



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Diseño, implementación y caracterización de un refractómetro diferencial

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Eléctrico Electrónico

P R E S E N T A

Juan Alberto Chavez Pacheco

DIRECTORA DE TESIS

Dra. Anays Acevedo Barrera



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2026



**PROTESTA UNIVERSITARIA DE INTEGRIDAD Y
HONESTIDAD ACADÉMICA Y PROFESIONAL
(Titulación con trabajo escrito)**



De conformidad con lo dispuesto en los artículos 87, fracción V, del Estatuto General, 68, primer párrafo, del Reglamento General de Estudios Universitarios y 26, fracción I, y 35 del Reglamento General de Exámenes, me comprometo en todo tiempo a honrar a la institución y a cumplir con los principios establecidos en el Código de Ética de la Universidad Nacional Autónoma de México, especialmente con los de integridad y honestidad académica.

De acuerdo con lo anterior, manifiesto que el trabajo escrito titulado DISEÑO, IMPLEMENTACION Y CARACTERIZACION DE UN REFRACTOMETRO DIFERENCIAL que presenté para obtener el título de INGENIERO ELÉCTRICO ELECTRÓNICO es original, de mi autoría y lo realicé con el rigor metodológico exigido por mi Entidad Académica, citando las fuentes de ideas, textos, imágenes, gráficos u otro tipo de obras empleadas para su desarrollo.

En consecuencia, acepto que la falta de cumplimiento de las disposiciones reglamentarias y normativas de la Universidad, en particular las ya referidas en el Código de Ética, llevará a la nulidad de los actos de carácter académico administrativo del proceso de titulación.

JUAN ALBERTO CHAVEZ PACHECO
Número de cuenta: 314296599

*“Creo que todos tenemos un poco de esa bella locura que nos mantiene andando cuando todo
alrededor es tan insanamente cuerdo.”*

— Julio Cortázar

ÍNDICE GENERAL

1. Introducción	7
1.1. Índice de refracción	7
1.2. Ley de Snell	7
1.3. Técnicas de refractometría para medios transparentes	8
1.4. Índice de refracción de medios turbios	11
1.5. Planteamiento del problema y justificación	12
1.6. Objetivos	13
1.6.1. Objetivo general	13
1.6.2. Objetivos específicos	13
2. Fundamento teórico	14
2.1. Modelo general del refractómetro diferencial	14
2.2. Análisis de las incertidumbres	16
2.3. Cálculo de la parte imaginaria del índice de refracción a partir de la ley de Beer-Lambert	17
3. Diseño y caracterización de un refractómetro diferencial	19
3.1. Diseño, modelado e impresión 3-D de la celda contenedora de las sustancias bajo estudio	19
3.2. Arreglo óptico del refractómetro diferencial	21
3.3. Otros factores que afectan la medición diferencial del índice de refracción.	24
4. Resultados	27
4.1. Tiempo de estabilidad del diodo láser y fotodiodo, obtención de la relación señal a ruido.	27
4.2. Calibración del refractómetro diferencial con soluciones de NaCl	29
4.3. Mediciones con fotodiodo	32
4.3.1. Calibración con concentraciones grandes de NaCl	32
4.3.2. Medición de concentraciones pequeñas de NaCl	33
4.4. Mediciones con cámara lineal	35
4.4.1. Calibración con concentraciones grandes de NaCl	35
4.4.2. Medición de concentraciones pequeñas de NaCl	36

4.5.	Medición de soluciones acuosas de glucosa	37
4.5.1.	Mediciones de glucosa con fotodiodo	38
4.5.2.	Mediciones de glucosa con cámara lineal	39
4.6.	Medición de índices de refracción de medios ligeramente turbios	43
4.6.1.	Medición del ancho de cintura del haz láser mediante la prueba de la navaja	44
4.6.2.	Mediciones de muestras con partículas de Látex, PMMA y Azul de metileno	45
5.	Conclusiones	49
	Referencias Bibliográficas	50

Agradecimientos

- A la **Dra. Anays Acevedo Barrera** por todo el apoyo, confianza y paciencia brindados para mi formación profesional y en la realización de este trabajo, gracias infinitas.
- Al **Dr. Augusto García Valenzuela** por abrirme las puertas de su laboratorio y brindarme el apoyo para permitirme crecer académicamente y personalmente.
- Al **Dr. Oliver Huerta Carranza** por el acompañamiento, consejos y asesoría en la realización de esta tesis.
- A los profesores **Dr. Roberto Giovanni Ramírez Chavarría** y **M.I Daniel Martínez Gutiérrez** por ser parte de mi formación académica y tomarse el tiempo de apoyarme.
- A la futura doctora **Nadia Estefanía Alvarez Chavez** por todas sus palabras de aliento y sus conocimientos compartidos en la realización de la presente tesis.
- A la **Universidad Nacional Autónoma de México** por permitirme formarme profesionalmente desde el bachillerato.
- Al **Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología (ICAT)** por brindarme un espacio para aplicar y expandir mis conocimientos.
- A la **Facultad de Ingeniería** de la UNAM por permitirme aprender a desarrollarme en un entorno elitista.
- Al proyecto **PAPIIT IN105824** por brindar los medios para poder ampliar mis conocimientos.

Dedicatoria

- A mis padres **Yanet Pacheco Solano** y **Luis Enrique Matias Vargas** por todo el apoyo amor y confianza que tuvieron para conmigo.
- A mis hermanos **Eric Chavez Pacheco** y **Yulissa Yanet Matias Pacheco** por su apoyo y también ser mis mayores heaters y fans.soporten panzones
- A mis abuelos **Jose Felix Pacheco Ramirez** y **Julia Solano Aparicio** (†) por apoyarme siempre.
- A la **Lic. Andrea Viviana Sanchez Guitierrez** por enseñarme a sentir desde el fondo de mis viseras y acompañarme en este largo camino.
- A la **Lic. Berenice Rosas Vazquez** por todo el apoyo en el momento más crucial de mi carrera infinitas gracias 11:11.
- A la **Lic. Beatriz Nava Diaz** por toda la confianza y el apoyo brindando estos años y durante esta etapa.
- Al **M.I Johan Raciél Grandos Villeda** por acompañarme desde el inicio de este camino y siempre apoyarme.
- Al **M.I José Manuel Ramos Guerrero** por ser un gran compañero y por todos los momentos compartidos.
- Al **Ing. Sergio Herrera Bello** y la **Ing. Vanessa Juarez Blancas** por acompañarme en el cierre de esta etapa y no dejarme morir solo.
- A mis incondicionales amigas **Diana Sofia Toribio Gabriel** y **Karla Silvana Guitierrez Lara** por que sigamos compartiendo grandes momentos, las quiero.
- A mi real **Mariam Odali Perez Rayo** por el consejo del primer día que nos conocimos, y todos los que siguieron.
- A **Karen Aimee Puga Silva** por recordarme que aun hay personas bonitas e este mundo.
- A **Edith Silva Castaños** y **Hugo Puga Salinas** por apoyarme cuando más lo necesite y brindarme un segundo hogar.

Resumen

El presente trabajo tiene como fin presentar la implementación de un refractómetro diferencial así como la metodología para su caracterización y calibración para medir pequeños cambios en el índice de refracción de medios transparentes. Además se utilizó el refractómetro diferencial para evaluar su capacidad en medir medios ligeramente turbios. Para esto se diseñó una celda en un software creador de modelos en 3-D de código abierto (FreeCAD). Dicha celda se construyó utilizando una impresora 3D Prusa modelo mk3+, para contener las sustancias bajo estudio. Que a su vez es parte de un arreglo óptico que utiliza un láser como fuente de luz, y un fotodiodo de silicio como sensor para medir el desplazamiento del haz refractado por la celda. En primera instancia se realizó un análisis de incertidumbres asociadas a las variables de las que depende el modelo teórico así como una evaluación del ruido y la estabilidad de los elementos del arreglo. Como primera propuesta para realizar las mediciones se colocó un alambre rectificado frente al fotodiodo para detectar la posición del haz refractado por la muestra bajo estudio y usando soluciones de cloruro de sodio en agua tridestilada. Se calibró el sistema utilizando como referencia las mediciones del índice de refracción que proporciona un refractómetro de Abbe comercial. También se hicieron mediciones de concentraciones de glucosa diluidas en solución salina al 0.9% para las cuales se mostró que el refractómetro diferencial puede medir mejor los cambios de las concentraciones en el rango biológico que el refractómetro comercial. Al realizar las mediciones en el refractómetro diferencial se comprobó que las mediciones para altas concentraciones siguen siendo equiparables con las del refractómetro de Abbe; sin embargo, se observó que si se quería mayor precisión para observar los mínimos desplazamientos en las mediciones debía cambiarse el alambre rectificado por un objeto más delgado y se optó por usar una rendija con un ancho de $50\ \mu m$. En una segunda parte del trabajo se incorporó el uso de una cámara con un arreglo lineal de pixeles, con la finalidad de mejorar la resolución de dicho arreglo experimental y para analizar cómo afecta la temperatura a las mediciones del refractómetro diferencial ya que la cámara nos permite medir en función del tiempo. En última instancia se intentó comprobar experimentalmente la validez de la corrección al cálculo del índice de refracción para un medio ligeramente turbio, que fue propuesta en el artículo de Augusto García-Valenzuela, "*Beam refraction and displacement in a differential refractometer with an absorbing sample,*" Opt. Lett. 34, 2192-2194 (2009).

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

En el presente capítulo se explicará a grandes rasgos el concepto de índice de refracción (IR) y la ley de Snell, se describirán algunos de los métodos utilizados frecuentemente para medir el índice de refracción de medios transparentes, a su vez se presentarán algunos de los refractómetros que existen actualmente en el mercado. También se darán a conocer sus usos específicos y las limitaciones que tienen unos respecto a otros. De igual manera se hablará sobre medios turbios y la importancia de poder medir estos mismos así como los problemas que se presentan.

1.1. Índice de refracción

El índice de refracción es un parámetro que está relacionado con la densidad de los medios, en el caso de medios transparentes, conocer su valor es importante para conocer y estimar cómo se propagará la luz. Es fundamental para el diseño de lentes, prismas, fibras ópticas, también se usa para determinar la concentración de sustancias en un medio matriz, como por ejemplo la miel, ya que en dependencia de su concentración de azúcar o agua puede cambiar el valor de IR. En la actualidad es utilizado en sistemas fotovoltaicos para mejorar la eficiencia de los celdas solares y que éstas puedan absorber más luz [1].

Se denomina índice de refracción n al cociente de la velocidad de la luz en el vacío entre la velocidad de la luz en el medio que se está propagando la luz [2] y está dado por la siguiente expresión:

$$n = \frac{c}{v} \quad (1.1)$$

donde:

- n = índice de refracción del medio.
- c = velocidad de la luz en el vacío (es constante).
- v = velocidad de la luz en el medio (aquí la luz viaja más lento, $v < c$).

1.2. Ley de Snell

La ley de Snell establece cómo cambia de dirección un haz de luz al pasar por una frontera que separa dos medios con distinto índice de refracción [3] y está dada por la siguiente ecuación:

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2 \quad (1.2)$$

Donde n_1 y n_2 son los índices de refracción de los medios que son separados por la frontera, como se esquematiza en la Figura 1.1, θ_1 y θ_2 son los ángulos que forman los rayos incidente y refractado con la línea normal a la frontera.

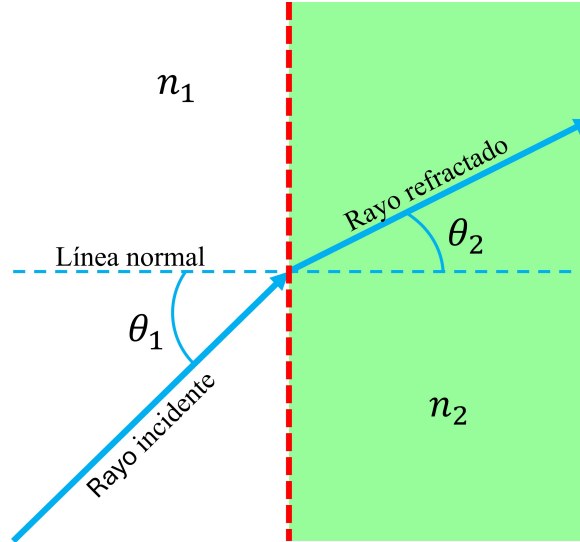


Figura 1.1: Representación de la refracción de un haz de luz al incidir en la frontera que separa dos medios con distinto índice de refracción. Si $n_1 > n_2$ (medio denso $\rightarrow$ menos denso) el rayo se aleja de la normal y existe un ángulo crítico y reflexión total interna. $n_1 < n_2$ (medio menos denso $\rightarrow$ más denso) el rayo se acerca a la normal y se produce reflexión externa.

1.3. Técnicas de refractometría para medios transparentes

Un refractómetro es un instrumento diseñado para medir el índice de refracción de un material líquido o sólido, ofreciendo valores en escala de índice de refracción o en grados Brix ($^{\circ}\text{Bx}$). Este último indica el porcentaje de sólidos solubles, principalmente azúcares, disueltos en un líquido. Estas medidas regularmente se contemplan a una temperatura de 20°C y son ampliamente usados en la industria alimentaria, salud, química industrial, automotriz [4]. Existen diferentes tipos de refractómetros y técnicas distintas para su funcionamiento las cuales se abordarán más adelante.

- **Métodos basados en el ángulo crítico:**

Este método se basa en la determinación del ángulo crítico por reflexión total interna y es empleado por dispositivos comerciales como los refractómetros de Abbe y de Pulfrich [5]. Estos instrumentos miden el valor absoluto de la parte real del índice de refracción.

- **Refractómetro de Abbe:**

Diseñado por Ernst Abbe en el año de 1906 es usado para medir el índice de refracción de líquidos y sólidos, está compuesto por dos prismas y una fuente de luz así como un arreglo de telescopio y escala para observar el valor del índice de refracción. Uno de los prismas, se encuentra cerca a la fuente de luz y tiene una superficie esmerilada esto con el fin de generar luz difusa y por lo tanto se genera una fuente extendida, el segundo prisma es

el de referencia y cuenta con un índice de refracción alto, aproximadamente 1.75 [6]. La mayor limitante de este refractómetro es que es muy susceptible a la temperatura. Puede dar valores entre la tercera y cuarta cifra decimal en el valor de índice de refracción.

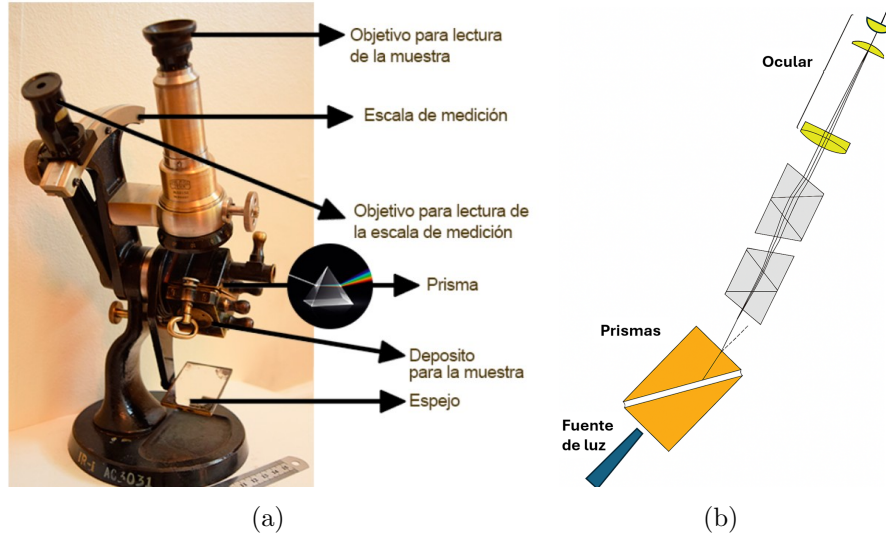


Figura 1.2: (a) de Abbe fabricado por Zeiss al rededor de 1920. Consultado en [7]. (b) Modelo general de un refractómetro de Abbe. Consultado en [6].

- **Refractómetro de Pulfrich:**

La Figura 1.3 muestra un esquema general del refractómetro de Pulfrich, cuando luz monocromática pasa por un prisma con índice de refracción conocido n_0 y sobre este se coloca una muestra líquida o sólida, el valor del índice de refracción n puede ser calculado utilizando la siguiente expresión:

$$n = (n_0^2 - \sin^2 \theta)^{\frac{1}{2}} \quad (1.3)$$

Donde θ es el ángulo de salida de la luz.

La medición de n puede alcanzar una precisión del orden de $1 \times 10^{-4} UIR$ y en comparación al refractómetro de Abbe este puede medir valores de índice de refracción mayores a 1.7 UIR .

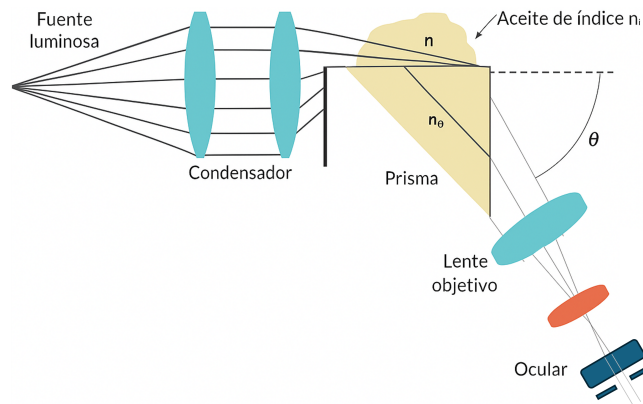


Figura 1.3: Esquema general de un refractómetro de Pulfrich. Consultado en [6].

- **Método basado en la interferencia:** Este método se basa en generar dos ondas secundarias a partir de un onda primaria, una de las ondas secundarias debe propagarse a través de un medio de índice de refracción conocido y la otra onda secundaria debe pasar por el medio de índice de refracción que se desea medir. Posteriormente, por medio de elementos ópticos, ambas partes del haz de luz se hacen coincidir nuevamente formando un patrón de interferencia las cuales pueden ser circulares o rectas, con la ecuación (1.4) podemos conocer el valor del índice de refracción y en función del camino recorrido en el medio conocido [8].

$$n = n_0 + \frac{N\lambda}{d} \quad (1.4)$$

donde:

- n_0 es el índice de refracción del medio conocido.
- N es el número de franjas desplazadas con respecto a la a la franja de referencia.
- λ es la longitud de onda de la fuente de luz utilizada.
- d es el camino geométrico recorrido en el medio conocido.

Los métodos interferométricos son muy sensibles a pequeños cambios del índice de refracción y ofrece una precisión de hasta 5 cifras decimales y son muy utilizados para la medición del índice de refracción de gases y vapores, aunque también se usa en líquidos y sólidos, como ejemplo está el refractómetro de Michelson [9] o el de Angelis, De Nicola, Ferraro, Finizio y Pierattini [10].

- **Método de bloque V. Refractómetro de Hilger-Chance:** Su principal ventaja sobre los otros refractómetros es que puede medir directamente el ángulo de refracción, es muy preciso, puede medir el índice de refracción con una incertidumbre del orden de ± 0.0002 *UIR* y se usa ampliamente en la medición de índices de refracción de vidrios ópticos [6] usando la ecuación (1.5).

$$n = [n_0^2 - \sin^2 \theta (n_0^2 - \sin^2 \theta)^{\frac{1}{2}}]^{\frac{1}{2}} \quad (1.5)$$

Donde n_0 es el índice de refracción de los prismas del refractómetro y θ el ángulo de refracción, como se puede ver en la Figura 1.5.

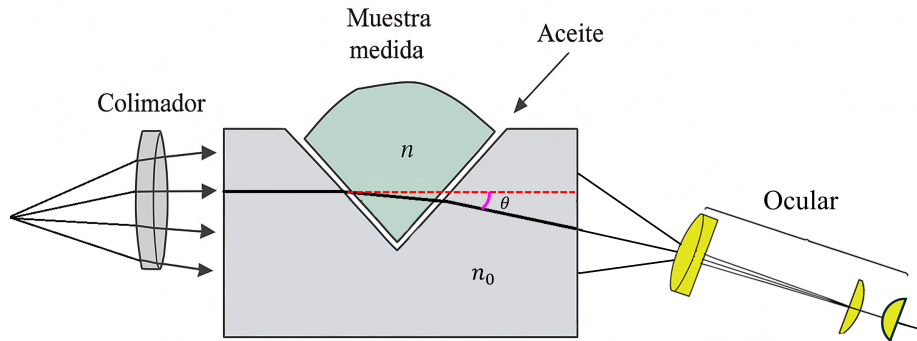


Figura 1.4: Refractómetro de Hilger-Chance que emplea el método de bloque V. Consultado en [6].

- **Método de desviación o deflexión:** Este método emplea principalmente la ley de Snell (ver Figuras 1.1 y 1.5) y la principal diferencia entre los refractómetros que usan esta método radica en la forma de detectar o medir el ángulo que se desvía la luz por la refracción [5].

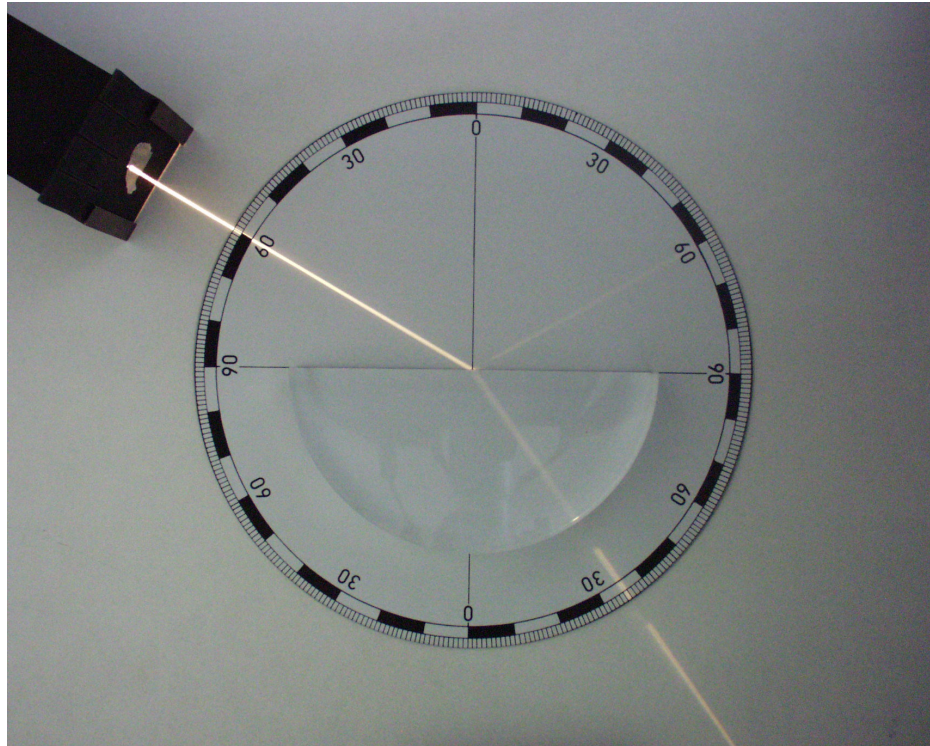


Figura 1.5: Imagen que deja ver la ley de Snell en un prisma semicircular. Consultado en [11].

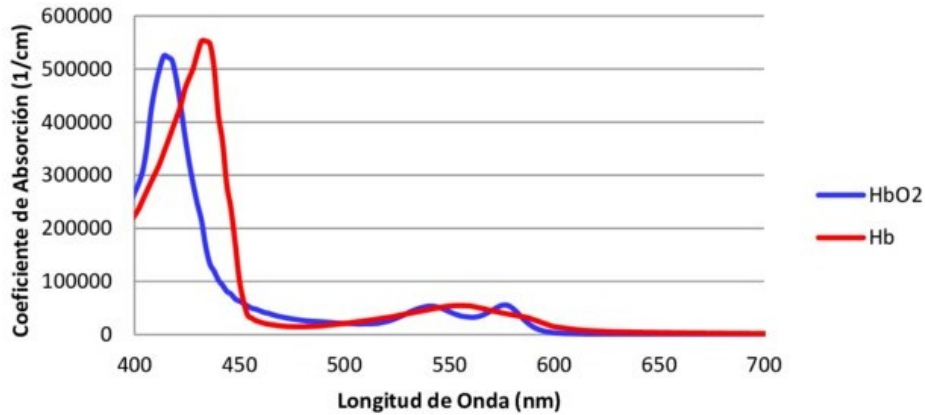
Cabe señalar un ejemplo de este método es el refractómetro diferencial el cual se implementa en este trabajo y se abordará en el capítulo 2.

1.4. Índice de refracción de medios turbios

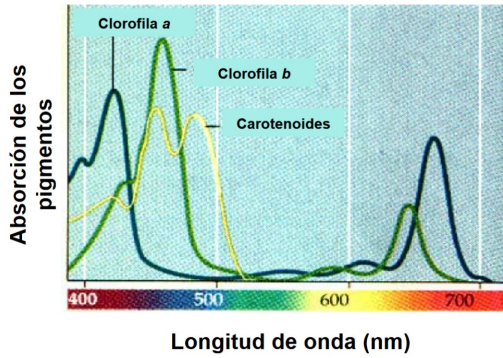
El índice de refracción, en general, es un número complejo, la parte real está relacionada con la velocidad de propagación de la luz en el medio, a través de la ecuación (1.1) mientras que la parte imaginaria está relacionada con la atenuación que sufre la luz al propagarse por el medio. El esparcimiento y la absorción son los dos fenómenos ópticos que se relacionan con la parte imaginaria del índice de refracción [12]. La absorción de un medio se asocia a la presencia de cromóforos (moléculas) específicos que pueden absorber la luz en ciertas regiones del espectro electromagnético. Dos ejemplos de cromóforos son la hemoglobina y la clorofila, cuyos espectros se muestran en la Figura 1.6 (a) y (b). El esparcimiento se produce cuando la luz se encuentra con inhomogeneidades que producen un cambio de dirección con respecto a su trayectoria original (ver Figura 1.6(c)), por ejemplo en una suspensión de partículas en agua o en la leche [13].

Un medio turbio es aquel en el que se produce esparcimiento múltiple de luz [14]. Por ejemplo, en una suspensión de partículas, cuando se incrementa la concentración de partículas la turbidez

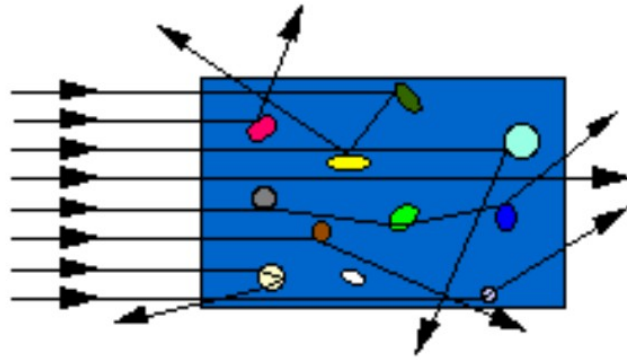
es mayor; de igual manera la turbidez aumenta con el tamaño de partícula y con su contraste de índice de refracción con el medio que las rodea.



(a)



(b)



(c)

Figura 1.6: (a) Curva espectral de absorción de la hemoglobina oxigenada y sin oxigenar, consultado en [15]. (b) Curva espectral de absorción de la clorofila, consultado en [16]. (c) Representación del esparsamiento por partículas, consultado en [17].

1.5. Planteamiento del problema y justificación

Existen varios métodos para medir el índice de refracción de sustancias transparentes, tal es el caso del refractómetro de Abbe con el cual se pueden medir cambios en el índice de refracción hasta en la tercera o cuarta cifra decimal. Sin embargo, cuando se requiere diferenciar entre concentraciones muy similares de alguna sustancia, la resolución del refractómetro de Abbe no es suficiente para distinguirlas. Tal es el caso de concentraciones de glucosa en el rango biológico. A partir de un análisis de la propagación de incertidumbre, se puede asumir que el refractómetro diferencial, propuesto en este trabajo, podrá medir cambios en el índice de refracción en la quinta cifra decimal. Por otra parte, está documentado que para sustancias ligeramente turbias es necesario hacer una corrección en el cálculo del índice de refracción diferencial, la cual se incluye en el análisis presentado en este trabajo. Se intentará comprobar si el instrumento propuesto es capaz de medir índices de refracción en sustancias con cierto grado de turbidez. Este tipo de refractómetros

pueden resultar útiles en la industria farmacéutica para diferenciar concentraciones muy pequeñas de medicamentos en una suspensión.

1.6. Objetivos

1.6.1. Objetivo general

Desarrollar y caracterizar una propuesta de un refractómetro diferencial, así como comprobar su capacidad para medir cambios pequeños de índice de refracción en medios transparentes y en medios ligeramente turbios.

1.6.2. Objetivos específicos

- Diseñar e implementar el arreglo óptico de un refractómetro diferencial.
- Calibrar el refractómetro diferencial usando muestras con índice de refracción conocido.
- Analizar los factores que afectan a la medición diferencial del índice de refracción.
- Explorar la factibilidad del refractómetro diferencial para medir el índice de refracción de glucosa en el rango biológico.
- Comprobar la capacidad del refractómetro diferencial en la medición de líquidos ligeramente turbios.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTO TEÓRICO

En este capítulo se abordará la base teórica del refractómetro diferencial así como un análisis de incertidumbres de las variables asociadas al mismo para mostrar el alcance del modelo en el que se basa el refractómetro diferencial. Además, se armará un arreglo óptico que permita corroborar si el modelo propuesto es capaz de medir cambios en el índice de refracción menores que los refractómetros comerciales.

2.1. Modelo general del refractómetro diferencial

La refractometría diferencial es una técnica óptica basada en geometría de rayos deflectados por la frontera entre dos medios con una ligera diferencia entre sus índices de refracción. Actualmente los refractómetros comerciales (p.ej. el refractómetro de Abbe) pueden medir variaciones en el índice de refracción del orden de 0.01 % en líquidos transparentes; sin embargo, con el refractómetro diferencial (RD), de acuerdo al análisis de incertidumbre, la precisión puede ser aún mayor. También se ha reportado que esta técnica es sensible a variaciones en la parte imaginaria del índice de refracción, esto se puede atribuir a pérdidas por absorción o esparcimiento de la luz por la presencia de partículas [18].

También se ha reportado que este puede medir muchas muestras en un corto periodo de tiempo [19] o si se hace el arreglo pertinente medir varias muestras a la vez [20].

En el modelo esquema de un refractómetro diferencial (ver Figura 2.1) al hacer incidir un haz de luz colimado a la normal de una celda contenedora de dos medios separados entre sí, también conocida como cubeta de Anderson [21, 22], el haz continúa sin desviación hasta encontrarse con la segunda interfaz (inclinada un ángulo α) que separa los medios de referencia y bajo estudio, donde se producirá un haz refractado debido a la diferencia de índices de refracción. Sin embargo, si ambos medios son iguales no se produce un dicha refracción y la luz continuaría sin desviarse de la trayectoria inicial. Por otra parte si alguno de los dos medios llega a ser aunque sea un poco diferente se produciría un desplazamiento lateral. Este desplazamiento es el que se desea medir.

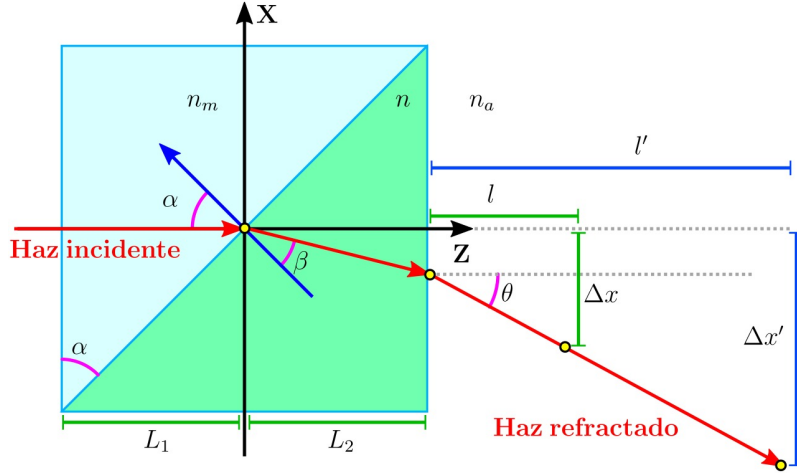


Figura 2.1: Modelo general de un refractómetro diferencial.

Donde

- n_m índice de refracción del medio de referencia.
- n índice de refracción del medio a medir o muestra.
- n_a índice de refracción del aire.
- α ángulo de inclinación de la interfaz con respecto al eje vertical.
- l distancia del recorrido del haz refractado en el aire, fuera de la celda (o distancia entre la celda y el detector).
- Δx desplazamiento lateral del haz, refractado medido a una distancia l .
- L_2 la distancia recorrida por el haz en el medio bajo estudio.
-

Cabe mencionar que se puede colocar el sensor en esta posición l' , donde se mediría un desplazamiento mayor $\Delta x'$. De esta manera se podría observar la diferencia entre n_m y n con mayor resolución, sin embargo esto puede perjudicar la medición debido a la divergencia angular del láser. La ecuación (2.1) relaciona las variables del esquema general para el refractómetro diferencial que se muestra en la Figura 2.1, y nos permite conocer los desplazamientos del haz refractado, provocados por la diferencia entre índices de refracción entre la muestra y la referencia.

$$\Delta x = \pm \delta n \left[\frac{L_2}{n_m} + l \right] \tan(\alpha) \quad (2.1)$$

Pero ya que lo que nos interesa determinar en este trabajo es la diferencia δn del valor del índice de refracción n con respecto a n_m . A partir de la ecuación 2.1 despejamos a δn obteniendo la siguiente expresión:

$$\delta n = \left(\frac{n_m}{n_m l + L_2} \right) \left(\frac{\Delta x}{\tan(\alpha)} \right) \quad (2.2)$$

La ecuación (2.2) solo toma en cuenta la parte real del índice de refracción, esto quiere decir que solo aplica a sustancias transparentes o sin absorción y para obtener valores absolutos del mismo se necesita conocer el valor del índice de refracción de referencia n_m , a una $\lambda = 450$ nm.

2.2. Análisis de las incertidumbres

De la ecuación (2.2) se realizó la propagación de incertidumbres de las variables involucradas en la misma para lo cual se obtuvieron las derivadas parciales de δn con respecto a cada uno de los parámetros (ver ecuación (2.4)). La diferencia de índice de refracción δn puede ser representado por la siguiente ecuación:

$$\delta n = f(n_m, L_2, l, \alpha, \Delta x) \quad (2.3)$$

$$u(\delta n) = \sqrt{\left[\frac{\partial f}{\partial n_m} \cdot u(n_m)\right]^2 + \left[\frac{\partial f}{\partial l} \cdot u(l)\right]^2 + \left[\frac{\partial f}{\partial L_2} \cdot u(L_2)\right]^2 + \left[\frac{\partial f}{\partial \Delta x} \cdot u(\Delta x)\right]^2 + \left[\frac{\partial f}{\partial \alpha} \cdot u(\alpha)\right]^2} \quad (2.4)$$

En la Figura 2.2 se muestra la contribución a la incertidumbre de cada término entre corchetes que aparece en la ecuación (2.4).

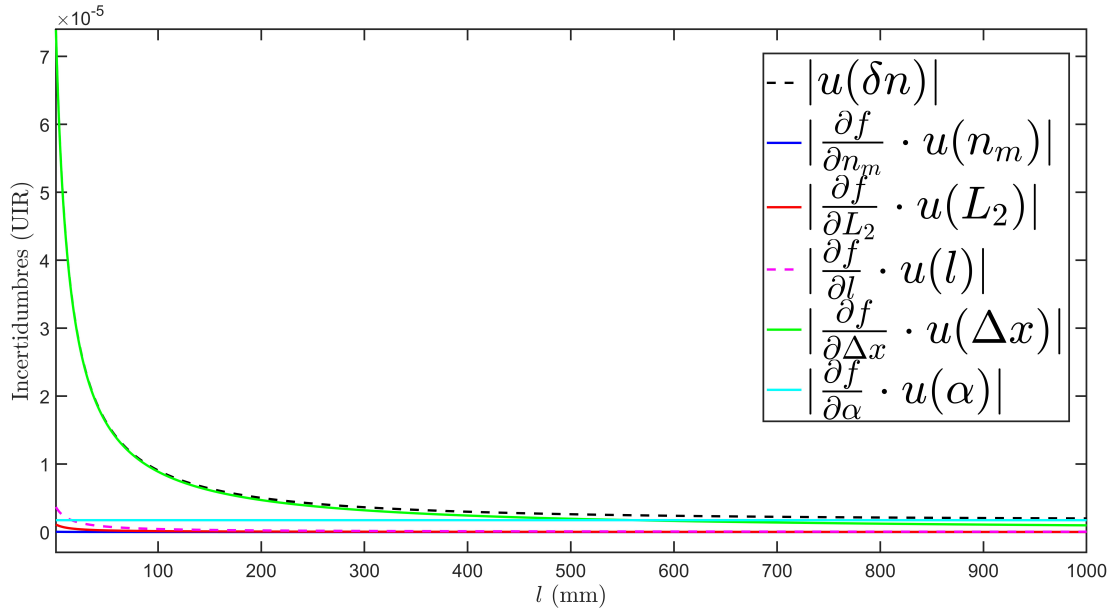


Figura 2.2: Incertidumbre asociada a la medición de $\delta n = 0.001$ tomando en cuenta los parámetros involucrados. $u(\Delta x)$ y α son los parámetros que más influyen en la medición, considerando $L_2 = 16.70 \pm 0.2$ mm, $\alpha = 45^\circ \pm 0.5^\circ$, el parámetro se varía en un intervalo de 100 mm a 1000 mm con un paso de 0.5 mm, $n_m = 1.3325 \pm 5 \times 10^{-4}$ UIR.

Se observa que a partir de $l \geq 550$ mm el parámetro α es el que más contribuye en la determinación de $u(\delta n)$ y ya no es necesario seguir alejando el detector, considerando un desplazamiento mínimo $u(\Delta x) = 10 \mu m$. Esto es porque en una primera instancia se consideró usar una platina de desplazamiento horizontal con una resolución de $10 \mu m$ en el arreglo óptico del cual se hablará más adelante.

En caso de reducir el camino que recorre la luz en el interior de la celda (L_2) y manteniendo constantes los otros parámetros se reduce la distancia a partir de la cual se puede colocar el sensor, lo que nos indica que existe la posibilidad de hacer un sistema más compacto (ver apéndice C).

2.3. Cálculo de la parte imaginaria del índice de refracción a partir de la ley de Beer-Lambert

La ley de Beer-Lambert en esencia expresa cómo se atenúa la amplitud de una onda electromagnética al pasar a través de un medio con pérdidas por absorción o esparcimiento. Además, con la aplicación de la ley de Beer-Lambert es posible estimar la concentración de un cromóforo (en el caso de la absorción) o de partículas (en el caso del esparcimiento). La atenuación de la irradiancia de la onda al atravesar una muestra [23], está dada como:

$$I = I_o(e^{-\alpha l}) \quad (2.5)$$

Donde:

- I es la potencia transmitida
- I_o es la potencia incidente
- α coeficiente de extinción de la sustancia bajo estudio
- l camino óptico que recorre la onda dentro de la sustancia bajo estudio

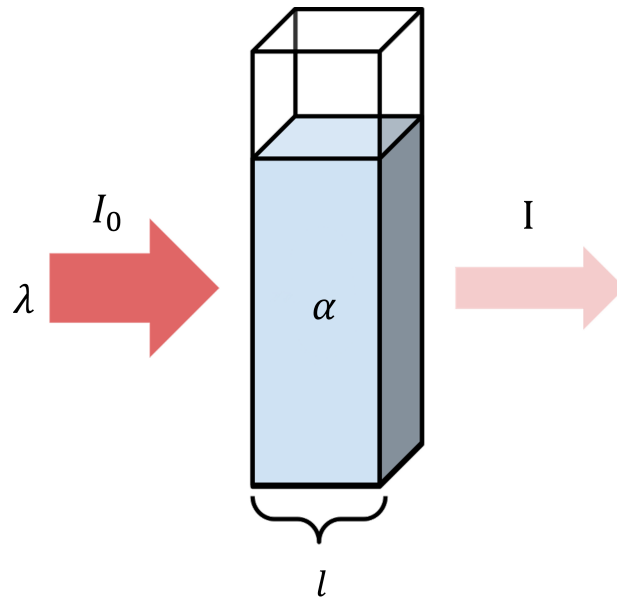


Figura 2.3: La luz que atraviesa la muestra se atenúa de acuerdo con la Ley de Beer-Lambert. Consultado en [24]

Se sabe que la atenuación que experimenta la luz al pasar por un medio está relacionada con la parte imaginaria del índice de refracción de dicho medio:

$$\alpha = 2k_0 n'' \quad (2.6)$$

Donde:

- $k_0 = \frac{2\pi}{\lambda}$, número de onda o magnitud del vector de onda
- n'' es la parte imaginaria del índice de refracción de la muestra

Por lo tanto si sustituimos la ecuación (2.6) en la ecuación (2.5) obtenemos:

$$I = I_o \left(e^{-2k_0 n'' l} \right) \quad (2.7)$$

Despejando n'' obtenemos que:

$$n'' = \frac{1}{2k_0 l} \ln \left(\frac{I_o}{I} \right) \quad (2.8)$$

Es importante conocer n'' ya que esta se relaciona con la atenuación o absorción de la luz en un medio y mientras que n está relacionado con la desviación o refracción. Si $n'' = 0$ estamos hablando de un medio transparente pero si $n'' > 0$ se trata de un medio opaco.

CAPÍTULO 3

DISEÑO Y CARACTERIZACIÓN DE UN REFRACTÓMETRO DIFERENCIAL

En este capítulo se mostrará el diseño y el modelado en 3-D de la celda que se usó para el arreglo óptico del refractómetro diferencial.

3.1. Diseño, modelado e impresión 3-D de la celda contenedora de las sustancias bajo estudio

La celda se diseñó en el software Freecad usando como base el esquema general de un refractómetro diferencial (ver Figura 2.1). Como medida de referencia se utilizó un portaobjetos (26x76 mm) ya que estas mismas se emplearon para las paredes de la celda donde la luz incide, también se colocó la pared a un ángulo de 45° la cual separa ambas cavidades.

Para la impresión en 3-D se usó una impresora Prusa i3 MK3S+ y como material de impresión PLA (Ácido Poliláctico). Se manejaron dos versiones de celda, y se muestra en la Figura 3.1(a) y 3.1(b). Sin embargo la primera versión, que se muestra en la Figura 3.1(a), es complicado colocar las paredes ya que para pegar las mismas se usó pegamento de silicona comercial y en el caso de que alguna de estas paredes se rompiera sería complicado el cambio. También se observó que presenta cierta incertidumbre sobre el grosor de las paredes, ya que los portaobjetos varían su espesor entre 0.8 y 1.1 mm, lo cual provoca que al dejar este margen se cometa un error en el paralelismo de las ventanas de vidrio, y que al presentar una inclinación esto pueda afectar la medición. Por otra parte esta primera versión sirvió para realizar pruebas de hermeticidad para evitar que las sustancias se mezclen. Para corregir los inconvenientes ya mencionados se optó por modificar la celda ver Figura 3.1(b) esta nueva versión permite colocar de mejor manera las paredes de portaobjetos y en dado caso de necesitar cambiar una pared sería más sencillo. Esta nueva versión fue la que se usó para caracterizar el refractómetro diferencial.

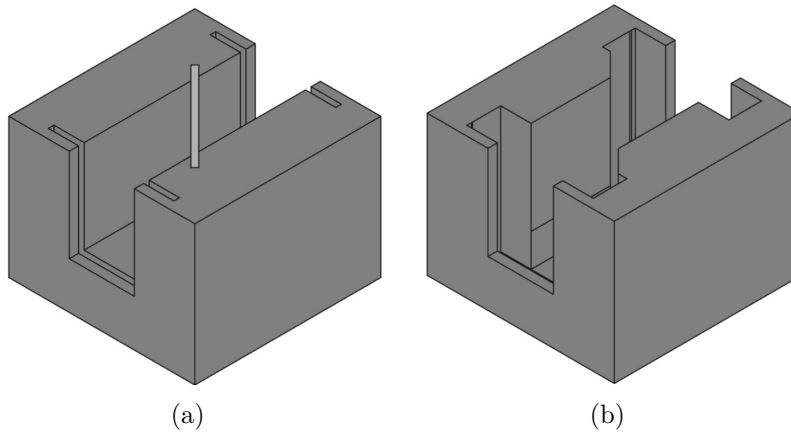


Figura 3.1: (a) Primera y (b) segunda versión de la celda contenedora impresa en 3D. La segunda fue la que se usó como definitiva en el presente trabajo.

Para la prueba de hermeticidad en la celda se utilizaron agua y merteolate para observar si existían fugas entre las paredes o si el material del que está construido es permeable. Se observó que la celda puede contener bien ambas muestras y evitar que se mezclen.

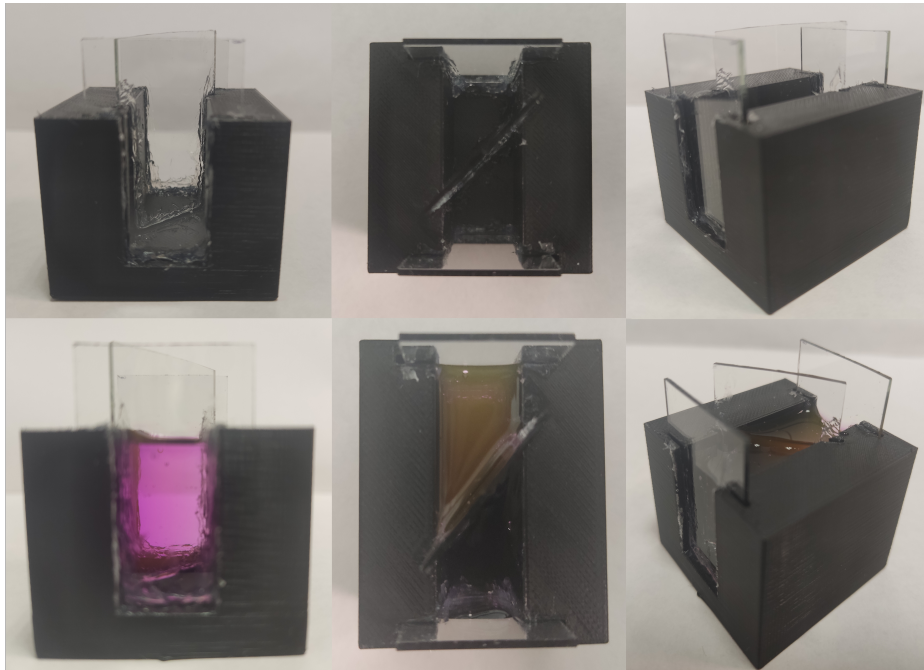


Figura 3.2: Celda diseñada en FreeCAD y construida utilizando impresión 3D. Pruebas de hermeticidad.

Otra observación importante que se obtuvo al implementar el diseño del refractómetro diferencial es que dependiendo de dónde se coloquen las muestras el haz refractado sufrirá un desplazamiento hacia abajo o hacia arriba, con respecto a su trayectoria inicial, como se muestra en las Figura 3.3.

Si se coloca primero la muestra de referencia (n_1) en la cavidad donde incide el láser, ya que

esta tiene un valor de índice de refracción menor al de la muestra que se desea medir (n_2) el haz refractado se desplazará en un sentido Figura 3.3(a), de otra forma si en la cavidad donde incide primero el láser se coloca la muestra que se desea medir y en la segunda cavidad la muestra de referencia el haz refractado se desplazará en sentido contrario Figura 3.3(b).

Es importante conocer lo anterior, ya que en función de esto se puede saber hacia dónde se moverá el haz y para poder medirlo, en el presente trabajo se utiliza el caso ilustrado en la Figura 3.3(b).

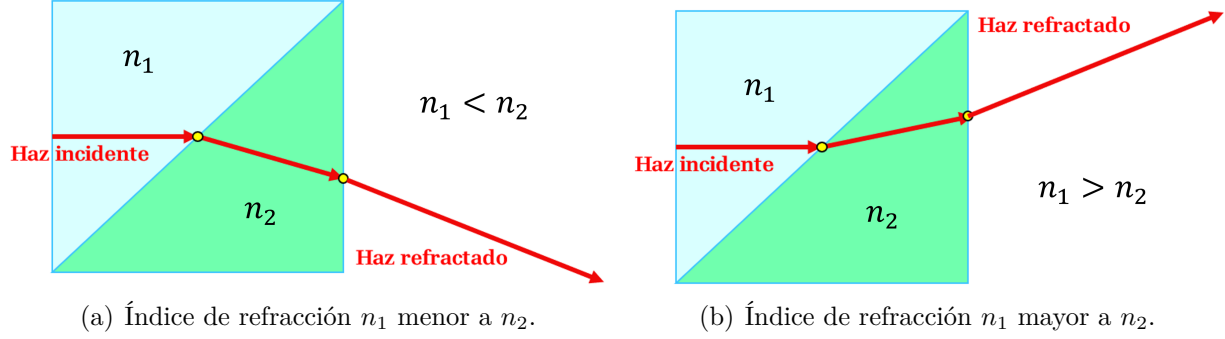


Figura 3.3: El cambio de la dirección del haz refractado depende del orden en el que se ubican las muestras de referencia y bajo prueba.

3.2. Arreglo óptico del refractómetro diferencial

Como primera propuesta del arreglo experimental se decidió utilizar una platina mecánica (ver Figura 3.4 (a)) la cual cuenta con una resolución de $10\ \mu m$, sobre ella se colocó un fotodiodo sobre el cual incide el haz que emerge de la celda [25]. El láser (CPS450) cuenta con un perfil gaussiano esto se tomó en cuenta para colocar a la entrada del fotodiodo un alambre rectificado, como se muestra en la Figura 3.5, con el fin de obstruir la parte más intensa del haz láser antes de llegar al fotodiodo como consecuencia el fotodiodo detecta un mínimo en su lectura (ver Figura 3.6). Cabe destacar que el láser implementado en el arreglo tiene un spot elíptico ($3.2\ mm \times 1.0\ mm$), lo que significa que puede tener dos posiciones: con el eje mayor orientado verticalmente y con el eje mayor orientado horizontalmente. En el arreglo experimental, el eje mayor del spot elíptico se orientó verticalmente para la obstrucción del haz láser con un alambre de acero rectificado.



Figura 3.4: (a) Platina lineal mecánica con resolución de $10\ \mu m$. (b) Platina lineal motorizada con resolución de $0.8\ \mu m$.

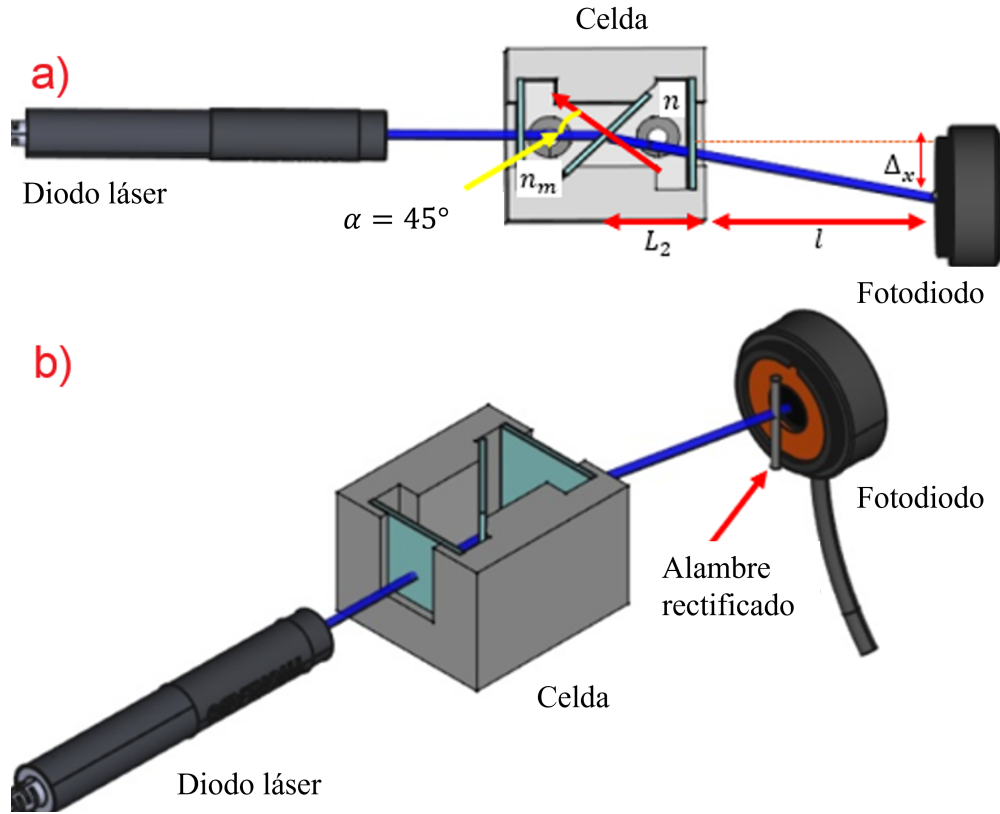


Figura 3.5: (a) Vista superior del arreglo óptico con fotodiodo y variables de diseño. (b) Vista lateral del arreglo óptico con fotodiodo y alambre rectificado.

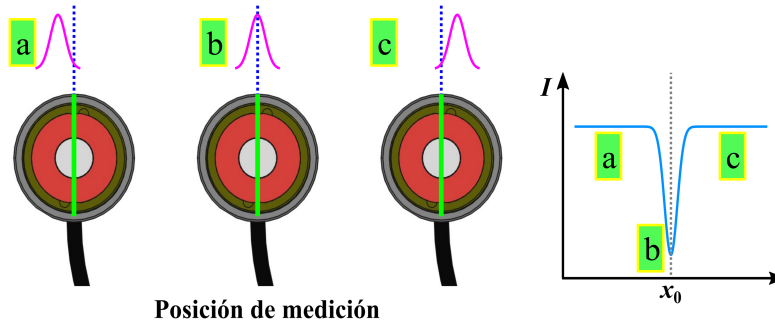


Figura 3.6: (a) El máximo del haz gaussiano se encuentra antes del alambre rectificado. (b) El máximo del haz gaussiano está sobre el alambre rectificado y el fotodiodo ve un mínimo. (c) El máximo del haz gaussiano se encuentra después del alambre rectificado.

Sin embargo este arreglo solo funcionaba bien para desplazamientos grandes, pero para desplazamientos pequeños el alambre es demasiado ancho y los cambios no son perceptibles para el fotodiodo.

Por esta razón se optó por modificar ligeramente el arreglo experimental inicial, el alambre rectificado se cambió por una rendija con un ancho de $50 \mu m$ (ver Figura 3.7(a)) la cual se colocó de forma vertical para que el haz incidiera en ella. Así mismo se cambió la platina manual por una platina motorizada (ver Figura 3.4(b)) la cual tiene un desplazamiento mínimo de $0.8 \mu m$.

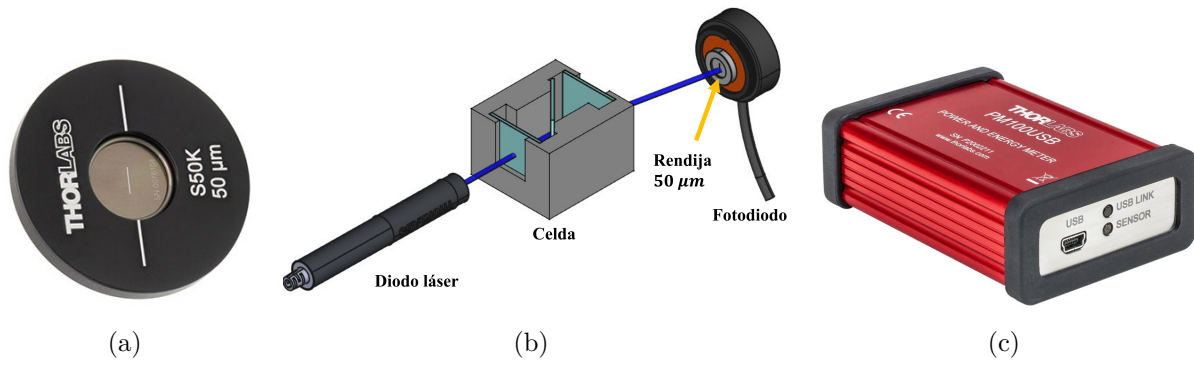


Figura 3.7: (a) Rendija de 50 μm de ancho. (b) Esquema del arreglo óptico con celda y fotodiodo con rendija. (c) Potenciómetro PM100USB para medir la intensidad.

Adicionalmente se probó otra alternativa para detectar la posición del haz refractado, la cual consistió en usar una cámara CCD modelo LC100 de Thorlabs (ver Figura 3.8) que cuenta con un arreglo lineal de píxeles (2048 píxeles) con un tamaño de 14 μm cada uno. Esto para ver si tenía una mejor respuesta a las mediciones ya que esta no necesita desplazarse lateralmente con una platina, esto permite que sea posible realizar mediciones en función del tiempo, por ejemplo de variaciones del índice de refracción como función de la temperatura. Sin embargo, para poder usar la cámara se utilizan 3 polarizadores lineales para atenuar la amplitud de haz láser y evitar que los píxeles de la cámara se saturen. De igual manera se colocó un diafragma a la salida del láser, esto con el propósito de obtener un pico de intensidad mejor definido especialmente el cual sería más visible para la cámara. Se realizó una comparación entre ambos métodos la cual se muestra en el capítulo 4.

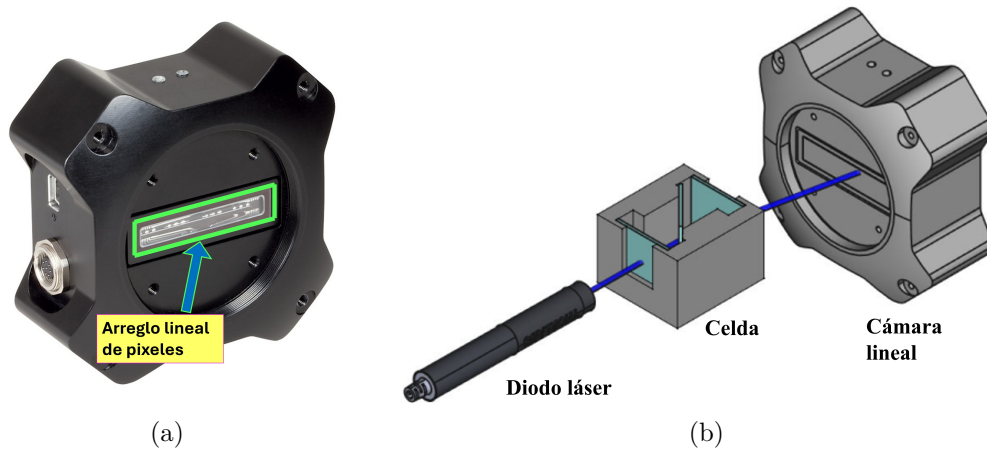


Figura 3.8: (a) Cámara lineal LC100 de Thorlabs. (b) Arreglo óptico con celda y cámara.

En la Tabla 3.1 se listan todos los elementos utilizados en los arreglos experimentales y las características técnicas obtenidas de Thorlabs [26].

Características de los elementos del arreglo		
Dispositivos Thorlabs	Especificaciones	Valores
Láser CPS450	Longitud de onda Potencia Forma del spot	450 nm 4.5 mW Elíptica
Fotodiodo S120VC	Apertura Rango longitud de onda Rango potencia Resolución	9.5 mm 200-1100 nm 50 nW - 50 mW 1 nW
Multímetro PM100USB	Resolución Potencia trabajo	1 mW 10 mW
Platina MTS50-Z8	Recorrido Aceleración máxima Velocidad mínima Resolución	50 mm 4.5 mm/s ² 4.5 mm/s ² 0.8 μ m
Cámara LC100	Rango longitud de onda Sensor Tamaño pixel	350-1100 nm 2048 Pixeles CCD 14 μ m x 56 μ m

Tabla 3.1: Características técnicas de los elementos del arreglo óptico.

3.3. Otros factores que afectan la medición diferencial del índice de refracción.

Se sabe que dos factores que afectan el valor del índice de refracción son la temperatura y la longitud de onda de la fuente de luz utilizada [27, 28].

1. Temperatura:

- Una temperatura más alta implica que el líquido se vuelve menos denso y viscoso, lo que provoca que la luz viaje más rápido en el medio. Esto resulta en un valor menor del índice de refracción al aumentar la temperatura.
- Una temperatura más baja implica que el líquido se vuelve más denso y tiene mayor viscosidad, lo que hace que la luz viaje más lentamente en el medio. Esto resulta en un valor mayor del índice de refracción, ver ecuación (1.1).

2. Longitud de onda:

- El índice de refracción varía con la longitud de onda porque las diferentes longitudes de onda interfieren en distinta medida con los átomos del medio.
- Es importante utilizar luz monocromática para evitar la dispersión de la luz en diferentes colores.
- La línea D de sodio a 598 nm es la longitud de onda de luz más utilizada por los refractómetros comerciales, ya que es un estándar internacional que está bien definida y muy estudiada.

En el manual de uso del Refractómetro de Abbe modelo NAR-1T SOLID [29] se proporciona una Tabla de las variaciones del índice de refracción del agua como función de temperatura en un intervalo de 10°C a 40°C . Con esta Tabla se observa que mientras aumenta la temperatura del agua disminuye el valor del índice de refracción. Estas mediciones se hicieron a una longitud de onda (λ) de 589 nm, que es con la que trabaja el refractómetro de Abbe; sin embargo, el RD puede trabajar a diferentes longitudes de onda, para este caso se está usando una $\lambda=450$ nm. Para explorar cómo es el comportamiento del índice de refracción del agua como función de la temperatura, específicamente a la longitud de onda de trabajo del RD, se usó el repositorio de <https://refractiveindex.info/> [30] el cual nos proporciona 4 valores del índice de refracción del agua a diferentes temperaturas con los cuales se realizó un ajuste utilizando un polinomio de orden 2. En la Figura 3.9 se muestran estos ajustes para los datos mencionados para ambas longitudes de onda 450 nm y 589 nm. De igual manera se observa que para una misma temperatura, a menor longitud de onda el índice de refracción es mayor.

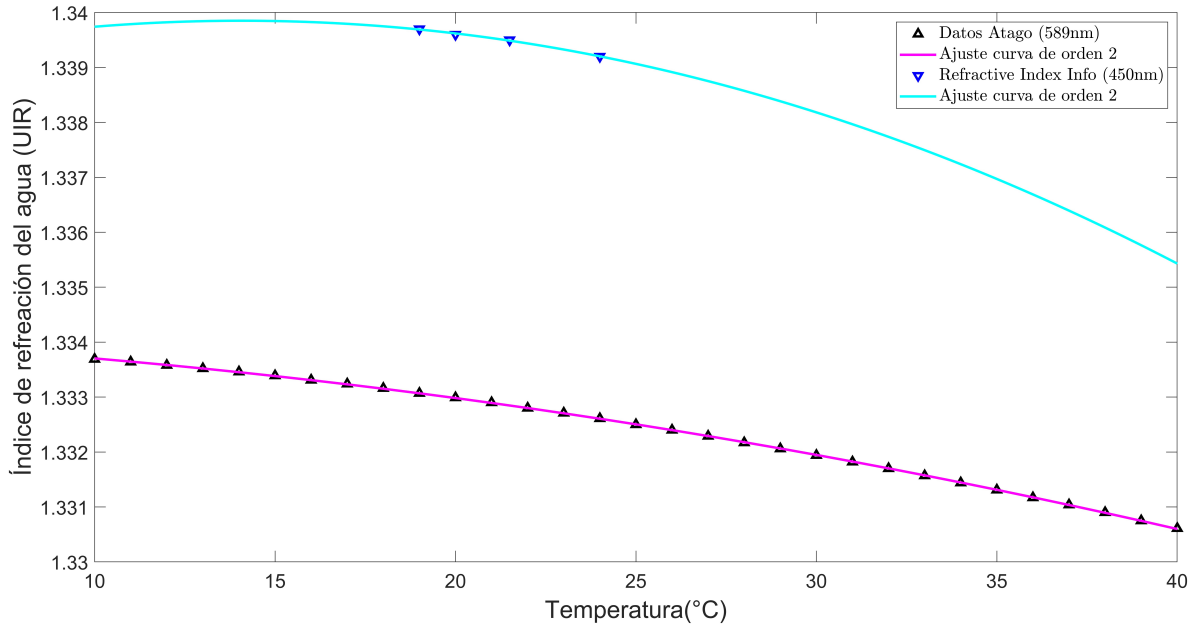


Figura 3.9: Relación entre el índice de refracción del agua y la temperatura, considerando $\lambda = 589$ nm y $\lambda = 450$ nm. Se ajustó un polinomio de orden 2 a cada conjunto de valores.

Para corroborar lo antes mencionado se usaron los datos encontrados en el artículo de Alexey N.Bashkatov [31], donde se proponen diferentes valores de índice de refracción en función de la temperatura para diferentes longitudes de onda cómo se muestra en la Tabla 3.2.

Temp. °C	226.5 nm	361.05 nm	404.41 nm	589 nm	632.8 nm	1013.98 nm
0	1.3945	1.34896	1.34415	1.33432	1.33306	1.32612
10	1.39422	1.3487	1.34389	1.33408	1.33282	1.32591
20	1.39336	1.34795	1.34315	1.33366	1.33211	1.32524
30	1.39208	1.34682	1.34205	1.33323	1.33105	1.32442
40	1.39046	1.3454	1.34065	1.33095	1.32972	1.32296
50	1.38854	1.34373	1.33901	1.32937	1.32814	1.32145
60	1.38636	1.34184	1.33714	1.32757	1.32636	1.31974
70	1.38395	1.33974	1.33508	1.32559	1.32438	1.31784
80	1.38132	1.33746	1.33284	1.32342	1.32223	1.31576
90	1.37849	1.33501	1.33042	1.32109	1.31991	1.31353
100	1.37547	1.33239	1.32784	1.31861	1.31744	1.31114

Tabla 3.2: Índices de refracción del agua en función de la temperatura y longitud de onda [31].

En la Figura 3.10 se muestran las gráficas n vs temperatura de los valores listados en la Tabla 3.2. Cada conjunto de datos corresponde a una longitud de onda distinta. Podemos observar claramente el comportamiento del índice de refracción, que a menor longitud de onda el índice de refracción aumenta y a mayor temperatura disminuye, nuestros datos también aparecen en la gráfica 3.10 y presentan una tendencia similar a los datos de la Tabla 3.2, esto confirma que los valores medidos y obtenidos en [30] son válidos y se pueden usar para calibrar el refractómetro diferencial.

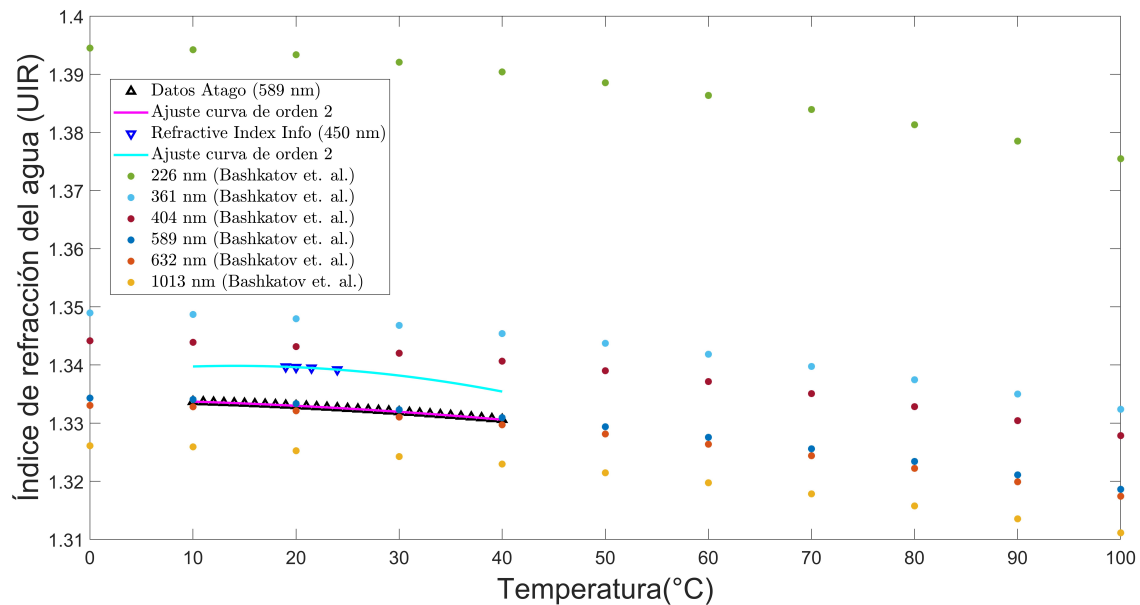


Figura 3.10: Relación índice de refracción del agua con respecto a la temperatura a diferentes λ [31].

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

En este capítulo se presentarán la caracterización, calibración y algunas aplicaciones del refractómetro diferencial, así como los resultados obtenidos utilizando dos arreglos experimentales con diferente sensor para medir el desplazamiento del haz refractado. Adicionalmente, se muestran las limitaciones del sistema de medición al intentar evaluar índices de refracción de medios ligeramente turbios.

4.1. Tiempo de estabilidad del diodo láser y fotodiodo, obtención de la relación señal a ruido.

Como ya se mencionó anteriormente, el refractómetro diferencial solo mide desplazamientos laterales del máximo del haz láser, se precisa saber el tiempo de estabilidad de la potencia de láser para evitar fluctuaciones en la cámara CCD lineal. Para medir el tiempo de estabilización del diodo láser se realizaron mediciones de la potencia del láser durante un intervalo de tiempo de 3.5 horas y se observó que al transcurrir un tiempo de 40 minutos aproximadamente la potencia del láser se estabilizaba. De igual manera para el fotodiodo se observó que su potencia se estabiliza en un tiempo de 7 minutos. A ambas señales, correspondiente a la potencia de los láseres, se les aplicó un filtro gaussiano (usando la función de MATLAB `imgaussfilt()`) para eliminar el ruido, representado por la curva roja en ambas gráficas de la Figura 4.1.

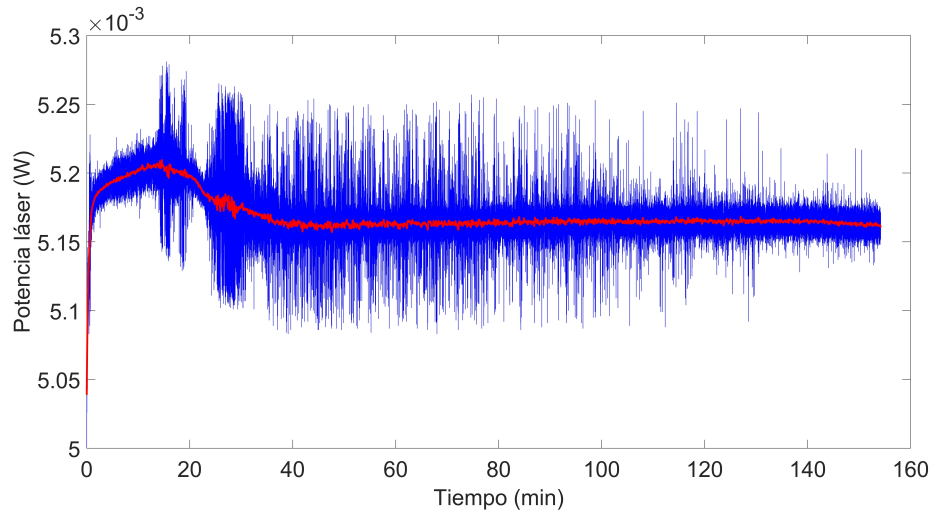


Figura 4.1: (a) Se observa que la potencia del láser se estabiliza en un tiempo promedio de 40 minutos.

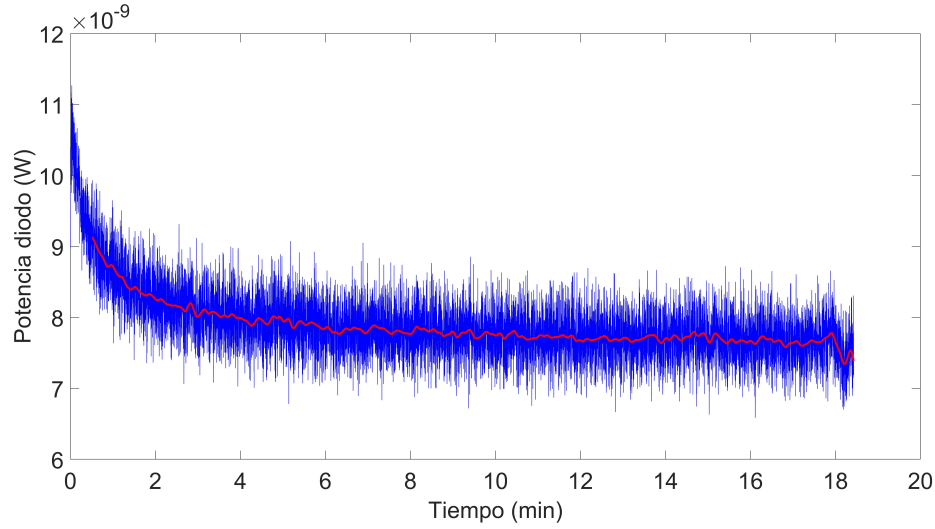


Figura 4.1: (b) Se observa que el fotodiodo se estabiliza en aproximadamente 7 minutos.

Cuando se quiere medir muestras que presentan atenuación, es decir que cuentan con índice de refracción complejo se debe considerar la señal a ruido del sistema. Esto es debido a que se necesita medir la potencia incidente y transmitida como se muestra en la ley de Beer-Lambert (ver sección 2.3). En estas mediciones es necesario restar el ruido de la señal. Para estimar la relación señal a ruido (SNR, por sus siglas en inglés) de este sistema se usó la curva azul de la Figura 4.1(a), que representa la señal original sin filtrar y usando los valores desde el minuto 50 en adelante, ya que a partir de este momento se considera que la señal oscila alrededor de una valor constante. Se calculó la SNR usando la siguiente expresión [32] la cual nos da el valor en decibels (dB):

$$\text{SNR} = 20 \log_{10} \left[\frac{\sum_{n=0}^{L-1} (x(n))^2}{\sum_{n=0}^{L-1} (\hat{x}(n) - x(n))^2} \right], \quad (4.1)$$

la ecuación (4.1) nos da el valor de SNR en decibels (dB),
Donde:

- $x(n)$ es la señal original
- $\hat{x}(n)$ es la señal filtrada
- SNR relación señal a ruido en decibels
- L número de muestras de la señal

Utilizando la fórmula (4.1), con $L = 62512$ obtenemos un valor de SNR=54.7 dB. Cabe destacar que el mismo valor se obtiene usando la función `snr()` de MATLAB. Lo cual quiere decir que nuestra señal en términos adimensionales es aproximadamente 542 veces más grande que el ruido.

4.2. Calibración del refractómetro diferencial con soluciones de NaCl

Para calibrar el RD se utilizó como referencia el refractómetro comercial de Abbe modelo NAR-1T SOLID, el cual trabaja en la línea D del sodio (n_D) con una longitud de onda $\lambda = 589 \text{ nm}$ y puede medir valores desde 1.3000 a 1.7000 en unidades de índice de refracción (UIR) y de 0 a 95.0 grados Brix. El refractómetro de Abbe es muy utilizado por su practicidad y robustez sus medidas son confiables; sin embargo, no cuenta con una resolución muy grande teniendo certeza solo hasta la tercera cifra decimal y aquí es donde la propuesta del refractómetro diferencial toma relevancia ya que con este mismo se puede medir hasta la quinta cifra decimal de índice del refracción.

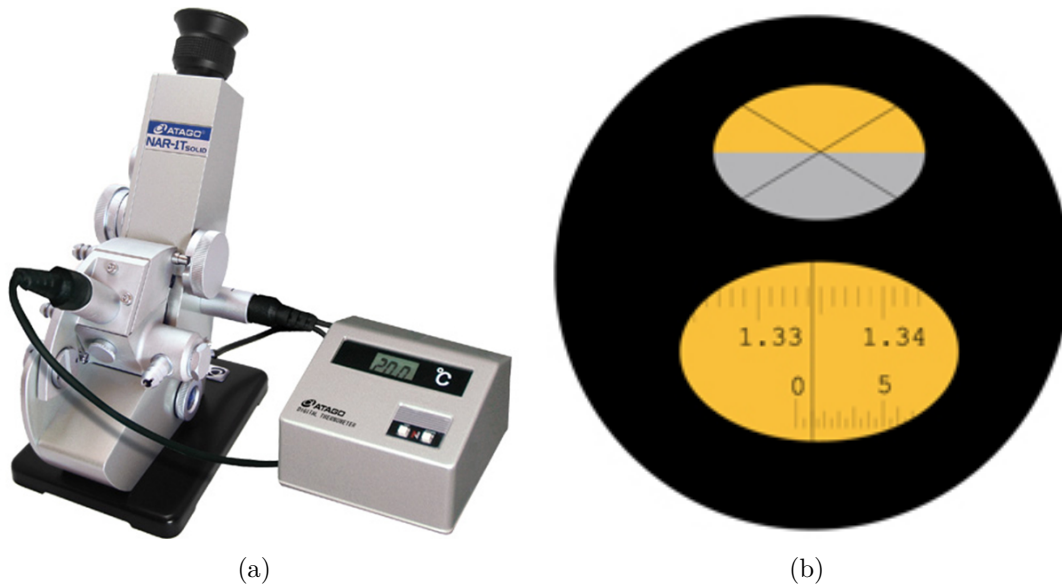


Figura 4.2: (a) Refractómetro de Abbe modelo NAR-1T SOLID. (b) Escala de medición del refractómetro de Abbe, que se observa a través del ocular del refractómetro.

A continuación se muestran dos Tablas con las concentraciones de disoluciones de NaCl en agua tridestilada y su correspondiente índice de refracción que se midió utilizando el refractómetro de Abbe (n_D). Las concentraciones en el intervalo de 0.210 g/ml a 0.215 g/ml, que aparecen en la Tabla 4.1 se utilizaron para calibrar el refractómetro diferencial; en lo siguiente nos referiremos a dicho intervalo como concentraciones grandes de NaCl. Además se trabajaron otras concentraciones en un intervalo mucho menor (0.0009 g/ml a 0.009 g/ml), mostradas en la Tabla 4.2 a las cuales nos referiremos en lo siguiente como concentraciones pequeñas de NaCl.

Para las concentraciones grandes se usó cloruro de sodio en estado sólido (sal de mesa) en las cuales se buscó que la diferencia entre concentraciones fuera suficiente como para que el refractómetro de Abbe pudiera medir cambios en la segunda o tercera cifra decimal. Estas muestras se realizaron usando la metodología que se muestra en el Apéndice A para muestras sólidas en donde se usó la densidad del NaCl ($\rho = 2.16 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$). Para pesar estas muestras se utilizó una balanza analítica de la marca Acculab modelo Al-64 con una precisión de 4 cifras decimales. En la Tabla 4.1 se puede observar la masa real de NaCl (m_{NaCl}^* real) y volumen real de agua (V_{treal}), que se obtuvieron experimentalmente al preparar las muestras. Para el cálculo de la concentración de NaCl Cx_{real}

en cada muestra, se tomó en cuenta la masa (en gramos) y el volumen (en mililitros). En las muestras, f es la fracción que representa el volumen de sal con respecto al volumen total de la solución tomando en cuenta la densidad del NaCl. Se puede observar cómo el índice de refracción n_D va aumentando a medida que la concentración de NaCl se incrementa.

No. Muestra	Cx_{real} (g/ml)	f	m_{NaCl} (g)	m_{NaCl}^* real (g)	V_{treal} (ml)	n_D
1	0.021	0.01	0.432	0.4329	20.5429	1.3357
2	0.043	0.02	0.864	0.868	20.0148	1.3391
3	0.063	0.03	1.296	1.2966	20.2859	1.3429
4	0.086	0.04	1.728	1.728	20.0047	1.3469
5	0.107	0.05	2.160	2.1605	20.0170	1.3508
6	0.129	0.06	2.592	2.5928	20.1415	1.3520
7	0.151	0.07	3.024	3.0237	20.0498	1.3549
8	0.172	0.08	3.456	3.4574	20.0678	1.3573
9	0.194	0.09	3.888	3.8918	20.0289	1.3602
10	0.215	0.10	4.320	4.3214	20.0956	1.3723

Tabla 4.1: Muestras con concentraciones grandes de NaCl en 20 ml de agua tridestilada, para la calibración del RD.

En el caso de las concentraciones pequeñas para su elaboración se usó cloruro de sodio en solución inyectable al 0.9 %, como se trata de un medio líquido se usa la ecuación (5.1) del Apéndice A. La muestra madre contiene 0.9 g de NaCl en 100 ml de agua, se considera que es el 100 % y se elaboraron las muestras subsecuentes en fracción de volumen con decrementos del 10 %.

Muestra	Cx_{real} (g/ml)	f	V_{NaCl} (ml)	V_{NaCl}^* real (ml)	V_{treal} (ml)
1	0.0009	0.1	2	2.0310	20.0242
2	0.0018	0.2	4	4.0193	20.0153
3	0.0027	0.3	6	6.0817	20.0056
4	0.0036	0.4	8	7.9993	20.0197
5	0.0045	0.5	10	10.0022	20.0189
6	0.0054	0.6	12	12.0049	20.0424
7	0.0063	0.7	14	14.0102	20.0159
8	0.0072	0.8	16	16.0001	20.0256
9	0.0081	0.9	18	17.9999	20.0181
10	0.0090	1	20	20.0007	Muestra madre 0.9 %

Tabla 4.2: Muestras con concentraciones pequeñas de NaCl en 20 ml de agua tridestilada, para la medición con el RD.

Como ya se mencionó el refractómetro de Abbe trabaja con una longitud de onda $\lambda=589$ nm pero el refractómetro diferencial que proponemos en este trabajo usa una longitud de onda $\lambda=450$ nm, esto quiere decir que no podemos comparar ambos métodos de manera directa, lo anterior se debe a que el valor de índice de refracción de la referencia medido a la longitud de onda que emplea el refractómetro diferencial. Esto se solucionaría si el RD empleara la misma λ que el instrumento

de referencia o viceversa, por esto se intentó medir las muestras de la Tabla 4.1 en el refractómetro de Abbe NAR-1T SOLID usando el láser que emplea el RD; sin embargo, esto no fue posible. Por lo que se tomó la decisión de medir las muestras con otro refractómetro comercial de Abbe, de la marca OPTIKA modelo 2WAJ (ver Figura 4.3) el cual parecía que sí permitía medir a otras longitudes de onda.

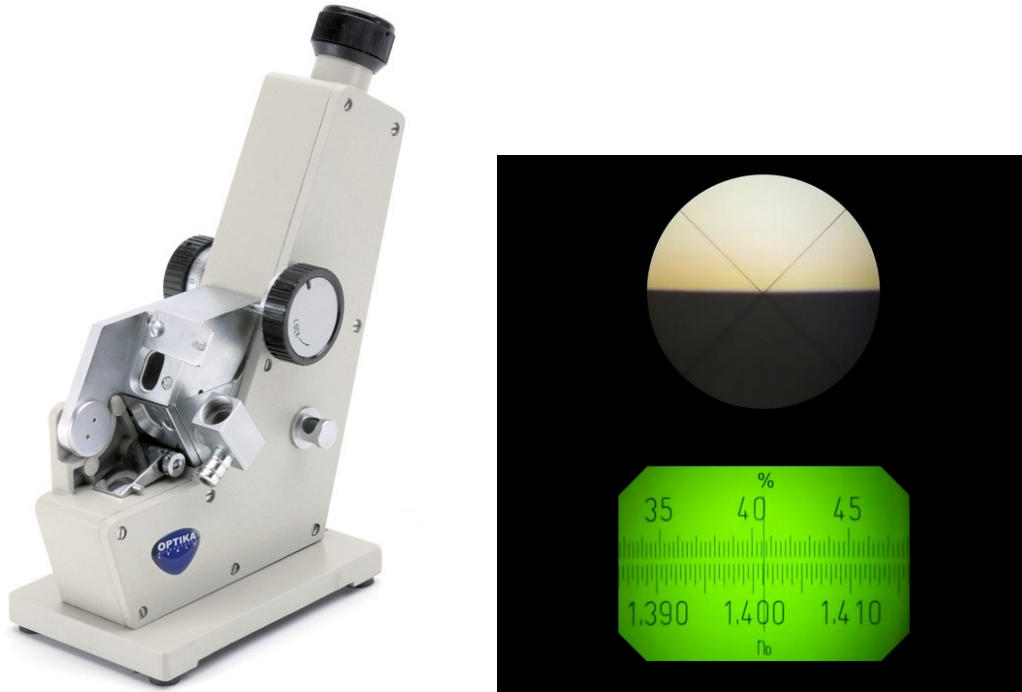


Figura 4.3: Refractómetro comercial de Abbe modelo 2WAJ empleado para corroborar las primeras mediciones y mejoras a la celda.

Sin embargo al analizar los datos obtenidos se observó que no existía un cambio significativo en la medición como se puede apreciar en la Figura (4.4). Esto quiere decir que no podremos obtener valores de índice de refracción absolutos ya que no se cuenta con el valor de índice de refracción de referencia a la longitud de onda deseada por lo que en este sentido actualmente el refractómetro diferencial solo puede dar valores de índice de refracción relativos al IR de referencia (n_2).

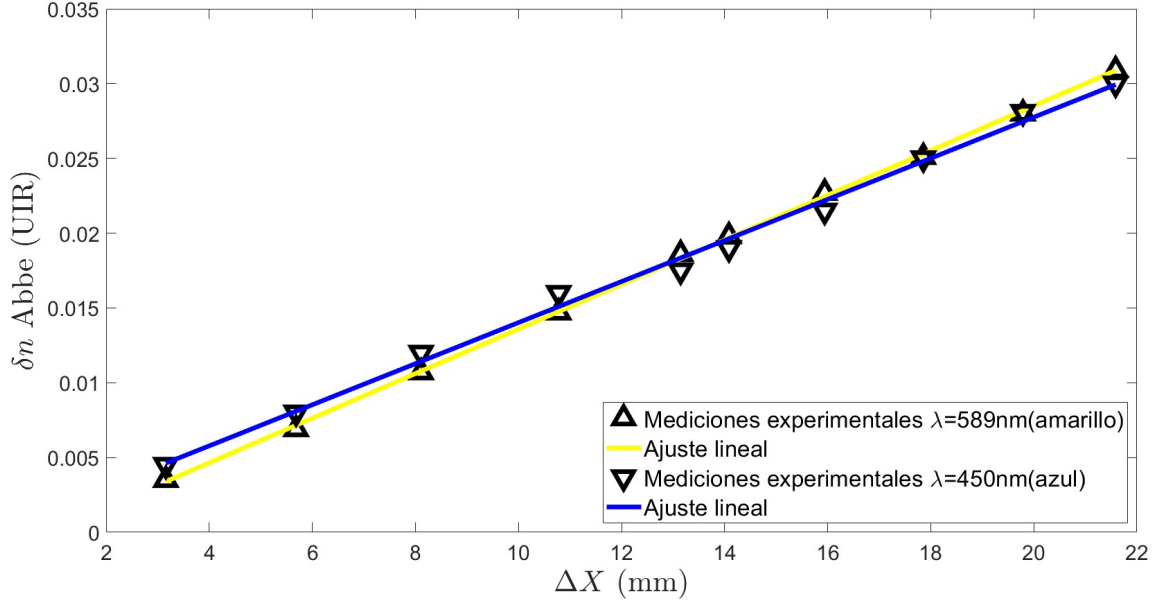


Figura 4.4: Comparación de las curvas de calibración del RD usando muestras de NaCl, para 2 longitudes de onda diferentes en el refractómetro de Abbe (λ de 589 nm y λ de 450 nm).

4.3. Mediciones con fotodiodo

4.3.1. Calibración con concentraciones grandes de NaCl

De la ecuación 2.2 para obtener las diferencias en índice de refracción (δn) sabemos que algunas variables que se pueden considerar como constantes debido al diseño del sistema óptico, tal es caso de α , l , L_2 y n_m . En el caso de requerir el IR absoluto de alguna sustancia se necesita conocer el valor de n_m a la temperatura y longitud de onda utilizará el RD. Teniendo esto en cuenta podemos definir a la constante k como:

$$k = \frac{1}{\left(\frac{L_2}{n_m} + l\right) \tan(\alpha)} \quad (4.2)$$

Por los parámetros de diseño tenemos que:

- n_m = Índice de refracción de referencia.
- $\alpha = 45^\circ$ Ángulo de inclinación de la pared que separa a los 2 medios de la celda.
- $l = 600$ mm Distancia a la que se encuentra el sensor.
- $L_2 = 16.70$ mm Recorrido del láser en la celda.

La definición del parámetro k facilita la medición del RD de los cambios de IR pequeños que no es posible medir con el refractómetro de Abbe. Para corroborar si las mediciones realizadas por el refractómetro diferencial son repetibles se decidió comparar 2 grupos de muestras distintas tomadas en diferentes momentos (2024 y 2025). Con la primera versión del refractómetro diferencial en la cual se tenía el alambre rectificado y la platina lineal mecánica, se hicieron unas primeras mediciones

en 2024 las cuales se compararon con muestras de 2025 realizadas con la versión mejorada del arreglo que ya contaba con la rendija de ancho $50\ \mu\text{m}$ y la platina motorizada. En la Figura 4.5 se observa que las mediciones son repetibles a pesar de los cambios realizados en la etapa de detención del RD. Sin embargo, existen variaciones en la pendiente de las rectas ajustadas a cada conjunto de muestras lo cual relaciona con la constante k , la cual es principal parámetro de calibración del sistema. Si se realiza cualquier modificación al sistema es necesario calcular esta constante.

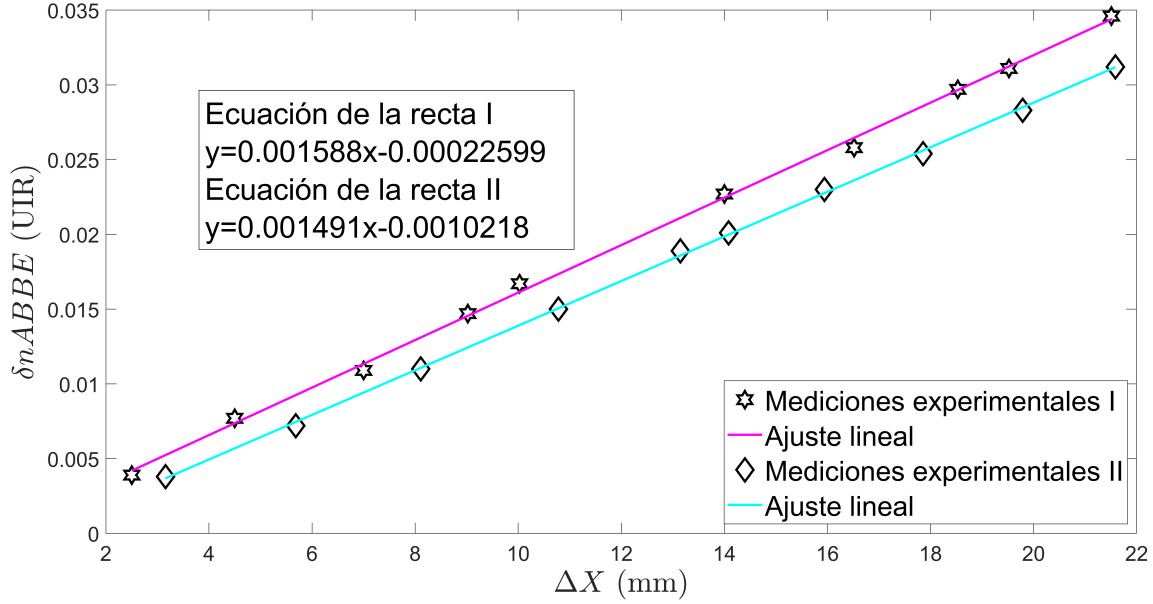


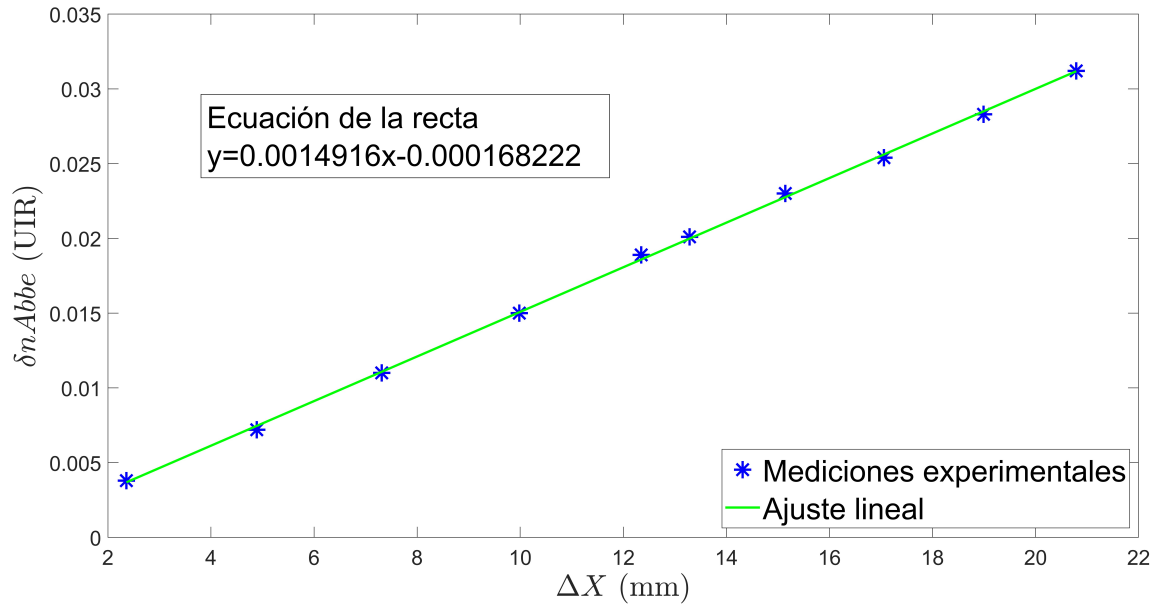
Figura 4.5: Comparación de curvas de calibración del RD para muestras de NaCl preparadas en diferentes momentos. Para estas mediciones se usó la versión del arreglo óptico con alambre rectificado en el fotodiodo.

En la Figura 4.6(a) se muestra la calibración del refractómetro diferencial (RD) con respecto al refractómetro de Abbe para disoluciones de cloruro de sodio (NaCl) en agua tridestilada (líquido de referencia), $n_m=1.3325$. El índice de refracción reportado en la literatura para agua $n=1.333$ y del cloruro de sodio $n=1.544$ [33]. Dichas muestras tienen concentraciones grandes de NaCl para las cuales los cambios en el índice de refracción pueden ser medidos tanto para el refractómetro de Abbe como para el RD.

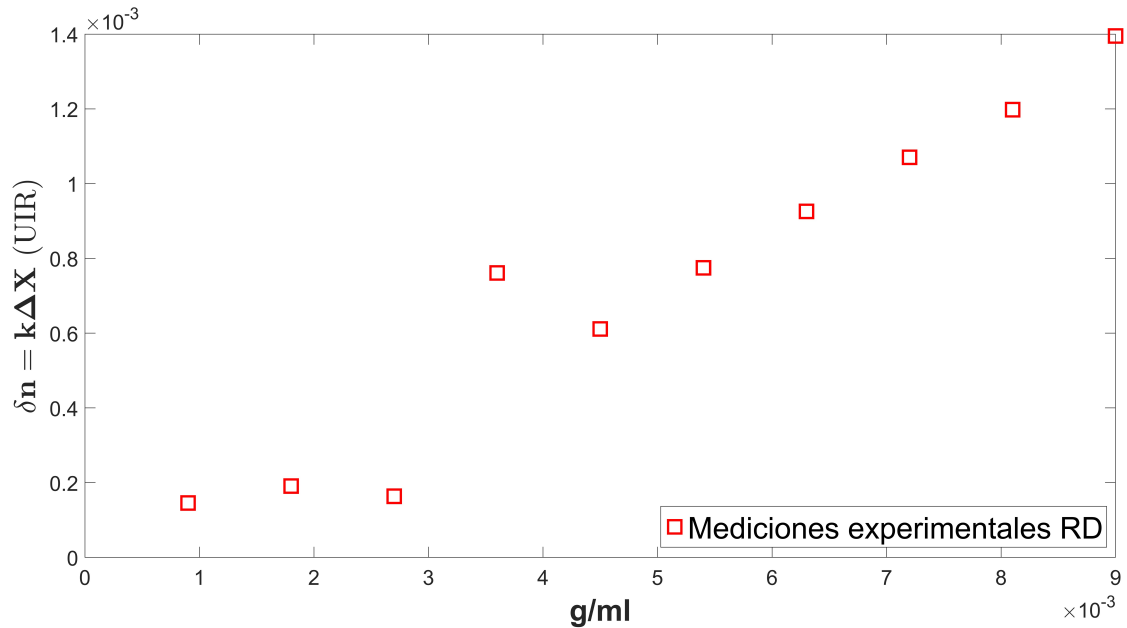
4.3.2. Medición de concentraciones pequeñas de NaCl

Teniendo esto en cuenta lo antes mencionado para las muestras de intervalo grande de NaCl (ver Tabla 4.1) y una vez obtenida la constante k a través de un ajuste lineal que se muestra en la Figura 4.6(a), que para este caso fue $k=0.0014916$, se midieron los desplazamientos Δx para las concentraciones pequeñas de NaCl como se observa en la Figura 4.6(b). Para esto fue necesario utilizar la resolución mínima de la platina de manera que para detectar las variaciones pequeñas en el desplazamiento lateral del haz refractado. Se utilizó la ecuación (4.3) para medir las variaciones δn de los índices de refracción correspondientes a concentraciones grandes de NaCl.

$$\delta n = k\Delta x \quad (4.3)$$



(a)



(b)

Figura 4.6: (a) Calibración del refractómetro diferencial a partir de mediciones de concentraciones grandes de NaCl en agua usando el refractómetro de Abbe. A partir de un ajuste lineal se obtiene la constante k que contempla los parámetros del diseño y el valor del índice de refracción de referencia. (b) Medición del IR relativo (δn) para muestras con cambios pequeños de NaCl calculadas utilizando los parámetros de calibración y la ecuación (4.3).

De la gráfica 4.6 (b) se observa que a partir de 0.0045 g/ml de NaCl se tiene un comportamiento lineal del IR con respecto a la concentración. Sin embargo para las muestras con variaciones pequeñas por debajo de 0.0027 g/ml de NaCl no se observa prácticamente ninguna variación del IR. Esto puede deberse a que el spot del láser es más grande que la rendija, como resultado no se

logra medir los cambios en la posición lateral del haz refractado. Esto se puede corregir enfocando con una lente el haz del láser, para disminuir el tamaño del spot. Cabe señalar que la muestra 4 correspondiente a 0.0036 g/ml de NaCl se obtiene un comportamiento inesperado el cual pensamos que se debe a una contaminación de la muestra.

4.4. Mediciones con cámara lineal

4.4.1. Calibración con concentraciones grandes de NaCl

Para estas mediciones se usó una metodología similar a la ya mencionada la sección 4.3; sin embargo, en este caso se usó una cámara CCD (Charge-Coupled Device, o Dispositivo de Carga Acoplada) con un arreglo lineal de píxeles(2048 píxeles) en la etapa de detección. El primer detalle a tomar en cuenta es que la cámara es demasiado sensible a la luz por lo que se tuvo que usar un arreglo de 3 polarizadores para poder atenuar el láser, debido a que el perfil gaussiano del láser se saturaba y no era posible localizar el máximo del haz láser. También se le agregó un iris a la salida del láser para producir un pequeño patrón de difracción que hacía que el perfil gaussiano se apreciara mejor. A su vez para poder procesar los datos se creó un código en MATLAB para obtener el valor máximo de las de los perfiles gaussianos, a través de un ajuste de una gaussiana descentrada, y determinar la posición de dicho máximo (ver Figura 4.7(a)). Las posiciones obtenidas en píxeles se comparan con respecto a la posición de referencia, que en este caso es el agua tridestilada, para obtener los valores de Δx , los píxeles se multiplican por $14 \mu\text{m}$ para obtener el valor en unidades de longitud. Una vez obtenidos los valores de Δx en mm podemos calcular la constante k (Figura 4.7(b)) y como en el caso del fotodiodo extrapolamos y obtenemos las diferencias en índices de refracción en el intervalo de concentraciones pequeñas.

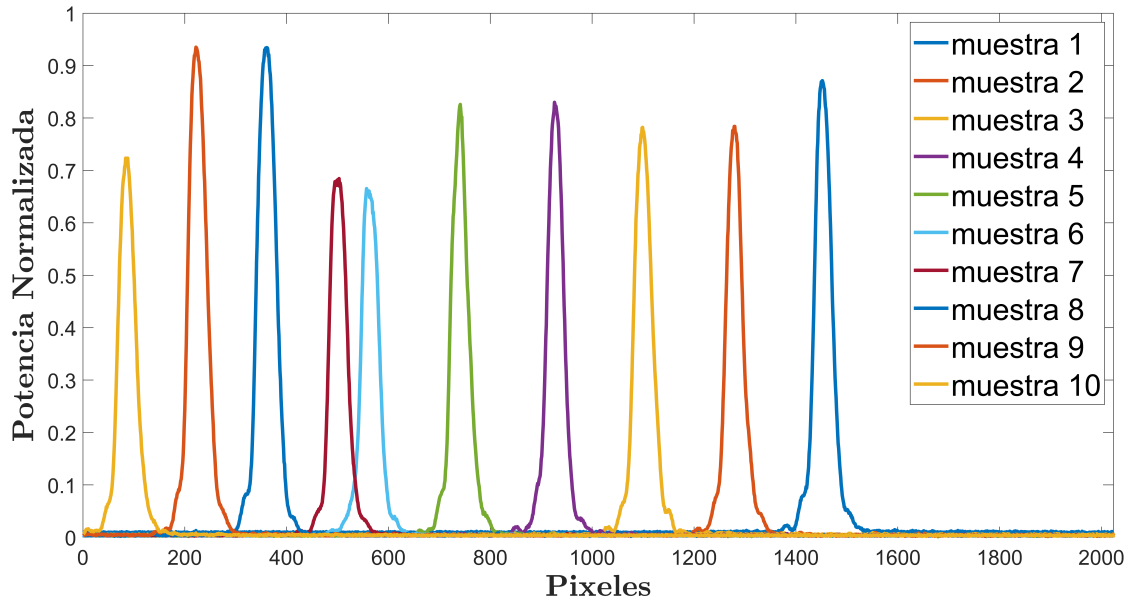


Figura 4.7: (a) Medición de perfiles gaussianos de las muestras de concentraciones grandes de NaCl para obtener la constante k de calibración usando la cámara lineal.

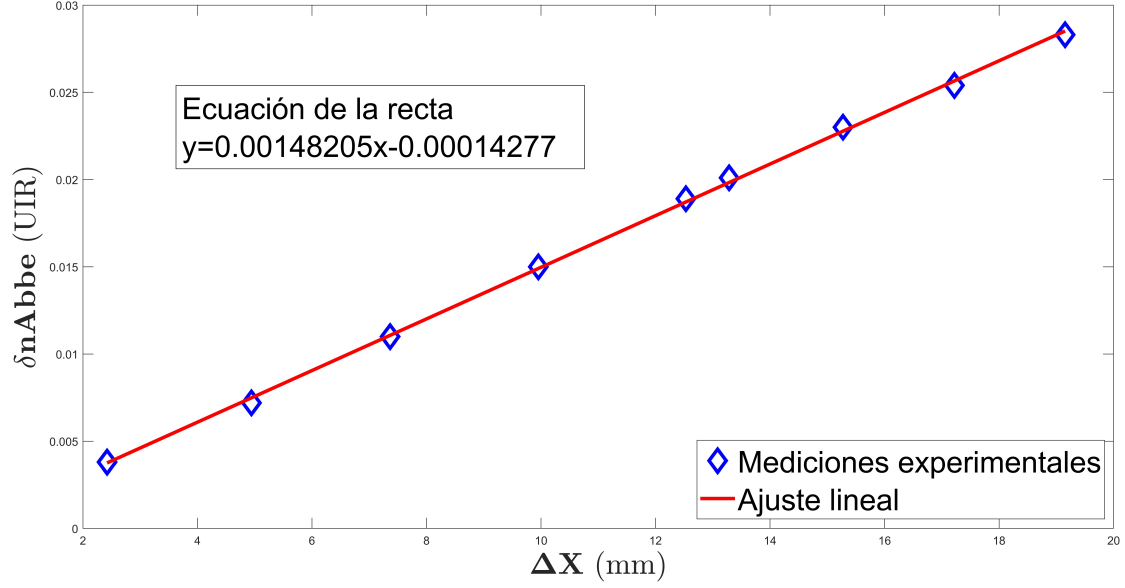


Figura 4.7: (b) Curva de calibración del RD correspondiente a las muestras de NaCl usando la cámara lineal. Ajuste lineal para obtener la constante k

4.4.2. Medición de concentraciones pequeñas de NaCl

Una vez obtenida la constante $k = 0.00148205 \text{ UIR}/mm$, usando la ecuación (4.3) podemos obtener los valores de δn para las muestras de NaCl en el intervalo pequeño. La posición de los máximos de las gaussianas se localizó utilizando el método antes descrito (Figura 4.8(a)).

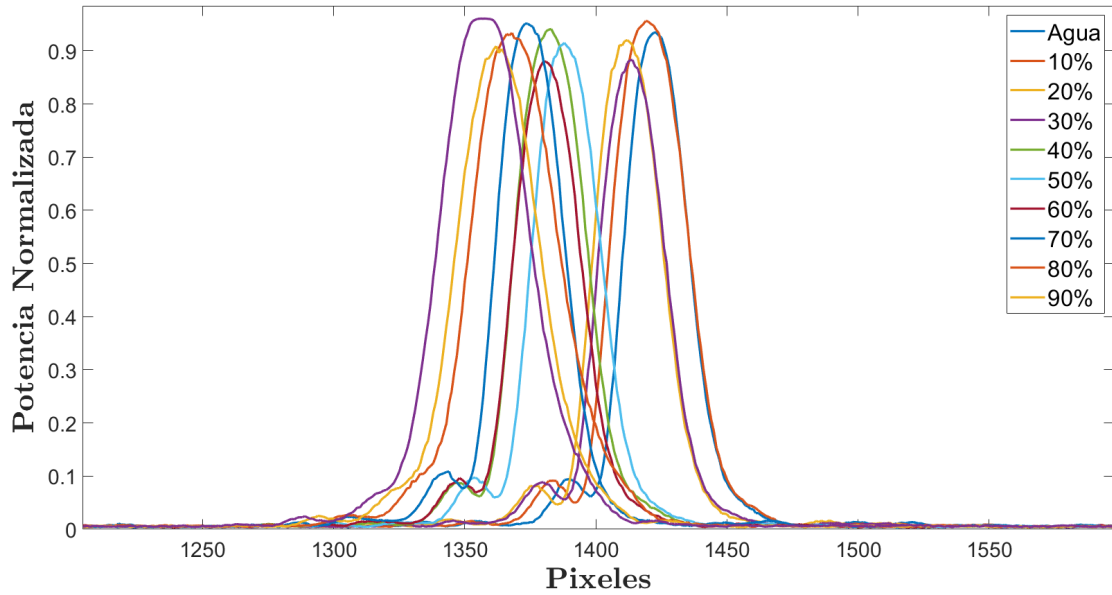


Figura 4.8: (a) Medición de perfiles gaussianos de las muestras de concentraciones pequeñas de NaCl con la cámara lineal.

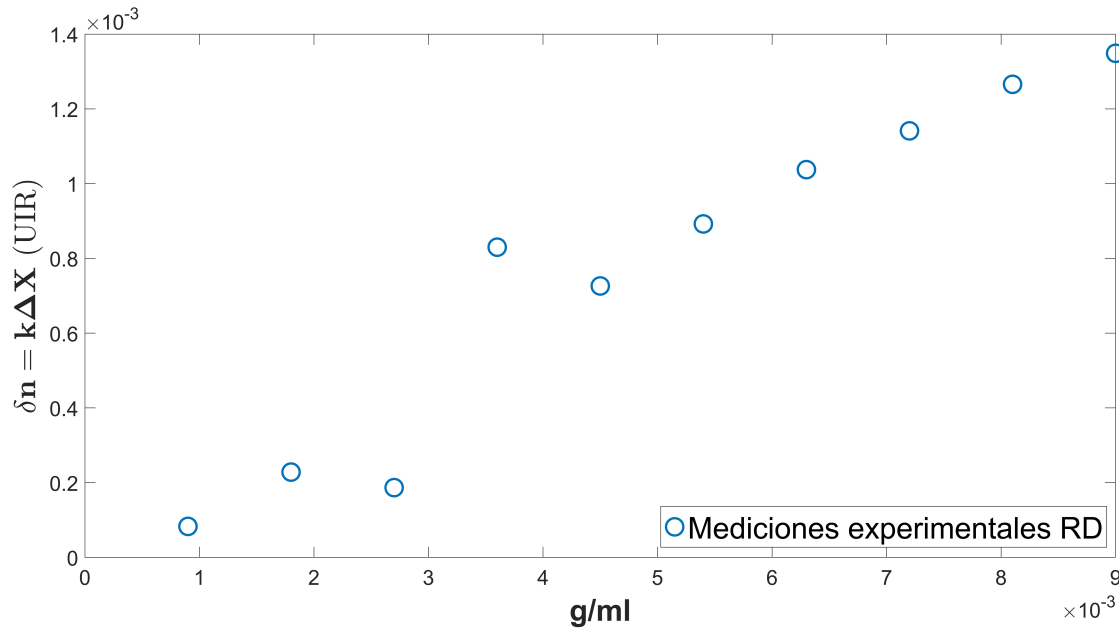


Figura 4.8: (b) Medición de δn en el intervalo pequeño de muestras de NaCl suponiendo un comportamiento lineal con el desplazamiento.

Comparando la Figura 4.8(b) y la Figura 4.6(b) se puede observar que se encuentran en el mismo rango de δn y que se obtienen valores similares por ambos métodos de detección. Además se aprecia la misma variación en la cuarta muestra (0.0036 g/ml de NaCl) lo cual puede estar asociado a una contaminación en dicha muestra, como ya se mencionó. Por otro lado se observa que no se puede distinguir la diferencia de los primeros 3 puntos en el arreglo con fotodiodo, mientras que en la cámara lineal se pudieron diferenciar al menos los 2 primeros.

4.5. Medición de soluciones acuosas de glucosa

Para estas mediciones se usó una solución de glucosa sintética modelo DX-50 PiSA al 50 % inyectable diluida en agua tridestilada. Se prepararon 10 muestras de las cuales 6 se encuentran en el rango biológico para una persona sana (80-300 mg/dL) [34, 35] y las restantes se encuentran en el rango alimenticio. Nos referiremos a las concentraciones pequeñas a las que se encuentran en el intervalo de 70 mg/dL a 190 mg/dL, y llamamos muestras grandes a las que se encuentran en el intervalo de 200 mg/dL a 12800 mg/dL. La metodología empleada en la preparación de muestras es descrita en el apéndice A.

mg/dL	$V_{glucosa}$	V_{agua}	$M_{glucosa}$ (g)
50000	100	0	-
12800	5.12	14.88	6.0585
3200	1.28	18.72	1.5146
800	0.32	19.68	0.3787
200	0.08	19.92	0.0947
190	0.076	19.924	0.0899
160	0.064	19.936	0.0757
130	0.052	19.948	0.0615
100	0.04	19.96	0.0473
70	0.028	19.972	0.0331

Tabla 4.3: Concentraciones de glucosa en agua tridestilada con un volumen total (V_t) de 20 ml.

4.5.1. Mediciones de glucosa con fotodiodo

Para medir las muestras de glucosa se usó la misma metodología que para las muestras de cloruro de sodio solo que con algunos cambios en las concentraciones pequeñas. En la Figura 4.9(a) la calibración del RD usando las concentraciones grandes de glucosa y en la Figura 4.9(b) la posterior medición de las concentraciones pequeñas usando la $k = 0.00158316 \text{ UIR}/\text{mm}$ calculada a partir del ajuste lineal.

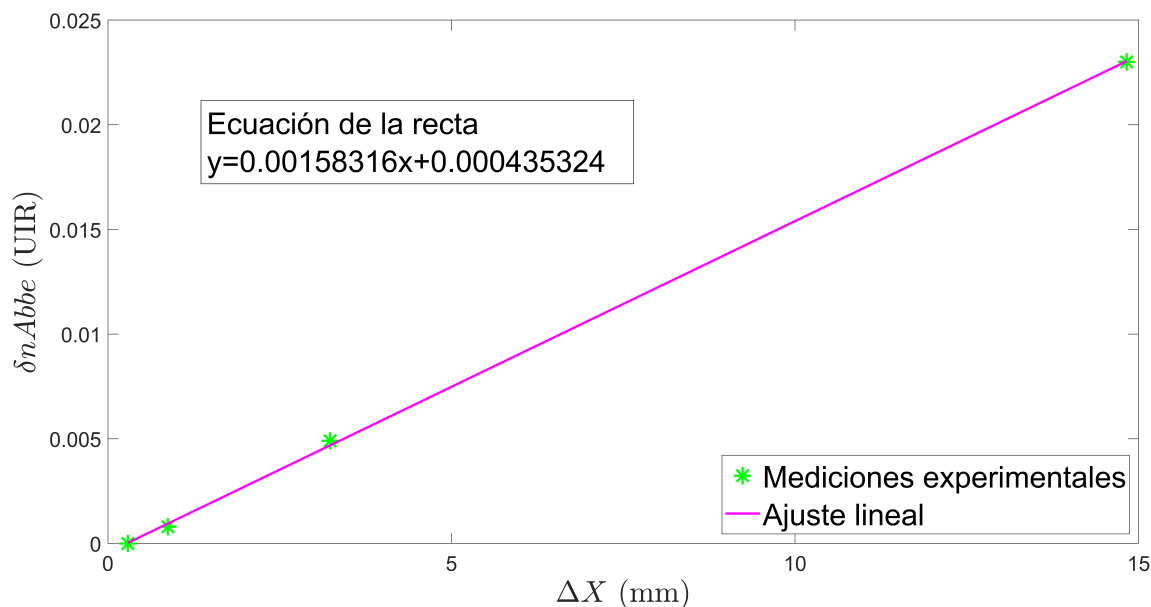


Figura 4.9: (a) Ajuste y cálculo de la constante k a partir de las mediciones del IR y desplazamiento con el fotodiodo, para concentraciones grandes de glucosa.

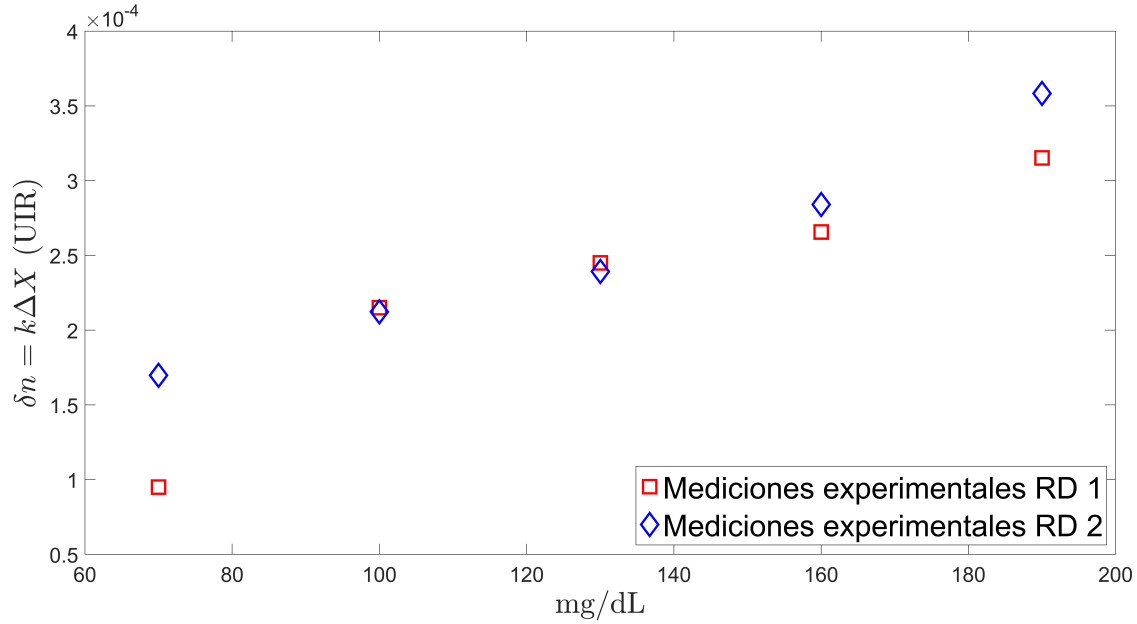
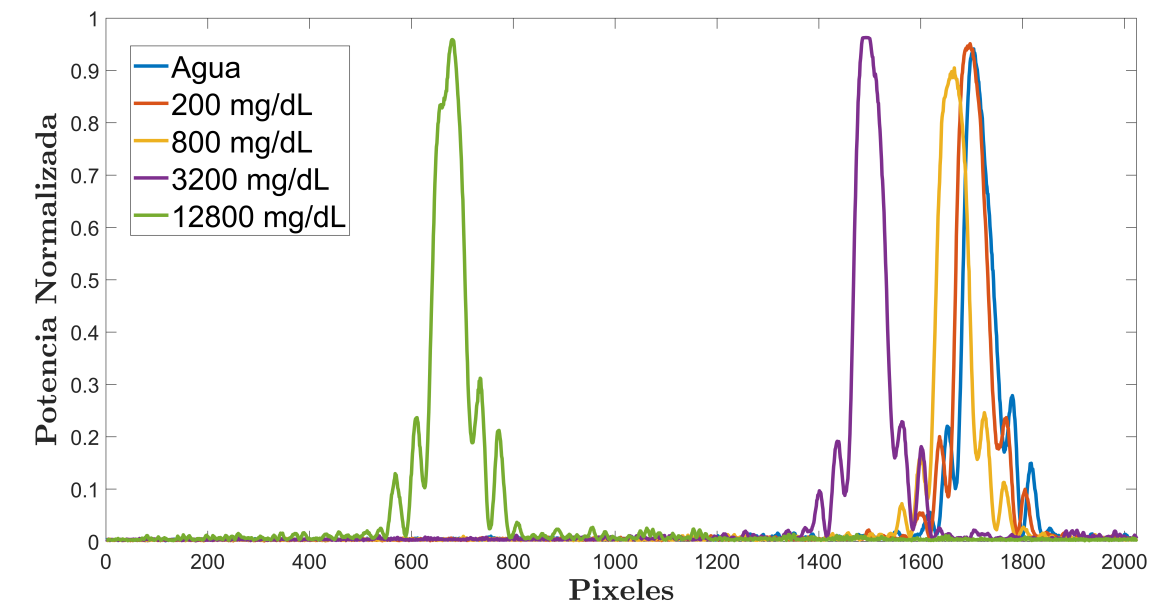


Figura 4.9: (b) Mediciones del IR para concentraciones pequeñas de glucosa considerando la constante k obtenida de la calibración.

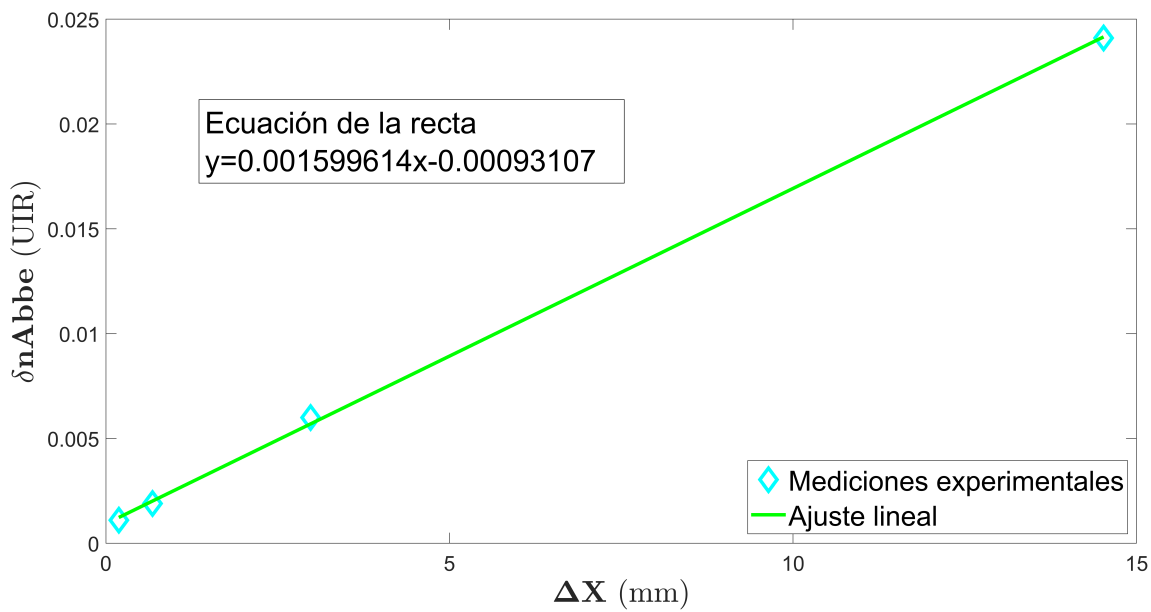
Al hacer estas mediciones del intervalo pequeño se configuró la platina motorizada para que se desplazara utilizando su resolución mínima ($0.8\mu m$); sin embargo, al encontrar el máximo de intensidad del punto correspondiente no se notaba un cambio significativo en la medición que nos hiciera saber que nos encontrábamos en el máximo. Fue hasta aproximadamente $15\mu m$ donde se apreció un cambio. Esto nos da la resolución mínima del arreglo con fotodiodo para medir las muestras de glucosa. Se piensa que esto se debe a que el spot del láser sigue siendo aún más grande que la rendija. Si se quisiera trabajar con la resolución mínima que puede alcanzar la platina pensamos que sería necesario enfocar el haz láser.

4.5.2. Mediciones de glucosa con cámara lineal

Se realizaron las mediciones para el mismo conjunto de muestras de la Tabla ???. En la Figura 4.10 se observan las mediciones para concentraciones grandes considerando estas a partir de 200 mg/dL y hasta 12800 mg/dL, al realizar un ajuste lineal sobre los datos se obtuvo la pendiente de la recta $k = 0.001599614\text{ UIR}/mm$, dicha constante se utilizará más adelante para medir las concentraciones pequeñas. Para este caso también se usó la metodología vista anteriormente para la localización del máximo del patrón de difracción visto por la cámara. En este caso se aprecia en la Figura 4.11 encontramos que el perfil del patrón se definía mejor cuando el diametro del iris se incrementa esto se aprecia en la Figuras 4.10 y 4.11. Aún así se observa que existe repetibilidad de las mediciones porque las posiciones casi no varían y los valores de la constante k calculados en cada caso difieren en 10^{-6} .



(a)



(b)

Figura 4.10: (a) Desplazamiento del haz gaussiano en la cámara lineal como función de la concentración de glucosa (muestras grandes). (b) Ajuste lineal y cálculo de la constante k a partir de la correlación entre δn y Δx .

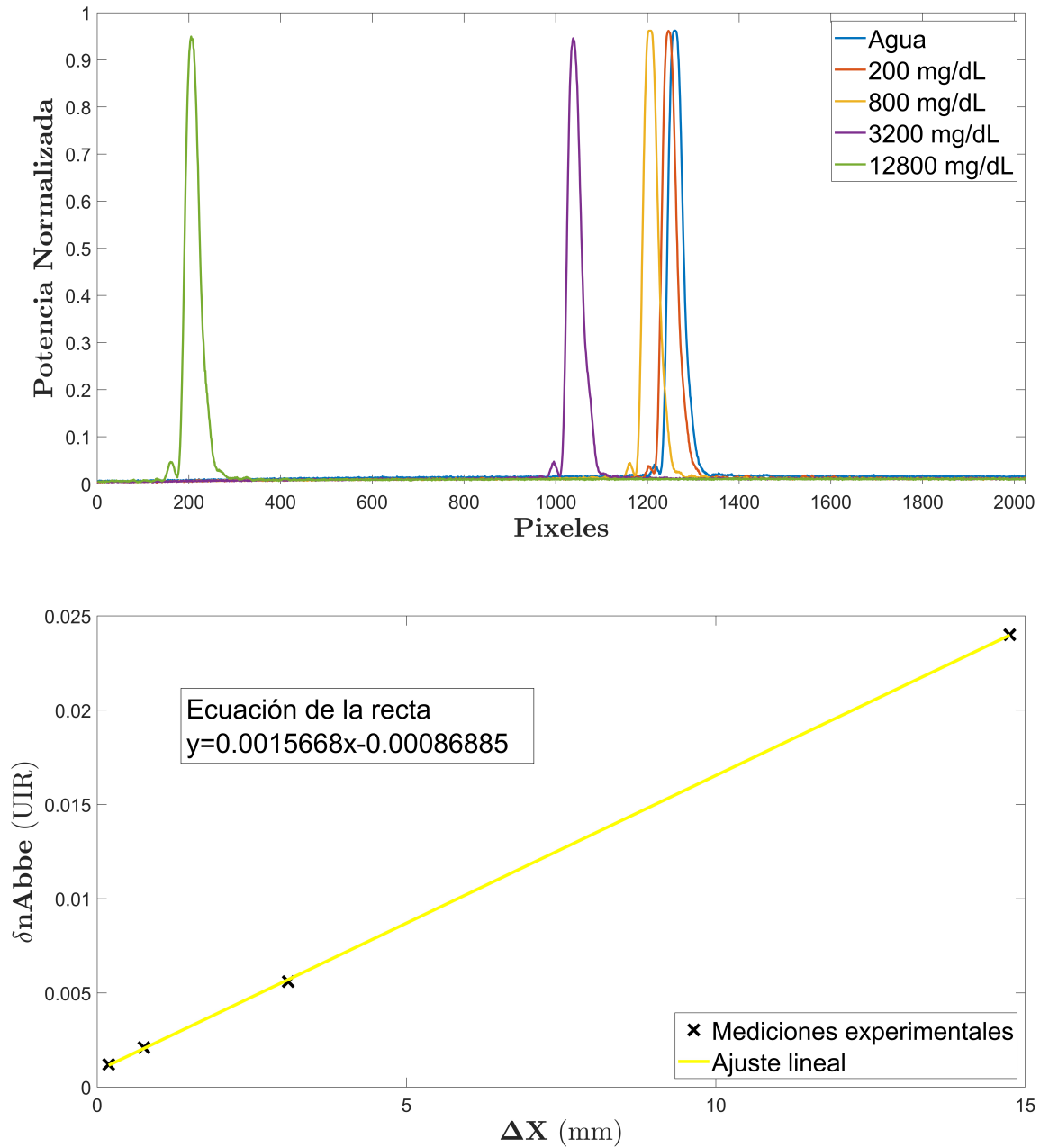
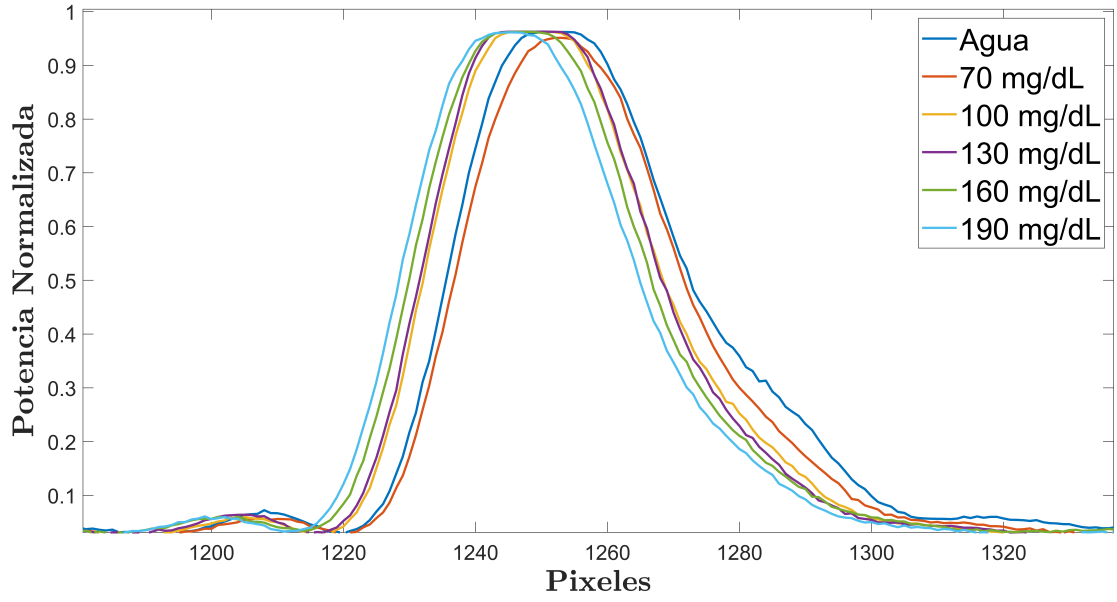
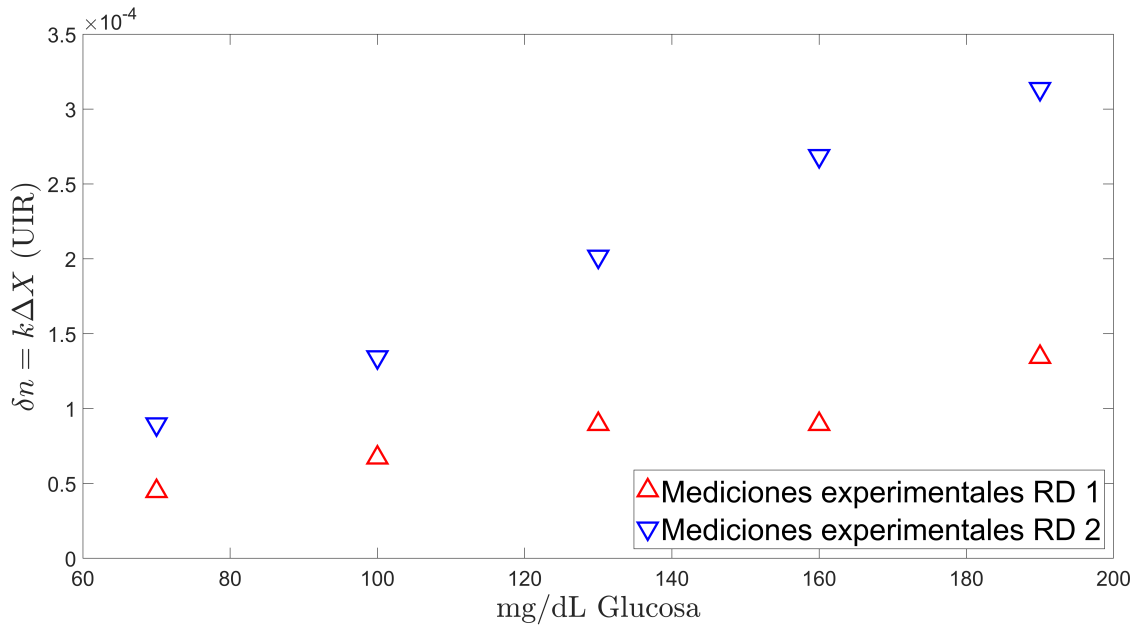


Figura 4.11: (a) Desplazamiento del haz gaussiano en la cámara lineal como función de la concentración de glucosa (muestras grandes), con una mayor apertura del iris para observar la repetibilidad. (b) Ajuste lineal y cálculo de la constante k a partir de la correlación entre δn y Δx .

Para las concentraciones con cambios pequeños de igual manera se hace la extrapolación y se puede decir que el arreglo puede medir satisfactoriamente cambios de índice de refracción en el rango biológico. En la Figura 4.12(b) se graficaron los valores de δn en función de Δx usando los valores de k calculados para las 2 aperturas del iris mostradas anteriormente. En esta comparación se observan diferencias del orden $1 \times 10^{-4} UIR$.



(a)



(b)

Figura 4.12: (a) Desplazamiento del haz gaussiano en la cámara lineal como función de la concentración de glucosa (muestras pequeñas, rango biológico). (b) Estimación del cambio en índice de refracción δn a partir del desplazamiento medido y de la constante k obtenida en el ajuste previo.

4.6. Medición de índices de refracción de medios ligeramente turbios

Como ya se mencionó anteriormente el índice de refracción es un número complejo y se comprobó la efectividad del refractómetro diferencial para medir la parte real del IR. Sin embargo, para medir el IR de un medio turbio (con absorción o esparcimiento) se requiere una corrección en la ecuación (2.2). Dado que al hacer pasar el láser por un medio turbio la intensidad sufre pérdidas y su perfil gaussiano se ve modificado y su máximo se desplaza lateralmente, como se observa en la Figura 4.13 del artículo "*Beam refraction and displacement in a differential refractometer with an absorbing sample*", de García-Valenzuela [18], se propone la siguiente expresión:

$$dn_i = \frac{n_m \Delta x}{\tan \alpha (L_2 + n_m l)} + dn'' \frac{(n_m z_r)^2 + L_1 (L_1 + L_2) + n_m l L_1}{n_m z_r (L_2 + n_m l)} \quad (4.4)$$

Donde:

- δn_i diferencia de índice de refracción con la corrección.
- n_m índice de refracción del medio de referencia.
- α ángulo de inclinación de la interfaz con respecto al eje vertical.
- l distancia del recorrido del haz refractado en el aire, fuera de la celda (o distancia entre la celda y el detector)..
- Δx desplazamiento lateral del haz, refractado medido a una distancia l .
- L_1 la distancia recorrida por el haz en el medio de referencia.
- L_2 la distancia recorrida por el haz en el medio bajo estudio.
- $\delta n''$ parte imaginaria del IR de la muestra turbia bajo estudio.
- z_r es la distancia de Rayleigh.

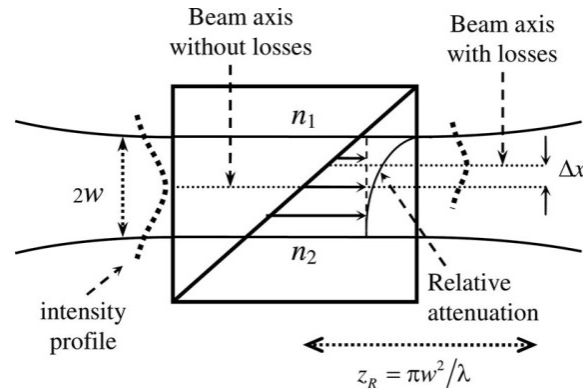


Figura 4.13: Desplazamiento del perfil gaussiano en un medio turbio, donde ω es el ancho de cintura del haz. Obtenido de [18].

Sin embargo para aplicar la corrección al cálculo del índice de refracción propuesto para el caso de una muestra que presenta absorción (ver ecuación (??)), se precisa conocer el valor la dispersión de Rayleigh que está dada por la siguiente expresión [36]:

$$z_r = \pi\omega^2/\lambda \quad (4.5)$$

Donde:

- ω es el ancho de cintura del haz.
- λ es la longitud de onda del láser
- z_r es la distancia de Rayleigh

Pero a su vez para calcular la distancia de Rayleigh se necesita conocer el ancho de cintura del láser empleado en el arreglo óptico, considerando que es un haz gaussiano. Esto se puede obtener mediante la prueba de la navaja [37] que se explica a continuación.

4.6.1. Medición del ancho de cintura del haz láser mediante la prueba de la navaja

La prueba de la navaja es un método experimental empleado comúnmente para obtener el perfil gaussiano de un láser [38], en este caso se obtendrá el perfil gaussiano del láser modelo CPS450 de Thorlabs. Los datos de la ficha técnica se pueden ver en la Tabla 3.1.

El spot del láser usado en este trabajo es elíptico, y en este caso nos conviene que su eje esté orientado en posición vertical; es decir, la parte más estrecha del haz que se encuentra en la misma orientación del desplazamiento a medir. Se colocó una navaja comercial frente al fotodiodo en una montura sobre la platina lineal motorizada de Thorlabs modelo MTS50-Z8, como se muestra en la Figura 4.14(a).

Se realizaron las mediciones de potencia del haz láser que incide sobre el detector, desplazando la navaja con la platina lineal motorizada en pasos de $80 \mu m$, la cual se basa en realizar mediciones de potencia a partir de la cual se obtuvieron distintas mediciones de potencia y desplazamiento. A medida que la navaja una parte del haz láser se obstruye y el fotodiodo detecta el máximo del patrón de difracción creado por el filo de la navaja. El decaimiento de la intensidad ($P(x)$) está descrito por la función de error ($\text{erf}()$), que aparece en la ecuación (4.6):

$$P(x) = \left(\frac{1}{2}\right) P_T \left[1 + \text{erf}\left(\frac{\sqrt{2}x}{\omega}\right)\right] \quad (4.6)$$

Donde:

- $P_T=4.0986$ mW potencia máxima.
- erf = función de error.
- x =desplazamiento de la navaja.
- ω =ancho de cintura del haz.

Se hizo un ajuste a los datos obtenidos experimentalmente ver Figura 4.14(b). A partir del ajuste se obtuvo que el valor del ancho de cintura del láser es de $\omega = 0.65$ mm. El código de MATLAB sobre cómo se obtuvo este valor se muestra en el Apéndice B.

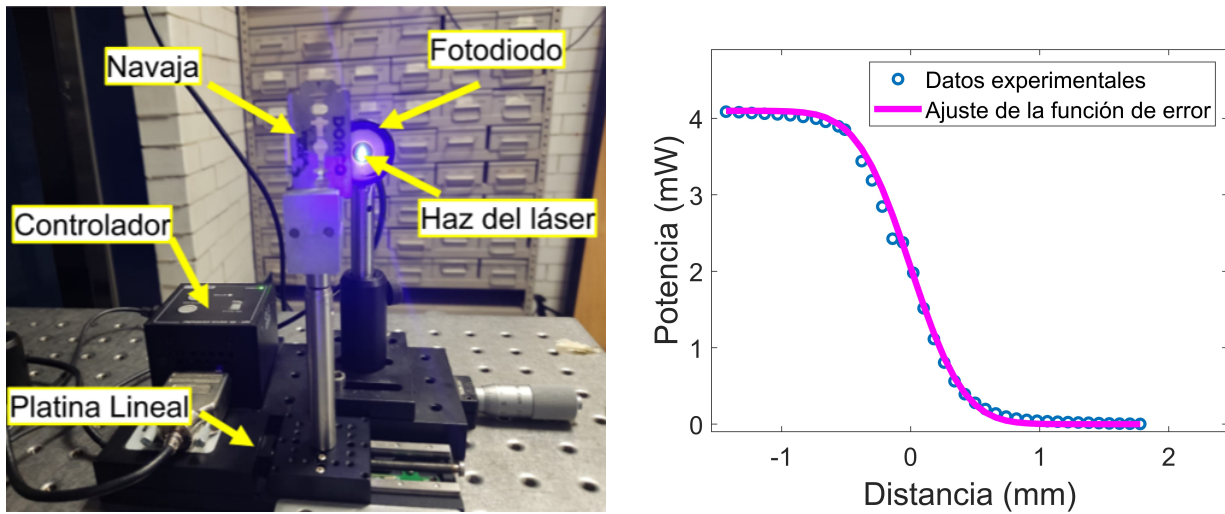


Figura 4.14: (a) Montaje experimental de la prueba de la navaja para determinar el ancho de cintura (ω) del haz láser. (b) Ajuste de la función de error a los datos de potencia vs. posición de la navaja de donde se obtiene ω .

4.6.2. Mediciones de muestras con partículas de Látex, PMMA y Azul de metileno

Para modelar medios turbios, se prepararon muestras con micro-esferas de látex ($n=1.59$) de 200 nm de diámetro (ver Figura 4.15), a su vez se implementaron muestras con partículas de polimetilmetacrilato (PMMA, $n=1.49$) de 66 nm de diámetro, esto para medir muestras con esparcimiento. Por último se usó azul de metileno para obtener muestras puramente absorbentes.

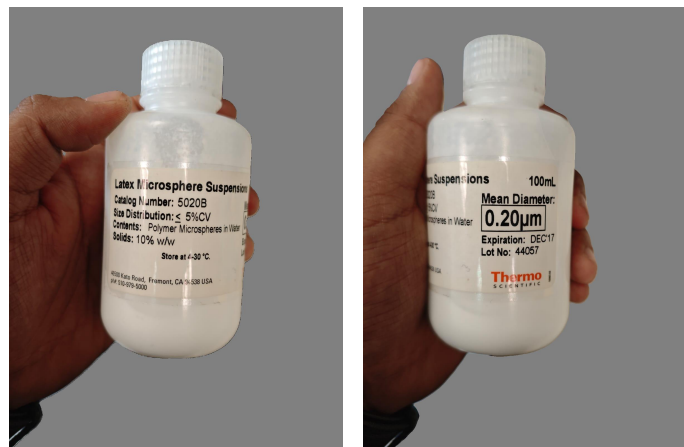


Figura 4.15: Características de la suspensión de micro esferas de látex con 200 nm de diámetro.

La primera muestra se realizó a partir de una suspensión acuosa de partículas de látex al 10 %, lo cual se considera la muestra madre. Se diluyó 1 ml de la muestra madre en 40 ml de agua tridestilada; sin embargo, al intentar medir esta muestra se observó que no se transmitía la luz del haz láser (ver Figura 4.16(a)). Esto permitió saber que el camino óptico en el diseño de la celda es muy largo y que se tiene que reducir la concentración de la muestra hasta que la luz transmita, como se muestra en la Figura 4.16(b). Esto fue posible al colocar 150 μl de látex en 40 ml.

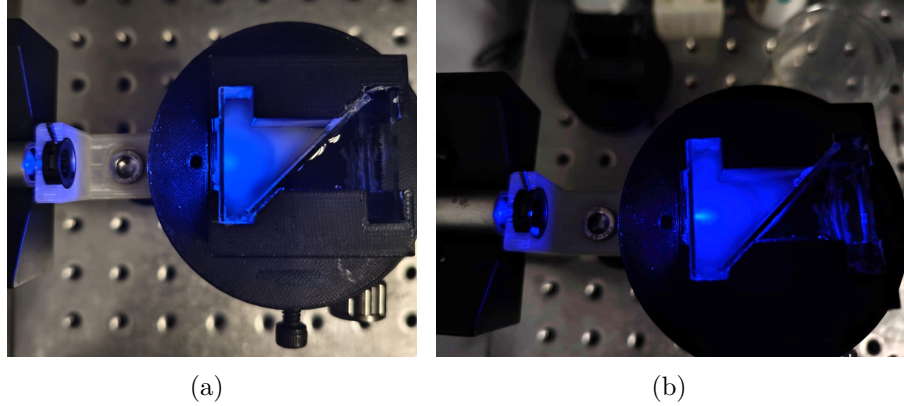


Figura 4.16: (a) Se observa cómo el láser no atraviesa la muestra ya que es demasiado turbia. (b) El haz láser atraviesa la muestra ya que está más diluida.

Se realizaron otras suspensiones de partículas usando (PMMA) al 50 % con un diámetro de partículas de 66 nm. Estas mismas al tener un menor tamaño dejaban pasar más luz, el esparcimiento es menor ya que cuentan con un índice de refracción menor ($n=1.49$) en comparación con el látex, (ver Figura 4.17(a)). Se elaboraron 2 muestras, la primera usando 4 ml de PMMA en 40 ml de agua tridestilada y para la segunda se usaron 100 μl de PMMA en 20 ml de agua tridestilada. Por último se hizo una muestra usando azul de metileno la cual presenta absorción debido a este cromóforo, pero esta al tener una longitud de onda semejante la absorción es prácticamente nula (ver Figura 4.17(a)). La muestra de azul de metileno se preparó usando 20 μl de azul de metileno puro en 40 ml de agua tridestilada, como se ve en la Tabla 4.4.

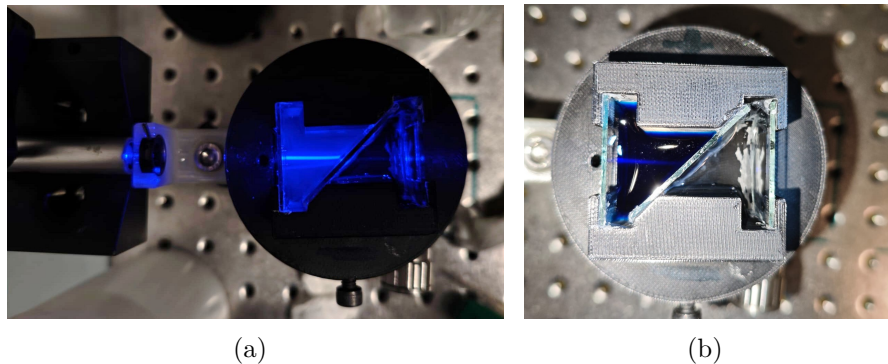


Figura 4.17: (a) Se observa cómo en la muestra de PMMA el haz láser pasa aún mejor ya que el tamaño de partículas y la concentración son menores en comparación al latex. (b) Para la muestra de azul de metileno se realizaron pruebas; sin embargo, se concluyó que es necesario modificar el tamaño de la celda.

Concentraciones de partículas en agua				
Muestra	látex 200 nm	Pmma 66 nm	Pmma 66 nm	Azul Metileno
Concentración	0.04 %	5 %	0.25 %	0.05 %

Tabla 4.4: Concentraciones de muestras turbias preparadas para medir la corrección al cálculo del IR con el RD.

Para poder calcular la corrección al índice de refracción utilizando la ecuación (??) necesitamos conocer la parte imaginaria $\delta n''$. Para esto se usó el multímetro de Thorlabs PM100USB (ver Figura 3.7(c)) el cual conectado al fotodiodo nos permitía observar cuánto disminuía el valor de la potencia incidente. Para corroborar esta medición se decidió comparar con un espectrofotómetro de Ocean Optics (O.O) con el que se realizaron las mismas mediciones usando una fuente de luz blanca (ver Figura 4.18). A partir de los datos medidos y usando la ley de Beer-Lambert, específicamente ecuación (2.8) se calculó la parte imaginaria del IR de las muestras turbias (ver Tabla 4.5).

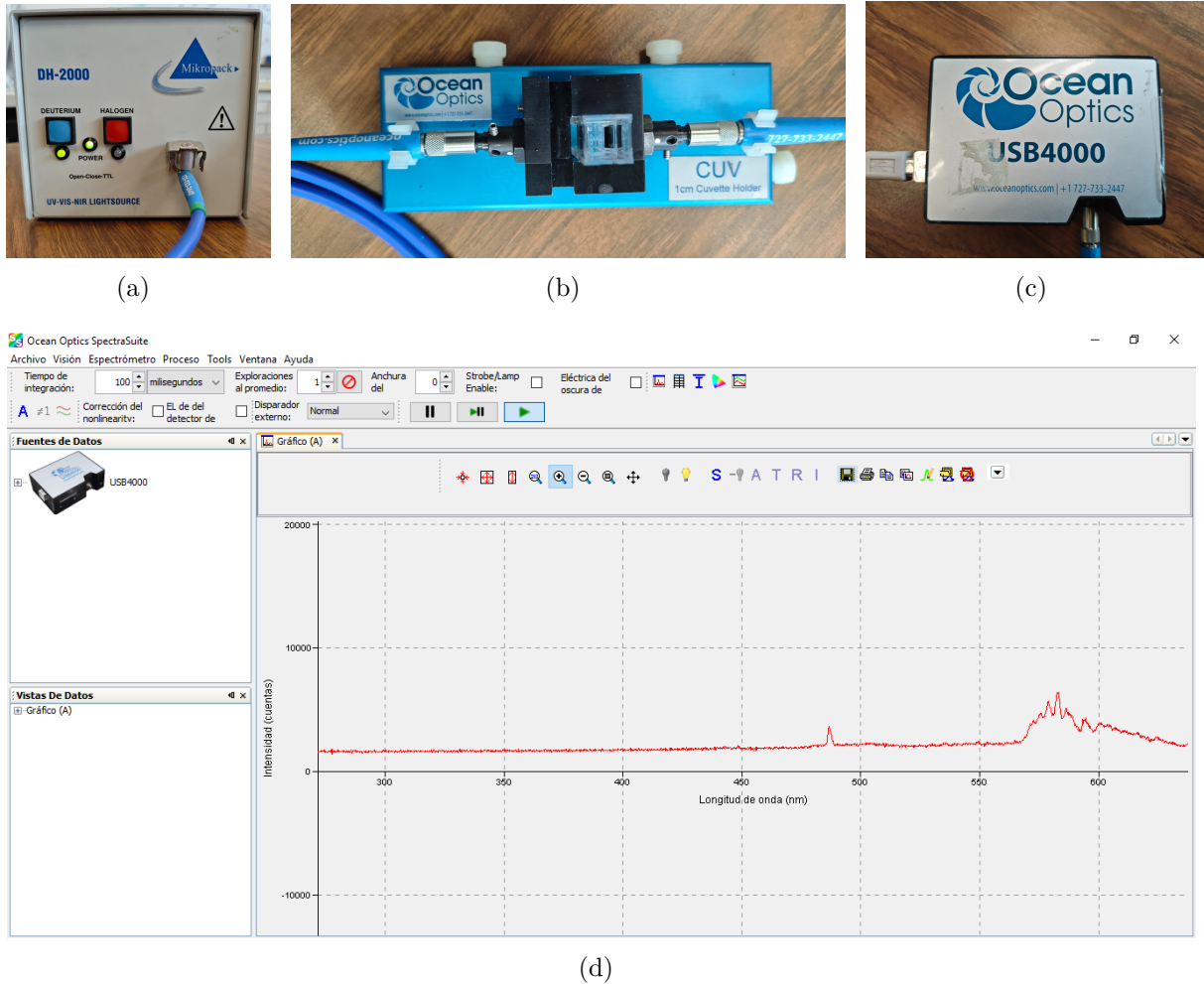


Figura 4.18: (a) Fuente de luz modelo DH-2000. (b) Base porta muestras de Ocean Optics para medir la atenuación de las muestras turbias. (c) Espectrofotómetro USB4000 de Ocean Optics. (d) Gráfica representativa de las mediciones de transmitancia con el espectrofotómetro en el software SpectraSuite de Ocean Optics.

Muestra	$\delta n''_1$	$\delta n''_2$
PMMA (60 nm, 0.025 %)	1.76e-5	1.46448e-5
PMMA (60 nm, (5 %))	1.56e-5	1.26431e-5
PS (200 nm, 0.04 %)	3.56e-7	2.29e-6

Tabla 4.5: Valores de $\delta n''$ calculados para las muestras turbias usando las mediciones de transmitancia con el RD ($\delta n''_1$) y con el espectrofotómetro de Ocean Optics ($\delta n''_2$).

Se puede observar en la Tabla 4.5 que las mediciones de $\delta n''$ usando el RD son bastante similares a los valores obtenidos con el espectrofotómetro comercial. Teniendo estos valores podemos evaluar la fórmula (2.8) y ver cómo influye la corrección al cálculo del IR. En la Tabla 4.6 se muestran los valores de IR para cada una de las muestras turbias, corregidos y sin corregir. Los valores sin corregir se calcularon usando la ecuación (2.2) y los valores corregidos se obtuvieron al sumar con la ecuación (2.8) ($\delta n + \delta n_i$). En ambos casos se da el valor de IR absoluto para lo cual fue necesario medir n_m del agua tridestilada con el refractómetro de Abbe ($n_m=1.3325$), con lo cual el IR corregido está dado por: $n_m + \delta n + \delta n_i$.

Muestra	Sin corregir	Corregido $\delta n''_1$	Corregido $\delta n''_2$	IR teórico
PMMA(60 nm, 0.025 %)	1.33336	1.33345	1.33344	1.33307
PMMA(60 nm, (5 %))	1.33772	1.33779	1.33778	1.34063
PS(200 nm, 0.04 %)	1.33357	1.33358	1.33359	1.33311

Tabla 4.6: Comparación de la corrección al índice de refracción de las muestras turbias contemplando la parte imaginaria n'' .

Se observa que los efectos de la corrección empiezan a notarse a partir de la cuarta y quinta cifra decimal. Adicionalmente se usó la regla de mezclado descrita por González-Ferro [3] para tener una guía de lo que predice la teoría de medio efectivo (IR teórico en la Tabla 4.6). Pensamos que las diferencias observadas entre el IR corregido y el IR teórico se deben a fluctuaciones en la fracción de volumen medida para cada muestra, se deberían realizar más mediciones en el futuro.

Se concluye que con esta versión de la celda realmente no se puede apreciar un cambio significativo tomando en cuenta la corrección propuesta para medios turbios, y como ya se mencionó se tendría que reducir el camino óptico de la celda para ver si se puede apreciar un cambio relevante en la medición utilizando concentraciones de partículas más elevadas. Asimismo contemplar otros parámetros como el material del que están hechas las paredes contenedoras y ver si no representan una interferencia en la comprobación de la corrección.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

En este trabajo se logró implementar y calibrar un arreglo óptico para medir el índice de refracción de manera diferencial. Se midieron muestras de cloruro de sodio y de glucosa en el rango biológico con una precisión de $10^{-4}UIR$. También se presentan resultados de la medición del índice de refracción de medios turbios y algunas propuestas de modificación al arreglo, para mejorar dichas mediciones. A partir del trabajo realizado se llegaron a las siguientes conclusiones:

- Se logró diseñar e implementar una propuesta de refractómetro diferencial usando una celda contenedora de muestras (también conocida como cubeta de Anderson) impresa en 3-D. Al ser un modelo bastante sencillo es muy fácil la modificación de sus parámetros de diseño. Asimismo cuenta con una construcción económica con material PLA (Ácido Poliláctico), mientras que las paredes por las que pasa la luz son de porta objetos de microscopio. Se comprobó la hermeticidad de la celda para contener las muestras, así como su fácil limpieza y mantenimiento en caso de requerirlo, comprobándose su robustez. El refractómetro diferencial implementado se compone de los siguientes elementos: Láser, Celda y Detector. Como primera observación importante se tiene que dependiendo la colocación de las muestras en la celda el desplazamiento será en un sentido o en otro, esto es importante ya que en dependencia de esto será donde se coloque el detector. En la etapa de detección, para este arreglo propuesto se mostraron resultados usando una rendija acoplada a un fotodiodo el cual se montó sobre una platina motorizada y usando una cámara lineal. En el caso de la cámara lineal es útil para el monitoreo de cambios de índice de refracción en función del tiempo.
- Para calibrar el sistema se usaron concentraciones grandes de NaCl medidas con un refractómetro comercial de Abbe, con estas mediciones y haciendo un ajuste lineal usando la ecuación general del refractómetro diferencial se obtiene una constante de calibración " k ", que está relacionada con la pendiente de la recta que resulta del ajuste, esta misma es utilizada para la medición de concentraciones con cambios pequeños ya que suponemos que el cambio de índice de refracción con respecto a la concentración se comporta de manera lineal, se puede hacer una extrapolación que también puede funcionar para concentraciones más grandes del rango medido. El ajuste lineal se puede usar para cualquier medición del índice de refracción siempre y cuando no cambien los parámetros de diseño del arreglo ni la sustancia de referencia. Se comprobó que la implementación de este diseño de refractómetro diferencial funciona para sustancias transparentes y se puede decir que su precisión es equiparable al refractómetro comercial de Abbe ya que se tiene certeza hasta la 4 cifra decimal del valor de índice de refracción medido. Cabe destacar que para cambios grandes de índice de refracción no se precisa tener una resolución muy grande, pero para cambios pequeños se debe usar la

resolución mínima en el desplazamiento del detector, para poder notar los cambios de manera más precisa.

- Se hizo un análisis para ver cuáles son los parámetros que afectan la medición del índice de refracción diferencial y se determinó que estos son la temperatura y la longitud de onda de la fuente de luz. Para el caso de la temperatura, y teniendo en cuenta que las muestras son suspensiones acuosas, de acuerdo a lo reportado en la literatura a medida que la temperatura aumenta el valor de índice de refracción baja, del orden de $10^{-4} UIR/^{\circ}C$. Se pudo observar que si existe una diferencia de temperatura entre la muestra y la referencia habrá una desviación de la luz debido a este gradiente, por lo que recomendamos esperar a que ambas alcancen el equilibrio térmico entre ellas y con el ambiente. De igual manera se deben evitar flujos de aire frío o caliente cerca de la celda contenedora. Además hay que tener en cuenta que para la calibración, las mediciones con el refractómetro comercial se deben tomar a la misma temperatura que las mediciones subsiguientes con el refractómetro diferencial. Para el análisis con la longitud de onda (λ) hay que considerar que si esta aumenta, el índice de refracción disminuye y viceversa. Esto es un obstáculo al momento de calibrar ya que el refractómetro de Abbe trabaja con una $\lambda = 589 \text{ nm}$ y el RD trabaja a una $\lambda = 450 \text{ nm}$ (ver Figura 3.9), por esta razón decidimos no reportar mediciones de índice de refracción absolutos, sino las variaciones δn . Si se quisieran dar el valor de IR absoluto se debe medir el IR de referencia a la misma longitud onda y temperatura de trabajo del RD.
- Al realizar las mediciones de glucosa usando la misma metodología de calibración ya mencionada se lograron medir concentraciones de glucosa en el rango biológico pudiendo notar diferencias del orden de $0.3 \times 10^{-4} UIR$. Entre ambos métodos de detección (fotodiodo y cámara lineal) se observaron resultados comparables utilizando una resolución espacial en (Δx) aproximadamente de $14 \mu m$. Sin embargo se propone cambiar la referencia por suero fisiológico ya que simula unas condiciones más similares al plasma de la sangre. Asimismo se propone enfocar el haz láser a la entrada de la celda para ver si esto puede brindar una mejor resolución.
- Para la parte de la medición de medios turbios, en primera instancia se implementó la prueba de la navaja para obtener el ancho de cintura del haz láser, para comprobar experimentalmente la corrección propuesta al cálculo del IR contemplando la parte imaginaria del IR. Sin embargo los resultados dejan ver que existe un cambio muy pequeño de la muestra con partículas con respecto a la muestra sin partículas, por lo que es necesario aumentar la concentración; pero para poder hacer esto es necesario acortar el camino óptico de la celda. Dicha modificación no representa un gasto o coste mayor ya que el ajuste en 3-D se puede realizar de manera sencilla y precisa. Para esto se deberá acercar el detector a la salida de la celda como se simuló en el apéndice C.
- Como perspectivas de este trabajo se contempla la idea de variar la temperatura en las muestras de manera que se iguale el valor de IR de las paredes de vidrio de la celda como se propone en la referencia [22], así como trabajar con ventanas de vidrio más delgadas (cubre objetos) y ver si esto favorece a la medición. Por otra parte se propone trabajar con otras longitudes de onda del láser en el RD y comparar con los resultados que se tienen hasta el momento. De igual manera usar una lente para enfocar el haz láser a la entrada de la celda para aumentar la precisión.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] C. Ji, W. Liu, Y. Bao, X. Chen, G. Yang, B. Wei, F. Yang, and X. Wang, “Recent applications of antireflection coatings in solar cells,” *Photonics*, vol. 9, no. 12, 2022.
- [2] E. Hecht, *3.5 Light in Bulk Matter*, pp. 76–77. Pearson, 5 ed., 2017.
- [3] K. González Ferro, *Métodos para la determinación del índice de refracción de partículas en suspensión*. Tesis maestría, Universidad Nacional Autónoma de México, 2024.
- [4] M. Born, E. Wolf, A. B. Bhatia, P. C. Clemmow, D. Gabor, A. R. Stokes, A. M. Taylor, P. A. Wayman, and W. L. Wilcock, *Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light*. Cambridge University Press, 7 ed., 1999.
- [5] S. G. Molinaro, *Determinación del índice de refracción de sustancias líquidas*. Tesis, Universidad Nacional de General San Martín, 2025.
- [6] D. Malacara, “Óptica básica,” *Ediciones Científicas Universitarias*, 2015.
- [7] Equipos y Laboratorio de Colombia S.A.S., “Refractómetros: ¿qué es un refractómetro, tipos de refractómetros, cómo funcionan y para qué sirven?” <https://www.equiposylaboratorio.com/portal/articulo-ampliado/refractometros:-que-es-un-refractometro-tipos-de-refractometros-como-funcionan-y-para-que-sirven>, 2025.
- [8] E. Llanito Caudillo, *Investigación de un sensor refractométrico para la discriminación entre algunos líquidos*. Tesis de licenciatura, Universidad Nacional Autónoma de México, 2010.
- [9] H. Meng, W. Shen, G. Zhang, X. Wu, W. Wang, C. Tan, and X. Huang, “Michelson interferometer-based fiber-optic sensing of liquid refractive index,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 160, no. 1, pp. 720–723, 2011.
- [10] M. De Angelis, S. De Nicola, P. Ferraro, A. Finizio, and G. Pierattini, “A reflective grating interferometer for measuring the refractive index of liquids,” *Pure and Applied Optics: Journal of the European Optical Society Part A*, vol. 5, pp. 761–764, Nov. 1996.

- [11] Z. S. (ifj.), “Fénytörés [imagen de refracción de la luz].” Wikimedia Commons, imagen bajo licencia Creative Commons Attribution-Share Alike 3.0 Unported, 2005. Fecha de publicación 11 junio 2005. Licencia CC-BY-SA 3.0 Unported; disponible en Wikimedia Commons.
- [12] A. A. M. Morales and J. A. D. Atencio, *Determinación de las propiedades ópticas de medios turbios a partir de curvas de reflectancia difusa mediante ajuste por series de Fourier*. Tesis de doctorado, Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, 2012.
- [13] H. Contreras Tello, *Refractometría de medios inhomogéneos: fundamentos, instrumentación y aplicaciones*. Tesis de maestría, Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad de México, 2015.
- [14] J. Rivas Gomez, “Propagación de luz en medios turbios.” https://www.researchgate.net/profile/Jaime-Rivas/publication/237628526_Propagacion_de_luz_en_medios_turbios/links/00b7d52643147be9fc000000/Propagacion-de-luz-en-medios-turbios.pdf, 2014. Consultado: 20 octubre 2025.
- [15] Y. D. Sousa, S. C. V. Toro, and A. M. Morales, “Determining the spectral signature of vitiligo in the service of dermatology, dr. enrique tejera hospital city,” thesis, University of Carabobo, 2016.
- [16] N. A. Díaz, J. A. B. Ruiz, E. F. Reyes, A. G. Cejudo, J. J. Novo, J. P. Peinado, and I. T. Fiñana, “Espectrofometría: Espectros de absorción y cuantificación colorimétrica de biomoléculas,” documento docente, Universidad de Córdoba, 2010.
- [17] O. M. Lab and U. of Arizona, “Scattering of light.” https://omlc.org/classroom/scat_demo/, 1996. Accedido: 27 de enero de 2026.
- [18] A. García-Valenzuela, “Beam refraction and displacement in a differential refractometer with an absorbing sample,” *Opt. Lett.*, vol. 34, pp. 2192–2194, Jul 2009.
- [19] V. I. Svyatkina, V. V. Davydov, and V. Y. Rud, “Condition monitoring of current media using a differential refractometer,” in *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 2086, IOP Publishing Ltd, 12 2021.
- [20] S. Svirskis, D. Merkulovs, and V. Kozlovskis, “Proposal for a new differential high-sensitivity refractometer for the simultaneous measurement of two refractive indices and their differences,” *Sensors*, vol. 24, no. 11, 2024.
- [21] V. V. Davydov and A. V. Moroz, “Effect of the absorbance of a flowing liquid on the error of the refractive index measured with a differential refractometer,” *Optics and Spectroscopy*, vol. 128, pp. 1415–1420, 9 2020.
- [22] V. V. Davydov, D. S. Provodin, A. A. Gol’dberg, and I. D. Kochetkov, “A new method for describing the change of the laser beam axis trajectory in the anderson differential cuvette to measure the refractive index of liquids,” *Computer Optics*, vol. 48, 2024.
- [23] E. Toque-Huaman and J. D. Gonzales Balladares, “Un simple fotómetro con luz UV de bajo costo para la enseñanza experimental de la ley de Beer-Lambert,” *Revista Eureka sobre Enseñanza y Divulgación de las Ciencias*, vol. 21, p. Article 3401, July 2024.

- [24] D. Dhankhar, “Beer lamberts law [imagen].” Wikimedia Commons, imagen bajo licencia Creative Commons Attribution 4.0 International, 2017. Subida 7 noviembre 2017; licencia CC-BY-4.0.
- [25] C. Wu and K. Q. Xia, “Incorporation of a differential refractometer into a laser light-scattering spectrometer,” *Review of Scientific Instruments*, vol. 65, pp. 587–590, 1994.
- [26] Thorlabs, “Hoja de datos Láser CPS45.” <https://www.thorlabs.com/thorproduct.cfm?partnumber=CPS45>. Consultado: 15 enero 2025.
- [27] U. of Toronto Scarborough, “Refractive index theory.” <https://www.utoronto.ca/webapps/chemistryonline/production/refractive.php>. Consultado: 24 junio 2025.
- [28] G. M. Hale and M. R. Querry, “Optical constants of water in the 200-nm to 200- μ m wavelength region,” *Appl. Opt.*, vol. 12, pp. 555–563, Mar 1973.
- [29] ATAGO, “Manual de usuario del refractómetro de Abbe modelo NAR-1T SOLID,” 3 2025.
- [30] M. Polyanskiy, “Refractive index database.” <https://refractiveindex.info/>. Consultado: 9 marzo 2025.
- [31] A. N. Bashkatov and E. A. Genina, “Water refractive index in dependence on temperature and wavelength: a simple approximation,” in *Saratov Fall Meeting 2002: Optical Technologies in Biophysics and Medicine IV* (V. V. Tuchin, ed.), vol. 5068, pp. 393 – 395, International Society for Optics and Photonics, SPIE, 2003.
- [32] C. Jiménez, J. A. Díaz, R. Shrivastav, H. Rothman, and P. Del Pino, “Determinación de la relación señal a ruido de la voz utilizando la transformada de wavelet,” *Revista INGENIERÍA UC*, vol. 12, no. 1, 2005.
- [33] E. Hecht, *4.2.3 Transmission and the Index of Refraction*, p. 103. Pearson, 5 ed., 2017.
- [34] K. Zirk and H. Poetzschke, “A refractometry-based glucose analysis of body fluids,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 29, no. 4, pp. 449–458, 2007.
- [35] L. N. Amortegui, “Dispositivos no invasivos para medir niveles de glucosa en sangre,” Master’s thesis, Universidad ECCI, Bogota D.C., Colombia, 2017. Trabajo de investigacion para optar al titulo de Ingeniera Biomedica.
- [36] T. F. O. A. Inc., “Fibra Óptica.” https://www.thefoa.org/ESP/Fibra_optica.htm, 2024. Consultado: 20 octubre 2025.
- [37] M. A. de Araújo, R. Silva, E. de Lima, D. P. Pereira, and P. C. de Oliveira, “Measurement of gaussian laser beam radius using the knife-edge technique: improvement on data analysis,” *Appl. Opt.*, vol. 48, pp. 393–396, Jan 2009.
- [38] R. Díaz-Uribe, M. Rosete-Aguilar, and R. Ortega-Martínez, “Position sensing of a gaussian beam with a power meter and a knife edge,” *Revista Mexicana de Física*, vol. 39, p. 484–492, Jan. 1992.

Apéndice A: Metodología para la preparación de muestras

Para preparar las muestras cuando estas son líquidas, por ejemplo alcohol isopropílico en agua, se usa la ecuación (5.1); sin embargo, cuando las muestras son sólidas se tiene que tomar en cuenta la masa y la densidad (ecuación (5.2)). Haciendo el ajuste para estas últimas se usa la ecuación (5.3).

$$f = \frac{V_s}{V_T} \quad (5.1)$$

Donde:

- V_s = Volumen del soluto
- V_T = Volumen del total

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (5.2)$$

Donde:

- ρ = Densidad.
- m = Masa.
- V = Volumen.

$$f = \frac{\frac{m_s}{\rho_s}}{m_s \rho_s + m_d \rho_d} \quad (5.3)$$

- m_s = Masa del soluto.
- ρ_s = Densidad del soluto.
- m_d = Masa del disolvente.
- ρ_d = Densidad del disolvente.

Apéndice B: Código MATLAB para obtener el ancho de cintura del láser mediante la prueba de la navaja

```
[a,b,c]=textread('potencia.txt','%f %f %f');
potencia=(a+b+c)/3;
P=potencia';
d=textread('distancia.txt','%f');
PT=4.075; % Potencia media del laser en estudio
Xmed=2.48132;
X=d-Xmed;
X=X';
figure
plot(X,P,'*');
hold on;

PT10=PT*0.10;
PT90=PT*0.90;
ro=(PT90-PT10)/1.28;
t=sqrt(2)*X/ro;
Px=1/2*PT*(1-erf(t));
plot(X,Px);
% for ro=[2.54:0.01:2.55]
%     t=sqrt(2)*X/ro;
%     Px=1/2*PT*(1-erf(t));
% plot(X,Px);
% hold on
% end
xlabel("Distancia")
ylabel("Potencia")
title("Prueba de la navaja")
```

Apéndice C: Simulaciones variando los parámetros de diseño de la celda

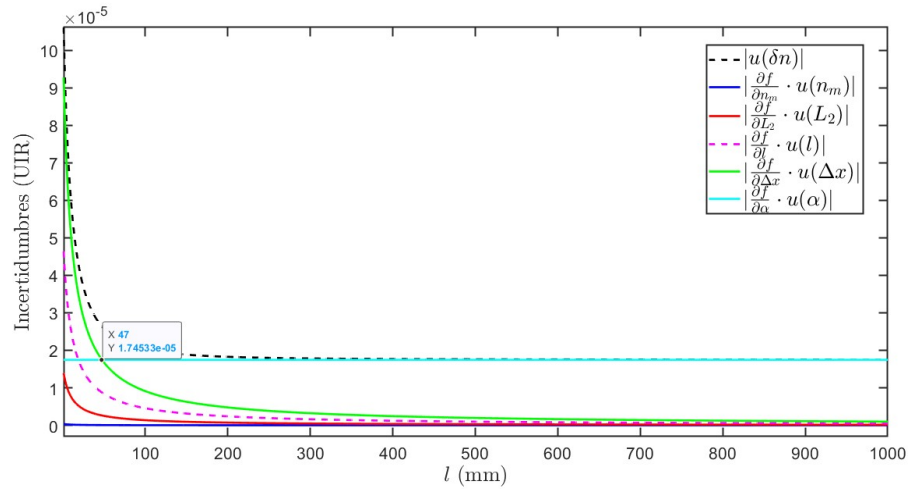


Figura 5.1: Incertidumbre asociada a la medición de $\delta n = 0.001$ tomando en cuenta los parámetros involucrados, $u(\Delta x) = 1\mu m$ y α son los parámetros que más influyen en la medición, considerando $L_2 = 13.0385 \pm 0.2mm$, $\alpha = 45^\circ \pm 0.5^\circ$, $l = (100 - 1000) \pm 0.5mm$, $n_m = 1.3325 \pm 5 \times 10^{-4}UIR$,

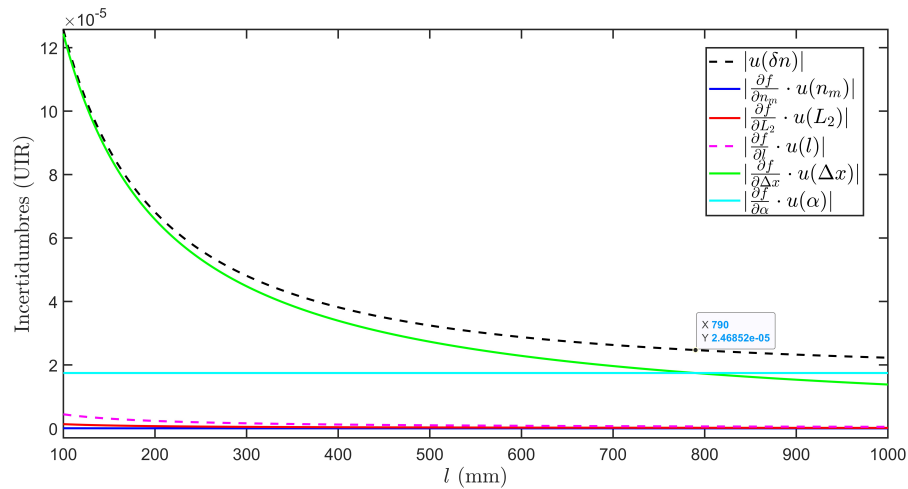


Figura 5.2: Incertidumbre asociada a la medición de $\delta n = 0.001$ tomando en cuenta los parámetros involucrados, $u(\Delta x) = 14\mu m$ y α son los parámetros que más influyen en la medición, considerando $L_2 = 13.0385 \pm 0.2mm$, $\alpha = 45^\circ \pm 0.5^\circ$, $l = (100 - 1000) \pm 0.5mm$, $n_m = 1.3325 \pm 5 \times 10^{-4}UIR$,