



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**CARACTERIZACIÓN DE PROPIEDADES TÉRMICAS
DE TEJIDOS BIOLÓGICOS POR DEFLEXIÓN
FOTOTÉRMICA**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERA EN TELECOMUNICACIONES**

P R E S E N T A:

NATHALIE ALEMÁN GARCÍA



**DIRECTORA DE TESIS:
DRA. CELIA A. SÁNCHEZ PÉREZ**

Ciudad Universitaria

2014



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.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional Autónoma de México, institución a la que siempre perteneceré. A la Facultad de Ingeniería, por la formación profesional que me brindó.

Al Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico, especialmente al Grupo de Sensores Ópticos y Eléctricos y al Dr. Eduardo Sandoval Romero, por todo el apoyo brindado durante la realización del presente trabajo.

A mi directora de tesis, la Dra. Celia Sánchez Pérez por su orientación y apoyo en todos los aspectos.

A mis sinodales, por su tiempo y dedicación en la revisión de este trabajo.

A la Dra. Cristina Piña Barba, del Instituto de Investigaciones en Materiales, por la asesoría y las facilidades brindadas en la parte experimental del trabajo y por su excelente y admirable calidad humana.

A Erik y Mauricio porque en todos estos años su amistad ha sido un apoyo incondicional para mi formación profesional y personal.

A la Dirección General de Asuntos del Personal de Académico (DGAPA), de la UNAM, por el apoyo brindado a través del Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT), en el proyecto IT100612 titulado: *"Sistema óptico para la determinación de propiedades térmicas de tejido biológico"*.

A todas aquellas personas quienes, directa o indirectamente, tuvieron alguna contribución para que esto sea posible.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS	vi
ÍNDICE DE TABLAS	viii
PREFACIO	ix

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

1.1. Motivación.....	1
1.2. Antecedentes.....	2

Capítulo 2. GENERALIDADES

2.1. Calor.....	9
2.1.1 Transferencia de calor.....	10
Conducción.....	11
Convección	12
Radiación	13
2.1.2. Conductividad térmica.....	15
2.1.3 Flujo de calor.....	15
2.2 Efecto fototérmico.....	16
2.3 Deflexión fototérmica.....	17
2.4 Sensor de flujo de calor basado en fibra óptica.....	19
2.4.1 Fibra óptica.....	20
Modos de propagación en la fibra óptica	23
2.4.2 Dispositivos ópticos presentes en el sensor de flujo de calor.....	24
Fuente óptica.....	24
Detector óptico	25
Colimadores ópticos.....	26

Capítulo 3. SENSOR DE FLUJO DE CALOR

3.1 Principio de funcionamiento	27
3.2. Montaje experimental.....	27
3.3. Calibración del sensor de flujo de calor	30
3.4. Pruebas de repetibilidad	35

Capítulo 4. PROPIEDADES TÉRMICAS EN TEJIDO BIOLÓGICO

4.1. Método de caracterización	37
4.2 Resultados experimentales con tejido aviar.....	38
4.3 Resultados experimentales con tejido compuesto por colágena	39
4.3.1 Tendón bovino.....	40
4.3.2 Cortes direccionales de tendón bovino	41
4.3.3 Resultados experimentales con tejidos compuestos por diferentes tipos de colágena	44
4.4 Medio para la conservación del tejido	46
4.4.1 Tejido en agua tridestilada	46
4.4.2 Tejido en una solución de fosfato salino (<i>BPS</i>).....	47
4.4.3 Tejido en formol	49

CONCLUSIONES	51
---------------------------	----

TRABAJO A FUTURO	543
-------------------------------	-----

BIBLIOGRAFÍA	554
---------------------------	-----

ÍNDICE DE FIGURAS

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

Figura 1.1. Sistema de medición por calorimetría directa	3
Figura 1.2. Sonda con termistores para la medición direccional de propiedades térmicas en tejido	4
Figura 1.3. Micro sensor de flujo de calor	5
Figura 1.4. Arreglo de sensores microelectrónicos	6
Figura 1.5. Sistema para la medición de flujo de calor basado en fibra óptica	7
Figura 1.6. Sistema de placas planas	8

Capítulo 2. GENERALIDADES

Figura 2.1. Flujo de calor por conducción en un material con un gradiente de temperatura ...	11
Figura 2.2. Transmisión de calor por convección térmica	13
Figura 2.3. Transmisión de calor por radiación térmica	14
Figura 2.4. Flujo de calor en un material de longitud l	16
Figura 2.5. Ilustración del efecto fototérmico	17
Figura 2.6. Deflexión fototérmica. Efecto Óptico Mirage	18
Figura 2.7. Variación del índice de refracción y temperatura en un material con respecto a x	18
Figura 2.8. Elementos en el sensor de flujo de calor	19
Figura 2.9. Ventanas de transmisión	21
Figura 2.10. Estructura de una fibra óptica	22
Figura 2.11. Elementos presentes en el fenómeno de reflexión de la luz	22
Figura 2.12. Elementos presentes en el fenómeno de refracción de la luz.....	23
Figura 2.13. Campo modal en una guía con índice escalonado	24
Figura 2.14. Espectro de emisión láser a 1550 [nm]	25
Figura 2.15. Colimación de un haz de luz	26

Capítulo 3. SENSOR DE FLUJO DE CALOR

Figura 3.1. Elementos en el montaje del sensor de flujo de calor	28
Figura 3.2. Desacoplamiento de los perfiles de intensidad del haz de luz y el área de colimación	29
Figura 3.3. Elementos en la descripción de la transmitancia óptica	31
Figura 3.4. Respuestas del sensor aplicando diferentes pulsos de calor	33
Figura 3.5. Recta de calibración del sensor de flujo de calor	35

Figura 3.6. Respuesta del sensor bajo condiciones constantes, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$	36
---	----

Capítulo 4. PROPIEDADES TÉRMICAS EN TEJIDO BIOLÓGICO

Figura 4.1. Elementos en el montaje del sensor de flujo de calor para la caracterización de una muestra de tejido biológico	38
Figura 4.2. Curva de conducción de calor en tres tejidos diferentes aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$	39
Figura 4.3. Curvas de conducción de calor en tendón bovino, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$	40
Figura 4.4. (a) Corte de tendón bovino en sentido vertical. (b) Corte de tendón bovino en sentido horizontal	41
Figura 4.5. Curvas de conducción de calor en un corte de tendón bovino vertical, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$	42
Figura 4.6. Curvas de conducción de calor en tendón bovino horizontal, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$	43
Figura 4.7. Comparación entre un corte horizontal y un corte vertical de tendón bovino, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$	44
Figura 4.8. Comparación entre las curvas de conducción de calor usando tráquea de cerdo y tendón bovino; aplicando el mismo pulso de calor	45
Figura 4.9. Curvas de conducción de calor en hígado de pollo sumergido en agua tridestilada, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$	47
Figura 4.10. Curvas de conducción de calor en hígado de pollo sumergido en <i>BPS</i> , aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$	48
Figura 4.11. Curvas de conducción de calor en hígado de pollo sumergido en formol, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$	50

ÍNDICE DE TABLAS

Capítulo 2. GENERALIDADES

Tabla 2.1. Conductividad térmica de algunos materiales sólidos.....	15
---	----

Capítulo 3. SENSOR DE FLUJO DE CALOR

Tabla 3.1. Características de los elementos presentes en el montaje del sensor.....	30
Tabla 3.2. Cálculo del flujo de calor aplicado en función a diferentes posiciones del <i>dimmer</i>	32
Tabla 3.3. Variación entre los mínimos de las respuestas al aplicar diferentes flujos de calor.....	34
Tabla 3.4. Decremento de potencia, ΔP , en función del flujo de calor aplicado.....	34

P R E F A C I O

El presente trabajo fue desarrollado en el Grupo de Sensores Ópticos y Electrónicos del Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET) de la UNAM, bajo la dirección de la Dra. Celia A. Sánchez Pérez. En él se propone un método de sensado de conducción de calor en diferentes materiales con la finalidad de caracterizar sus propiedades térmicas.

En la actualidad los sensores tienen un papel fundamental en la implementación de múltiples sistemas de uso común en la vida cotidiana, permiten conocer variables de un entorno y por lo tanto resultan indispensables en el desarrollo de técnicas de instrumentación, procesos experimentales y de nuevas tecnologías. Particularmente, el área biomédica demanda nuevas técnicas para el diagnóstico temprano y preciso y exacto de enfermedades.

El área de los sensores enfoca su utilidad a determinar parámetros importantes en la experimentación, control y monitorización de diferentes procesos y en la caracterización de los materiales.

El campo de la óptica se ha involucrado en aplicaciones de sensores, principalmente por ofrecer mediciones con una buena sensibilidad e inmunidad a efectos de interferencia electromagnética, dicho problema se presenta frecuentemente en las implementaciones electrónicas. Es importante mencionar que los sensores ópticos también presentan ventajas de portabilidad, resistencia y bajo costo. Dentro de los trabajos publicados recientemente se presentan técnicas para la medición de propiedades térmicas usando implementaciones basadas en fibra óptica o en termopares. Los sensores de flujo de calor se presentan como una variante en este ámbito.

En el presente trabajo, se describe el funcionamiento de un sensor diseñado con la finalidad de medir la conducción de calor, característica particular de cada material. El objetivo primordial del diseño es confirmar la viabilidad del dispositivo para implementarse como sistema de medición y caracterización de propiedades termo-ópticas en tejido biológico con base en el principio de la deflexión fototérmica, ofreciendo alta sensibilidad. Este proceso de caracterización será posible gracias al análisis de la conducción de calor del tejido. Las propiedades térmicas, determinadas por los atributos físicos de los tejidos biológicos, pueden asociarse con alteraciones morfológicas y de composición.

Se describirán los procedimientos realizados para lograr la caracterización del sensor, así como la de los dispositivos que lo integran. Finalmente, se presentarán los resultados obtenidos al realizar mediciones en diferentes muestras de tejido biológico. Así mismo, se espera obtener de estos resultados información sobre la conducción de calor en el tejido a caracterizar y así

determinar la aplicabilidad de esta técnica para la monitorización complementaria de alteraciones del tejido relacionadas con alguna patología o padecimiento.

El trabajo se divide en cuatro capítulos. Inicialmente, se introducirá al lector al estado del arte y las motivaciones principales para desarrollar y dar continuidad a este proyecto enfocándolo a la caracterización de tejido biológico.

En el segundo capítulo, se hará una breve mención de los principios y fenómenos físicos en los que el sensor basa su funcionamiento; principalmente se abordarán los conceptos de calor, deflexión de un haz de luz por efecto fototérmico y propagación de la luz.

En el capítulo tres se mostrará el montaje del sensor basado en la deflexión fototérmica. También, se integran las pruebas necesarias para la calibración del dispositivo y las pruebas de repetibilidad que sirven para validar su funcionamiento.

Finalmente, en el capítulo cuatro, se describe el método para la caracterización del tejido biológico y las pruebas realizadas. Se inicia con la experimentación en tejido aviar comercial; al confirmar que la sensibilidad del dispositivo es suficiente para diferenciar entre órganos distintos, se prosigue con pruebas en cortes direccionales de tendón bovino y con la experimentación con tejidos (tráquea de cerdo y tendón bovino) compuestos por diferentes tipos de colágena. También, en este capítulo y como trabajo paralelo, se muestran las pruebas realizadas para encontrar un medio de conservación óptimo para las muestras biológicas, es decir, que evite lo más posible su descomposición y alteración natural.

El escrito concluye con el análisis de cumplimiento de objetivos, interpretaciones generales de los resultados obtenidos a lo largo de este trabajo, oportunidades de mejora para el montaje y pruebas, y el posible trabajo a futuro.

C A P Í T U L O 1

INTRODUCCIÓN

En este capítulo se introduce de manera breve al lector con la finalidad de que pueda conocer la justificación y motivación del presente trabajo, además se muestra el panorama en cuanto a los distintos trabajos que se han publicado recientemente.

1.1. MOTIVACIÓN

La evaluación del estado de un tejido puede llevarse a cabo caracterizando su conducción de calor. Las propiedades térmicas determinadas por los atributos físicos de los tejidos biológicos pueden asociarse con alteraciones estructurales y de composición causadas por procesos degenerativos. En estos argumentos se basa la motivación de este proyecto, en el cual se busca distinguir la conducción de calor en tejido aviar y bovino utilizando una técnica de medición basada en el principio de la foto-deflexión.

El montaje experimental del sensor utiliza un sistema de fibra óptica para la medición de la deflexión. El sensor cuantifica el cambio de potencia de un haz de luz ocasionado por el desacoplamiento del perfil modal en la fibra debido a la deflexión del haz que se origina cuando éste se propaga por un material expuesto a un gradiente de temperatura.

Frente al panorama de las técnicas actuales para medir flujo de calor, se distinguen inconvenientes como la necesidad de incluir instrumentos de medición complicados y costosos. El montaje propuesto tiene como cualidad la simplicidad; adicionalmente, la metodología para la caracterización del tejido empleada no implica repeticiones prolongadas, ya que se ha reportado que, en muestras biológicas expuestas a temperatura y humedad sin controlar, las propiedades térmicas se ven alteradas después de 15 minutos. También, se ha considerado que la muestra biológica debe mantenerse a una temperatura no mayor de los 40 [°C] ya que existe un proceso de degradación cuando se superan estas temperaturas; por lo que en las pruebas descritas en este trabajo el incremento de temperatura, debido al calor aplicado en las muestras, no supera los 6 [°C]. Adicionalmente, se plantea que en el dispositivo puesto en marcha se tenga la posibilidad de realizar pruebas no destructivas en muestras de tejido biológico.

1.2. ANTECEDENTES

La revisión del estado del arte respecto al diseño de sensores y sistemas para la medición de flujo de calor permite distinguir principalmente dos clases de sensores, los cuales se describen a continuación.

a) Sensores basados en termopares y termopilas. Efectúan la medición de temperatura en varios puntos de una muestra para, posteriormente, obtener indirectamente el parámetro de interés; además el uso de termopares para medir temperatura se ve limitado por efectos indeseables e inherentes al sistema que se desea medir, ejemplo de ello son: la radiación de interferencia y temperaturas muy altas que salen del rango de medida del instrumento.

b) Sensores basados en sistemas de fibra óptica. Son aquellos que experimentan una variación en los parámetros del haz de luz que viaja a través de una fibra óptica cuando se presenta un cambio en la temperatura (gradiente de temperatura). La principal ventaja de este tipo de sensores radica en su gran sensibilidad y alta inmunidad a efectos externos al sistema que se desea medir.

Con la finalidad de presentar al lector la justificación del sensor propuesto, a continuación se resumen brevemente algunos trabajos publicados recientemente.

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO PARA MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR APLICANDO CALORIMETRÍA DIRECTA: SENSADO POR FLUJO DE CALOR (Cadena, O. 2008) [1]

Es un dispositivo enfocado al diagnóstico y monitorización de las variaciones metabólicas en personas a partir de la medición del flujo de calor. Este equipo debe satisfacer criterios como: seguridad, precisión, movilidad, ergonomía y bajo costo.

Se aprovecha el avance en la fabricación de sensores de flujo de calor y utilizan un sensor comercial marca *CAPTEC* en el cual se emplea el método de calorimetría directa y funciona a partir de una termopila creada en configuración de placas paralelas. El sensor genera una señal de voltaje proporcional al flujo de calor que se mide. Las características del instrumento son las siguientes:

- Sensibilidad = 7.5 a 11.5 [$\mu\text{V}*(\text{W}/\text{m}^2)$]
- Rango de operación del sensor *CAPTEC* = -180 a 200 [$^{\circ}\text{C}$]
- Área = 25 [cm^2]

El sistema obtiene los datos del sensor de flujo de calor y, después de una etapa de filtrado y acondicionamiento de la señal, son enviadas por medio de comunicación *Bluetooth* a dispositivos externos, gracias a las funciones de un micro-controlador. En la figura 1.1 se muestra el diagrama de bloques del prototipo de medición por calorimetría directa.

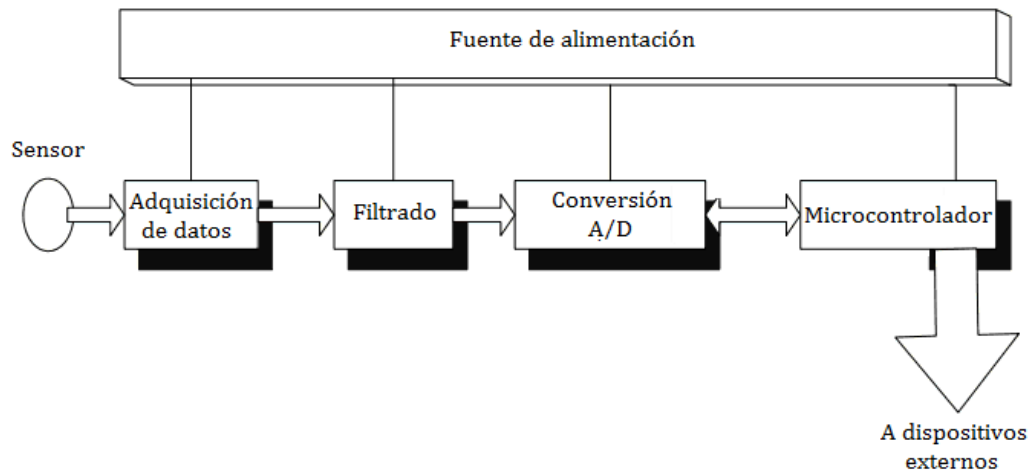


Figura 1.1. Sistema de medición por calorimetría directa [1].

Para el desarrollo de las pruebas de calibración se usan focos de tungsteno que transforman casi en su totalidad la potencia eléctrica que consumen en calor. Se toman diferentes valores de potencia suministrada al foco, esto produce un voltaje a la salida del sensor y con este valor es posible deducir el flujo de calor.

Una vez que se tiene calculado el valor de flujo de calor total, se procede a calcular el valor de la potencia registrada, a fin de realizar un análisis comparativo respecto a la potencia suministrada.

MEDICIÓN DE PROPIEDADES TERMICAS DIRECCIONALES DE BIOMATERIALES (*MEASUREMENT OF DIRECTIONAL THERMAL PROPERTIES OF BIOMATERIALS*) (Bhavaraju, N. 2001) [2]

En este trabajo se presenta una técnica experimental para medir direccionalmente la conductividad térmica de corazón porcino. Para ello se utilizaron un par de termistores; el primero calienta la muestra y el segundo es utilizado como sensor de temperatura colocándolo a una distancia de 2.5 [mm]. Se determinó experimentalmente la relación entre la potencia suministrada por el primer termistor y el aumento de la temperatura registrado por el segundo termistor. Esta relación se usó para caracterizar la conductividad térmica del material a lo largo de la línea que une a los termistores.

El tiempo total de calentamiento es de 30 [s], lapso en el que se alcanza una temperatura de aproximadamente 50 [°C] en la muestra.

Es necesario procesar las señales para eliminar errores debidos al cambio de temperatura en la línea base, para ello se utilizó un amplificador de instrumentación con filtros pasa-bajos, convertidores analógico-digital y una computadora para el registro de los datos. La integración de estos dispositivos representa un sistema complejo de medición.

La figura 1.2 muestra el montaje experimental del sensor.

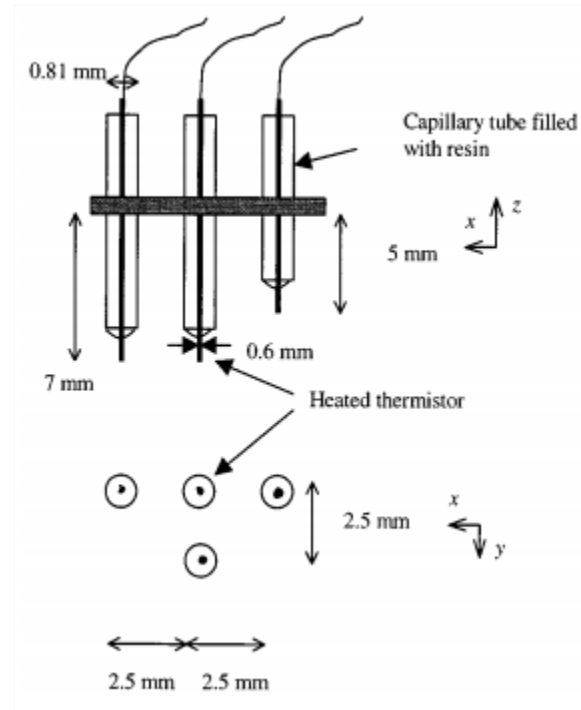


Figura 1.2. Sonda con termistores para la medición direccional de propiedades térmicas en tejido [2].

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN MICROSENSOR DE FLUJO DE CALOR (*DESIGN AND FABRICATION OF MICRO HEAT FLUX SENSOR*) (Chun, J. 2009) [3]

Se presenta un prototipo diseñado para la medición de cantidades pequeñas de flujo de calor en medios en donde la transferencia de calor se realiza por medio de la convección. El flujo de calor se recibe en una pared dopada de oro y posteriormente, es medido a partir de la diferencia de temperatura que se presenta en la juntura de un termopar de níquel-cromo (Ni - Cr) a partir de un voltaje de salida. La sensibilidad radica en colocar ortogonalmente al sensor con respecto a la dirección del flujo de calor emitido por la pared dopada. Las características principales de este esquema son las siguientes:

- Sensibilidad = 0.1 a 10 [$\mu\text{V} \cdot (\text{mW}/\text{cm}^2)$]
- Rango = 20 a 350 [mW/cm^2]

En la figura 1.3 se muestran los componentes principales del micro-sensor de flujo de calor.

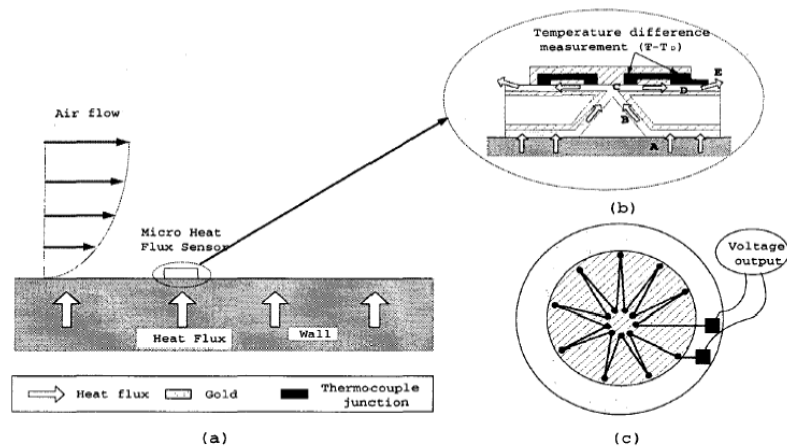


Figura 1.3. Micro sensor de flujo de calor [3].

ARREGLO 3X3 DE SENSORES DE FLUJO DE CALOR PARA LA MEDICIÓN DE TEMPERATURA EN CIRCUITOS INTEGRADOS (3X3 HEAT-FLUX SENSOR ARRAY FOR THE THERMAL MEASUREMENT OF IC PACKAGES) (Kollar, E. 2003) [4]

En este trabajo se describe un arreglo de tres columnas y tres filas de sensores micro-electrónicos de flujo de calor. Con dicho arreglo es posible medir flujos de calor parciales en un sistema. El arreglo de sensores mantiene la estructura de sobreposición de elementos, lo que hace posible recuperar la señal de salida únicamente en un lado del arreglo. Se utilizan como elementos sensores de temperatura a dos termopares, de los cuales su voltaje de salida es proporcional al flujo de calor. Las características del arreglo propuesto son las siguientes:

- Sensibilidad = $165[\mu\text{V}(\text{W}/\text{m}^2)]$
- Área del arreglo = $25[\text{mm}^2]$

En la figura 1.4 se muestra el arreglo de sensores utilizado para la medición de temperatura en circuitos integrados.

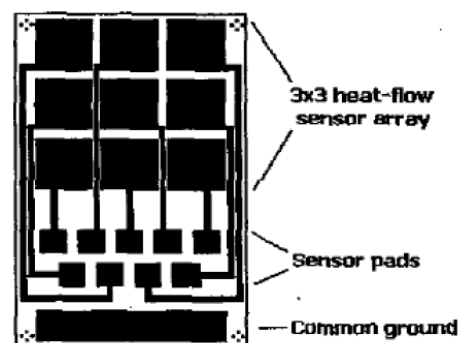


Figura 1.4. Arreglo de sensores micro-electrónicos [4].

SISTEMA DE FIBRA ÓPTICA PARA MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR (*FIBER-OPTIC SYSTEM FOR HEAT FLUX MEASUREMENT*) (Shen, Y. 2004) [5]

En este artículo se presenta un sistema de sensado de flujo de calor que involucra la medición de una diferencia de temperaturas en dos puntos separados por una distancia L , en un material con conductividad térmica conocida, k . En dicho material el flujo de calor es directamente proporcional a la diferencia de temperatura entre los dos puntos.

El sistema de sensado se compone de dos configuraciones diferentes usando en fibra óptica: un termómetro basado en el tiempo de fluorescencia en una fibra y un termómetro basado en rejillas de Bragg.

Para monitorizar el flujo de calor a través del medio se colocaron al mismo tiempo los dos sistemas de prueba. El experimento se realiza en el horno que alcanza una temperatura máxima de 1400°C , y partiendo de temperatura ambiente se eleva la temperatura y hasta llegar a los 1100°C . Después de un largo tiempo de estabilización, se enfría hasta que nuevamente regresa a temperatura ambiente. Los cambios de temperatura medidos en dos puntos son registrados usando ambos sistemas y con estos datos es calculado el flujo de calor. Para evaluar el efecto del medio usado con conductividad k , se llevaron a cabo una serie de mediciones utilizando aire y partículas de silicio.

El termómetro basado en la fluorescencia utiliza dos diodos laser que operan a 785 [nm] controlados por separado mediante un dispositivo PLD (*Phase Lock Detection*). La relación entre el tiempo de vida de la fluorescencia en la fibra y la temperatura fue calibrada en el sistema. Los cambios de temperatura son recolectados en una computadora para su análisis.

El principio del sensor basado en rejillas de Bragg consiste en medir la longitud de onda reflejada de la luz que viaja por fibra óptica cuando hay un cambio de temperatura. Los cambios en la reflexión son detectados mediante un analizador de espectros ópticos. La fibra es colocada en un tubo de aluminio para poder incrementar la temperatura en el medio de propagación sin afectar las características de operación de éste.

En la figura 1.5 se ilustra la configuración del sistema de sensado utilizando los dos esquemas de medición descritos.

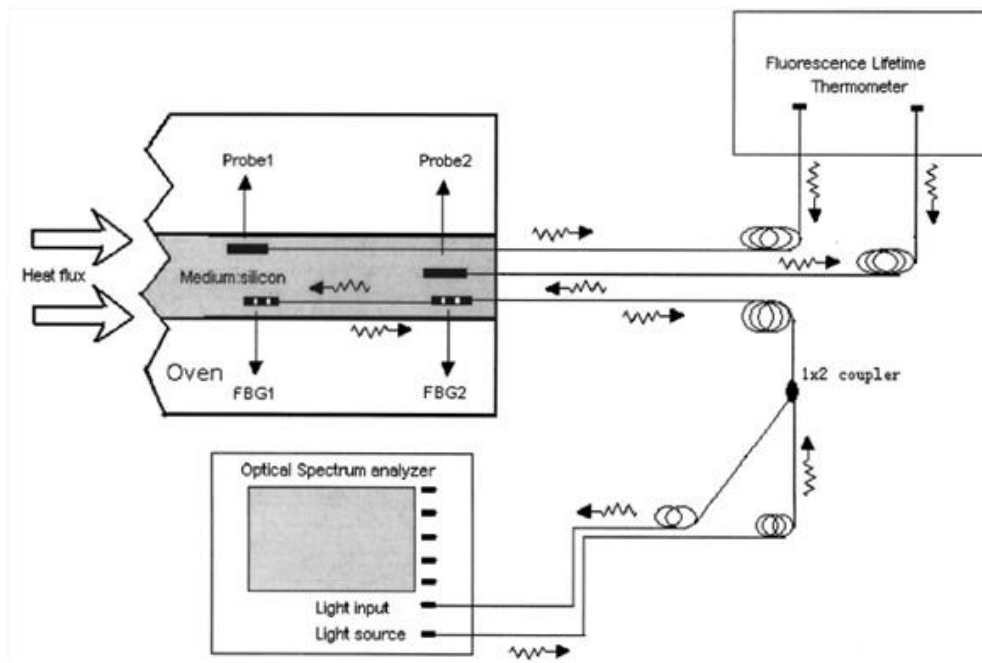


Figura 1.5. Sistema para la medición de flujo de calor basado en fibra óptica [5].

Durante el proceso de medición, ambos sistemas obtuvieron respuestas similares. Sin embargo, los problemas en la medición se deben en gran medida a la convección del calor en el tubo de prueba donde se localizaban los sensores. El efecto de la difusión y convección en la medición de flujo de calor y el valor de la conductividad del material no se determinan con precisión en el trabajo.

NUEVO SENSOR DE FLUJO DE CALOR DE PLACAS PLANAS PARA MEDICIONES DE ALTA PRECISIÓN (A NOVEL TEMPERATURE BASED FLAT-PLATE HEAT FLUX SENSOR FOR HIGH ACCURACY MEASUREMENT) (Dongxiao, L. 2009) [6]

La propuesta de este trabajo es un sensor en configuración de placas planas usado para un sistema de control *PID* (*Proporcional Integral Derivativo*) térmico. El sensor consiste en una placa de cobre, el cual es buen conductor, y una de nylon, que por el contrario es un material que se comporta como aislante térmico. Dichas placas se utilizan para establecer una diferencia de temperatura entre ellas, cada una contiene dos detectores de resistencia térmica *RTD* (*Resistance Temperature Detector*) que fungen como los transductores del sensor.

En esta propuesta se utiliza la ley de conducción de Fourier para el cálculo final de flujo de calor. Es importante mencionar que la sensibilidad de este sensor es de: 0.001 a 0.01 [K/(W/m²)]. En la figura 1.6 se muestra el esquema de funcionamiento del sensor.

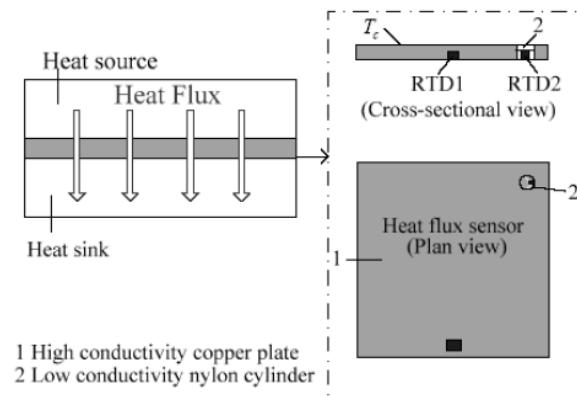


Figura 1.6. Sistema de placas planas [6].

En los trabajos presentados se pueden destacar ventajas como alta sensibilidad y comunicación inalámbrica en los sistemas que hacen portable al equipo. Sin embargo, también se observan desventajas, como falta de repetibilidad en las mediciones debido a efectos no controlados en la conducción de calor. También, el uso de dispositivos sofisticados hace costosa y complicada la implementación de los sensores. Finalmente, en la mayoría de los experimentos descritos para la medición de flujo de calor, se reportan temperaturas alcanzadas en las muestras que se caracterizan mayores a los 50 °C. Esta particularidad impide que los sensores sean utilizados para la caracterización de muestras biológicas, ya que a esta temperatura, el tejido pierde sus propiedades naturales.

Una vez dada la justificación y realizada la revisión al estado del arte del presente trabajo, en el siguiente capítulo se abordarán los conceptos teóricos necesarios para comprender el funcionamiento del sensor propuesto.

C A P Í T U L O 2

GENERALIDADES

El sensor de flujo de calor propuesto en la presente tesis tiene como objetivo determinar cómo es que la composición y estructura de los materiales se relaciona directamente con su conducción de calor. Para abordar los temas del diseño y experimentación con el sistema es necesario introducirse en algunos conceptos que sustentan el principio de operación del dispositivo.

2.1. CALOR

El calor representa la cantidad de energía que un cuerpo, de temperatura mayor, transfiere a otro como consecuencia de una diferencia de temperatura entre ambos. El tipo de energía que se pone en juego en los fenómenos caloríficos se denomina energía térmica. El carácter energético del calor lleva consigo la posibilidad de transformarlo en trabajo mecánico. Sin embargo, la naturaleza impone ciertas limitaciones a este tipo de conversión, lo cual hace que sólo una fracción del calor disponible sea aprovechable en forma de trabajo útil.

El matemático y físico francés Jean Baptiste Joseph Fourier (1768-1830) fue pionero en el estudio de la transferencia del calor en sólidos y fue quien dedujo la denominada Ecuación del Calor, que consiste en una ecuación en derivadas parciales cuya versión tridimensional se muestra en la expresión 2.1 [7].

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \alpha \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2.1)$$

Donde $u(x,y,z,t)$ representa la temperatura en cada punto del interior de un material en cada instante y α es una constante llamada difusividad térmica. Este valor depende de cada material e indica qué tan rápido un material reacciona a un cambio de temperatura.

Las nociones científicas de calor y temperatura se apoyan en una idea intuitiva. Así, esa sensación fisiológica revelada por el tacto, que permite clasificar los cuerpos en fríos y calientes, da lugar a la idea de temperatura y por extensión a la de calor. Sin embargo, la física va más allá de estas nociones intuitivas y busca representaciones que puedan ser expresadas en forma numérica, esto es, como magnitudes o atributos medibles.

La experiencia demuestra que cuando dos cuerpos, uno frío y otro caliente, se ponen en contacto durante un tiempo prolongado, terminan por alcanzar un estado de equilibrio entre ambos, el cual se denomina equilibrio térmico, en este punto, ambos cuerpos tienen la misma temperatura.

La teoría cinético-molecular de la materia recibe ese nombre porque admite que las diferentes partículas, átomos y moléculas, que constituyen las sustancias están en continuo movimiento. En los cuerpos sólidos este movimiento es de vibración en torno a puntos fijos o de equilibrio. En los gases el movimiento es desordenado y zigzagueante, a consecuencia de los choques de las moléculas del gas entre sí y con el recipiente que las contiene. En los líquidos, como fase intermedia, pueden darse ambos tipos de movimientos moleculares. La teoría establece que la energía asociada a esos movimientos moleculares internos es la responsable de los fenómenos caloríficos.

La energía térmica es la forma de energía que interviene en los fenómenos caloríficos, cuando dos cuerpos a diferentes temperaturas se ponen en contacto, el cuerpo “caliente” comunica energía al cuerpo “frío”; el tipo de energía que se cede de un cuerpo a otro, como consecuencia de una diferencia de temperaturas, es precisamente la energía térmica. La idea sobre la temperatura que introduce la teoría cinética al definirla como una medida de la energía cinética de las moléculas, permite explicar por qué las transferencias de calor se producen siempre en el sentido de mayor a menor temperatura.

2.1.1 TRANSFERENCIA DE CALOR

El proceso por medio del cual tiene lugar el transporte de energía en forma calorífica, se conoce como transmisión o transferencia de calor, éste no puede ser medido ni observado directamente, pero sus efectos, principalmente las variaciones en la energía interna de un cuerpo, permiten que sea un parámetro medible. El flujo de calor da lugar a cambios importantes en la energía interna de un sistema.

Ya que la transferencia de calor es en realidad un transporte de energía, se sigue necesariamente la ley de conservación de la energía, llamada primera ley de la termodinámica (ecuación 2.2).

$$\Delta U_{12} = {}_1Q_2 - {}_1W_2 \quad (2.2)$$

La cual establece que, al suministrar una determinada cantidad de calor Q a un sistema, esta cantidad de energía será igual a la diferencia del incremento de la energía interna del sistema ΔU menos el trabajo W efectuado por el sistema sobre sus alrededores. Por lo que, en un sistema cerrado, el calor emitido por la región 1 de temperatura superior, debe ser igual al calor absorbido por la región 2 de temperatura inferior.

Los mecanismos a través de los cuales se transfiere el calor son: conducción, convección y radiación. A continuación se realiza una descripción de estos procesos.

CONDUCCIÓN

Cuando existe un gradiente de temperatura en un material o sistema, como se muestra en la figura 2.1, o cuando dos sistemas que se encuentran a diferente temperatura se ponen en contacto, se transfiere energía [8], es decir, se propicia un flujo de calor debido a la conducción térmica, q_{cd} .

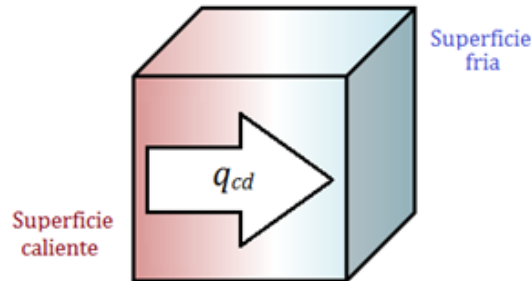


Figura 2.1. Flujo de calor por conducción en un material con un gradiente de temperatura.

El calor fluye en un material desde la zona con mayor temperatura hacia la de menor temperatura. La energía se transmite debido al movimiento de átomos, moléculas, iones y electrones que constituyen la sustancia o material. Los átomos calentados, adquieren una mayor energía de agitación, la cual se trasmite de un átomo a otro, aumentando entonces, la temperatura de esta región.

El proceso de conducción térmica en un gas es muy simple: sabemos que es posible asociar la energía cinética media en las moléculas con su temperatura, por consiguiente, en una región de alta temperatura las moléculas tienen velocidades más altas que en las de menor temperatura. Las moléculas tienen un movimiento aleatorio y continuo, exista o no un gradiente de temperatura entre ellas, chocando unas con otras e intercambiando energía. Sin embargo, si una molécula se mueve de una región de alta temperatura a una en donde sea menor, transporta energía cinética, cediéndola a través de los choques con las de baja energía. En los líquidos, el mecanismo de conducción de energía térmica es cualitativamente el mismo que en los gases, aunque las moléculas están menos espaciadas y las interacciones son más fuertes y más frecuentes. En los sólidos la conducción puede ser atribuida a la actividad atómica inducida por la vibración molecular y el transporte de electrones libres. En los buenos conductores eléctricos, un gran número de electrones libres se mueven en el material y así, como estos electrones pueden transportar carga eléctrica, también trasladan energía térmica desde una región de alta temperatura hacia otra de inferior temperatura.

El valor de los parámetros que definen la conducción térmica, depende del material y su estado físico. Los cuerpos pueden clasificarse en:

- Isotrópicos. Son cuerpos que no presentan direcciones privilegiadas en la conducción de calor, en consecuencia, la conductividad no varía en función de la posición.
- Anisotrópicos. Son los materiales que presentan una conducción de calor en función de la posición.

Debido a que la transmisión de calor por conducción está asociada a un intercambio de energía cinética a escala molecular, su estudio analítico es muy complicado; por esta razón las leyes que la rigen se deducen a partir de estudios experimentales, éste es el caso de la ley de Fourier.

Considerando un cuerpo homogéneo e isotrópico como una pared de superficies isotérmicas con una fuente de calor en uno de sus lados, Fourier obtuvo experimentalmente que el calor transmitido es directamente proporcional al salto de temperatura a través de la pared, al tiempo en el cual se efectúa la transmisión y al área de la pared; e inversamente proporcional al espesor de la misma.

Como se deduce de la expresión 2.3, el flujo de calor por conducción, q_{cd} , es directamente proporcional al gradiente de la temperatura en el medio conductor, ∇T , y de sentido contrario, es decir, el calor fluye de una zona de temperatura alta a otra de temperatura inferior.

$$q_{cd} = -k \nabla T, \quad (2.3)$$

donde:

q_{cd} es la densidad de flujo de calor,

k es la conductividad térmica del material, y

∇T es el gradiente de temperatura en la dirección de propagación.

La conductividad térmica, k , se describe como una propiedad de los cuerpos y por lo tanto está en función de su estado físico, siendo afectada por variables tales como presión, estructura interna, densidad, contenido de humedad, etc. Debido a que no existe el aislante térmico ideal, la conductividad nunca es cero, por lo que la transmisión de calor por conducción puede disminuirse pero no anularse.

CONVECCIÓN

La convección es la transmisión de calor por movimiento real de una sustancia o fluido. Este fenómeno, sólo podrá producirse en fluidos en los que, por movimiento natural o por circulación forzada, las partículas puedan transportar calor sin interrumpir la continuidad física del cuerpo.

Cuando un fluido se calienta se mueve, transportando consigo la energía. La convección por encima de una superficie caliente ocurre cuando se calienta el aire en contacto con la superficie, éste se expande, se hace menos denso, y se eleva. De igual manera, el agua caliente es menos densa que la fría y por tanto asciende, originando corrientes de convección que transportan energía. Este principio se muestra en la figura 2.2.

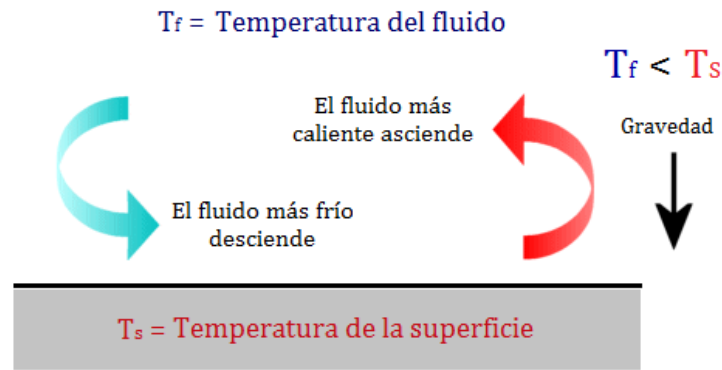


Figura 2.2. Transmisión de calor por convección térmica.

En el principio de transmisión de calor por convección se tiene la ley de Newton, dada por la ecuación 2.4.

$$q_{cv} = h (T_s - T_f), \quad (2.4)$$

donde:

h es el coeficiente de convección,

T_s es la temperatura de la superficie, y

T_f es la temperatura del fluido

En la transferencia de calor por convección, la gravedad juega un rol importante pues sin ella no hay convección.

RADIACIÓN

Todo cuerpo, por estar a una cierta temperatura, emite ondas electromagnéticas, pudiendo también absorberlas. La emisión de estas ondas por un cuerpo y su absorción por otro, implica una transmisión de energía que identificamos como calor. La radiación es la transferencia de calor por emisión de ondas electromagnéticas, que transportan energía hacia fuera del objeto emisor. La energía viaja a la velocidad de la luz y se propaga aún en el vacío.

La longitud de onda y la potencia relativa de la radiación emitida depende de la temperatura del cuerpo, según la llamada ley del cuerpo negro. Para las temperaturas habituales a nuestro alrededor, la mayor parte de esta radiación está en la banda de infrarrojos.

La radiación se caracteriza por que no es necesario que exista un medio para que se propague y hay transmisión de calor sin transporte de materia. El fenómeno de radiación térmica se ilustra en la figura 2.3.

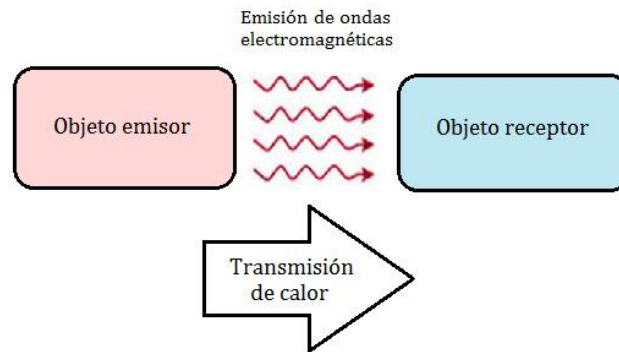


Figura 2.3. Transmisión de calor por radiación térmica.

Para cuerpos a altas temperaturas, la radiación térmica emitida entra en el espectro visible. Una mayor temperatura supone emisión centrada en el naranja (como en el Sol) o incluso en colores de longitudes de onda más corta, como el amarillo o el verde.

La potencia emitida por un cuerpo en forma de radiación depende de su temperatura según la ley de Stefan-Boltzmann para un cuerpo negro ideal, mostrada en la expresión 2.5 [9]:

$$q_{rd} = A\sigma_{sb}T_s^4, \quad (2.5)$$

donde:

A es el área de la superficie,

σ_{sb} es la constante de Stefan-Boltzmann, y

T_s es la temperatura de la superficie

En un cuerpo real, la radiación emitida nunca alcanza este valor, por lo que se escribe como se muestra en la igualdad 2.6.

$$q_{rd} = \varepsilon A\sigma_{sb}T_s^4 \quad (2.6)$$

Siendo ε una cantidad entre 0 y 1 denominada emisividad del cuerpo.

En la ecuación 2.6, el que la potencia radiada esté elevada a la cuarta potencia de la temperatura absoluta, quiere decir que a bajas temperaturas el calor emitido o absorbido por radiación puede ser despreciable, pero a altas temperaturas puede ser un factor dominante.

La emisión por radiación no puede ser impedida nunca de manera completa, ya que el simple hecho de tener una temperatura provoca radiación. Si la temperatura del entorno es

superior a la del cuerpo se produce absorción neta de calor por radiación, mientras que si el cuerpo está a mayor temperatura que el ambiente es a la inversa.

2.1.2. CONDUCTIVIDAD TÉRMICA

La conductividad térmica es una propiedad de los cuerpos debida al fenómeno de conducción y puede definirse como la cantidad de calor que atraviesa un cuerpo o superficie de espesor unitarios en la unidad de tiempo y por grado de diferencia de temperatura entre sus caras. Es una propiedad de transporte que provee una indicación de la velocidad a la cual la energía es transferida por el proceso de conducción; cuanto más rápido se muevan las moléculas, éstas transportarán energía más rápido.

En los sólidos no metálicos, el orden de magnitud de la conductividad térmica se encuentra alrededor de los 10^{-1} [W/K·m]; mientras que para los metales muy conductores oscila entre los 10^2 [W/K·m]. Las impurezas presentes en los materiales pueden provocar una variación en su conductividad térmica de hasta el 75%. En la tabla 2.1 se muestran los valores de la conductividad térmica de algunos materiales sólidos.

Material	Conductividad térmica [W/K·m]
Aire	0.02
Agua	0.58
Corcho	0.047
Madera de pino (paralelo a la fibra)	0.384
Madera de pino (normal a la fibra)	0.140 – 0.174
Plástico vinílico	0.163
Vidrio	0.698 – 0.814
Acrílico	0.175 – 0.2
Aluminio	203.5
Cobre	384

Tabla 2.1. Conductividad térmica de algunos materiales sólidos [10].

2.1.3 FLUJO DE CALOR

El flujo de calor se define como la tasa de energía térmica trasferida por unidad de área, puede tener diferentes orígenes: por convección, radiación y por conducción. Su valor está dado por la diferencial dQ/dt , es decir, el calor que fluye por un material de área transversal, A , por unidad de tiempo, es proporcional a la diferencia de temperatura en sus extremos, $T_c - T_f$, e inversamente proporcional a la longitud, l , del material. Esta relación se define en la ecuación 2.7.

$$H = \frac{dQ}{dt} = -k A \frac{T_c - T_f}{l}, \quad (2.7)$$

donde:

T_c es la temperatura del extremo caliente del material,

T_f es la temperatura del extremo frío del material, y

k es la conductividad térmica del material.

En la figura 2.4 se muestra un diagrama en el que se ilustra el concepto de flujo de calor.

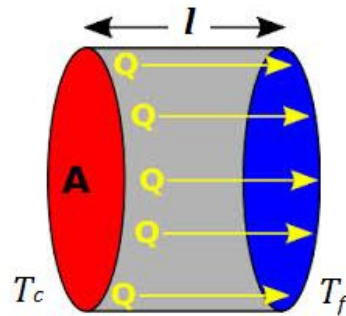


Figura 2.4. Flujo de calor en un material de longitud l .

Un sensor de flujo de calor es un transductor que genera una señal eléctrica proporcional a la tasa de calor total aplicado a la superficie del sensor. La tasa de calor medido se divide por el área de la superficie del sensor para determinar el flujo de calor.

2.2 EFECTO FOTOTÉRMICO

El fenómeno fototérmico es la generación de ondas térmicas por medio de un proceso de foto-inducción, es decir, absorción de luz y conversión de ésta en energía calorífica.

Durante el proceso de foto-inducción, se transfiere energía en forma de calor al sistema a través de distintas formas. El proceso en conjunto provoca cambios en el sistema y su entorno, tales como la variación de temperatura, presión y densidad, los cuales ocurren como consecuencia de los procesos de difusión térmica. Cuando el material es iluminado se genera una gran diversidad de fenómenos, que generan calor. A su vez, el calor puede generar otros fenómenos. Las vías seguidas para la generación del calor a consecuencia de la iluminación son muy variadas.

Cuando un material es iluminado por un haz de luz en amplitud, se presentan variaciones periódicas de temperatura a las cuales se les denomina ondas térmicas. Esto se debe a que muestran el comportamiento análogo de una onda.

Al incidir los fotones en un cuerpo receptor que tiene la capacidad de absorción, se produce una excitación de los electrones que lo componen. El decaimiento del electrón excitado a su estado normal se produce liberando la energía absorbida, es decir, generan vibraciones en toda la estructura del sólido, de este modo, el fotón absorbido es utilizado para aumentar la temperatura del cuerpo a través de las vibraciones de los átomos que lo componen. Así, la energía luminosa es convertida en energía térmica al incidir sobre una superficie absorbente. Esta descripción se resume en la figura 2.5.

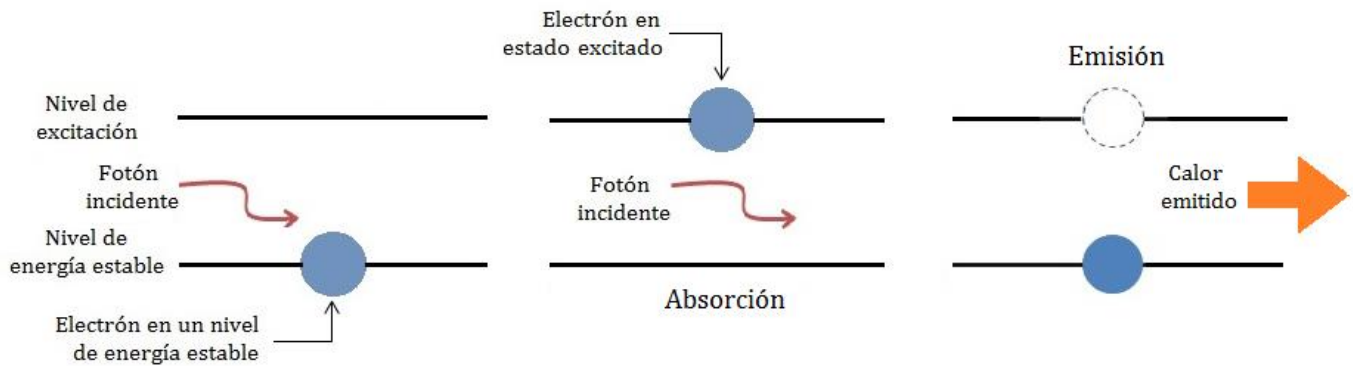


Figura 2.5. Ilustración del efecto fototérmico.

Las técnicas fototérmicas, permiten analizar diversos fenómenos de transporte de calor. Se pueden analizar vibraciones en sólidos, líquidos y gases. Además son útiles en el estudio de reacciones fotoquímicas de transiciones de fase.

Otra de las ventajas de las técnicas fototérmicas, radica en que este fenómeno se puede detectar de muy diversas formas. Dependiendo del sistema de detección se da el nombre a la técnica. Cuando se usan micrófonos o detectores piezoeléctricos se habla de técnicas fotocaústicas, si se utilizan detectores piroeléctricos se hace referencia a técnicas fotopiroeléctricas, cuando se usa un haz de luz de prueba para sensar la temperatura a través del cambio de índice de refracción local, se tiene el efecto *Mirage*. Una de las modalidades más promisorias es utilizando detección remota, conocida como radiometría fototérmica infrarroja.

2.3 DEFLEXIÓN FOTOTÉRMICA

El sensor de flujo de calor propuesto en este trabajo basa su funcionamiento en la deflexión fototérmica, este fenómeno se define como el cambio de dirección que experimenta una onda al pasar de un medio material a otro con diferente índice de refracción. La imagen de algún objeto a distancia parece haber sido desplazada de su posición original debido a que una variación de densidad vertical del medio enrarece la superficie, a consecuencia de esto, se presenta una variación en el índice de refracción del material y por lo tanto, la imagen podría aparecer distorsionada, invertida u ondulada. [11]

Un ejemplo concreto de la deflexión fototérmica es una carretera caliente que algunas veces parece una superficie reflejante, este efecto óptico es conocido como efecto Mirage. La radiación del Sol es absorbida por el concreto o asfalto, resultando en un calentamiento de la superficie de la carretera. La superficie caliente transfiere calor al aire que se encuentra sobre ella. Un gradiente de temperatura se genera entre el aire cercano a la superficie y la masa de aire superior. Debido a que el aire se expande cuando es calentado, la densidad del aire en la superficie es menor que el que está en las capas superiores. El decremento de densidad resulta en un decremento del índice de refracción. En consecuencia, ya que la luz viaja más rápido en un medio con índice de refracción bajo, la luz incidente con un ángulo tangente es refractada hacia arriba. El efecto Mirage se ilustra en la figura 2.6.

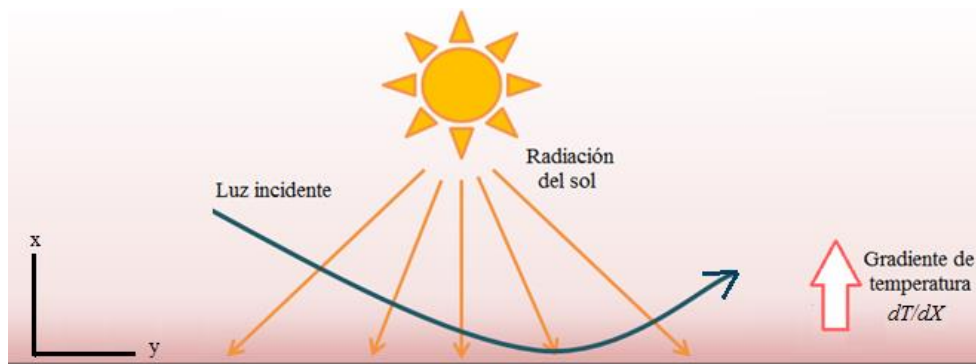


Figura 2.6. Deflexión fototérmica. Efecto Óptico Mirage.

La variación existente de la temperatura, T , y el índice de refracción, n , con respecto a un eje de referencia x , se muestran en la figura 2.7.

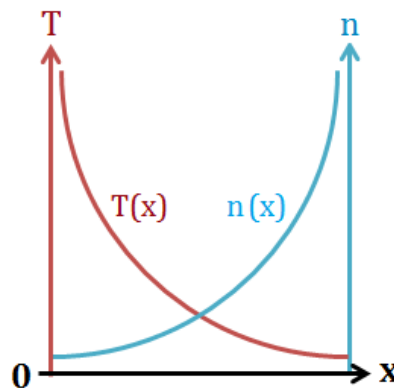


Figura 2.7. Variación del índice de refracción y temperatura en un material con respecto a x .

En el sensor de flujo de calor presentado, se induce un gradiente térmico en el medio de propagación de un haz de luz, este gradiente que provoca un cambio en el índice de refracción y, a su vez, tiene como consecuencia que la luz desvíe angularmente su trayectoria al atravesar dicho medio, propagándose en la parte en la que el índice de refracción tenga mayor valor. Para determinar el ángulo de deflexión, θ , que experimenta el haz de luz se utiliza la expresión 2.8:

$$\theta = \frac{1}{n} \frac{dn}{dT} \int \nabla T(x, t) ds, \quad (2.8)$$

donde:

n es el índice de refracción del medio,

$\frac{dn}{dT}$ es el coeficiente termo-óptico, y

$\nabla T(x, t)$ es el gradiente de temperatura en función a la posición, x , y al tiempo, t .

2.4 SENSOR DE FLUJO DE CALOR BASADO EN FIBRA ÓPTICA.

Con la actual diversidad en aplicaciones para los sensores ópticos, la evolución en estos dispositivos se ha presentado mayoritariamente en la industria optoelectrónica y las telecomunicaciones usando como elemento principal la fibra óptica como guía de onda [12].

Los sensores modulados en intensidad son los dispositivos más comunes dentro de los sensores basados en fibra óptica. Específicamente, en los sensores de ángulo, se detecta la variación de intensidad proveniente de un haz de luz, dado un desplazamiento angular de la señal. Conociendo previamente que el principio de funcionamiento del sensor de flujo de calor consiste en detectar la desviación del haz, el montaje experimental utilizado para realizar estas mediciones se muestra en la figura 2.8 de manera general.

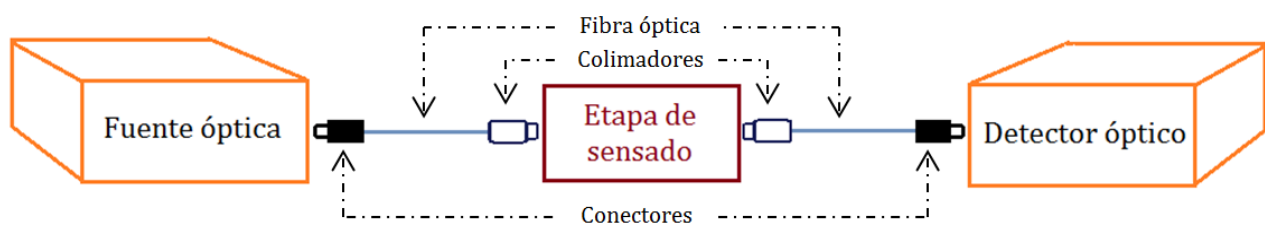


Figura 2.8. Elementos en el sensor de flujo de calor.

El sistema de sensado está compuesto de manera general por un transmisor o fuente óptica, cuya misión es convertir una señal eléctrica en una señal óptica susceptible de ser enviada a través fibra óptica. En el extremo opuesto se encuentra el receptor o detector, cuya finalidad consiste en convertir la señal óptica en señal eléctrica nuevamente [12]. Entre estos dispositivos existen elementos de interconexión y colimación de la luz.

A continuación se hará una descripción de los elementos presentes en el sistema de sensado de flujo de calor descrito en este trabajo y los fenómenos que acompañan su funcionamiento.

2.4.1 FIBRA ÓPTICA

Para continuar con la descripción general del sensor de flujo de calor que se presenta, es necesario enfocarse ahora en la transmisión de la señal. El medio de transmisión constituye el soporte físico a través del cual emisor y receptor pueden comunicarse en un sistema de transmisión de datos. La fibra óptica es un medio de transmisión de información, en la cual los principios básicos de funcionamiento se pueden explicar aplicando las leyes de la óptica geométrica. La naturaleza del medio, junto con la de la señal que se transmite a través de él, integran los factores determinantes de las características y la calidad de la transmisión. La capacidad de transmisión que tiene una fibra óptica depende de tres características fundamentales:

- Diseño geométrico de la fibra
- Propiedades de los materiales usados para la elaboración
- Del ancho espectral de la fuente de luz utilizada. Entre mayor sea esta anchura, menor será la capacidad de transmisión de la información en esa fibra.

Las propiedades de la fibra óptica se pueden resumir en los siguientes puntos:

1. Presenta un amplio ancho de banda y grandes velocidades de transmisión, lo que supone más información por conductor que los medios convencionales. Se manejan valores en el orden de cientos de *Gbps* y, de manera experimental, se han logrado obtener velocidades de transmisión de *Tbps*.
2. La atenuación de la fibra es independiente de la velocidad de transmisión. Sin embargo, presenta cierta atenuación en función de sus características físicas, que además, es variable con la longitud de onda de la señal que la atraviesa. Esta atenuación pasa por mínimos en determinadas longitudes de onda, llamadas ventanas de transmisión, situadas en las zonas de 800 a 900 [nm], 1200 a 1300 [nm] y 1500 a 1600 [nm]. Este fenómeno se ilustra en la figura 2.9.

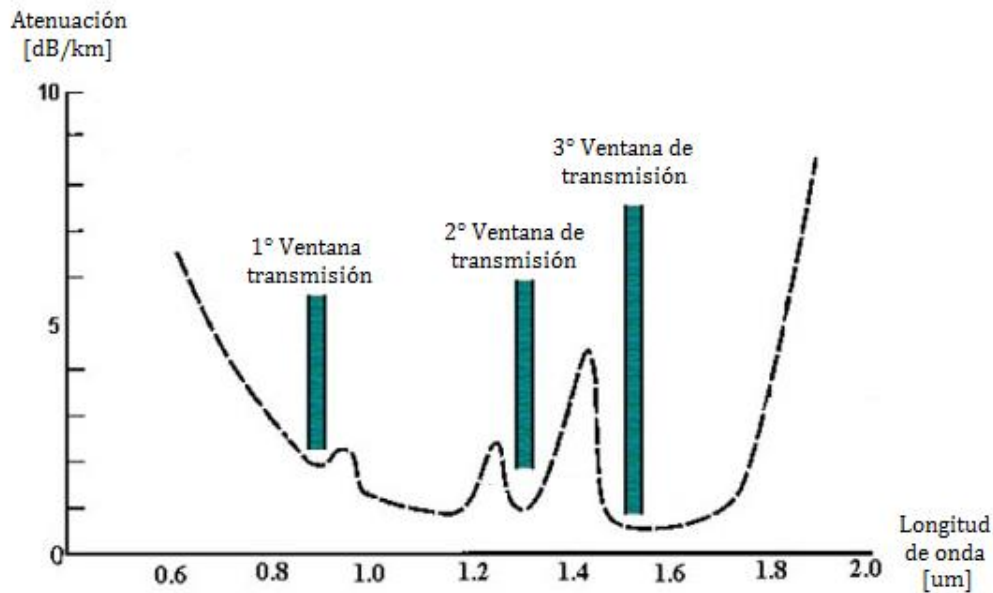


Figura 2.9. Ventanas de transmisión

3. La fibra óptica es inmune al ruido electromagnético y a las interferencias debido a sus características dieléctricas.
4. La información que viaja por la fibra no se puede detectar, aunque sí interceptar ya que la luz no es sensible a fenómeno alguno de tipo inductivo debido a la especial configuración de su campo electromagnético.
5. La fibra presenta un funcionamiento uniforme desde los -55 [°C] hasta 125 [°C] sin degradación de sus características.

Básicamente, la fibra óptica está compuesta por una región cilíndrica central muy delgada de vidrio o plástico con alto índice de refracción en la cual se efectúa la propagación de la luz, esta región es denominada núcleo (*core*). En la zona externa y coaxial al núcleo, hay un revestimiento (*cladding*) también hecho a base de vidrio o plástico, pero con un índice de refracción menor, el cual protege al núcleo de contaminación y provoca el fenómeno de reflexión total interna, es decir, cuando un rayo de luz entra por un extremo del cable no se refracta hacia el medio exterior, sino que, mediante reflexiones sucesivas dentro del núcleo, se propaga hasta el otro extremo de la fibra. El núcleo y el revestimiento están cubiertos por el *buffer* [13]. Además, pueden contar capas adicionales que tienen diferentes funciones, por ejemplo: el aislamiento contra humedad, amortiguamiento, esfuerzo a tensión, etc. La figura 2.10 ilustra la estructura de una fibra óptica.

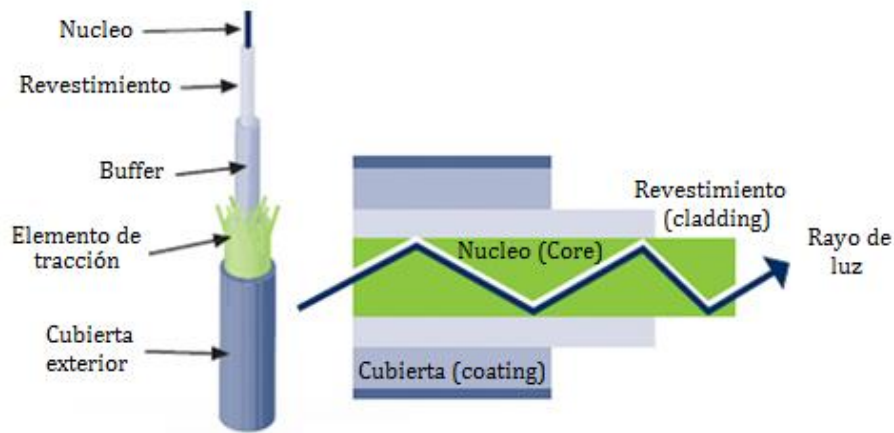


Figura 2.10. Estructura de una fibra óptica.

La forma de propagación de la señal en la fibra óptica se basa en las propiedades de refracción y reflexión de la luz.

Si S es una superficie especular, se denomina rayo incidente al que llega a S , rayo reflejado al que emerge de ella como resultado de la reflexión y punto de incidencia, O , al punto de corte del rayo incidente con la superficie S . La recta N , perpendicular a S por el punto de incidencia, se denomina normal. El ángulo de incidencia, e , es el formado por el rayo incidente y la normal. El ángulo de reflexión, e' , es el que forma la normal y el rayo reflejado. En la figura 2.11 se ilustran los elementos mencionados en el fenómeno de reflexión.

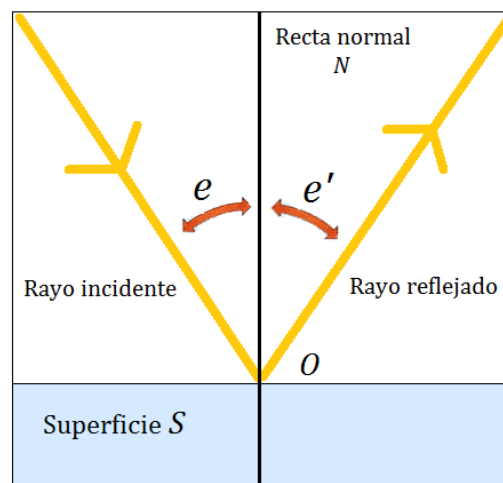


Figura 2.11. Elementos presentes en el fenómeno de reflexión de la luz.

Se denomina refracción luminosa al cambio que experimenta la dirección de propagación de la luz cuando atraviesa la superficie de separación de dos medios transparentes de distinta naturaleza. En la figura 2.12 se muestran los elementos presentes en el fenómeno de refracción de la luz, donde 1 y 2 son dos medios transparentes, con diferente índice de refracción en contacto que son atravesados por un rayo luminoso y e_1 y e_2 los ángulos de incidencia y refracción respectivamente.

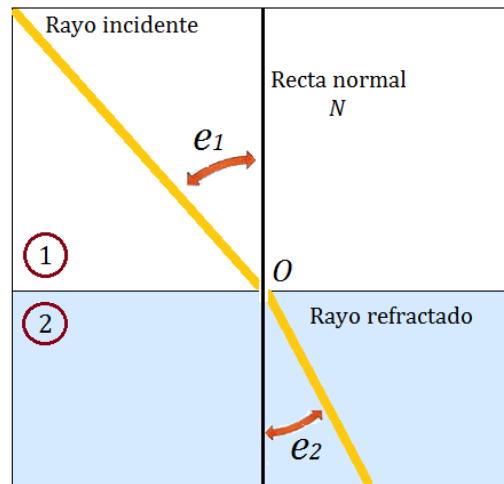


Figura 2.12. Elementos presentes en el fenómeno de refracción de la luz.

Cuando un rayo luminoso incide con un ángulo e_1 cada vez mayor, desde una sustancia con un índice de refracción n_1 sobre la superficie de separación sucede que el ángulo de refracción e_2 , en la sustancia con índice de refracción n_2 , comienza a aumentar, y llega a tomar el valor de 90° para un determinado ángulo de incidencia.

Para ese valor de ángulo de incidencia, el ángulo refractado ya no viaja por la segunda sustancia sino que lo hace paralelo a la superficie de separación de las dos sustancias. El ángulo de incidencia que hace que ocurra este fenómeno se denomina ángulo límite crítico de las dos sustancias; todos aquellos rayos que incidan con un valor de ángulo superior al ángulo límite ya no se van a refractar por la segunda sustancia, sino que se reflejarán totalmente, a este fenómeno se lo conoce como reflexión interna total.

La reflexión interna total se utiliza en fibra óptica para conducir la luz a través de ella sin pérdidas de energía. En una fibra óptica el núcleo tiene un índice de refracción más grande que el revestimiento. El ángulo de la incidencia de la luz es crítico para la base y su revestimiento y se produce una reflexión interna total que preserva la energía transportada por la fibra.

MODOS DE PROPAGACIÓN EN LA FIBRA ÓPTICA

Para estudiar con rigor la propagación de la luz la fibra óptica, es preciso trabajar con las ecuaciones de Maxwell. Resolviéndolas se encuentra que la ecuación de propagación de la onda tiene varias soluciones, función, entre otras variables, del diámetro de la fibra. Cada solución, llamada modo, equivale a un modo o forma diferente de propagación de la onda.

Al resolver dichas ecuaciones, aparece el parámetro V , llamado frecuencia de corte normalizada, y está relacionado con el radio de la fibra, a , y la longitud de onda, λ .

$$V = \frac{2\pi}{\lambda} a \sqrt{n_1^2 - n_2^2}, \quad (2.10)$$

donde:

n_1 corresponde al índice de refracción del núcleo de la fibra óptica, y n_2 corresponde al índice de refracción del revestimiento de la fibra óptica.

El parámetro V se utiliza para identificar el número posible de modos de transmisión en una fibra óptica, demostrándose que para valores de $V \leq 2.405$ existe un único modo de propagación llamado HE_{11} , de lo que resultarán fibras monomodo (SM , *single mode*). Su fabricación se logra reduciendo el diámetro del núcleo en las fibras de vidrio hasta un tamaño de 8 o 10 $[\mu\text{m}]$ que sólo permite un modo de propagación. Su transmisión es paralela al eje de la fibra. La luz transmitida toma un valor máximo en el centro de la fibra y va disminuyendo de forma gradual hacia el exterior, siguiendo una curva aproximadamente de perfil gaussiano. El lugar donde la potencia transmitida toma un valor de e^{-2} (aproximadamente 0,13) del valor máximo, determina el diámetro de campo modal mostrado en la figura 2.13.

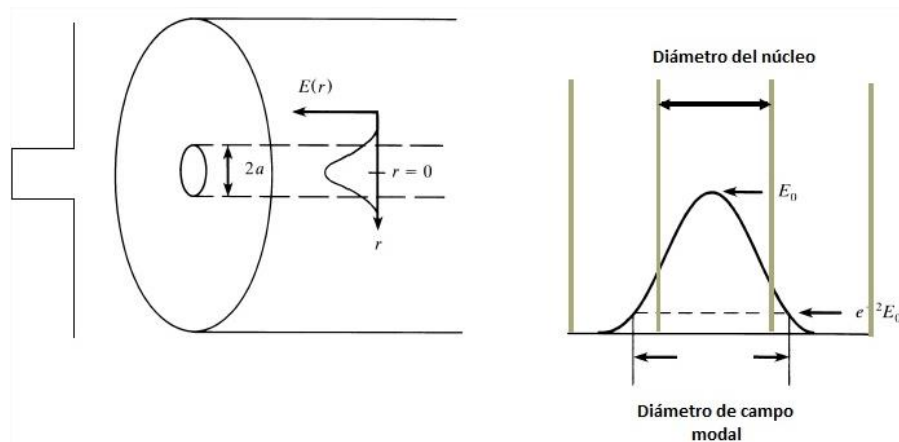


Figura 2.13. Campo modal en una guía con índice escalonado.

2.4.2 DISPOSITIVOS ÓPTICOS PRESENTES EN EL SENSOR DE FLUJO DE CALOR

FUENTE ÓPTICA

Las fuentes ópticas son transductores que generan una onda óptica a partir de señales eléctricas. Deben emitir luz a una longitud de onda concordante con una de las ventanas de bajas pérdidas en la fibra, los componentes utilizados para emitir luz en la ventana de los 850 $[\text{nm}]$ son galio (Ga), aluminio (Al) y arsénico (As); si se agrega indio (In) y fósforo (P) puede emitirse en las ventanas de los 1300 y 1500 $[\text{nm}]$.

Los emisores ópticos también deben cumplir otros requisitos importantes:

- Bajo consumo y tamaño compacto.
- Alta fiabilidad con los cambios de temperatura.
- Alta potencia de salida y potencia espectral suficiente en los casos de largas secciones.

La fuente óptica presente en el sensor se clasifica como láser, el cual utiliza un efecto de la mecánica cuántica, la emisión inducida o estimulada, para generar un haz de luz coherente con el tamaño y la forma controlados. Los láseres tienen un espectro de emisión mucho más estrecho que el de otro tipo de fuentes ópticas. Al ser tan pequeño el rango de longitudes de onda emitidas, se puede hablar de luz coherente. En la figura 2.14 se muestra el espectro de emisión láser a 1550 [nm].

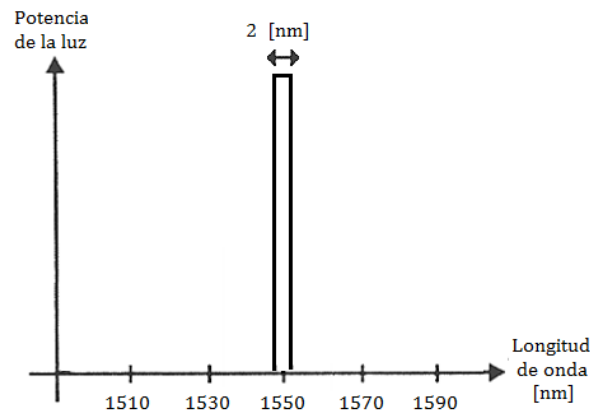


Figura 2.14. Espectro de emisión láser a 1550 [nm].

DETECTOR ÓPTICO

Los detectores ópticos son dispositivos que transforman señales ópticas procedentes de una fibra en eléctricas para su detección en un equipo terminal o intermedio. Los detectores recuperan la señal eléctrica de información, la cual se somete posteriormente a procesos de amplificación, filtrado, digitalización, etc. Las principales características de los detectores deben ser:

- Alta sensibilidad (potencia mínima necesaria en la entrada del detector para obtener una tasa de errores baja).
- Bajo consumo y pequeño tamaño.
- Baja tasa de errores. Típicamente menor de 10^{-10} , para permitir la recuperación de la señal original.
- Bajo ruido.
- Alta eficiencia cuántica (rendimiento) en la conversión optoeléctrica.

El detector óptico utilizado como transductor en el sensor es del tipo PIN (*unión P-I-N*). Se compone de zonas *p* y *n* altamente conductoras. Entre la zona *p* (huecos) y *n* (electrones) se intercala una zona intrínseca formada por un compuesto de InGaAs, donde se generan pares

electrón- hueco cuando colisionan fotones en dicha zona. Para conseguir la generación de pares electrón-hueco, el diodo PIN debe estar polarizado en inversa con el fin de que las cargas generadas en la zona intrínseca sean aceleradas por el campo eléctrico presente entre las zonas p y n. Esto crea un flujo de corriente, proporcional al número de fotones captados (energía luminosa recibida), que se dirige a los electrodos.

COLIMADORES ÓPTICOS

Un colimador óptico es un dispositivo que a partir de un haz divergente obtiene un haz paralelo. Sirve para homogeneizar las trayectorias o rayos que, emitidos por una fuente, salen en todas direcciones y como resultado de la colimación, se obtiene un conjunto de rayos con las mismas propiedades. En la figura 2.15 se muestra esta característica.

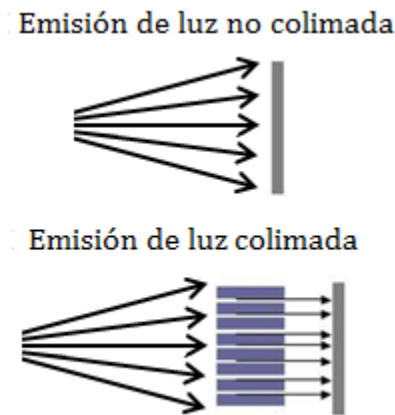


Figura 2.15. Colimación de un haz de luz.

Un colimador es, por definición, un instrumento de precisión para una tarea especial. El objetivo de la colimación es hacer que el eje óptico de cada lente o espejo coincida con el rayo central del sistema, un láser colimado debe lograr un haz de esta forma.

Los colimadores ópticos suelen estar formados fundamentalmente por un espejo parabólico, lentes y algunos diafragmas.

Después de haber repasado conceptos que permiten el funcionamiento del sensor de flujo de calor, en el siguiente capítulo, describirá cómo, gracias a la deflexión fototérmica provocada por un gradiente de temperatura debido al efecto fototérmico, es posible sensar el flujo de calor que presenta particularmente una muestra de tejido biológico. La información obtenida en las pruebas será transmitida a un detector óptico utilizando fibra óptica monomodal.

CAPÍTULO 3

SENSOR DE FLUJO DE CALOR

En este capítulo se describirán los fenómenos físicos en los que se basa el diseño del sensor de flujo de calor. Se muestra la integración de los efectos descritos en un montaje experimental. Finalmente se incluyen también las pruebas de calibración y repetibilidad del sensor.

3.1 PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

Actualmente las técnicas fototérmicas, por su versatilidad y su sencillez, son empleadas en la caracterización de diversos sistemas y materiales.

El sensor de flujo de calor diseñado pretende cumplir con la característica de portabilidad, esto, con la finalidad de eliminar las complicaciones que se presentan en diseños más complejos mencionados en el capítulo 1. Es posible también, mediante este sensor, realizar pruebas de conducción de calor no destructivas, con la ventaja de poder conservar las muestras para futuros análisis. En la implementación se elimina también el uso de dispositivos complejos que hacen más costoso el diseño propuesto.

El principio de funcionamiento del sensor se basa en la deflexión fototérmica abarcando los demás fenómenos ya descritos en el capítulo 2. Estos fenómenos se integrarán en un prototipo de pruebas basado en fibra óptica.

Particularmente, las técnicas de medición y sensado óptico basadas en el principio de deflexión fototérmica se logran cuando un haz de luz desvía su trayectoria un cierto ángulo, esto provocado por un gradiente de temperatura. En el sensor propuesto, este gradiente de temperatura se logra cuando los fotones emitidos por una fuente externa son absorbidos por una capa opaca de algún material y generan calor, de esta manera, la densidad del material disminuye en la zona en donde se comienza a conducir el calor y, por lo tanto, su índice de refracción es menor.

3.2. MONTAJE EXPERIMENTAL

En la figura 3.1, se ilustran los elementos que conforman el sensor de flujo de calor.

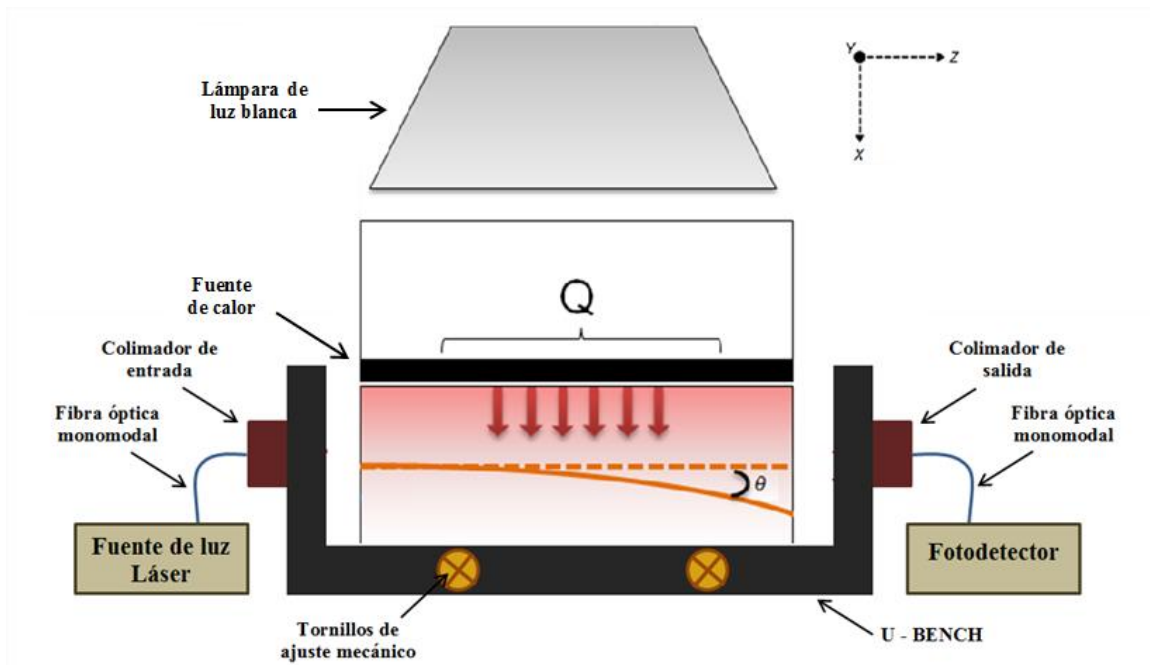


Figura 3.1. Elementos en el montaje del sensor de flujo de calor.

En el sensor de la figura 3.1, el haz es emitido por una fuente de luz láser a 1550 [nm] de longitud de onda (infrarrojo), el cual viaja por medio de fibra óptica monomodo hacia un colimador de entrada. El haz continúa su propagación por un bloque de acrílico que se caracteriza por tener un índice de refracción determinado y un pulido a nivel micrométrico en sus caras laterales. Finalmente, la potencia luminosa del haz de luz es recolectada por un colimador de salida, conectado por medio de fibra óptica al fotodetector, en el que es posible visualizar y registrar los valores de potencia asociados a cada medición.

El almacenamiento de los valores adquiridos por el fotodetector, se efectúa en una tarjeta memoria flash externa del tipo *Secure Digital (SD)*, de este modo es posible evaluar y analizar gráficamente los datos recolectados en el proceso de medición.

El bloque de acrílico por el cual viaja el haz de luz, es ajustado manualmente por medio de cuatro tornillos fijos en una base comercial que soporta al bloque, dicha base es llamada *U-BENCH* de la marca *Thor Labs*. El uso de la base tiene como finalidad asegurar una incidencia del haz perpendicular al eje x de referencia, procurando de esta manera, la mayor transmitancia en la propagación.

El efecto fototérmico en el sensor es producido cuando fotones procedentes de una fuente de luz son absorbidos por una capa superficial de un material color negro (absorbe en todo el rango de la luz visible), incrementando así la energía cinética interna y dando como resultado la producción de energía térmica, es decir, calor. Los fotones son generados por una lámpara de luz

blanca, y absorbidos por un bloque de material que cuenta con una capa de pintura negra en su cara inferior. La película negra del bloque y la lámpara tienen una separación de 1.7 [cm].

A su vez, la película negra que actúa como fuente de calor Q , le transmite calor por conducción al bloque de acrílico por el que se propaga el haz de luz, ya que se encuentran en contacto directo. El haz de luz que se propaga en el bloque sufrirá una desviación angular, θ , en su trayectoria que se puede traducir como un decremento en la potencia luminosa que se percibe al final de su recorrido, producto del desacoplo o desplazamiento entre el haz de luz de naturaleza gaussiana y el colimador conectado a la fibra óptica. Este desacoplo es mostrado en la figura 3.2, en donde la circunferencia de radio R representa el área de recolección del colimador de salida, h es el desplazamiento del haz de luz producto de la deflexión, y la intersección entre la curva gaussiana y el área de recolección del colimador será la potencia de salida recolectada, P_{out} .

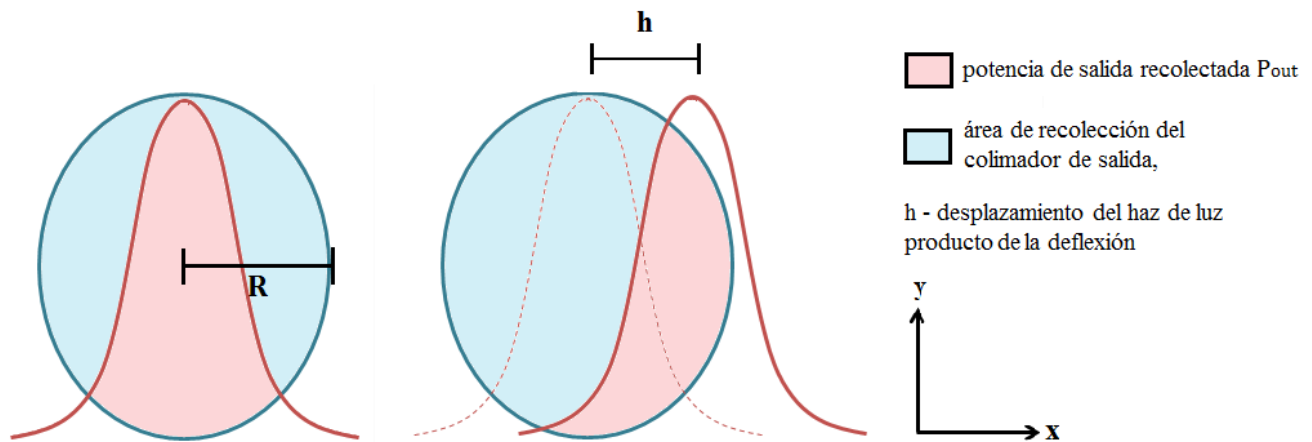


Figura 3.2. Desacoplamiento de los perfiles de intensidad del haz de luz y el área de colimación.

En resumen, las características más importantes de los elementos mencionados se conjuntan en la tabla 3.1.

Elemento	Características
Fuente Láser	Marca Thor Labs, modelo S1FC1550. Usa un diodo láser ML97H6F de InGaAsP con longitud de onda de 1550 [nm]. Potencia máxima de salida 1.85 [mW].
Fibra Óptica	Tipo monomodal Corning SMF 28 de 1 [m] de longitud.
Montaje de colimación U-Bench	Marca Thor Labs, modelo FB220-FC, rango de operación de longitud de onda 1520 -1580 [nm] y conectores FC/PC.
Bloque de acrílico	Medidas 1 x 1 x 3 [cm], pulido a nivel micrométrico, conductividad térmica de 0,175-0,2 [W/mK], capacidad térmica específica de 0.35 [cal/g°C] e índice de refracción de 1,48-1,50 ⁱ .
Fotodetector	Marca Thor Labs. Resolución: 0.1 [nW], rango espectral: 400 – 1100 [nm], rango de potencia óptica: 50 [nW] – 50 [mW] (@ 980 [nm]), incertidumbre porcentual: ± 5 %, temperatura de operación: 5 – 40 [°C]. Sensor de silicón.
Lámpara de luz blanca	Foco de halógeno Voltech MR – 16, con potencia de 50 [W], base Bi – Pin y con control para ajuste de potencia eléctrica (Dimmer).

Tabla 3.1. Características de los elementos presentes en el montaje del sensor.

3.3. CALIBRACIÓN DEL SENSOR DE FLUJO DE CALOR

Después de presentar los elementos que integran el diseño del sensor propuesto, es necesario realizar múltiples pruebas con la finalidad de caracterizar la respuesta del dispositivo al aplicar diferentes estímulos, en este caso, diferentes pulsos de calor. También es necesario garantizar la repetibilidad del montaje observando las respuestas al efectuar pruebas bajo las mismas condiciones.

ⁱ Según las Norma ASTM en sus apartados D-177 y D-542.

Se comienza con la alineación del bloque de acrílico situado en el *U – Bench* por medio del ajuste manual. De manera experimental se determinó que la potencia máxima de alineación debe aproximarse a los 4.7 [μW].

La relación entre la intensidad del haz de luz incidente, I , y la intensidad de luz emitida, I_0 , corresponde a la transmitancia óptica, $T_{\text{óptica}}$, y se puede comprender como la cantidad de luz que atraviesa un cuerpo, a una determinada longitud de onda. Cuando se hace incidir un haz de luz sobre un cuerpo transparente, una parte de esa luz atraviesa el cuerpo, según su transmitancia [14] y otra fracción representa una pérdida.

El valor de la transmitancia óptica de un objeto, como el que se ilustra en la figura 3.3, se puede determinar según la expresión 3.1.

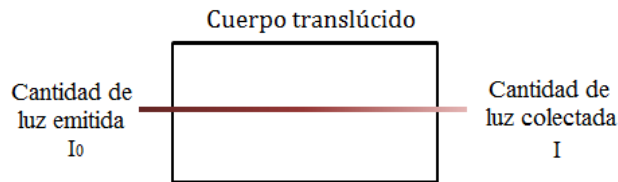


Figura 3.3. Elementos en la descripción de la transmitancia óptica.

$$T_{\text{óptica}} = \frac{I}{I_0} \quad (3.1)$$

Para el cálculo de la transmitancia del sistema con el bloque de acrílico se usa la expresión 3.1, en donde la cantidad de luz emitida se mide en una trayectoria directa, es decir, quitando al bloque de acrílico del sistema y registrando el valor de la intensidad luminosa entregada por la fuente láser (I_0).

$$T_{\text{óptica}} = \frac{I}{I_0} = \frac{4.7 [\mu\text{W}]}{10.13 [\mu\text{W}]} \times 100\% = 46.40 \%$$

El valor de la transmitancia óptica del sistema indica que las pérdidas en el bloque de acrílico son elevadas, esto se debe a que las caras del bloque no se encuentran perfectamente pulidas y una fracción de la luz incidente es reflejada al exterior del medio de propagación.

Cuando el bloque de acrílico se encuentra ya alineado, es decir, cuando se detecta a la salida de la trayectoria la máxima potencia posible, se inician las pruebas de calibración del sensor. Estas pruebas se realizan con la finalidad de observar la respuesta del sensor cuando se han aplicado diferentes pulsos de calor.

Es posible variar la intensidad de la fuente de calor que se aplica ya que la fuente de luz blanca es controlada por medio del Dimmer con posiciones asignadas arbitrariamente. Para saber cuál es la potencia luminosa que entrega la lámpara y, por medio de este dato, determinar el valor del flujo de calor que se aplica dependiendo de la posición en que se encuentre el control de la lámpara, se usó una termopila marca Melles Griot 13PEM001. El procedimiento de esta medición comienza colocando la lámpara a una separación de 1.7 [cm] de la cabeza detectora de la termopila, ya que esta separación es la que se encuentran entre la película negra del bloque y la lámpara en el montaje descrito. Seguido a esto, se varía la intensidad en la lámpara en tres posiciones diferentes del Dimmer y se toma lectura de la potencia registrada, $P_{\text{Termopila}}$. Sin embargo, dado que las dimensiones de la cabeza detectora de la termopila y de la película absorbente del bloque utilizado en el sensor son diferentes, es necesario escalar los datos de las mediciones obtenidas en la termopila al área de la película absorbente mediante la relación definida en la ecuación 3.2.

$$P_{\text{Acrílico}} = \frac{P_{\text{Termopila}}}{A_{\text{Termopila}}} (A_{\text{Acrílico}}) \text{ [mW]}, \quad (3.2)$$

donde:

$P_{\text{Acrílico}}$ – Potencia luminosa en la película absorbente de la fuente de calor,

$P_{\text{Termopila}}$ – Potencia luminosa en la cabeza detectora de la termopila,

$A_{\text{Acrílico}} = 3.8 \text{ [cm}^2\text{]}$ – Área de la película absorbente del bloque de acrílico,

$A_{\text{Termopila}} = 1.3 \text{ [cm}^2\text{]}$ – Área de la cabeza detectora de la termopila.

Posteriormente, se calcula el flujo de calor Q , por medio del cociente mostrado en la ecuación 3.3, considerando que la potencia lumínica se convierte en calor; es decir, que hay una eficiencia de conversión del 100%.

$$Q = \frac{P_{\text{Acrílico}}}{A_{\text{Acrílico}}} \left[\frac{\text{mW}}{\text{cm}^2} \right] \quad (3.3)$$

Los cálculos y los registros de las mediciones elaborados se agrupan en la tabla 3.2, considerando tres posiciones diferentes del *dimmer* de la lámpara.

Posición del dimmer	$P_{\text{Termopila}}$ [mW]	$P_{\text{Acrílico}}$ [mW]	Flujo de calor Q [mW/cm ²]
20	18.5	52.8	13.9
16	16	45.7	12.1
12	13.5	38.6	10.2

Tabla 3.2. Cálculo del flujo de calor aplicado para diferentes posiciones del Dimmer.

De este modo, se efectúa la prueba y se asocia la respuesta a un flujo de calor que corresponde a una posición en el *dimmer* de la lámpara. Las respuestas, según el principio de funcionamiento descrito, deben comportarse del siguiente modo: a mayor flujo de calor aplicado, más grande será también el gradiente de temperatura que existe en el bloque de acrílico por el que viaja el haz de luz y por lo tanto, dicho haz desviará su trayectoria en una proporción mayor.

El procedimiento para realizar una prueba en el sensor de flujo de calor ya alineado comienza monitoreando la potencia en el fotodetector durante 20 segundos, para asegurar la estabilidad en el sistema, la señal debe permanecer constante. Posteriormente, la lámpara que actúa como foto excitador de la fuente de calor, es encendida a los 20 [s] y apagada a los 440[s]. Finalmente, se deja pasar un periodo de tiempo en donde se observa cómo la señal recupera su potencia como resultado de que se dejó de aplicar calor. La prueba finaliza a los 1080[s].

Cabe destacar que para poder realizar una nueva medición es necesario dejar que el sistema se enfríe, es decir, que la señal regrese o se aproxime al valor inicial de referencia. Este periodo de tiempo oscila entre los 35 y 50 minutos, dependiendo del flujo de calor aplicado.

Para el análisis gráfico de los resultados, la potencia en las pruebas fue normalizada entre su valor máximo para cada experimento con la finalidad de estandarizar las curvas y así, poder analizarlas sin que éstas dependan totalmente de la potencia a la que inicia la medición. En las gráficas de la figura 3.4 se observa la respuesta obtenida cuando se han realizado tres pruebas con diferentes valores de flujo de calor.

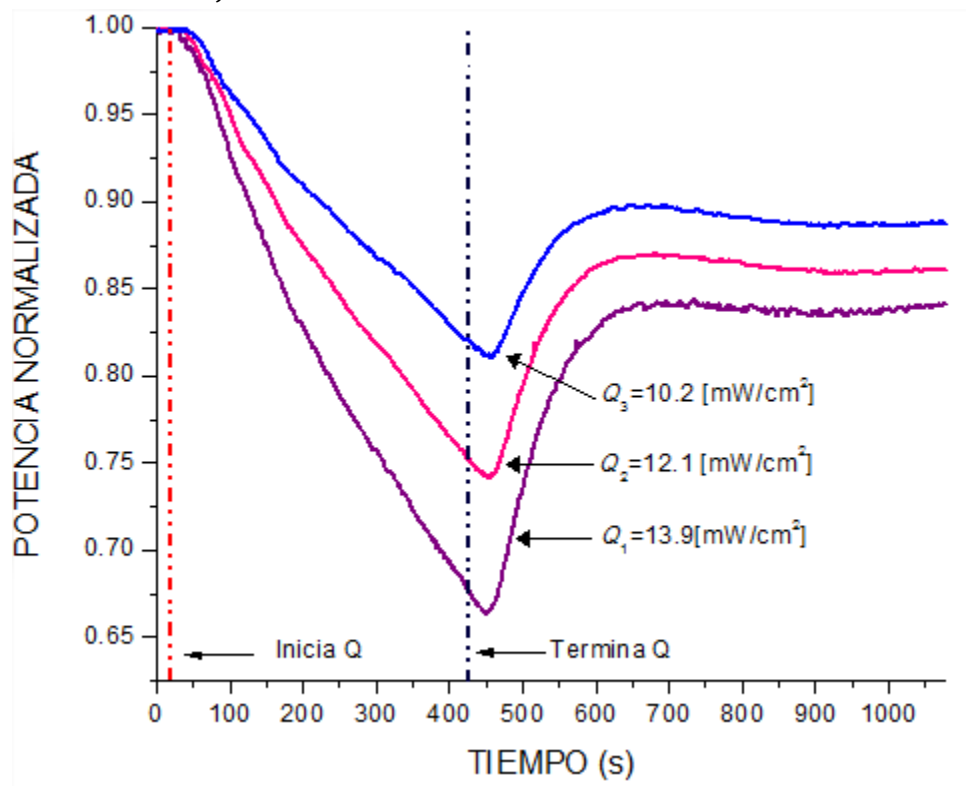


Figura 3.4. Respuesta del sensor aplicando diferentes pulsos de calor.

Se observa que, en estas curvas, efectivamente se cumple el comportamiento esperado: cuando se enciende la lámpara de luz blanca ocasiona la deflexión del haz de luz; la potencia de salida disminuye incluso después de que el tiempo de calentamiento en donde se aplica un flujo de calor, Q , termina, esto ocurre a consecuencia de la inercia térmica propia del bloque de acrílico. Finalmente, de las gráficas, comprobamos que el valor de la potencia de la señal se recupera lentamente y tiende a regresar a su valor original. Sin embargo, en todas las pruebas se observa una cierta histéresis en el enfriamiento.

En dichas curvas la diferencia en el decremento de potencia en el segundo 455 es significativa y se detalla porcentualmente en la tabla 3.3.

Curvas consideradas	Variación de la potencia normalizada	Porcentaje de diferencia
Q1 y Q2	7.6	10.2 %
Q2 y Q3	7.02	8.7 %

Tabla 3.3. Variación entre los mínimos de las respuestas al aplicar diferentes flujos de calor.

Las curvas mostradas en la figura 3.4 se utilizan para determinar la variación de la potencia normalizada, ΔP , como consecuencia de aplicar diferentes valores de flujo de calor. Se analizan las respuestas en un intervalo de tiempo de 0 a 250 [s]. El decremento de potencia en este tiempo se calcula con la igualdad 3.4:

$$\Delta P = P_{t=250} - P_{t=0} \quad (3.4)$$

Los resultados de la variación de la potencia normalizada son mostrados en la tabla 3.4.

Posición del dimmer	Flujo de calor Q [mW/cm ²]	ΔP
20	13.9	0.2
16	12.1	0.2
12	10.2	0.1

Tabla 3.4. Decremento de potencia, ΔP , en función del flujo de calor aplicado.

En la figura 3.5 se observa la recta que se ajusta, por el método de mínimos cuadrados, a los puntos ubicados gráficamente en la relación ΔP y Q . La pendiente calculada de esta recta corresponde a la sensibilidad del dispositivo y toma el valor de 31.03 [cm²/μW].

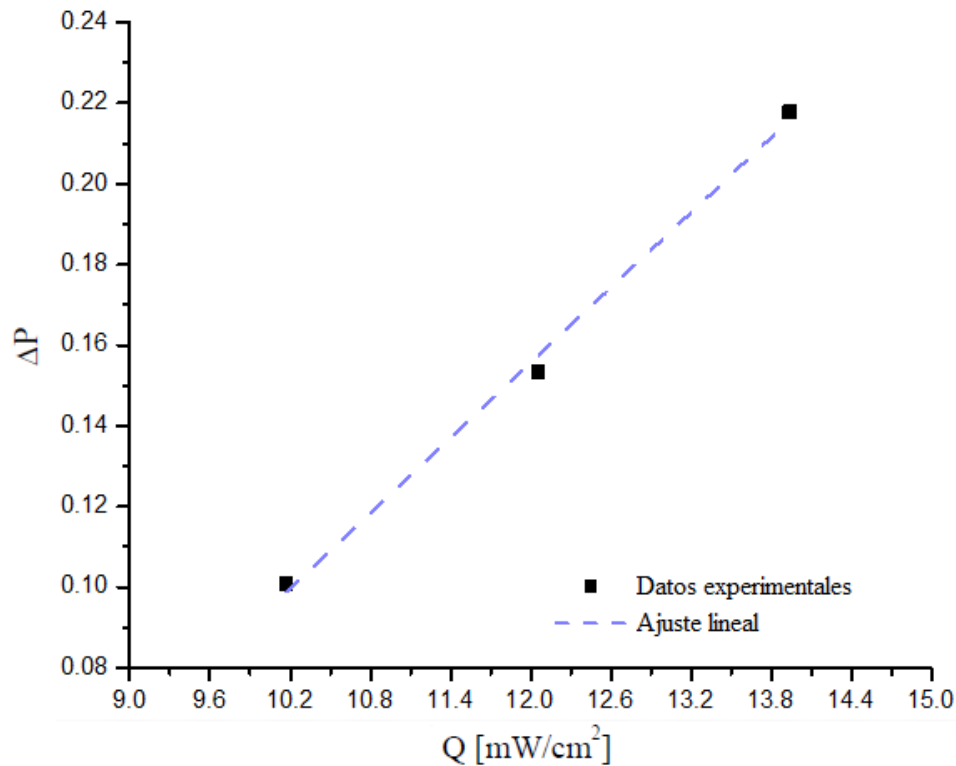


Figura 3.5. Recta de calibración del sensor de flujo de calor.

Con las respuestas del sensor mostradas podemos concluir que a mayor flujo de calor aplicado el decremento en la potencia de la señal, que corresponde a la deflexión del haz de luz, será mayor.

3.4. PRUEBAS DE REPETIBILIDAD

La repetibilidad puede definirse como la capacidad de reproducción de la señal de salida de un instrumento al medir repetidamente valores idénticos de la variable de entrada, en las mismas condiciones y en el mismo sentido de variación recorriendo todo el rango. La repetibilidad es sinónimo de precisión, a mayor repetibilidad, los valores de la señal de salida estarán más concentrados, es decir, habrá menos dispersión y una mayor precisión [15].

Para completar este capítulo se muestran los resultados obtenidos al realizar en repetidas ocasiones una prueba bajo condiciones similares.

Siguiendo el mismo procedimiento experimental que se describió en el punto anterior, se efectuaron cuatro pruebas en donde se aplicó un flujo de calor de $13.9 \text{ [mW}/\text{cm}^2]$, es decir, se utiliza el control de intensidad de la lámpara (*dimmer*) en la posición 20 (tabla 2.3). Las curvas de respuesta se observan en la figura 3.6.

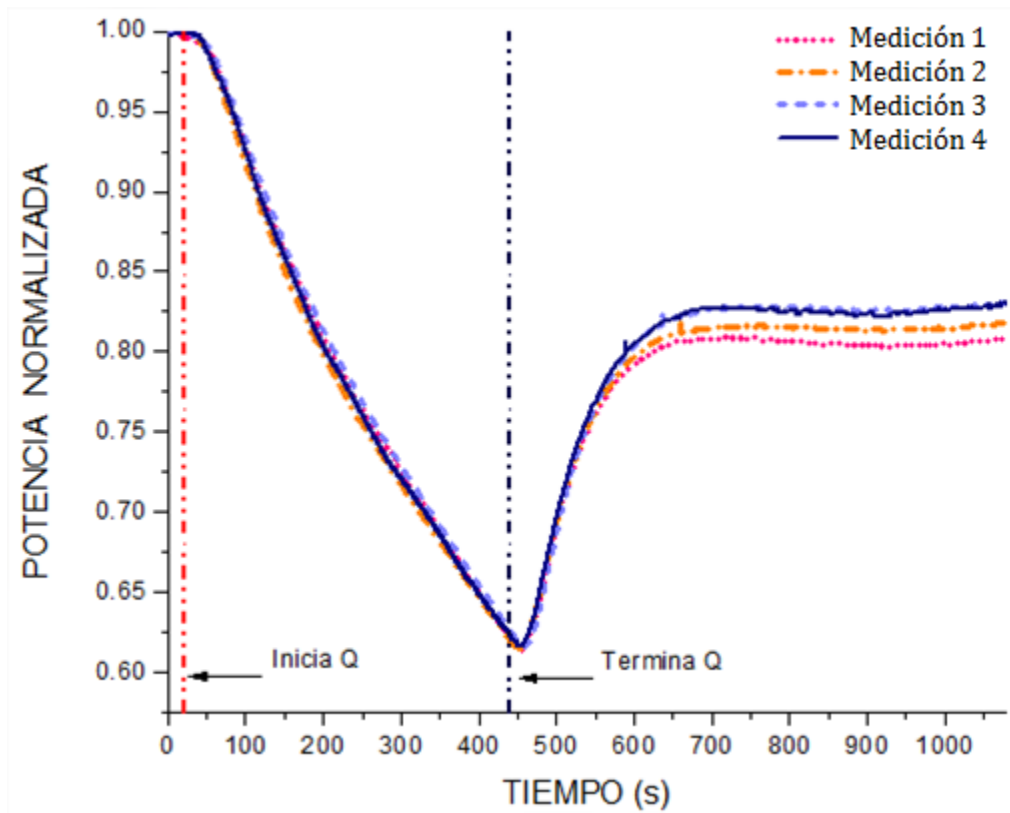


Figura 3.6. Respuesta del sensor bajo condiciones constantes, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$.

Las respuestas aplicando un mismo pulso de calor tienen un decremento de potencia similar. Por medio del análisis con software de las curvas de la figura 3.6, se calcula la máxima variación que existe entre las respuestas cuando alcanzan su valor más bajo, es decir, en un tiempo de 455 [s] aproximadamente. Esta máxima diferencia se observa entre la medición 1 y la medición 4 y se calcula que tiene un valor de 0.9 %. Con este valor podemos asegurar que la variación, es decir, la diferencia en el decremento de potencia entre las mediciones de la figura 3.6 es despreciable, por lo tanto, existe repetibilidad en el sensor.

En las respuestas mostradas en las gráficas 3.6 es posible observar que la repetibilidad durante el periodo de enfriamiento no se garantiza, sin embargo, solo se analizará el proceso de calentamiento; por lo que el comportamiento de las respuestas posterior a los 440 [s] no se considera.

En conjunto, por medio del análisis de todas las respuestas obtenidas experimentalmente con el dispositivo descrito durante este capítulo, se puede concluir que el sensor tiene una sensibilidad de $31.03 \text{ [cm}^2/\mu\text{W}]$ y las mediciones obtenidas a partir de condiciones similares son repetibles. Ahora, disponiendo de un sensor calibrado y con respuestas repetibles, se comenzará a utilizar el dispositivo para realizar pruebas en tejido biológico enfatizando las diferencias de conducción de calor debido a su composición y estructura.

CAPÍTULO 4

PROPIEDADES TÉRMICAS EN TEJIDO BIOLÓGICO

Haciendo uso del método descrito en el capítulo anterior, en el presente se mostraran los resultados obtenidos al efectuar mediciones de flujo de calor en tejido biológico y cómo estas respuestas son diferentes para distintos órganos.

4.1. MÉTODO DE CARACTERIZACIÓN

Previamente se ha observado la funcionalidad del sensor al realizar variaciones en el flujo de calor aplicado. Se mostró y comprobó que el decremento de potencia detectado por el sensor diseñado que caracteriza a una prueba depende del flujo de calor. Ahora, por medio de este principio, se utilizará el sensor descrito para hacer pruebas utilizando tejido biológico y se determinarán algunos de los parámetros que pueden variar la conducción de calor en las muestras.

Inicialmente, es necesario adaptar el montaje anteriormente utilizado para incluir un corte de tejido biológico entre la fuente de calor y el bloque de acrílico. Para ello, las muestras biológicas se colocaron como se muestra en la figura 4.1, en donde ahora, el tejido biológico fungirá como fuente de calor en sistema al estar en contacto con la película oscura del bloque que le transfiere calor. Como ya se ha visto, este flujo de calor aplicado provocará una desviación angular en la trayectoria lineal del haz de luz.

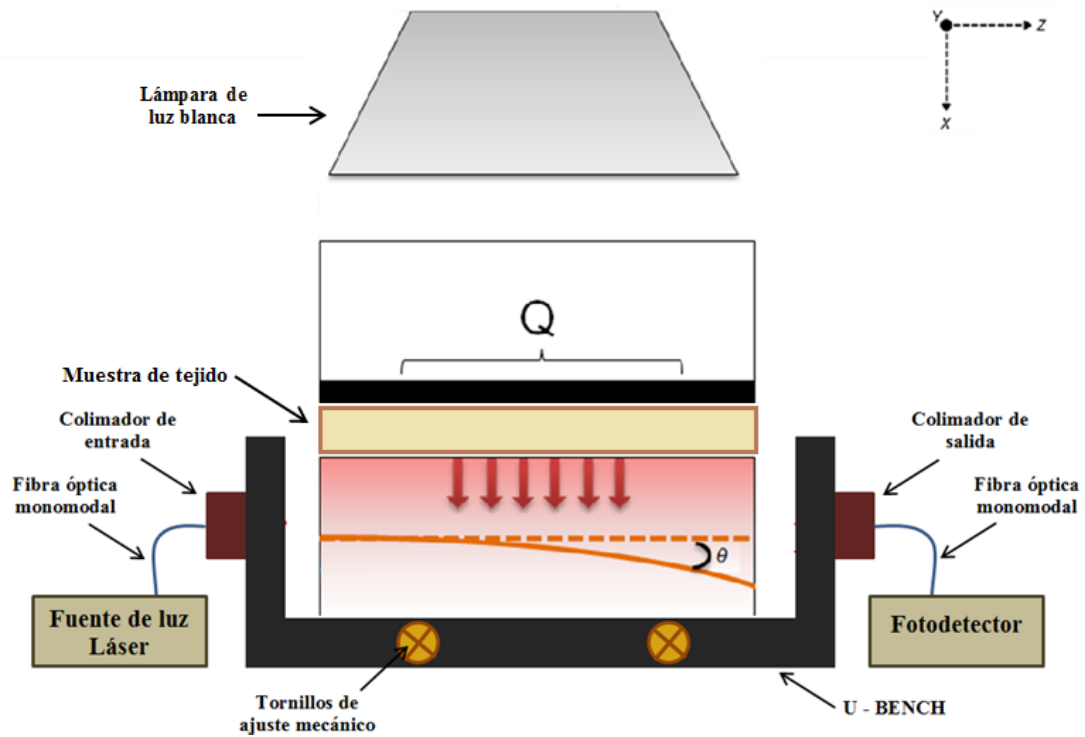


Figura 4.1. Elementos en el montaje del sensor de flujo de calor para la caracterización de una muestra de tejido biológico.

Es importante hacer mención de las características que se buscaron mantener constantes en cada corte de tejido. Se pretendía que las dimensiones de las muestras fueran siempre de 1 [cm] de ancho, 3 [cm] de largo, para cubrir el área de la cara superior del acrílico, y de 0.1 a 0.2 [cm] de espesor. Particularmente, esta última acotación resulta más difícil de lograr en los cortes debido a la naturaleza misma del tejido.

4.2 RESULTADOS EXPERIMENTALES CON TEJIDO AVIAR

La caracterización del tejido comenzó con pruebas realizadas en tejido aviar comercial: corazón, hígado y molleja. Siguiendo el mismo procedimiento del capítulo 3, con un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$, se efectúan las mediciones que se grafican en la figura 4.2, notando un cambio de conducción de calor dependiendo de la muestra que se está evaluando. Este cambio corresponde a las diferencias de composición y estructura propias del tejido.

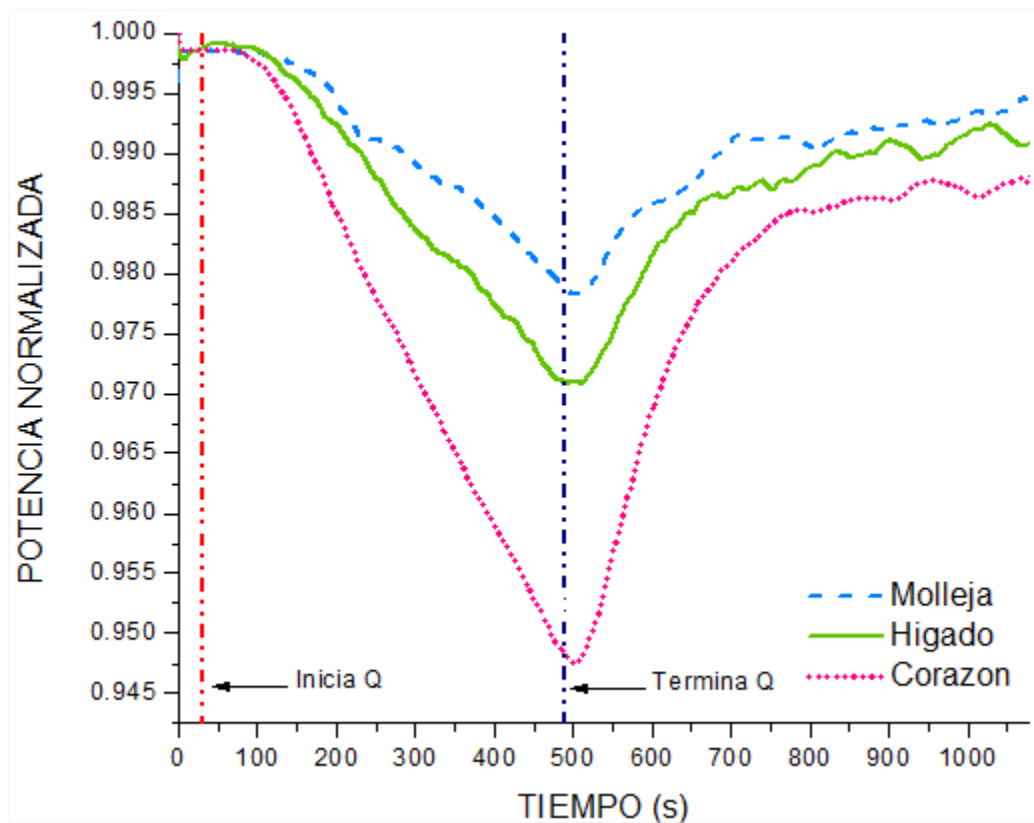


Figura 4.2. Curva de conducción de calor en tres tejidos aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 [mW/cm^2]$.

Los tejidos utilizados en las pruebas se componen de elementos variados, en los que podemos destacar la cantidad de grasa. La molleja de pollo presenta 2.06 [g] de grasa por cada 100 [g] [16], mientras que el hígado y corazón tiene 3.86 [g] y 5.83 [g] respectivamente [17]. Esta relación indica que la presencia de grasa es un parámetro importante a considerar para la conducción de calor en los tejidos.

4.3 RESULTADOS EXPERIMENTALES CON TEJIDO COMPUESTO POR COLÁGENA

Las fibras colágenas son una proteína fibrosa insoluble que contiene grandes cantidades de una estructura regular formando un cilindro largo. La colágena es el componente más abundante en piel, tendón y hueso, constituyendo aproximadamente el 25% de la masa total de proteína en los mamíferos [18].

Existen diferentes formas de colágeno y sus fibras están presentes en todos los tipos de tejido conectivo del cuerpo. El colágeno se clasifica de acuerdo con su organización molecular como tipo I, tipo II o tipo III. El tipo I está presente en la dermis, cartílago fibroso, hueso, cápsula

de órganos, y tendón, con funciones de resistencia a la tracción, soporte y protección. El tipo II en cartílago elástico, con funciones de resistencia a la presión y deslizamiento. El tipo III se encuentra principalmente en la capa media de órganos tubulares y cavitarios, en los órganos macizos como riñón, hígado, bazo y ganglios linfáticos, con funciones de mantenimiento de la estructura de estos órganos y sustentación de las células.

4.3.1 TENDÓN BOVINO

Con el objetivo de continuar identificado las propiedades termo-ópticas en tejido biológico y cómo es que diversos parámetros del material afectan a la conducción de calor, se realizaron pruebas en muestras de tendón bovino, característico por su composición de colágena tipo 1.

Inicialmente se efectuó un corte de tendón bovino y posteriormente se realizaron tres mediciones con dicha muestra aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$. Estos resultados se muestran en la figura 4.3.

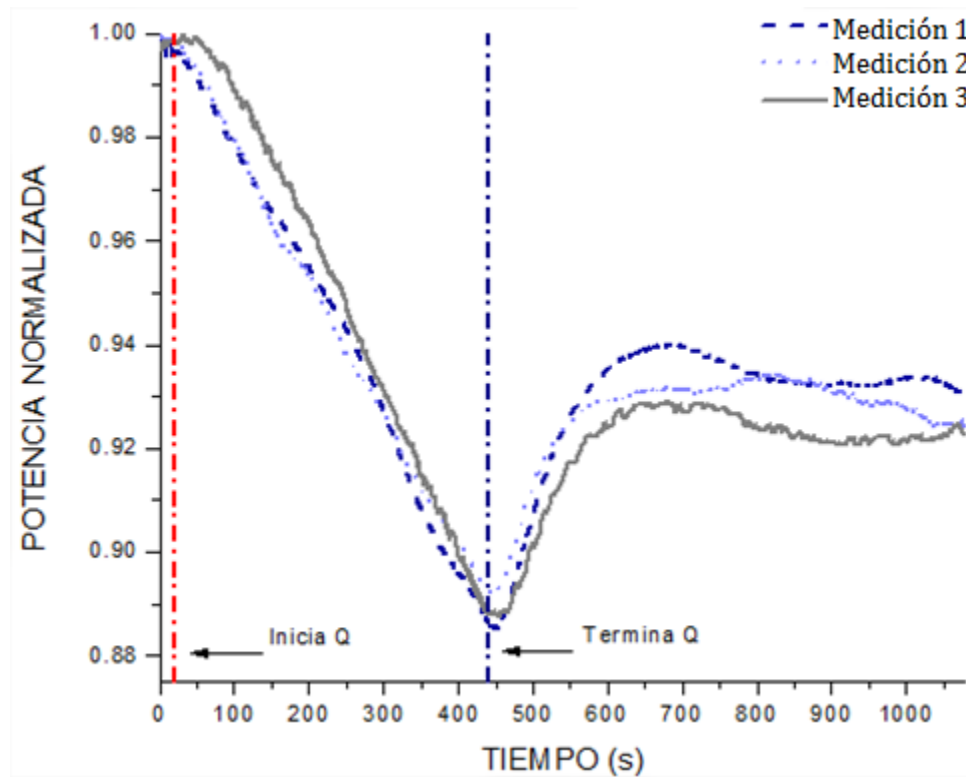


Figura 4.3. Curvas de conducción de calor en tendón bovino, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$.

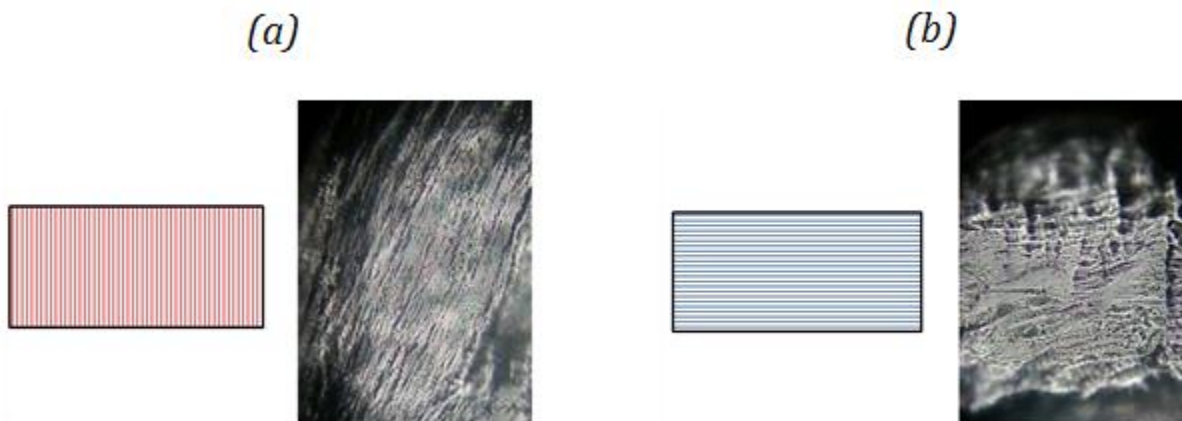
Los resultados de la figura 4.3 pueden comprobar que, usando este tejido en las mediciones, existe repetibilidad en el sistema. La diferencia mayor calculada en el segundo 450, entre la medición 1 y 3 no sobrepasa el 1% de la potencia normalizada por lo que se pueden descartar variaciones significativas.

4.3.2 CORTES DIRECCIONALES DE TENDÓN BOVINO

Hasta el momento se ha comprobado la eficiencia del sistema debido a que es posible distinguir distintos tejidos, logrando de esta manera relacionar las propiedades térmicas de las muestras en función de su conducción de calor. En este apartado se presentan resultados experimentales sobre la caracterización estructural al realizar cortes de tendón bovino en distintas direcciones.

Al experimentar con muestras de tejido biológico, se comenzó por realizar cortes arbitrarios en éste. Se observó una conducción diferente en cada muestra como resultado de las variaciones en las propiedades termofísicas que dependen directamente de la estructura del tejido. Por ello y para profundizar en las nociones de la dependencia del entramado del tejido con la conducción de calor, se efectuaron dos cortes: uno en sentido vertical, es decir, de acuerdo con el sentido de las fibras del tendón y otro corte horizontal, es decir, en orientación perpendicular a las fibras del tejido.

En las figuras 4.4 (a) y (b) se muestran las imágenes del tejido visto al microscopio (usando un equipo marca *Leica*, modelo DME, aumento 40x) en cortes vertical y horizontal respectivamente, en ellas se nota la diferencia estructural que marcan las fibras del tendón y se observa un entramado más denso en el corte en sentido horizontal.



*Figura 4.4. (a) Corte de tendón bovino en sentido vertical.
(b) Corte de tendón bovino en sentido horizontal*

Se realizaron pruebas aplicando un pulso de calor $Q = 13.9$ [mW/cm²] para verificar el comportamiento de las respuestas en conducción de calor. Los resultados utilizando el corte de tendón en sentido vertical se muestran en la figura 4.5.

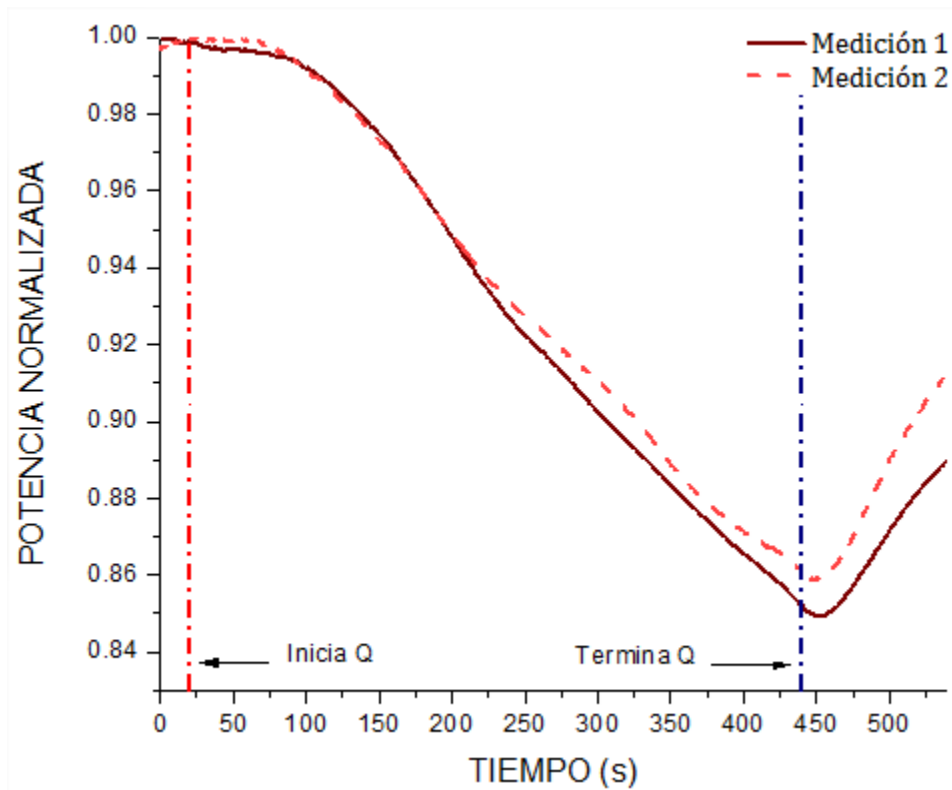


Figura 4.5. Curvas de conducción de calor en un corte de tendón bovino vertical, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$.

De la figura 4.5 es posible notar que la conducción de calor, en una muestra de tendón bovino haciendo un corte vertical, propicia que la potencia normalizada en el sensor decaiga hasta un valor de entre 0.85 y 0.86 aproximadamente. Nuevamente se muestra la repetibilidad en las respuestas del sensor durante el periodo de calentamiento al tener un valor despreciable entre la variación de la conducción de calor en este tejido.

A continuación, en la figura 4.6, se muestra la respuesta del sensor al efectuar mediciones de conducción de calor con el corte de tendón en sentido horizontal.

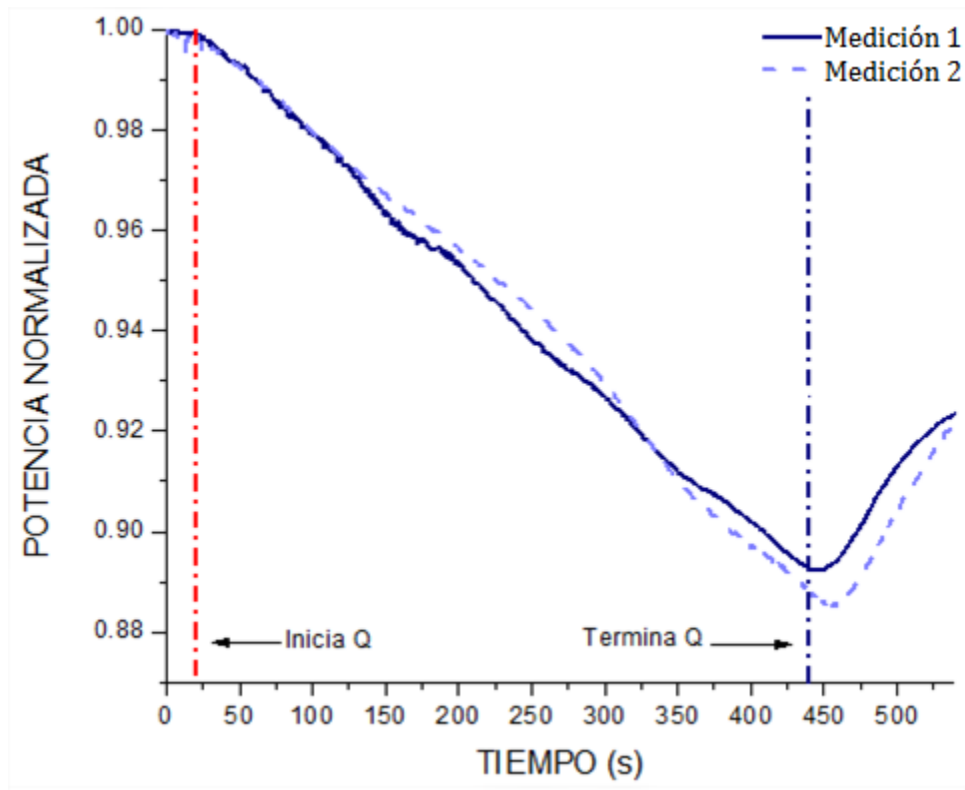


Figura 4.6. Curvas de conducción de calor en tendón bovino horizontal, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$.

Con los resultados obtenidos al realizar pruebas de conducción de calor en una muestra de tendón bovino haciendo un corte horizontal, se observa que el decremento en la potencia normalizada en el sensor oscila entre los valores de 0.88 y 0.89 aproximadamente.

Finalmente, en la figura 4.7, se muestra una comparación de las curvas mostradas anteriormente, obtenidas en cortes de tendón bovino en diferentes sentidos. En ellas se visualiza claramente la diferencia que existe de conducción de calor.

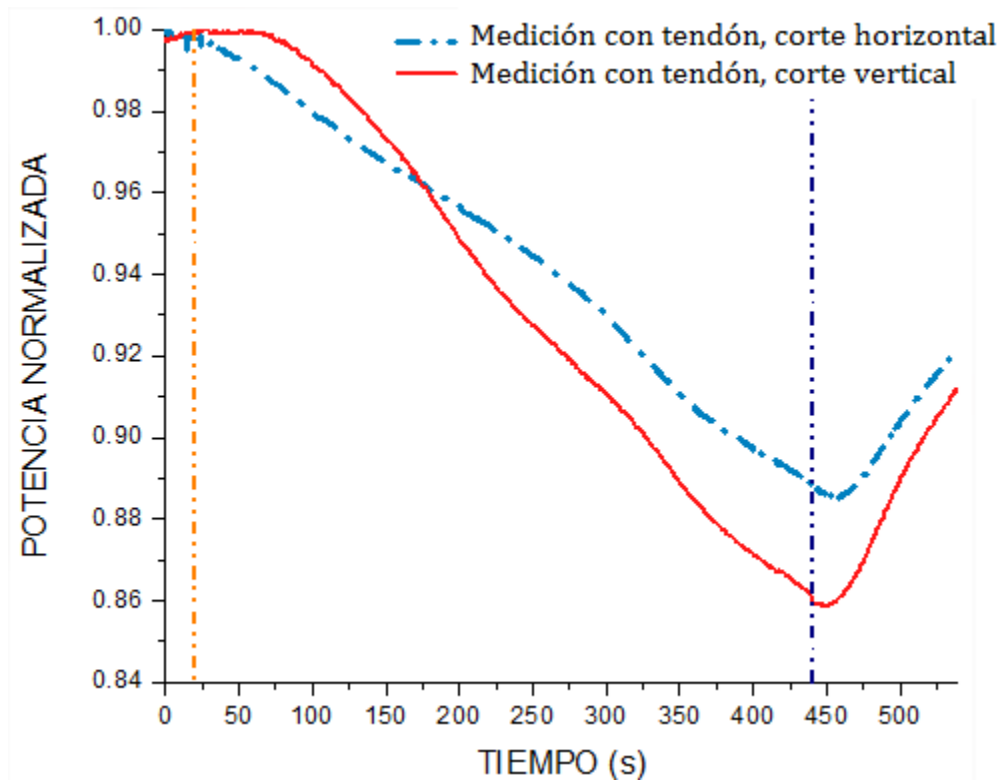


Figura 4.7. Comparación entre las curvas de conducción de calor en un corte horizontal y en un corte vertical de tendón bovino, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$.

En la figura 4.7 se destaca la diferencia de conducción de calor entre los diferentes cortes. Se observa un cambio de pendiente en las curvas y un decremento de potencia distinto para muestras con igual espesor y mismas condiciones de medición. Se puede observar que un entramado más denso dificulta la forma en la que el calor se propaga dentro del mismo material.

La conducción de calor en muestras biológicas depende del entramado natural que presentan estos tejidos y, por medio de las pruebas realizadas en cortes con diferentes direcciones, se pudo observar que cuando existe un entramado más denso, la conducción térmica se dificulta. La conducción de calor en el tejido refleja su composición, en el caso del tendón bovino se compone por fibras de colágena, aislante térmico natural.

4.3.3 RESULTADOS EXPERIMENTALES CON TEJIDOS COMPUESTOS POR DIFERENTES TIPOS DE COLÁGENA

Ahora, los resultados obtenidos por medio de las pruebas realizadas en cortes de tendón bovino se compararán con otra muestra de otro tejido: tráquea de cerdo.

La tráquea de cerdo está compuesta por colágena tipo II. Se configura como un tubo formado por la sucesión de una serie de anillos o cartílagos traqueales, los cuales se encuentran unidos entre sí por los llamados ligamentos anulares [19].

Para realizar la comparación de conducción entre muestras de tejido con una composición distinta de colágena se realizaron pruebas en un corte horizontal de tendón bovino y se comparan con las realizadas en tráquea de cerdo. El espesor del tubo traqueal es aproximado a la dimensión que se busca (1 o 2 [mm]) por lo que no fue necesario realizar en él un corte transversal únicamente longitudinal para ajustarlo a las proporciones necesarias; la apariencia de esta muestra biológica es totalmente homogénea.

En la figura 4.8, se muestran los resultados de conducción de calor en los dos casos: tráquea de cerdo y tendón bovino.

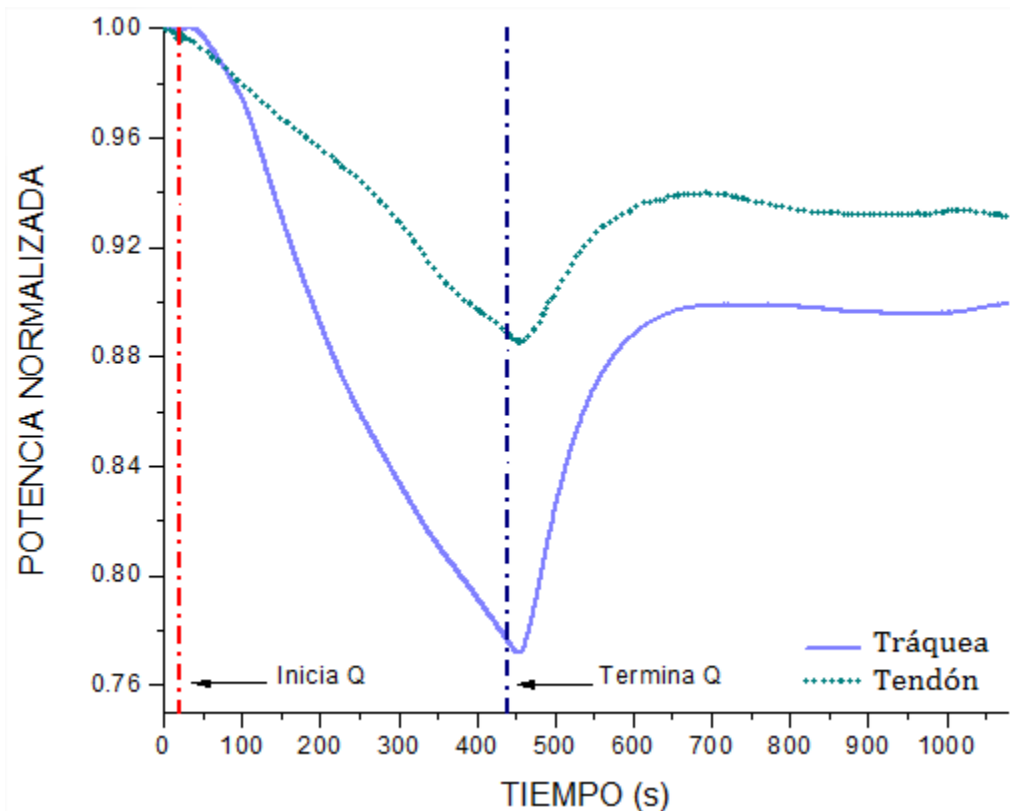


Figura 4.8. Comparación entre las curvas de conducción de calor usando tráquea de cerdo y tendón bovino; aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$.

De la figura 4.8 se destaca la diferencia de conducción de calor entre las muestras. Mientras que en el tendón bovino la potencia normalizada decae hasta un valor 0.85 aproximadamente, en la tráquea de cerdo el decremento llega hasta un valor de 0.72; es decir, la tráquea de cerdo, compuesta por colágena tipo II y con una apariencia homogénea, presenta una mayor conducción de calor ya que en la respuesta del sensor hay un cambio de potencia

normalizada mayor. Estas diferencias muestran la viabilidad del sensor para distinguir entre un compuesto de diferente tipo presente en dos muestras biológicas de distinta naturaleza. Un tejido con alto contenido de colágena tendrá bajas propiedades térmicas para conducir calor ya que la colágena actúa como un aislante térmico [20].

4.4 MEDIO PARA LA CONSERVACIÓN DEL TEJIDO

Después de haber realizado mediciones de conducción de calor en órganos diferentes de pollo, en tendón bovino y tráquea de cerdo, se detectó la necesidad de encontrar un medio para conservar las muestras de tejido, particularmente por abrir la posibilidad de realizar repetidas mediciones en él, evitando la descomposición, oxidación y deshidratación en los materiales, factores que alteran las condiciones del tejido en cada medición.

Para identificar al mejor medio de conservación se realizaron pruebas con hígado de pollo, por ser el tejido biológico al que tenemos más fácil acceso. Se sumergieron muestras de este órgano en diferentes soluciones; el procedimiento de estas pruebas consiste en realizar un corte de tejido y sumergirlo durante un tiempo diferente en cada solución. Después, se toma el corte para realizar una prueba en donde se aplica un pulso de calor constante, se devuelve al medio de conservación y, transcurridos aproximadamente 60 minutos, se efectúa una segunda medición de conducción de calor en el mismo corte, bajo las mismas condiciones. Los medios de conservación que se evaluaron y los resultados obtenidos se describen a continuación.

4.4.1 TEJIDO EN AGUA TRIDESTILADA

Se le conoce bajo este nombre al líquido incoloro e inodoro; que ha sido sometido al proceso de destilación en tres ocasiones. El proceso de destilación se basa en llevar al agua a su punto de ebullición (100 [°C] @ 1 [atm] de presión), cuando el agua alcanza esa temperatura, el vapor sube y pasa por una columna, posteriormente se dirige a un tubo refrigerante donde condensa gracias a la corriente de agua fría que pasa a través de la estructura; las impurezas se quedan en el matraz inicial. Es utilizada principalmente para formulaciones y soluciones de alta precisión en laboratorios químicos, clínicos y biológicos, lavado de instrumentos quirúrgicos y para la fabricación de soluciones y colorantes de uso clínico.

La razón principal para utilizar este medio es evitar que el tejido se deshidrate después de estar expuesto al medio ambiente. Con el uso de agua tridestilada se evita también que el tejido se contamine con agentes presentes en el agua común.

Los resultados se obtienen a partir del siguiente procedimiento de medición: después de realizar la primera medición, se sumerge la muestra de hígado de pollo en agua tridestilada y transcurrido un tiempo de conservación igual a 60 minutos, se realiza la segunda medición. Los resultados se observan en la figura 4.9.

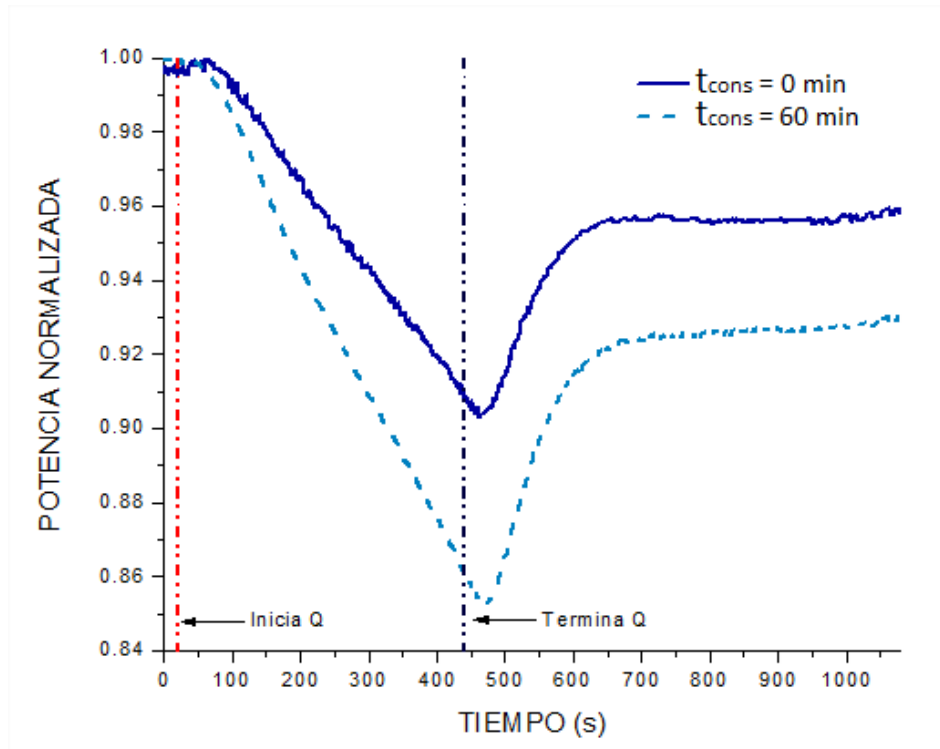


Figura 4.9. Curvas de conducción de calor en hígado de pollo sumergido en agua tridestilada, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$.

Se puede notar que la conducción de calor cambia después de haber transcurrido 60 minutos, por ello, el agua tridestilada no funciona como un buen agente conservador para este caso. Adicionalmente, es importante mencionar que el tejido sumergido en agua tridestilada se descompone después de uno o dos días.

4.4.2 TEJIDO EN UNA SOLUCIÓN DE FOSFATO SALINO (BPS)

El pH es una medida de la acidez o alcalinidad de una solución. Algunas reacciones, de tipo bioquímico especialmente, requieren medios en los que el pH no varíe. Las disoluciones amortiguadoras, también llamadas tampón o *Buffer*, cumplen este fin, mantienen el pH constante al añadirles pequeñas cantidades de ácido o de base. Estas soluciones son siempre de un ácido débil con una base fuerte o viceversa, es decir, de una base débil con un ácido fuerte. Las reacciones entre ácidos y bases son llamadas reacciones de neutralización y tienen como producto una sal y agua [21].

El tampón fosfato salino o buffer fosfato salino (conocido también por sus siglas, BPS) es una solución acuosa y salina que contiene cloruro sódico, fosfato sódico, cloruro de potasio y fosfato de potasio. Su osmolaridad (concentración total de sustancias en disoluciones usadas en medicina) y concentración de iones (Cl^- , Na^+ y K^+) es muy semejante a la del líquido extracelular de los mamíferos. Mientras que los grupos fosfato mantienen el pH estable, la osmolaridad coincide con la del cuerpo humano. Se trata de una solución isotónica, es decir, la concentración de soluto es igual dentro y fuera de la célula; no es tóxica para las células de los mamíferos, y su pH es de 7.4. El BPS puede emplearse como diluyente para métodos de desecación de biomoléculas, ya que las moléculas de agua presentes en el PBS se adhieren alrededor de la biomolécula y permiten inmovilizarla a una superficie sólida [22]. Esta monocapa de agua evita que la biomolécula sea desnaturalizada (o sufra modificaciones conformacionales) en el proceso de desecación.

Al introducir las muestras en esta solución se pretende evitar que el contacto con el medio ambiente dañe y altere al pH del tejido variando significativamente su composición o estructura. El procedimiento de medición parte de efectuar una prueba con tejido fresco, al finalizarla, se sumerge el corte en la solución BPS y después de 60 minutos se realiza una segunda prueba. Los resultados se muestran en la figura 4.10.

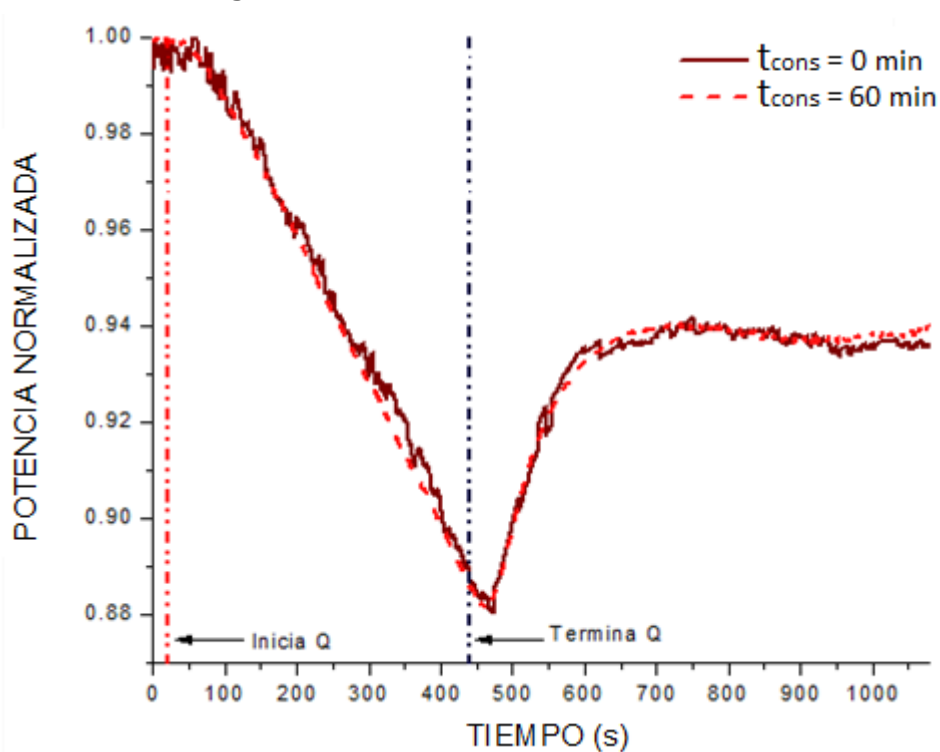


Figura 4.10. Curvas de conducción de calor en hígado de pollo sumergido en BPS, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$.

Los resultados que se analizaron por medio de las respuestas gráficas de la figura 4.10 nos muestran que la solución BPS conserva parcialmente el tejido en buenas condiciones ya que la

diferencia en conducción de calor entra la primera y segunda prueba son despreciables, sin embargo, en este caso también las muestras se descomponen después de uno o dos días. Por este motivo, finalizaremos con experimentos utilizando como medio de conservación una solución basada en formol.

4.4.3 TEJIDO EN FORMOL

El formaldehído o metanol es un compuesto químico altamente volátil y muy inflamable. Se obtiene por oxidación catalítica del alcohol metílico. En condiciones normales de presión y temperatura es un gas incoloro, de un olor penetrante, muy soluble en agua y en ésteres. Las disoluciones acuosas al ~40% se conocen con el nombre de formol, que es un líquido incoloro de olor penetrante y sofocante. El formol se usa comúnmente para embalsamar cadáveres, como desinfectante en granjas, fertilizante y en un sinnúmero de aplicaciones industriales. En el caso de la función que posee el formol como conservador de cadáveres, los cambios “post-mortem” en células y tejidos se pueden retardar y/o prevenir mediante fijadores químicos. Las técnicas histológicas se basan en el uso de estos agentes, procurando siempre que los tejidos así tratados permanezcan tan semejantes a los vivos como sea posible. El formol seca los líquidos que se encuentren en la muestra o cuerpo para evitar su descomposición.

Para realizar las pruebas necesarias para verificar el funcionamiento de esa solución como agente conservador del tejido, es necesario sumergir la muestra biológica al menos 48 horas, después de este periodo de tiempo es posible garantizar que el tejido se encuentra “fijo”, es decir, que no sufrirá alteraciones estructurales producidas por la acción de enzimas locales y por la proliferación de bacterias y hongos provenientes del medio ambiente o de la misma muestra [23]. La solución en donde se sumergen las muestras se compone de 1 porción de formol por cada 10 de agua tridestilada. El motivo de realizar esta mezcla es que el medio resulte menos agresivo para el tejido y no termine por disolver la muestra por completo.

Después de transcurridas las 48 horas de fijación del tejido, se realizan la primera y segunda prueba a un tiempo de conservación igual a 48 y 49 horas, respectivamente. Los resultados se muestran en la figura 4.11.

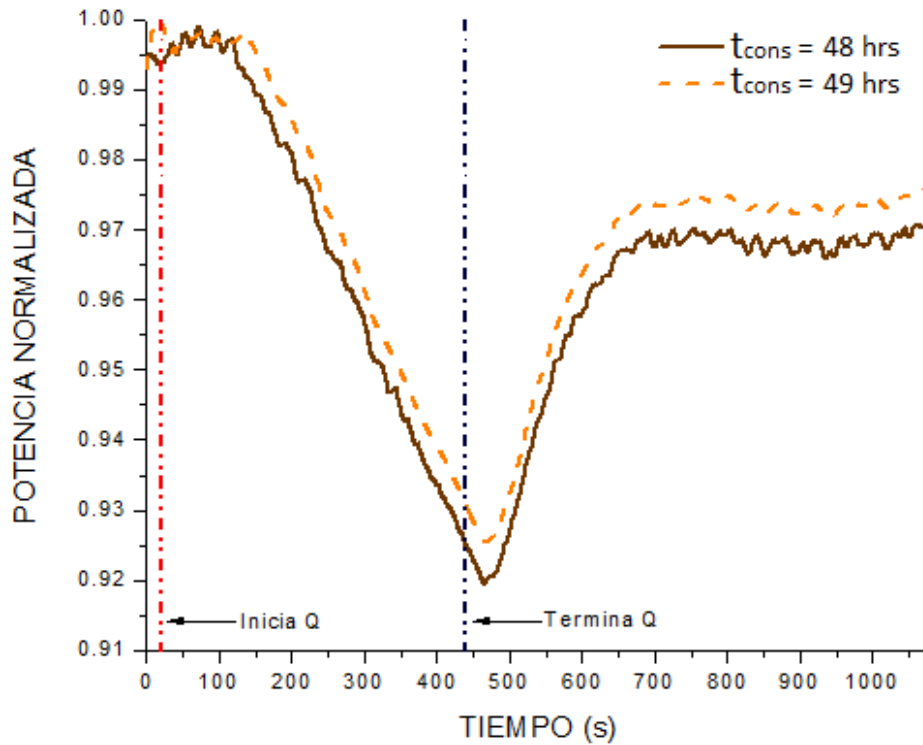


Figura 4.11. Curvas de conducción de calor en hígado de pollo sumergido en formol, aplicando un pulso de calor $Q = 13.9 \text{ [mW/cm}^2\text{]}$.

Las curvas de respuesta muestran que existe una buena repetibilidad entre la primera y segunda medición sobre una misma muestra de tejido biológico después de haber transcurrido aproximadamente 60 minutos entre las dos mediciones.

Se optará por el formol como medio de conservación para futuras muestras debido a que es posible evitar la descomposición del tejido durante lapsos muy prolongados y, con base en las pruebas realizadas, se obtienen respuestas muy similares de conducción de calor, es decir, el tejido no se ve afectado.

Al concluir la exposición de los resultados obtenidos en este capítulo, se muestra cómo el entramado natural del tejido, la presencia de compuestos biológicos como colágena y grasa, y la conservación de la muestras afecta la conducción de calor medida. La presencia de estos compuestos y el tratamiento de las muestras son parámetros fundamentales para la caracterización de los materiales.

CONCLUSIONES

Durante la realización del presente trabajo se logró validar la funcionalidad del sensor para caracterizar tejido biológico. El sistema, que basa su operación en la deflexión fototérmica, opera con una alta repetibilidad y los resultados obtenidos a partir de la realización de pruebas en diferentes tejidos demuestran que la sensibilidad del dispositivo es suficiente para la detección del flujo de calor en función de características específicas de composición y estructura del material.

Inicialmente se realizaron pruebas para la calibración del dispositivo aplicando un pulso de calor. En los resultados obtenidos se pudo observar que el decremento en la potencia recolectada está directamente relacionado con el flujo de calor que se aplica; a mayor flujo de calor, mayor será también el decremento de potencia medido en el sensor. Las curvas resultantes de aplicar diferentes valores de flujo de calor se utilizaron para determinar la relación entre el decremento de la potencia y el flujo de calor que se usó para calcular la sensibilidad del sensor, obteniendo un valor de $31.03 \text{ [cm}^2/\mu\text{W]}$.

Una vez que se estimó el valor de la sensibilidad del dispositivo, fue necesario validar la repetibilidad de mismo. Esto se llevó a cabo al efectuar repetidas mediciones aplicando un mismo valor de flujo de calor al sistema. Los resultados muestran que las variaciones entre las pruebas efectuadas son despreciables al distinguir una diferencia de máximo el 89% de la potencia normalizada. Con base en ello, se concluye que el sensor presenta la característica de poder repetir experimentos bajo las mismas condiciones sin tener variaciones significativas en los resultados, cualidad imprescindible en un sistema de instrumentación.

Posterior a la calibración del sensor, se comenzó por caracterizar la conducción de calor en muestras de tejido aviar; para ello se midió utilizando corazón, hígado y molleja de pollo comercial. Al aplicar el método de medición de flujo de calor se pudo observar que cada una de las diferentes muestras presenta una respuesta muy distinta lo cual cumple con el objetivo de la caracterización.

Como siguiente paso, se experimentó con cortes direccionales de tejido, es decir, fue necesario conocer cómo el entramado natural del tejido biológico afecta a la conducción de calor; esto se llevó a cabo realizando cortes en muestras de tendón bovino en dos sentidos: transversal y longitudinal. Se puede concluir que cuando existe un entramado más denso, la conducción térmica se dificulta. La conducción de calor en el tejido refleja su composición, en el caso del tendón bovino se compone por fibras de colágena, aislante térmico natural.

Continuando con la caracterización de las propiedades térmicas en tejidos, en última instancia se logró la identificación de un mismo compuesto, colágena, en diferentes tejidos, esto

es: colágena tipo I en tendón bovino y colágena tipo II en tráquea de cerdo. Como resultado de esta experimentación se puede concluir que la presencia de diferentes tipos de colágena en los tejidos tiene como consecuencia variaciones significativas en la conducción de calor, de esta forma fue posible agregar una funcionalidad más para la caracterización de tejido biológico.

De manera independiente a la caracterización del tejido biológico, durante este trabajo se realizaron pruebas para lograr identificar un medio de conservación óptimo para las muestras, de esta manera, es posible usarlas posteriormente en otra medición sin que se vean alteradas por la variación de la humedad, la descomposición u oxidación del tejido, entre otros factores que alteran su composición y estructura natural. Como resultado de experimentar con tres sustancias se concluyó que el formol actúa como el mejor agente de conservación, ya que logra mantener constantes las propiedades en el material biológico por periodos prolongados de tiempo. Se ha concluido que al experimentar con material biológico hay muchas variables que deben ser consideradas para obtener resultados confiables, dentro de ellas están la temperatura y la humedad del medio en el que son expuestas, el medio en el que se conservan y el corte direccional del tejido.

La forma en que diferentes materiales responden a un estímulo de calor proporciona información significativa acerca del estado de éste. El sistema propuesto para medir la conducción de calor, particularmente en muestras de tejido biológico, resulta una herramienta importante que puede auxiliar en el diagnóstico de diferentes patologías. Para que sea posible realizar diagnósticos certeros es necesario caracterizar a los materiales involucrados y profundizar en el conocimiento del estado de ellos permite deducir su comportamiento en diferentes contextos.

TRABAJO A FUTURO

Una de las primordiales razones para caracterizar al tejido biológico radica en desarrollar un auxiliar para el diagnóstico médico. Por ello, es fundamental ubicar las oportunidades de mejora en cuanto al montaje, en el método de caracterización y en el tratamiento del tejido, para finalmente, lograr un dispositivo con alta sensibilidad capaz de cuantificar las características termo-ópticas de los materiales.

La condición final que presenta el tejido después de haber estado expuesto durante el tiempo que determina la prueba al medio ambiente y después de utilizarlo en varias repeticiones, mostraron la necesidad de incluir un sistema de control de temperatura y humedad, con ello es posible mantener constantes los valores de estas variables en los niveles aproximados a su condición original. En primera instancia, dicho sistema de control se basará en las técnicas convencionales del control automático incluyendo herramientas de programación y electrónica.

En la alineación de bloque de acrílico por el que se propaga el haz de luz, se distingue un problema en el montaje: la inestabilidad mecánica en el sistema de propagación; por lo que una mejora radica en modificar el soporte y el sistema de alineación a fin de hacerlo más sencillo. Una propuesta para lograrlo consiste en integrar en una pieza fija a los colimadores, al bloque de acrílico y a la base, reduciendo así el ruido mecánico en el montaje.

Finalmente, como una mejora a la portabilidad y autonomía de este sistema, se propone integrar cada uno de los elementos que lo conforman en un solo equipo; esto es, diseñar una fuente de luz láser propia y un detector electrónico, además de un *software* de monitorización remota que se implementaría en el sistema utilizando tecnología inalámbrica. Lograr este dispositivo compacto dotaría al diseño de mayor portabilidad, acercando más esta tecnología de sensado a una aplicación altamente útil y comercial.

B I B L I O G R A F Í A

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cadena, O. *et al.* (2008). Diseño y Construcción de Prototipo para medición de Flujo de Calor aplicando Calorimetría Directa: Sensado por Flujo de Calor. Dyna, Año 75, No. 155, pp. 181-184. Medellín Colombia.
2. Bhavaraju, N., Cao, H. & Yuan, D. (2001). Measurement of directional thermal properties of biomaterials. IEEE Transactions on Biomedical Engineerig, Vol. 48, No. 2, pp 261 – 267.
3. Chun, J. *et al.* (2009). Design and Fabrication of Micro Heat Flux Sensor. International Conference on Intelligent Robots and Systems 0-7803-51 84-3/990, IEEE.
4. Kollar, E. (2003). 3x3 heat-flux sensor array for the thermal measurement of IC packages. 26th International Spring Seminar on Electronics Technology Se & Lesni, Slovak Republic. pp 7 – 18.
5. Shen, Y. *et al.* (2004). Fiber-optic system for heat flux measurement. Review of Scientific Instruments. Vol. 75, No 4, pp. 15-23.
6. Dongxiao, Liu *et al.* (2009) A Novel Temperature based Flat-Plate Heat Flux Sensor for High Accuracy Measurement. IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics: Singapur.
7. Ibarra, M. (2008). La ecuación del calor de Fourier: Resolución mediante métodos de análisis en variable real y en variable compleja. Jornada de Investigación en Ingeniería.
8. Esplugas S. & Chamarro E. (2005). Fundamentos de transmisión de calor: Universidad de Barcelona, departamento de ingeniería química.
9. Nave, R. (2005). Transferencia de Calor. Hyper Physics: Georgia State University
10. Holman, J. (1998). Transferencia de calor. Madrid: Mc Graw Hill.
11. Rosado, E. (2002). Técnicas de deflexión láser. Noviembre, 2013, de CINVESTAV, Unidad Mérida. Sitio web: <http://www.mda.cinvestav.mx>

12. Martínez, J. (1998). Optoelectrónica y comunicación óptica. Madrid: Consejo superior de investigaciones científicas.
13. Ibarra, R., & Serrano L. (1999). Principios de teoría de las comunicaciones. México: Editorial Limusa.
14. Carreño, F. & Antón M. (2001). Óptica Física. Madrid: Pearson Educación, S.A.
15. Creus, A. (2011). Instrumentación industrial. Barcelona, España: Marcombo.
16. National Nutrient Database for Standard Reference. (2008). Datos Nutricionales y composición de alimentos. Enero, 2014, de Health Alicious Ness, USDA. Sitio web: <http://www.healthaliciousness.com>
17. Fundación Universitaria Iberoamericana. (2005). Base de Datos Internacional de Composición de Alimentos. Enero, 2014, de FUNIVER. Sitio web: <http://composicionnutricional.com>
18. B. Alberts, D. Bray, J. Lewis, M. Raff, K. Roberts & J. Watson (2002). Biología Molecular de la Célula, 3ª Edición: Barcelona.
19. Gil, F. et al. (2008). Anatomía y Embriología Veterinarias. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria: España
20. Kreith, F. (2000). The CRC Handbook of Thermal Engineering. Crc Pr Inc.
21. Chang, R. (1992). Fisicoquímica con aplicaciones a Sistemas Biológicos. México: Cecsa
22. Facultad de Medicina UASLP. (2 de abril, 2008). Preparación de phosphate buffered saline. México: Laboratorio de Genómica Viral y Humana.
23. Tomasi, V. (2008). Fijación de Muestras Biológicas. Educación Histotecnología. Sitio web: <http://educacionhistotecnologiafijacion.blogspot.mx>

BIBLIOGRAFIA DE CONSULTA

- I. Rolle, C. (2001). Termodinámica. México: Editorial Prentice Hall.
- II. Morán, M., & Shapiro H. (1999). Fundamentos de termodinámica técnica. Barcelona: Editorial Reverté.

- III. Martín, J. (1996). Comunicaciones ópticas. Madrid: Editorial Paraninfo.
- IV. Yu, F. & Yin, S. (2002). Fiber Optic Sensor. New York: Marcel Dekker Inc.
- V. Rubio, B. (1994). Introducción a la Ingeniería de la fibra óptica. España: Editorial RAMA.
- VI. Olsen, E. (1990). Métodos ópticos de análisis. New York: Editorial McGraw - Hill.
- VII. Méndez, J. & Cuervo, R. (1995). Energía Solar Termica. Madrid: FC Editorial.
- VIII. Gómez, K., Piña, C. & Rodríguez, N. (2011). Obtención y caracterización de colágena tipo I a partir de tendón bovino. UNAM: Instituto de Investigaciones en Materiales.
- IX. Sabbagh, C. (2008). Biosíntesis y degradación de las fibras de colágeno. Caracas: Universidad Central de Venezuela.
- X. Sandoval, E., *et al.* (2003). Heat flux sensor based on photothermal beam deflection for thermal characterization of liquids. Laser Optics Proceedings of SPIE Vol. 5478. pp. 274-284. 2004.
- XI. Sánchez, C., Gutiérrez, A. & Alemán, N. (2012). Heat Flux Measurement of Biological Tissues by photothermal beam deflection. American Institute of Physics (AIP) Proc. 1494, 62-65(2012).
- XII. Alemán, N., & Sánchez, C. (2012). Caracterización de propiedades térmicas en tejidos biológicos por medio de la deflexión fototérmica. Memorias del Congreso de Instrumentación, SOMI XXVII, Culiacán Sin., México.
- XIII. Alemán, N., & Sánchez, C. (2013). Conducción direccional de calor en tendón bovino utilizando un esquema de medición basado en la deflexión fototérmica. Memorias del Primer Congreso Iberoamericano de Instrumentación, CIICA, Campeche, México.
- XIV. Ramírez, G., Alemán, N. & Sánchez, C. (2013). Diseño de un sistema de monitoreo y control de temperatura y humedad relativa para caracterización con tejido biológico. Memorias del Primer Congreso Iberoamericano de Instrumentación, CIICA, Campeche, México.
- XV. Benson, S. (1990). Calculos Químicos. México: Editorial Limusa
- XVI. Reactivos Químicos Meyer. (2008). Hoja de datos del Agua Tridestilada. Sitio web: <http://reactivosmeyer.com.mx>

- XVII. Cedrón, J. y Landa, V. (2009). Soluciones Buffer o Amortiguadoras. Enero, 2014, de Pontificia Universidad Católica del Perú. Sitio web: <http://corinto.pucp.edu.pe>
- XVIII. Manual de Laboratorio de Fisicoquímica FES Iztacala, UNAM.
- XIX. Hoja de especificaciones del Medidor Óptico de Potencia Thor Labs