



Aplicación del Infrarrojo en la Detección de Problemas de Circulación Sanguínea en Pacientes Diabéticos

Francisco J. Sánchez Marín
Centro de Investigaciones en Óptica

Resumen. Para estudiar la radiación infrarroja emitida a través de la piel humana, debe conocerse su emisividad con una precisión adecuada. En esta plática se presenta un nuevo método para medir la emisividad de la piel humana in vivo. Nuestro método se basa en el cálculo de la diferencia de dos imágenes de infrarrojo: una adquirida antes de proyectar un rayo láser de CO₂ sobre la superficie de la piel y otra después de tal proyección. En la segunda parte de la plática se presentará un procedimiento simple para mejorar el contraste de imágenes de infrarrojo de venas subcutáneas. Este procedimiento implica la aplicación tópica de una sustancia que modifica el proceso de transferencia de energía desde las venas hasta el sensor de la cámara de infrarrojo. Con dicho procedimiento se lograron mejoras de contraste hasta de 400 por ciento de su valor original. Finalmente, se comentará como los métodos presentados son de utilidad para detectar problemas de circulación sanguínea en pacientes afectados por la diabetes.

I. Método para determinar la emisividad de la piel humana in vivo.

El uso de la radiación infrarroja en la medicina se ha incrementado mucho en los años recientes. El principal motivo de eso es el hecho de que la radiación infrarroja implica procedimientos no-invasivos. Entre las aplicaciones médicas del infrarrojo se incluyen la auto-florescencia así como la detección de cáncer de piel. En los termogramas lo que se detecta son las distribuciones de calor en la superficie de los tejidos, y para detectar dichas distribuciones es necesario conocer las propiedades ópticas de los mismos. Entre estas propiedades se encuentra la emisividad, la cual describe el comportamiento de las superficies en cuanto a emisión y reflexión de energía. Por ejemplo, para determinar la temperatura de la piel, mediante la radiación que emite, la emisividad de su superficie debe ser conocida [1]. Watmough [2] y Boylan et al. [3] han notado que aún variaciones leves de la emisividad pueden conducir a conclusiones erróneas. Además, en estudios en los que los efectos de la termoterapia son evaluados mediante la tecnología del infrarrojo, el conocimiento preciso de la emisividad es de primordial importancia [4]. Se sabe que la emisividad de la piel varía como función de la longitud de onda, especialmente en el rango del ultravioleta al infrarrojo cercano [1, 5], y que la piel emite a un máximo alrededor de 10 μ m [6]. Es por eso que en el presente trabajo se investigó la emisividad de la piel para un longitud de onda de 10.6 μ m.

Teoría.

La ley de Kirchhoff, la cual establece que la suma de la emisividad y la reflectividad de un cuerpo opaco debe ser igual a la unidad, es un enlace de la teoría de constantes importantes [7]. De tal manera que, considerando que para longitudes de onda más allá



de 5 μm la transmisividad de la piel es prácticamente cero [5, 6, 8], y que con temperaturas ambiente cercanas a las de los objetos, la radiación reflejada es casi insignificante, la ley de Kirchhoff, puede escribirse como sigue [9]:

$$\varepsilon_a^0 = 1 - \rho_a^{n0} \quad (1)$$

donde ε es la emisividad, ρ la reflectividad, y los subíndices se refieren a áreas de superficies elementales y los superíndices se refieren a direcciones. Así, ε_a^0 es la emisividad implicada en el ángulo sólido subtendido por la dirección θ en el elemento de área a . Asumiendo que el campo de radiación sobre el área de piel monitoreada es isotrópico y caracterizado por la temperatura ambiente, podemos modelar el flujo de energía detectado por un sensor de infrarrojo como [8],

$$\Phi_1 = \varepsilon\Phi_O + \Phi_A + \rho\Phi_a, \quad (2)$$

donde Φ_1 es el flujo de energía de la radiación incidente en el detector, Φ_O es el flujo de energía de radiación de un cuerpo negro ideal a la temperatura del objeto de interés (i.e. $\varepsilon\Phi_O$ es el flujo de energía proveniente del objeto mismo), Φ_A es el campo de radiación ambiente que incide directamente en el sensor, y Φ_a representa el campo de radiación ambiente reflejado por el objeto. Pero, cuando se utiliza una fuente de radiación controlada, la Ecuación (2) debe modificarse como

$$\Phi_2 = \varepsilon\Phi_O + \Phi_A + \rho\Phi_a + \rho\Phi_L, \quad (3)$$

donde Φ_L , representa el flujo de energía debido a la fuente de radiación controlada que, en nuestro caso, fue un haz láser de CO_2 . Entonces, restando la Ecuación (2) de la Ecuación (3) conduce a

$$\rho = \frac{\Phi_2 - \Phi_1}{\Phi_L}. \quad (4)$$

Con esta ecuación y la Ecuación (1) es posible calcular la emisividad, asumiendo que los flujos de energía involucrados pueden ser medidos. Más detalles sobre la teoría utilizada se pueden encontrar otra publicación [10].

Material y métodos.

Este estudio fue realizado con la participación de 10 voluntarios a quienes se les informó respecto al tipo de radiación utilizado. Nuestro método se basa en el cálculo de la diferencia de dos imágenes de infrarrojo: una adquirida antes de proyectar un rayo láser de CO_2 sobre la superficie de la piel y, la otra después de dicha proyección. La imagen diferencia contiene solamente la radiación reflejada por la piel, la cual es utilizada para calcular la emisividad haciendo uso de la ley de Kirchhoff y la relación de reciprocidad de Helmholtz. Los niveles de energía aplicados fueron de aproximadamente 1 mW/cm^2 durante aproximadamente 5 segundos.



Las imágenes de infrarrojo fueron adquiridas con una cámara SATIR modelo S280 (Guangzhou SAT Infrared technology Co., Ltd., PR China), la cual es sensible entre 7 μm y 13 μm ; con una resolución especial de 1.3 y con una sensibilidad térmica de 80 mK a 30 °C. Para monitorear la temperatura de la piel de los participantes se utilizó un termómetro de termopar Fluke 52II (Fluke Corporation Everett, Washington), con un termopar tipo K y una resolución 0.1 °C.

Para proyectar una cantidad de energía controlada, sobre la superficie exterior de la mano, se utilizó un láser Synard de CO₂ de 10.6 μm (Synard Inc.4600, Campus Place Mukilteo, WA, 98275, USA). El arreglo utilizado en los experimentos se muestra en la Figura 1. Se utilizó una lente de germanio para enfocar el rayo sobre el área deseada y, por razones de seguridad, se utilizaron dos obturadores.

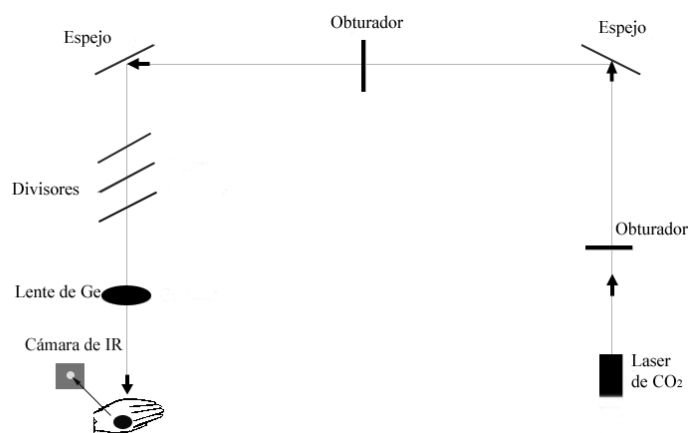


Figura 1. Arreglo utilizado en los experimentos.

A fin de poder medir las energías de los rayos reflejados de las superficies de las manos hacia la cámara de infrarrojo, en términos de niveles de gris, fue necesario capturar una imagen de referencia del rayo láser proyectado sobre la cámara. La potencia del haz para la imagen de referencia fue de aproximadamente 7.5 mW. De tal manera que, considerando que el área de la ventana circular del medidor de potencia utilizado era de 300 mm² y que el área de la imagen de referencia contenía 90 % de la potencia, la potencia que llegaba a la superficie de las manos fue de aproximadamente 56 mW, sobre un área de aproximadamente 30 cm². En nuestras imágenes un centímetro correspondió a 16 píxeles.

La cámara se posicionó a 50 cm de las manos. Así, se adquirió una primera imagen de la mano. Enseguida, después de unos cuantos segundos, y con la mano en la misma posición, se abrieron los obturadores para proyectar el haz láser y se adquirió una segunda imagen, como se muestra en la Figura 2. La cámara produce imágenes de 8 bits de 230x240.

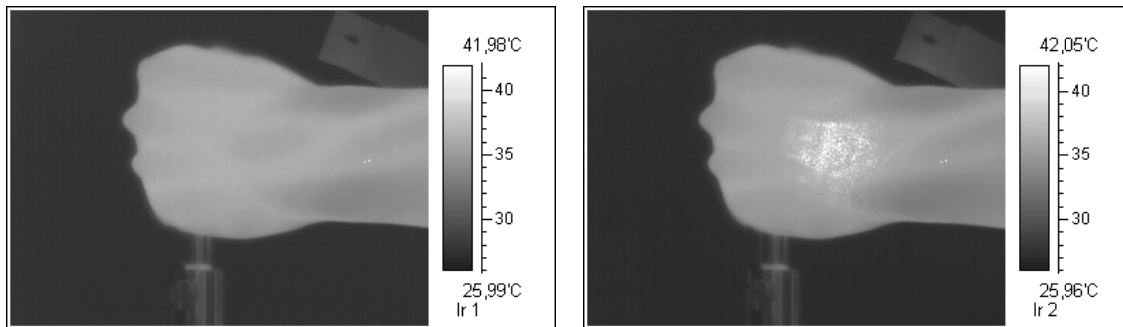


Figura 2. Imágenes adquiridas antes y después de proyectar el rayo láser de CO₂.

El tiempo total requerido por la cámara para adquirir cada imagen es de aproximadamente tres segundos. Finalmente, la primera imagen fue sustraída de la segunda para obtener la imagen “diferencia”, la cual incluía solamente la radiación que fue reflejada por la piel. De esta imagen diferencia se calculó la energía que sería utilizada para hacer uso de la Ecuación (4). Más detalles sobre la metodología utilizada se pueden encontrar otra publicación [10].

Resultados

Se calculó la reflectividad de la piel de cada participante aplicando la Ecuación (4), como ya se explicó. Posteriormente se calcularon las respectivas emisividades haciendo uso de la Ecuación (1). Las emisividades resultantes se muestran en la Tabla 1. Como puede apreciarse, las emisividades varían entre 0.9918 y 9985, con una media de 0.9965. Estos valores son muy similares a los obtenidos por Hardy and Muschenheim [5], quienes encontraron que a una λ de 10.6 μm y 32.8 °C, la piel humana emite, prácticamente, como un cuerpo negro. En sus experimentos, en los que la emisividad se calculó por reflexión, ellos encontraron que $\epsilon = 98.9 \pm 1\%$.

Nuestros resultados también están de acuerdo con trabajo previo en el sentido de que el color visible de la piel no es importante. Por último, Mitchell et al. [11] encontraron que la emisividad de una muestra de piel extirpada era 0.996 ± 0.005 , lo cual también coincide con nuestros resultados.

Tabla 1. Emisividades obtenidas

Sujeto	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ϵ	0.9961	0.9940	0.9982	0.9985	0.9976	0.9984	0.9960	0.9961	0.9918	0.9980

II. Mejoramiento del contraste de imágenes de infrarrojo

Como consecuencia de que la mayor parte del calor producido en el cuerpo humano es distribuido a través de la sangre, las imágenes térmicas de infrarrojo se han convertido en un medio muy conveniente para detectar problemas de circulación



sanguínea. Un aspecto muy importante de este tipo de imágenes es que se forman con la radiación que naturalmente emite el cuerpo humano, por lo que la adquisición de este tipo de imágenes es totalmente inocuo para el organismo humano. Además, hay una relación directa entre las imágenes de infrarrojo y el calor producido por procesos fisiológicos lo que las hace muy útiles en aplicaciones médicas. Debido a esto, aunado a su relativo bajo costo, en los últimos años el uso de las imágenes de infrarrojo, a aumentado considerablemente en aplicaciones médicas. Sin embargo, debido a su naturaleza, las imágenes de infrarrojo muestran, normalmente, un bajo contraste, lo que limita mucho su utilidad en el diagnóstico médico. Dado que el contraste de las imágenes es un punto clave, se han tratado de mejorarlo siguiendo diferentes procedimientos [12,13,14,15]. Pero debido a que los procesamientos lineales, que son los indicados para procesar imágenes médicas, no producen resultados satisfactorios han hecho falta aproximaciones alternativas a este problema. Una posibilidad a este respecto está representada por el mejoramiento del contraste de las imágenes durante el proceso de adquisición. En el presente trabajo, se atiende a dicha alternativa y se presenta un procedimiento para mejorar el contraste de las imágenes de infrarrojo que de una manera sencilla, inocua eficiente y de bajo costo. Sobra decir que con imágenes de infrarrojo con contraste mejorado, la detección de problemas de circulación sanguínea se facilita grandemente.

Teoría

Una de las características que se considera más importante de la radiación infrarroja (RIR), es que prácticamente todos los cuerpos que nos rodean emiten este tipo de radiación a diferentes longitudes de onda [16]. Esto es debido solo a la temperatura a la que se encuentran. De acuerdo con esto se ha hecho una clasificación que divide en tres zonas el espectro de infrarrojo (IR). Esto es: el IR cercano que va desde el final del rojo en el espectro visible, aproximadamente 0.8 μm , hasta los 1.6 μm . El IR medio que va desde los 1.6 μm hasta los 5.6 μm , y desde aquí hasta lo 1000 μm se considera el IR lejano. Nosotros como más adelante se detallara, trabajamos dentro del espectro de IR lejano, alrededor de los 10 μm , que es la longitud de onda a la que nuestro cuerpo emite. Así podemos aprovechar una de las ventanas atmosféricas.

Las imágenes de infrarrojo se forman con radiación infrarroja. Este tipo de radiación es explicada mediante la teoría de Planck [17,18,19], la cual se basa en el supuesto que que cualquier objeto a una temperatura superior al cero absoluto radia energía. Tal radiación se representa en términos de la exitancia mediante la ecuación

$$M(\lambda) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1} \left[\frac{W}{m^2} \right], \quad (5)$$

donde h es la constante de Planck, c es la velocidad de la luz, T es la temperatura del objeto, k es la constante de Stefan-Boltzman y λ es la longitud de onda de la radiación emitida.

Considerando que nuestro objetivo es mejorar el contraste de las escenas en las imágenes de IR de tal manera que las venas subcutáneas sean visibles, la razón señal a



ruido (SNR) en dichas imágenes debe ser considerada. Dicha razón puede ser estimada mediante el cálculo de la energía emitida a través de la piel que se ubica exactamente sobre las venas (que sería nuestra señal) así como la energía emitida por la piel vecina a la anterior (que representaría el ruido). La excitancia (energía que consideramos como señal (M_{signal}) está compuesta principalmente de la energía radiada por las venas. Esta radiación es transferida a la piel y, finalmente, al sensor de la cámara de infrarrojo. Hay un pequeño componente debido a la radiación de la piel misma sobre las venas. Esto puede modelarse con la siguiente ecuación:

$$M_{signal} = \int_{\lambda_0} [\varepsilon_{skin}(\lambda)M(\lambda, T_{skin}) + \tau_{skin}(\lambda)M(\lambda, T_{vein})] d\lambda \quad \left[\frac{W}{m^2} \right], \quad (6)$$

donde ε_{skin} y τ_{vein} son la emisividad y transmitancia de la vena y la piel, respectivamente. La excitancia de lo que consideramos como ruido (M_{noise}) consiste de la energía radiada por la piel que no está localizada exactamente sobre las venas y, en parte, del calor difundido de las venas a la piel. Esto lo modelamos con la ecuación:

$$M_{noise} = \int_{\lambda_0} [\varepsilon_{skin}(\lambda)M(\lambda, T_{skin}) + \tau_{skin}(\lambda)M(\lambda, T_{vein})] d\lambda \quad \left[\frac{W}{m^2} \right], \quad (7)$$

donde ε_{skin} y τ_{vein} representan la proporción de energía emitida por la piel y la difundida a partir de las venas.

Haciendo uso de las ecuaciones (6) y (7), se puede obtener la razón señal a ruido (SNR). Y si consideramos que estamos tratando con ruido estructurado, el contraste de la imagen se puede representar mediante

$$\Delta M = M_{signal}(\lambda, T_{signal}) - M_{noise}(\lambda, T_{noise}) \quad \left[\frac{W}{m^2} \right] \quad (8)$$

De la ecuación (5) es claro que el flujo de calor (que implica cambios en temperatura) es un factor clave para mejorar el contraste de las imágenes de infrarrojo. Entonces, si el flujo de calor se controla de alguna manera, el contraste de las imágenes se puede controlar también.

Hay varias maneras de medir el contraste de las imágenes digitales [20]. Debido a la naturaleza de las imágenes utilizadas en este trabajo se decidió utilizar la fórmula de Michelson para evaluar el mejoramiento de contraste resultante en las imágenes de IR. Esa fórmula es:

$$c = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}}, \quad (9)$$

donde L_{max} y L_{min} son las luminancias máxima y mínima.

Una manera de modificar el contraste térmico (que eventualmente equivale al contraste en la imagen) es bajar la temperatura de la piel utilizando un enfriamiento



artificial, tal como un líquido fluyendo. Sin embargo, esto sería incómodo para el paciente y difícil de controlar.

Material y métodos

En el presente trabajo se probó el efecto de la aplicación tópica de distintas sustancias incluyendo agua (fría y caliente), alcohol, vaselina, distintas cremas humectantes, cremas protectoras de la piel, etc.

Participaron en el estudio pacientes diabéticos que fueron diagnosticados en el Instituto de Investigaciones Médicas de La Universidad de Guanajuato.

Resultados

Se encontró que el alcohol y así como protectores solares funcionan muy bien mejorando el CT de la escena manteniendo las condiciones propicias para la toma de imágenes por varios minutos. Los mejores resultados se encontraron cuando se utilizó crema para protección solar. En la Figura 3 se muestra la imagen de infrarrojo de la mano de un paciente diabético antes y después de aplicar la crema. En este caso el contraste se mejoró en más de un 400 %. Como puede verse, en la segunda imagen es mucho más sencillo detectar problemas de circulación sanguínea que en la primera.

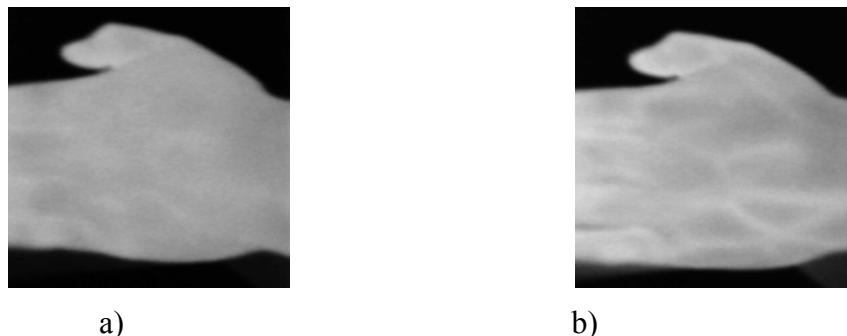


Figura 3. Imágenes de una persona normal antes y después de haber aplicado bloqueador solar logrando un aumento de contraste de más de 460%.

Bibliografía.

1. J. D. Hardy, The Radiation of heat from the human body III. The human skin as a black-body radiator, *J. Clin. Invest.* 13 (1934) 615-620.
2. D. J. Watmough and R. Oliver, Emissivity of Human Skin in the Waveband between 2μ and 6μ , *Nature* 219 (1968) 622 – 624.
3. A. Boylan, C. J. Martin and G. G. Gardner, Infrared emissivity of burn wounds, *Clin. Phys. Physiol. Meas.* 13 (1992) 125-127.
4. K. Ammer, Temperature effects of thermotherapy determined by infrared Measurements, *Phys. Medica* 20 (Suppl. 1) (2004) 64-66.



5. J. D. Hardy and C. Muschenheim, The Radiation of heat from the human body IV. The emission, reflection, and transmission of infrared radiation by the human skin, *J. Clin. Invest.* 13 (1934) 817-831.
6. J. D. Hardy and C. Muschenheim, The Radiation of heat from the human body. V. The transmission of infra-red radiation through skin, *J. Clin. Invest.* (1935) 14 1-9.
7. D. J. Price, "A Theory of Reflectivity and Emissivity," *Proc. Phys. Soc.* 62 (1949) 278-283.
8. S. Hejazi, D. C. Wobschall, R. A. Spangler and M. Anbar, Scope and limitations of thermal imaging using multiwavelength infrared detection, *Opt. Eng.* 31 (1992) 2383-2393.
9. T. J. Quinn and J. P. Compton, Foundations of Thermometry, *Rep. Prog. Phys.* 38 (1975) 151-239.
10. F.J. Sanchez-Marin, S. Calixto-Carrera and C. Villaseñor-Mora. Novel approach to assess the emissivity of the human skin. *J. Biomed. Opt.* 14(2009), 24006-1-.24006-6.
11. D. Mitchell, T. Hodgson and F. R. N. Nabarro, Measurement of the total normal emissivity of skin without the need for measuring skin temperature, *Phys. Med. Biol.* 12 (1967) 359-366.
12. H.D Zeman and G. Lovhoiden, Enhancing the Contrast of Subcutaneous Veins, *Proc. SPIE.* 3595(1999). 219-230,.
13. H.D Zeman, G. Lovhoiden and H. Deshmukh, "Optimization Of Subcutaneous Vein Contrast Enhancement," *Proc. SPIE.* 3911(2000). 50-57.
14. H.D Zeman, G. Lovhoiden and H. Deshmukh, "Design of a Clinical Vein Contrast Enhancing Projector," *Proc. SPIE.* 4254 (2001) 204-215.
15. G. Lovhoiden, H. Deshmukh and H.D Zeman, "Clinical Evaluation of Vein Contrast Enhancement", *Proc. SPIE.* 4615 (2002) 61-70.
16. W.L.Wolf, "The Infrared Handbook", Ed, Office Naval Research Department of the Navy, (1978).
17. H.L. Hackforth, *Infrared Radiation*, McGraw Hill, 1^a Ed. (1960).
18. A. Ryer, *Light Measurement Handbook*, International Light, Inc., 2^a Ed. Newburyport, MA (1998)
19. R.W. Boyd, *Radiometry and the Detection of Optical Radiation*, John Wiley and Sons, Ed (1983).
20. R.C. Gonzalez and R.E. Woods." *Digital Image Processing.*" Addison-Wesley, Reading, MA (1992).