispositivo de resonancia de plasmones superficiales (un detector de moléculas) [14].

En la Figura 2 se muestra un esquema simplificado del funcionamiento de un dispositivo de resonancia de plasmones superficiales. Se hace crecer en un sustrato de vidrio una lámina metálica de oro. Por la superficie del metal expuesta al aire se hace circular un fluido compuesto por moléculas, en principio desconocidas. Posteriormente se incide luz, que pasa por un prisma que incide sobre la superficie del metal, que se halla en contacto con el vidrio. El haz de luz genera un plasmón superficial, las propiedades de este plasmón superficial vienen determinadas por el tipo de moléculas adsorbidas por el metal en la superficie.

Otro ejemplo de aplicaciones es la medición de la temperatura, que es un parámetro físico de gran relevancia en numerosas áreas distintas. Centrales térmicas y nucleares, estaciones de distribución eléctrica, fundiciones, metalurgia o industria alimentaria (productos lácteos y otros productos de consumo diario), son algunas de las aplicaciones donde la medida de la temperatura puede constituir un buen sistema indicativo de las diferentes etapas por las que evoluciona el sistema, además de ser un factor crítico para el rendimiento global de un proceso. Por otro lado, en medicina, un diagnóstico básico del paciente requiere, en muchas ocasiones, un control de su temperatura corporal. Asimismo, el tratamiento con crioterapia de personas con quemaduras exige un control exhaustivo de la temperatura durante el proceso [1, 17].

Se conocen un gran número de métodos bien establecidos para la medida de la temperatura. Los termómetros de mercurio y los termopares, entre otros, lideran el mercado de este tipo de sensores. Sin embargo, no siempre estos sistemas son válidos ya que factores externos como el difícil acceso del termómetro al lugar de medida, la presencia de campos electromagnéticos, ambientes fuertemente corrosivos o peligrosos para el operario, impiden el uso de los termómetros convencionales. La simple agitación mecánica o magnética en un reactor provoca fluctuaciones en la medida de la temperatura por métodos eléctricos, fácilmente evitables gracias al empleo de sensores ópticos, inmunes a las interferencias electromagnéticas [18]. Uno de los artículos donde se presentan los principios de un sensor óptico de temperatura, es descrito en el artículo "Chadwick, et al" [19]. En este trabajo se presenta un diseño del sensor que consiste en

la generación de plasmones superficiales en una película de plata delgada ( $500 \text{ \AA}$ ) superpuesta con silicio amorfo hidrogenado (a-Si:H). Se obtiene un factor de tres cambios en la intención de la luz reflejada, a partir de una interfase vidrio/Ag/a-Si:H, para un aumento de temperatura de  $40^\circ\text{C}$ . El dispositivo es compatible con la tecnología de fibra óptica para aplicaciones remotas de detección de temperatura.



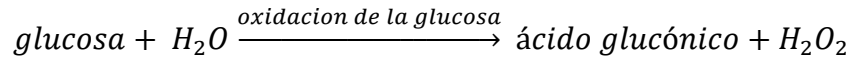
**Fig. 3.** Diagrama esquemático de la configuración experimental del monitoreo de temperatura [20].

En la Figura 3 muestra una nueva característica de un trabajo experimental actual del monitoreo de la temperatura a través de la medición de la diferencia de fase entre una onda polarizada s y p en diferentes longitudes de onda  $632.8 \text{ nm}$  y  $1.15 \mu\text{m}$ . El sistema utiliza una bomba peristáltica para el transporte de analito (agua pura o solución de NaOH) al sensor SPREETA, que se sumerge en una mezcla de hielo y agua. La señal del sensor de salida está conectada a un sistema de control y procesamiento con un procesador DSP y una computadora de uso general. También se indican los elementos internos del sensor SPREETA, las funciones del procesador DSP y la señal de tempe-

ratura. Al monitorear el cambio de fase en función de la temperatura de la película, se descubre que el enfoque conduce a mediciones de temperatura muy sensibles, en comparación de otros enfoques [20].

Otro ejemplo de aplicación es en el campo de la medicina para el monitoreo continuo no invasivo de la glucosa en sangre y en la producción de fármacos. La glucosa es el monosacárido más disponible en la naturaleza. Es ampliamente utilizado en la producción de fármacos y como producto base para la síntesis de otras sustancias importantes, como el ácido ascórbico y el sorbitol. Su pureza es extremadamente importante para estos usos, por lo que generalmente se produce a través de la hidrólisis de la sacarosa. En este caso, viene junto con la fructosa, y esto puede complicar el proceso de cristalización en su separación. Se sabe que la cristalización de la glucosa se produce muy lentamente, y este crecimiento es aún menor cuando hay otros azúcares presentes. En comparación con la sacarosa, sólo hay unos pocos estudios sobre la cristalización de la glucosa monohidratada, y casi nada se sabe sobre la cristalización de la glucosa anhidra [21].

Hay literalmente millones de personas en el mundo de hoy que son diabéticas. Una técnica para el monitoreo *in vivo* del azúcar en la sangre (d-glucosa C<sub>6</sub>H<sub>12</sub>O<sub>2</sub>) sería de gran valor para estas personas y es un tema de interés para la investigación actual [22-23]. Como señalan, la gran mayoría de los sensores de glucosa desarrollados hasta ahora funcionan explotando la reacción:



Esta reacción puede controlarse midiendo la formación de ácido glucónico o peróxido de hidrógeno. Sin embargo, como señalan, se necesita más trabajo para implementar estos dispositivos [24]. De manera explícita, dicen que otros enfoques que no sean el sensor de la glucosa oxidasa pueden valer la pena. Un método alternativo para medir la concentración es por medio de un sensor óptico como es mencionado en el artículo “Sobral et al” [11]. En este trabajo consistió en determinar la concentración de componente individual de una solución ternaria mediante el uso de sus curvas de dispersión. En particular, el sistema D-glucosa + etanol + agua, la cual se investigó con un dispositivo de refractómetro espectroscópico. Donde la evaluación del índice de refracción diferencial y las curvas de dispersión de las soluciones binarias de D-glucosa y etanol, se propuso una expresión simple para obtener  $n$  para las soluciones ternarias. Posteriormente, las concentraciones de los constituyentes de cualquier solución se pueden estimar utilizando el método propuesto. Este método se puede extrapolar para utilizarlo en un sistema a base de la resonancia de plasmones de superficie. Un ejemplo de dicho sistema es descrito en el artículo “Li et al” [25], donde se propone un nuevo sensor de resonancia de plasmón de superficie (SPR), unido al polímero de borato a través de un método de capa por capa para la determinación de la concentración de glucosa.

En este trabajo se tiene el interés en desarrollar dos plataformas plasmónicas de sentido que puedan realizar mediciones en tiempo real, de varios parámetros físicos tales

como la temperatura de capas líquidas y concentraciones de glucosa. Usando el principio de resonancia del plasmón polaritón de superficie a una longitud de onda única. Adicionalmente, se quiere explorar la técnica de espectroscopía del ángulo crítico para ver su potencial con la técnica de plasmones.

## **1.1. Organización de la tesis**

En el capítulo II se habla de los fundamentos teóricos de los plasmones polaritones de superficie y las ecuaciones que rigen sobre ellos; así mismo la manera de excitar dichos plasmones, por medio de un dispositivo de reflexión total atenuada. También se presentan el modelo termo-óptico del agua y la velocidad de enfriamiento de Newton que nos permitirá hacer el ajuste numérico para un tiempo real. Finalmente, se describe el índice de refracción en soluciones líquidas.

En el capítulo III se describe la metodología para este trabajo. Se presentan los arreglos experimentales para los sensores de temperatura y glucosa, además se describe el arreglo experimental de la espectroscopía basado en reflectometría de ángulo crítico por SPR. Asimismo, se describen los procedimientos detallados, que se llevaron a cabo en el proceso de la experimentación realizada.

En el capítulo IV se muestran los resultados obtenidos del sensor de la temperatura. Se presenta el ajuste correspondiente de los datos experimentales y la relación que existe, entre la reflectividad y la temperatura dependiente del tiempo. Asimismo, se muestran

los resultados del sensor de la glucosa con su respectivo ajuste. Se presenta la relación entre la reflectividad y la concentración de la glucosa. Finalmente se presenta los resultados correspondientes obtenidos por espectroscopía de luz blanca por SPR.

Finalmente, en el capítulo V se presentan las conclusiones principales de esta tesis.

## 2. Fundamentos Teóricos

Los plasmones polaritones de superficie (SPP, por sus siglas en inglés) son excitaciones electromagnéticas acopladas a la oscilación de plasma de electrones, que tienen la propiedad única de propagarse a lo largo de una interface metal-dieléctrica como ondas de interfase bidimensional. Por su naturaleza electromagnética, los SPP pueden presentar fenómenos como la reflexión, difracción e interferencia [26]. Debido a su carácter bidimensional y capacidad de almacenar luz en espacios reducidos, los SPP son firmes candidatos a desempeñar una función clave en futuros dispositivos ópticos [27, 28]. Éstas ofrecen nuevas perspectivas tecnológicas en diversas ramas. Las distintas condiciones de la resonancia asociadas a la excitación del SPP ha encontrado el uso en varios sensores. Los sensores basados en la resonancia del SPR (SPR por sus siglas en inglés) se han estudiado ampliamente en las últimas décadas debido a su alta sensibilidad a los cambios en las propiedades ópticas de los materiales circundantes [29, 30]. Por ejemplo, en el uso en biosensores [31], sensores químicos, de detección de toxicidad [32]b, etc. Con el mínimo local en las curvas de reflectividad puede ser indicador de los cambios ambientales [33]. Al ser considerada como una regla general para la mayoría de los sensores físicos, la temperatura tiene un impacto pronunciado en el rendimiento de los sensores SPR. El gran tamaño físico y la masa térmica significativa de la mayoría de los instrumentos SPR comerciales hacen que las observaciones experimentales sean un tema exigente, donde parece muy difícil identificar completamente el origen de los efectos de la temperatura [34]. La dependencia de la tempera-

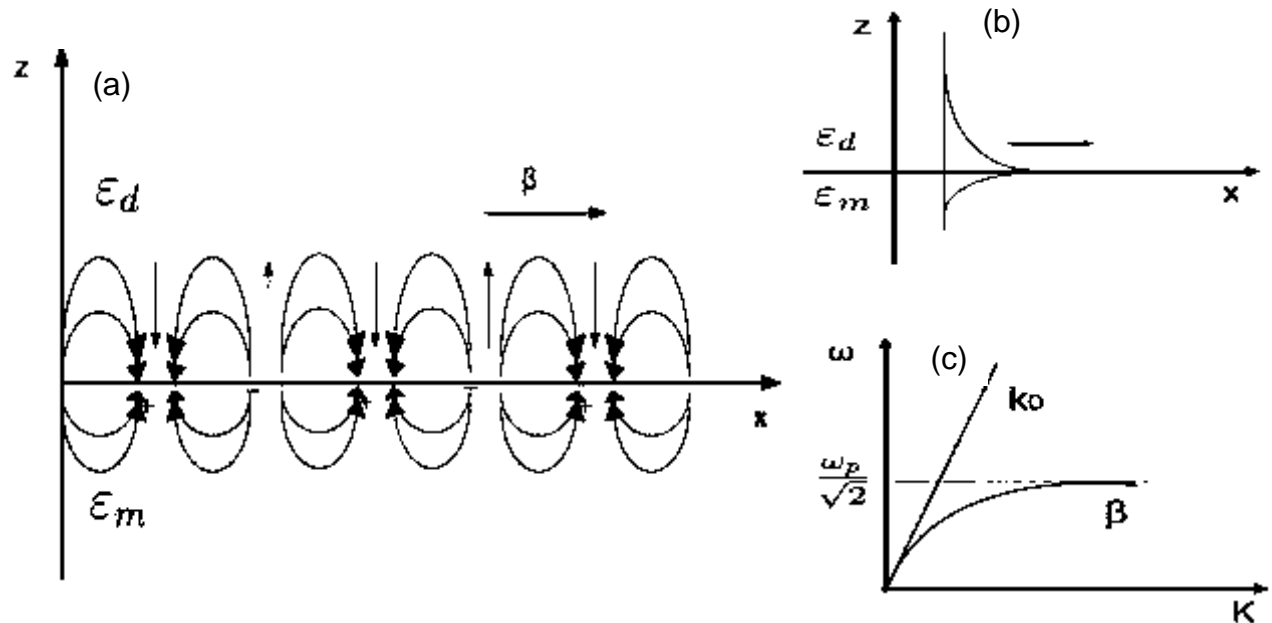
tura de los SPP no se ha estudiado detalladamente hasta la fecha porque, un amplio intervalo de temperatura requiere el uso de materiales con alta estabilidad [35].

## 2.1. Plasmones polaritones de superficie

Una observación importante que debe hacerse antes de la descripción de la naturaleza de los SPP, es considerar los electrones del material anfitrión, un conductor. Hasta cierto punto, se considera que los electrones de conducción son capaces de moverse libremente dentro del material [36]. En el caso de la influencia local en los electrones, se están creando oscilaciones longitudinales de los electrones; es decir, oscilaciones de plasma [37]. Un SPP es un cuanto de energía de la oscilación del plasma que tiene asociado una onda longitudinal, la cual viaja a lo largo de la superficie del material conductor [33-34, 38-39]. Dicha onda asociada se propaga debido al movimiento colectivo de un gran número de electrones excitados que forman el gas electrónico del conductor. Estos modos electromagnéticos están supeditados a la existencia de materia; es decir no se propagan en el espacio libre como la radiación electromagnética clásica [40].

Eligiendo un sistema físico de referencia, estos se pueden describir como un movimiento longitudinal oscilatorio de los electrones en la dirección  $x$  con una relación  $\vec{\beta}$ , llamado vector de propagación como se muestra en la Figura 4 (a). Un campo evanescente es producido por los electrones en la dirección  $z$ , cuyas densidades de carga de superficie alterna aumentan el campo. La distribución del campo evanescente en la frontera se muestra en la Figura 45 (b). Sólo las oscilaciones de la superficie con polarización  $p$

desde el campo asociado  $E_x$  son continuos en la frontera y, por lo tanto, no producen carga superficial.



**Fig. 4.** (a) Fluctuaciones de carga longitudinales causadas por excitaciones colectivas de electrones en la interfase entre dos medios semi-infinitos de metal y dieléctrico. (b) Los campos evanescentes constituidos por los SPPs de propagación decaen exponencialmente en ambos medios. (c) la línea de dispersión no interseca con la curva de los SPPs.

Es una idea natural acoplar los SPP con ondas de luz, debido a que la línea de dispersión de la luz en el vacío ( $k_0$ ) está cerca de la curva de la de los SPP ( $\beta$ ), [ver Figura. 4 (c)]. En el caso de acoplamiento entre las oscilaciones de plasma de la superficie y los fotones, esta excitación resonante producirá un polaritón de plasmón de superficie. Por lo tanto, un polaritón refleja una naturaleza híbrida; es decir, una constitución de la luz y los plasmones de superficie.

## 2.2. Características del plasmón polaritón de superficie

Un SPP puede ser representado como:

$$E(x, z) = E_0 e^{i\vec{\beta} \cdot \vec{x}} e^{-\sqrt{\beta^2 - \hat{k}^2} z}, \quad (1)$$

donde  $E_0$  es la amplitud del SPP.  $E(x, z)$  representa un plasmón polaritón de superficie que se propaga a lo largo del eje  $x$  y que decae exponencialmente en el eje  $z$ .  $\beta$  es el vector de propagación del SPP [33, 38, 41].

La relación de dispersión del SPP puede derivarse mediante el uso de las ecuaciones de Maxwell y las condiciones de frontera [42], dando como resultado la expresión:

$$\beta = \frac{k_0}{2\pi} \sqrt{\frac{\varepsilon_m \varepsilon_d}{\varepsilon_m + \varepsilon_d}}. \quad (2)$$

donde  $\varepsilon_m$  es la permitividad del metal y  $\varepsilon_d$  es la permitividad del dieléctrico.

Las características importantes de los SPPs son: la longitud de onda  $\lambda_{SPP}$  y la longitud de propagación [43]. Además, la relación de dispersión es una función compleja con  $\beta = \beta' + i\beta''$ . Por lo tanto,  $\beta'$  el vector de onda, que está relacionado con la longitud de onda SPP como:

$$\lambda_{SPP} = \frac{2\pi}{\beta'}, \quad (3)$$

y  $\beta''$  es el término de amplitud de amortiguación. La longitud de propagación, es decir, la distancia a la cual la intensidad de SPP está en  $\frac{1}{e}$  de sus valores iniciales es:

$$L_{SPP} = \frac{1}{2\beta''}. \quad (4)$$

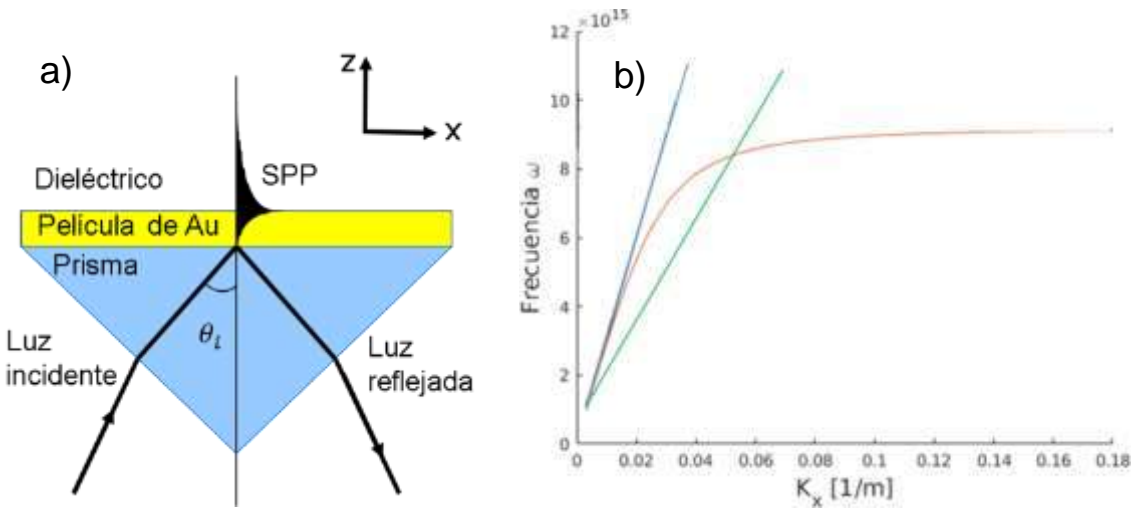
### 2.3. Excitación de los plasmones polaritones de superficie

Dado que las líneas de dispersión de la Figura 4 (c) no se intersecan, la excitación de luz-SPP en una interfase plana ideal, no se puede alcanzar sin un acoplador, ya que el número de onda del SPP es mayor que el de la iluminación de luz, excepto en el caso de defectos de superficie. El acoplamiento de fotones en SPP puede lograrse mediante el uso de un acoplador de rejilla [44], o por medio de dispositivos de reflexión total atenuada (ATR, por sus siglas en inglés) tales como: configuraciones de Otto y Kretschmann [22].

Usando la configuración de Kretschmann [ver Figura 5 (a)] donde la idea principal es mejorar el vector de onda de la luz aplicada, a través de la dispersión del prisma, para acoplarse con el SPP. La Figura 5 (b), muestra la línea de dispersión del prisma (línea verde) que se cruza con la del SPP (línea roja). La propagación del plasmón de superficie es a lo largo de la dirección  $x$ , el acoplamiento requiere que la componente  $x$  del vector de onda de la luz aplicada coincida con el vector de onda del plasmón de superficie. Esto implica que, dentro de una amplia gama de frecuencias, la excitación SPP siempre es posible y su eficiencia depende del ángulo incidente de la luz aplicada.

La reflectividad medida desde el prisma de Kretschmann puede dar una indicación de la extensión de la excitación SPP. Esto se debe al hecho de que los SPP que se excitan en la película delgada tienen la posibilidad de descomponerse en el prisma, a me-

nudo denominado campo esparcido hacia atrás (retroesparcimiento) o amortiguamiento de la radiación [45]. La luz reflejada en la interfase prisma-metal sufre un cambio de fase de 180°, interfiriendo así destructivamente con el campo retroesparcido. El resultado neto es una reducción de la reflectividad, generalmente denominada ATR.



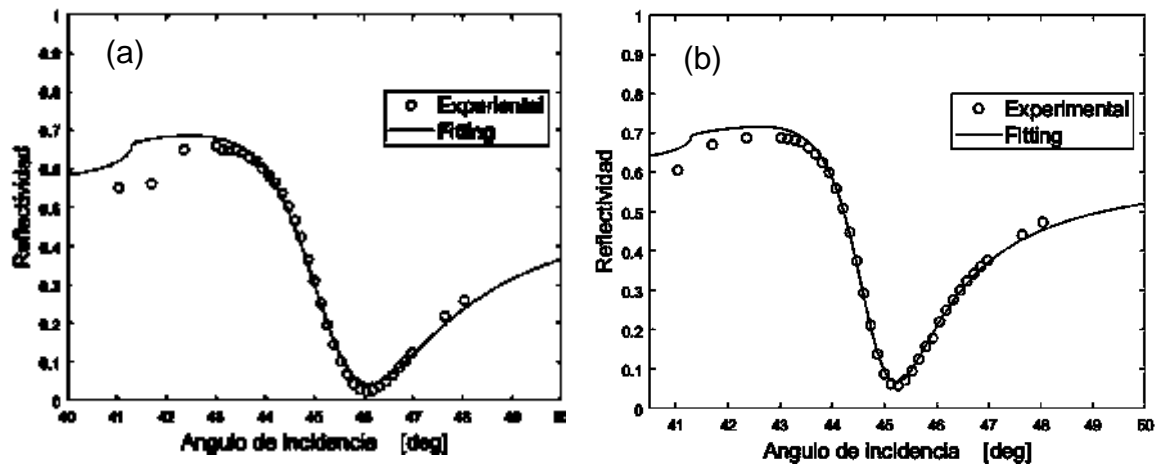
**Fig. 5.** El acoplamiento de la luz con los SPPs se puede lograr utilizando el esquema de acoplamiento de Kretschmann (a), que es un prisma con el recubrimiento de película metálica de oro. (b) La línea de luz de dispersión dentro del prisma (línea verde) se cruza con la del plasmón polaritón de superficie (línea roja) a diferencia de la línea de luz de dispersión en el vacío (línea azul).

Una descripción cuantitativa de la reflectividad viene dada por las ecuaciones de Fresnel para un sistema de tres capas, prisma(p)-metal(m)-aire, descrita por la siguiente ecuación [41]:

$$R = \left| \frac{r_{p,m} + r_{m,d} e^{i2k_z d}}{1 + r_{p,m} r_{m,d} e^{i2k_z d}} \right|^2, \quad (5)$$

donde  $r_{p,m}$  y  $r_{m,d}$  son los coeficientes de Fresnel de la interfase prisma-metal y metal-dieléctrico respectivamente. Para un sistema de tres capas, dado un cierto ángulo de incidencia produce un mínimo en la reflectividad. La Figura 6 ilustra una medición de

ATR realizada, a partir de una película de oro, que muestra este comportamiento. Por lo tanto, el ángulo de la eficiencia de excitación máxima se encuentra al monitorear la reflectividad de la muestra.



**Fig. 6.** Reflectividades medidas para una película de oro de 50 nm de espesor (a) a una longitud de onda de 633 nm y (b) a una longitud de onda de 594 nm, con sus respectivas curvas de ajuste basada en la ecuación (5).

Para un cierto valor del espesor es posible tener una reflectividad cero o un ATR total. Este es el caso de la plata y el oro, con espesores de aproximadamente 45 nm y 53 nm respectivamente. La longitud de propagación en este caso es la mitad que la de una capa metálica de espesor semi-infinito expuesta en la ecuación (4). Por lo tanto, para aumentar experimentalmente la longitud de propagación, el grosor debe ser mayor, ya que una capa muy gruesa disminuirá significativamente la eficiencia de excitación. Siendo esto que el proceso de optimización de estos parámetros es un área de constante desarrollo [40-41].

## 2.4. Reflectividad con polarización transversal magnética

Asumiendo una geometría como se muestra en la Figura 7, en la cual un haz plano monocromático oblicuo se propaga paralelamente al plano de incidencia  $xz$ , incide la frontera prisma metal a un ángulo  $\theta_i$ , se refleja y se transmite a ángulos  $\theta_r$  y  $\theta_t$  respectivamente. La onda incide con un ángulo  $\theta_t$  en la segunda interfase metal-dieléctrico, ésta se refleja y se transmite formando ángulos  $\theta_{rt}$  y  $\theta_l$ , respecto a la normal de la segunda frontera [46-49].

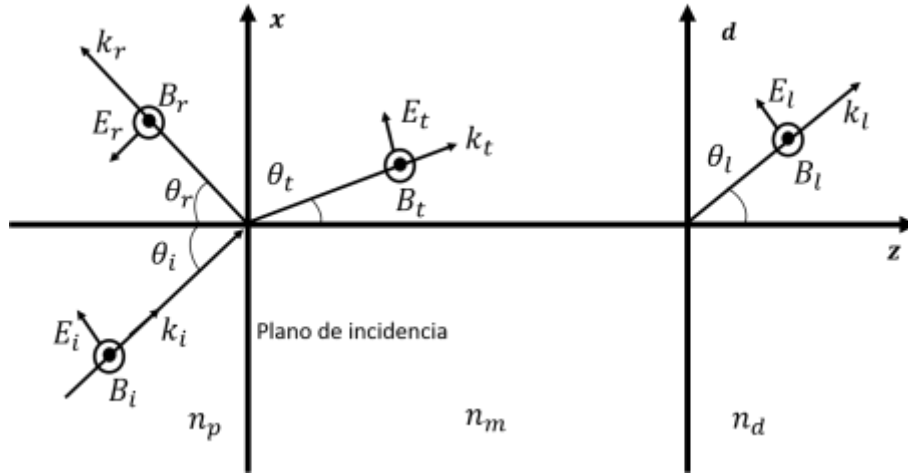


Fig. 7. Incidencia oblicua para el cálculo de  $r_{p,m}$  y  $r_{m,d}$ .

Usando las ecuaciones de Maxwell con apropiadas condiciones de frontera para encontrar los coeficientes de reflexión para cada interfase.

Para la interfase prisma-metal en  $z = 0$ , los campo incidente, reflejado y transmitido son:

$$\begin{aligned} \vec{E}_i &= \vec{E}_{0i} e^{i(\vec{k}_i \cdot \vec{r} - \omega t)}, & \vec{B}_i &= \frac{1}{v_1} (\hat{k}_i \times \vec{E}_i), \\ \vec{E}_r &= \vec{E}_{0r} e^{i(\vec{k}_r \cdot \vec{r} - \omega t)}, & \vec{B}_r &= \frac{1}{v_1} (\hat{k}_r \times \vec{E}_r), \end{aligned} \quad (6)$$

$$\vec{E}_t = \vec{E}_{0t} e^{i(\vec{k}_t \cdot \vec{r} - \omega t)}, \quad \vec{B}_t = \frac{k_t}{\omega} (\hat{k}_t \times \vec{E}_t).$$

Sin embargo, la onda al interior del metal es evanescente, es decir que se tiene:

$$\vec{k}_t \cdot \vec{r} = k_{tx}x + k_t \sqrt{1 - \sin^2 \theta_t} z, \quad (7b)$$

$$= k_{tx}x + i\sqrt{k_x^2 - k_t^2} z, \quad (7b)$$

$$= k_{tx}x + i\alpha_1 z, \quad (7c)$$

donde  $\alpha_1 = \sqrt{k_x^2 - k_t^2}$ , es decir que

$$\vec{E}_t = \vec{E}_{0t} e^{i(\vec{k}_t \cdot \vec{r} - \omega t)} \rightarrow \vec{E}_t = \vec{E}_{0t} e^{-\alpha_1 z} e^{i(k_{tx}x - \omega t)}, \quad (8)$$

$$\vec{B}_t = \frac{k_t}{\omega} (\hat{k}_t \times \vec{E}_{0t}) \rightarrow \vec{B}_t = \frac{k_t}{\omega} (\vec{k}_l \times \vec{E}_t).$$

Usando las condiciones de frontera:

$$\varepsilon_p E_i^\perp = \varepsilon_m E_m^\perp, \quad B_i^\perp = B_m^\perp$$

y

$$\frac{1}{\mu_p} B_i^\parallel = \frac{1}{\mu_m} B_t^\parallel, \quad E_i^\parallel = E_t^\parallel. \quad (9)$$

Haciendo uso de  $\theta_i = \theta_r$  y la ley de Snell, entonces en la frontera  $z = 0$  se tendrá:

$$\varepsilon_p E_i^\perp = \varepsilon_m E_m^\perp \rightarrow \varepsilon_p (E_{0i} - E_{0r}) \sin \theta_i = \varepsilon_m E_{0t} \sin \theta_r, \quad (10)$$

$$E_i^\parallel = E_t^\parallel \rightarrow (E_{0i} + E_{0r}) \cos \theta_i = E_{0t} \cos \theta_t, \quad (11)$$

y

$$\frac{1}{\mu_p} B_i^\parallel = \frac{1}{\mu_m} B_t^\parallel \rightarrow \frac{1}{\mu_p v_n} (E_{0i} - E_{0r}) = \frac{k_t}{\mu_m \omega} E_{0t}. \quad (12)$$

Para  $B_i^\perp = B_m^\perp$ , no son consideradas puesto que no hay campo magnético en dirección

z. Ahora si  $\alpha = \frac{\varepsilon_p \sin \theta_r}{\varepsilon_m \sin \theta_i}$  y  $\gamma = \frac{\cos \theta_t}{\cos \theta_i}$ , entonces podemos reescribir las ecuaciones (10) y

(11) como:

$$(E_{0i} - E_{0r}) = \alpha E_{0t} \quad (13)$$

y

$$(E_{0i} + E_{0r}) = \gamma E_{0t}. \quad (14)$$

Combinando las ecuaciones (13) y (14) se tiene la siguiente expresión:

$$E_{0r} = \frac{(\gamma - \alpha)}{(\gamma + \alpha)} E_{0i}. \quad (15)$$

Por lo tanto, la amplitud del coeficiente de reflectividad en la interfase prisma-metal  $r_{p,m}$

es:

$$r_{p,m} = \frac{E_{0r}}{E_{0i}} = \frac{(\gamma - \alpha)}{(\gamma + \alpha)}. \quad (16)$$

Teniendo en cuenta la ley de Snell  $k_{ix} = k_x = k_0 n_p \sin \theta_i = k_t \sin \theta_t$  y teniendo en cuenta

que el régimen del espectro visible se tiene que  $\mu_p \approx \mu_0$  y  $\mu_m \approx \mu_0$  entonces:

$$r_{p,m} = \frac{\varepsilon_p \sqrt{k_0^2 \varepsilon_m - k_x^2} - \varepsilon_m \sqrt{k_0^2 \varepsilon_p - k_x^2}}{\varepsilon_p \sqrt{k_0^2 \varepsilon_m - k_x^2} + \varepsilon_m \sqrt{k_0^2 \varepsilon_p - k_x^2}}. \quad (17)$$

Ahora para la interfase metal-dieléctrico en  $z = d$ , los campos incidente, reflejado y transmitido son:

$$\begin{aligned} \vec{E}_{it} &= \vec{E}_{0t} e^{i(\vec{k}_t \cdot \vec{r} - \omega t)}, & \vec{B}_{it} &= \frac{k_t}{\omega} (\vec{k}_t \times E_{it}), \\ E_{tr} &= \vec{E}_{0tr} e^{i(\vec{k}_{tr} \cdot \vec{r} - \omega t)} & \vec{B}_{tr} &= \frac{k_{tr}}{\omega} (\vec{k}_{tr} \times E_r), \end{aligned} \quad (18)$$

$$\vec{E}_l = \vec{E}_{0l} e^{i(\vec{k}_l \cdot \vec{r} - \omega t)} \quad \text{y} \quad \vec{B}_l = \frac{k_l}{\omega} (\vec{k}_l \times \vec{E}_l).$$

Ahora el campo  $B_l$  también existe la onda evanescente, de manera que tenemos:

$$\vec{E}_l = \vec{E}_{0l} e^{i(\vec{k}_l \cdot \vec{r} - \omega t)} \rightarrow \vec{E}_l = \vec{E}_{0l} e^{-\alpha_2(\vec{k}_l \cdot \vec{r} - \omega t)} \quad (19)$$

y

$$\vec{B}_l = \frac{k_l}{\omega} (\vec{k}_l \times \vec{E}_l) \rightarrow \vec{B}_l = \frac{k_l}{\omega} (\vec{k}_l \times \vec{E}_l). \quad (20)$$

donde  $\alpha_2$  es la atenuación sufrida por la onda en la segunda interfase. Ahora con las condiciones de frontera en  $z = 0$  se tiene lo siguiente:

$$\varepsilon_m E_{it}^\perp = \varepsilon_d E_l^\perp \rightarrow \varepsilon_m (E_{0t} - E_{0tr}) \sin \theta_t = \varepsilon_d E_{0t} \sin \theta_l, \quad (21)$$

$$E_{it}^\parallel = E_t^\parallel \rightarrow (E_{0i} + E_{0tr}) \cos \theta_t = E_{0l} \cos \theta_l \quad (22)$$

y

$$\frac{1}{\mu_m} B_{it}^\parallel = \frac{1}{\mu_d} B_l^\parallel \rightarrow \frac{k_t}{\mu_m \omega} (E_{0t} - E_{0tr}) = \frac{1}{\mu_d v_d} E_{0t}. \quad (23)$$

Llamando  $\alpha' = \frac{\varepsilon_d \sin \theta_l}{\varepsilon_m \cos \theta_t}$  y  $\gamma' = \frac{\cos \theta_l}{\cos \theta_t}$  por lo que las ecuaciones (21) y (22) se convierten

en:

$$(E_{0t} - E_{0tr}) = \alpha' E_{0t} \quad (24)$$

y

$$(E_{0i} + E_{0tr}) = \gamma' E_{0l}. \quad (25)$$

Combinando las ecuaciones (24) y (25) se tiene la siguiente expresión:

$$E_{0tr} = \frac{(\gamma' - \alpha')}{(\gamma' + \alpha')} E_{0t}. \quad (26)$$

Por lo que la amplitud del coeficiente de reflectividad en la interfase metal  $r_{m,d}$  está dada por:

$$r_{m,d} = \frac{E_{otr}}{E_{ot}} = \frac{(\gamma' - \alpha')}{(\gamma' + \alpha')} \quad (27)$$

Tomando en cuenta que  $k_x = k_0 n_p \sin \theta_i = k_t \sin \theta_t$  pero  $k_t \sin \theta_t = k_l \sin \theta_l$ , luego  $k_x = k_l \sin \theta_l$  entonces se tiene:

$$r_{p,m} = \frac{\varepsilon_m \sqrt{k_0^2 \varepsilon_d - k_x^2} - \varepsilon_d \sqrt{k_0^2 \varepsilon_m - k_x^2}}{\varepsilon_m \sqrt{k_0^2 \varepsilon_d - k_x^2} + \varepsilon_d \sqrt{k_0^2 \varepsilon_m - k_x^2}} \quad (28)$$

Donde las ecuaciones (17) y (28) son utilizadas en la ecuación (5) para calcular la amplitud total teórica del coeficiente de reflexión  $r$ , que a su vez permite obtener la reflectividad total teórica (R) del sistema prisma-metal-dieléctrico.

## 2.5. Modelo Termo-Óptico del agua

Los materiales ópticos son la columna vertebral de la tecnología moderna y sofisticada. El índice de refracción es un parámetro fundamental de cualquier material óptico para dispositivos opto electrónicos y fotónicos que utilizan luz [50].

El índice de refracción no es un parámetro constante, ya que este depende de la temperatura, la presión y la longitud de onda de la luz transmitida, esto ha sido reconocido en el último siglo para caracterizar los dispositivos/sistemas ópticos. Además, los líquidos ópticos tienen una importancia inmensa en el campo de la biotecnología, medicina, física química, biofísica, bioingeniería humana, etc. [51-53].

El agua es el líquido más importante del organismo humano, es el componente principal del fluido intersticial, plasma de la sangre, fluido intercelular, etc. El conocimiento de

las propiedades ópticas del agua es muy importante para la solución de problemas de la óptica biomédica. En particular, la dependencia de la longitud de onda del índice de refracción determina la dependencia espectral del índice de refracción del fluido intersticial del tejido que a su vez define la dependencia de la longitud de onda de las propiedades de dispersión de los tejidos [54].

La dependencia de la longitud de onda del índice de refracción del agua se presenta en la literatura [55]. La dependencia de la longitud de onda del agua en rangos espectrales visibles e infrarrojos cercanos se ha presentado como en la ecuación (29), donde  $\lambda$  es la longitud de onda, en unidades de nm. En los rangos espectrales de UV cercano y visible, la dependencia de la longitud de onda del índice de refracción del agua se ha obtenido para temperaturas de 20 °C. Al mismo tiempo, la temperatura del fluido intersticial es de aproximadamente 37 °C,

$$n(\lambda) = 1.3199 + \frac{6878}{\lambda^2} - \frac{1.132 \times 10^9}{\lambda^4} + \frac{1.11 \times 10^{14}}{\lambda^6}. \quad (29)$$

Teniendo en cuenta la dependencia de la temperatura del índice de refracción del agua es muy importante para la óptica biomédica. La aproximación se obtiene utilizando la fórmula de Cauchy con coeficientes dependientes de la temperatura obteniendo la siguiente ecuación:

$$n(\lambda, T) = A(T) + \frac{B(T)}{\lambda^2} + \frac{C(T)}{\lambda^4} + \frac{D(T)}{\lambda^6}, \quad (30)$$

donde  $\lambda$  es la longitud de onda en nm y  $A(T), B(T), C(T), D(T)$  son los coeficientes de Cauchy presentados en función de la temperatura [53-54]; T es la temperatura medidos en °C, donde los coeficientes son escritos como:

$$A(T) = 1.3208 - 1.2325 \times 10^{-5}T - 1.8674 \times 10^{-6}T^2 + 5.0233 \times 10^{-9}T^3, \quad (31a)$$

$$B(T) = 5208.2413 - 0.5179T - 2.284 \times 10^{-2}T^2 + 6.9608 \times 10^{-5}T^3, \quad (31b)$$

$$C(T) = -2.5551 \times 10^8 - 1.834.336T - 917.2319T^2 + 2.7729T^3 \quad (31c)$$

y

$$D(T) = 9.3495 + 1.7855 \times 10^{-3}T + 3.6733 \times 10^{-5}T^2 - 1.2932 \times 10^{-7}T^3. \quad (31d)$$

## 2.6. Modelo de enfriamiento de Newton

Cuando un cuerpo se enfría en un medio a temperatura constante e inferior, el proceso térmico que se da es complejo y la pérdida de energía que origina el enfriamiento es una difícil superposición de fenómenos de radiación, convección y conducción [56].

En cualquier caso, tal proceso de enfriamiento se produce debido a una transferencia energética del cuerpo al ambiente originada por la diferencia de temperaturas entre ambos y cuya velocidad depende del gradiente de temperatura entre el cuerpo y el ambiente. Esto fue estudiado por Newton y se conoce en la literatura como la ley del enfriamiento de Newton [57].

La expresión matemática de la velocidad de enfriamiento sería:

$$\Phi = -KA(T - T_a), \tag{32}$$

donde  $\Phi$  representa la variación de energía (calor  $Q$ ) con respecto al tiempo ( $dQ/dt$ );  $A$ , la superficie del cuerpo que se enfría;  $K$ , un coeficiente de proporcionalidad;  $T$ , la temperatura del cuerpo que se enfría y  $T_0$  la temperatura ambiente.

Sustituyendo  $Q = mc_e\Delta T$  en la ecuación (32), expresa la relación lineal entre la energía perdida (enfriamiento) o ganada (calentamiento) y la variación de temperatura experimentada por el sistema, podemos poner:

$$mc_e \frac{dT}{dt} = -KA(T - T_a), \tag{33}$$

donde  $m = \rho V$  es la masa del cuerpo ( $\rho$  es la densidad y  $V$  el volumen), y  $c_e$  es el calor específico.

Las condiciones de la transferencia de energía es un proceso fundamentalmente de conducción a través de un aislante y, en este caso la constante  $K$  debe incorporar un factor  $1/d$ , siendo  $d$  la anchura del calorífugo. El análisis dimensional del término  $(KA)/(dmc_e)$  que aparecería como nueva constante nos dice sus dimensiones son de  $s^{-1}$  si la constante  $K$  es de conducción térmica, lo que hace coherente dimensionalmente la ecuación siguiente:

$$\frac{dT}{(T-T_a)} = -\kappa dt, \quad (34)$$

donde  $\kappa = (KA)/(dmc_e)$ , esta es una sencilla ecuación diferencial cuya solución, si tomamos como condiciones iniciales para  $t = 0, T = T_0$  se obtiene lo siguiente:

$$T(t) = T_a + (T_0 - T_a)e^{-\kappa t}. \quad (35)$$

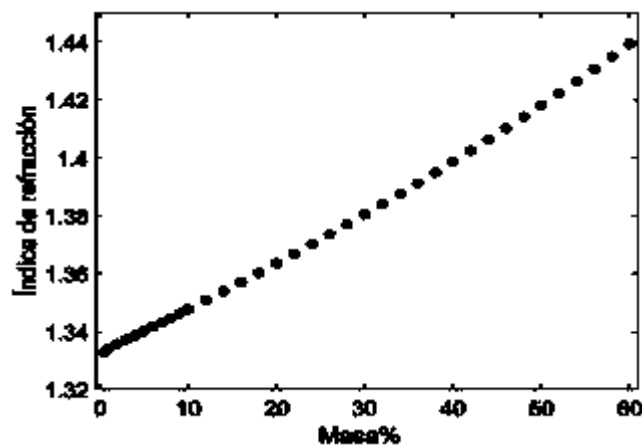
Es decir, una exponencial decreciente asintóticamente a la temperatura ambiente.

## 2.7. Índice de refracción de soluciones

La medición de la concentración en líquidos es importante en campos como el análisis y procesamiento químico en industrias alimentarias y cerveceras, la fabricación de semiconductores, la inspección de residuos y la medición de los efluentes de difusión de líquidos. Como tal, se han desarrollado una variedad de técnicas para medir la concentración y/o el índice de refracción. Tales técnicas son la de fluorescencia plana inducida por láser [58], un método invasivo de marcadores de calor, técnicas interferométricas [59] y un método ultrasónico de bucle de fase cerrada [60]. Los refractómetros se usan rutinariamente para evaluar el índice de refracción para determinar la concentración de una mezcla líquida [61]. Aún otras técnicas incluidas en la literatura para medir con precisión el índice de refracción de sólidos y gases incluyen el método de desviación mínima [9]. Todas estas técnicas presentan de uno o más de los siguientes inconvenientes: deben entrar en contacto con el líquido directamente; tienen una resolución

pobre, requieren componentes complicados y costosos, son físicamente grandes y difíciles de operar, o dependen de un aspecto visual subjetivo.

Si la relación entre concentración e índice de refracción ya se conoce, se puede determinar la concentración de la mezcla [62]. El índice de refracción de un líquido depende de su densidad [63] y la longitud de onda de la luz incidente. La medición de  $n$  proporciona una determinación simple de la concentración de soluto. Por ejemplo, en varios trabajos, la concentración de glucosa en el agua se ha obtenido a partir de las mediciones del índice de refracción de la solución [9,61-66]. En estos trabajos, incluso para valores de alta concentración, se ha observado una dependencia lineal del índice de refracción (ver Figura 8). La concentración de una muestra se puede obtener utilizando una calibración empírica de  $n$  vs concentración.



**Fig. 8.** Dependencia del índice de refracción vs. la concentración de D-glucosa en solución acuosa [58].

En este trabajo se utiliza el método SPR cuya técnica mide el cambio en el índice de refracción del líquido de prueba. Este método nos permite obtener la concentración de una solución líquida partiendo de una calibración previa.

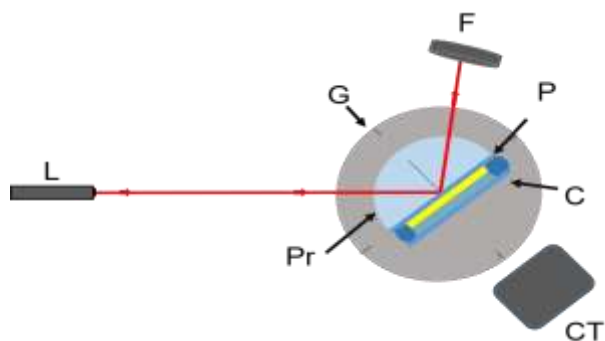
### 3. Metodología

La facilidad experimental del método de Kretschmann, respecto de la excitación por medio del método de Otto; radica sólo en la deposición del material intermedio en ambas configuraciones, ya que las propiedades físicas de los dieléctricos, imponen el uso de técnicas bastante sofisticadas y de alto presupuesto en el proceso de deposición, mientras que, los procedimientos de deposición de metales, han sido altamente desarrollados y son de bajo costo.

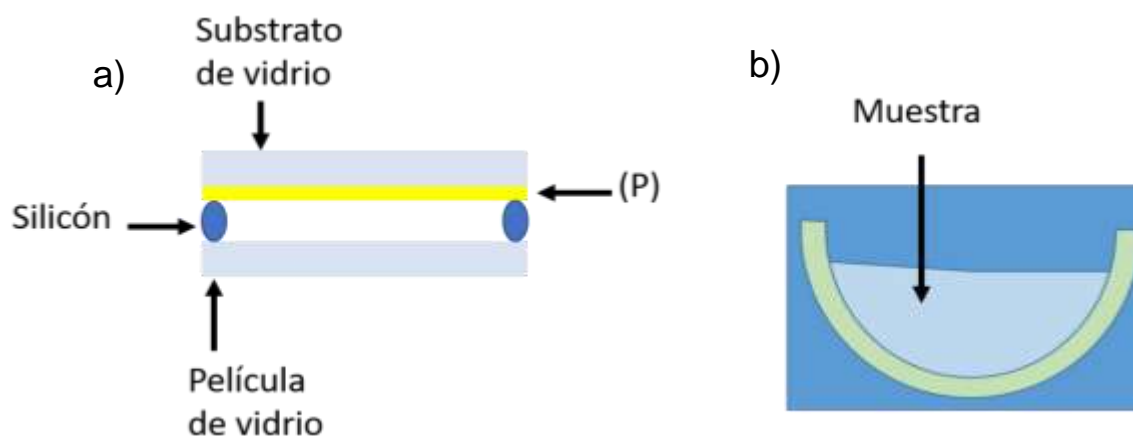
#### 3.1. Sensor de temperatura

El dispositivo utilizado consta en un sistema como se muestra en la Figura 9, cuyos componentes posee un prisma de vidrio (Pr) semicilíndrico BK7 con un índice de refracción de 1.487, en la base se ha depositado una película metálica de oro (P). El grosor y la función dieléctrica de la película de oro son desconocidos, las cuales serán un parámetro a obtener. Además, se utiliza un láser (L) con una longitud de onda de 800 nm. Cabe mencionar que la película metálica está en contacto con la celda (C), éste se sella usando silicón caliente tal como se muestra en la Figura 10.

- (L) Láser Ti-zafiro ~800 nm.
- (Pr) Prisma semicilíndrica  $n_{pr} = 1.487$ .
- (P) Película delgada de oro.
- (G) Goniómetro
- (C) Celda.
- (F) Fotodetector.
- (CT) Cámara termo-gráfica.



*Fig. 9. Esquema del montaje experimental del sensor de temperatura.*



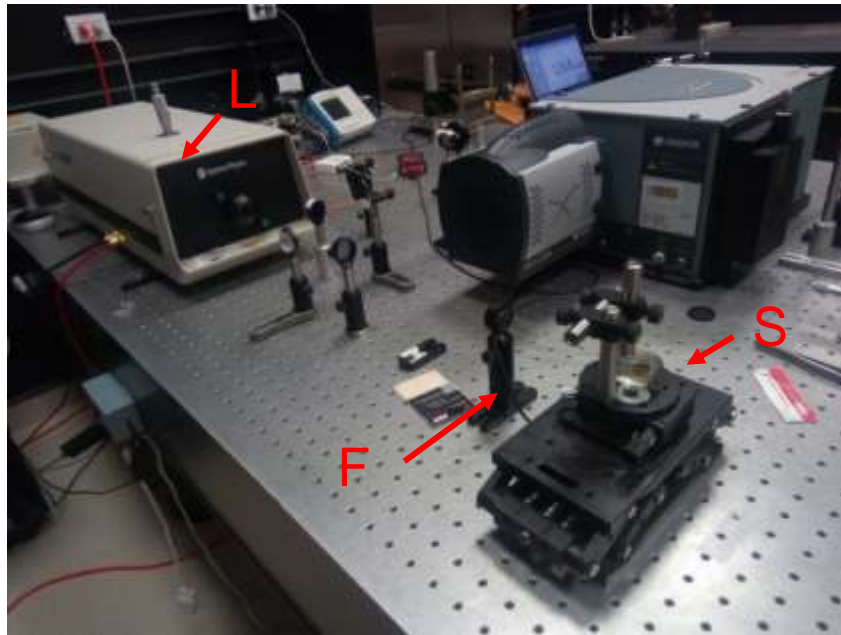
*Fig. 10. a) Vista superior de la celda. b) Vista frontal de la celda.*

### 3.1.1. Sistema de iluminación

Como sistema de iluminación se utilizó, un láser sintonizable de Titanio-Zafiro en iluminación directa. El láser tiene una polarización paralela con respecto al plano de incidencia. El haz proveniente del láser está a la altura del sistema prisma-oro-celda (S), como se muestra en la Figura 11. Las características técnicas de láser se presentan en la Tabla 1.

**Tabla 1.** Especificaciones técnicas del láser.

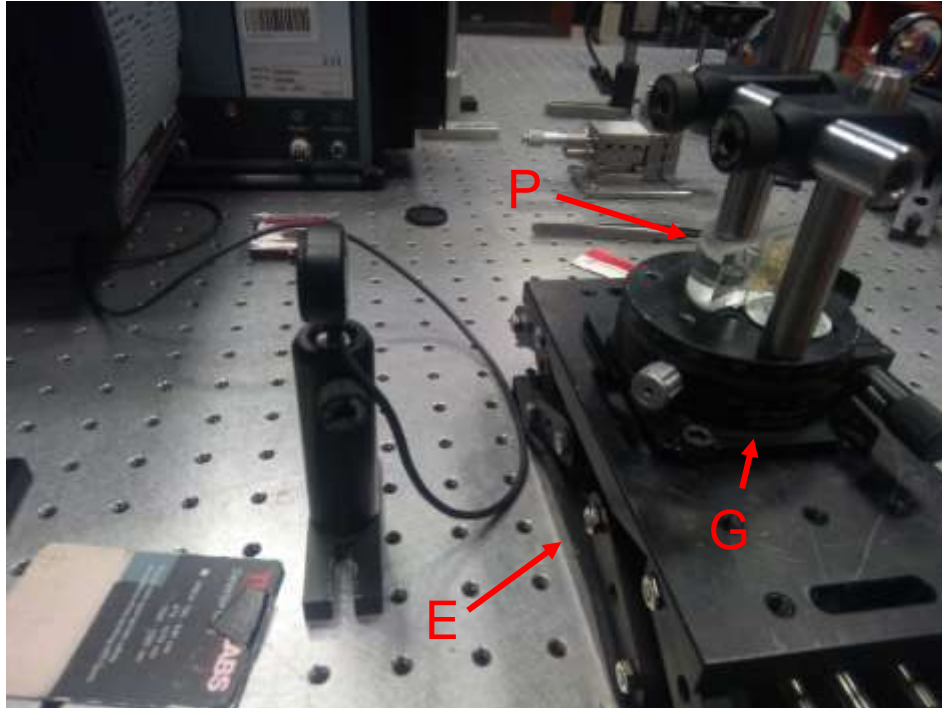
Láser Titanio Zafiro	
Modelo	Spectra-Physics 3900S
Dimensiones	65.1 x 24.1 x 20.6 cm
Peso	14.1 kg
Rango sintonizable	660-1050 nm



**Fig. 11.** Sistema de iluminación: laser (L), fotodetector (F), Sistema prisma-oro-celda (S).

### 3.1.2. Sistema de control

Debido a las exigencias espaciales de posicionamiento, el sistema prisma-oro-celda se ubicó sobre un goniómetro. Además, éste se encuentra montado sobre un elevador mecánico para ajuste de altura como se observa en la Figura 12. El elevador mecánico tiene los grados de libertad necesarios para ajustar que el haz incida perpendicularmente a la cara del prisma y centrada a la película de oro.



*Fig. 12. Sistema prisma-oro-celda (P), goniómetro (G), elevador mecánico (E).*

### **3.1.3. Sistema de Adquisición de datos**

Se utilizó como un sistema de adquisición, un montaje que consta de un sensor de potencia de fotodiodo (F) estándar modelo S121C Thorlabs, conectado a una interfaz USB compacta para mediciones de potencia modelo PM100USB. La salida del medidor de potencia es enviada al computador de adquisición, encargado de recoger un número determinado de muestras de potencia. De esta manera se puede recolectar datos a tiempo real con el computador. Las especificaciones tecnológicas del medidor de potencia se representan en la Tabla 2. El medidor de potencia es ajustado a la longitud de onda del láser del sistema de radiación, siguiendo las instrucciones del manual de funcionamiento.

**Tabla 2.** Especificaciones técnicas del medidor de potencia.

Medidor de potencia Thorlabs	
Modelo	S121C
Dimensiones	30.5 mm x 12.7 mm
Peso	0.07 kg
Rango de longitud	400-1100 nm
Rango de potencia óptica	500 nW-500 mW
Resolución	10 nW
Tiempo de respuesta	10 $\mu$ s

### 3.1.4. Método alternativo para medir la temperatura

Para el método alternativo para la medición de la temperatura, se usó una cámara termográfica. Esto nos permite para la validación de los datos obtenidos con el método SPR. La cámara termográfica, es alineada con la pared de la cámara, de tal modo que sólo tome lecturas de la zona de la cámara de muestra, tomando la temperatura a un determinado tiempo. Las especificaciones tecnológicas de la cámara termográfica se representan en la Tabla 3.

**Tabla 3.** Especificaciones técnicas de la cámara termográfica.

Cámara termográfica FLUKE	
Modelo	Ti-400
Dimensiones	27.7x12.2x16.7cm
Peso	1.04 kg
Rango de temperatura	-20 a 1200 °C
Sensibilidad térmica	$\leq 0.05$ a 30 °C de temperatura del blanco (50 mK)

### **3.1.5. Sistema de Procesamiento**

El sistema de procesamiento de datos consiste en dos códigos implementados en Matlab. El primer código que utiliza los datos de los desplazamientos angulares de la configuración prisma-oro-celda y los valores obtenidos con el medidor de potencia. Es decir, un código implementado para obtener la curva de la reflectividad en función del ángulo de incidencia. El segundo código que utiliza la composición de las ecuaciones (5), (7), (8) y (12), que nos permite obtener el ajuste de la reflectividad en función del tiempo.

### **3.1.6. Procedimiento**

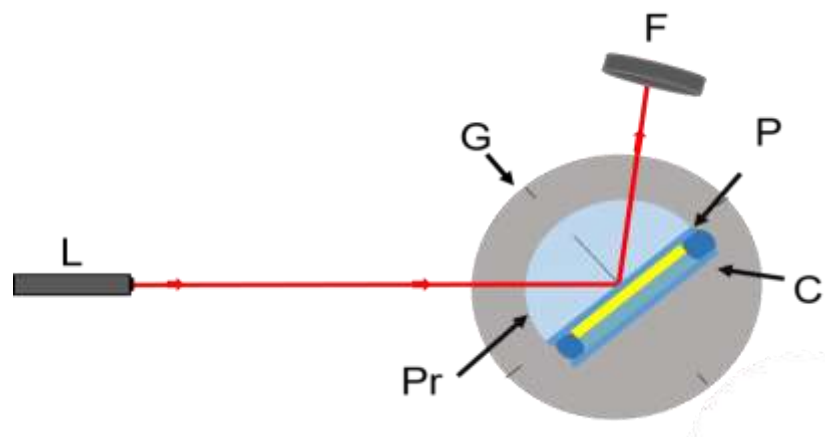
El primer paso en este proceso es caracterizar el SPR del sistema, mediante mediciones típicas de ATR con variaciones angulares para calibrar el dispositivo. Para este propósito, el dispositivo se calibra llenando la celda con agua desionizada a 25 °C, esto se logra con la ayuda de una jeringa. Es importante mencionar que este proceso sólo debe realizarse una vez, y no antes de cada medición. Una vez obtenido las curvas ATR se hace un ajuste numérico (fitting) con el propósito de obtener los parámetros ópticos de la película delgada, tales como el grosor y la función dieléctrica. Además de conocer la caída de la reflectancia y ubicar la intensidad máxima y mínima. Se elige un ángulo de incidencia fijo  $\theta_i$  cerca del ángulo de resonancia, preferiblemente en el punto medio entre los ángulos de reflectividad máxima y mínima. Una vez calibrado el sistema el siguiente paso es calentar el agua. Usando un matraz se calienta en una plancha térmica a una temperatura de 98°C. Luego con la ayuda de una jeringa, el agua se de-

posita en la celda y se dispone a medir la reflectividad y la temperatura a un tiempo de tres minutos usando el fotodetector y la cámara termográfica.

### 3.2. Sensor de Glucosa SPR

El sistema SPR es muy versátil por lo que se usó el arreglo mencionado anteriormente, que consiste en un sistema como se muestra en la Figura 13. Las componentes del sensor constan de un prisma de vidrio (Pr) semicilíndrico con un índice de refracción de 1.53, en la base se ha depositado una película de oro. El grosor y la función dieléctrica de dicha película, son parámetros desconocidos, las cuales serán un parámetro a obtener. Además, se utiliza un láser (L) con una longitud de onda de 633 nm. Cabe mencionar que la película metálica está en contacto directo con la celda (C), y este se sella usando silicón caliente tal como se muestra en la Figura 10.

- (L) Láser He-Ne ~633 nm.
- (Pr) Prisma semicilíndrico  $n_{pr} = 1.53$ .
- (P) Película delgada de oro.
- (C) Celda.
- Goniómetro.
- (F) Fotodetector.



**Fig. 13.** Esquema del montaje experimental para el sensor de glucosa.

### 3.2.1. Preparación de las soluciones

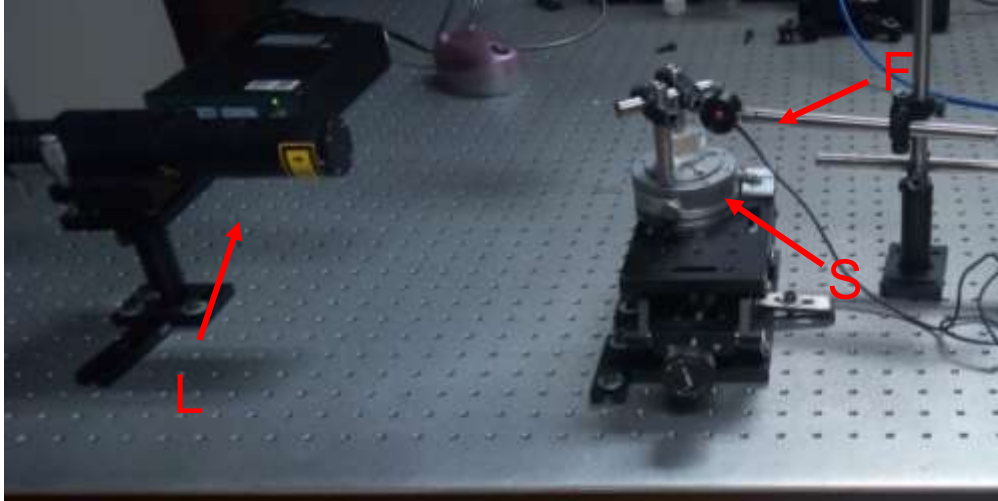
Una vez instalado el sistema, se procede a elaborar las concentraciones de glucosa. Ésta consiste en cinco distintas soluciones de glucosa (Difco Dextrose) con agua deionizada. Para obtener los pesos idóneos se utiliza una balanza analítica, luego se vierte en un matraz volumétrico y se agrega con la pisseta 48 ml de agua para después, con ayuda de una pipeta llegar cuidadosamente a los 50 ml y obtener finalmente la solución deseada.

### 3.2.2. Sistema de iluminación

Como sistema de iluminación se utilizó un láser He-Ne en iluminación directa (ver Figura 14). El láser tiene una polarización paralela con respecto al plano de incidencia. El haz proveniente del láser está a la altura de un sistema óptico de la configuración prisma-oro-celda. Las características técnicas de láser se muestra en la Tabla 4.

**Tabla 4.** Especificaciones técnicas del láser.

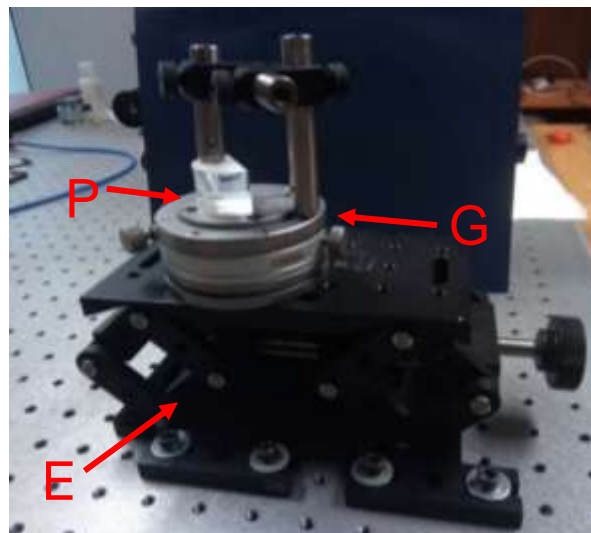
Laser He-Ne	
Modelo	Electro-Optics 32734
Dimensiones	45mm Diámetro X 381 mm
Rango de temperatura	15°C - 30°C
Potencia de salida	>1.5 mW



**Fig. 14.** Sistema de iluminación: laser (L), fotodetector (F), Sistema prisma-oro-celda (S).

### 3.2.3. Sistema de control

El sistema prisma-oro-celda se ubicó sobre un goniómetro, que se encuentra montado sobre un elevador mecánico con ajuste de altura como se observa en la Figura 15. El elevador mecánico tiene los grados de libertad necesarios para ajustar que el haz incida perpendicularmente a la cara del prisma y centrada a la película de oro.



**Fig. 15.** Sistema de control: prisma (P), goniómetro (G), elevador mecánico (E).

### 3.2.4. Sistema de Adquisición de datos

Como sistema de adquisición de datos se utilizó, un montaje que consta de un sensor de potencia de fotodiodo estándar modelo S20MM Thorlabs, conectado a una interfaz compacta para mediciones de voltaje modelo 34405A Agilent. La salida de potencia es mostrada en la pantalla del multímetro Agilent. Las especificaciones tecnológicas del medidor de potencia se representan en la Tabla 5. El medidor de potencia es ajustado a la longitud de onda del láser del sistema de radiación, siguiendo las instrucciones del manual de funcionamiento.

**Tabla 5.** Especificaciones técnicas del medidor de potencia.

Medidor de potencia Thorlabs	
Modelo	S20MM
Rango espectral	400-1000 nm
Rango de potencia	100nW-20 mW
Exactitud	±5% de lectura
Tiempo de respuesta	<0.5 s

### 3.2.5. Método alternativo para medir la glucosa

El método alternativo para la medición del índice de refracción de las concentraciones de glucosa se usó un refractómetro ABBE. Esto nos permite hacer la comparación de los datos obtenidos con el método SPR. Las especificaciones tecnológicas del refractómetro ABBE se representan en la Tabla 6.

**Tabla 6.** Especificaciones técnicas de la cámara termográfica.

Refractómetro ABBE	
Modelo	VE-2S

Dimensiones	330 x 180 x 380 mm
Peso	10 kg
Rango de medida	1.3000 a 1.7000
Precisión	$\leq \pm 0.0002$

### 3.2.6. Procedimiento

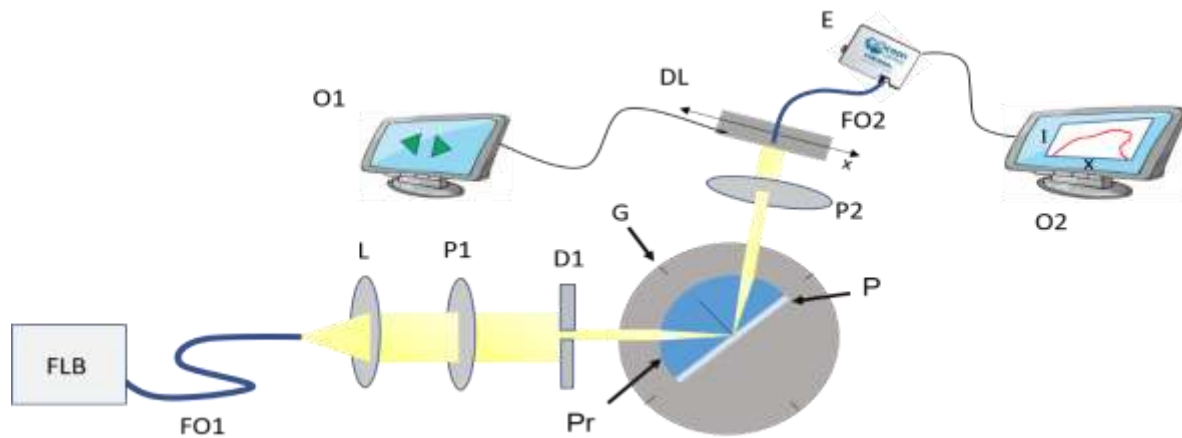
El primer paso en este proceso es caracterizar el SPR del sistema mediante mediciones típicas de ATR con variaciones angulares para calibrar el dispositivo. Para este propósito, el dispositivo se calibró obteniendo la curva SPR del agua a 22 °C. Es importante mencionar que este proceso sólo debe realizarse una vez, y no antes de cada medición de cada concentración de la glucosa. Una vez obtenido las curvas ATR se hace un ajuste numérico (fitting) con el propósito de obtener los parámetros ópticos de la película delgada, tales como el grosor y la función dieléctrica, además de conocer la caída de la reflectancia y obtener el índice de refracción. Con la ayuda de una jeringa se deposita la concentración preparada de la glucosa en la celda. Posteriormente se dispone a medir la reflectividad, esto se realiza para todas las concentraciones preparadas.

### 3.3. Método SPR con luz blanca

La Figura 16 muestra el esquema experimental del sistema SPR con fuente de luz blanca. Las componentes del sensor contienen un prisma (Pr) semicilíndrico con un índice de refracción de 1.53 y una película (P) de plata de 52.5 nm de espesor sobre un substrato de vidrio, estos elementos están sobre un goniómetro (G). Para la excitación

de los SPPs se empleó una lámpara de Deuterio-Halógeno (FLB DH2000 DUV, de Ocean Optics). Debido a que se requiere una polarización p y puesto que la luz de la fuente no está polarizada, la luz de la lámpara es dirigida por una fibra óptica (FO1) a un sistema que consta de una lente (L), un polarizador (P1) y un diafragma (D1) para colimar el haz de luz, para que posteriormente sea incidido sobre la cara plana del prisma semicilíndrico (ver Figura 17). El haz es reflejado en la interfase prisma-película-aire cerca del ángulo crítico. La luz reflejada por el prisma es recolectada por una segunda fibra óptica (FO2) que está conectada a un espectrómetro (USB4000-XR1-ES de Ocean Optics).

- (FLB) Fuente de luz blanca.
- (FO1) Fibra óptica 1.
- (FO2) Fibra óptica 2.
- (L) Lente de 8 cm de distancia focal.
- (D1) Diafragma
- (P1) Polarizador 1.
- (P2) Polarizador 2.
- (G) Goniómetro.
- (Pr) Prisma.
- (P) Película delgada de plata.
- (DL) Riel de desplazamiento.
- (E) Espectrómetro.
- (O1) Ordenador 1.
- (O2) Ordenador 2.

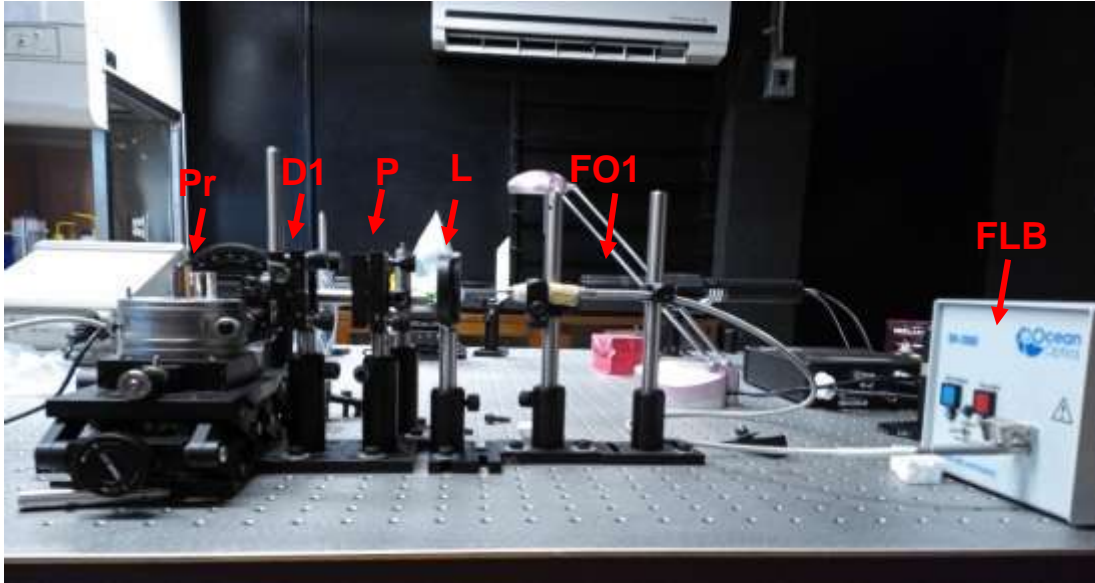


**Fig. 16.** Arreglo experimental SPR con fuente de luz blanca.

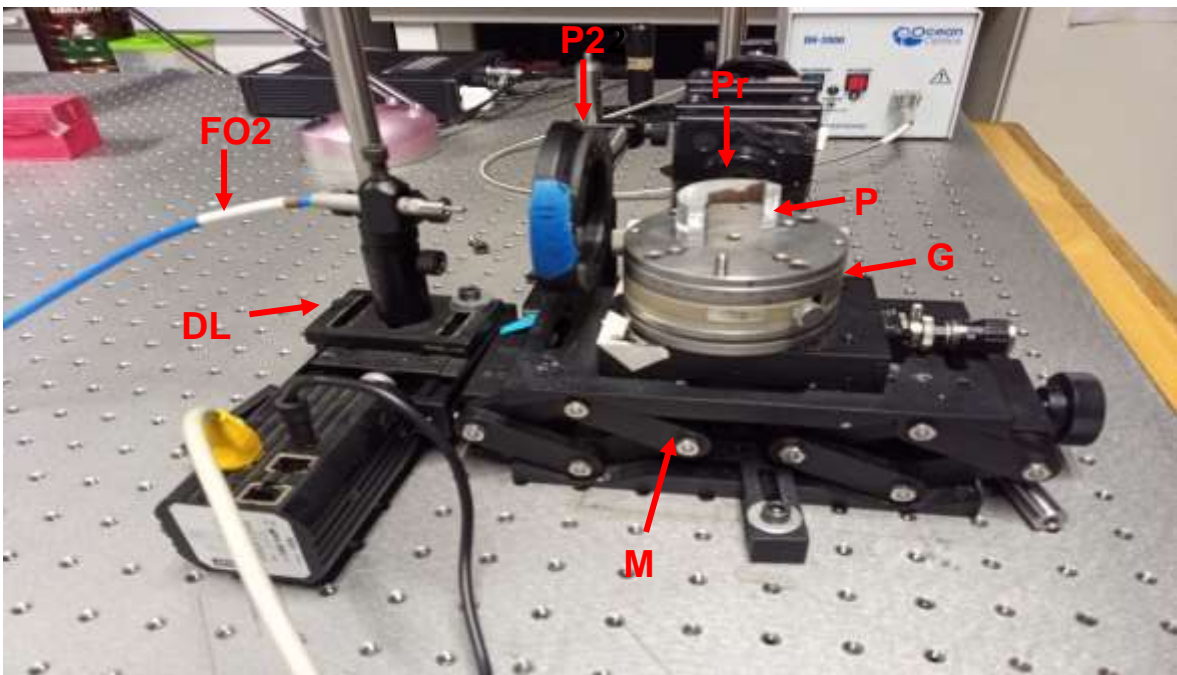
La fuente de luz empleada fue una lámpara halógena y deuterio modelo DH2000 DUV, de Ocean Optics, que emitía en el rango de 190–1500 nm y que es dirigida con una fibra óptica (FO1). El haz colimado está a la altura del sistema prisma-plata-aire como se muestra en la Figura 17. Las características de la lámpara se presentan en la Tabla 7.

**Tabla 7.** Especificaciones técnicas de la lámpara.

Lámpara halógeno-deuterio	
Modelo	DH2000 DUV
Dimensiones	150 x 135 x 319 mm
Peso	6 kg
Rango de medida	190 a 1500 nm
Estabilidad	$\leq 0.01\%$



*Fig. 17. Montaje experimental del sistema SPR con fuente de luz blanca.*



*Fig. 18. Sistema de control.*

Para el sistema de adquisición de datos la fibra óptica (FO2) se monta en un sistema de traslación lineal (DL) (ver Figura 18) la cual esta motorizada y tiene una resolución de 10  $\mu\text{m}$ , dicho sistema es controlado por un ordenador (O1). La salida de fibra está acoplada a un espectrofotómetro (E) en miniatura (USB4000-XR1-ES, de Ocean Optics), que abarca el rango de longitud de onda de 200-1025 nm con una resolución óptica de 1.5 nm. Los datos recolectados son almacenados en un segundo ordenador (O2). Las especificaciones tecnológicas del medidor de potencia se representan en la Tabla 8.

**Tabla 8.** Especificaciones técnicas de espectrofotómetro.

Espectrofotómetro	
Modelo	USB4000-XR1-ES
Dimensiones	89.1x 63.3x 34.4 mm
Peso	190 g
Rango de medida	200-1025 nm
Resolución óptica	~1.7-2.0 nm FWHM

Debido al sistema propuesto se obtiene datos de la intensidad para cada desplazamiento lineal y puesto que el método SPR se requiere desplazamientos angulares, es necesario una conversión del desplazamiento lineal a angular. En el artículo “Sobral et al” [11] presenta una forma para convertir los desplazamientos lineales en  $x$  a desplazamientos angulares que se logra mediante el uso de análisis geométrico de un sistema mostrado en la Figura 19, donde el ángulo de incidencia  $\theta_i$  está relacionado con el desplazamiento  $x$  en el plano de observación descrito por la siguiente ecuación:

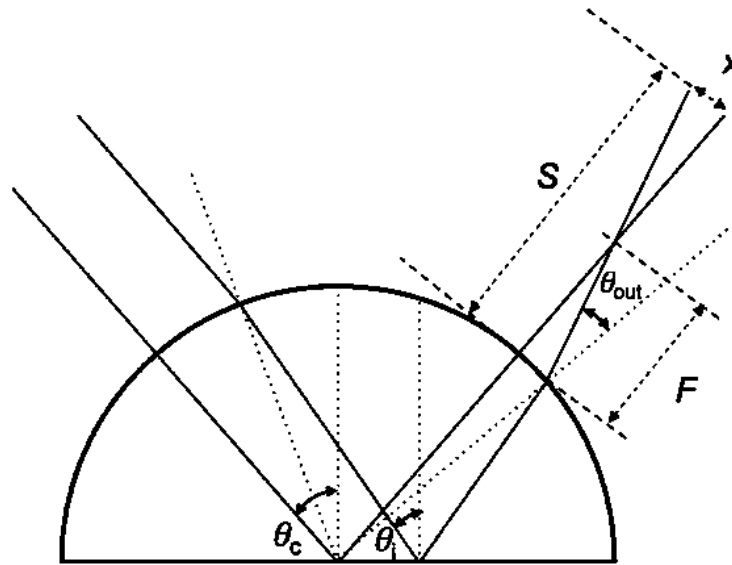
$$\theta_i(x) = \theta_c + \sin^{-1}\left(\frac{xF}{R(S-F)}\right) - \sin^{-1}\left(\frac{\sin(\theta_{out})}{n_{pr}}\right), \quad (36)$$

donde  $\theta_c$  es el ángulo crítico definido de la interfaz entre la lente y la película metálica,  $R$  es el radio de la lente,  $F$  es la distancia de enfoque a la salida de la lente,  $S$  es la distancia de la lente al plano de observación, y  $\theta_{out}$  viene dado por:

$$\theta_i(x) = \frac{\pi}{2} + \sin^{-1}\left(\frac{x}{S-F}\right) - \cos^{-1}\left(\frac{xF}{R(S-F)}\right), \quad (37)$$

Para pequeños cambios del ángulo incidente  $\theta_i$ , es posible

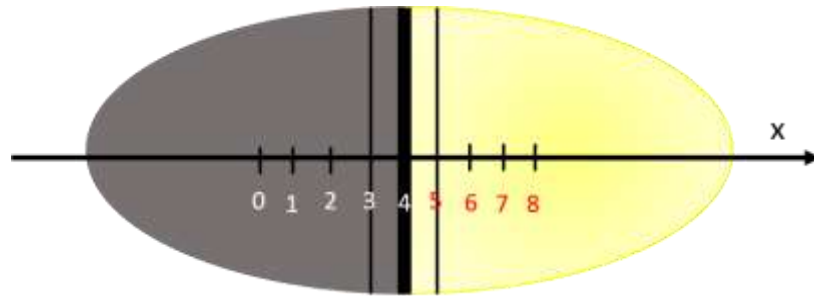
$$\theta_i(x) = \theta_c + \frac{d\theta_i}{dx} x, \quad (38)$$



**Fig. 19.** Geometría del prisma para obtener el ángulo de incidencia  $\theta_i$  en la muestra de vidrio de interfaz en función del desplazamiento en  $x$ .

### 3.3.1. Procedimiento

El primer paso para este proceso es hallar el ángulo SPR del sistema prisma-plata-aire. Una vez hallado el ángulo SPR se mantiene fijo el goniómetro a dicho ángulo y se alinea la fibra óptica (FO2) con el spot de la luz reflejada de tal manera que el ángulo crítico quede en el centro de la punta de la fibra óptica (ver Figura 20). Posteriormente, con el sistema de traslación lineal (DL) se desplaza la fibra óptica (FO2) al rango (0 - 8 mm) del eje  $x$ . Con saltos de 0.2 mm de toman datos de la luz reflejada con el espectrofotómetro donde se almacenan en el ordenador (O2).



**Fig. 20.** Representación de la vista transversal del spot de la luz reflejada.

Dado que se obtiene mediciones de la luz reflejada respecto al desplazamiento en  $x$ , se requiere una conversión al desplazamiento angular, para obtener la reflectividad en función del ángulo de incidencia. Dicha conversión se logra usando una modificación de la ecuación (38) mencionada en el párrafo anterior que puede ser reescrita como:

$$\theta_i(x) = \theta_{SPR} + \frac{\Delta\theta_i}{\Delta x} x, \quad (39)$$

donde  $\theta_{SPR}$  es el ángulo de resonancia del plasmón.

## 4. Resultados

### 4.1. Resultados del sensor de temperatura

#### 4.1.1. Caracterización y Calibración

Usando el sistema prisma-oro-agua a una temperatura ambiente de 22.05 °C se tomaron los valores en un rango angular de 62° a 72° en donde las mediciones de la reflectividad se tomaron con saltos angulares de 1°, en el intervalo de 64° a 68° se tomaron saltos de 0.2°. Estos ángulos corresponden al ángulo externo del sistema prisma-oro esto debido a que la película de oro fue fabricada en una capa de vidrio. Entonces tenemos un desfase angular y que se calcula usando la ley de Snell así obteniendo valores del ángulo interno y de la reflectividad que se muestra en la Tabla 9.

**Tabla 9.** Datos obtenidos para la caracterización.

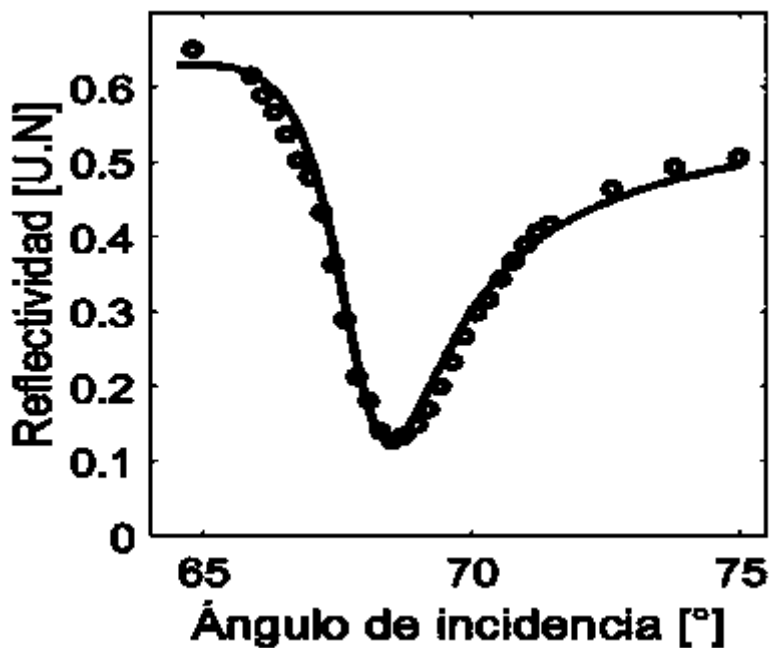
$\theta_{Ext} (^{\circ})$	$\theta_{Int} (^{\circ})$	R(U,N)	$\theta_{Ext} (^{\circ})$	$\theta_{Int} (^{\circ})$	R(U,N)
62	63.7153	0.6640	66.8	68.9635	0.1484
63	64.7948	0.6504	67	69.1866	0.1694
64	65.8806	0.6152	67.2	69.4102	0.1999
64.2	66.0986	0.5888	67.4	69.6342	0.2324
64.4	66.3170	0.5664	67.6	69.8587	0.2663
64.6	66.5356	0.5366	67.8	70.0837	0.2981
64.8	66.7545	0.5020	68	70.3093	0.3157
65	66.9738	0.4797	68.2	70.5353	0.3435
65.2	67.1934	0.4322	68.4	70.7619	0.3672
65.4	67.4133	0.3631	68.6	70.9891	0.3889
65.6	67.6336	0.2886	68.8	71.2169	0.4065
65.8	67.8543	0.2127	69	71.4453	0.4167

66	68.0753	0.1809	70	72.5975	0.4641
66.2	68.2968	0.1402	71	73.7691	0.4925
66.4	68.5186	0.1274	72	74.9649	0.5061
66.6	68.7408	0.1348			

De los datos de la Tabla 9 se obtuvo una curva ATR que se muestra en la Figura 21, en donde se hizo un ajuste numérico obteniendo los siguientes parámetros dados en la Tabla 10.

**Tabla 10.** Características de la película de oro: espesor, permitividad real e imaginaria.

Características de la película metálica de oro		
Espesor(d)	$\epsilon_{Real}$	$\epsilon_{Imaginario}$
50 nm	-24.09	4.273

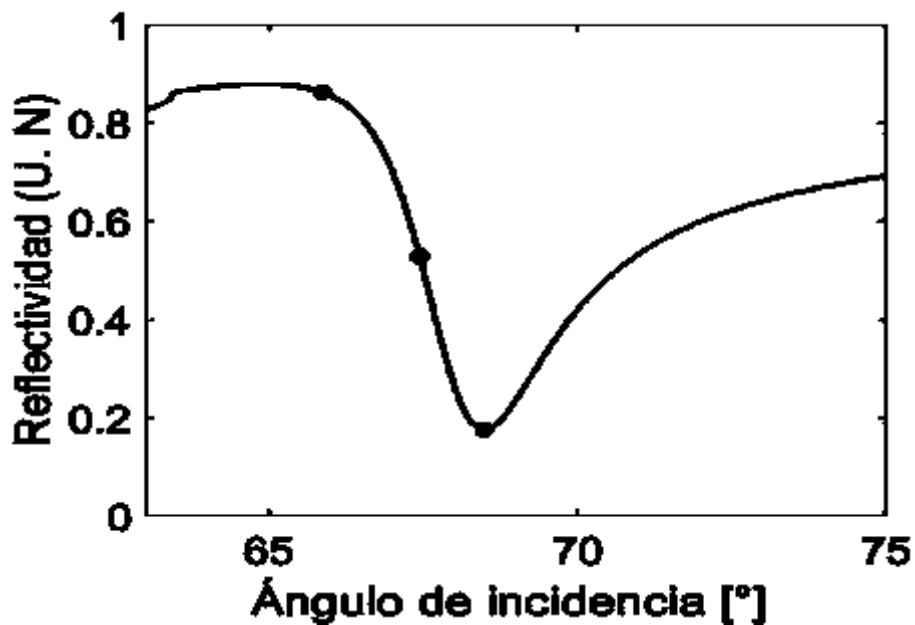


**Fig. 21.** Curva ATR de caracterización del sistema Prisma-oro-agua.

Con la curva obtenida en el juste numérico de la Figura 21 se localizaron el máximo y mínimo de la curva, esto para seleccionar un ángulo de incidencia donde la reflectividad sea más sensible a los cambios del ángulo de incidencia. Para ejemplificar el principio de funcionamiento se ha elegido los valores que se muestran en la Tabla 11 y Figura 22.

**Tabla 11.** Ángulos localizados de la curva ATR.

$\theta_{maximo}$	$\theta_{minimo}$	$\theta_{medio}$
65.37°	68.5°	66.9°

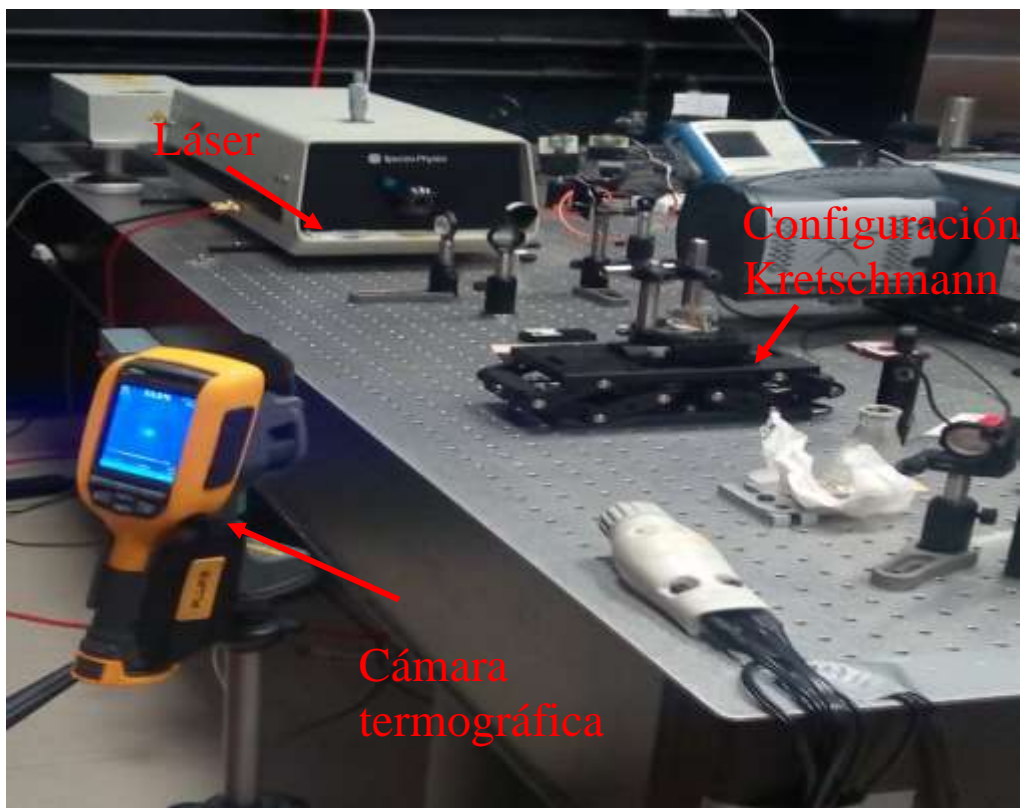


**Fig. 22.** Punto máximo, mínimo y medio localizados en la curva ATR.

#### 4.1.2. Ajuste numérico

La configuración experimental de Kretschmann se ajustó al ángulo fijo de 66.9° [ver Figura 23] en donde se obtuvo la reflectividad con el fotodetector usando el software

Thorlabs Optical Power Monitor. La recolección de los datos se obtuvo a un tiempo de tres minutos en donde se obtuvo la gráfica de la Figura 24. De modo similar la temperatura se obtuvo con una cámara termográfica usando el software SmartView 4.3 donde se obtuvo un video [ver Figura 25] de una duración de tres minutos. El modo de recolección de datos de la temperatura con el video se obtuvo de la siguiente manera: los datos de la temperatura se obtuvieron con saltos de 2 segundos usando la posición central de la interface del software SmartView 4.3 donde se obtuvo la gráfica de la Figura 26.



**Fig. 23.** Montaje del arreglo experimental con ángulo fijo.

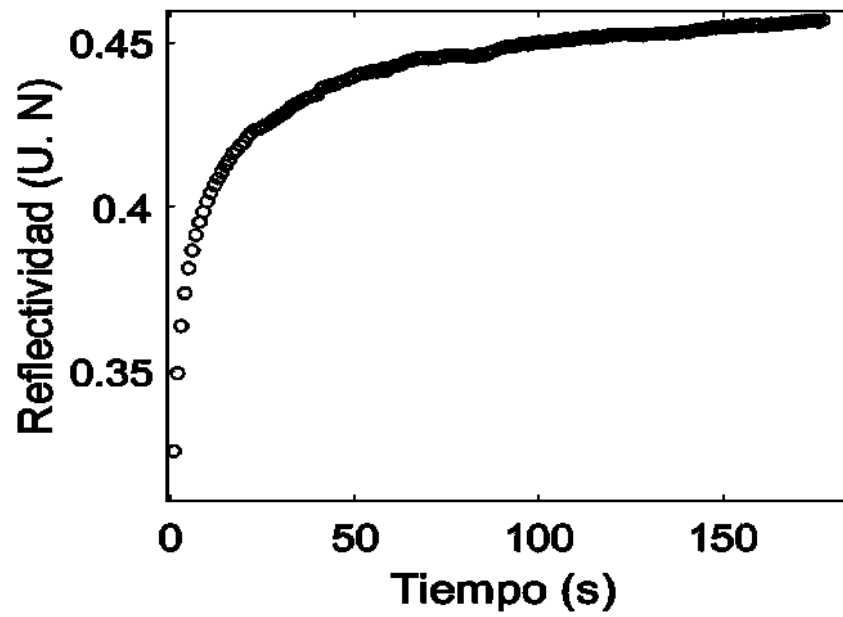


Fig. 24. Curva de la reflectividad vs tiempo.

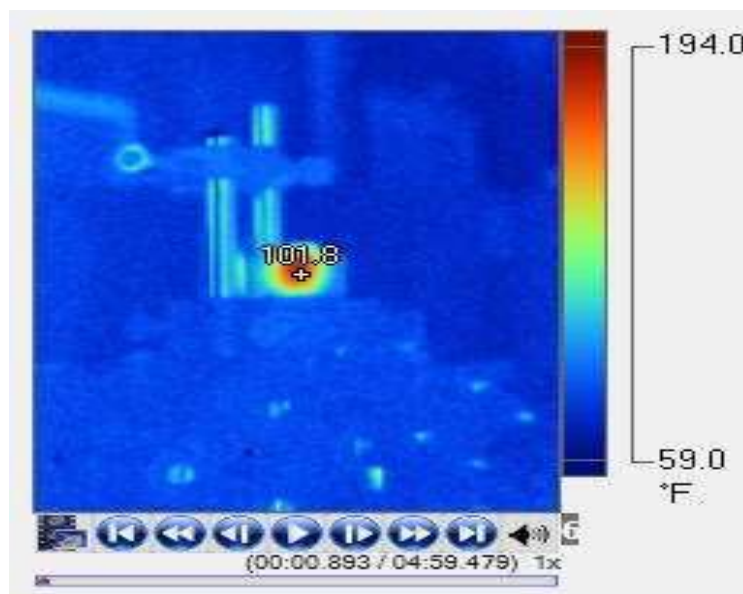
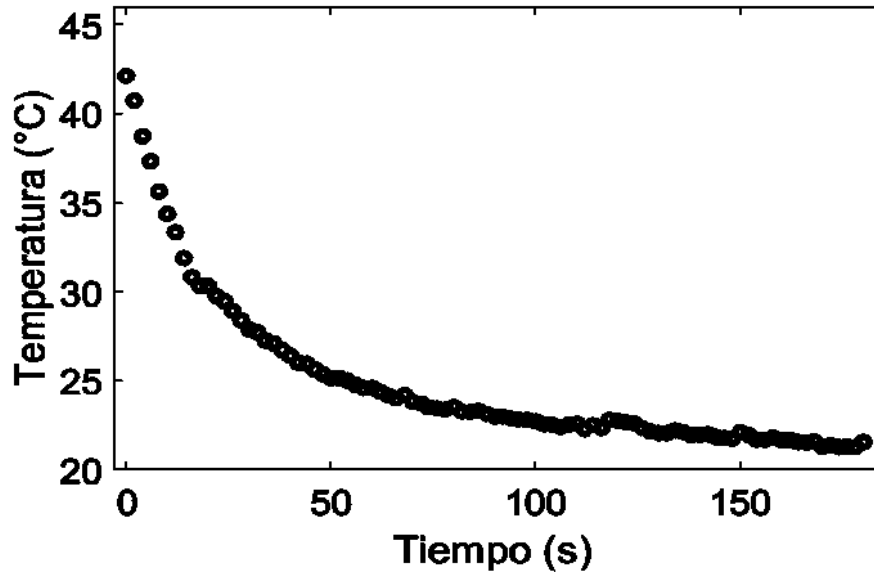


Fig. 25. Interface del software SmartView 4.3.



*Fig. 26. Curva de la temperatura vs. tiempo.*

Con los datos obtenidos de la reflectividad se hizo un ajuste numérico usando la ley de enfriamiento de Newton de la ecuación (12), dado que la reflectividad depende del índice de refracción, y además, usando el efecto termo-óptico de los materiales lo cual depende de la temperatura como se muestra en la ecuación (7), el ajuste final de la reflectividad depende de la temperatura que a su vez depende del tiempo. Los parámetros encontrados de dicho ajuste se muestran en la Tabla 12. En este ajuste se introdujo una  $\Delta t$ , que es el tiempo de desfase que hubo en la medición de la temperatura y la reflectividad, en la Figura 27, 28 y 29 se muestran el ajuste en cada  $\Delta t$ .

**Tabla 12.** *Parámetros de ajuste numérico del modelo de enfriamiento.*

Modelo	$T(t) = ae^{-\kappa t} + T_0$	
a	$\kappa$	$T_0$
23.07	0.04767	22.05°C

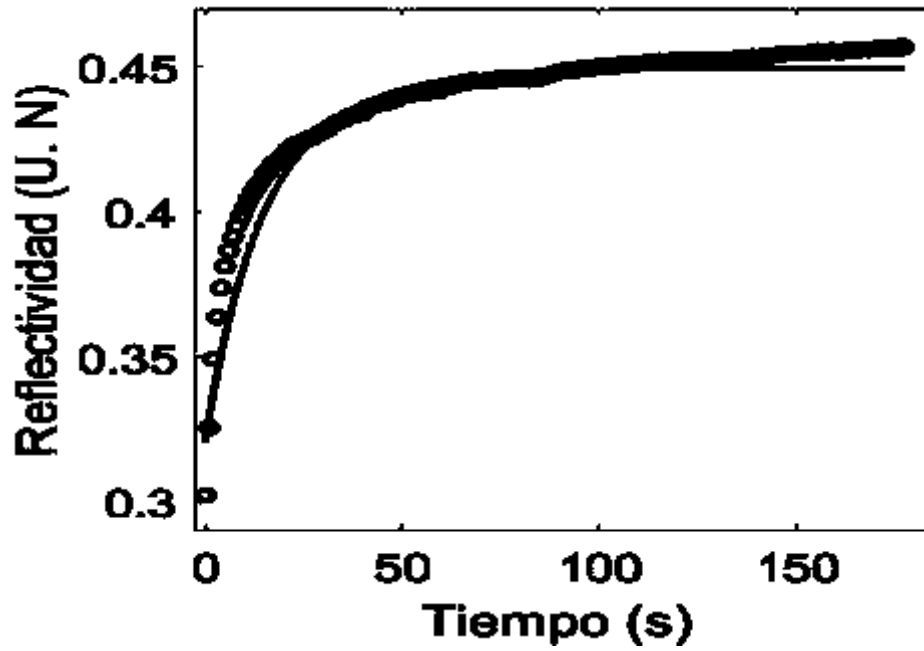


Fig. 27. Ajuste numérico de la reflectividad a un  $\Delta t = 1$ s.

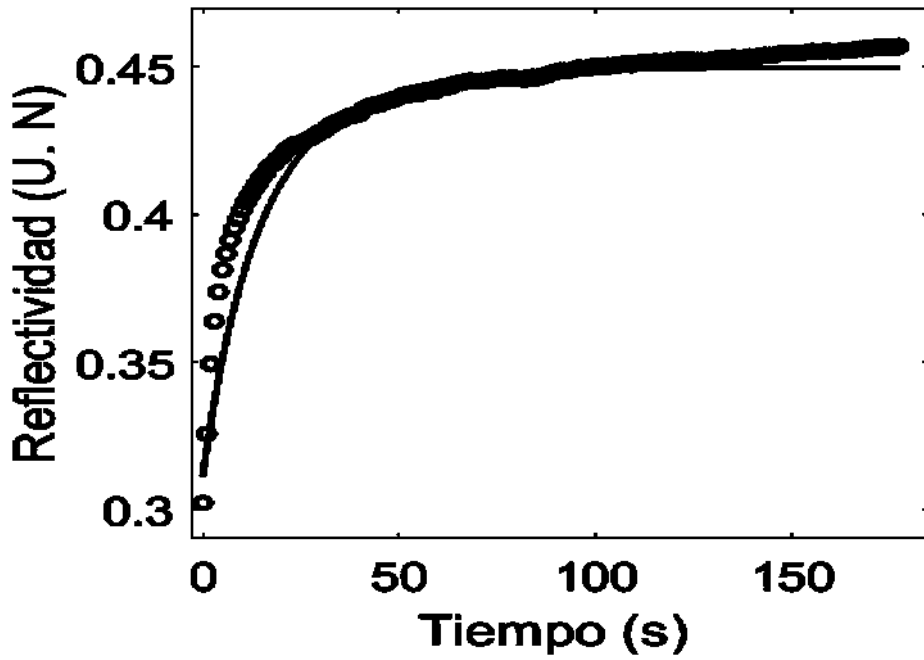


Fig. 28. Ajuste numérico de la reflectividad a un  $\Delta t = 2$ s.

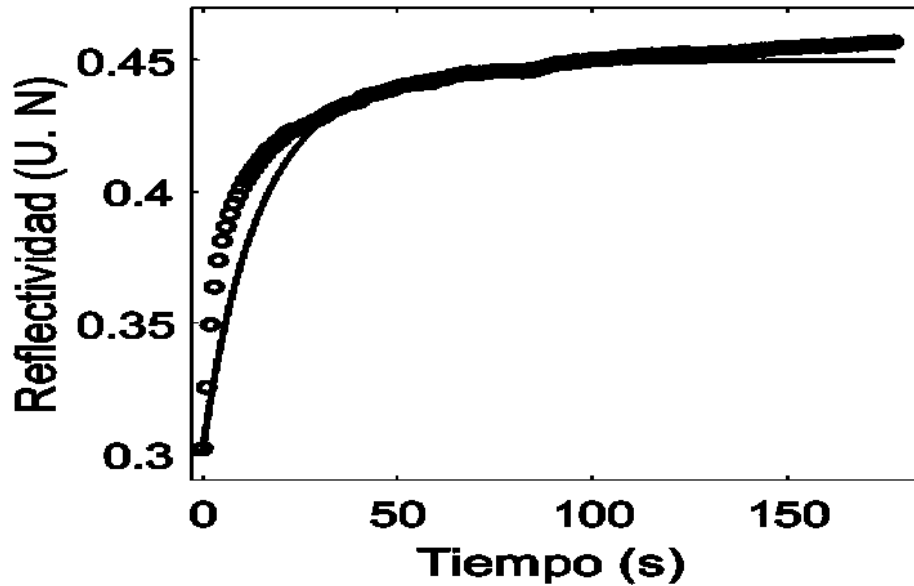
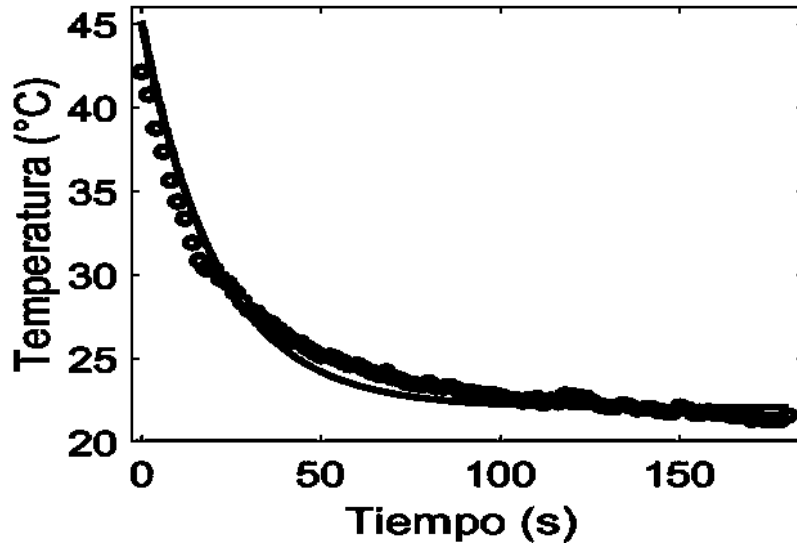


Fig. 29. Ajuste numérico de la reflectividad a un  $\Delta t = 3s$ .

Con los datos obtenidos de la temperatura se hizo un ajuste numérico utilizando la ley de enfriamiento de la ecuación (12) y con los parámetros de ajuste mostrados en la Tabla 12, se obtuvo una curva de ajuste que se muestra en la Figura 30.

La Figura 30, nos muestra el comportamiento de los datos obtenidos con el método SPR y los datos obtenidos con la cámara termográfica, dado que el ajuste numérico contiene la información de los datos medidos con el método SPR se observa una buena aproximación del método SPR obteniendo un  $R^2 = 0.9518$ .



*Fig. 30. Ajuste numérico de la temperatura.*

## 4.2. Resultados del sensor de glucosa

### 4.2.1. Caracterización y Calibración

Usando el sistema prisma-oro-agua a una temperatura ambiente de 22 °C se tomaron los valores en un rango angular de 65° a 82°. Las mediciones de la reflectividad se tomaron con saltos angulares de 1° y 0.2° en el intervalo de 71° a 74°, estos ángulos corresponden al ángulo externo del sistema prisma-oro debido a que la película de oro fue fabricada en una capa de vidrio. Entonces tenemos un desfase angular y que se calcula usando la ley de Snell, con los valores del ángulo interno y de la reflectividad se obtuvo la siguiente gráfica [ver Figura 31].

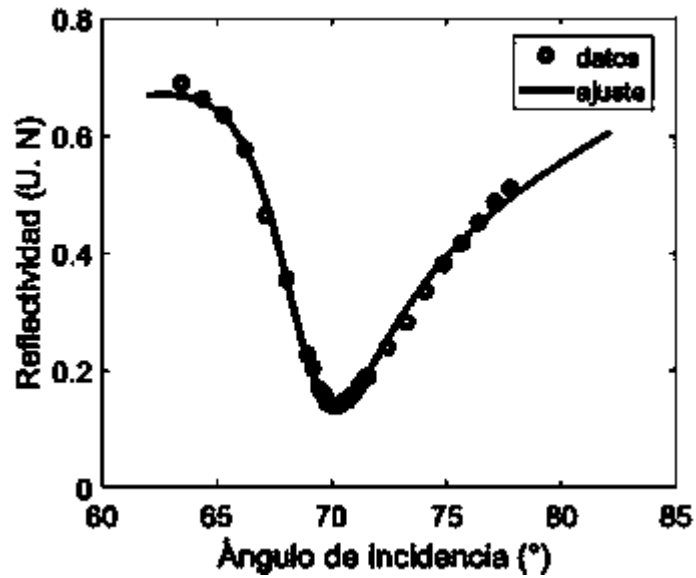


Fig. 31. Curva ATR de calibración.

Con los datos adquiridos de la calibración se hizo un ajuste numérico obteniendo el parámetro del espesor y la función dieléctrica que se presentan en la Tabla 13.

Tabla 13. Características de la película metálica: espesor, permitividad real e imaginaria.

Características de la película metálica		
Espesor(d)	$\epsilon_{Real}$	$\epsilon_{Imaginario}$
50 nm	-12.45	2.786

Los datos obtenidos de las distintas las soluciones se graficaron y se realizó un ajuste numérico usando la ecuación (5) y con los parámetros encontrados de la Tabla 13, permitió hallar el valor del índice de refracción de cada concentración que se muestra en la Tabla 14 (ver Figuras 32-36).

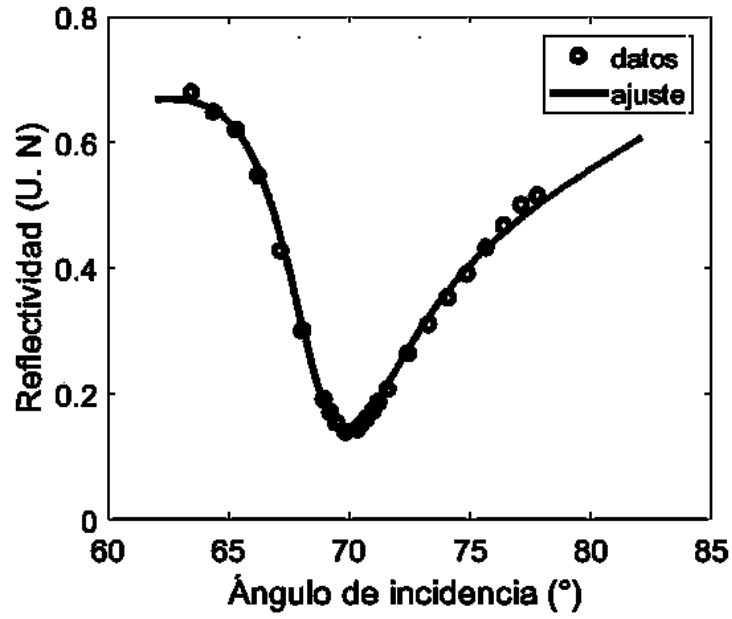


Fig. 32. Curva ATR para una concentración de 1 gramo.

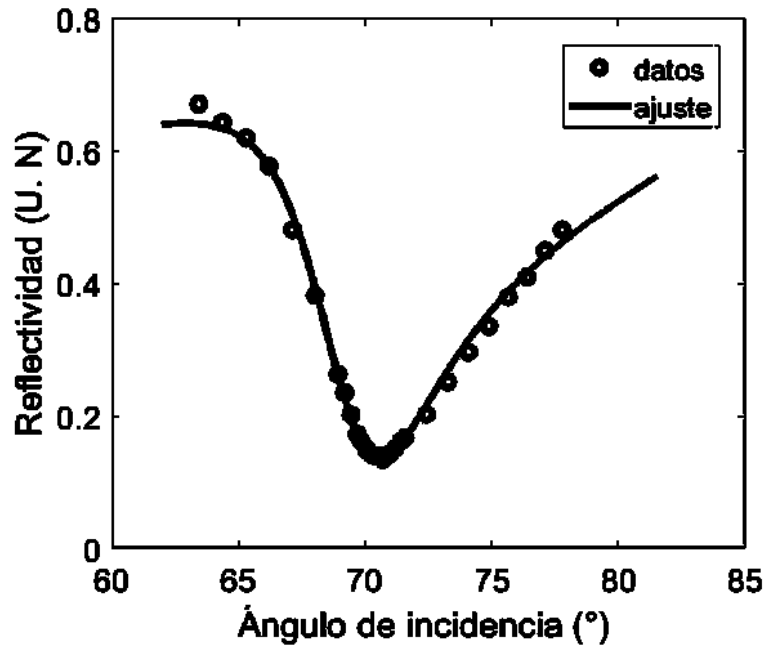


Fig. 33. Curva ATR para una concentración de 2 gramos.

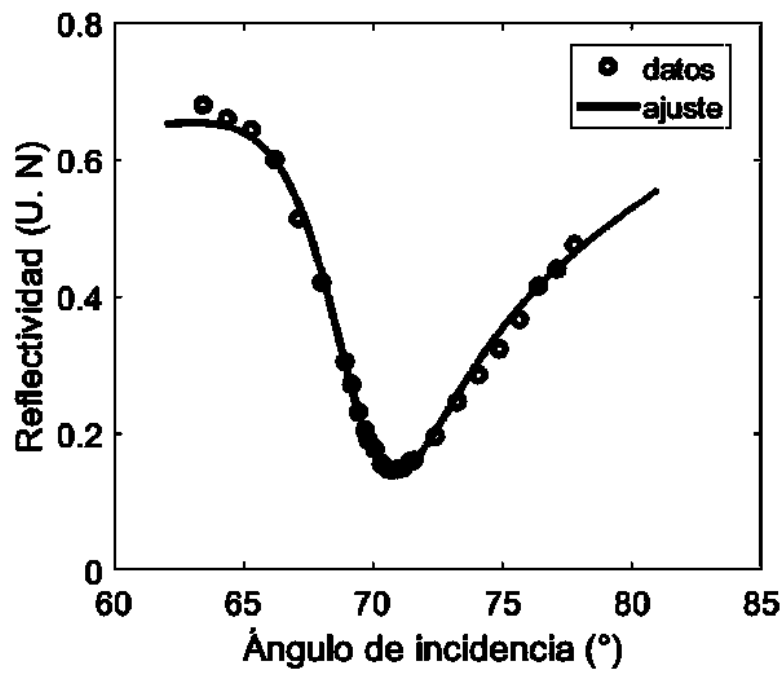


Fig. 34. Curva ATR para una concentración de 3 gramos.

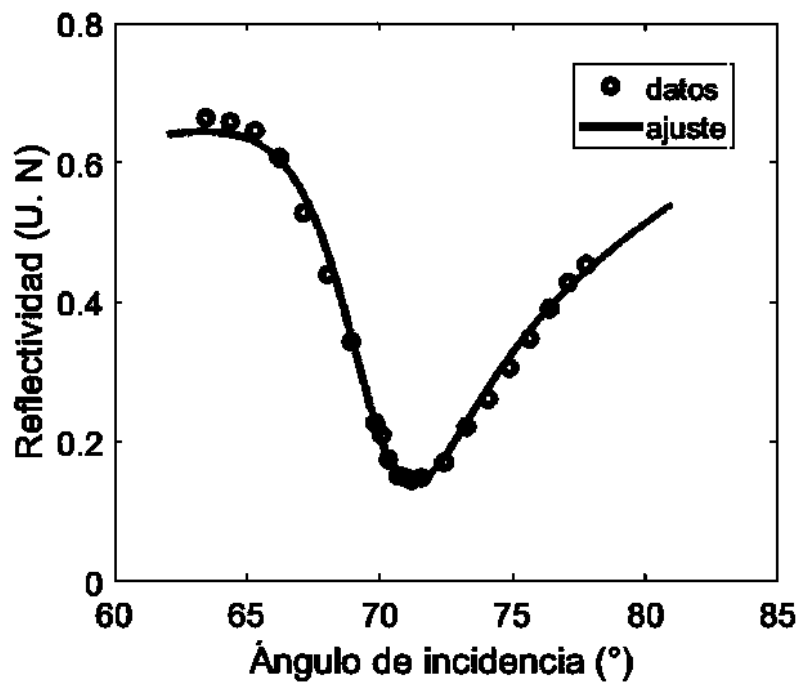


Fig. 35. Curva ATR para una concentración de 4 gramos.

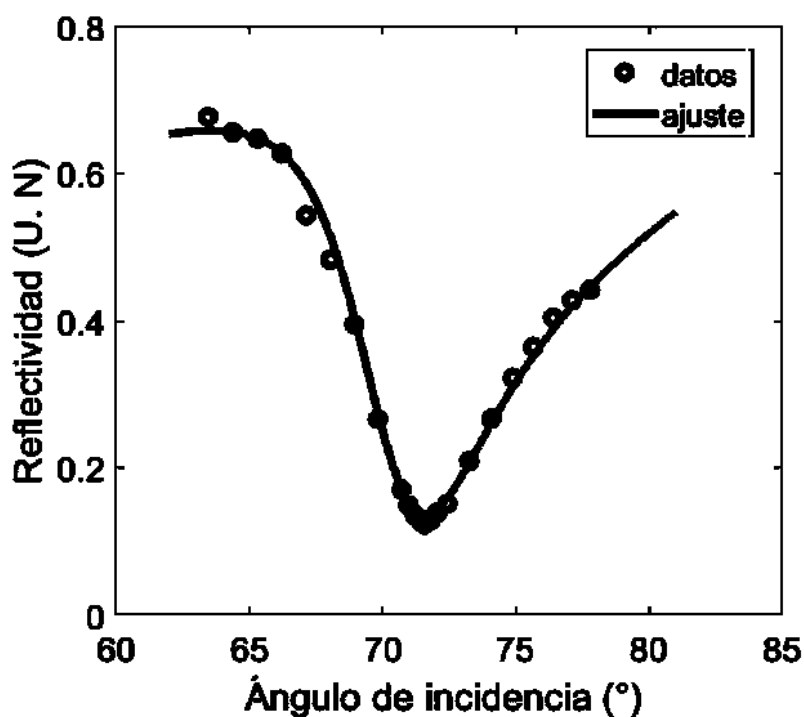


Fig. 36. Curva ATR para una concentración de 5 gramosl.

Tabla 14. Índice de refracción obtenidas en el ajuste numérico.

Concentración (a 50ml)	Índice de refracción ( $n$ )
1g	1.334
2g	1.337
3g	1.339
4g	1.342
5g	1.3445

Con los de la Tabla 14 se obtuvo la gráfica que muestra la relación del índice de refracción para cada concentración que se presenta en la Figura 37.

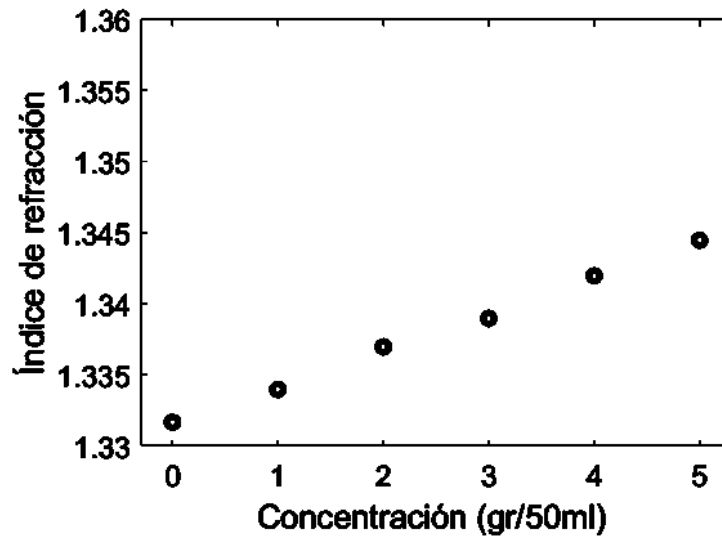


Fig. 37. Relación del índice de refracción vs concentraciones.

#### 4.2.2. Ajuste numérico

El ajuste numérico para los datos del índice de refracción vs concentración se tomó un modelo de tipo lineal. Esto se debe a que las concentraciones de glucosa son muy bajas y que nos permite entrar al rango lineal. Hecho el ajuste (ver Figura 38), los valores encontrados del ajuste numérico se muestran en la Tabla 15.

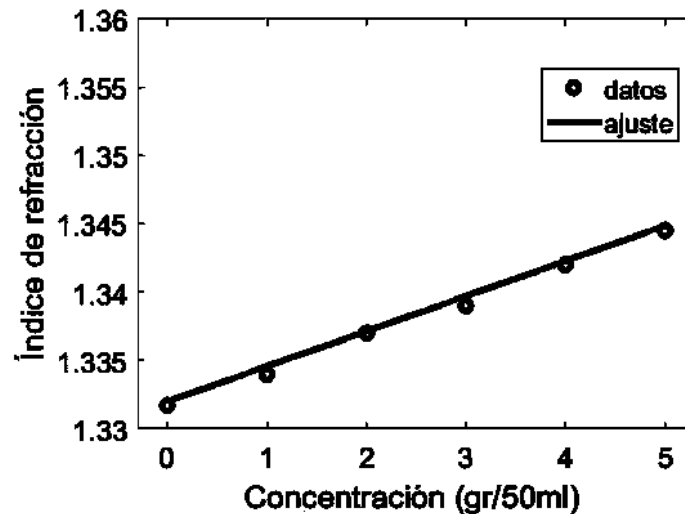


Fig. 38. Ajuste de índice de refracción vs concentración.

**Tabla 15.** Parámetros obtenidos del ajuste numérico.

Modelo: $n(C)=A*C+B$	
Parámetro A	Parámetro B
0.002571	1.332

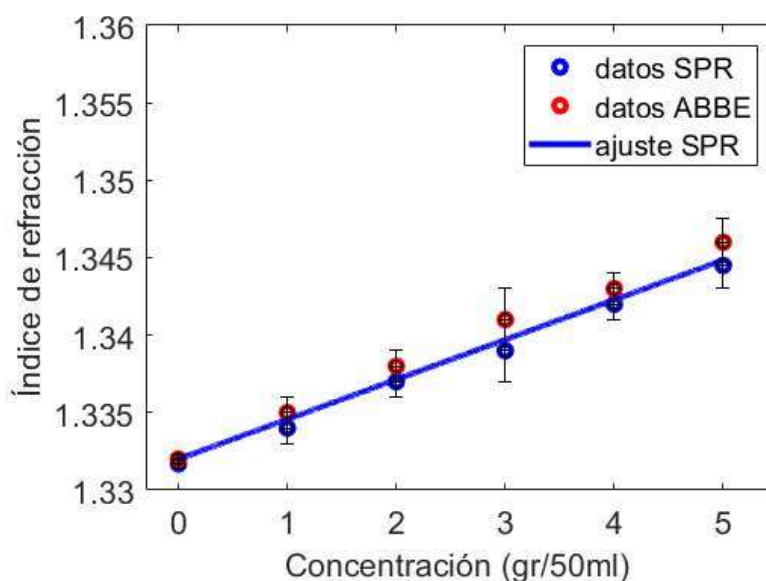
Por lo que el ajuste lineal que se obtuvo tiene la siguiente forma:

$$n(C) = 0.002571 * C + 1.332.$$

Donde  $C$  es la concentración de la muestra y  $n$  es la función del índice de refracción que depende de la concentración. Esto es válido para concentraciones bajas.

#### **4.2.3. Validación**

Para comparar los datos obtenidos del índice de refracción con el método de resonancia de plasmones superficiales, se realizó mediciones del índice de refracción con un instrumento conocido llamado refractómetro ABBE. Se midieron similarmente las mismas soluciones de glucosa y en las mismas condiciones utilizados en el sensor SPR. La grafica de la Figura 39 muestra la comparación de los datos con el sensor SPR y el refractómetro de ABBE. Se observa que los datos obtenidos con el método SPR en las primeras concentraciones, se tiene buena aproximación con los datos obtenidos con el refractómetro ABBE, la cual es un método muy conocido y confiable, lo que nos indica que el método SPR es un buen método alternativo. Sin embargo, también se puede observar que a medida que aumente la concentración hay una mayor discrepancia en el índice de refracción. Este error puede evitarse siendo cautelosos y repitiendo las mediciones.

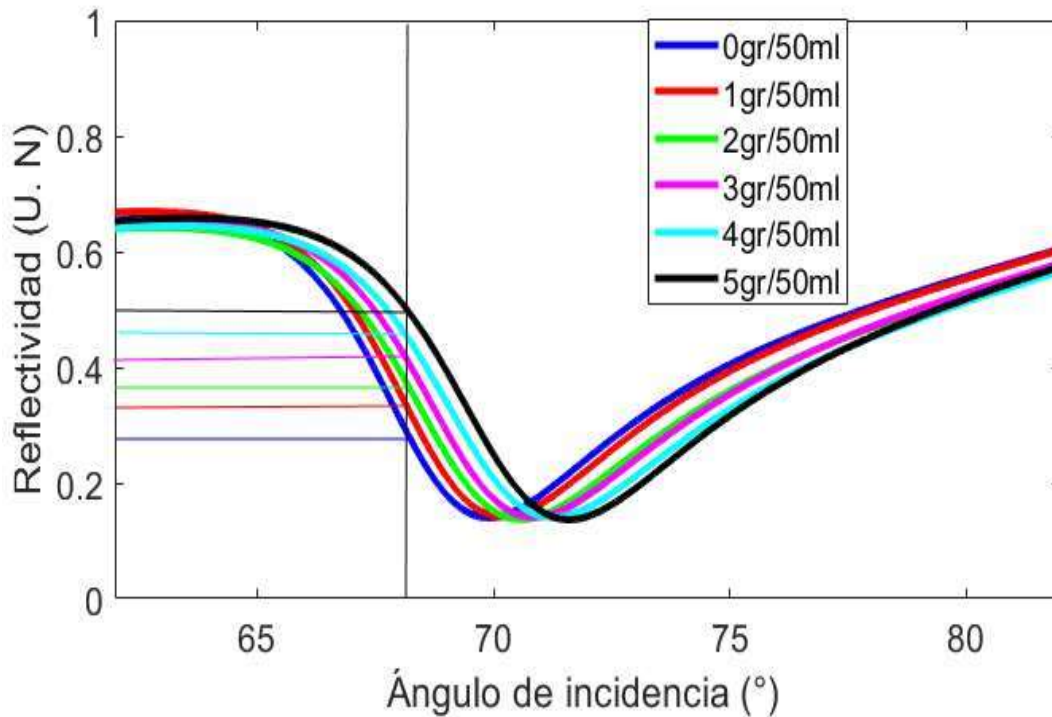


**Fig. 39.** Comparación de método SPR vs refractómetro ABBE.

De las gráficas mostradas en las Figuras 31-36 se eligió un ángulo fijo para poder obtener la reflectividad. El ángulo fijo se eligió de tal modo de que estuviera en un punto intermedio de las gráficas como se muestra en la Figura 40, las reflectividades obtenidas se muestran en la Tabla 16.

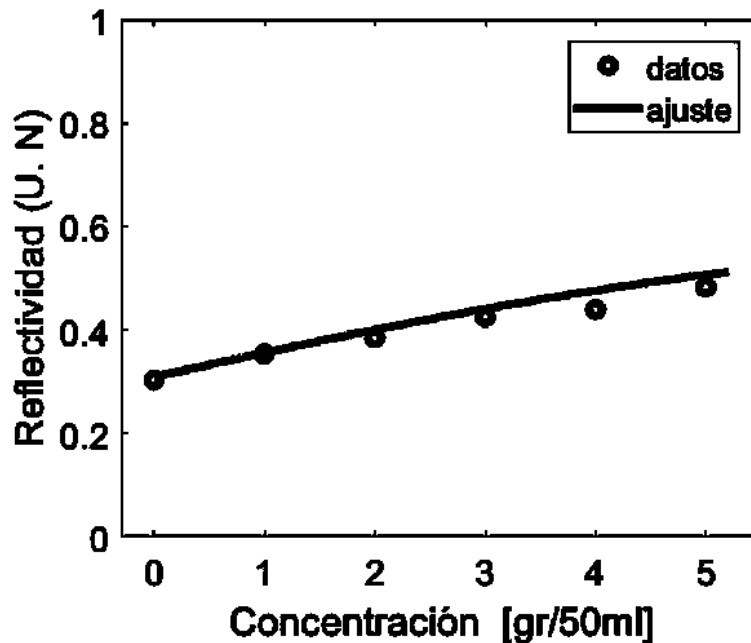
**Tabla 16.** Reflectancias obtenidas de cada concentración.

Concentración (a 50 ml)	$R$
0 g	0.3031
1 g	0.3537
2 g	0.3851
3 g	0.4252
4 g	0.4396
5 g	0.4831



**Fig. 40.** Curvas SPR para obtener las reflectividades correspondientes de cada concentración.

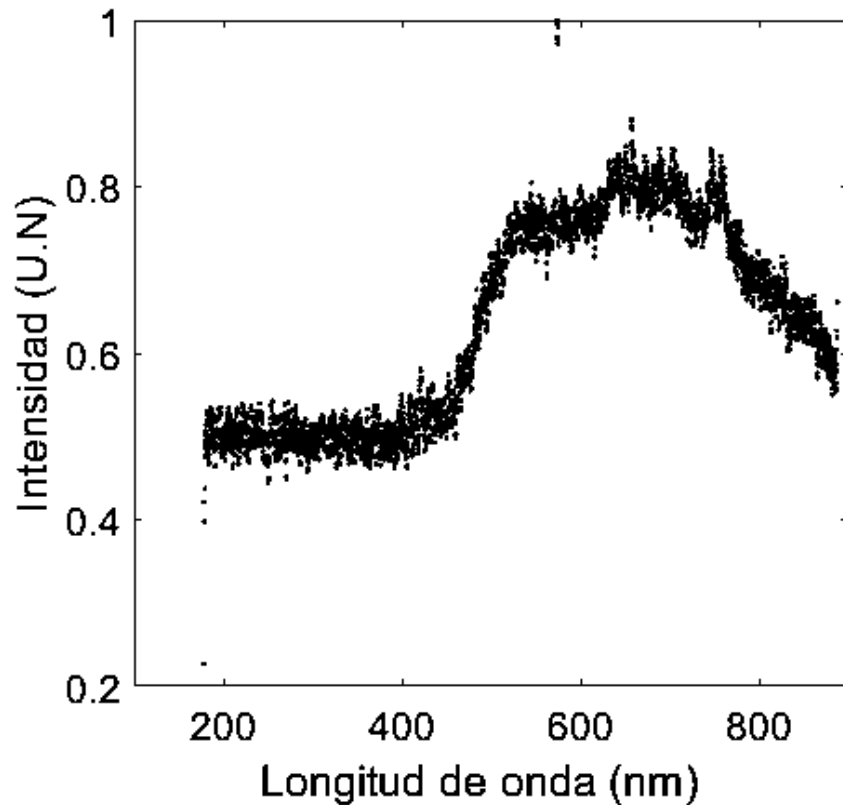
De la Tabla 16 podemos obtener una gráfica que nos permita observar la relación que existe de la reflectividad vs la concentración. Utilizando la ecuación 5 se obtiene su ajuste correspondiente como se presenta en la Figura 41, la cual se puede observar que en las concentraciones utilizadas ésta se comporta de una manera lineal, debido a que se trabajó en concentraciones pequeñas.



*Fig. 41. Relación de la reflectancia vs la concentración de la glucosa.*

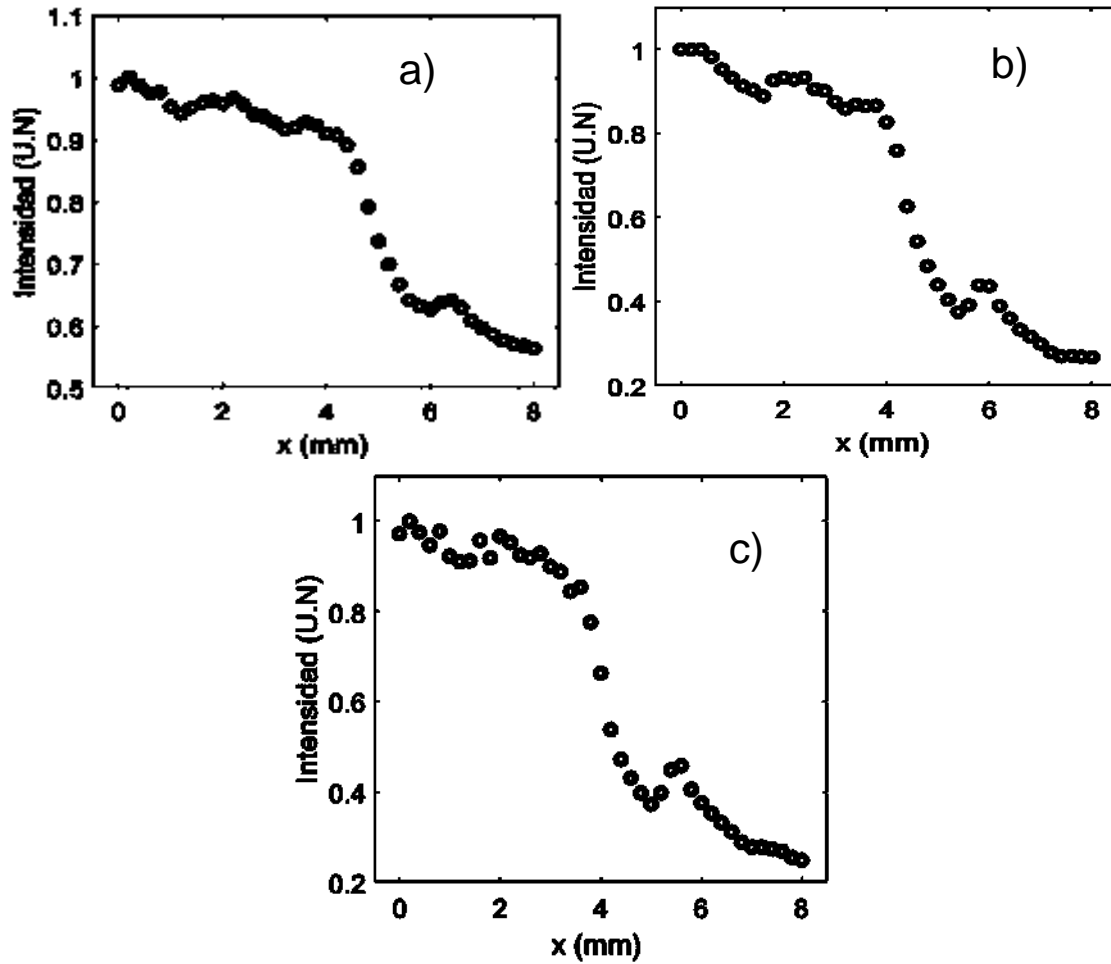
### **4.3. Resultados del sensor SPR con luz blanca**

Usando el sistema prisma-plata-aire a una temperatura ambiente de 22 °C se tomaron los valores de la longitud de onda en un rango de 177 a 888 nm. El ordenador (O2) nos proporciona un espectro de absorción por cada desplazamiento en el eje  $x$ , como se muestra en la Figura 42. En el espectro de absorción se puede observar en el rango de 200 a 400 nm tiene una tendencia lineal debido a que la luz pasa a través del prisma, la mayor parte de la emisión UV se absorbe. Por lo tanto, para hallar la zona del plasmón se tomaron sólo tres longitudes de onda las cuales están dentro del rango visible, las longitudes representativas que se tomaron fueron 450 nm, 530 nm y 633 nm, respectivamente.



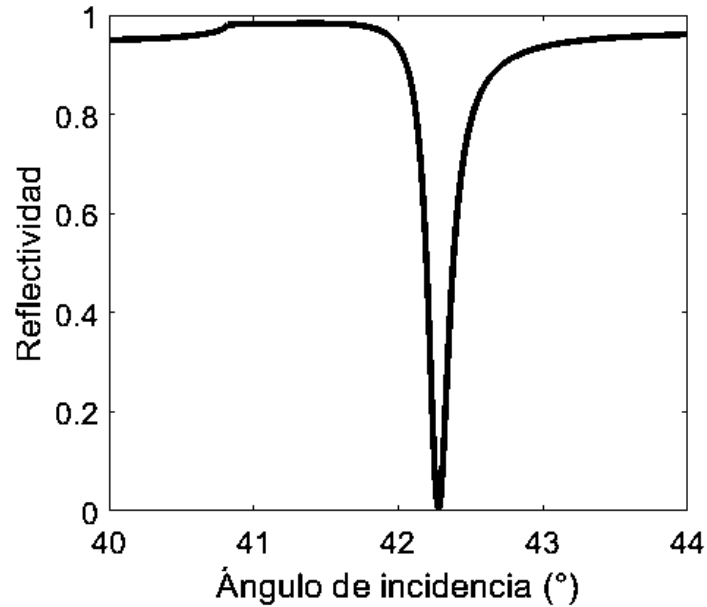
**Fig. 42.** Espectro de absorción del sistema prisma-plata-aire a una posición lineal del eje  $x$  a una distancia de 1 mm.

Con las gráficas de absorción obtenidas se pudo extraer datos de la reflectividad de las tres longitudes representativas. Cabe mencionar que cada desplazamiento lineal en el eje  $x$  se obtiene el espectro de absorción de esa región. Usando el programa Matlab se graficaron las reflectividades obtenidas de los espectros de absorción con respecto al desplazamiento en  $x$  como se muestran en la Figura 43.



**Fig. 43.** Curva de la reflectividad vs la posición lineal en eje x utilizando una película de plata de 52.5 nm en aire para longitudes de: a) 450 nm, b) 530 nm y c) 633 nm.

En la Figura 43 a) se puede observar una caída de la reflectividad en el rango 4 a 6 mm lo que podría indicarnos la posible ubicación del fenómeno de la resonancia del plasmón. En la Figura 43 b) y c) se puede apreciar mejor la curva de la caída de la reflectividad que nos sugiere la presencia del fenómeno SPR.

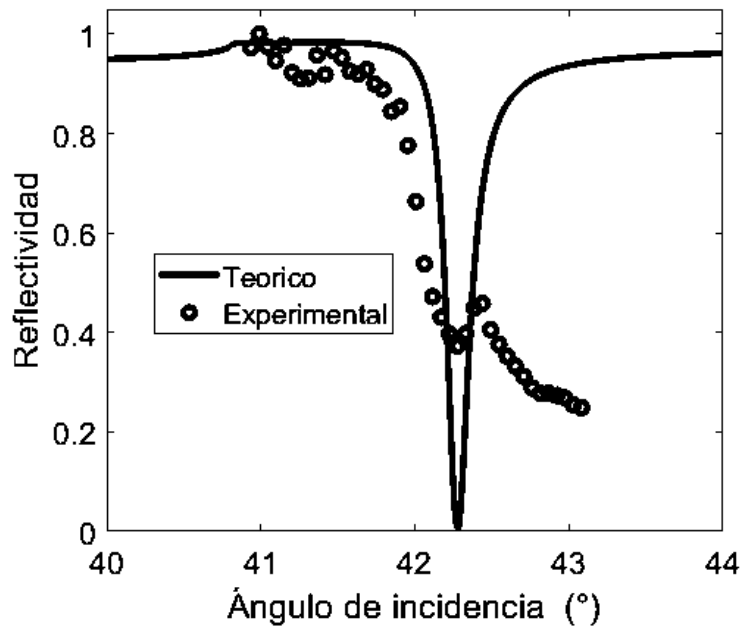


**Fig. 44.** Curva SPR teórica del sistema prisma-plata-aire para una película de plata de 52.5 nm de grosor a una longitud de onda de 633 nm.

En la Figura 44 se muestra la curva SPR teórica de un sistema prisma-plata-aire, para un prisma con un índice de refracción de 1.53, una película de plata de 52.5 nm de grosor y con permitividades con valor de  $\epsilon_r = -18.295$  y  $\epsilon_i = 0.48085$  para una longitud de onda de 633 nm.

La gráfica de la Figura 44 muestra que el valor del ángulo de resonancia teórico es de  $42.277^\circ$ . La posición angular  $\theta_i$  correspondiente a los pasos de posición  $x$  se obtuvo agregando  $0.0537^\circ$  al valor  $\theta_{SPR}$  para convertir las mediciones  $x$  en ángulos incidentes  $\theta_i$ . Es decir, el valor hallado numéricamente de los desplazamientos en la posición  $x$  para nuestras condiciones experimentales se encontró que era  $0.02685^\circ/\text{mm}$ , esto se logró usando la ecuación (39) pero también se puede lograr al comparar las gráficas de la Figura 43 c) y 44.

Usando la conversión del desplazamiento lineal al desplazamiento angular para el caso de la gráfica de la Figura 43 c) y haciendo una comparación con la curva teórica SPR de la Figura 44 se obtiene la siguiente gráfica mostrada en la Figura 45.



**Fig. 45.** Comparación de la curva SPR teórica y experimental.

La Figura 45 muestra el comportamiento de los datos obtenidos experimentalmente que se comparan con la curva obtenida teóricamente, donde se muestra que la caída de la reflectividad de la curva teórica está muy cercana al 0, sin embargo, la caída de la reflectividad de los datos experimentales se aproxima al valor de 0.4, esto se puede deber al parámetro del espesor de la película.

## 5. Conclusiones

- En este proyecto de tesis, se implementaron tres sistemas de medición de resonancia de plasmones superficiales para detectar temperatura y concentración de glucosa.
- Se presentó un método para determinar la temperatura de una capa líquida por medio de la resonancia de plasmón de superficie utilizando la técnica ATR con interrogación de reflectividad. El sistema consistió en un sensor que contiene un prisma de vidrio semicilíndrico con un índice de refracción de 1.53, una película de oro de 50 nm, una cámara para el depósito de la muestra. Para la excitación de los plasmones se utiliza un láser con una longitud de onda de 800 nm.
- También se presentó un sistema para la detección de la concentración de glucosa. Dicho sensor contiene un prisma de vidrio semicilíndrico con un índice de refracción de 1.53, una película de oro de 50 nm, una cámara para el depósito de la muestra y la excitación de los plasmones se utiliza un láser con una longitud de onda de 633 nm.
- Además, se estudió la espectroscopia de ángulo crítico para ser implementado con el sistema SPR. El sensor contiene un prisma de vidrio semicilíndrico con un índice de refracción de 1.53, una película de plata de 52.5 nm, una lente, dos polarizadores, un diafragma. Para la excitación de los plasmones se utilizó una fuente de luz blanca.
- En el sensor de temperatura la reflectividad se midió a un ángulo fijo  $\theta_i = 66.9^\circ$  que se obtuvo un rango de temperatura de [22-46] °C con un desfase de

$\Delta t = 3s$  en las mediciones entre tiempo de inicio del fotodetector y el tiempo de inicio de la cámara termográfica.

- Mejorar el sistema de control de la rotación del sistema en donde se encuentra la configuración de Kretschmann. Se puede obtener temperaturas menores fijando el ángulo a  $\theta_i = 67.9^\circ$  y para temperaturas mayores fijando a un ángulo de  $\theta_i = 65.9^\circ$ .
- En este trabajo se usó como muestra el agua, pero se puede extrapolar el mismo proceso para otros líquidos.
- Con el ángulo fijo de  $\theta_i = 66.9^\circ$  se obtuvo un rango de temperatura de  $[22-46]^\circ\text{C}$  por lo que es necesario tener un sistema de control para aumentar el rango.
- Se podría utilizar prismas rectos con diferentes ángulos para evitar el efecto de lente.
- Es necesario un sistema de inyección y drenaje con sistema automatizado.
- Se hizo una comparación entre el método SPR y ABBE, donde se observó que en las concentraciones de 0 a 2 gramos a una solución de 50 ml tienen una buena aproximación. A medida que aumenta la concentración la diferencia del índice de refracción entre los dos métodos crece.
- Una vez obteniendo la calibración se puede determinar la concentración de glucosa observando la reflectividad obtenida del sensor.
- Los resultados de estos experimentos sugieren una forma alternativa de medir la glucosa a través de un enfoque óptico y la posibilidad de desarrollar un sensor que pueda detectar dos variables físicas que son la temperatura y la concentra-

ción de la glucosa.

- Para concentraciones mayores de 5 g a 50 ml la glucosa empieza a cristalizarse lo cual se puede observar en la solución formación de fibras que afectan el índice de refracción que nos lleva fuera del rango lineal.
- Con las gráficas obtenidas con el método de resonancia de plasmones con fuente de luz blanca se encontraron las zonas donde se produce el fenómeno SPR.
- Empleando un amplio rango de la longitud de onda presenta varias ventajas, ya que nos permite extraer varios parámetros físicos como la información del material con que se está trabajando tal como es el cambio del índice de refracción.
- Finalmente, los sensores de temperatura y de glucosa se trabajaron paralelamente, es decir, por separado, no obstante, como trabajo a futuro es de desarrollar un sensor que pueda detectar estas dos variables.

## Bibliografía.

- [1] Álvarez, N. B. (2001). Sensores de temperatura, pH y detergentes para control medioambiental con un prototipo que utiliza fibra óptica y luminiscencia con resolución de fase. Universidad Complutense de Madrid.
- [2] Serna, A., Ros, F., & Rico, J. C. (2010). Guía práctica de sensores. Creaciones Copyright SL.
- [3] TY-Pallas-Areny, Ramon. (2008). Sensores y sensado. Mundo Electrónico. 72-75.
- [4] Jang, C., Park, J. K., Lee, H. J., Yun, G. H., & Yook, J. G. (2018). Temperature-corrected fluidic glucose sensor based on microwave resonator. *Sensors*, 18(11), 3850.
- [5] Alves, L. A., Almeida e Silva, J. B., & Giuliatti, M. (2007). Solubility of D-glucose in water and ethanol/water mixtures. *Journal of Chemical & Engineering Data*, 52(6), 2166-2170.
- [6] Santos, J. L., & Farahi, F. (Eds.). (2014). *Handbook of optical sensors*. Crc Press.
- [7] Cardona, G., & Dario, N. (2011). *Modelización y realización experimental de sensores de campo evanescente basados en resonancia de plasmones de superficie en fibras ópticas* (Doctoral dissertation, Universidad Nacional de Colombia. Sede Medellín).
- [8] Jha, R., Villatoro, J., & Badenes, G. (2008). Ultrastable in reflection photonic crystal fiber modal interferometer for accurate refractive index sensing. *Applied Physics Letters*, 93(19), 191106.
- [9] White, I. M., & Fan, X. (2008). On the performance quantification of resonant refractive index sensors. *Optics express*, 16(2), 1020-1028.
- [10] Carl Zeiss, A. G. (1989). Abbe Refraktometer B (Oberkochen, Germany).

- [11] Sobral, H., & Peña-Gomar, M. (2015). Determination of the refractive index of glucose-ethanol-water mixtures using spectroscopic refractometry near the critical angle. *Applied optics*, 54(28), 8453-8458.
- [12] Grassi, J. H., & Georgiadis, R. M. (1999). Temperature-dependent refractive index determination from critical angle measurements: Implications for quantitative SPR sensing. *Analytical chemistry*, 71(19), 4392-4396.
- [13] Homola, J., Yee, S. S., & Gauglitz, G. (1999). Surface plasmon resonance sensors. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 54(1-2), 3-15.
- [14] Vidal, F. J. G., & Moreno, L. M. (2008). Plasmones superficiales. *Investigación y ciencia*, 67.
- [15] Maalouf, R., Fournier-Wirth, C., Coste, J., Chebib, H., Saïkali, Y., Vittori, O., ... & Jaffrezic-Renault, N. (2007). Label-free detection of bacteria by electrochemical impedance spectroscopy: comparison to surface plasmon resonance. *Analytical chemistry*, 79(13), 4879-4886.
- [16] Baccar, H., Mejri, M. B., Hafaiedh, I., Ktari, T., Aouni, M., & Abdelghani, A. (2010). Surface plasmon resonance immunosensor for bacteria detection. *Talanta*, 82(2), 810-814.
- [17] Turhan-Sayan, G. (2003). Temperature effects on surface plasmon resonance: design considerations for an optical temperature sensor. *Journal of Lightwave Technology*, 21(3), 805.

- [18] Berghmans, F., & Decreton, M. (1998). Evaluation of three different optical fibre temperature sensor types for application in gamma radiation environments. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 45(3), 1537-1542.
- [19] Chadwick, B., & Gal, M. (1993). An optical temperature sensor using surface plasmons. *Japanese journal of applied physics*, 32(6R), 2716.
- [20] Chiang, H. P., Yeh, H. T., Chen, C. M., Wu, J. C., Su, S. Y., Chang, R., ... & Leung, P. T. (2004). Surface plasmon resonance monitoring of temperature via phase measurement. *Optics Communications*, 241(4-6), 409-418.
- [21] Alves, L. A., Almeida e Silva, J. B., & Giulietti, M. (2007). Solubility of D-glucose in water and ethanol/water mixtures. *Journal of Chemical & Engineering Data*, 52(6), 2166-2170.
- [22] Turner, A., Karube, I., & Wilson, G. S. (1987). *Biosensors: fundamentals and applications*. Oxford university press.
- [23] Maier, J. S., Walker, S. A., Fantini, S., Franceschini, M. A., & Gratton, E. (1994). Possible correlation between blood glucose concentration and the reduced scattering coefficient of tissues in the near infrared. *Optics letters*, 19(24), 2062-2064.
- [24] Liu, Y., Hering, P., & Scully, M. O. (1992). An integrated optical sensor for measuring glucose concentration. *Applied Physics B*, 54(1), 18-23.
- [25] Li, D., Yang, D., Yang, J., Lin, Y., Sun, Y., Yu, H., & Xu, K. (2015). Glucose affinity measurement by surface plasmon resonance with borate polymer binding. *Sensors and Actuators A: Physical*, 222, 58-66.

- [26] Coello, V., Garcia-Ortiz, C. E., & Garcia-Mendez, M. (2015). Classical plasmonics: Wave propagation control at subwavelength scale. *Nano*, 10(07), 1530005.
- [27] Vidal, F. J. G., & Moreno, L. M. (2008). Plasmones superficiales. *Investigación y ciencia*, 67.
- [28] Coello, V., Cortes, R., Garcia-Ortiz, C. E., & Elizondo, N. (2013). Surface plasmon excitation and manipulation in disordered two-dimensional nanoparticle arrays. *Nano*, 8(04), 1350044.
- [29] Homola, J., & Piliarik, M. (2006). Surface plasmon resonance (SPR) sensors. In *Surface plasmon resonance based sensors* (pp. 45-67). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [30] Schasfoort, R. B. (Ed.). (2017). *Handbook of surface plasmon resonance*. Royal Society of Chemistry.
- [31] Daghestani, H. N., & Day, B. W. (2010). Theory and applications of surface plasmon resonance, resonant mirror, resonant waveguide grating, and dual polarization interferometry biosensors. *Sensors*, 10(11), 9630-9646.
- [32] Hodnik, V., & Anderluh, G. (2009). Toxin detection by surface plasmon resonance. *Sensors*, 9(3), 1339-1354.
- [33] Novotny, L., & Hecht, B. (2012). *Principles of nano-optics*. Cambridge university press.
- [34] Moreira, C. S., Lima, A. M. N., Neff, H., & Thirstrup, C. (2008). Temperature-dependent sensitivity of surface plasmon resonance sensors at the gold–water interface. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 134(2), 854-862.

- [35] Yeshchenko, O. A., Bondarchuk, I. S., Gurin, V. S., Dmitruk, I. M., & Kotko, A. V. (2013). Temperature dependence of the surface plasmon resonance in gold nanoparticles. *Surface Science*, 608, 275-281.
- [36] Di Sia, P. (2012). Modelling at nanoscale. In *Plasmonics-Principles and Applications*. InTech.
- [37] IF, Almog, MS Bradley, and V. Buloric. The lorentz oscillator and its applications. Massachusetts Institute Technology, 2011.
- [38] Coello, V. (2007). Near-field optical microscopy of surface plasmon polaritons nano-optics. *Modern Research and Educational Topics in Microscopy, Formatex, Badajoz, Spain*, 828-839.
- [39] Pisano, E., Coello, V., Garcia-Ortiz, C. E., Chen, Y., Beermann, J., & Bozhevolnyi, S. I. (2016). Plasmonic channel waveguides in random arrays of metallic nanoparticles. *Optics express*, 24(15), 17080-17089.
- [40] Pelton, M., & Bryant, G. W. (2013). *Introduction to metal-nanoparticle plasmonics* (Vol. 5). John Wiley & Sons.
- [41] Willets, K. A., & Van Duyne, R. P. (2007). Localized surface plasmon resonance spectroscopy and sensing. *Annu. Rev. Phys. Chem.*, 58, 267-297.
- [42] Cohenete J. (2017). Modelado de un sensor de resonancia de plasmones superficiales para aplicaciones biológicas. Universidad Michoacana de San Nicolas de Hidalgo. (p. 27-31)
- [43] Homola, J., Yee, S. S., & Gauglitz, G. (1999). Surface plasmon resonance sensors. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 54(1-2), 3-15.

- [44] Raether, H. (1988). Surface plasmons on gratings. In *Surface plasmons on smooth and rough surfaces and on gratings* (pp. 91-116). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [45] Zayats, A. V., Smolyaninov, I. I., & Maradudin, A. A. (2005). Nano-optics of surface plasmon polaritons. *Physics reports*, 408(3-4), 131-314.
- [46] Yamamoto, M. (2002). Surface plasmon resonance (SPR) theory: tutorial. *Review of Polarography*, 48(3), 209-237.
- [47] Kurihara, K., & Suzuki, K. (2002). Theoretical understanding of an absorption-based surface plasmon resonance sensor based on Kretschmann's theory. *Analytical chemistry*, 74(3), 696-701.
- [48] Jackson, J. D. (1999). *Classical electrodynamics*.
- [49] Hecht, E. (2000). *Óptica*. Pearson Educación.
- [50] Ghosh, Gorachand. (2006). Model for the Refractive Index and Thermo-Optic Coefficients of Some Optical Liquids.
- [51] Palik, E. D. (Ed.). (1998). *Handbook of optical constants of solids*(Vol. 3). Academic press.
- [52] Kang, E. S., Lee, T. H., & Bae, B. S. (2002). Measurement of the thermo-optic coefficients in sol-gel derived inorganic–organic hybrid material films. *Applied physics letters*, 81(8), 1438-1440.
- [53] Moutzouris, K., Papamichael, M., Betsis, S. C., Stavrakas, I., Hloupis, G., & Triantis, D. (2014). Refractive, dispersive and thermo-optic properties of twelve organic solvents in the visible and near-infrared. *Applied Physics B*, 116(3), 617-622.

- [54] Bashkatov, A. N., & Genina, E. A. (2003, October). Water refractive index in dependence on temperature and wavelength: a simple approximation. In *Saratov Fall Meeting 2002: Optical Technologies in Biophysics and Medicine IV* (Vol. 5068, pp. 393-396). International Society for Optics and Photonics.
- [55] Kang, E. S., Lee, T. H., & Bae, B. S. (2002). Measurement of the thermo-optic coefficients in sol-gel derived inorganic-organic hybrid material films. *Applied physics letters*, 81(8), 1438-1440.
- [56] Barragán, D. (2009). Producción de entropía y ley de enfriamiento de Newton. *Ingeniería e Investigación; Vol. 29, núm. 2 (2009); 88-93 Ingeniería e Investigación; Vol. 29, núm. 2 (2009); 88-93 2248-8723 0120-5609*.
- [57] Gómez Aguilar, J., & Razo Hernández, J. (2014). Ley de enfriamiento de Newton de orden fraccionario. *Investigación y Ciencia*, 22 (61), 12-18.
- ad Nacional de Colombia. Sede Medellín).
- [58] Lozano, A., Smith, S. H., Mungal, M. G., & Hanson, R. K. (1994). Concentration measurements in a transverse jet by planar laser-induced fluorescence of acetone. *AIAA journal*, 32(1), 218-221.
- [59] Wilson, T. A., & Reed, W. F. (1993). Low cost, interferometric differential refractometer. *American Journal of Physics*, 61(11), 1046-1048.
- [60] Konishi, T., Naka, S., Ito, A., & Saito, K. (1997). Transient two-dimensional fuel-concentration measurement technique. *Applied optics*, 36(33), 8815-8819.
- [61] Ikeda, K. (1997). Ultrasonic measurement of concentration in solutions by a phase-locked loop method. *Japanese journal of applied physics*, 36(5S), 3180.

- [62] Lide, D. R. (1995). *CRC handbook of chemistry and physics: a ready-reference book of chemical and physical data*. CRC press.
- [63] Geake, J. E. (1975). Linear refractometers for liquid concentration measurement. *CHEMICAL ENGINEER-LONDON*, (297), 305-308.
- [64] Spear, J. D., Russo, R. E., & Silva, R. J. (1990). Collinear photothermal deflection spectroscopy with light-scattering samples. *Applied optics*, 29(28), 4225-4234.
- [65] Bin Mat Yunus, W. M., & bin Abdul Rahman, A. (1988). Refractive index of solutions at high concentrations. *Applied optics*, 27(16), 3341-3343.
- [66] Binu, S., Pillai, V. M., Pradeepkumar, V., Padhy, B. B., Joseph, C. S., & Chandrasekaran, N. (2009). Fibre optic glucose sensor. *Materials Science and Engineering: C*, 29(1), 183-186.