

TÉCNICA DE DETECCIÓN DE CÁNCER DE PIEL POR MEDIO DE SECUENCIA DE ENFRIAMIENTO

Moreno Torres Tomás Alberto (1), Paniagua Guerra Luis Enrique (2), Luna José Manuel Dr. (3),
Hernández Guerrero Abel Dr. (4)

1 [Licenciatura en Ingeniería Mecánica] | Dirección de correo electrónico: [tomas.a.moreno.t@gmail.com]

2 [Licenciatura en Ingeniería Mecánica] | Dirección de correo electrónico: [le.paniaguaguerra@ugto.mx]

3 [Consultor Senior, Grupo SSC, San Miguel de Allende, Guanajuato] | Dirección de correo electrónico: [jm.luna@gruposscc.com]

4 [Departamento de Ingeniería Mecánica, División de Ingenierías, Campus Irapuato-Salamanca, Universidad de Guanajuato] | Dirección de correo electrónico: [abel@ugto.mx]

Resumen

El cáncer de piel es una constante que aqueja a nuestra sociedad, siendo uno de los más usuales en la actualidad; entre los distintos tipos de cáncer de piel destacan los melanomas (tumores malignos) causantes de la mayoría de las muertes por cáncer de piel. La imagen térmica infrarroja es un método de detección de dichas lesiones que aprovecha la radiación infrarroja de una superficie para cuantificar su comportamiento térmico. Al realizar una investigación del comportamiento térmico y propiedades de la piel es posible emular los resultados arrojados por la imagen térmica infrarroja mediante el uso de software especializado en procesos de biotransferencia de calor, y por lo tanto, simular las lesiones en la piel y su comportamiento térmico durante procesos de enfriamiento propuestos con la finalidad de encontrar una metodología idónea en la detección de melanomas.

Abstract

Skin cancer is a constant that afflicts our society, being one of the most common cancer nowadays; between different types of skin cancer stand out the melanomas (malignant tumors) causing most deaths from skin cancer. The infrared thermal image is a method of detection of these lesions; this method take advantage of the infrared radiation from a surface to measure its thermal behavior. With a research about thermal behavior and properties of the skin it possible to emulate the results obtained by infrared thermal image using a specialized processes bioheattransfer software, and therefore, simulate skin lesions and their thermal response to cooling process to find a methodology for detection of skin cancer.

Palabras Clave

Melanoma; Imagen térmica infrarroja; Biotransferencia de calor; Procesos de enfriamiento

INTRODUCCIÓN

Cáncer de Piel

El cáncer de piel es el crecimiento descontrolado de células anómalas de la piel. Sobreviene cuando el daño en el ADN de las células de la piel (provocado, principalmente, por la radiación ultravioleta procedente de la luz solar) desencadena mutaciones o defectos genéticos que hacen que las células de la piel se multipliquen rápidamente dando lugar a tumores malignos. Entre dichos tumores malignos se encuentran los melanomas, la forma de cáncer de piel más peligrosa. Aproximadamente el 3% de los casos de cáncer de piel son melanomas, causando más del 75% de las muertes relacionadas a este mal. Dado que el melanoma es una forma extremadamente agresiva de cáncer con una rápida metástasis la detección temprana es la mejor forma de prevenir un posible deceso, sin embargo, los chequeos anuales en clínicas especializadas no son suficientes para poder hacer una detección temprana [1].

Métodos de Detección de un Melanoma

La gran mayoría de los melanomas están presentes en lesiones pigmentadas en la superficie de la piel, es por eso que se usa el criterio ABCDE del melanoma, es decir, se evalúan características de la lesión cutánea en orden alfabético: Asimetría, Bordes, Color, Diámetro y su Evolución [1]. Este criterio solamente puede probar características cualitativas para un melanoma por lo cual supone altas tasas de falsos positivos y algunos falsos negativos.

Para evitar el riesgo de tener una detección tardía, se realizan comúnmente biopsias por incisión las cuales consisten en extraer una pequeña parte de tejido cutáneo para su posterior análisis y detección del posible cáncer. Dicho análisis cuenta con una tasa de “éxito” de 1 melanoma detectado por cada 10-20 incisiones realizadas [2], de aquí la importancia de las nuevas tecnologías para la pronta detección de

melanomas. Actualmente nuevas técnicas para la pronta detección de cáncer están siendo exploradas en numerosos laboratorios, entre las cuales se encuentran: fotografía digital, ultrasonido, resonancia magnética, entre otros.

Imagen Térmica Infrarroja (Infrared Imaging)

La Imagen Térmica Infrarroja es un método que cuantifica la radiación infrarroja del espectro electromagnético (0.75-10 μ m) emitida por una superficie, permitiendo así la obtención de la distribución de temperaturas del objeto de estudio en un tiempo dado, así pues, para el campo de la medicina resulta ser una herramienta muy útil en la detección de cáncer de piel.

Esta técnica puede ser desarrollada de forma pasiva (método estático) o activa (método dinámico). El primero consiste en la visualización de la radiación infrarroja emitida por una zona de interés de manera directa. La segunda técnica está basada en el siguiente principio: cuando una superficie se enfría o calienta, las variaciones en las propiedades térmicas de la estructura generan en la superficie contornos de temperatura identificables [3,4].

Comportamiento Térmico y Transferencia de Calor en la Piel

La biotransferencia de calor en la piel resulta ser un proceso múltiple de conducción de calor, dado que la piel está compuesta por diversas capas entre las que se pueden distinguir principalmente tres: epidermis, dermis y el tejido adiposo o grasa, siendo las propiedades diferentes según la composición de cada capa de tejido. Entre las propiedades que ponderan la transferencia de calor en la piel se encuentran la conductividad térmica (k), calor específico (c_p), densidad del material (ρ), y teniendo en cuenta que un tejido biológico cuenta con un metabolismo propio para poder realizar sus actividades es de suma importancia considerar el calor metabólico generado (Q_{met}) y la perfusión sanguínea en la zona de estudio (ω_b) (cantidad de sangre que llega al tejido para nutrir a las componentes de este) [5].

Justificación de Desarrollo

Con base en lo anteriormente planteado, dado que un tumor cancerígeno (melanoma) presenta un comportamiento metabólico anormal y descontrolado en comparación con un tejido sano debido al crecimiento desmedido de sus componentes, implicando así un comportamiento térmico distinto con propiedades térmicas diferentes en la zona afectada [3]. Se tratará de emular los resultados para un caso de estudio particular encontrado, mediante una simulación en el software COMSOL para obtener las propiedades físicas y corroborar las propiedades geométricas planteadas de un melanoma.

CASO DE ESTUDIO

El caso particular consiste en el estudio clínico de un paciente que cuenta con un tumor maligno (melanoma) mediante una cámara infrarroja, con la finalidad de analizar el comportamiento térmico del tumor y corroborar las anomalías planteadas en la literatura, así como demostrar que el método por Infrared Imaging es una buena técnica de detección temprana de melanomas. El diagnóstico está corroborado por estudios previamente realizados por el Departamento de Dermatología para Lesiones Clínicas Pigmentadas del Hospital John Hopkins.

El protocolo y metodología aprobado por el Hospital John Hopkins para el análisis de la lesión es el siguiente:

- 1.- Se monitorea las condiciones del cuarto mediante termopares, lo cual garantiza que el ambiente de este se encuentra a 22.4°C.
- 2.- Mediante una cámara digital se detecta la lesión pigmentada y se registra; del mismo modo se aproximan sus dimensiones arrojando un diámetro aproximado de 2 mm, y acorde a la biopsia realizada cuenta con 0.44 mm de profundidad.
- 3.- Posteriormente se enfría una región de 50 mm en los alrededores de la lesión teniendo a esta como punto central de enfriamiento, un tubo de vórtice suministra aire a 13 °C durante 60 s.

4.- Una vez terminado el enfriamiento se da un tiempo de recuperación para el tejido en estudio, durante esta fase son tomadas constantemente imágenes con la cámara infrarroja, obteniendo así la distribución de temperaturas cada 2 segundos durante un lapso de 3 a 4 minutos, como se muestra en la Imagen 1b.

5.- Dichas imágenes por cámara infrarroja fueron guardadas y procesadas como archivos de datos para puntos de interés, uno de tejido sano y otro sobre el centro de la región pigmentada, arrojando los datos presentes en la Imagen 2.

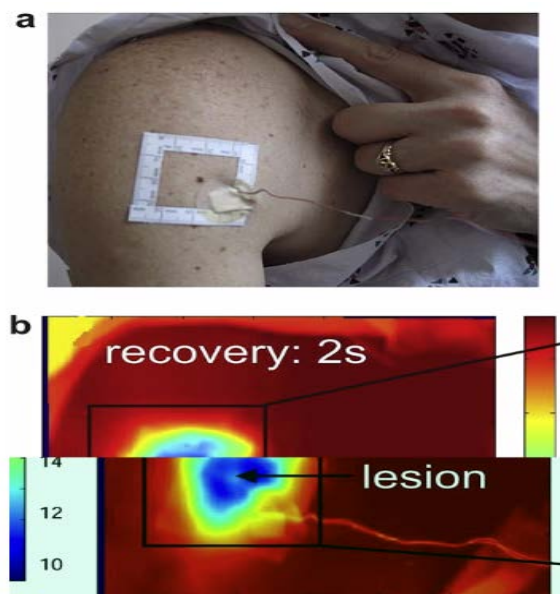


IMAGEN 1: a) Ilustración de lesión pigmentada en el hombro, así como montaje para mediciones, b) Imagen capturada por cámara infrarroja a los 2 segundos del comienzo de la recuperación.

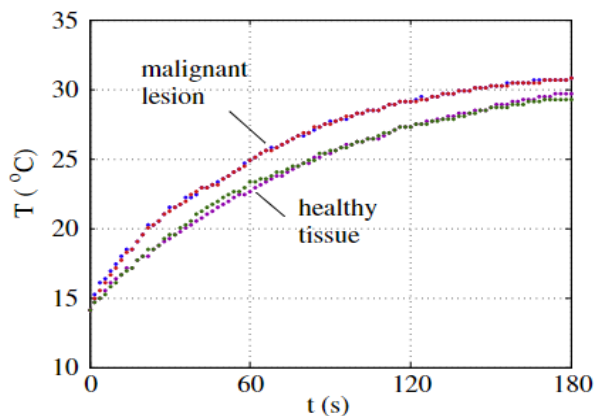


IMAGEN 2: Resultados de comportamiento térmico de recuperación para un punto de tejido sano y un punto localizado sobre lesión maligna.

Entre las observaciones realizadas se destaca el hecho de que a pesar de que la cámara cuenta con una precisión de 0.25 °C, la diferencia de temperatura en el estado inicial antes del enfriamiento es imperceptible [3].

METODOLOGÍA

La geometría y dimensionamientos propuesto con base en la bibliografía consultada [3] se plantean como un volumen de control formado por 5 tejidos biológicos distintos: Epidermis, Dermis Papilar, Dermis Reticular, Grasa y Músculo. El volumen se considera como un sólido semi infinito de 12x12x11.6 [mm] con sus cuatro paredes adiabáticas y condiciones de frontera. Acorde al estudio propuesto en la bibliografía se propone un tumor cilíndrico de 2 mm de diámetro por 0.44 mm de profundidad incrustado al final de la epidermis.[3]

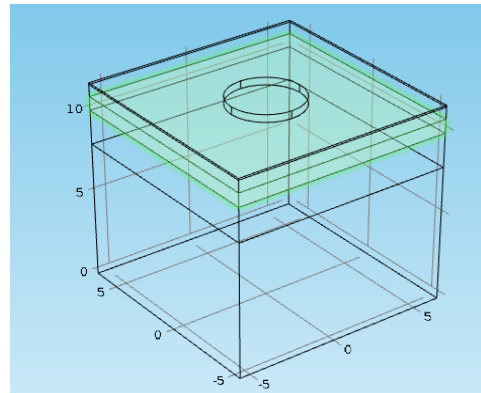


IMAGEN 3: Ilustración de geometría generada

El modelo matemático que describe el comportamiento para cada capa de tejido es el modelo propuesto por Pennes [6], contenido previamente en el módulo de biotransferencia de calor de COMSOL, para $n=1,2,3$:

$$q_n C_n \frac{\partial T_n}{\partial t} = k_n \nabla^2 T_n + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T_n) + Q_{met,n}$$

Aquí ρ , C , T , k , y Q_{met} denotan para cada tejido la densidad, calor específico, temperatura local, conductividad térmica y generación metabólica de calor respectivamente, mientras que ρ_b , C_b , T_b y ω_b representan la densidad de la sangre, calor específico, temperatura y perfusión sanguínea.

La solución propuesta por COMSOL para esta ecuación diferencial parcial se da por métodos numéricos al discretizar por elementos finitos, para esto es necesario el planteamiento de una malla basada en triangulaciones propuesta por la física del software, como se aprecia en la Imagen 3b. Las propiedades para cada capa de tejido se aprecian en la Tabla 1 [5,7]:

Tabla 1: Propiedades de Tejidos Biológicos.						
	h (mm)	C (J/kgK)	k (W/mK)	ρ (kg/m ³)	ω_b (1/s)	Q_{met} (W/m ³)
Epidermis	0.1	3589	0.235	1200	0	0
Dermis P.	0.7	3300	0.445	1200	0.0002	368.1
Dermis R.	0.8	3300	0.445	1200	0.0013	368.1

Grasa	2	2674	0.185	1000	0.0001	368.3
Musculo	8	3800	0.51	1085	0.0027	684.2
Tumor	-	3852	0.558	1030	0.0315	3680
Sangre	-	3770	-	1060	-	-

Para la resolución del modelado físico se plantean 3 estudios diferentes con la finalidad de reproducir la metodología propuesta en el caso de estudio:

Estudio 1: Se proponen las 4 paredes del sólido semi infinito como adiabáticas, la parte superior del volumen se encuentra con un flujo de calor convectivo dado por:

$$q_{conv} = h(T_{\infty} - T)$$

Donde q_{conv} es el flujo de calor disipado por la superficie, T_{∞} es la temperatura del medio igual a 22.4 °C, T es la temperatura de la superficie de estudio y h el coeficiente convectivo dado por el caso de estudio e igual a 10 W/m²K. La parte inferior del volumen se mantiene a una temperatura de 37°C (temperatura corporal). Tomando un estado estacionario debido a que no se ha realizado proceso alguno y así obtener un estado inicial de estudio.

Estudio 2: Este segundo caso toma como condiciones iniciales los resultados arrojados por el Estudio 1, cambiando la condición de frontera en la parte superior del volumen de control por una superficie a temperatura constante de 13°C simulando así el enfriamiento generado en la lesión del caso de estudio. Dicha simulación de enfriamiento se programa para que dure los 60 segundos propuestos, esto en estado transitorio.

Estudio 3: Finalmente se simula el estado de recuperación, las condiciones planteadas son las mismas que en el Estudio 1 con la diferencia de que las condiciones iniciales en la distribución de temperaturas son las arrojadas por el Estudio 2, dicha recuperación consta de un periodo de 180 segundos considerando un estado transitorio.

RESULTADOS Y DISCUSIONES

El modelo propuesto permite realizar un análisis comparativo del comportamiento térmico en el tejido sano y la lesión a lo largo del periodo de recuperación.

A partir de este análisis se obtiene información del historial de temperatura para puntos del tejido sano y puntos cercanos a la lesión, haciendo posible la comparación directa de la diferencia de temperatura entre estos puntos.

La Imagen 4 muestra el historial de temperatura comparativo para un punto localizado en una de las esquinas superiores del modelo propuesto correspondiente a una zona de tejido sano y un punto localizado en la superficie superior directamente arriba del centro de la lesión, a lo largo del periodo de recuperación.

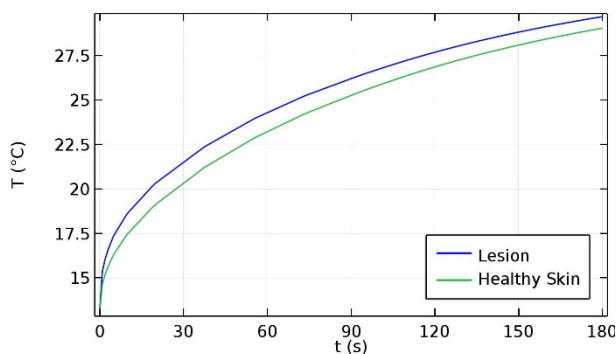


IMAGEN 4: Respuesta térmica de la lesión maligna y el tejido sano para una temperatura de enfriamiento de 13°C y un tiempo de enfriamiento 60 s, bajo las condiciones propuestas inicialmente.

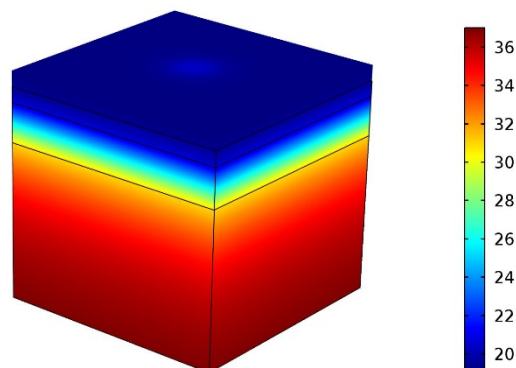


IMAGEN 5: Distribución de temperatura para el tiempo de 20 s durante la recuperación térmica, bajo las condiciones propuestas inicialmente.

La máxima diferencia de temperatura se observa para el tiempo de 20 s y su valor es de 1.1973 °C. Es durante este instante de tiempo cuando la imagen térmica infrarroja puede detectar con mayor facilidad la presencia de una posible lesión maligna.

En base a estos resultados se proponen una serie de secuencias y modificaciones a las condiciones propuestas inicialmente para incrementar la brecha entre las temperaturas del tejido sano y la lesión, buscando facilitar la detección de estas diferencias de temperatura por parte de la imagen térmica infrarroja.

Primeramente, se analiza el efecto del tiempo de recuperación en una secuencia continua de enfriamiento y recuperación térmica. Manteniendo la temperatura y tiempo constantes para cada proceso de enfriamiento, se escoge la duración del proceso de recuperación en base al tiempo donde se presenta la diferencia máxima de temperatura entre el tejido sano y la lesión maligna. A partir del tiempo correspondiente a la máxima diferencia de temperatura, para cada proceso de recuperación, se aplica nuevamente la condición de enfriamiento de 13°C sobre la superficie de la epidermis durante 60 s.

En la Tabla 2 se muestran los resultados para distintos procesos de recuperación de una misma secuencia de enfriamiento - recuperación térmica.

Tabla 2: Diferencias de temperatura máxima entre el tejido sano y la lesión maligna.		
Número de Proceso	t (s)	Diferencia de temperatura (°C)
1	20	1.1973
2	23	1.2634
3	23	1.2833
4	23	1.2924
5	23	1.2967

6	23	1.2987
---	----	--------

El proceso completo toma un tiempo total de 495 s y se logra incrementar la diferencia de temperatura máxima en 0.1014 °C.

Para analizar el efecto del tiempo de enfriamiento, se realizó una nueva secuencia cambiando la duración del proceso de enfriamiento a 180 s. Los resultados obtenidos para esta nueva secuencia se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3: Diferencias de temperatura máxima entre el tejido sano y la lesión maligna.		
Número de Proceso	t (s)	Diferencia de temperatura (°C)
1	23	1.2802
2	23	1.3025

El proceso completo toma un tiempo total de 406 s y se logra incrementar la diferencia de temperatura máxima en 0.1052 °C, respecto a la obtenida en el primer proceso de recuperación con las condiciones propuestas inicialmente.

Por último, se analiza el efecto de la temperatura de enfriamiento. Para un tiempo de enfriamiento de 60 s y una nueva temperatura de enfriamiento propuesta de 5°C sobre la superficie de la epidermis, se logró obtener en un solo proceso de recuperación una diferencia de temperatura máxima de 1.5866 °C entre el tejido sano y la lesión maligna, en un tiempo de 21 s.

El proceso completo toma un tiempo total de 81 s y se logra incrementar la diferencia de temperatura máxima en 0.3893 °C, respecto a la obtenida en el primer proceso de recuperación con las condiciones propuestas inicialmente.

CONCLUSIONES

El objetivo de este estudio es buscar aquellos parámetros y secuencias de enfriamiento - recuperación térmica que permitan observar una

mayor diferencia de temperatura entre un punto alejado y uno localizado sobre una lesión maligna, facilitando la detección de posibles tumores cancerígenos mediante una imagen térmica infrarroja.

Los resultados muestran que el parámetro que influye más en la máxima diferencia de temperatura que se puede obtener durante el proceso de recuperación entre el tejido sano y la lesión maligna, es la temperatura de la condición de enfriamiento en la superficie de la epidermis.

El uso de temperaturas más bajas durante el proceso de enfriamiento permitirá una mejor detección, mediante el uso de la cámara infrarroja, de posibles lesiones cancerígenas.

Agradecimientos

A nuestros asesores por la oportunidad de desarrollar el tema y al grupo SSC por el apoyo en la logística.

REFERENCIAS

- [1] Skin Cancer Foundation en Español website (online): <http://www.cancerdepiel.org/cancer-de-piel/>, <http://www.cancerdepiel.org/cancer-de-piel/melanoma> (2016).
- [2] A. Gellet, S. Swetter, K. Brooks, M. Demierre, A. Yaroch, (2007), Screening early detection and trends for melanoma: current status and future directions, J. Am. Acad. Dermatol. 57 , 555-572.
- [3] M. P. Centigul, C. Herman, (2010), Quantification of the Thermal Signature of a Melanoma Lesion, International Journal of Thermal Sciences XXX 1-11.
- [4] J. F. Head, F. Wong, C. A. Lapari, R. L. Elliott, (May/June 2000) , The Important Role of Infrared Imaging in Breast Cancer, IEEE Engineering in Medicine and Biology 52-57.
- [5] F. Yu, T.J. Lu, K.A. Seffeny, E.Y.K. Ng, (2009) Mathematical Modeling of Skin of Bioheat Transfer, Applied Mechanics Reviews 62, 1-8.
- [6] H.H. Pennes, Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatura in the resting Human Forearm, (1948), J. Appl Physiol. 1, 93-122.
- [7] M. P. Centigul, C. Herman, (2010), A heat Transfer Model of Skin Tissue for the Detection Lessons: Sensivity Analysis, Phys. Med. Biol. 55, 5933-5951.