



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
INGENIERÍA ELÉCTRICA – INSTRUMENTACIÓN

PROPIEDADES TÉRMICAS DE TEJIDO BIOLÓGICO A PARTIR DE
MEDICIONES ÓPTICAS DE FLUJO DE CALOR UTILIZANDO FIBRA ÓPTICA

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:
ALDO JORGE GUTIÉRREZ ARROYO

TUTORA PRINCIPAL
DRA. CELIA ANGELINA SÁNCHEZ PÉREZ
CENTRO DE CIENCIAS APLICADAS Y DESARROLLO TECNOLÓGICO, UNAM

MÉXICO, D. F. MAYO 2013



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

JURADO ASIGNADO:

Presidente: Dr. García Valenzuela Augusto
Secretario: Dr. Hernández Cordero Juan Arnaldo
Vocal: Dra. Sánchez Pérez Celia Angelina
1^{er.} Suplente: Dr. Bruce Davidson Neil Charles
2^{do.} Suplente: Dr. Qureshi Naser

Lugar o lugares donde se realizó la tesis: Ciudad Universitaria, México, Distrito Federal.

TUTOR DE TESIS:

Dra. Celia Angelina Sánchez Pérez

FIRMA

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el financiamiento que me ha otorgado durante los 23 meses de que han sido parte de mis estudios de Maestría en Ingeniería Eléctrica.

De igual forma Agradezco el apoyo brindado por la Dirección de Asuntos del Personal Académico de la UNAM a través del proyecto PAPIIT IT100612.

Finalmente expreso mi profundo agradecimiento al Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico UNAM por permitir desarrollar este proyecto de tesis en el laboratorio de Sensores Ópticos y Eléctricos.

ÍNDICE

Resumen.....	5
1. Introducción.....	7
2. Antecedentes teóricos.....	18
2.1 Conducción de calor.....	18
2.1.1 Propiedades térmicas.....	19
2.1.2 Campo T_x	20
2.1.3 Flujo de calor.....	21
2.2 Deflexión fototérmica	22
2.3 Sensores de ángulo.....	24
2.3.1 Sensores de ángulo en fibra óptica.....	25
2.3.2 Propagación monomodal en fibras ópticas.....	26
2.3.3 Haz gaussiano.....	28
2.3.3.1 Colimación de un haz gaussiano...29	
2.3.4 Caracterización de sensor de ángulo.....	30
3 Modelo del sensor de flujo de calor.....	34
3.1 Deflexión fototérmica en un bloque de acrílico.....	34
3.2 Sensor de flujo de calor basado en un sistema de fibra óptica.....	35
3.3 Modelo de conducción de calor por Onda Térmica.....	37
3.3.1 Campo T_x como respuesta a un escalón térmico aplicado.....	38
3.3.2 Campo T_x como respuesta a un pulso térmico aplicado	46
3.4 Respuesta del sensor de flujo de calor al Campo T_x	50
4 Resultados experimentales.....	57
4.1 Calibración.....	57
4.2 Medición de conducción de calor en tejido biológico.....	62
Conclusiones.....	74
Referencias.....	76
Apéndice.....	79

RESUMEN

Este proyecto de tesis fue realizado en el Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET-UNAM) bajo la dirección de la Dra. Celia Angelina Sánchez Pérez. En éste se presenta la caracterización de las propiedades térmicas de tejido biológico utilizando un sensor de flujo de calor basado en el fenómeno de la deflexión fototérmica. Se incluye el modelo de onda térmica para realizar un ajuste sobre los resultados experimentales, que permita calcular el valor de la efusividad de la muestra biológica.

Recientemente se han publicado trabajos que presentan diversas técnicas de medición de propiedades térmicas que utilizan implementaciones basadas en termistores^{1,2,3,4,5,6} o principios foto-acústicos^{7,8,9,10,11}. Por ello se considera que el sensor de flujo de calor basado en un sistema de fibra óptica propuesto en este trabajo, ofrece ventajas sobre los otros sistemas tales como alta sensibilidad, posibilidad de sensado remoto, su costo es bajo, implementación sencilla e inmunidad a la interferencia electromagnética.

La técnica de medición propuesta presenta parámetros de sensibilidad y resolución adecuados para caracterizar muestras biológicas a partir de su comportamiento térmico. Se calculan los valores de efusividad térmica, siendo el coeficiente del tendón bovino y el corazón aviar los que presentan el menor y el mayor valor respectivamente. Esta propiedad termofísica está relacionada con la viabilidad del tejido para ceder calor al medio, caracterizarla numéricamente brindaría la potencialidad de determinar un estado patológico o de salud en un órgano como una metodología alternativa a los actuales diagnósticos clínicos. Planteamos como trabajo a futuro identificar las etapas evolutivas de una patología en particular, utilizando el esquema de medición propuesto en este trabajo de tesis.

El manuscrito está organizado de la siguiente manera: En el capítulo 1 se plantean los objetivos y alcances del proyecto, así como se presentan los conceptos térmicos fundamentales que preceden la revisión bibliográfica de artículos que abordan la medición de propiedades térmicas en materiales y en tejidos.

Posteriormente en el capítulo 2 se presentan los antecedentes teóricos que describen el funcionamiento del sensor de flujo de calor basado en un sistema de fibra óptica, que se desarrolló en esta tesis. También se definen los conceptos de la transferencia de energía calorífica, que se utiliza para introducir la ciencia

fototérmica y del fenómeno de deflexión (principio físico de nuestro sistema de sensado). Se incluye también la descripción de la propagación monomodal en fibras ópticas con el fin de caracterizar su naturaleza gaussiana.

En el Capítulo 3 se aborda el desarrollo analítico y numérico de la propagación de calor a través de un material termo-óptico utilizando el *Modelo de Onda Térmica*¹⁸, en el que se presentan los resultados teóricos de las mediciones de conducción de calor en el tiempo, cuando las muestras biológicas son la fuente de calor del sistema de sensado.

Finalmente en el Capítulo 4 se describe la metodología y el análisis de los resultados experimentales de las pruebas de conducción de calor en diferentes tejidos tales como tendón bovino, corazón e hígado aviar (pollo); se realiza un análisis comparativo de los resultados, donde se incluye el cálculo de la efusividad térmica de cada muestra biológica ajustando el modelo teórico de onda térmica a las curvas experimentales.

CAPÍTULO 1

Introducción

La ciencia biomédica y la medicina práctica demandan nuevas técnicas para el diagnóstico temprano y preciso de enfermedades. La evaluación del estado de un tejido se puede llevar a cabo caracterizando la conducción de calor en el mismo. Las propiedades térmicas determinadas por los atributos físicos de los tejidos biológicos, pueden asociarse con alteraciones morfológicas y de composición causadas por procesos degenerativos diversos. En estos argumentos se basa la motivación de este proyecto de tesis, en el que se busca cuantificar las propiedades térmicas en tejido aviar y bovino utilizando una técnica de medición cuyo principio de funcionamiento es el fenómeno de la deflexión fototérmica. Dentro de los alcances de este proyecto se pretende validar la factibilidad de esta técnica para ser aplicada en el área de biofotónica, teniendo como aporte central la presentación de una técnica de detección alternativa a las actuales valoraciones microscópicas cualitativas que se realizan en ambientes clínicos para la identificación de alteraciones de un tejido.

El montaje experimental en la medición de la fotodeflectión térmica presenta como elemento fundamental un sensor de flujo de calor que utiliza un sistema de fibra óptica para la medición de la deflexión. Este dispositivo optoelectrónico cuantifica el cambio de potencia de un haz de luz, ocasionado por el desacoplamiento del perfil modal en fibras ópticas debido a la deflexión que se origina cuando éste viaja a través de un material termo-óptico expuesto a un campo de temperatura.

Existen en la actualidad trabajos que evalúan algunas propiedades térmicas en materiales, algunos otros que las miden particularmente en tejidos de humanos o animales. Todos ellos utilizan técnicas de medición diferentes a la que se propone en este proyecto, por ello a continuación se presenta una breve descripción de recientes investigaciones relacionadas con la medición de propiedades térmicas en tejidos biológicos, que desde una perspectiva general se podrían clasificar según los principios físicos de sensado en aquellos que se basan en calorimetría y en otros que proponen técnicas foto acústicas.

Previo a la revisión de los textos de referencia, se introducen a continuación algunos conceptos teóricos relacionados con las propiedades térmicas de la materia y que son de categórica importancia en este proyecto al igual que en el análisis de tales artículos revisados, tales conceptos serán retomados a menudo durante todo el manuscrito de esta tesis. Por tanto las definiciones son:

- **Conductividad Térmica¹⁹**

Es la propiedad térmica que determina la capacidad del material para conducir el calor, representa la viabilidad de una sustancia para transferir la energía cinética de sus moléculas a otras adyacentes. Por lo general, su valor es elevado en metales y cuerpos continuos de gran densidad, mientras que al reportarse un valor bajo en los materiales estos se denominan aislantes térmicos, un ejemplo de ellos serían los polímeros. Comúnmente se representa con la letra k y sus unidades en el Sistema internacional se describen en la expresión 1.1:

$$k = \left[\frac{\text{W}}{\text{m}^\circ\text{K}} \right] \quad (1.1)$$

- **Efusividad térmica²⁰**

Es la magnitud que cuantifica la capacidad del material para intercambiar calor con el entorno en condiciones no estacionarias (condiciones transitorias) por ello se considera como una medida de la impedancia térmica, cabe señalar que el flujo de calor es proporcional a esta propiedad en condiciones transitorias, en contraste del estado estacionario en donde es proporcional a la conductividad térmica. Esta propiedad de transporte térmico es relevante en la calefacción y refrigeración de la superficie de los materiales, así como en los procesos de enfriamiento. Es una de las cantidades físicas menos exploradas y por ende, rara vez aparece reportada en tablas de propiedades térmicas. La expresión que la describe es:

$$e = \sqrt{\rho ck} = \left[\frac{\text{Ws}^{1/2}}{\text{m}^2\text{K}} \right], \quad (1.2)$$

donde ρ es la densidad del material, c es el calor específico y k es la conductividad térmica.

- **La difusividad térmica²⁰**

Es la magnitud que cuantifica la velocidad a la que se distribuye el calor en determinado material, y por tanto, está asociada con el tiempo en que el que se alcanza el equilibrio térmico. Esta propiedad depende de la conductividad térmica k , la densidad de material ρ y calor específico c , como se observa a continuación:

$$\alpha = \frac{k}{\rho c} = \left[\frac{\text{m}^2}{\text{s}} \right], \quad (1.3)$$

donde ρ es la densidad del material, c es el calor específico y k es la conductividad térmica.

Presentadas las definiciones térmicas de mayor relevancia de los textos, ahora se procede a realizar la revisión de los mismos:

- *A Thermistor Based Method for Measurement of Thermal Conductivity and Thermal Diffusivity of Moist Food Materials at High Temperatures* ¹.

El objetivo principal de este proyecto fue evaluar la viabilidad de utilizar un método basado en termistores para medir la conductividad térmica y la difusividad por biomateriales húmedos en alimentos a altas temperaturas.

La investigación se centró en la calibración del sistema, donde se evaluó la conducción térmica en materiales alimenticios sólidos, la convección natural en medio líquido y el rendimiento de los biomateriales húmedos de alimentos a altas temperaturas. La sonda compuesta por un termistor fue construida en el laboratorio y se calibró con mediciones en tres materiales de conductividad térmica y difusividad conocida, agua, glicerol, y un fluido de transferencia de calor, HTF 500. Este dispositivo estima propiedades térmicas con un error menor del 5% y su esquema se presenta en la Figura 1.1:

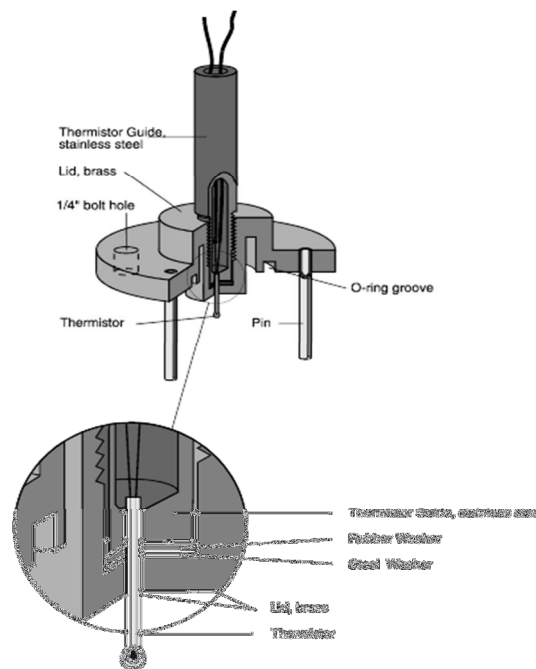


Figura 1.1 Ensamble de la sonda basada en termistores para la medición de propiedades térmicas a altas temperaturas.

Los resultados reportados en rebanadas de tomate son: conductividad térmica $k=0.647$ [W/m°K] y difusividad $\alpha=1.62 \times 10^{-7}$ [m²/s], mientras que para rebanadas de papa reportan $k=0.534$ [W/m°K] y difusividad térmica $\alpha=2.36 \times 10^{-7}$ [m²/s]. Cabe señalar que las mediciones necesitan grandes porciones de la muestra para ser analizadas y estas deben contener una humedad suficiente

para que el sistema presente una exactitud aceptable, lo que representa una desventaja experimental cuando se busca minimizar las dimensiones de los sistemas de sensado. Finalmente concluyeron en que el termistor detecta un incremento en la conductividad térmica cuando la muestra a medir es más sólida, sin embargo la exactitud del sistema es aceptable para las mediciones en el intervalo de 95-150[°C], lo que atribuyen a que el calor induce cambios en los tejidos que son más notables a temperaturas elevadas.

- *Measurement of Directional Thermal Properties of Biomaterials* ².

Este trabajo presentó una técnica experimental para medir direccionalmente la conductividad y difusividad térmica de tejido de corazón porcino. Para ello se utilizó un par de termistores, el primero calentaba la muestra y el segundo fungía como sensor y se colocaba aproximadamente a 2.5 [mm] de distancia para medir el aumento de la temperatura como respuesta a un pulso de calor. Por tanto, se determinó una relación experimental entre la potencia suministrada por el primer termistor y el aumento de la temperatura registrada por el segundo termistor. Esta relación se usó para medir la conductividad térmica del material a lo largo de la línea que une los termistores. La expresión 1.4 la difusividad, corresponde a la variación del retardo (en segundos) entre el calentamiento y la detección de pulsos de calor.

$$\alpha = \frac{1}{c_1 + c_{2\phi}} \quad (1.4)$$

c_1 y $c_{2\phi}$ son coeficientes experimentales que se utilizaron para la calibración en la medición difusividad térmica. El montaje experimental se ilustra a continuación:

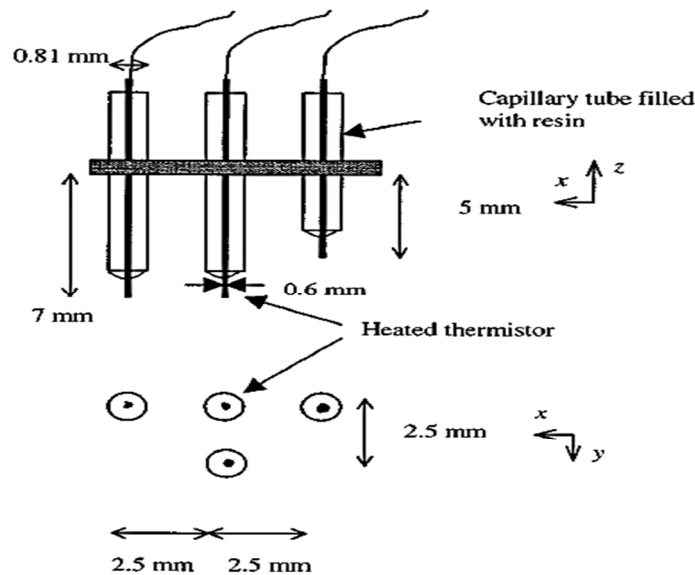


Figura 1.2 Sonda con termistores para la medición direccional de propiedades térmicas en tejido.

El tiempo total de cada experimento fue de 30[s], lapso en el que se aplicaba el pulso de calor. La medición incluyó el procesamiento de señales para eliminar errores debidos al cambio de la temperatura de la línea base, por ello utilizaron un amplificador de instrumentación de 5 canales con filtros pasa-bajos, convertidores analógicos-digitales (ADC) y una computadora para el registro de los datos, lo que representa un complejo sistema de medición. Finalmente reportaron los siguientes valores de las constantes térmicas en corazón porcino: $k=0.627[\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}]$, $\alpha=2.17 \times 10^{-7}[\text{m}^2\text{s}^{-1}]$.

- *Measurement of low thermal effusivity of building materials using the thermal impedance method*³.

En este trabajo se mostró la posibilidad de utilizar impedancia térmica como una forma de caracterización de los sistemas térmicos para altas frecuencias, tomando en cuenta la perturbación creada por los instrumentos de medición. Se determinó un rango de frecuencia, donde la perturbación no es demasiado grande, permitiendo así la caracterización de los materiales (haciendo énfasis en los materiales de aislamiento, que son difíciles de estudiar en condiciones transitorias). Se realizaron una serie de 100 pruebas para encontrar el valor de la efusividad térmica de cada material, las cuales presentaron menos de 5% de error. El montaje experimental implementado se muestra en la Figura 1.3:

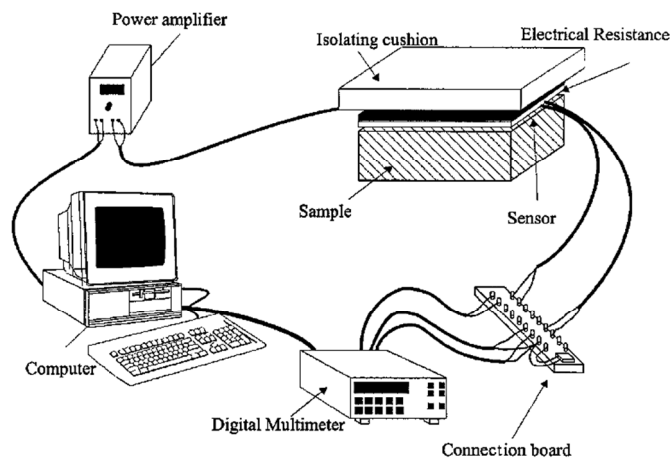


Figura 1.3 Montaje experimental para la medición de propiedades térmicas con el método de impedancia.

Experimentalmente las muestras utilizadas son paralelepípedos de base cuadrada de 15x15 [cm²] en las que se coloca sensor de flujo y otro de temperatura. Las tensiones entregadas por el medidor de flujo se miden por un multímetro controlado por un microcontrolador, que almacenan los valores experimentales y que genera la señal de excitación a través de un convertidor D-A para transmitir la potencia desde un amplificador hasta una resistencia plana.

Los valores de efusividad térmica en reportados son:

- Concreto: $e = 1764[\text{JK}^{-1}\text{m}^{-2}\text{s}^{-1/2}]$
- PVC: $e = 498[\text{JK}^{-1}\text{m}^{-2}\text{s}^{-1/2}]$
- Poliestireno: $e = 39.2[\text{JK}^{-1}\text{m}^{-2}\text{s}^{-1/2}]$

Una vez más, la instrumentación del montaje experimental ostenta complejidad debido a los componentes electrónicos utilizados y requiere un gran número de pruebas para realizar los cálculos de efusividad con una buena exactitud, lo que disminuye la factibilidad en la portabilidad del sistema y eleva considerablemente los costos del mismo.

- *Thermal Conductivity and Diffusivity of Biomaterials Measured with Self-Heated Thermistors* ⁶.

En este trabajo se presentó un método experimental para medir la conductividad térmica y la difusividad en biomateriales. Las sondas de termistores de auto-calefacción en el tejido presentadas, se emplean para entregar calor, así como para controlar la tasa de eliminación del mismo. El instrumento opera en tres medios con propiedades térmicas conocidas mostrando una incertidumbre de aproximadamente 2%. La reproducibilidad es de 0.5% para las mediciones de conductividad térmica y un 2% para las mediciones de difusividad térmica. Las propiedades térmicas se midieron en perro, cerdo, conejo, y los tejidos humanos. Los tejidos bajo estudio fueron riñón, bazo, hígado, cerebro, corazón, pulmón, páncreas, cáncer de colon, y cáncer de mama. Los resultados muestran que los valores de las propiedades térmicas de los biomateriales se aproximan al del agua, y los autores asumen que se debe al alto contenido de esta sobre las muestras orgánicas.

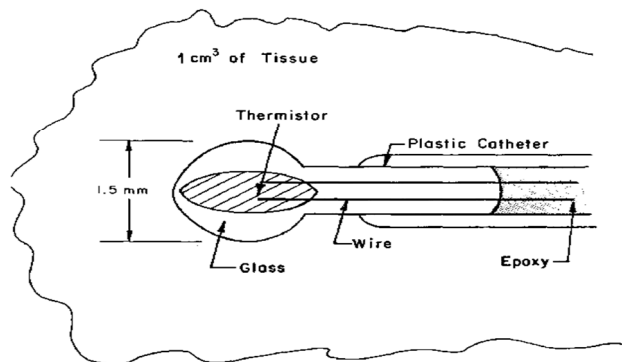


Figura 1.4 Montaje experimental para la medición de propiedades térmicas con el método de impedancia.

La sonda térmica utilizada para la medición es un termistor esférico que se inserta en el tejido de interés, correspondiente a la Figura 1.4, el cual debe medir al menos 1[cm³]. Fue necesario utilizar un circuito de control para la aplicación de las señales eléctricas, así como un convertidor A/D para el procesamiento de las señales. Algunos valores de conductividad térmica k y difusividad α que se reportaron en este trabajo son:

Tejido		k [$\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$]	α [m^2s^{-1}]
Humano	Corazón	0.4925	1.289×10^{-6}
	Hígado	0.4692	1.279×10^{-6}
Cerdo	Corazón	0.4841	1.270×10^{-6}
	Hígado	0.4981	1.240×10^{-6}
Perro	Corazón	0.4869	1.296×10^{-6}

Tabla 1.1 Valores de conductividad térmica y difusividad en diferentes tejidos.

- *Acoustic and thermal properties of tissue* ⁷.

En este trabajo se midió el coeficiente de atenuación, la velocidad del sonido y la conductividad térmica de hígado fresco de rata, del que se seleccionaron 3 lóbulos para tratar a cada uno de diferentes formas: en el primero se midió manteniendo fija la temperatura, el segundo fue calentado sumergiéndolo en agua $50\text{ [}^\circ\text{C]} \pm 1\text{ [}^\circ\text{C]}$ durante 10 minutos, y el tercero se sumergió en agua a $60\text{ [}^\circ\text{C]} \pm 1\text{ [}^\circ\text{C]}$ durante 10 minutos. El tejido de control y los otros dos lóbulos fueron escaneados utilizando un par de transductores. El sistema de sensado utilizado en la medición de la conductividad fue diseñado para proporcionar flujo de calor unidimensional hacia cada muestra. A partir del análisis de las imágenes de ultrasonido se determinó el volumen de aire atrapado en el sistema, entonces la conductividad térmica fue ajustada usando una simulación basada en la ecuación de bio-calor de Helmholtz. El arreglo utilizado para la medición se muestra en el siguiente esquema:

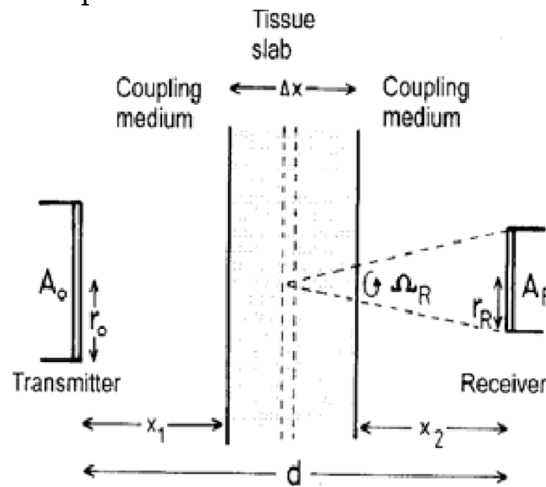


Figura 1.5 Montaje experimental para la determinación de la conductividad térmica y la velocidad del sonido.

La expresión utilizada para determinar la constante de conductividad térmica es:

$$k_s = k_0 t_s \frac{\Delta T_0}{\Delta T_s t_0}, \quad (1.5)$$

donde k_s es la conductividad de la muestra, k_0 la conductividad del medio de referencia, T_s corresponde a la temperatura de la muestra, T_0 la temperatura de referencia y t_0 el tiempo de escaneo.

El valor reportado para la conductividad térmica del hígado fresco de rata fue $k=0.03[\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}]$, sin embargo el sistema presenta baja reproducibilidad y baja exactitud ya que depende de la masa de aire atrapado en el sistema y de las condiciones ambientales (presión y temperatura) en las que se realizan las mediciones.

- *Measurement of thermal and ultrasonic properties of some biological tissues*⁸.

En este artículo presentaron los resultados de mediciones de conductividad térmica, difusividad, la velocidad de atenuación acústica y ultrasonidos de tejido ex vivo fresco porcino, es decir, músculo (del abdomen y la pierna), piel con grasa subcutánea, grasa abdominal y hueso. Las mediciones de las propiedades térmicas de muestras de tejidos biológicos se realizaron en el estado transitorio, a diferencia de los artículos presentados previamente en donde se mide en el estado térmico permanente. El experimento consistió en realizar un escaneo acústico macroscópico para medir el coeficiente de atenuación y velocidad del sonido para las muestras de tejido. Los autores proponen que las mediciones de las propiedades térmicas y ultrasónicas de los tejidos biológicos son esenciales en el incremento de temperatura in vivo inducida por ultrasonidos de diagnóstico. El sistema de medición dispone de varios elementos electrónicos que en conjunto representan un complicado sistema de medición, que se compone por una computadora portátil usada como controlador, un electrómetro, un soporte de muestras, un horno equipado con un regulador de calentamiento para la muestra y una sonda de disco caliente (que realiza la medición de la conductividad térmica), tal como se muestra en el siguiente esquema:

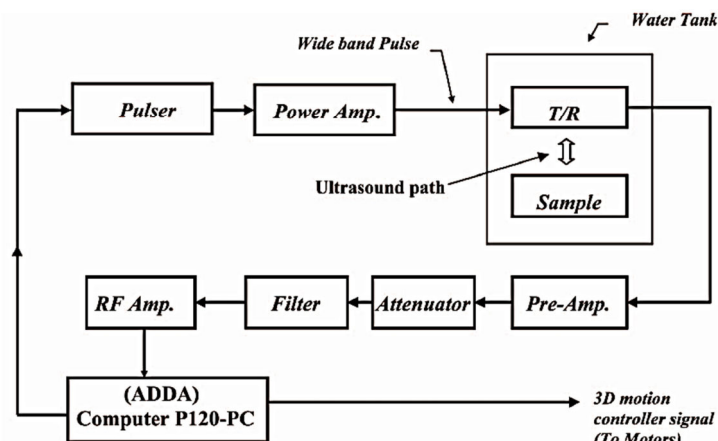


Figura 1.6 Esquema experimental para la medición ultrasónica de propiedades térmicas en tejido biológico.

Finalmente reportaron que la grasa subcutánea tiene la conductividad térmica más baja ($k=0.23 \text{ [W m}^{-1} \text{ K}^{-1}]$), mientras que el músculo se indican los valores

más altos ($k=0.46 \text{ [W m}^{-1} \text{ K}^{-1}]$). La difusividad térmica del tejido muscular registró el valor más alto entre los tejidos estudiados ($\alpha=0.16 \text{ [mm}^2 \text{ s}^{-1}]$), mientras que la de la piel con la grasa subcutánea dio el valor más bajo ($\alpha=0.11 \text{ [mm}^2 \text{ s}^{-1}]$).

- *Measurement of Thermal Effusivity of Human Skin Using the Photoacoustic Method* ⁹.

En este estudio realizaron mediciones de las propiedades termo físicas de la piel humana utilizando un método fotoacústico, el cual propone un nulo contacto directo con la muestra y no es destructivo. Los autores utilizaron una celda de tipo abierta para las mediciones in situ, donde la luz intermitente a diferentes intensidades se irradia periódicamente sobre la superficie de una muestra, la cual instantáneamente absorbe esta luz y se calienta. Estos cambios de temperatura en la superficie de la muestra produjeron expansión y contracción del gas circundante, y por ende, un cambio de presión en la celda de cada muestra. En el método fotoacústico, se detectan estos cambios de presión con un micrófono y las propiedades termofísicas tales como la efusividad térmica están relacionadas con este proceso.

La Figura 1.6 muestra el sistema experimental donde un láser semiconductor se usó como la fuente de luz para excitar la celda fotoacústica, utilizando fibra óptica como guía de onda. Posteriormente se detectó la onda de sonido generado con un micrófono condensador instalado en la celda fotoacústica y la señal medida fue enviada al amplificador lock-in, para extraer las señales débiles inmersas en el ambiente ruidoso.

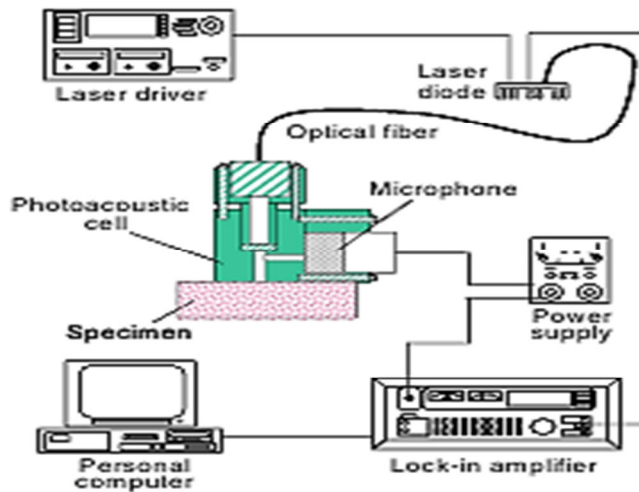


Figura 1.7 Configuración experimental para el método fotoacústico en la medición de efusividad en piel humana.

Los resultados reportados para valores de efusividad en distintas partes del cuerpo presentan una incertidumbre del 5% y éstas son: efusividad del brazo $e=165[\text{JK}^{-1}\text{m}^{-2}\text{s}^{-1/2}]$, efusividad de la palma de la mano $e=130[\text{JK}^{-1}\text{m}^{-2}\text{s}^{-1/2}]$, efusividad del dedo de la mano $e=147[\text{JK}^{-1}\text{m}^{-2}\text{s}^{-1/2}]$. Finalmente destaco que el amplificador lock in representa un elemento fundamental en el montaje experimental ya que las señales recibidas en el micrófono son altamente ruidosas. Este dispositivo eleva de manera destacada el costo del sistema de medición.

- **Discusión**

Se ha presentado un breve panorama de diferentes técnicas que actualmente realizan investigación para el análisis y cuantificación de propiedades térmicas en materiales y en tejidos biológicos, principalmente utilizan un principio de funcionamiento fotoacústico y algunos otros se basan en sistemas con termistores. Estos resultados reportados serán retomados para la comparación con los valores que se obtendrán experimentalmente en este proyecto.

Recapitulando en algunos inconvenientes experimentales discutidos previamente en estos artículos analizados y proponiendo algunos aspectos que no han sido considerados, en este trabajo de tesis se pretende diseñar un sistema experimental un sistema cuya mejor cualidad sea la simplicidad del montaje, que permita un ensamblaje rápido y de bajo costo, en el que se excluyan instrumentos de medición tales como amplificadores de instrumentación o lock-in, filtros y convertidores analógico-digital. Se desea igualmente que la metodología para calcular la efusividad térmica no implique cálculos estadísticos, ni experimentos que necesiten múltiples repeticiones o cuya duración sea muy prolongada (mayores a 15 minutos), ya que se ha reportado que los tejidos biológicos expuestos a condiciones de temperatura y de humedad sin control,

alteran el aspecto macroscópico y por ende las propiedades térmicas de los mismos. También se debe considerar la realización de mediciones donde la muestra biológica no eleve su temperatura a más de 40[°C], ya que existe un proceso de desnaturalización proteica y degradación en tejidos, cuando se someten a temperaturas superiores o cercanas a 60 [°C], lo que evidentemente repercutiría en la modificación en el valor típico de la efusividad térmica.

CAPÍTULO 2

Antecedentes Teóricos

En este capítulo se presentan los antecedentes teóricos que describen el funcionamiento del sensor de flujo de calor basado en un sistema de fibra óptica, que se desarrolló en esta tesis. También se definen los conceptos relacionados con la transferencia de energía calorífica que dan paso a la introducción de la ciencia fototérmica y del fenómeno de deflexión, el cual es el principio físico de nuestro sistema de sensado. Se incluye también la descripción de la propagación monomodal en fibras ópticas con el fin de exponer su naturaleza gaussiana, misma que será retomada en la caracterización de la señal de transducción de la respuesta del sensor de flujo de calor en el capítulo siguiente.

4.3 Conducción de calor

El calor es una forma de energía que se manifiesta cuando se transfiere parte de la energía interna de un sistema a otro en virtud de una diferencia de temperatura entre ambos. Se define la transferencia de calor como el estudio de las velocidades a las cuales el calor se intercambia entre fuentes de calor y los receptores, y tales procesos de transferencia de calor están relacionados con las razones de intercambio térmico que ocurren en los sistemas.

Existen tres mecanismos de transferencia de calor, llamados: conducción, convección y radiación. En la naturaleza, estos mecanismos intervienen simultáneamente con distintos grados de importancia. Cada uno de estos modos puede estudiarse separadamente, aunque la mayoría de las aplicaciones en ingeniería son combinaciones de las tres formas.

La conducción de calor es la transferencia de calor a través de un material estacionario, tal como un sólido o un fluido (en reposo o régimen laminar). Este tipo de transmisión no involucra un movimiento relativo de las partículas del cuerpo y por tanto se define como difusión de energía debida a un movimiento molecular aleatorio. La propagación del calor a través de la conducción presenta las siguientes características:

- La existencia de un material a través del cual se propaga el calor
- El calor se transmite sin transporte de materia.

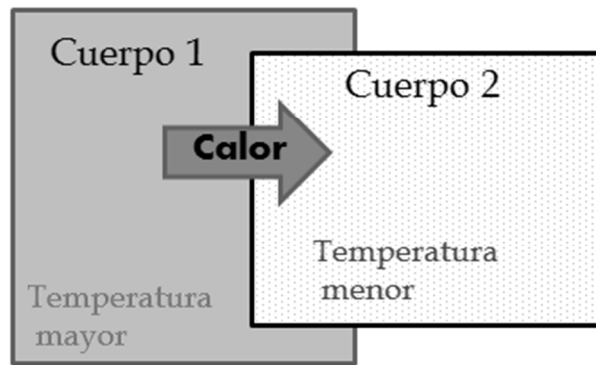


Figura 2.1. Diagrama de la conducción de calor entre dos cuerpos.

La conducción del calor en múltiples materiales puede visualizarse como resultado de los choques moleculares, como en el caso de líquidos y gases, o movimiento de electrones o vibraciones de la red cristalina, como el caso de los sólidos. Al chocar las moléculas calientes (más rápidas) con sus vecinas frías (más lentas) les transfieren parte de su energía interna, y la velocidad de las vecinas aumenta por ende, dando como resultado la propagación de la energía asociada al movimiento térmico. Lo mismo puede decirse para los sólidos respecto del movimiento de los electrones o las vibraciones de la red cristalina. La conducción de calor sólo ocurre si hay diferencias de temperatura entre dos partes del medio conductor.

Para expresar la conducción de calor se utiliza la ley de Fourier¹⁸ que unidimensionalmente se expresa como:

$$Q = -k \frac{\partial T}{\partial x}, \quad (2.1)$$

donde Q es el flujo de calor en la dirección x , k es la conductividad térmica del material y $\frac{\partial T}{\partial x}$ es el componente del gradiente de temperatura en la dirección de propagación.

Los mejores conductores de calor son los metales, mientras que el aire es un mal conductor del calor. Los materiales que se caracterizan por tener una baja conducción de calor como el aire o los polímeros se denominan aislantes térmicos.

4.3.1 Propiedades Térmicas

La conducción de calor en tejidos biológicos depende de su composición molecular y se encuentra íntimamente relacionado con sus propiedades térmicas. La caracterización de la conducción de calor del tejido resulta útil para obtener información de las funciones fisiológicas en órganos vitales, donde cualquier

anomalía en el monitoreo de los resultados conduciría a determinar una alteración morfológica o de composición del tejido bajo estudio.

Debido a ello, en este trabajo de tesis se analizarán algunas propiedades térmicas en los tejidos biológicos, las cuales quedarán definidas en este apartado y posteriormente serán retomadas en los análisis de los capítulos siguientes, sin olvidar que en el capítulo anterior fueron introducidas las definiciones de conductividad térmica, efusividad y difusividad.

- **Calor específico**

También llamado capacidad calorífica, se puede interpretar con la medida de inercia térmica, y se define como el calor necesario para elevar en un grado Kelvin °K la temperatura de una determinada cantidad de material.

La capacidad calorífica de cada material depende de la existencia en dicho material de mecanismos de acumulación de energía, a través de la excitación de vibraciones de los átomos o de la excitación de electrones a los niveles superiores de energía. En la mayor parte de los sólidos (con excepción de los metales a muy baja temperatura) la capacidad calorífica está determinada esencialmente por la energía que puede acumular el sólido en forma de vibraciones de los átomos que lo componen, en torno a sus posiciones de equilibrio.

La expresión que define el calor específico está dada por:

$$c = \frac{q}{m\Delta T}, \quad (2.2)$$

donde q determina la cantidad de calor, m corresponde a la cantidad de materia y ΔT es la diferencia de temperatura.

2.1.2 Campo T_x

Se define el campo T_x como una variación unidireccional (eje x) de la temperatura en el tiempo. Este campo proviene de la definición de un gradiente térmico en un sistema cartesiano y está expresado por:

$$\nabla T = \frac{\partial T}{\partial x} \hat{a}_x + \frac{\partial T}{\partial y} \hat{a}_y + \frac{\partial T}{\partial z} \hat{a}_z \quad (2.3)$$

$$\nabla T = \frac{\partial T}{\partial x} \hat{a}_x \quad (2.4)$$

$$T_x \equiv \frac{\partial T}{\partial x} \equiv |\nabla T| \quad (2.5)$$

2.1.3 Flujo de calor

Retomando la expresión (2.1) que enuncia la ley de Fourier, se define el flujo de calor como la tasa de energía térmica transferida por unidad de área y $[\text{W}/\text{m}^2]$ son sus unidades en el sistema internacional.

Por otra parte el flujo de calor puede entrar o salir del sólido, por lo tanto es necesario tener un sistema de referencia que permita distinguir entre estos dos eventos. Se crea entonces un sistema de referencia donde el flujo de calor es positivo si lleva el mismo sentido del eje x , como lo indica la Figura 2.2:

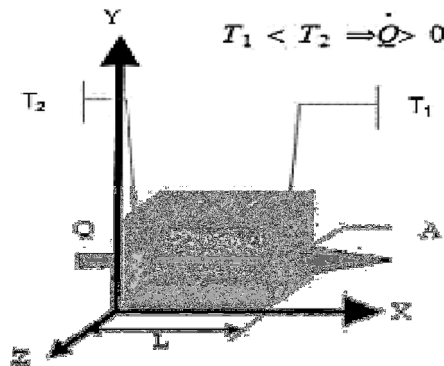


Figura 2.2. Diagrama de flujo de calor a través de una superficie plana de área A .

La Figura 2.2 muestra que el calor que fluye por una barra de material de área transversal A por unidad de tiempo, es proporcional a la diferencia de temperatura de sus extremos ($T_2 - T_1$), al área transversal A e inversamente proporcional a la longitud L de la barra, y se define por:

$$Q = -kA \frac{T_2 - T_1}{L} \quad (2.3)$$

Donde k es conductividad térmica.

En algunas ocasiones conviene expresar la ecuación (2.3) en forma diferencial para un elemento de barra infinitesimal de longitud dx , de tal forma que la expresión se puede escribir como:

$$q = \frac{dQ}{dt} = -kA \frac{dT}{dx} \quad (2.4)$$

Donde q es la transferencia de calor, dQ/dt es una diferencial de flujo de calor en la unidad de tiempo y dT/dx es un gradiente térmico espacial.

En la actualidad existen sensores de flujo de calor que comúnmente son utilizados en distintos procesos como son la manufactura de circuitos integrados, en la industria química, para meteorología y física de suelos, así como para la caracterización de materiales entre otras aplicaciones.

Es importante destacar que si no existe un gradiente térmico a través del sensor, no hay flujo de calor que pueda ser medido. Esto es muy importante para mediciones largas en tiempo donde el sensor puede alcanzar el equilibrio térmico.

La ecuación de difusión de calor representa la herramienta básica en el análisis de transferencia térmica, y debe considerarse como una expresión del principio de conservación de energía. Su importancia radica en que a partir de su solución, es posible obtenerse la distribución espacial de Temperatura $T(x,y,z)$ como función del tiempo, cuya forma general en coordenadas cartesianas está dada por:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(k dy dz \left[\frac{\partial T}{\partial x} \right] \right) dx + \frac{\partial}{\partial y} \left(k dx dz \left[\frac{\partial T}{\partial y} \right] \right) dy + \frac{\partial}{\partial z} \left(k dx dy \left[\frac{\partial T}{\partial z} \right] \right) dz + g dx dy dz = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} dx dy dz, \quad (2.5)$$

donde k es la conductividad térmica, ρ representa la densidad, c es el calor específico, g la variación de la generación de energía interna por unidad de volumen.

Por tanto, simplificando la ecuación unidimensional de la difusión de calor sin fuentes de generación internas de calor, la expresión estaría dada por:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(k dy dz \left[\frac{\partial T}{\partial x} \right] \right) dx = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} dx \quad (2.6)$$

$$q_x = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} dx \quad (2.7)$$

Donde q_x es el calor propagado en la dirección del eje x .

2.2 Deflexión Fototérmica

La ciencia foto-térmica engloba una extensa variedad de técnicas y fenómenos basados en la conversión de la energía óptica absorbida por un cuerpo en calor, proceso que ocurre en un gran número de materiales en estado sólido, líquido y gas. Aunque el proceso de absorción inicial en la mayoría de materiales es muy selectivo, es común para estados electrónicos excitados en átomos y moléculas perder su energía de excitación por una serie de transiciones no radiativas que tienen como resultado un calentamiento general del material.

La mayoría de las aplicaciones de los efectos foto-térmicos puede clasificarse en dos tipos:

- a) Aplicaciones en las cuales los detalles de un proceso o de absorción óptica es deducida por monitoreo del calor resultante.
- b) Aplicaciones en las cuales una fuente óptica es empleada como una forma de calentamiento precisa y convenientemente controlada.

Entonces se define el *efecto fototérmico* como el fenómeno asociado a la radiación electromagnética capaz de fotoexcitar un material, esto es, que los fotones procedentes de una fuente de luz son absorbidos por una capa superficial de un material comúnmente de color negro y cuyo el resultado es la generación de energía térmica.

Para ejemplificar el efecto fototérmico, se propone el caso cuando una carretera se calienta por la radiación solar y aparenta ser una piscina de agua. En este ejemplo aparece también el fenómeno de la deflexión fototérmica, que se ilustra en la Figura 2.3. La explicación asume que la radiación del sol es absorbida por la carpeta asfáltica, resultando en un calentamiento de la superficie por efecto fototérmico. Así se transfiere el calor de la superficie caliente, generando un gradiente de temperatura entre el aire cercano al asfalto y la masa de aire en alturas superiores. Dado que el aire se expande en el proceso de calentamiento, la densidad en la superficie es menor que la densidad en las capas superiores. Dicho decremento de densidad ocasiona un gradiente de índice de refracción, y recordando que la velocidad de la luz se propaga a mayor velocidad en un medio con índice de refracción bajo, la luz solar incidente modifica su trayectoria rectilínea, sufriendo una curvatura en su camino óptico hacia la región más fría. Por consiguiente, un observador que mira hacia la superficie con cierto ángulo con respecto a una línea normal a la superficie, observará una distorsión de la imagen original.

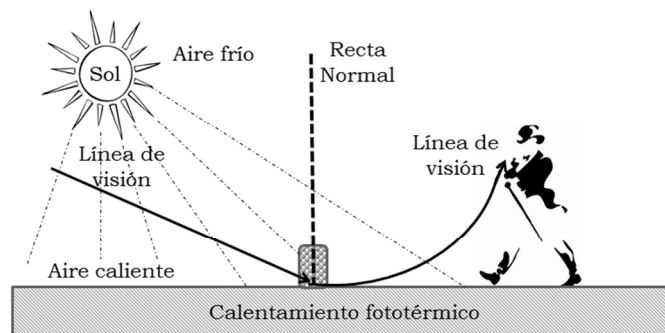


Figura 2.3. Esquema del efecto de la deflexión fototérmica.

La expresión que calcula el ángulo que se deflecta el haz en respuesta a un gradiente de temperatura está dada por¹⁸:

$$\theta = \int \frac{\nabla n}{n} dz, \tag{2.8}$$

donde:

$$\nabla n = \frac{dn}{dT} \nabla T \quad (2.9)$$

$\frac{dn}{dT}$ es el coeficiente termo-óptico del medio

n es el índice de refracción

∇T es el gradiente de temperatura transversal al camino óptico del haz incidente. Por lo que finalmente el ángulo de desviación del haz θ , debido al efecto fototérmico se calcula por:

$$\theta = \frac{1}{n} \frac{dn}{dT} \int \nabla T \cdot d\vec{s} \quad (2.10)$$

Por tanto, el gradiente de índice de refracción depende de las propiedades térmicas del material y esta técnica ha sido ampliamente usada para la caracterización de materiales debido a ello.

2.3 Sensores de ángulo

Actualmente existe una gran diversidad de aplicaciones para los sensores ópticos, por lo que paulatinamente se incrementan los desafíos para su diseño, funcionamiento y optimización, requiriendo una mayor profundización en el conocimiento de los materiales de fabricación, el espectro de longitud de onda más adecuado y por supuesto los fenómenos que serán el principio de funcionamiento y que se encuentran íntimamente relacionados con las variables que se pretende cuantificar. En las últimas dos décadas la mayor evolución se ha presentado en la industria de la optoelectrónica y las telecomunicaciones, utilizando como elemento principal la fibra óptica como guía de onda.

Los sensores modulados en intensidad son los dispositivos más comunes dentro de la gama de sensores basados en fibra óptica. Estos sensores detectan un cambio en el parámetro medido, específicamente en los sensores de ángulo la variación de intensidad proveniente de una fuente de luz dado un desplazamiento angular de la señal. Estos son frecuentemente utilizados para el control de posición, así como el control de vibración en procesos de maquinado, automatización y en sistemas inteligentes. Como consecuencia de sus cualidades (dimensiones compactas y resistencia mecánica del sensor, mediciones no destructivas y sin contacto para un amplio rango de parámetros físicos, bajo costo, implementación sencilla, alta precisión, son muy ligeros entre otras...) se tiene un extenso uso de los sensores de fibra óptica modulados en intensidad, por ello la optimización de estos sistemas de sensado son el foco de interés de numerosas investigaciones actuales, intentando principalmente realizar las mediciones con el menor ruido posible. Aunado a lo anterior, la cualidad que

vuelve sumamente novedosos a los sistemas de medición con fibra óptica es la ventaja de inmunidad a la interferencia electromagnética, que simplifica la conexión entre el sensor y el sistema de detección, lo que resulta de gran importancia para automatización en aplicaciones industriales; aunado a que pueden operar en ambientes explosivos y corrosivos, ya que las guías de onda están fabricadas en materiales dieléctricos.

2.3.1 Sensores de ángulo en fibra óptica

Es posible realizar la medición de la deflexión fototérmica utilizando un sensor de ángulo en fibra óptica. Con este dispositivo optoelectrónico se busca medir el cambio de potencia en el fotodetector proveniente del cambio de intensidad recibida debido a la diferencia del ángulo de incidencia de un haz de luz entre dos colimadores. El montaje experimental más común para llevar a cabo esta medición está compuesto por una fuente láser que suministra la señal al sistema, fibra óptica monomodal para la transmisión de la señal, un sistema de colimación para evitar la divergencia angular en el camino óptico y estructuras mecánicas de gran precisión que garanticen la correcta alineación de los ejes ópticos, tal como se muestra en la Figura 2.4:

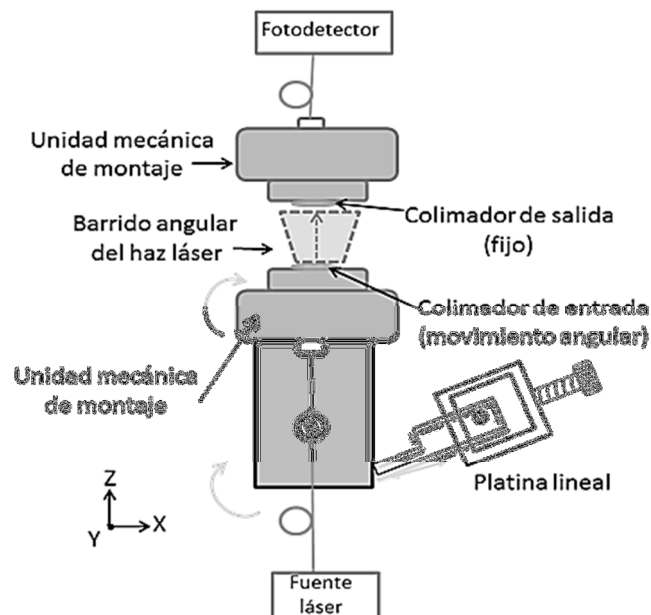


Figura 2.4. Esquema del sensor de ángulo en fibra óptica.

Típicamente en las técnicas de sensado de este tipo se busca mantener fijo el colimador de salida, mientras se realiza un barrido angular con la estructura que soporta al colimador de entrada. Para ejecutar este proceso se provoca la rotación controlada de toda la estructura mecánica utilizando un momento de fuerza que

está dado por una palanca (platina con desplazamiento lineal). Por tanto, se obtienen niveles de referencia en el cambio de la potencia luminosa en función de los desplazamientos angulares, caracterizando así la respuesta de un sensor de ángulo en fibra óptica.

2.3.2 Propagación monomodal en fibras ópticas

Conociendo previamente que el principio de funcionamiento del sensor de flujo de calor consiste en detectar la desviación de un haz (causado por una disminución en el valor de índice de refracción debido a la presencia de un gradiente térmico), que se presenta a su vez como un decremento en la potencia de salida, ahora es necesario enfocarse en la transmisión de la señal. Para la detección de flujo de calor en el sensor presentado en este trabajo, se utiliza fibra óptica monomodal como guía de onda. Por ello se presenta este apartado donde se describe la forma en que se propaga un haz de luz a través de ésta.

El diagrama que muestra la geometría utilizada en la fibra se ve en la Figura 2.5 en donde se señala a Φ como el radio total del cable de fibra y a el radio del núcleo de la fibra.

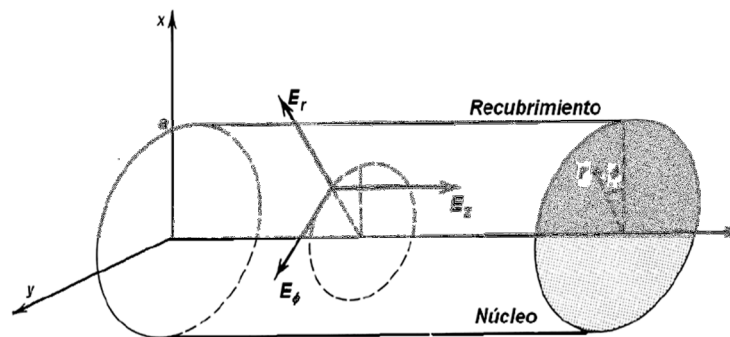


Figura 2.5: Sistema coordenado cilíndrico utilizado en fibra óptica.

Para fibras ópticas de contraste bajo en las que $\frac{n_1}{n_2} \ll 1$, donde n_1 es el valor de índice de refracción del núcleo de la fibra y n_2 el índice de refracción del revestimiento de la fibra, se tiene una componente de campo transversal predominante lo que permite utilizar el campo del modo guiado como si fuera una cantidad escalar y el coeficiente de transmisión puede obtenerse acoplado sólo las componentes transversales del campo eléctrico en sus modos radiado y guiado. Las ecuaciones de Helmholtz en coordenadas cilíndricas para zona del núcleo de la fibra ($r < a$) y para el sustrato ($r > a$) para una fibra de contraste bajo son:

$$\frac{\partial^2 U}{\partial r^2} + \frac{\partial U}{r \partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 U}{\partial \phi^2} + \frac{\partial^2 U}{\partial z^2} + n_1^2 k_0^2 U = 0 \quad r < a, \quad (2.11.1)$$

$$\frac{\partial^2 U}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial U}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 U}{\partial \phi^2} + \frac{\partial^2 U}{\partial z^2} + n_2^2 k_0^2 U = 0 \quad r > a, \quad (2.11.2)$$

donde $k_0 = \omega/c = 2\pi/\lambda_0$ para una onda plana de frecuencia ω y $U = U(r, \phi, z)$ es la función de la amplitud compleja que representa los componentes del campo eléctrico o magnético.

Asumiendo una propagación en z con una constante de propagación β se tiene que:

$$U(r, \phi, z) = u(r) e^{-j l \phi} e^{-j \beta z} \quad \text{para } l = 0, \pm 1, \pm 2. \quad (2.12)$$

Tomando como:

$$k_r^2 = n_1^2 k_0^2 - \beta^2 \quad (2.13)$$

$$\gamma^2 = \beta^2 - n_2^2 k_0^2 \quad (2.14)$$

y sustituyendo estas expresiones en la ecuación de onda se pueden obtener las siguientes ecuaciones diferenciales:

$$\frac{d^2 u}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{du}{dr} + \left(k_r^2 - \frac{l^2}{r^2} \right) u = 0 \quad \text{para } r < a, \quad (2.15)$$

$$\frac{d^2 u}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{du}{dr} + \left(\gamma^2 - \frac{l^2}{r^2} \right) u = 0 \quad \text{para } r > a. \quad (2.16)$$

Con soluciones:

$$u(r) \propto \begin{cases} J_l(k_r r) & r < a \\ K_l(\gamma r) & r > a \end{cases}. \quad (2.17)$$

Donde J_l son las funciones modificadas de Bessel de orden l y K_l son las funciones modificadas de Bessel de orden l en las cuales $l = 0$ para el modo fundamental.

Finalmente la distribución radial del campo en una fibra óptica presenta un perfil de intensidad que puede ser aproximado como una distribución gaussiana, tal como la Figura 2.6 lo muestra a continuación:

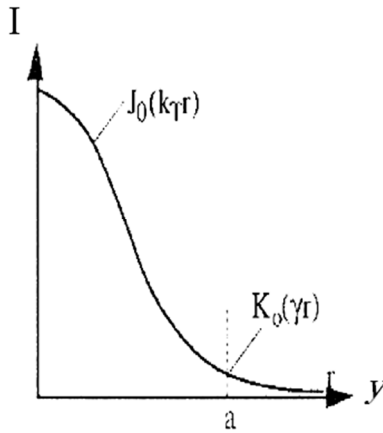


Figura 2.6: Distribución radial del campo para el modo fundamental.

Por consiguiente se propone estudiar las características principales de los haces gaussianos y posteriormente caracterizar la respuesta del sensor de ángulo en base a este perfil de intensidad.

2.3.3 Haz gaussiano

Aun cuando no existe una definición formal de haz de luz es común tomar como válida la analogía con un rayo de carácter unidimensional, en la dirección de propagación de la luz. Un haz es más complicado, éste sería un conjunto de rayos los cuales no necesariamente tendrán la misma dirección o sus direcciones varían ligeramente con respecto a un eje de propagación. La idea del conjunto de rayos sirve para describir la propiedad de dimensión transversal que poseen los haces de luz. Otra característica que es imposible describir con los rayos es la fase de las ondas que componen el haz. El tratamiento que permite describir de forma completa las características de un haz es el ondulatorio. Donde el haz se considera una onda que tiene una dirección preferencial de propagación.

Sin embargo, el caso más conocido de tratamiento de haces son los gaussianos, descritos con las características de divergencia o convergencia, la fase del frente de onda y la dimensión transversal del haz. Es común encontrar este tipo de haces en los sistemas láser y muchos de los haces con una estructura más compleja son aproximados a partir de los haces gaussianos.

La ecuación que calcula la intensidad de un haz gaussiano está dada por:

$$I = I_0 \left(\left(\frac{\omega_0}{\omega(z)} \right)^2 e^{\left(\frac{-2r}{\omega(z)^2} \right)} \right), \quad (2.18)$$

donde I_0 es la amplitud máxima del haz, ω_0 es el ancho de cintura del haz a -3 [dB] (al 50% de la amplitud). El Término ω_z a su vez se compone de:

$$\omega_z = \omega_0 \sqrt{1 + \left(\frac{r}{z_0}\right)^2}, \quad (2.19)$$

donde r el radio del núcleo del cable de fibra óptica y el término de z_0 es:

$$z_0 = \frac{\omega_0^2 \pi}{\lambda}, \quad (2.20)$$

λ representa la longitud de onda del haz. A continuación se muestran las imágenes del spot de un haz gaussiano y la curva de Intensidad del mismo en función del radio r .

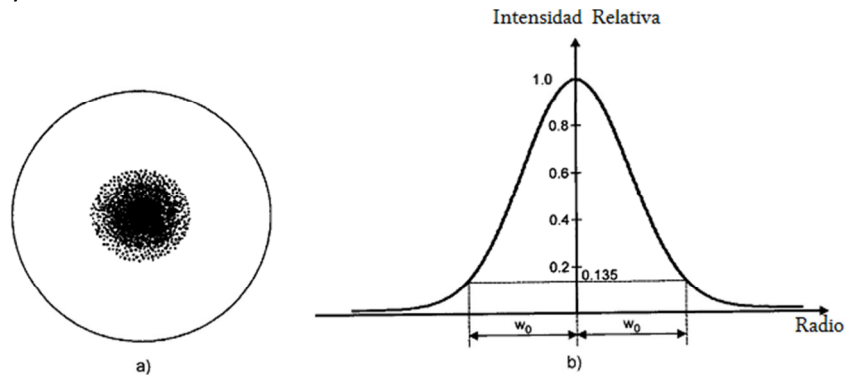


Figura 2.7: Haz gaussiano. (a) Apariencia física de un haz gaussiano desplegado sobre una superficie.
(b) Perfil de intensidad del haz gaussiano.

El haz gaussiano es la mejor aproximación para la óptica geométrica como para la teoría ondulatoria. El frente de onda gaussiano es plano en la cercanía de la cintura del haz y se vuelve esférico conforme se aleja, sin embargo la energía del haz se encuentra confinada dentro de un ángulo de divergencia. Los parámetros que describen un haz gaussiano, y que dependen de la propagación son el diámetro del haz, el radio de curvatura del frente de onda y las constantes de propagación.

2.3.3.1 Colimación de un haz gaussiano

La finalidad de colimar la luz de una fibra óptica es obtener un tamaño deseado de diámetro del spot. Esta colimación se consigue mediante el uso de lentes de difracción limitada para poder obtener tamaños de spot del orden de micras. Es necesario tomar en cuenta ciertas consideraciones sobre la fuente luminosa, ya que se puede obtener experimentalmente un haz colimado mediante un sistema de dos lentes: una primera lente hace converger todos los rayos en la distancia focal de una segunda lente, de forma que finalmente se transmite un haz de rayos paralelos, sin que esto afecte su naturaleza gaussiana. Por tanto, en un haz colimado (haz de rayos paralelos) la luz sólo se propaga en una sola dirección, volviendo despreciable el ángulo de divergencia de la fibra óptica.

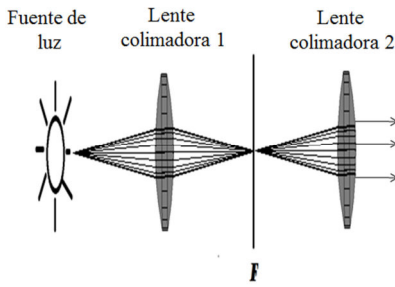


Figura 2.8. Arreglo de un par de lentes colimadoras.

2.3.4 Caracterización del sensor de ángulo

La potencia medida a la salida del sensor de ángulo puede ser calculada a través del área de recubrimiento de la intersección de las dos curvas gaussianas correspondientes a los perfiles del modo fundamental en dos dimensiones (x,y) que corresponden al colimador de entrada y de salida. Los perfiles de intensidad están acotados por la circunferencia del área del colimador. Bajo este esquema una deflexión del haz del primer colimador se traducirá en un corrimiento lateral de la imagen proyectada en el plano imagen de la lente del segundo colimador, tal como lo ilustra la Figura 2.9:

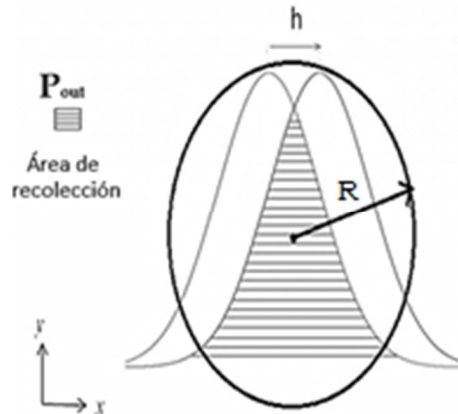


Figura 2.9. Esquema del área de recubrimiento de la intersección de los perfiles gaussianos desplazados una distancia h , acotados por el área del colimador de radio R .

La expresión para la potencia de salida (P_{out}), considerando que el haz gaussiano del colimador de salida se desplaza un corrimiento lineal h con respecto al centro del perfil de intensidad del colimador de entrada (como consecuencia de la foto-deflexión), como se muestra en la Figura 2.9, está en función de la intensidad del haz y se calcula a través de la integral de recubrimiento del haz gaussiano en dos dimensiones (x,y) , acotada por el área de la circunferencia del colimador, muestra a continuación:

$$P_{out} = \iint_A I(x,y) dx dy. \quad (2.21)$$

Desarrollando la integral queda de la forma:

$$P_{out} = \int_{-r}^r \int_{-\sqrt{r^2-x^2}}^{\sqrt{r^2-x^2}} I_0 e^{-\frac{(x-h)^2+y^2}{\omega_l^2}} dx dy, \quad (2.22)$$

donde ω_l es el diámetro del campo eléctrico para el modo fundamental en la fibra, a es el radio del núcleo de la fibra, I_0 es la intensidad máxima del haz gaussiano.

Dado que esta función de potencia se mantiene fija en el eje y (debido a que no presenta corrimiento en esta coordenada), aunado a que es simétrica respecto al eje x , los límites de integración se pueden reescribir de la siguiente manera:

$$P_{out} = 2 \int_0^r \int_{-\sqrt{r^2-x^2}}^{\sqrt{r^2-x^2}} I_0 e^{-\frac{(x-h)^2+y^2}{\omega_l^2}} dy dx, \quad (2.23)$$

$$P_{out} = 2I_0 \int_0^r \int_{-\sqrt{r^2-x^2}}^{\sqrt{r^2-x^2}} e^{-\frac{(x-h)^2+y^2}{\omega_l^2}} dy dx. \quad (2.24)$$

Aplicando un cambio de variable y definiendo la función error complementario:

$$t = \frac{y}{\omega} \quad (2.25.1) \quad dy = \omega dt, \quad (2.25.2) \quad y^2 = t^2 \omega^2 \quad (2.25.3)$$

$$erf(s) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^s e^{-u} du. \quad (2.26)$$

Entonces se puede reescribir la expresión 2.24 como:

$$\int_{-\sqrt{r^2-x^2}}^{\sqrt{r^2-x^2}} e^{-\frac{(x-h)^2+y^2}{\omega_l^2}} dy = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \int_{-\sqrt{r^2-x^2}}^{\sqrt{r^2-x^2}} \frac{2\omega_l}{\sqrt{\pi}} e^{-t^2} dt = \frac{\omega_l \sqrt{\pi}}{2} erf \sqrt{r^2-x^2} \quad (2.27)$$

$$P_{out} = 2I_0 \int_{-\sqrt{r^2-x^2}}^{\sqrt{r^2-x^2}} e^{-\frac{(x-h)^2}{\omega_l^2}} \left(\frac{\omega_l \sqrt{\pi}}{2} erf \sqrt{r^2-x^2} \right) dx \quad (2.28)$$

Finalmente reduciendo y acomodando términos, la expresión que se utiliza para el cálculo de la respuesta del sensor de ángulo (potencia de salida) está dada por:

$$P_{out} = I_0 \omega_l \sqrt{\pi} \int_{-\sqrt{r^2-x^2}}^{\sqrt{r^2-x^2}} e^{-\frac{(x-h)^2}{\omega_l^2}} erf \sqrt{r^2-x^2} dx. \quad (2.29)$$

Consideremos un ejemplo específico usando el modelo del sensor de ángulo proponiendo dispositivos experimentales que se encuentran en el mercado actualmente, con el fin de conocer la potencialidad en sus parámetros de sensibilidad y resolución. Inicialmente se propone una fuente láser de la marca Newport modelo R-32734 de 1550 [nm] de longitud de onda, cuya potencia máxima de salida es 1.5 [mW], con ajuste mínimo de 10 [μ W]. Se utiliza fibra óptica monomodo como guía de onda, con un diámetro en su núcleo de 9 [μ m]. El modelo de los colimadores utilizados son F220FC-C de ThorLabs, los cuales presentan una distancia focal de $f=4500$ [μ m]. Se asume un diámetro del modo fundamental en la fibra monomodo $\omega_1=7.8$ [μ m]. Entonces se tiene que:

$$I_0 = \left(\frac{1}{\omega_1 \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \right)^2 = \left(\frac{1}{7.8 \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \right)^2 = 38.7319 [\mu\text{W}]. \quad (2.30)$$

Sustituyendo los valores en la expresión 2.29 se obtiene una distancia mínima de corrimiento $h=5.3145$ [μ m].

En la Figura 2.10 se muestra una imagen de un haz colimado proyectado a una distancia focal f :

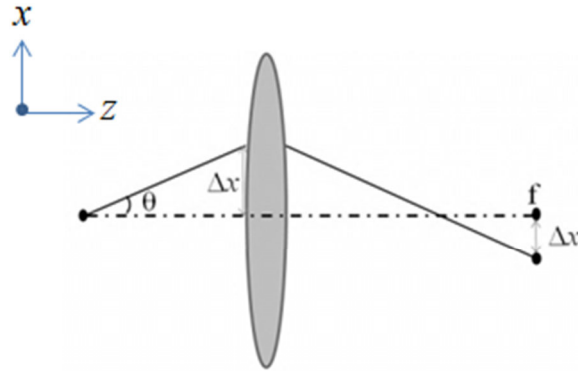


Figura 2.10. Desplazamiento lineal en el plano focal debido a un cambio de ángulo.

Por tanto, se utiliza la ilustración de la Figura 2.10 para obtener el desplazamiento lineal del haz luminoso en función del ángulo de deflexión, mediante la expresión:

$$h = \theta * f \quad (2.31)$$

Donde θ es el ángulo que se deflecta el haz, f es la distancia focal reportada por el fabricante de los colimadores y h es el desplazamiento lineal en el núcleo de la fibra óptica. Entonces el cálculo del ángulo de deflexión θ estaría dado por:

$$\theta = \frac{h}{f} = \frac{5.3145}{4500} = 243.3924 [\text{arcseg}]. \quad (2.31)$$

Finalmente este sensor de ángulo operaría con una resolución **243.3942 [arcseg]**, siendo este valor el incremento mínimo detectable, con una sensibilidad de **1.18 [rad/mW]**.

- **Conclusiones del capítulo**

En este capítulo se han presentado los antecedentes teóricos relacionados a la conducción de calor que se utilizarán en la caracterización de tejido biológico. Se concluye que es posible determinar variables térmicas como conductividad k , efusividad e y difusividad α a través de la medición de flujo de calor, implementando un sensor de ángulo en fibra óptica que medirá la deflexión provocada. Se ha demostrado que este dispositivo presenta una alta resolución (243.3942 [arcseg]) y buena sensibilidad (1.18 [rad/mW]), por ello se espera que estos parámetros sean suficientes para detectar las propiedades termofísicas de las muestras biológicas.

CAPÍTULO 3

Modelo del sensor de flujo de calor

La medición de la deflexión fototérmica dentro de un bloque de acrílico por efecto de un gradiente de temperatura constituye el principio de funcionamiento del sensor de flujo de calor, el cual es descrito en este capítulo 3. Dado que han sido tratados los conceptos térmicos en el capítulo previo, es posible presentar el desarrollo analítico y numérico de la propagación de calor a través de un material termo-óptico utilizando el *Modelo de Onda Térmica*¹⁸. La deflexión del haz láser incidente será medida como un decremento en la intensidad luminosa en respuesta a un sensor de ángulo en fibra óptica. Además se presentan los resultados teóricos de las mediciones de conducción de calor en el tiempo, cuando las muestras biológicas representan la fuente de calor del sistema de sensado. También se presenta el análisis de los efectos que ocasiona cada propiedad térmica (efusividad, difusividad y conductividad) en el campo T_x de manera independiente, así como la repercusión que se presenta en la respuesta del sensor de flujo de calor cuando las dimensiones del bloque de acrílico son modificadas.

3.1 Deflexión fototérmica en un bloque de acrílico

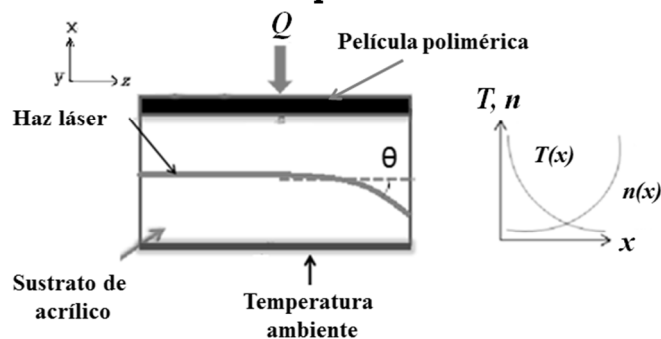


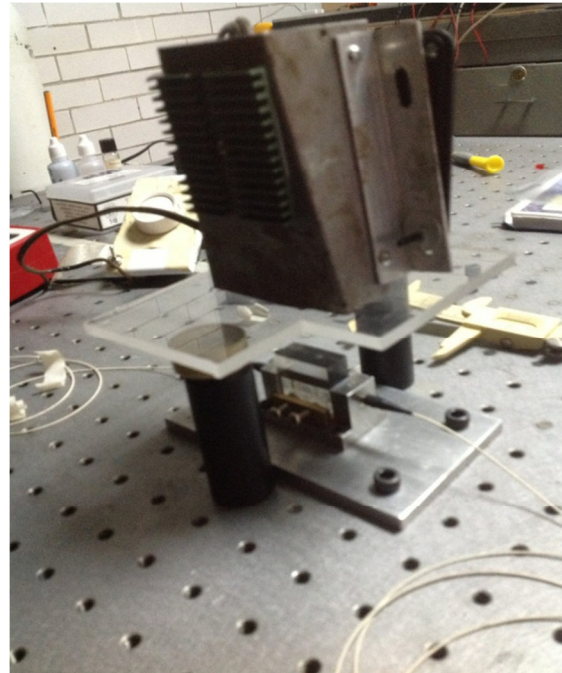
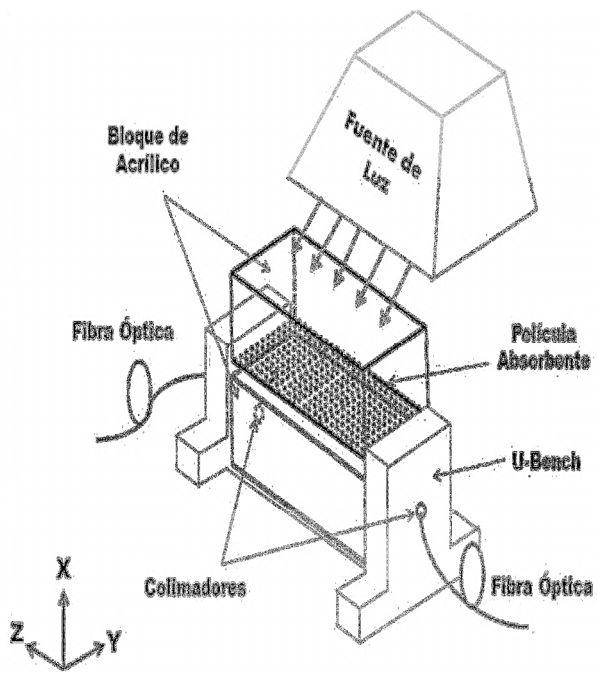
Figura 3.1. Esquema de la deflexión fototérmica en un bloque de acrílico.

En el esquema que se presenta en la Figura 3.1, se ilustra el fenómeno de deflexión fototérmica en un bloque de acrílico, en donde se aplica un flujo de calor uniforme Q por medio de la excitación de una fuente de luz blanca sobre una de las caras del bloque de acrílico que contiene una película polimérica absorbente de color negro. El calor generado por el efecto fototérmico establece una diferencia de temperatura entre las caras del bloque paralelas al eje de

propagación z , lo que provoca que en este medio exista un gradiente de temperatura T_x . Consecuentemente este material termo-óptico sufre una expansión molecular, originando un gradiente de índice de refracción $\eta(x)$, y puesto que un haz láser se propaga en este medio, se ocasiona una desviación angular del camino óptico, y por tanto el haz se defleca hacia la región más fría, es decir, la región con mayor índice de refracción. Es posible cuantificar este fenómeno utilizando el sensor de flujo de calor en óptica integrada, el cual es descrito con mayor detalle en el siguiente apartado.

3.2 Sensor de flujo de calor basado en un sistema de fibra óptica

En este apartado se describe el montaje experimental del sensor de flujo de calor, conformado por una fuente emisora láser, una fibra óptica para la transmisión de la señal y un sistema de colimación (dos lentes colimadoras idénticas) para garantizar un ángulo de divergencia despreciable a lo largo del camino óptico. Situado entre el par de lentes colimadoras se encuentra el material termo-óptico, específicamente un bloque paralelepípedo de acrílico transparente, seleccionado debido a que presenta un coeficiente termo-óptico (dn/dT) alto y mayor que el vidrio, aunado a que es fácil de manipular y su costo es bajo. El sistema de sensado cuenta con un par de placas que alinean y presionan al bloque, las cuales son manipuladas por medio de 4 tornillos de ajuste situados en los extremos de las mismas, para lograr así la incidencia normal (0°) de la cara de entrada del bloque respecto del eje óptico y por tanto proporcionan mayor estabilidad mecánica en el sistema de sensado. La fuente de calor del sistema se encuentra en contacto con la cara superior del bloque en que se propaga el haz, y consiste en un bloque de acrílico idéntico al que se ha descrito previamente, que en una de las caras se le ha adherido una película polimérica negra con la finalidad de absorber un amplio rango de longitudes de onda que será transformado en calor a través del efecto fototérmico. Para llevar a cabo la fotoexcitación de la película absorbente, se coloca una fuente de luz blanca que irradia en dirección a la película absorbente a una distancia predeterminada. Finalmente, el sistema cuenta con fotodetector que envía los datos adquiridos a una computadora mediante una interfaz. El esquema del montaje experimental se muestra en la Fig. 3.2:



(a) Esquema del sensor de flujo de calor en óptica integrada. (b) Fotografía del montaje experimental

Los componentes que conforman el sistema de sensado son: una fuente láser del distribuidor Thorlabs modelo S1FC1550, que utiliza un diodo láser ML976H6F de InGaAsP con longitud de onda de 1550 [nm] y potencia máxima de salida de 1.85 [mW]. La guía de onda es una fibra óptica monomodal Corning SMF 28 que transmite hasta el colimador de entrada del montaje de colimación U Bench modelo FBC-780-FC de Thorlabs, cuya exactitud en el ajuste mecánico proporciona una transmitancia mayor del 90%. Los colimadores utilizados fueron F220FC-C de ThorLabs, los cuales presentan una distancia focal de 4.5[mm]. El diámetro de la cintura del haz es de 0.8 [mm] y su ángulo total de divergencia es 0.118°. De esta manera la señal es transmitida por la fibra y atraviesa el bloque de acrílico para llegar al colimador de salida. Se utilizó una fuente de luz blanca (lámpara incandescente de 50 [W] con control para ajuste de intensidad). La potencia luminosa de la lámpara fue cuantificada con un medidor de termopila Melles Griot 13PEM001, registrando un rango de operación de la fuente de luz entre 2.8228 y 5.3226 [mW/cm²].

Este sensor de flujo basado en el sistema de fibra óptica funciona siempre que exista un gradiente de temperatura que origine la fotodeflectión térmica, por lo que al haber descrito éste último fenómeno, se procederá a realizar un análisis del campo T_x que se modela a partir de la teoría de onda térmica.

3.3 Modelo de conducción de calor por onda térmica

Las aplicaciones del fenómeno foto-térmico dependen en su mayoría de las propiedades termo-físicas del material en estudio y por ende, afectan al flujo de calor. El concepto de onda térmica se origina al describir la transferencia de calor a partir de un comportamiento armónico del flujo de calor, en donde dichas ondas se presentan.

Inicialmente bajo el criterio de modelación de *onda térmica*, se asume un flujo de calor en el cuál un gradiente de temperatura varía únicamente a lo largo de la dirección x (constante en el plano yz), cruzando por dentro del bloque a la mitad de las dimensiones del mismo. Si el haz óptico se transmite paralelamente respecto de la superficie del bloque, éste se deflejará hacia la región más fría, indicando de esta manera la dirección del flujo de calor.

En algunos trabajos se asume también que la fuente de calor varía sinusoidalmente en el tiempo, generando ondas térmicas monocromáticas en el material, con lo que se simplifica enormemente el análisis del flujo de calor. Sin embargo, en este trabajo se plantea que el flujo de calor es debido a un escalón de temperatura en el tiempo aplicado a la superficie del bloque y posteriormente a un pulso de calor aplicado bajo las mismas condiciones.

Se propone entonces un esquema en la Figura 3.3, en el que existen 3 medios contiguos, por consiguiente la onda térmica se propagara en el medio intermedio *Medio 1*, el calor será aplicado en un medio externo *Medio 0*. Por último el medio restante será el *Medio 2*, su importancia recae en la impedancia térmica que se establezca con el Medio 1 y será definida por la relación entre las efusividades respectivas de cada medio. Cada medio se caracteriza por tener propiedades térmicas inherentes a su naturaleza, las cuales definen su estructura y características que lo diferencian con respecto a otros materiales. Tales propiedades anteriormente citadas (efusividad e , difusividad α , conductividad k), intervienen de manera independiente en la propagación de calor. Otras cualidades físicas que también afectan al campo T_x son las dimensiones del medio de propagación (bloque acrílico) y la distancia a la cual se propaga el haz (x). Es fundamental la intervención de la efusividad en el tratamiento del modelo de onda térmica, ya que de esta propiedad térmica dependen los coeficientes de reflexión (R_1 , R_2) que regulan la intensidad en la propagación del calor a través medio analizado. Al final la onda térmica realizará un número infinito de reflexiones en el *Medio 1* y será de esta manera que el campo T_x se propague dentro del bloque.

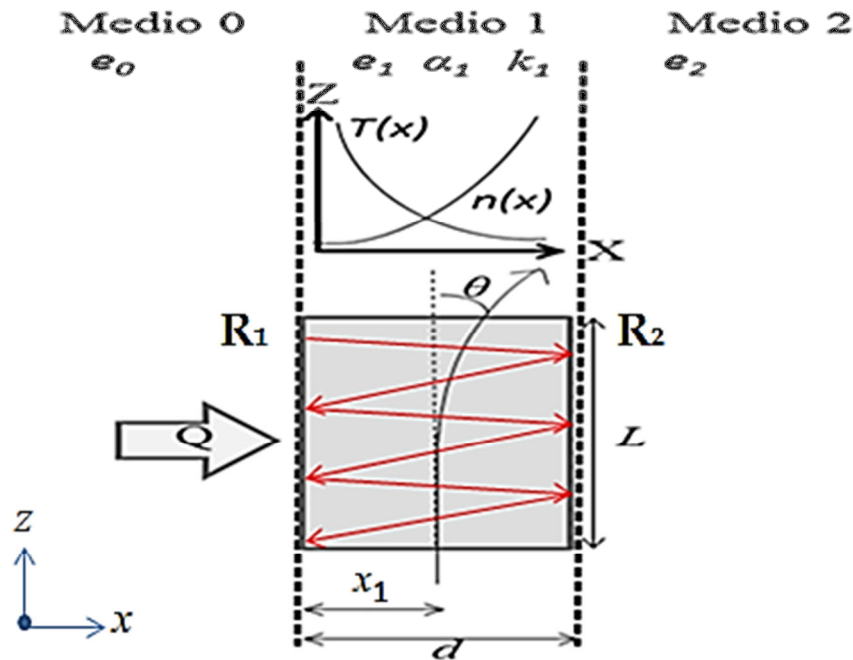


Figura 3.3 Diagrama del sistema considerado en el modelo de onda térmica.

3.3.1 Campo T_x como respuesta a un escalón térmico aplicado

Si un flujo de calor constante Q es aplicado en la superficie (plano $x=0$) en tiempo $t=0$, la diferencial del campo T_x respecto a x está dada por²¹:

$$T_x(x, t \geq 0) = -\frac{Q}{k_1} \left[1 - \operatorname{erf} \left(\frac{x}{2\sqrt{\alpha_1 t}} \right) \right], \quad (3.1)$$

donde la difusividad es:

$$\alpha = \frac{k}{\rho c} \quad (3.2)$$

El campo T_x y su derivada respecto a x , debido a un escalón térmico en el tiempo aplicado a la superficie del bloque será modificado a partir de un medio semi-infinito por que la reflexión va y viene entre las dos interfaces del bloque (Medio 1). La expresión que define el campo T_x con propagación en la dirección x en el tiempo t con m reflexiones está dada por:

$$T_x = -\frac{Q}{k_1} \sum_{m=0}^{\infty} (R_1 R_2)^m \left[1 - \operatorname{erf} \left(\frac{(2md+x)}{2\sqrt{\alpha_1 t}} \right) - R_2 \left\{ 1 - \operatorname{erf} \left(\frac{[2(m+1)d-x]}{2\sqrt{\alpha_1 t}} \right) \right\} \right], \quad (3.3)$$

donde R_1 y R_2 son los coeficientes de reflexión de la onda térmica en $x=0$, $x=d$ respectivamente, y el superíndice s es usado para indicar que el escalón térmico en el tiempo está considerado:

$$R_1 = \frac{1-b_{10}}{1+b_{10}}, \quad (3.4.1)$$

$$R_2 = \frac{1-b_{12}}{1+b_{12}}, \quad (3.4.2)$$

donde se define la efusividad mediante:

$$e = \sqrt{\rho ck} \quad (3.5)$$

que a su vez se incluye en R_1 y R_2 por medio de las expresiones:

$$b_{10} = e_0/e_1 \quad (4.6.1)$$

$$b_{12} = e_2/e_1 \quad (3.6.2)$$

Se ha realizado una simulación con el “Toolbox” de Matlab llamado *PDE TOOL* (*Partial Differential Equation*) en donde se aplica un escalón térmico con duración de 1150 segundos en un material con conductividad térmica $k_f=0.188[\text{W/mK}]$, difusividad $\alpha=0.18 \times 10^{-6}[\text{m}^2/\text{s}]$, efusividad $e=150[\text{J}/^\circ\text{Km}^2]$ y densidad $\rho=1.2[\text{Kg}/\text{m}^3]$, que corresponden a valores de las constantes del acrílico²¹. El valor de flujo de calor aplicado es $Q=5.3226[\text{mW}/\text{cm}^2]$, valor máximo que emite la fuente de luz que se utilizará en las mediciones experimentales. Cabe mencionar que en la simulación se consideraron las dimensiones del bloque de acrílico del montaje experimental. Finalmente, se han extraído imágenes de la secuencia de video que muestra el campo T_x en el espacio y en el tiempo dentro del bloque de acrílico, así como la dirección del flujo de representadas por flechas. Las imágenes extraídas se presentan en la Figura 3.4.

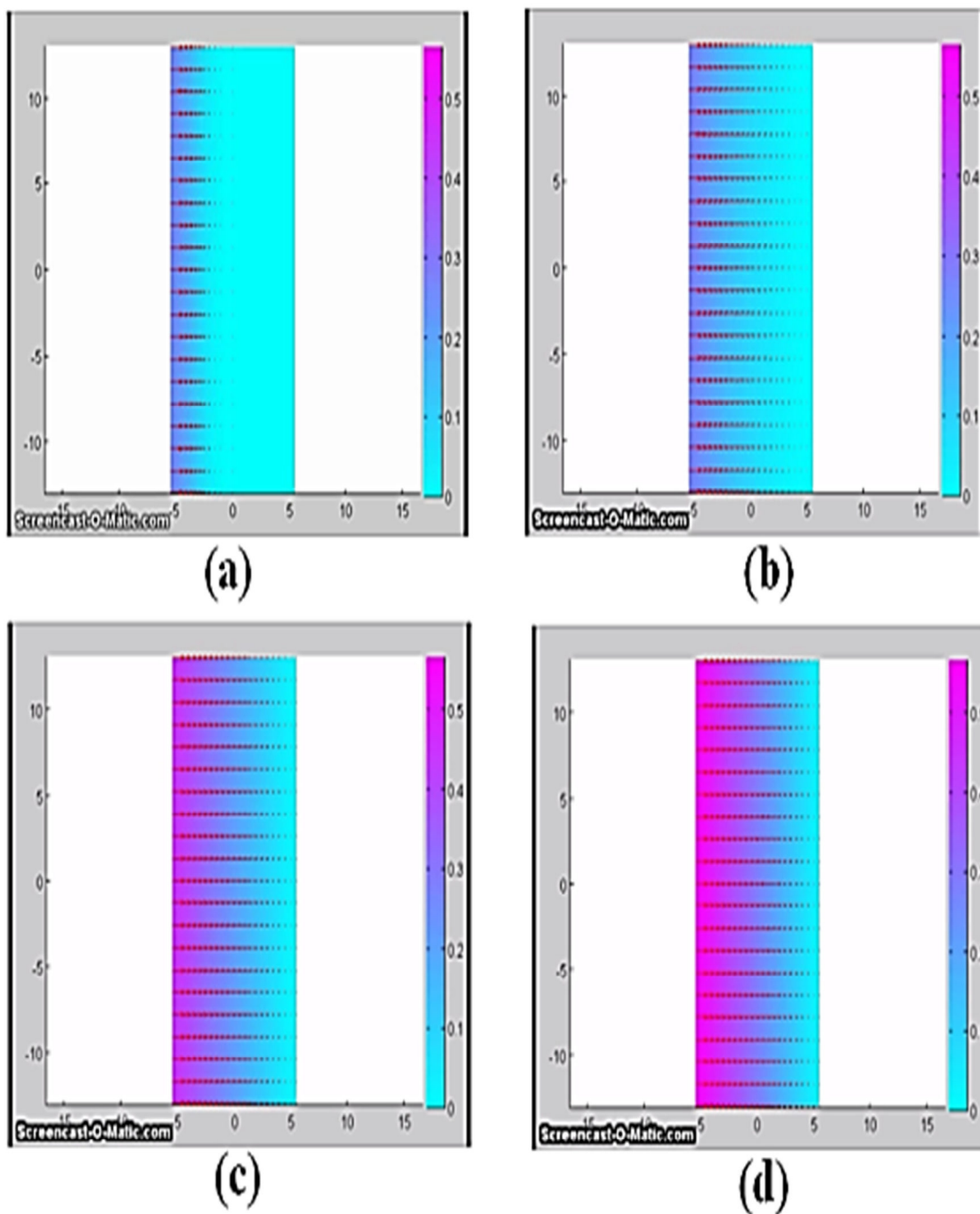


Figura 3.4 Diagrama del campo T_x en el bloque de acrílico con distintos valores temporales.

(a) T_x a $t=30$ s. (b) T_x a $t=150$ s. (c) T_x a $t=400$ s. (d) T_x a $t=1050$ s.

No obstante, se presenta a continuación la simulación en Matlab (código de programación adjunto en el Apéndice A) del fenómeno de onda térmica propagada a través de un medio semi-infinito en la dirección x , con la finalidad de caracterizar el campo T_x en un bloque de acrílico. Sin embargo es necesario señalar que al aplicar un escalón térmico, se considera un tiempo t muy corto por

lo que la onda térmica no llegaría a la frontera con el Medio 2, por lo que no existiría una onda reflejada.

Se incluye también el análisis detallado ponderando independientemente cada propiedad térmica, es decir, en la simulación numérica se mantienen constantes los coeficientes contenidos en la expresión (3.3), variando únicamente la propiedad que se pretende estudiar. Para ello se asume un campo T_x generado por escalón térmico de 1150 segundos. En la Figura 3.5 se presenta la gráfica de la intensidad de campo T_x cuando se aplica un escalón térmico de duración finita, es decir, la fuente térmica se activará en t_{on} y será apagada en t_{off} .

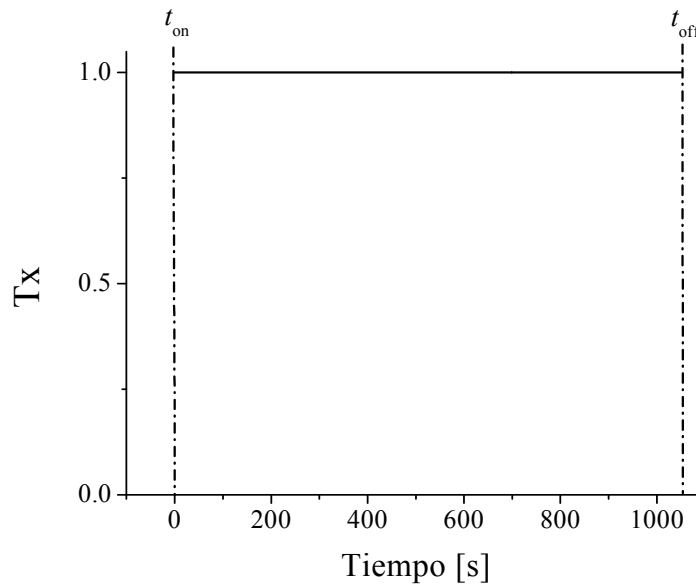


Figura 3.5 Escalón térmico ideal con duración de 1150[s].

Con esta herramienta se busca reproducir resultados teóricos aproximados a los valores experimentales, por ende se utilizan los valores de coeficientes térmicos propios de los medios considerados en el modelo, y estos se varían en un rango real esperando emular diferentes condiciones en el tratamiento térmico. Entonces el campo T_x tendrá una respuesta en el tiempo descrita inicialmente por una pendiente ascendente hasta aproximarse al equilibrio térmico, en donde se presentará un valor constante en el campo T_x , que correspondería al estado térmico permanente.

- **Análisis de la difusividad térmica α_1 en el campo T_x**

En este apartado se describe el efecto que tiene la variación del calor de la difusividad térmica α_1 sobre el campo T_x modelando a partir de la teoría de onda térmica, en la Figura 3.6 se presentan los resultados en la intensidad del campo T_x , cuando se consideran tres valores de α_1 correspondientes a medios de propagación distintos:

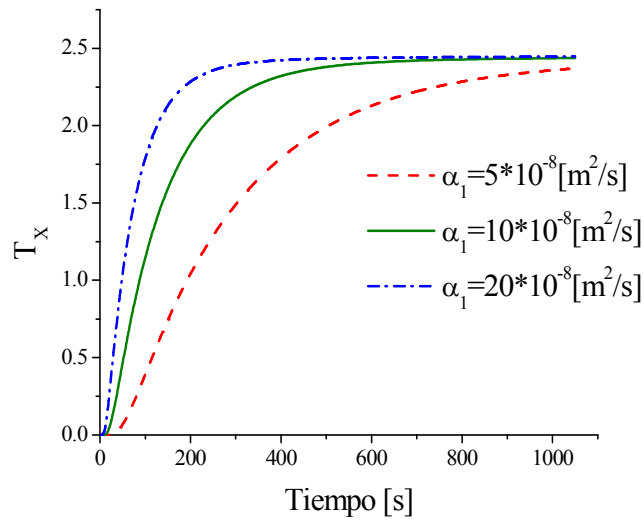


Figura 3.6 Respuesta del campo T_x a la variación de la difusividad.

De acuerdo con la curva de la Figura 3.6, en el modelo de onda térmica, la difusividad α_1 es la propiedad que determinará la pendiente durante el calentamiento, representando la capacidad temporal del material para alcanzar el punto de equilibrio y por tanto el estado estacionario permanente. También se aprecia que existe una proporcionalidad directa en este efecto, ya que al suponer un valor alto de difusividad se alcanza el equilibrio térmico anticipadamente que en el caso de un valor menor de α_1 . Suponiendo que la onda térmica que se reflejara iterativamente en el medio 1, la difusividad sería la responsable de permitir que la onda alcanzara la frontera con el medio 2 en un tiempo más corto o más aletargado (inclinación de la pendiente).

- **Análisis de la efusividad térmica e_1 en el campo T_x**

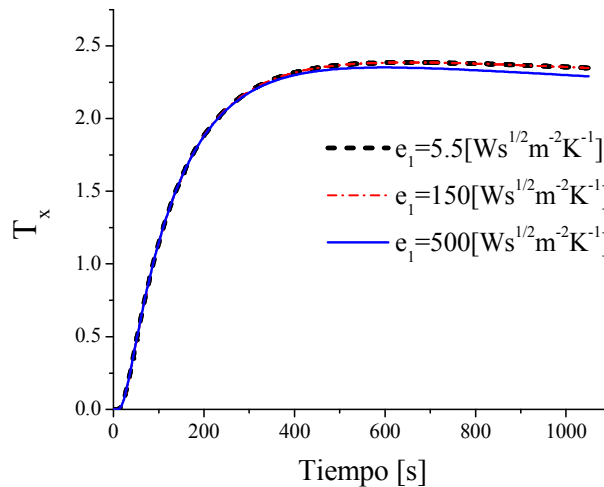


Figura 3.7 Respuesta del campo T_x a la variación de la efusividad del bloque acrílico.

La propiedad bajo estudio en este análisis es la efusividad térmica e_1 correspondiente al medio en el que se propaga la onda térmica y en cuya frontera con el medio 0 se aplica el calor. El efecto obtenido en la variación de e_1 es una diferencia en el valor intensidad del campo T_x en el momento en que se alcanza el estado térmico permanente. Se asume que la efusividad es la responsable de ceder calor al medio contiguo, pudiéndose analogar con una impedancia térmica, por tanto existe un valor de $e_1=150$ donde se presenta una saturación, es decir, se alcanza el límite de la tasa de calor cedido y pese a que este valor aumente, el campo T_x no variaría tal como se muestra en la Figura 3.7 (curvas de respuesta se superponen para $e_1=150$ y $e_1=500$). La pendiente del calentamiento presenta un valor idéntico hasta $t=400$ [s] y se asume que es en este instante cuando retorna la onda térmica reflejada al punto $x=0$, y la intensidad de dicha onda será la que determine el valor máximo de T_x .

- **Análisis de la efusividad térmica e_2 en el campo T_x**

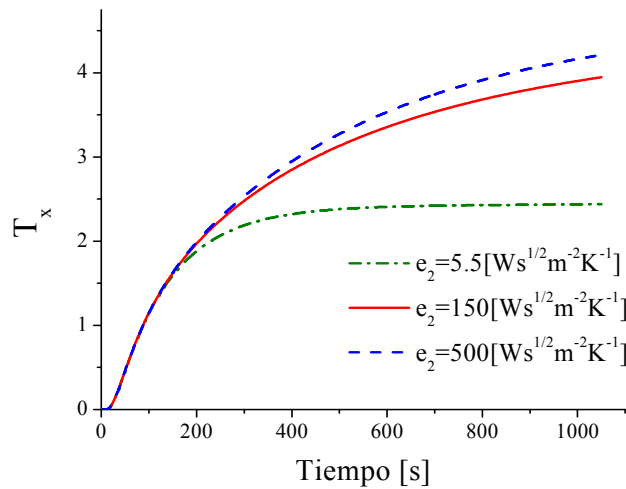


Figura 3.8 Respuesta del campo T_x a la variación de la efusividad e_2 .

En este apartado se analiza la efusividad térmica e_2 correspondiente al medio opuesto a la frontera en que se aplica el calor. El efecto sobre el campo T_x como respuesta a la variación de e_2 , es la modificación de la intensidad en T_x , aunado al cambio sobre el tiempo en que se alcanza el equilibrio térmico, repercutiendo ligeramente en la inclinación de la pendiente del calentamiento. Esto significa que el bloque de acrílico cede calor al medio 2 en la frontera más alejada de la fuente térmica de manera más o menos rápida, tal como se muestra en la Figura 3.8, donde el valor de T_x varía a partir de $t=200[\text{s}]$ y al igual que con la variación de e_1 , la onda reflejada determina el valor máximo en la intensidad del campo y el instante en que se alcanza el mismo, sin embargo el cambio es más notorio que de la variación de e_1 , y se debe a que e_2 influye directamente en el valor de R_2 en la expresión 3.3, es decir, en el coeficiente de reflexión de la onda reflejada.

- **Análisis del ancho del bloque de acrílico d en el campo T_x**

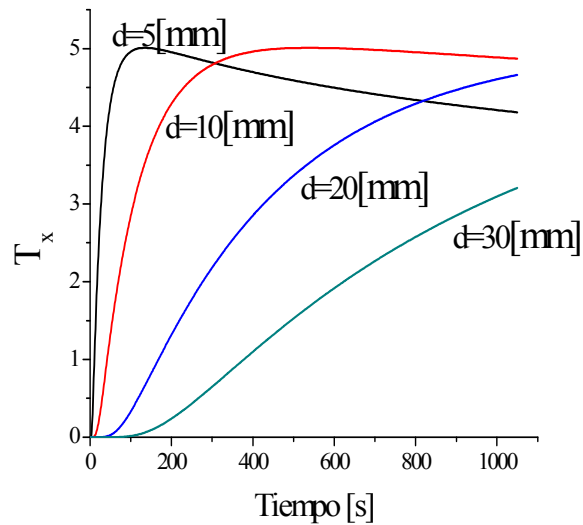


Figura 3.9 Respuesta del campo T_x a la variación del ancho d del bloque.

La variación de la longitud en el ancho del bloque d (en dirección del Eje x) afecta el campo T_x de manera similar a la variación en la difusividad térmica α_1 , es decir, se modifica la inclinación de la pendiente de calentamiento y así como también afecta el tiempo para alcanzar el estado estacionario permanente. Este efecto nos brinda una ventaja experimental al momento del ajuste teórico con los valores experimentales, dado que α_1 es un valor inherente al material estudiado, se modificará por consiguiente el ancho d del bloque cuando se busque variar la pendiente para el ajuste de curvas. Se deduce a partir de los resultados de la Figura 3.9 que entre más pequeñas sean las dimensiones del medio 1, mayor será la intensidad de T_x y más pronto se alcanza el equilibrio térmico, aproximándose hacia al comportamiento de escalón térmico ideal presentado en la Figura 3.5.

- **Análisis de la conductividad térmica k_1 del bloque de acrílico en el campo T_x**

La variación de la conductividad k_1 corresponde a la modificación inversamente proporcional de la intensidad en el campo T_x , ya que en conjunto con el valor de flujo de calor aplicado Q , ambos son factores de escalamiento tal como se muestra en la Ec. (3.3), con la diferencia que Q ocasionaría que la proporcionalidad fuera directa en el incremento de la intensidad de T_x . La proporcionalidad inversa entre el valor de k_1 y la intensidad de T_x se muestra en la Figura 3.10, donde se utilizan valores dentro del rango reportado en tejido, es decir, entre 0.1 -0.5 [W/mK].

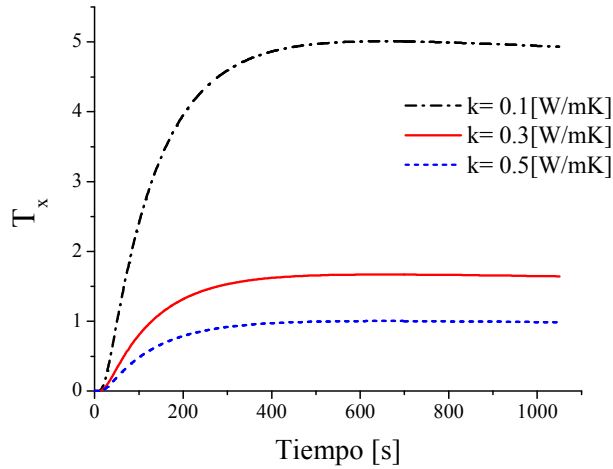


Figura 3.10 Respuesta del campo T_x a la variación de la conductividad k .

3.3.2 Campo T_x como respuesta a un pulso térmico aplicado

Un pulso de calor se presenta cuando la fuente de calor es encendida en $t_{on}=0[s]$ y se apaga en tu tiempo $t=t_{off}$, por tanto se debe considerar que se ha agregado escalón térmico de amplitud negativa. Entonces la solución para un pulso térmico de duración finita es:

$$T_x(x,t) = T_x^S(x,t) - U(t-t_{off})T_x^S(x,t-t_{off}) \quad (3.7)$$

Ahora el campo T_x es generado por un pulso de calor de $t_{off} = 410$ segundos, y posteriormente se propone un intervalo de tiempo aplicando un pulso de calor negativo (fuente de calor apagada), tal como se define en la expresión 3.7 y como se muestra a continuación en la Figura 3.11.

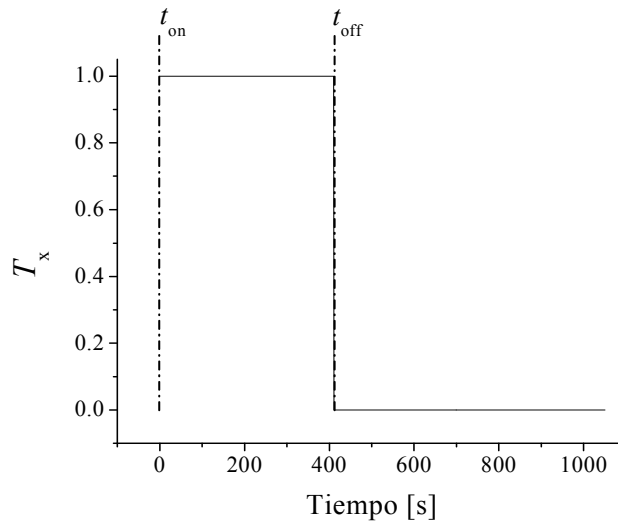


Figura 3.11 Pulso térmico ideal con duración de 410[s].

Realizando la simulación numérica, se busca analizar de forma independiente el efecto que produce la variación de cada propiedad térmica. A continuación se presentan las curvas de campo T_x , donde el valor de T_x presentará una curva con pendiente ascendente hasta el punto en que el calentamiento concluye t_{off} , posteriormente se presenta un pequeño intervalo de tiempo en el que la inercia térmica continúa decreciendo al valor de T_x . Finalmente, la intensidad decrecerá conforme el tiempo aumente, hasta que su valor tienda a cero cerca del tiempo final de la simulación ($t_{final} = 1150$ s).

- **Análisis del T_x como respuesta a un pulso de calor con variación de difusividad α_1**

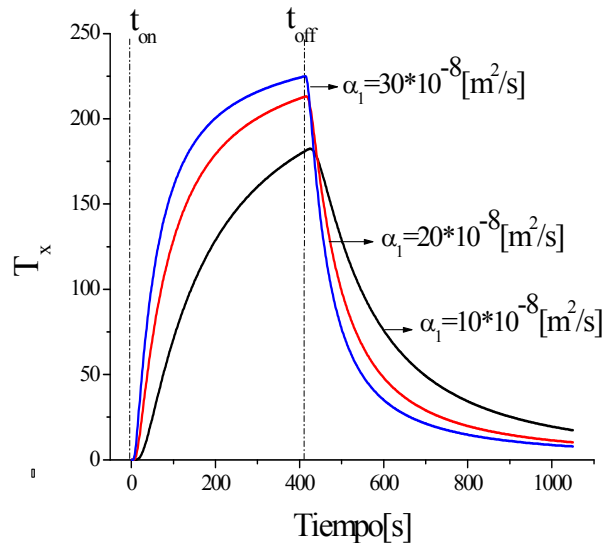


Figura 3.12 Campo T_x con un pulso de calor aplicado variando la difusividad térmica.

Con los resultados desplegados en la figura 3.12 se puede asumir un efecto similar que produce la difusividad α_1 con un escalón térmico aplicado en el campo T_x , cuando se aplica un pulso de calor de duración finita, esto es, se modifica la pendiente ascendente y dado que en el tiempo t_{off} aún no se ha alcanzado el estado térmico permanente, la intensidad resultante de T_x es distinta en este instante. Posteriormente cuando la fuente de calor es pagada, la intensidad decrece de manera proporcional a su calentamiento hasta que el valor tiende a cero, es decir, el gradiente de temperatura tiende a cero debido a la nula diferencia de temperaturas en la frontera entre el medio 0 y el medio 1.

- **Análisis del T_x como respuesta a un pulso de calor con variación de efusividad e_1**

Considerando a la efusividad como una impedancia térmica que dota al material de la capacidad de intercambiar calor con el medio a la frontera, el efecto de e_1 sobre el campo T_x cuando se aplica un pulso de calor, es determinar la intensidad de la onda térmica transmitida y de la onda reflejada, por ende se regula la tasa

de calor que cede el medio 0 al medio 1. En la Figura 3.13 se muestra que la inclinación de las pendientes tanto ascendentes como descendentes permanecen constantes hasta $t=250[s]$, instante en el que la onda reflejada regresa a $x=0$ y determina el valor de intensidad máxima de T_x . También se presenta un efecto de saturación donde el acoplamiento entre impedancias térmicas de medios contiguos llegan a un límite para ceder calor, en este caso cuando $e \geq 100$.

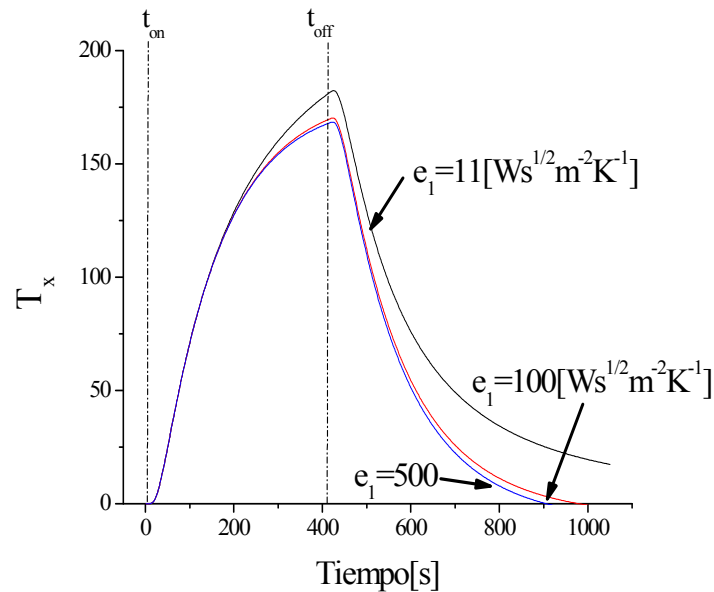


Figura 3.13 Campo T_x con un pulso de calor aplicado variando la efusividad térmica del medio 1.

- **Análisis del campo T_x como respuesta a un pulso de calor con variación de efusividad e_2 .**

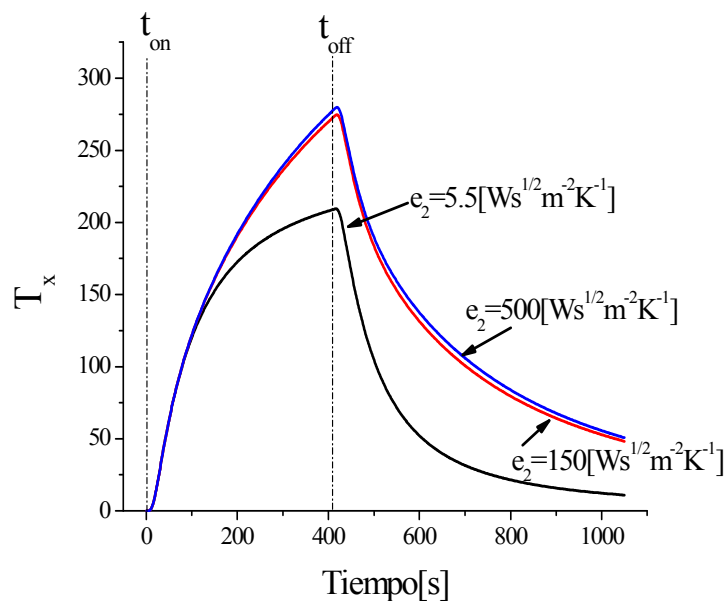


Figura 3.14 Campo T_x con un pulso de calor aplicado variando la efusividad térmica del medio 2.

El campo T_x en respuesta a la variación de la efusividad térmica e_2 , similarmente a lo que ocurre al variar e_1 , repercute en el valor de intensidad máxima del campo por la ya mencionada relación que existe con respecto a los coeficientes R_1 y R_2 . Sin embargo a diferencia del caso anterior (variación de e_1) existe un cambio en la pendiente ascendente (intervalo en que se aplica el calor), tal como se muestra en la figura 3.14, siempre que el valor $e_2 \leq 150$. Contrariamente, para valores $e_2 > 150$, la pendiente no presenta cambios debido a que el medio 1 ha llegado a su límite de su capacidad para ceder calor al medio contiguo.

- **Análisis del campo T_x como respuesta a un pulso de calor con variación del ancho d del bloque.**

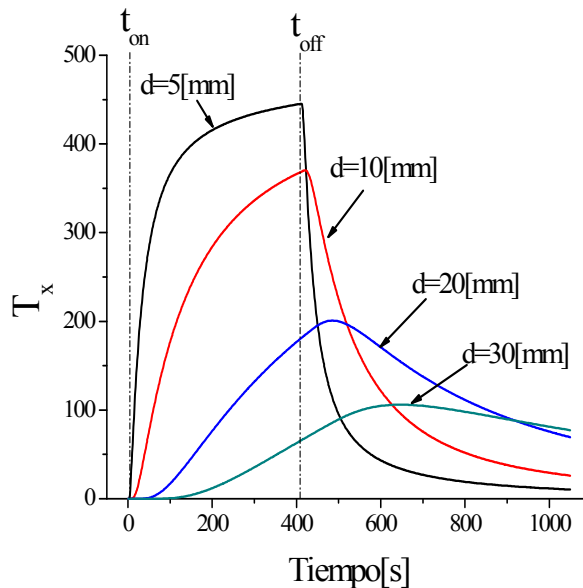


Figura 3.15 Campo T_x con un pulso de calor aplicado variando el ancho del medio de propagación.

Al variar la longitud d del bloque cuando se aplica un pulso de calor en un campo T_x , se determina la inclinación de pendiente ascendente (calentamiento) suavizando las curvas de respuesta ya que se modifica el tiempo en que se alcanza el equilibrio térmico. Es importante mencionar que el intervalo de tiempo en que se presenta la inercia térmica posterior a t_{off} se extiende o acorta de manera proporcional a la variación de d tal como se muestra en la Figura 3.15. Además se modifica la amplitud de T_x (de manera semejante al efecto que se presenta como respuesta a la variación de difusividad α_1) presentando una proporcionalidad inversa, por tanto, el campo T_x se intensifica cuando el ancho del bloque disminuye.

- **Análisis del campo T_x como respuesta a un pulso de calor con variación de la conductividad k_l**

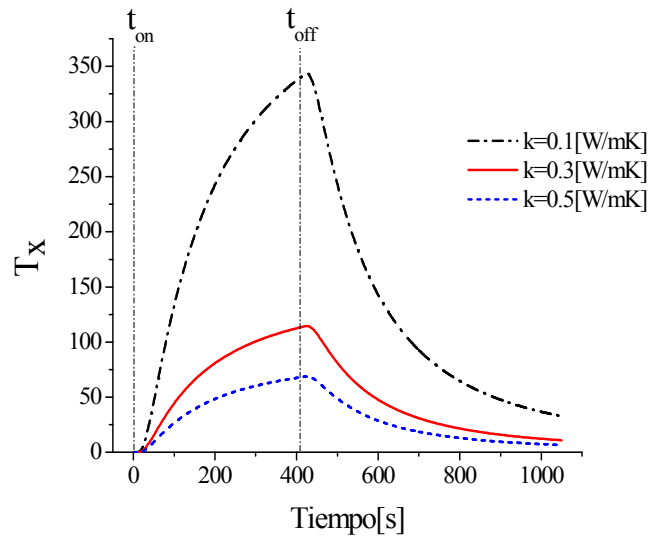


Figura 3.16 Campo T_x con un pulso de calor aplicado variando la conductividad térmica.

Dado que k_l es un factor que multiplica a T_x , el efecto que se presenta a causa de la variación de la conductividad térmica cuando se aplica un pulso de calor finito, es modificar directamente proporcional la intensidad de T_x , como se ilustra en la Figura 3.16, en donde también permanece constante el intervalo de tiempo en la que las curvas presentan la inercia térmica.

3.4 Respuesta del Sensor de Flujo de Calor al campo T_x

Ahora que se ha definido el campo T_x que se propaga a través de un bloque de acrílico, y retomando algunos antecedentes del capítulo anterior en donde se describió la caracterización de un sensor de ángulo debido al desacoplamiento entre los perfiles de intensidad del haz gaussiano y el modo fundamental de la fibra óptica, es posible entonces relacionar ambos conceptos para describir la respuesta del sensor de flujo de calor al campo T_x . Para ello, se considera un flujo de calor generado por la fuente que se distribuye uniformemente al interior del bloque de acrílico desde el punto $x=0$, por tanto, se puede definir la deflexión del haz óptico²¹ como:

$$\theta \approx \frac{L}{n} \frac{\partial n}{\partial T} \frac{\partial T}{\partial x} \quad (3.8)$$

donde L , n son la longitud y el índice de refracción del bloque de acrílico respectivamente.

Para definir la respuesta del sensor de flujo de calor bastará con sustituir el desplazamiento h en la expresión de la respuesta del sensor de ángulo, que está definida por:

$$P_{out} = I_o \omega_l \sqrt{\pi} \int_{-\sqrt{r^2-x^2}}^{\sqrt{r^2-x^2}} e^{-\frac{(x-h)^2}{\omega_l^2}} \operatorname{erf} \sqrt{r^2-x^2} dx \quad (3.10)$$

Por lo tanto, la curva de respuesta angular del sensor de flujo de calor estará representada en la Figura 3.17, en donde se presenta la comparación de la curva teórica con los resultados experimentales de la caracterización²⁰ de este dispositivo en un rango de 24[arcseg]:

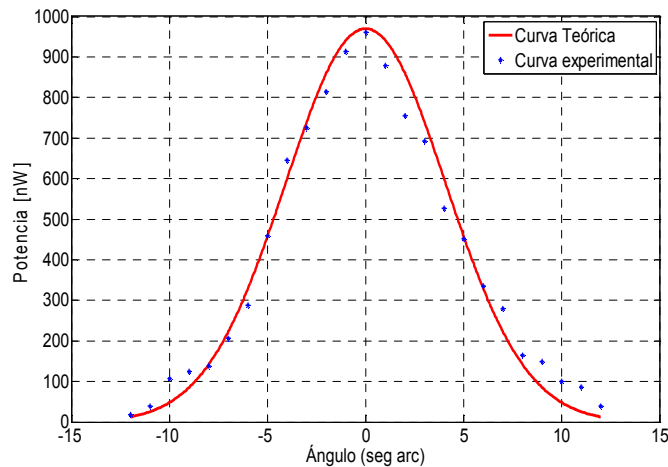


Figura 3.17 Respuesta angular del sensor de flujo de calor.

A continuación se presentan las curvas teóricas de la potencia de salida en la respuesta del sensor de flujo de calor en el tiempo, obtenidas por medio de la simulación numérica en Matlab. En ellas se pondera el efecto que produce cada propiedad térmica de manera independiente. Gracias a la simulación de estas curvas de respuesta, en el capítulo siguiente se realizará el ajuste con respecto a los resultados experimentales para determinar el valor de las constantes térmicas.

- **Respuesta del sensor de flujo de calor a la variación de difusividad α_1**

La pendiente que representa el decremento de potencia provocado por la fotodeflección del haz láser (proceso de calentamiento) está determinada por la variación de la difusividad térmica α_1 . De la Figura 3.18 se asume que si el valor de α_1 es bajo, la pendiente se aproximará a una recta, presentando un decremento pequeño correspondiente a una baja conducción de calor. Por el contrario si el valor de α_1 es mayor, la pendiente en el calentamiento tendrá una gran curvatura aunada a una alta conducción de calor, por lo que el decremento de la potencia de salida será mayor.

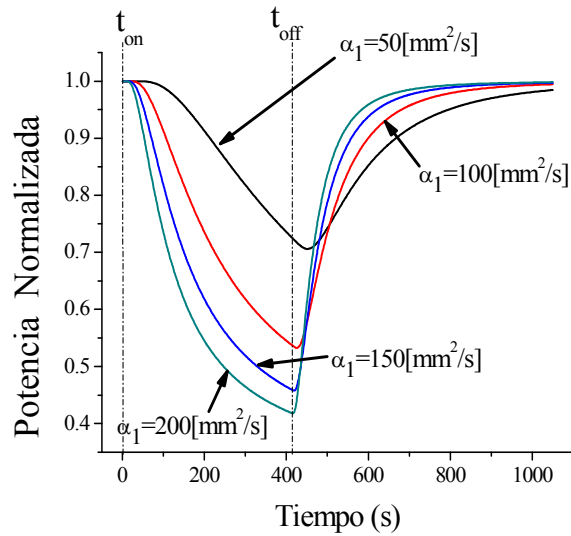


Figura 3.18 Respuesta del sensor de flujo de calor a la variación de la difusividad térmica.

• **Respuesta del sensor de flujo de calor a la variación de efusividad e_0**

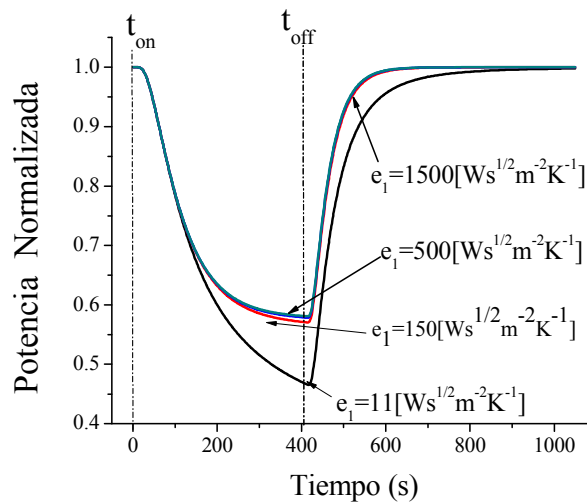


Figura 3.19 Respuesta del sensor de flujo de calor a la variación de la efusividad térmica del medio 0.

La efusividad térmica del medio 1 presenta un efecto determinante en el análisis de la respuesta del sensor de flujo de calor. Durante los primeros 150 segundos de la simulación, las curvas tienen una pendiente idéntica, después de este intervalo de tiempo comienzan a diferir, modificando el valor de la potencia de salida (escalamiento reportado en los dos análisis previos de este capítulo). Por consiguiente se asume una saturación que impide a la pendiente aproximarse más a cero, cuando los valores de efusividad son muy grandes $e_1 > 150$, es decir, físicamente la impedancia entre medios, determinada por esta propiedad térmica, se opone a la conducción de calor. Contrariamente al simular valores de $e_1 < 150$, la

pendiente tiende a una recta, y por tanto la conducción de calor es mayor (mayor decremento de potencia).

- **Respuesta del sensor de flujo de calor a la variación de efusividad e_2**

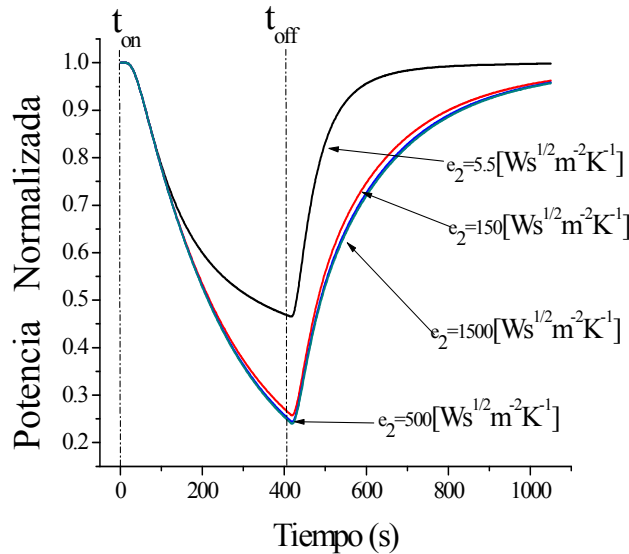


Figura 3.20 Respuesta del sensor de flujo de calor a la variación de la efusividad térmica del medio 2.

La efusividad térmica e_2 presenta un efecto similar sobre la respuesta del sensor de flujo de calor que e_1 . La figura 3.20 indica que existe un intervalo de tiempo en el cual las pendientes son idénticas ($t \leq 150$ [s]), posteriormente difieren y reportan valores distintos de la potencia mínima de salida. La diferencia respecto al análisis en e_1 se presenta cuando $e_2 > 150$, entonces se asume una impedancia mínima que permite una alta conducción de calor y por tanto el decremento de potencia es mayor. Cuando el valor de $e_2 < 150$, el decremento de potencia es mínimo, dado que la pendiente comienza a tender a cero.

- **Respuesta del sensor de flujo de calor a la variación del ancho d del bloque**

La variación del ancho d del medio en el que se propaga el haz de luz (bloque de acrílico), afecta similarmente la respuesta del sensor de flujo de calor que la difusividad térmica, es decir, se modifica la pendiente en el decremento de potencia y por tanto el tiempo en el que se alcanza el equilibrio térmico. Si el valor de $d \rightarrow 0$ la pendiente durante el calentamiento se comporta como un curva con gran excentricidad, la cual se aproximará a una recta cuando el valor de d se incrementa. El intervalo de duración de la inercia térmica también se ve afectado, ya que si el valor de d es menor, la inercia térmica se prolonga, inversamente si el valor de d es mayor, la inercia térmica tenderá a presentarse en un intervalo mínimo, tanto que podría ser

despreciable. Teóricamente se prevé que al variar la distancia entre el haz de luz y la fuente de calor, se modifica el tiempo en que la onda térmica alcanza la frontera contraria del bloque de acrílico, como consecuencia la onda reflejada variara su tiempo de retorno, entonces si el haz de luz se encuentra más cerca de la fuente de calor, el ángulo de deflexión será mayor y se presentará inmediatamente.

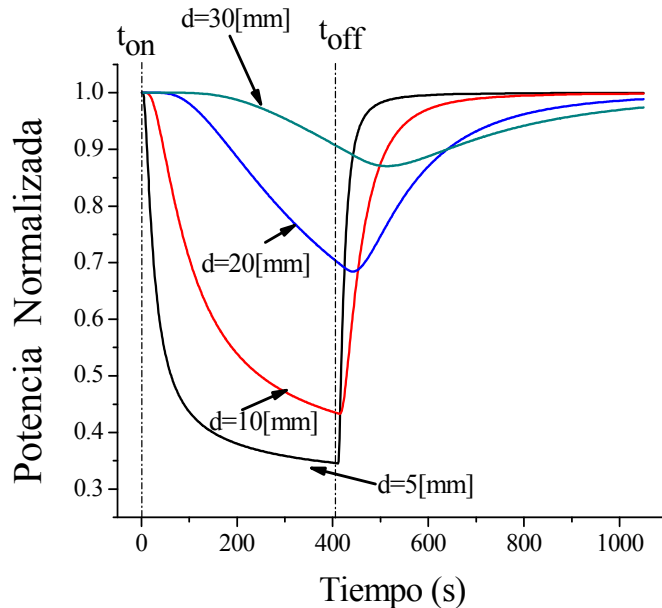


Figura 3.21 Respuesta del sensor de flujo de calor a la variación de la longitud del medio de propagación.

En la Figura 3.21 se puede apreciar que el decremento de potencia es mayor cuando el ancho d de bloque es menor, y esto se debe a la cercanía con la fuente térmica.

- **Respuesta del sensor de flujo de calor a la variación de conductividad k_1**

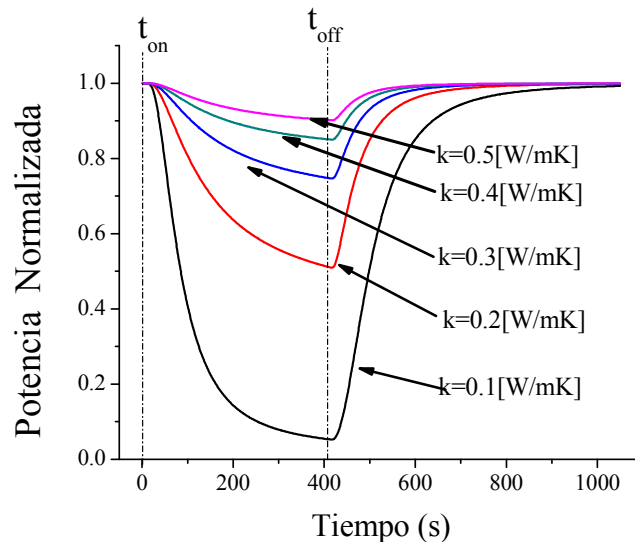


Figura 3.22 Respuesta del sensor de flujo de calor a la variación de la conductividad térmica.

Cuando se varía el valor de la conductividad térmica k_1 en la respuesta del sensor de flujo de calor se modifica inversamente proporcional el valor de la potencia de salida. Si el valor de $k_1 \rightarrow 0$ el decremento es máximo y la pendiente de calentamiento se presenta con gran curvatura. Si el valor de k_1 es alto el decremento de potencia es pequeño y la pendiente se aproxima a una recta como se muestra en la Figura 3.22.

A diferencia de la longitud d , el valor de k_1 y α_1 son constantes que caracterizan al material del medio 1 (acrílico), por tanto estos valores permanecerán con un valor fijo durante las pruebas experimentales.

3.5 Conclusiones del Capítulo

En este capítulo 3, se propone un diseño de un sensor de flujo de calor que basa su funcionamiento en la foto-deflexión térmica. El montaje experimental con el que se realizarán las mediciones de la conducción de calor en tejido biológico ha sido descrito. También se planteó que su respuesta depende de 2 fenómenos físicos, relacionados entre ellos. El primero de estos fenómenos es el campo T_x en un bloque de acrílico modelado a partir de la teoría de onda térmica, el segundo es la deflexión fototérmica. La relación que guardan entre se debe a que en la presencia del flujo de calor por conducción existe un gradiente espacial del campo T_x . El índice de refracción de todos los materiales es función de la temperatura en un grado diferente, por lo que, cada vez que hay flujo de calor por conducción existe por ende un gradiente espacial de índice de refracción, n . Algunos materiales son ópticamente transparentes y tienen un valor de coeficiente termo-óptico relativamente alto, como es el caso del acrílico. Por tanto, si un haz óptico infinitesimal viaja a través de una región de índice de refracción variable, el haz se desvía. El ángulo de desviación puede estar relacionada con el gradiente de índice de refracción, y por consiguiente con el flujo de calor.

En lo que respecta al modelado de onda térmica se ponderó particularmente el efecto que ocasionan las propiedades térmicas en la propagación de calor a través de un material termo-óptico. En este análisis se concluye que la difusividad α es la propiedad que determina la tasa de conducción de calor en el tiempo, es decir, de ella depende el tiempo en que se alcanza el equilibrio térmico y en las curvas de respuesta del sensor de flujo de calor modifica la inclinación y curvatura de la pendiente que corresponde al proceso de calentamiento. La efusividad es la propiedad considerada como impedancia térmica, es decir, a partir de las relaciones entre efusividades de los medios contiguos se regula la intensidad del campo T_x propagado en el bloque; en las curvas de respuesta la efusividad ocasiona un efecto de escalamiento en el valor de potencia de salida,

manteniendo fija la inclinación y curvatura de la pendiente de calentamiento; sin embargo, ocasiona una saturación cuando el acoplamiento de impedancia térmica es bueno o malo, estableciendo de esta forma un límite máximo y mínimo en la conducción de calor. La conductividad térmica se presenta como un factor inversamente proporcional a la intensidad del campo T_x , y en las curvas de respuesta modifica por ende el valor de la potencia de salida, además de que tiene la capacidad de modificar la curvatura de la pendiente del calentamiento.

Finalmente se concluye que es posible detectar cambios en las propiedades térmicas (conductividad, difusividad y efusividad térmica) para la caracterización de tejidos biológicos²², por tanto en el capítulo 4 se realizan mediciones experimentales (que serán ajustados a los resultados teóricos utilizando las herramientas de simulación presentadas en este capítulo), para obtener la efusividad térmica de tejidos biológicos de diferente naturaleza.

CAPÍTULO 4

Resultados Experimentales

La metodología y el análisis de los resultados experimentales de las mediciones de conducción de calor en tejido biológico se presentan en este capítulo 4. Inicialmente se realiza la calibración experimental del sensor de flujo de calor para determinar el valor de flujo de calor Q aplicado por medio del cálculo de la recta de calibración. Posteriormente se realizan las pruebas de conducción de calor en diferentes tejidos tales como tendón bovino, corazón e hígado aviar (pollo) y se realiza un análisis comparativo de los resultados. Finalmente, se presenta el cálculo de la efusividad térmica de cada muestra biológica ajustando el modelo teórico de onda térmica a las curvas experimentales.

En las pruebas de calibración los medios considerados a partir del modelo de onda térmica son aire – acrílico – aire, mientras que en las mediciones en las muestras biológicas los medios son: tejido-acrílico-aire, y representan a los medios 0,1,2 respectivamente. En las mediciones donde se coloca el tejido entre la fuente de calor y el bloque de acrílico, el gradiente térmico dentro de éste último dependerá de la conducción de calor en la muestra biológica y estará directamente relacionado con los valores de sus propiedades térmicas.

4.1 Calibración

La técnica de sensado que se presenta en este proyecto de tesis para determinar la caracterización de las propiedades térmicas de muestras orgánicas, utiliza el sensor de flujo de calor basado en un sistema de fibra óptica para realizar las mediciones experimentales. Este dispositivo optoelectrónico²⁰ presenta un valor de sensibilidad de $15.495[\mu\text{W}/(\text{mW}/\text{cm}^2)]$, una resolución de $0.2[\text{mW}/\text{cm}^2]$, y se ha utilizado en el rango dinámico de $2.8228 - 5.2235 [\text{mW}/\text{cm}^2]$, además posee otras cualidades tales como la inmunidad al ruido electromagnético por utilizar fibra óptica como guía de onda, presentar un bajo ruido mecánico que permite medir con una relación señal a ruido alto, además sus dimensiones son compactas y que le permiten ser portable.

Dado que se utiliza el modelo de onda térmica para calcular el valor de la efusividad, se propone en la Figura 4.1 el esquema de los medios considerados en la teoría de onda térmica. En la calibración el *medio 0* y el *medio 2* será el aire, ya

que el valor de su efusividad térmica es conocido y la hemos extraído de la literatura ($e_{aire} = 5.5$ [Ws^{1/2}/m²K]). El medio 1 será el bloque de acrílico y por tanto en él se llevarán a cabo las reflexiones de la onda térmica para la propagación interna de calor que finalmente causará la deflexión del haz láser, de este material conocemos $k_1=0.188$ [W/mK], $\alpha_1=0.11 \times 10^{-6}$ [m²/s], $e_1=150$ [Ws^{1/2}/m²K].

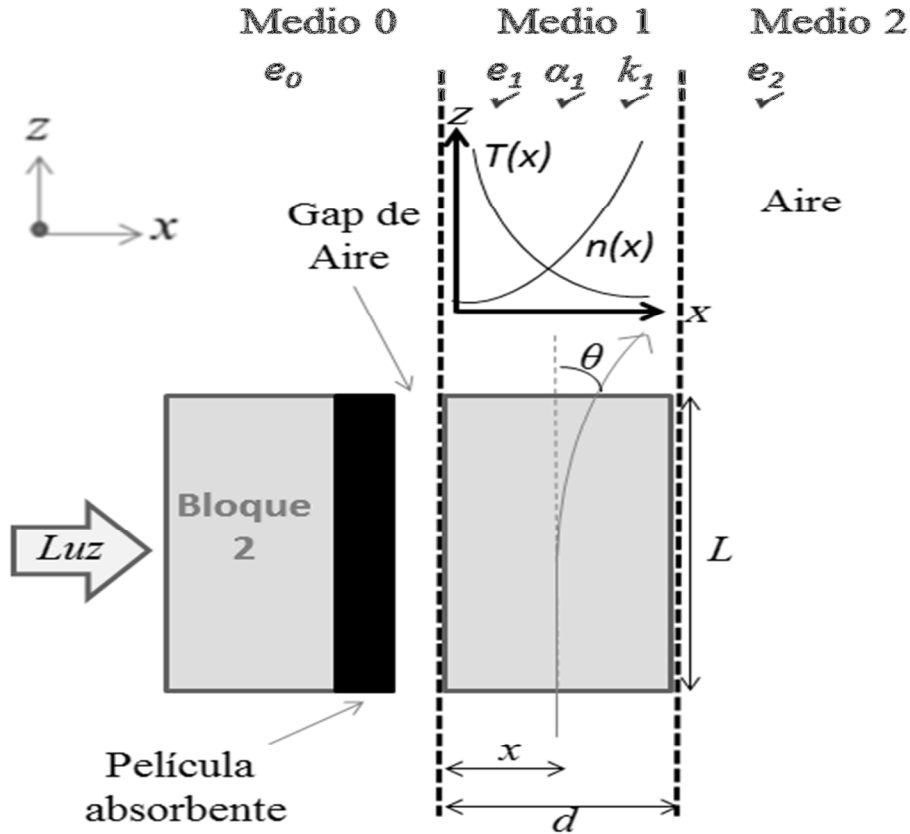


Figura 4.1. Diagrama de los medios considerados en el modelo onda térmica en la calibración del sistema de sentido.

Recordando del apartado 3.3.1 *Campo Tx como respuesta a un escalón térmico aplicado*, que las expresiones que definen el modelo de onda térmica están dadas por:

$$T_x^S(x,t) = -\frac{Q}{k_1} \sum_{n=0}^{\infty} (R_2 R_1)^n \left[1 - \operatorname{erf} \left(\frac{(2nd+x)}{2} \sqrt{\frac{1}{\alpha_1 t}} \right) - R_2 \left\{ 1 - \operatorname{erf} \left(\frac{[2(n+1)d-x]}{2} \sqrt{\frac{1}{\alpha_1 t}} \right) \right\} \right] \quad (4.1)$$

$$T_x(x,t) = T_x^S(x,t) - U(t-t_{off}) T_x^S(x,t-t_{off}) \quad (4.2)$$

Puesto que se conocen todos los valores de las constantes térmicas consideradas en el modelo de onda térmica (expresión 4.1), se realiza la medición experimental a través de los medios de la Figura 4.1, es decir, la prueba de calibración, en donde se caracteriza el flujo de calor para valores determinados de la fuente de calor debido al efecto fototérmico (bloque 2). Posteriormente a los resultados

experimentales obtenidos se les ajustará la curva teórica esperando reproducir los resultados experimentales.

Experimentalmente, el procedimiento de montaje para la medición de la deflexión fototérmica en el bloque de acrílico consiste en colocar a este último a una distancia de 17[mm] entre la lámpara y la cara que contiene la película absorbente, posteriormente se ajusta la posición del bloque dentro del montaje de colimación U-bench para obtener el valor máximo de transmitancia de la señal. Está posición es ajustada en el plano xy (plano transversal a la dirección de propagación del haz) utilizando los cuatro tornillos unidos a las superficies laterales de la montura, buscando una posición totalmente ortogonal entre el haz incidente y la cara de entrada del bloque de acrílico. Posteriormente inician las pruebas para monitorear la potencia de salida del haz láser transmitido, donde la fuente de calor se activa a los 20[s] (intervalo de tiempo en el que se evalúa la estabilidad de la señal luminosa), después se mantiene encendida durante 410[s] (proceso de calentamiento) y en este instante la fuente se apaga (t_{off}), finalmente continua el monitoreo de la señal hasta 1050[s]. Para realizar las siguientes mediciones es necesario conservar un periodo de recuperación en el que la señal luminosa regresa al nivel inicial.

En la calibración se monitorea la potencia de salida P_{luz} como respuesta a tres diferentes valores de flujo de calor (expresión 4.2) aplicado por parte de la fuente Q_s , esperando que cada una presente un decremento de potencia de valor distinto, poniendo a prueba la resolución del sistema. Para determinar el valor Q_s , se ha cuantificado la potencia luminosa que entrega la fuente de luz (lámpara incandescente de 50 [W] asociada a un dimmer para el control de intensidad) con un medidor de termopila Melles Griot 13PEM001, y dado que se conocen las dimensiones de la película absorbente depositada en una de las caras del bloque de acrílico ($2.85 * 1.33$ [cm] => Área= 3.7905 [cm²]), se calcula por medio de un cociente entre ambos, tal como lo muestra la tabla 4.1:

Posición Dimmer	P_{luz} [mW]	Q_s [mW/cm ²]
20	18.5	4.88
16	16	4.22
12	13.5	3.56

Tabla 4.1. Valores de flujo de calor aplicado para la calibración del sistema de sensado.

Un aspecto relevante a considerar durante las mediciones será verificar que el bloque de acrílico (medio 1) tenga buen contacto con el material a medir, para no ocasionar puntos calientes que alteren el gradiente dentro del sensor, esto garantizará una distribución homogénea del calor aplicado en el bloque de acrílico para que éste mida adecuadamente.

En la Figura 4.2 se presentan las curvas de los resultados experimentales de la calibración del sistema de sensado, es decir, la medición del flujo de calor cuando los medios a la frontera del bloque de acrílico son aire.

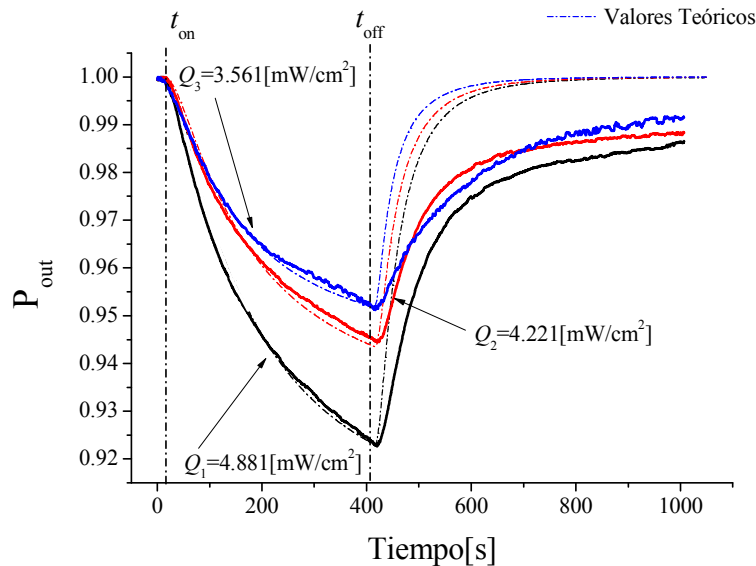


Figura 4.2. Curva de calibración en respuesta a diferentes valores de flujo de calor Q_s aplicados.

La respuesta del sensor de flujo de calor cuando se aplica un pulso de calor de 410 segundos de duración para un rango de valores diferentes $Q_s = 3.561-4.88$ [mW/cm²] ha sido presentada en la Figura 4.2, en la que inicialmente se determinó esperar un tiempo $t_{on} = 20$ [s] antes de encender la fuente de luz, con el fin de monitorear la estabilidad del sistema. Posteriormente, cuando se enciende la lámpara de luz blanca que ocasiona la deflexión del haz dado el gradiente de temperatura ocasionado por el efecto fototérmico, la potencia de salida sufre un decremento progresivo en su valor, incluso después de $t_{off} = 430$ [s], como consecuencia de la inercia térmica que se presenta en el bloque de acrílico. Por último, cuando se apaga la fuente de calor el bloque cede calor a su entorno, el haz comienza a corregir el ángulo de desviación y ocasiona el aumento gradual del valor de la potencia de salida.

Las curvas teóricas calculadas con la simulación en Matlab representan un artificio de gran exactitud en el ajuste de los resultados experimentales durante el tiempo en el que la fuente de luz se encuentra activada, es decir, en el proceso de calentamiento, contrariamente a lo que sucede durante el proceso donde el bloque se enfría (cediendo calor al medio) y la potencia de salida comienza a recuperar el valor inicial. En este proceso de enfriamiento, el modelo de onda térmica no considera los suficientes elementos para representar una herramienta de ajuste de buena exactitud, razón por la cual se calcularán los valores de efusividades de los diferentes tejidos en el intervalo $t = 20-430$ segundos, en el que se tienen los suficientes datos para realizar el ajuste a las curvas experimentales.

Se utilizan los resultados desplegados en la figura 4.2 para caracterizar la fuente térmica. Para tal propósito se determina el decremento de potencia ΔP_{cal} sentido en respuesta a un valor de flujo de calor Q_s aplicado por la fuente térmica, medido en el intervalo de 0 -250[s] de la medición. Esta relación $Q_s - \Delta P_{cal}$ se presenta en la tabla 4.2:

Posición Dimmer	$P_{luz}[\text{mW}]$	$Q_s[\text{mW}/\text{cm}^2]$	ΔP_{cal}
20	18.5	4.881	0.0407
16	16	4.221	0.03
12	13.5	3.561	0.0209

Tabla 4.2. Valores del decremento de potencia normalizada ΔP_{cal} en función del valor de Q_s .

Con los valores de la Tabla 4.2 se grafica la recta de calibración de la fuente de calor, en la que se determina la variación de potencia normalizada ocasionada por un valor de flujo de calor Q_s en un intervalo de tiempo de 250 segundos, y es presentada en la Figura 4.3:

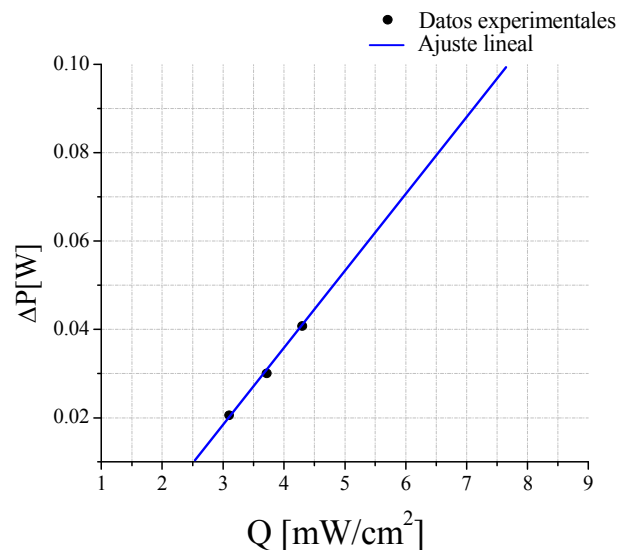


Figura 4.3. Recta de calibración de la fuente de calor Q aplicado.

A continuación se determina la eficiencia cuántica del proceso fototérmico, por lo que se propone graficar la relación entre el valor teórico Q_{teo} considerado en el modelo de onda térmica y el valor experimental Q_{exp} aplicado en las mediciones. Esta herramienta será fundamental en el cálculo de las efusividades de las muestras biológicas, ya que al fijar el valor de Q_{exp} como constante, únicamente quedará como variable el valor de e_0 en la expresión 4.1. En la Figura 4.4 se muestra la recta de la relación entre Q_{teo} y Q_{exp} :

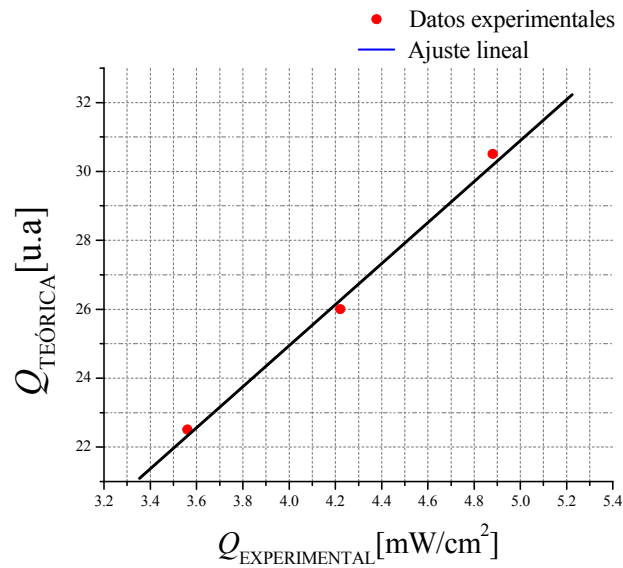


Figura 4.4. Relación entre los valores teórico y experimental de la fuente de calor.

El cálculo de la eficiencia cuántica Γ del efecto fototérmico se determina asumiendo que idealmente el valor de flujo de calor teórico y experimental debería ser el mismo, sin embargo es posible determinar un cociente entre estos valores que nos indique porcentualmente la eficiencia y este cálculo se presenta a continuación:

$$\eta_1 = 100 \times \frac{Q_{EXP1}}{Q_{TEO1}} = 100 \left(\frac{4.881}{30.3} \right) = 16.10\%$$

$$\eta_2 = 100 \times \frac{Q_{EXP2}}{Q_{TEO2}} = 100 \left(\frac{4.221}{26} \right) = 16.23\%$$

$$\eta_3 = 100 \times \frac{Q_{EXP3}}{Q_{TEO3}} = 100 \left(\frac{3.561}{22.5} \right) = 15.82\%$$

$$\bar{\eta} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 \eta_i = 16.05\%$$

Por tanto la eficiencia cuántica promedio del efecto fototérmico es $\Gamma=16.05\%$.

Una vez realizado el proceso de calibración para el valor Q_{exp} que la fuente de calor aplica al bloque de acrílico por medio del efecto fototérmico, se procedió a hacer mediciones de conducción de calor que se presentan en la siguiente sección.

4.2 Mediciones de conducción de calor en tejido biológico

Se realizaron las mediciones de la conducción de calor en el tejido biológico para mostrar la potencialidad de esta técnica para ser aplicada en el área de la biofotónica. En estas pruebas experimentales se colocó una capa del tejido a medir de espesor de aproximadamente 1[mm] en contacto con el bloque acrílico, por lo que en el nuevo montaje la muestra orgánica representa el Medio 0, mismo que se calentó al estar en contacto con la película absorbente del bloque 2

utilizado como fuente de calor, el cual simultáneamente fue fotoexcitado por la fuente de luz blanca. La distancia entre la película y la fuente de luz se mantendrá fija con respecto a la presentada en la calibración, es decir 17[mm]. Finalmente en el bloque 2 se aplica un valor de flujo de calor Q y se monitorea la conducción de calor propagada en la muestra de tejido a través de la medición del cambio de potencia del haz deflecionado en el bloque 1.

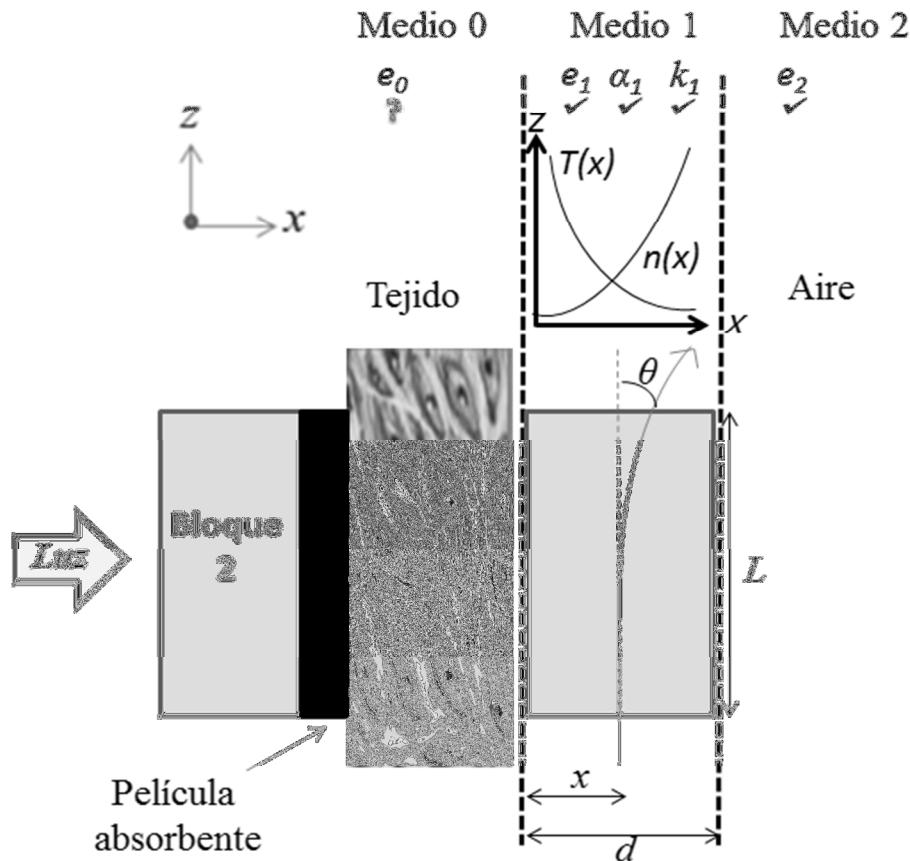


Figura 4.5. Diagrama de los medios considerados en el modelo onda térmica para la medición de propiedades térmicas en tejido biológico.

Así la efusividad térmica e_0 (tejido biológico), se calcula a partir del ajuste de las curvas teóricas a los resultados experimentales. Los valores de difusividad α_1 y conductividad térmica k_1 permanecerán constantes durante las pruebas experimentales ya que son características térmicas características del acrílico (medio 1). Sin embargo la distancia d que representa el ancho del bloque, se ajustó hasta establecerla en el valor $d=13$ [mm]. Esta variación en d permitió realizar un mejor ajuste con la curva teórica, que equivale a modificar el valor de α_1 del acrílico.

En los siguientes apartados se presentan los resultados y el análisis de las mediciones de conducción de pulsos de calor en tejido aviar (corazón, hígado) y en tendón bovino.

4.2.1 Pruebas de conducción de calor en corazón aviar

Se presentan a continuación los resultados de las pruebas de conducción de calor utilizando una capa de tejido de corazón de pollo en contacto con el bloque 1. El intervalo en el que se mantiene encendida la fuente de calor será el mismo para todas las pruebas y corresponderá a 410[s], los monitoreos concluirán a los 1050[s]. En estas pruebas se aplicaron dos valores distintos de flujo de calor Q_1 , Q_2 para observar las diferencias en el decremento de la potencia de salida normalizada. La gráfica correspondiente a esta prueba se presenta en Figura 4.6:

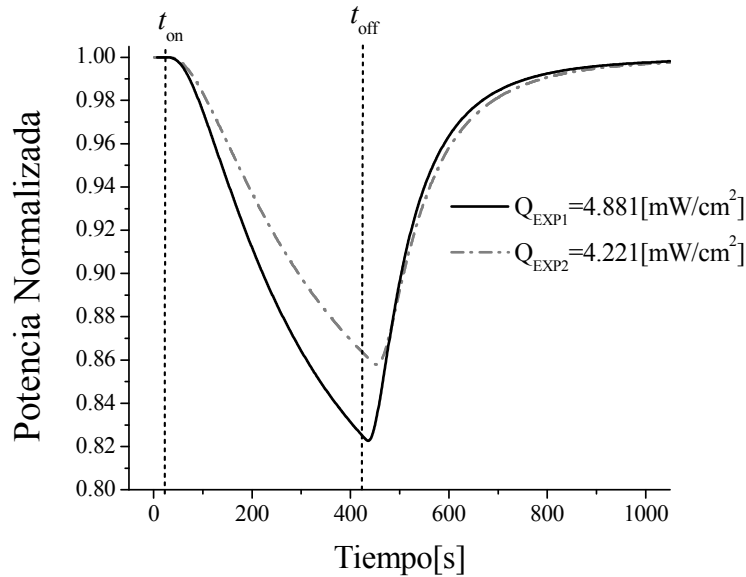


Figura 4.6 Curva de conducción de calor en corazón aviar como respuesta a pulso de calor de 410 s. aplicando dos valores distintos de flujo de calor.

Utilizando los resultados mostrados en la Figura 4.6 se deduce que al realizar las pruebas de conducción de calor en tejido aplicando valores diferentes de flujo de calor $Q_{EXP1} = 4.881 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$, $Q_{EXP2} = 4.221 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$, las curvas de respuesta presentan un escalamiento entre ellas, donde el decremento de potencia mayor se presenta como respuesta al valor más alto de flujo de calor, es decir Q_{EXP1} . Sin embargo, el efecto más importante en esta prueba es que la curvatura y la inclinación de la pendiente descendente que corresponde al proceso de calentamiento, permanece con la misma forma, es decir el valor de la efusividad térmica del tejido es el mismo en ambas pruebas (así como el valor de k_1 , α_1 , e_1 pertenecientes al acrílico y e_2 que corresponde a la efusividad térmica de aire). Dado lo anterior, se propone ajustar ambas pruebas contenidas en la Figura 4.6 de manera independiente, con el objetivo de encontrar el valor de efusividad mediante el ajuste del modelo de onda térmica y variar únicamente el valor de Q .

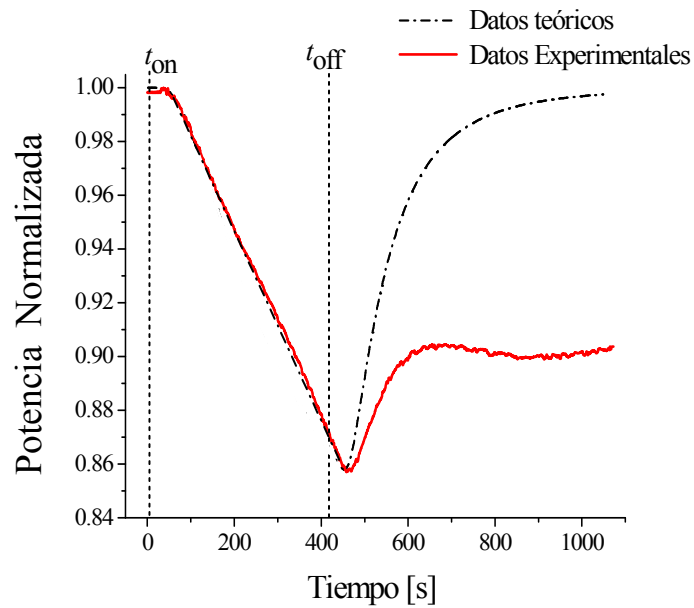


Figura 4.7. Curva de conducción de calor en corazón aviar como respuesta a pulso de calor de 410 s. aplicando un flujo de calor $Q_{EXP2}=4.221[mW/cm^2]$.

Se ha determinado el valor de efusividad térmica del corazón de pollo ajustando el modelo de onda térmica a los datos experimentales de la curva que corresponde a la respuesta de flujo de calor $Q_{EXP2}=4.221[mW/cm^2]$, y este es $e_{CORAZON}=63.3 [Ws^{1/2}/m^2K]$. Ahora se calculará la efusividad térmica del corazón de pollo realizando un ajuste a la segunda curva de la Figura 4.6, de tal manera que únicamente se modificará el valor Q_{TEO} en la expresión 4.1. Se espera que la curva teórica se ajuste con buena exactitud a los datos experimentales. Este segundo ajuste se presenta en la Figura 4.8:

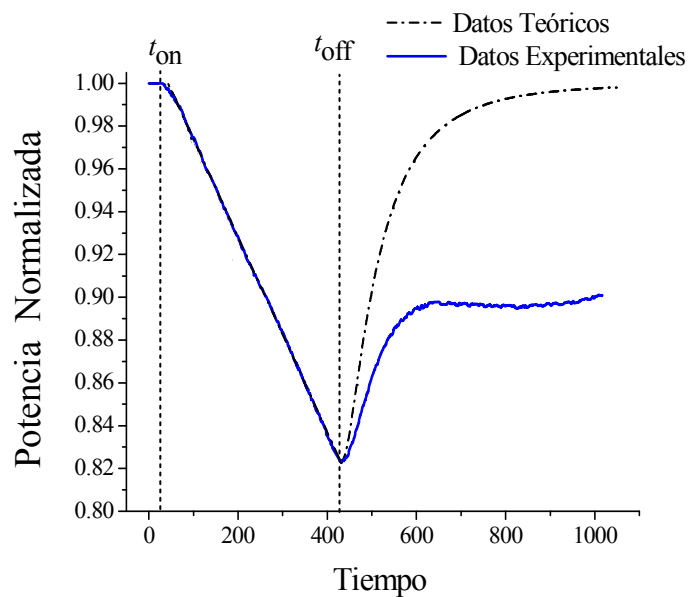


Figura 4.8 Curva de conducción de calor en corazón aviar como respuesta a pulso de

calor de 410 s. aplicando un flujo de calor $Q_{EXPI}=4.881[mW/cm^2]$.

El error en el ajuste teórico $\xi_{CORAZON}$ con respecto a los datos experimentales se calcula mediante:

$$\xi_{CORAZON} = 100 \left(\frac{0.89997-0.8963}{0.8568} \right) = 0.397\%$$

Los resultados de la Figura 4.8 muestran que el ajuste teórico tiene gran exactitud en la pendiente correspondiente al proceso de calentamiento. Por tanto se valida en el segundo ajuste teórico que el valor de efusividad del corazón de pollo es $e_{CORAZON}=63.3[Ws^{1/2}/m^2K]$, tal como se había determinado con la prueba anterior. Este valor de efusividad se encuentra en el orden de magnitud que los valores de efusividad reportados en el capítulo 1 para tejidos de humano⁹, los cuales oscilaban en un valor de $e=150[Ws^{1/2}/m^2K]$.

En el Apéndice B se incluye una Tabla de conductividad térmica para tejidos de órganos humanos y de otras especies, y se utiliza en esta sección para realizar el cálculo de la efusividad en corazón de humano a partir de la expresión:

$$e_{CORAZON} = \sqrt{\rho ck} = \sqrt{(1050 [kg/m^3])(41.9 [J/kg K])(0.585 [W / mK])}$$
$$e_{CORAZON} = 160.42 [Ws^{1/2} / m^2K]$$

Recordando que el tejido medido en este proyecto de tesis (pollo) es de naturaleza distinta a la del humano, se asume que el valor de efusividad calculado mediante esta técnica de sensado es congruente. Por tanto, la inferencia inicial de este capítulo se valida, ya que fue posible determinar el valor de la efusividad térmica del corazón de pollo ajustando independientemente cada curva experimental al modelo de onda térmica.

4.2.2 Pruebas de conducción de calor en hígado aviar

Análogamente a la metodología utilizada en el apartado anterior, inicialmente se presentan los resultados de las pruebas de conducción de calor cuando la fuente térmica del sistema es la conducción de la lámpara a través del hígado aviar. Se aplican dos valores de flujo de calor $Q_{EXP1}=4.881[mW/cm^2]$, $Q_{EXP2}=4.221[mW/cm^2]$, esperando que en las curvas de respuesta se tenga la resolución suficiente para apreciar una diferencia entre ellas. La Figura 4.9 muestra los resultados experimentales de esta medición:

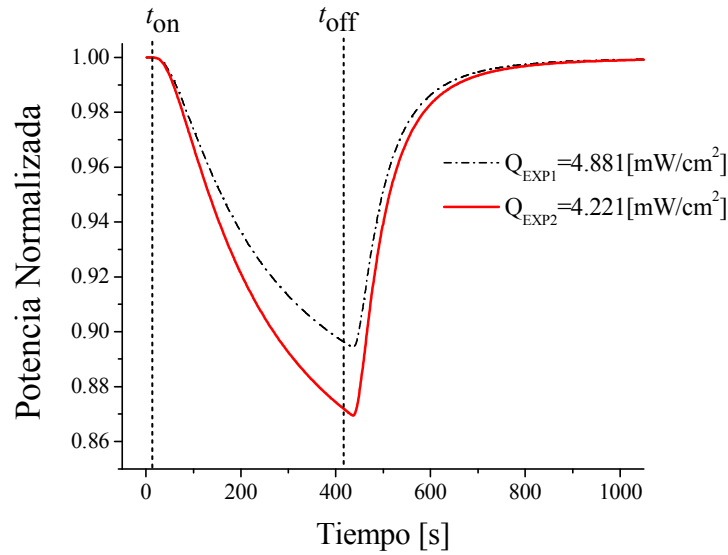


Figura 4.9 Curva de conducción de calor en hígado aviar como respuesta a pulso de calor de 410 s. aplicando dos valores distintos de flujo de calor.

Los resultados desplegados en la Figura 4.9 muestran el escalamiento entre curvas como respuesta a distintos valores de flujo de calor y nuevamente se deduce que la pendiente conserva su curvatura y su inclinación. Ahora se procede a ajustar cada curva de manera separada con el fin de calcular teóricamente el valor de la efusividad térmica típica de este tejido (hígado aviar). La prueba que se mostrará primero será la del valor $Q_{EXP2}=4.221[mW/cm^2]$, y los resultados se muestran en la Figura 4.10:

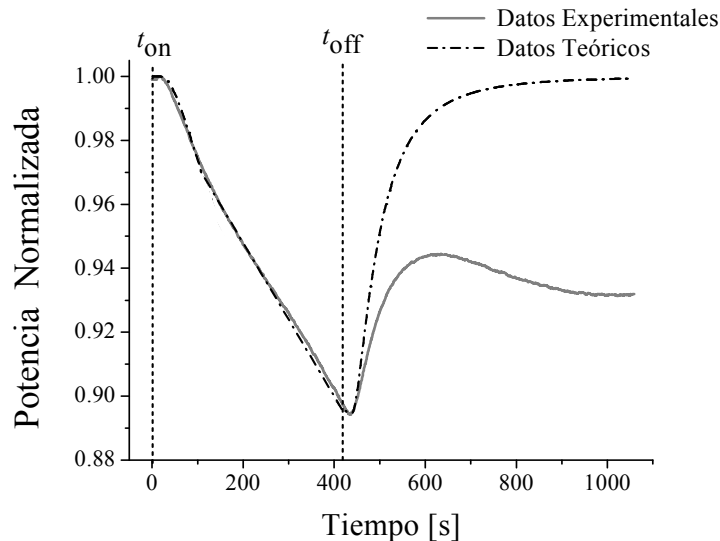


Figura 4.10. Curva de conducción de calor en hígado aviar como respuesta a pulso de calor de 410 s. aplicando un flujo de calor $Q_{EXP2}=4.221[mW/cm^2]$.

Se ha realizado un ajuste numérico con buena exactitud basado en la teoría de la onda térmica en el intervalo de tiempo que corresponde al proceso de calentamiento de la prueba de conducción de calor, en éste se determinó que el valor de efusividad térmica del hígado aviar es $e_{\text{HIGADO}}=51[\text{Ws}^{1/2}/\text{m}^2\text{K}]$. Por tanto se procede a realizar un segundo ajuste utilizando el valor de e_0 ya mencionado, se varía únicamente el valor de Q para reproducir la segunda curva experimental y la Figura 4.11 muestra estos resultados:

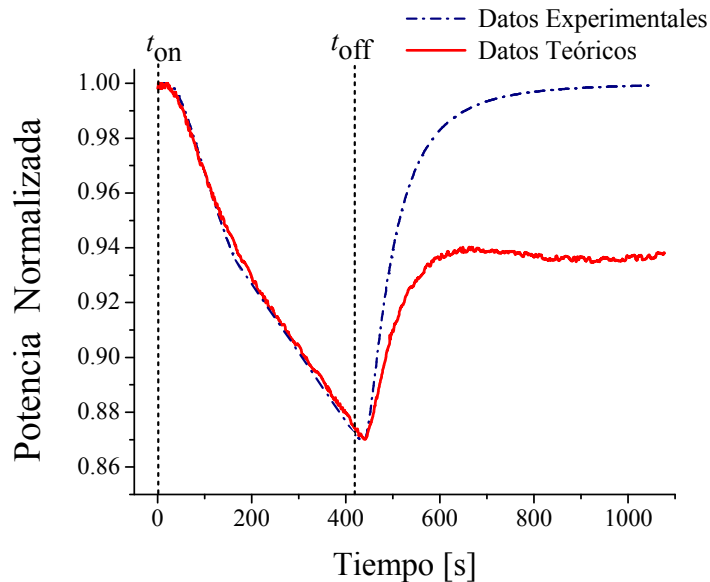


Figura 4.11 Curva de conducción de calor en corazón aviar como respuesta a pulso de calor de 410 s. aplicando un flujo de calor $Q_{\text{EXPI}}=4.881[\text{mW}/\text{cm}^2]$.

El error en el ajuste teórico ξ_{HIGADO} con respecto a los datos experimentales se calcula mediante:

$$\xi_{\text{HIGADO}} = 100 \left(\frac{0.9431 - 0.9368}{0.8697} \right) = 0.724\%$$

Los resultados de un segundo ajuste teórico presentados en la Figura 4.11 denotan una buena exactitud (error menor al 1%) en la pendiente donde se presenta un decremento de potencia, de esta manera se comprueba que el valor de la efusividad del hígado de pollo es $e_{\text{HIGADO}}=51[\text{Ws}^{1/2}/\text{m}^2\text{K}]$.

Nuevamente se calcula el valor de efusividad térmica en hígado de humano utilizando la Tabla del Apéndice B y se presenta a continuación:

$$e_{\text{liver}} = \sqrt{\rho c k} = \sqrt{(1050 [\text{kg}/\text{m}^3])(41.9 [\text{J}/\text{kg K}])(0.469 [\text{W} / \text{mK}])}$$

$$e_{\text{liver}} = 143.64 [\text{Ws}^{1/2} / \text{m}^2\text{K}]$$

Al igual que los datos reportados por el Profesor Kenneth R. Holmes Apéndice B, la efusividad térmica del hígado medida en este trabajo es menor en comparación

con el valor de efusividad del tejido de corazón.

4.2.3 Pruebas de conducción de calor en tendón bovino

El último tejido bajo estudio en este trabajo de tesis es el tendón bovino. Se busca determinar el valor de su efusividad térmica siguiendo la metodología utilizada en los apartados previos correspondientes a las pruebas en tejido aviar. La importancia de estudiar un tejido de naturaleza distinta es validar la potencialidad de esta técnica de medición para determinar numéricamente una propiedad térmica de un tejido biológico (incluso podría ser de origen vegetal) ajustando los valores experimentales al modelo de onda térmica. A continuación se presentan en la Figura 4.12 los resultados experimentales de la conducción de calor en tendón bovino en respuesta a pulso de calor:

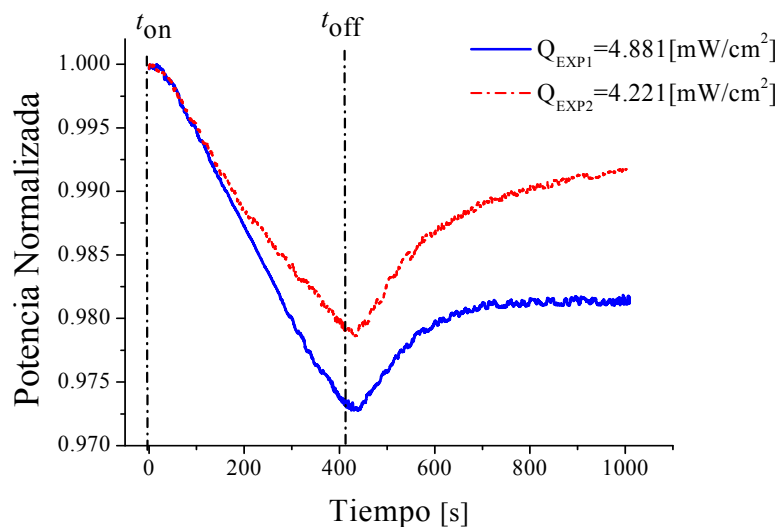


Figura 4.12 Curva de conducción de calor en tendón bovino como respuesta a pulso de calor de 410 s. aplicando dos valores distintos de la fuente de calor.

La Figura 4.12 muestra que los resultados han sido desplegados con la sensibilidad necesaria para distinguir el par de curvas de respuesta con valores diferentes de flujo de calor. Ahora la metodología nos guía a realizar el tratamiento separado de estas dos pruebas, ajustando primeramente la prueba de conducción de calor con el valor menor de flujo de calor aplicado, tal como se muestra en la Figura 4.13:

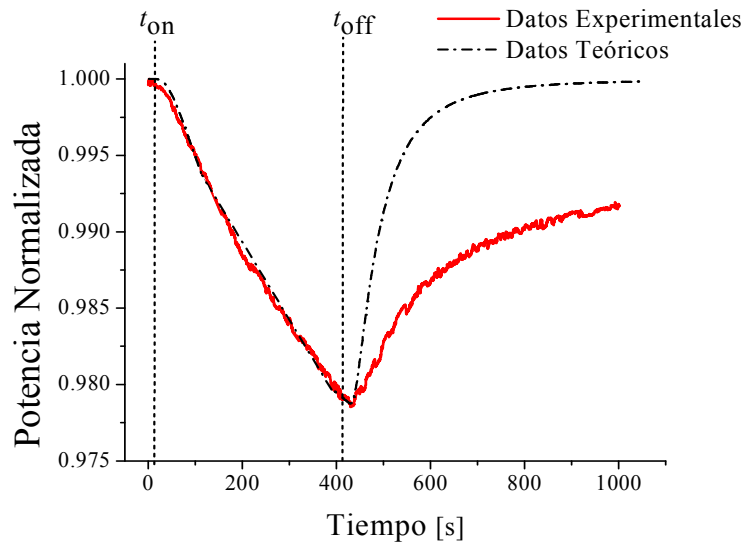


Figura 4.13. Curva de conducción de calor en tendón bovino como respuesta a pulso de calor de 410 s. aplicando un $Q_{EXP2}=4.221[mW/cm^2]$.

De manera similar a los análisis anteriores en tejido aviar, en la Figura 4.13 se muestra un buen ajuste teórico en las pruebas de tendón bovino, que se aproxima a los datos experimentales en la pendiente del proceso de calentamiento. Se encontró un menor valor de efusividad térmica en el tejido bovino con respecto a los valores calculados para los tejidos de pollo, siendo $e_{TENDON}=17.5 [Ws^{1/2}/m^2K]$. Se validará este valor de efusividad en el ajuste que corresponde a la prueba con un valor de Q mayor y los resultados se muestran en la siguiente gráfica:

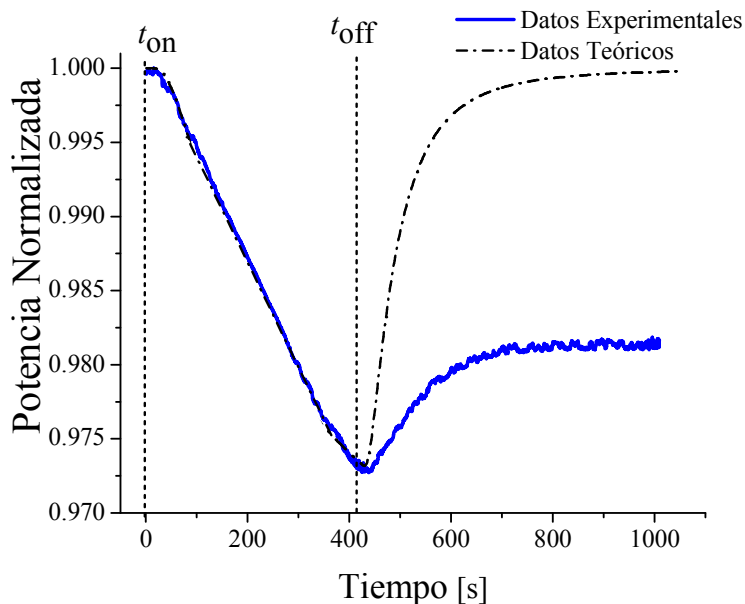


Figura 4.14 Curva de conducción de calor en corazón aviar como respuesta a pulso de calor de 410 s. aplicando un flujo de calor $Q_{EXP1}=4.881[mW/cm^2]$.

Los resultados desplegados en la Figura 4.14 demuestran que efectivamente el valor de efusividad del tendón bovino que se ajusta a los valores experimentales es $e_{TENDON}=17.5 [Ws^{1/2}/m^2K]$.

El error en el ajuste teórico ξ_{TENDON} con respecto a los datos experimentales se calcula por:

$$\xi_{TENDON} = 100 \left(\frac{0.9885 - 0.9875}{0.9758} \right) = 0.103\%$$

4.2.4 Comparación entre tejidos

Dado que han sido calculados los valores de efusividad térmica para cada tipo de tejido que inicialmente se propuso analizar en el presente trabajo de tesis, se procede a realizar un análisis comparativo de esta propiedad térmica buscando obtener información acerca de las composiciones estructurales de los mismos. En la gráfica siguiente se presentan los resultados de las mediciones experimentales de conducción de calor en los tejidos, que fueron excitados térmicamente con el mismo valor de fuente de calor Q_{EXP} :

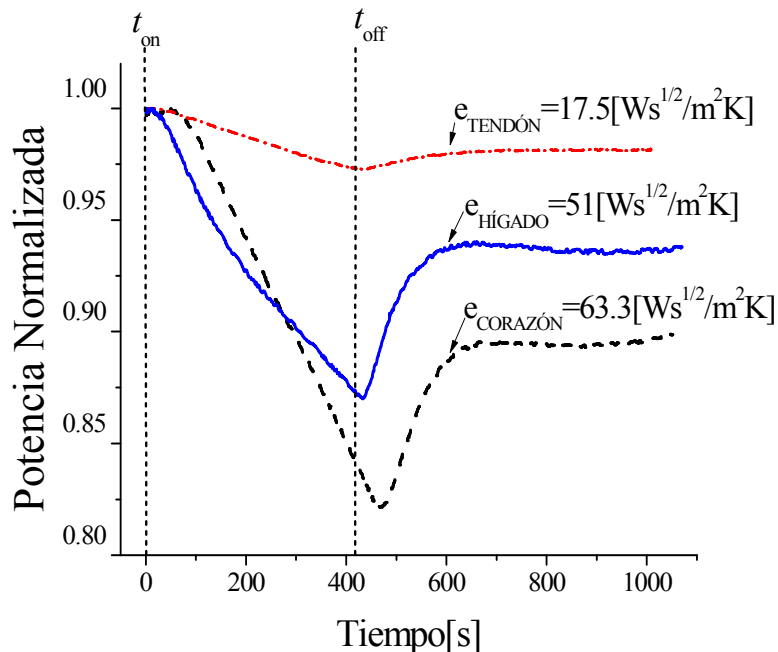


Figura 4.15 Curva de comparativa de conducción de calor los tejidos como respuesta a pulso de calor de 410 s. aplicando un $Q_{EXP}=4.881[mW/cm^2]$.

En base a los resultados presentados en la gráfica anterior, se deduce que existe una relación entre la composición estructural y el valor de efusividad térmica en los tejidos biológicos, por ejemplo, el corazón del pollo es un órgano de

composición compacta (duro) que al aproximarse a un sólido, su valor de efusividad térmica es alto. Mientras que el hígado aviar se caracteriza por tener una estructura poco uniforme, porosa y altamente hidratada que impide una buena conducción, por tanto su efusividad es el valor medio entre los tres tejidos. Finalmente el tendón presentó el mínimo valor de efusividad entre los tejidos bajo estudio, notoriamente en la Figura 4.15 se aprecia que en la curva característica de este órgano se presenta un menor decremento de potencia. Se conoce que el tendón bovino está constituido principalmente de colágena²³, un biomaterial que se ha reportado en la literatura con propiedades de aislante térmico, y se debe a ello su baja conducción de calor.

Por lo tanto, se asume que la efusividad térmica cuantifica térmicamente las características estructurales y composicionales en la superficie del tejido, ya que al estar en contacto con un medio a la frontera (en este caso con el bloque de acrílico), dependerá de las capas superficiales de la muestra realizar el respectivo acoplamiento de impedancia térmica. Esto resulta de gran importancia en el diagnóstico y valoración del estado del tejido ya que si por razones de oxidación, deshidratación, patologías o alguna otra modificación en la morfología del tejido, el aspecto macroscópico cambia, la efusividad térmica será modificada por consecuencia.

Finalmente se presenta el último análisis numérico del actual trabajo de tesis, donde se determina el valor de flujo de calor Q_{TISSUE} que las muestras orgánicas ceden al bloque de acrílico (medio 1). Dado que las capas de tejido estuvieron en contacto con la película absorbente del bloque 2, se conoce la cantidad Q_s que recibían, sin embargo dependiendo de sus propiedades térmicas, éstas transmiten diferentes Q_{TISSUE} al medio 1.

En base la recta presentada en la Figura 4.3, correspondiente a la relación entre el decremento de potencia ΔP_{cal} como respuesta a un Q_s aplicado, se calcula el Q_{TISSUE} considerando el decremento de potencia ΔP_{TISSUE} sensado en las mediciones experimentales (determinado en el mismo intervalo de tiempo de la recta de calibración, esto es 250 [s]). Los resultados se presentan en la Tabla 4.3:

Tejido		ΔP_{TISSUE}	$Q_{TISSUE}[\text{mW}/\text{cm}^2]$
Pollo	Corazón	57.5×10^{-3}	5.29
	Hígado	60.6×10^{-3}	5.45
Bovino	Tendón	11.1×10^{-3}	2.56

Tabla 4.3 Valores del decremento de potencia ΔP_{TISSUE} en función del valor de Q_{TISSUE} .

Conclusiones del capítulo

La técnica de medición de flujo de calor basada en la deflexión fototérmica propuesta en este manuscrito opera con alta sensibilidad y resolución suficiente para caracterizar un tejido biológico, permitiendo identificar cambios estructurales en el tejido debido a cambios de morfología o composición orgánica. También se calculó la eficiencia cuántica debido al efecto fototérmico en la película absorbente, la cual tiene un valor $\Gamma=16.05\%$. Esto representa un dato relevante en nuestra investigación, ya que en trabajos previos realizados por el grupo de la Dra. Celia Sánchez se asumía que esta eficiencia era cercana a 100%, y dado este resultado será posible proponer como trabajo a futuro una mejora en este elemento del montaje experimental como fuente de calor.

Se concluye que ajustando el modelo de onda térmica a los resultados experimentales en las pruebas de conducción de calor en tejido, fue posible obtener los valores de efusividad del hígado y corazón de pollo, así como del tendón bovino, obteniendo una exactitud mayor del 99%. La resolución de la técnica de sensado hizo posible diferenciar tejidos que pertenecen a un mismo animal pero que pertenecía a diferentes órganos y de más notoriamente cuando se analiza un tejido de animal distinto. Se propone entonces que el corazón aviar fue el mejor conductor de calor de los tejidos bajo estudio, mientras que el tendón bovino presentó gran oposición a la conducción teniendo características de aislante térmico. La composición y porosidad característica del hígado aviar impidió una buena conducción y por ende su valor de efusividad es intermedio con respecto a los otros dos tejidos.

Por lo tanto, con base en la teoría de onda térmica se asume que al analogar las relaciones de efusividad entre medios contiguos como una impedancia térmica (que determinan los valores de los coeficientes de reflexión R_1, R_2 , correspondientes a las ondas térmicas reflejadas en las fronteras de los medios), se sentirá un gran decremento de potencia cuando el valor de e_0 (efusividad del tejido) tienda o sea cercano a e_1 (efusividad del acrílico), lo que significaría un buen acoplamiento de impedancia térmica en las fronteras, permitiendo la propagación del campo térmico en el medio 1. Caso contrario cuando los valores de $e_0 \ll e_1$, donde el acoplamiento de la impedancia térmica impediría la transmisión del calor.

Se plantea finalmente la potencialidad de esta técnica de sensado con buena resolución para medir grados de daño en tejido debido a la oxidación del medio ambiente, deshidratación o causado por alguna patología específica.

CONCLUSIONES

En este trabajo de tesis se caracterizaron las propiedades térmicas de tejido biológico utilizando un sensor de flujo de calor basado en el principio de la fotoflexión térmica. Este sistema de sensado opera con una alta reproducibilidad y una sensibilidad suficiente para la detección de la conducción del calor en muestras biológicas.

Se valida esta técnica de medición, como una alternativa a los trabajos que recientemente se han publicado con principios físicos fotoacústicos^{7,8,9,10,11} y con termistores^{1,2,3,4,5,6}. La metodología propuesta utiliza un sensor de flujo de calor para realizar las mediciones, que presenta ventajas tales como la sencillez y el bajo costo del esquema experimental, así como alta sensibilidad y gran resolución. La importancia de caracterizar térmicamente una muestra biológica recae en la potencialidad del diagnóstico de las modificaciones en sus propiedades térmicas, debidas a procesos degenerativos (enfermedades o daño físico) o de mejora de algún cuadro patológico (ocasionado por medicamentos o terapias). Así la conducción de calor en tejidos biológicos podría brindar información trascendente del funcionamiento de órganos vitales y del efecto de ciertos tratamientos sobre éstos.

Se realizaron pruebas de calibración del montaje experimental en el que se utilizó una fuente térmica calibrada, basada en el fenómeno fototérmico cuya eficiencia cuántica calculada fue 16%. En este experimento se realizó la medición con medios de efusividad conocida (aire y acrílico), con el fin de obtener una variación controlada en la respuesta del sensor, representada por un decremento de la potencia de salida como respuesta a un valor determinado de calor aplicado por la fuente. Posteriormente se midieron muestras de tejido comercial de tendón bovino, hígado y corazón de pollo con distintas características de composición y estructura, obteniendo curvas de conducción de calor notablemente distintas entre ellas, lo que indica que el sistema de medición propuesto tiene la sensibilidad necesaria para detectar las distintas naturalezas de las muestras biológicas.

Además se presenta un modelo de onda térmica para realizar el ajuste teórico con los resultados experimentales. Este modelo describe la transferencia de calor a partir de un comportamiento armónico del flujo de calor, en el que están presentes las ondas térmicas responsables de la propagación de calor en el medio termo-óptico propuesto, donde su reflexión y transmisión depende del acoplamiento térmico con los medios fronterizos. Sin embargo esta teoría presenta una principal limitación, ya que solo considera la reflexión iterativa de las ondas térmicas en un medio y por tanto, el tratamiento de un problema de multicapas se tornaría muy complicado al incluir reflexiones sucesivas en varios medios.

El ajuste realizado a las mediciones de conducción de calor en tejido biológico con el modelo de onda térmica permitió calcular valores de efusividad, que varía en un factor de 2 a 5 con respecto a los valores reportados en la literatura (analizada en el capítulo de introducción de este trabajo de tesis). Los valores de efusividad calculados fueron: $e_{\text{corazón}}=63[\text{Ws}^{1/2}/\text{m}^2\text{K}]$, $e_{\text{hígado}}=51[\text{Ws}^{1/2}/\text{m}^2\text{K}]$, $e_{\text{tendón}}=17.5[\text{Ws}^{1/2}/\text{m}^2\text{K}]$ y se calcularon con una exactitud mayor a 99%. Además se presentó el análisis del efecto independiente que se producía con la variación de un parámetro contenido en la ecuación del campo de temperatura dentro de un material termo-óptico, de donde se concluye que la difusividad α es la propiedad que determina la velocidad con que la propaga el calor en un medio, y de ésta depende el tiempo en el que el material alcanza el equilibrio térmico; en las curvas de respuesta del sensor de flujo de calor la difusividad modifica la inclinación y curvatura de la pendiente de calentamiento. La conductividad térmica k es el parámetro que determina la viabilidad de un medio para la propagación de calor y se presenta como un factor inversamente proporcional a la intensidad del campo de temperatura, por ende en las curvas de respuesta modifica por ende el valor de la potencia de salida. Se asume que la efusividad e es una impedancia térmica que determina el valor de los coeficientes de reflexión, a partir de las relaciones entre efusividades de los medios contiguos. En las curvas de respuesta la efusividad determina el valor máximo y mínimo de potencia de salida, manteniendo fija la inclinación y curvatura de la pendiente de calentamiento; también la efusividad ocasiona un efecto de saturación debido a un buen o mal acoplamiento de impedancia térmica entre medios vecinos, de manera que establece un límite máximo y mínimo para ceder calor. Por tanto, en las curvas de respuesta se presenta un alto decremento de potencia cuando el valor de e_0 (efusividad del tejido) es cercano a e_1 (efusividad del acrílico), resultado de un buen acoplamiento, lo que permite la propagación del campo térmico en el medio 1. Sin embargo cuando los valores de $e_0 \ll e_1$, se presenta un mal acoplamiento de la impedancia térmica que impide la transmisión del calor entre medios contiguos. Como perspectiva a corto plazo buscando mejorar la metodología de caracterización de las propiedades térmicas de tejido, se propone utilizar el Método del Elemento Finito para obtener numéricamente el valor de la efusividad, difusividad y conductividad térmica de una muestra biológica. Este método numérico permitiría realizar un mejor ajuste con los resultados experimentales que el que se ha presentado en este proyecto de tesis, ya que podría considerar la propagación de calor en un sistema de varios medios. Finalmente se destaca la potencialidad de esta metodología para la caracterización de propiedades térmicas en tejidos, implementada en laboratorios (investigación) y como auxiliar en el diagnóstico médico de enfermedades crónicas degenerativas (ambiente clínico).

Ciudad Universitaria, mayo de 2013.

REFERENCIAS

1. A thermistor based method for measurement of thermal conductivity and thermal diffusivity of moist food materials at high temperatures. *Maarten F. van Gelder*. Tesis doctoral. Virginia Polytechnic Institute and State University. 2008.
2. Measurement of directional thermal properties of biomaterials. *N. C. Bhavaraju, H. Cao, D. Yuan*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 48, No. 2. pp. 261–267. 2001.
3. Measurement of low thermal effusivity of building materials using the thermal impedance method. *D. Defer, E. Antczak, B. Duthoit*. Measurement Science & Technology, Vol.12, No.5, pp. 549-56. 2001.
4. Measurement of the thermal conductivity of carbon nanotube–tissue phantom composites with the hot wire probe method. *S. Sarkar, K. Zimmermann, W. Leng, P. Vikesland, J. Zhang, H. Dorn, T. Diller*. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 39, No. 6, pp. 1745–1758. 2011.
5. Non-destructive measurement of thermal effusivity of a solid and liquid using a freestanding serpentine sensor-based 3ω technique. *L. Qiu, X.H.Zheng, J. Zhu, D. W. Tang*. Review of Scientific Instruments, Vol.82, No.8, 086110 (3 pp.). 2011.
6. Thermal conductivity and diffusivity of biomaterials measured with self-heated thermistors. *J. W. Valvano, J. R. Cochran, K. R. Diller*. International Journal of Thermophysics, Vol. 6. No. 3. pp. 301-311. 1985.
7. Acoustic and thermal properties of tissue. *L. Retat, I. Rivens, G. R ter Haar*. AIP Conference Proceedings, Vol.1481, pp. 282-8. 2012
8. Measurement of thermal and ultrasonic properties of some biological tissues. *M. A. El-Brawany, D. K. Nassiri, G. Terhaar, A. Shaw, I. Rivens, K. Lozhken*. Journal of Medical Engineering & Technology. Vol. 33. No. 3. 249–256. 2009.
9. Measurement of thermal effusivity of human skin using the photoacoustic method. *A. Yoshida, K. Kagata, T. Yamada*. International Journal of Thermophysics. Vol.31. No.10. pp. 2019-2029. 2010

10. Photoacoustic measurement of the thermal effusivity of solids. *G. Benedetto, R. Spagnolo*. Applied Physics A (Solids and Surfaces). Vol. A46. No.3. pp. 169-72. 1988.
11. The application of the photoacoustic technique to the measurement of the thermal effusivity of liquids. *O. Delgado-Vasallo, E. Marin*. Journal of Physics D (Applied Physics). Vol.32. No.5. pp. 593-597. 1999.
12. Photopyroelectric measurement of thermal effusivity of liquids by sample's thickness scan. *D. Dadarlat, C. Neamtu, N. Houriez, S. Delenclos, S. Longuemart, A. H. Sahraoui*. European Physical Journal Special Topics. Vol.153. pp. 115-18. 2008.
13. An application of thermal microscopes to the measurement of thermal effusivity of films. *K. Hatori, K. Suzuki, H. Fukuyama, H. Ohta*. Heat Transfer-Asian Research. Vol.38. No.1. pp. 57-64. 2009.
14. Measurement of thermal effusivity of liquids using a photothermal imager. *K. Sreekumar, V. K. Vaidyan*. Measurement Science & Technology. Vol.17. No.4. pp. 666-9. 2006.
15. Measuring tissue heat penetration by scattered light measurements. *M. Ben-David, R. Cantor, N. Balbul, M. Yehuda, I. Gannot*. Lasers in Surgery and Medicine. Vol. 40. No. 7. pp. 52-57. 2008.
16. Tapered fiber optics sensors for laser medicine. *A. Nikolay, G. Denisov, Sergiy M. Dets, Igor V. Kravchenko*. SPIE Vol. 2928. Pp. 165-174.
17. Thermal diffusivity measurement of solid materials by the pulsed photothermal displacement technique. *G. L. Bennis, R. Vyas, R. Gupta, S. Ang, W. D. Brown*. Journal of Applied Physics Vol. 84. No. 3602. 1998.
18. Photothermal science and techniques. *D. P. Almond, P.M. Patel*. Editorial Chapman & Hall. 1a Edición 1996.
19. Física volumen 1. *R. Resnick, D. Halliday, K. S. Krane*. Compañía Editorial Continental. Cuarta Edición. pp. 622-624. 2001.
20. Sensor de flujo de calor basado en un sistema de fibra óptica en configuración de múltiples reflexiones. *A. Gutiérrez Arroyo*. Tesis de licenciatura. Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional Autónoma de México, 2011.

21. Heat flux sensor based on photothermal beam deflection for thermal characterization of liquids. *G. E. Sandoval-Romero, J. Hernández-Cedillo, E. A. Martínez-Gómez, A. García-Valenzuela, C. Sánchez-Pérez, J. Hernández-Cordero*. *Laser Optics 2003. Proceedings of SPIE Vol. 5478. pp. 274-284. 2004.*

22. Heat flux measurement in biological tissues by photothermal beam deflection. *C. Sánchez-Pérez, A. Gutiérrez-Arroyo, N. Alemán-García*. *American Institute of Physics (AIP) Conf. Proc. 1494, pp.62-65. 2012.*

Obtención y caracterización de colágena tipo I a partir de tendón bovino.
K. Gómez-Lizárraga, C. Piña-Barba, N. Rodríguez-Fuentes. *Superficies y Vacío Vol. 24 No.4. pp. 137-140. Diciembre de 2011.*

Apéndice A

```
%Programa que calcula la deflexión fototérmica
% en un sensor de flujo de calor basado en un
% sistema de fibra óptica, utilizando el modelo de
% onda térmica. Se consideran los medios: aire-
%acrílico-aire
%clear;
%close all;clc;

d=0.013; %Ancho del bloque de acrilico x=0.35*d;
Q=22.5; %Flujo de calor teórico aplicado
k=0.188;%Conductividad termica del acrilivo
a1=0.18e-6;%Difusividad térmica del acrilico
e0=55;% Efusividad del aire
e1=110;%Efusividad del acrílico

tmax=1050;
t=1:tmax; Txp=t;
tN=1:tmax-410;
tt=1:410; tt=tt*0;

b10=e0/e1;
R1=(1-b10)/(1+b10);

e2=55; %Efusividad del medio 2(aire)
b12=e2/e1;
R2=(1-b12)/(1+b12);%Coef. De Reflexion Termica
trans=1-R1;%Coeficiente de Transmision
Txr=0; Txra=0; Txf=0; Txfb=0;
    for n=0:1:150,
        Txr=Txr+(Q/k)*R2*((R2*R1)^n)*(1-
erf(((2*n+1)*d+(d-x))*(1/2)*sqrt(1./(a1*t))));%Term.
derecho ec
        Txra=Txra-(Q/k)*R2*((R2*R1)^n)*(1-
erf(((2*n+1)*d+(d-x))*(1/2)*sqrt(1./(a1*tN))));
        Txf=Txf-(Q/k)*((R2*R1)^n)*(1-
erf((2*n*d+x)*(1/2)*sqrt(1./(a1*t))));
```



```

        Txfb=Txfb+(Q/k)*((R2*R1)^n)*(1-
erf((2*n*d+x)*(1/2)*sqrt(1./(a1*tN))));

        TxrN=[tt, Txra];
        TxfN=[tt, Txfb];
        Tx=Txf+TxfN+Txr+TxrN;
        TT=-Tx*trans;%Campo de temp considerando el
tejido
        %plot(t, TT);
        Txp=[Txp;Tx];
        end
        %%%Respuesta al sensor de Angulo
        nto=1e-4;% Uno entre "n" por coef. termo-opt
acrilico
        L=0.066;%Longitud bloque acrilico en metros
        teta=-TT*nto*L;
        % figure
        %plot(t,teta)

        %%%Calculando Pout como la integral de
recubrimiento
        f=4500;% Distancia focal colimador
        h=teta*f;%Corrimiento del nucleo de la fibra

        we=10;%Diametro del campo electrico
        wI=we/sqrt(2);
        % Io=1e-3;%Intensidad de la fuente laser 1550 nm
        % r=4e-4;% Radio de la f.o.
        %xi=0:1e-4:5.5e-3;%Vector eje x

        R=5;%Radio del nucleo de la fibra del colimador
de recepcion
        w=7.8;%Diametro del modo fund en la fibra
monomodo corning
        x=[-R:2*R/1000:R];%Intervalo de dist para la eval
de la int
        deltax= 2*R/1000;%Paso para evaluar la integral
        Io=(1/sqrt(pi/2)*w)^2;%Intensidad del haz
gaussiano

```

```

for K=1:1:size(h,2)
    Y=Io*(w/sqrt(2))*sqrt(pi).*(exp(-(h(K)-
x).^2)./(w^2/2)).*erf(sqrt(R^2-x.^2)));
    Z(K)=trapz(x,Y);
end
%figure
%plot(t,Z)
%xlabel('Tiempo[s]');
%ylabel('Intensidad[u.a]');

Zn=Z./max(Z);
hold on;
plot(t,Zn,'g','LineWidth',2);grid on;
xlabel('Tiempo[s]');
ylabel('Intensidad[u.a]');

Zu=Zn';

```

Apéndice B

APPENDIX A

THERMAL CONDUCTIVITY DATA FOR SPECIFIC TISSUES AND ORGANS FOR HUMANS AND OTHER MAMMALIAN SPECIES

Professor Kenneth R. Holmes

<u>TISSUE</u>	<u>k (W/mK)</u>	<u>%H₂O</u>	<u>Reference</u>
Kidney whole (rabbit)	.502	81	6
whole (rabbit)	.495		16
whole (human)	.543	84	4
cortex (rabbit)	.465 - .490 (n=7)	76.6 - 79.8	1
cortex (dog)	.491		16
cortex (human)	.499		16
medulla (rabbit)	.502 - .544 (n=7)	82.0 - 86.0	1
medulla (dog)	.507		16
medulla (human)	.499		16
Aorta human	.476 ± .041 (SD) (n=12)		2
Arterial plaque			
fatty	.484 ± .044 (SD) (n=13)		2
fibrous	.485 ± .022 (SD) (n=12)		2

	calcified	.502 ± .059 (SD) (n=17)		2
Artery	femoral (dog)	.391		2
	carotid (dog)	.448		2
Blood	whole	.505		10
	whole (human)	.492 ± .009 (SD) (n=10)		5
	plasma	.582		10
	plasma (human)	.570 ± .010 (SD) (n=10)		5
Spleen	(human)	.543	80	4
Liver	(rabbit)	.493	72	6
	(rat)	.498 - .528 (n=4)		3
	(sheep)	.495 ± .017 (SD) (n=9)		5
	(dog)	.550 ± .010 (SD) (n=7)		5
	(dog)	.574		11
	(pig)	.498		16
	(human)	.469		16
	(human)	.564	77	4
Heart	(rat)	.521 - .531 (n=2)		3
	(dog)	.527		11
	(dog)	.487		16
	(pig)	.484		16
	(human)	.493		16
	(human)	.585	81	4

<u>TISSUE</u>		<u>k (W/mK)</u>	<u>%H₂O</u>	<u>Reference</u>
Muscle	(rat)	.505 - .530 (n=7)		3
	(cow)	.410 - .426		7
	(pig)	.518 - .618		7
	(pig)	.460		17
	(sheep)	.478 ± .019 (SD) (n=10)		5
Fat (cow)	(cow)	.185 - .233		7
	(cow)	.222		17
	(pig)	.317 - .402		7
	(pig)	.159		17
	blubber (Minke whale)	.200 - .280	3 - 30	8
	blubber (Harp seal)	.190 ± .010		9
	(human)	.201 - .217		17

Brain	whole	.527	78	4
	cerebral cortex	.564	83	4
	cerebral cortex	.504		16
	white matter	.502	71	4
Tumor	periphery	.511		11
	core	.561		11
	colon cancer (human)	.545		16
Bone		.410 - .630		15
Skin		.210 - .410		15
	crocodile, middle of back	.432		12
	crocodile, tail, ventral	.334		12
	epidermis			
	foot pad (cat)	.116 - .290		13
	(hydrated)	.295 - .580		13
	elephant (freeze/thaw)	.475	62.5	14
	rhinoceros "	.452	60.1	14
	Giraffe (formalin fixed)	.442	60.0	14
	epidermis (human)	.209		17
epidermis (pig)	.209		17	
dermis (human)	.293 - .322		17	
Pure water		.627		17
c = [%H ₂ O + 0.4 * (100 - %H ₂ O)] * 41.9 J/kg K				4
ρ = 1.05(10 ³) kg/m ³				4

- Holmes, KR, W Ryan and MM Chen. Thermal conductivity and H₂O content in rabbit kidney cortex and medulla. *J. Therm. Biol.* 8, 311-313, 1983.
- Valvano, JW and B Chitsabesan. Thermal conductivity and diffusivity of arterial wall and atherosclerotic plaque. *Lasers Life Sci.*, 1, 219-229, 1987.
- Valvano, JW, JT Allen and HF Bowman. The simultaneous measurement of thermal conductivity, thermal diffusivity, and perfusion in small volumes of tissue. *ASME 81-WA/HT-21*, 1981.
- Cooper TE and GJ Trezek. Correlation of thermal properties of some human tissue with water content. *Aerospace Med.* 42, 24-27, 1971.
- Balasubramaniam, TA and HF Bowman. Thermal conductivity and thermal diffusivity of biomaterials: A simultaneous measurement technique. *J. Biomech. Engr.* 99, 148-154, 1977.
- Grayson, J. Internal calorimetry in the determination of thermal conductivity and blood flow. *J. Physiol.* 118, 54-72, 1952.