

CENTRO DE INVESTIGACIONES EN ÓPTICA A.C.



Detección de características en imágenes de infrarrojo de personas diabéticas y no diabéticas

Tesis presentada para la obtención de grado de Doctor en Ciencias (Óptica)

Autor: Carlos Villaseñor Mora

Asesor: Francisco Javier Sánchez Marín

León Gto. Noviembre de 2009

Índice

Agradecimientos	4
Glosario	5
Introducción	7
Capítulo 1. Teoría de Infrarrojo y Diabetes	
1.1 Infrarrojo	12
1.2 Diabetes	16
1.3 Sistema Circulatorio	18
1.4 Sistema Nervioso	19
1.5 Complicaciones Diabéticas	21
1.6 Neuropatía Periférica	21
1.7 Enfermedad Arterial Periférica (EAP)	22
1.8 Isquemia	24
1.9 Pie diabético	26
Capítulo 2. Detección de Problemas de Circulación Mediante Mejoramiento de Contraste Térmico	
2.1 Introducción	28
2.2 Transmisión de calor dentro de la piel	28

2.3 Transmisión de calor desde la piel al sensor de la cámara	30
2.4 Medición del mejoramiento de contraste térmico	31
2.5 Mejoramiento de contraste térmico	33
2.6 Medición de contraste en imágenes	34
2.7 Materiales y métodos	34
2.8 Resultados en personas sin problemas de circulación	37
2.9 Resultados en personas con problemas de circulación	41
2.10 Discusión	42
2.11 Conclusiones	44
Capitulo 3. Caracterización de la piel humana en el infrarrojo medio	
3.1 Introducción	45
3.2 Teoría, características de la piel	47
3.3 Materiales y métodos	51
3.4 Resultados	55
3.5 Discusión	58
3.6 Conclusiones	59
Conclusiones Generales	61
Bibliografía	62

Agradecimientos

Gran parte de la investigación desarrollada en este trabajo de tesis, fue realizada gracias al apoyo económico de CONACYT, mediante la beca que me otorgó a lo largo de mis estudios de Doctorado, y con la autorización de apoyo económico para la compra de equipo para mis proyectos, gracias de antemano.

La última etapa de mi tesis fue apoyada por CONCYTEG a quien también agradezco la beca que me otorgó ya que con ella pude completar este trabajo.

De forma paralela quiero agradecer al CIO por haberme proporcionado la infraestructura humana, tecnológica y económica, que junto con mi asesor me llevaron a buen término.

También agradezco a mi familia en especial a mi esposa por todo su apoyo incondicional mostrado en esta etapa de mi vida, sin su paciencia, consejo y empuje difícilmente hubiera conseguido lo que hoy soy ¡Muchas gracias Alicia!

Por último quiero dedicar este trabajo a mi pequeño hijo Carlos Jesús...

Y por supuesto agradezco a Dios la oportunidad que me brindó de llegar hasta aquí.

Glosario

Absorbancia: Razón entre la energía absorbida y la energía proyectada.

Banda infrarroja: Es el rango de longitudes de onda electromagnéticas situadas entre el extremo del visible ($0.7\mu\text{m}$) y el inicio de las microondas (aprox. $100\mu\text{m}$).

Banda térmica: Término utilizado para las longitudes de onda del medio-infrarrojo (MIR) que se transmiten a través de la ventana de la atmósfera a $8-13\mu\text{m}$. Ocasionalmente también es usado en la ventana alrededor de $3-6\mu\text{m}$.

Contraste térmico: Diferencia de temperatura mínima detectable entre áreas adyacentes y/o objetos que tienen temperaturas diferentes en un momento en particular.

Cuerpo negro: Objeto teórico que radia la máxima cantidad de energía a una temperatura dada y es capaz de absorber toda la energía que incide sobre él.

Emisividad: Razón entre la radiación emitida por la superficie del objeto bajo estudio y la radiación emitida por un cuerpo negro perfecto a la misma temperatura.

Estenosis: Término utilizado para denotar la estrechez o el estrechamiento (patológico) del área de un orificio o conducto, tanto de origen adquirido como congénito.

Imagen térmica: Imagen producida por la radiación térmica (IR) emitida por un objeto.

Infrarrojo cercano (NIR): Radiación infrarroja entre 0.7 y $1.3\mu\text{m}$, considerado también como infrarrojo radiante.

Infrarrojo medio (MIR): Radiación infrarroja entre 1.3 a $15\mu\text{m}$, forma parte del infrarrojo térmico.

Infrarrojo lejano (FIR): Radiación infrarroja entre 15 a 100 μm , en su estudio se prefiere utilizar la teoría de microondas ya que su comportamiento se asemeja a estas.

Infrarrojo térmico: Es la radiación infrarroja que se extiende desde los 3 μm hasta los 15 μm y que es emitida por casi todos los cuerpos que nos rodean.

Isquemia: Restricción del suministro sanguíneo que resulta en daño o disfunción en los tejidos afectados.

Necrosis: Muerte patológica de un conjunto de células o de cualquier tejido del organismo (gangrena).

Nefropatía: Daño o enfermedad del riñón.

Neuropatía: Denominación genérica de las enfermedades del sistema nervioso.

Temperatura atmosférica: Temperatura que debe considerarse en aplicaciones al aire libre donde la propagación de radiación infrarroja en el rango medio tengan lugar.

Termografía: Registro de temperaturas de una objeto en una imagen bidimensional, resultando en una matriz de temperaturas del objeto.

Transmitancia: Razón entre la energía transmitida y la energía proyectada.

Reflectancia: Razón entre la energía reflejada y la energía proyectada.

1. Introducción.

Desde el descubrimiento de la radiación infrarroja, por Sir Frederick William Herschel en 1800, se han desarrollado miles de distintas aplicaciones, abarcando día a día cada vez más campos del conocimiento. Por ejemplo, un área de la astronomía se basa en energía infrarroja que emiten los distintos cuerpos celestes para realizar nuevos y fascinantes descubrimientos sobre el universo [Wolfe 1978]. En aplicaciones militares, el infrarrojo (IR) se ha vuelto indispensable en la detección y seguimiento de proyectiles y naves de ataque [Hackforth 1960, Wolfe 1978]. También ha resultado ser una técnica de monitoreo efectiva en la detección de personas cruzando fronteras de países en conflicto. En la industria, la detección de averías, control de calidad, e inspección de productos terminados han sido procedimientos altamente mejorados con el uso de IR [Holman 1981]. El control de seguridad e incendios forestales se ha beneficiado notoriamente con el uso de cámaras de IR instaladas para el monitoreo ambiental [Hackforth 1960]; además, de ser esencial en la detección de pérdidas de calor y mejora del diseño de edificios, y en la prueba de varios sistemas electrónicos [Holman 1981]. Uno de los campos más importantes como lo es la medicina no podía ser la excepción, ya que el IR también ha encontrado gran aplicabilidad en el diagnóstico no invasivo de lesiones musculares, dentales, infecciones cutáneas y, de forma eficiente, en el diagnóstico y seguimiento de problemas neuropáticos [Biagioni et al. 1996, Gostout 1995, Qi and Diakides 2002].

Además de su efectividad como herramienta de diagnóstico, el IR ha sido beneficiado en los últimos años por la considerable reducción del costo y mejora en la tecnología de las

cámaras de IR, fomentado con esto la aplicación de nuevos procedimientos de diagnóstico en los centros hospitalarios [Jones 1998].

Una de las principales razones por la que el IR ha ganado terreno en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades, además de ser una técnica de diagnóstico no invasiva, es el hecho de que desde hace siglos es bien conocido que la mayoría de las enfermedades producen cambios de temperatura en el cuerpo humano (isquemia y colesterol alto), los cuales se traducen en cambios en niveles de gris o de pseudo color en las imágenes de IR adquiridas por medio de las cámaras; volviendo sencillo el detectar lesiones musculares [Bharara et al 2006, Yang y Yang 1992], infecciones superficiales [Harding et al. 1998] caries en piezas dentales [Biagioni et al. 1996], o de ayudar en la correcta ubicación de vasos sanguíneos en aplicaciones pediátricas [Zeman et al 1999, 2000 y 2001, Lovhoiden et al. 2002], entre otros casos clínicos.

El presente trabajo da muestra de la aplicabilidad de imágenes de infrarrojo medio en el diagnóstico de algunas complicaciones en pacientes diabéticos en donde el IR no ha sido aprovechado totalmente. Los principales antecedentes de su uso son la detección y seguimiento de infecciones relacionadas con ulceraciones neuropáticas [Bharara 2006]. Sin embargo, se considera que el IR puede ser aprovechado de mejor forma en el diagnóstico de isquemia y neuropatía, y en el seguimiento de la enfermedad arterial periférica [Hsin et al. 2004, López et al. 1989], permitiendo prevenir complicaciones más severas en dichos padecimientos, como la amputación de extremidades, o incluso la muerte [Gurjit y Chawla 2006].

El hecho de haber encaminado este trabajo a resolver una pequeña parte de la problemática que viven los pacientes diabéticos, se vio motivado por el hecho de que la

diabetes afecta actualmente a más de 194 millones de personas en el mundo y se espera que alcance los 333 millones en 2025, lo que constituye un número tremendamente alto de personas con este padecimiento. En México el número de personas con diabetes fluctúa entre los 6.5 y los 10 millones (en personas entre 20 y 69 años). Se estima que 2 millones de personas no han sido diagnosticadas; convirtiendo a México en el noveno lugar mundial en la prevalencia de diabetes, lugar bastante lamentable y peor aún, se prevé que para el año 2025 el país ocupará el séptimo lugar si no se realiza una campaña trascendente de prevención, diagnóstico oportuno y control de la diabetes [Morales et al 2007].

En nuestro país, la diabetes es la primera causa de amputaciones no traumáticas, es responsable de una tercera parte de los infartos al miocardio y la mitad de las insuficiencias renales crónicas son consecuencia directa de la diabetes. Frente a ello, las diversas instituciones de salud en el país han comenzado a reforzar sus campañas preventivas.

Como sucede con varias enfermedades, la prevalencia de la diabetes está relacionada con los niveles educativos, que frecuentemente se asocian con los ingresos económicos y con los patrones de consumo. Esto último conduce a pensar que cuando se posee una menor capacidad adquisitiva, se tiende a compensar la calidad de los alimentos con la cantidad, lo que explica, probablemente, el elevado riesgo de desarrollar diabetes que muestra la población sin educación escolarizada y la que sólo terminó la primaria (15% y 11% respectivamente) [Zarate 2006].

En cuanto a la distribución por edad, se tiene que la mayor prevalencia se presenta en personas de 60 a 90 años. Expresando un aumento en relación directa con el incremento de la edad de la población, por lo que es posible que la falta de prevención del problema se agravará gradualmente de acuerdo con el aumento de la esperanza de vida y que propiciará

un número más elevado de individuos en riesgo, según el comportamiento demográfico que se observa en el territorio nacional [INEGI 2008].

Además de ser frecuente que muchos de los pacientes con diabetes no se den cuenta de padecerla durante varios años, la elevación silenciosa, persistente e inadvertida de la glucosa favorece el desarrollo de complicaciones [Roura 2002], y con ellas, la muerte temprana con un promedio de edad por muerte prematura de 57.1 años, lo que representa la pérdida de 12.9 años potenciales de vida y al menos siete años de vida productiva por individuo [Roura 2002, Guyton 1996].

La Secretaría de Salud ha promovido la actualización de la Norma Oficial Mexicana NOM-015-55A2-1994, para la Prevención, Tratamiento y Control de la Diabetes, con el propósito de asegurar la aplicación de los procedimientos y detección, diagnóstico y control del enfermo diabético con base en los criterios científicos y tecnológicos más avanzados y factibles en el país, rubro que nos corresponde a todos los que realizamos investigación en esta área; lo que es un importante incentivo para el desarrollo de nuestro trabajo.

Como ya se mencionó, la principal contribución de este trabajo es propiciar mejoras en las técnicas de diagnóstico relacionadas con los trastornos en la circulación sanguínea, para lo cual se propone utilizar cámaras de IR para determinar la tendencia y, en su caso, el nivel isquémico y neuropático de pacientes diabéticos, en etapas tempranas. De esta forma se pueden reducir considerablemente el número de amputaciones y con ello el de muertes a causa de las mismas y, como consecuencia, es posible mejorar la calidad de vida del paciente.

En este trabajo se presenta un procedimiento muy sencillo y eficiente para mejorar el contraste térmico de las imágenes de IR obtenidas de las extremidades de los pacientes

estudiados (Capítulo 2), lo que ayuda a establecer un diagnóstico cualitativo de la presencia de isquemia y de la enfermedad arterial periférica. Brindando excelentes resultados en la correcta localización de los vasos sanguíneos subcutáneos, sanos o dañados, y ofreciendo ventajas considerables ante los métodos de diagnóstico actualmente utilizados. El hecho de que el diagnóstico con IR sea no invasivo implica una gran ventaja respecto a los rayos X y es más seguro que la angiografía (más adelante se explican los términos médicos utilizados en este trabajo). Otra razón de tipo financiero sobre la idoneidad de utilizar el diagnóstico IR, es que genera costos de operación menores que la resonancia magnética. Así mismo, comparada con la técnica Doppler, es evidente la calidad superior de imagen que se obtiene en el infrarrojo. Con el procedimiento de mejoramiento de contraste que se propone en este trabajo, el procesamiento digital posterior de la imagen se hace opcional ya que el contraste se mejora alrededor del 400%.

La temperatura y la emisividad de la piel es una variable importante a considerar al momento de hacer un estudio con infrarrojo. Aunque existe el procedimiento de usar un cuerpo negro para medir la emisividad [Wolfe 1978, Wolfe 1988, Boyd 1983, Hackforth 1960], es bien conocido que la aplicación de este es difícil de lograr, ya que en la práctica es económicamente costoso y en muchas ocasiones muy alejado de lo ideal. Considerando lo anterior, en el Capítulo 3 se presenta un nuevo método indirecto (que no requiere de un cuerpo negro) para medir la emisividad de la piel (o de cualquier superficie), el cual fue probado en piel de personas sanas, arrojando resultados acordes a aquellos reportados anteriormente, lo que valida nuestro procedimiento.

Capítulo 1. Teoría de Infrarrojo y Diabetes.

1.1 Infrarrojo

La radiación infrarroja (IR) incluye un amplio rango de longitudes de onda que van desde el infrarrojo cercano (NIR), iniciando en la longitud de onda de 700 nm, con comportamiento similar al de la luz visible, hasta la región del lejano infrarrojo (FIR) que termina en la longitud de onda de 1 mm [Wolfe 1978, Wolfe 1988, Hackforth 1960] comportándose como microondas. Por lo anterior, es posible hacer uso del IR visualizándolo como onda o como partícula dependiendo de la posición del espectro electromagnético y del tipo de detector que se esté utilizando.

Una característica importante del IR, es que todos los cuerpos que tienen una temperatura mayor al cero absoluto ($-273.15\text{ }^{\circ}\text{C}$), emiten este tipo de radiación a diferentes longitudes de onda dependiendo solo de la temperatura a la que se encuentran. Este comportamiento se describe matemáticamente a través de la ecuación de desplazamiento de Wien (descrita más adelante). De acuerdo con esto, se ha hecho una clasificación que divide en tres zonas el espectro IR. Esto es: el IR cercano (NIR) que va desde el final del rojo en el espectro visible, aproximadamente $0.7\text{ }\mu\text{m}$, hasta $1.6\text{ }\mu\text{m}$; el IR medio (MIR) que va desde $1.6\text{ }\mu\text{m}$ hasta $12\text{ }\mu\text{m}$, y desde aquí hasta los $1000\text{ }\mu\text{m}$ se considera el IR lejano (FIR) [Wolfe 1978,1988]. En este trabajo, como más adelante se detallará, trabajamos dentro del espectro de IR medio, también denominada región térmica del infrarrojo debido a que en esta región la transferencia de calor es usualmente estudiada como radiación

(alrededor de 10 μm), además es la longitud de onda a la que el cuerpo humano emite al máximo dicha radiación.

Comúnmente, la Teoría de Planck se emplea para determinar la distribución de radiación de un cuerpo negro (ver Figura 1.1), ya sea usando su ecuación para longitud de onda (Ec. 1.1) o su ecuación para frecuencias (Ec. 1.2). Con estas ecuaciones es posible determinar la cantidad de radiación emitida por unidad de área (exitancia), por un cuerpo negro, a una determinada longitud de onda o frecuencia y temperatura.

$$M(\lambda) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda T}} - 1} \quad \left(\frac{W}{m^2} \right) \quad (1.1)$$

$$M(\nu) = \frac{2\pi h}{c^3} \frac{\nu^3}{e^{\frac{h\nu}{kT}} - 1} \quad \left(\frac{W}{m^2} \right) \quad (1.2)$$

Donde: h es la constante de Planck, c es la velocidad de la luz, k es la constante de Boltzmann, T es la temperatura del cuerpo, λ es la longitud de onda y ν es la frecuencia de la radiación.

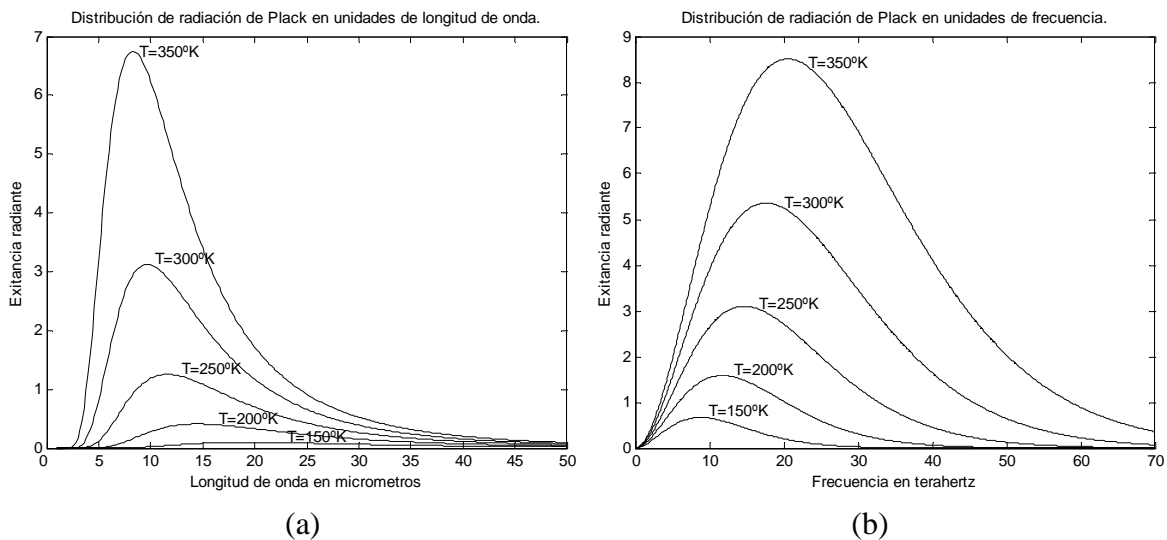


Figura 1.1. Graficas de Ecuación de Planck. (a) En longitud de onda y (b) En frecuencia.

Considerando que la radiación IR está en gran medida relacionada con la temperatura, se puede aprovechar esta situación en su aplicación en el área médica, ya que la temperatura del cuerpo humano puede variar en respuesta a trastornos en los tejidos u órganos, a un proceso inflamatorio o a un cáncer. Eso, hace posible que algunos efectos de estas alteraciones sean visibles mediante cámaras sensibles al IR medio, considerando que 32 °C es aproximadamente la temperatura de la piel del cuerpo humano, con emisión máxima de energía a una longitud de onda de 9.6 μm y en un rango de longitudes de onda desde 3 μm a 40 μm , acorde con las ecuaciones de Planck enunciadas anteriormente. Así, por ejemplo, un punto caliente de forma anormal puede indicar el inicio del desarrollo de un cáncer; mientras que una zona fría de forma anormal puede indicar un bloqueo del torrente sanguíneo como el que ocurre en una trombosis.

Además de las ecuaciones de Planck, son muy útiles también las ecuaciones de desplazamiento de Wien y la de Stefan-Boltzmann, las cuales se pueden deducir de las ecuaciones de Planck. Con la ecuación de Stefan-Boltzmann (Ec. 1.3), es posible determinar el flujo total de energía (exitancia total M_T) emitida por un cuerpo a una temperatura dada. Por ejemplo, podemos calcular la cantidad de energía emitida por el cuerpo humano considerando una temperatura de 37 °C la cual teóricamente debe ser de 524 W/m^2 , omitiendo hasta este momento la emisividad de la piel.

$$M_T = \sigma T^4 \quad \left(\frac{\text{W}}{\text{m}^2} \right), \quad (1.3)$$

donde σ = Constante de Stefan-Boltzmann

Así mismo la ecuación de desplazamiento de Wien (Ecs. 1.4 y 1.5), es usada para determinar cuál es la longitud de onda donde ocurre la máxima radiación emitida de un cuerpo a una temperatura dada. Considerando el tipo de detector o fuente de radiación presente se usará la ecuación de longitud de onda o la de frecuencia de Planck para llegar a las ecuaciones de Wien. Con las ecuaciones de Wien es posible determinar, por ejemplo, que la piel del cuerpo humano tiene su máxima emisión de energía radiante en $9.43 \mu\text{m}$, en términos de longitud de onda, considerando una temperatura de la piel de $34 \text{ }^\circ\text{C}$.

$$\lambda_{m\acute{a}x} T = 2897 \quad (\mu\text{m} \cdot \text{K}) \quad \text{En longitud de onda} \quad (1.4)$$

$$\lambda_{m\acute{a}x} T = 5099 \quad (\mu\text{m} \cdot \text{K}) \quad \text{En frecuencia} \quad (1.5)$$

Es muy importante tener en cuenta al utilizar las ecuaciones anteriores que éstas fueron desarrolladas considerando un cuerpo negro perfecto. Dado que en la práctica no es posible encontrar dicho cuerpo negro, es necesario introducir un término de corrección conocido como emisividad ϵ , definida como la *razón del flujo emitido por el objeto bajo estudio entre el flujo emitido por un cuerpo negro a la misma temperatura* [Wolfe 1978]. Éste factor de corrección debe multiplicarse en las ecuaciones de Planck y Stefan-Boltzmann (Ecs. 1.1, 1.2 y 1.3), para teóricamente tener un valor más cercano a la realidad de la radiación emitida por el cuerpo en estudio.

Otra ley que fue de mucha ayuda en la caracterización de la piel es la Ley de Kirchoff, la cual considera que toda superficie expuesta a algún tipo de radiación experimenta absorción, transmisión y reflexión, en cantidades que sumadas todas ellas entre sí deben ser igual a la energía proyectada sobre ellas. Dicha ley es mostrada a continuación:

$$\rho + \tau + \alpha = \Phi_i \quad , \quad (1.6)$$

donde Φ_i es el flujo de radiación incidente, ρ es la reflectividad, τ es la transmitancia y α es la absorbancia. En la Figura 1.2 se muestra gráficamente esta ley.

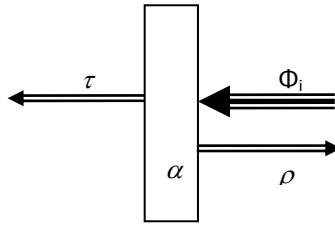


Figura 1.2. Comportamiento de una superficie expuesta a radiación incidente.

Como ya fue mencionado anteriormente, el IR medio también es conocido como radiación térmica; la cual es considerada como uno de los tres procesos de transmisión de calor. Esto permite el uso de las ecuaciones de transmisión de calor en la caracterización de las superficies (algunas de las cuales se analizarán detalladamente en el Capítulo 3). También pueden utilizarse para caracterizar la naturaleza de tejidos biológicos, bacterias, sangre, sueros, entre muchos otros. Además de usarse para determinar, por ejemplo, la estructura y síntesis de medicamentos, así como en el estudio de cáncer en piel [Fontaine 1997]. La radiación infrarroja también es útil en el diagnóstico de infecciones y lesiones musculares, con la ventaja de ser radiación no dañina para los pacientes.

1.2 Diabetes.

La diabetes es una enfermedad vitalicia caracterizada por altos niveles de glucosa en sangre. Puede ser causada por muy poca producción de insulina (una hormona producida por el páncreas para regular la cantidad de glucosa presente en la sangre), por resistencia a

la insulina (músculos, grasa y células hepáticas no responden de manera normal a la insulina) o por ambas [Guyton y Hall].

En muchos casos, la causa de la diabetes es el daño que sufren las células beta, un tipo de células del páncreas localizadas en los islotes de Langerhans. Estas células sintetizan y segregan la insulina. Primero producen la proinsulina que es una molécula precursora de la insulina. Lamentablemente las células beta disminuyen con la edad, lo que vuelve a las personas adultas más propensas a sufrir diabetes [Guyton y Hall].

Existen tres tipos principales de diabetes:

- Diabetes mellitus tipo 1: generalmente se diagnostica en la infancia. El cuerpo humano no produce o produce poca insulina y se necesitan inyecciones diarias de ésta para sobrevivir.

- Diabetes mellitus tipo 2: mucho más común que el tipo 1, corresponde aproximadamente al 90% de todos los casos de diabetes y generalmente se presenta en la edad adulta, debido a que el páncreas no produce suficiente insulina para mantener los niveles normales de glucosa en la sangre. Este tipo de diabetes se está volviendo más común y problemático debido al creciente número de personas mayores, al incremento de la obesidad y a la falta de ejercicio que, sumado al desconocimiento y falta de prevención y diagnóstico, conlleva a complicaciones mayores en el paciente.

- Diabetes gestacional: consiste en la presencia de altos niveles de glucosa en la sangre que se desarrolla en cualquier momento durante el embarazo en una mujer que no tiene diabetes.

Algunos de los factores de riesgo más importantes son los siguientes:

- Antecedentes familiares de diabetes (uno de los padres)

- Obesidad
- Edad superior a 45 años
- Pertenencia a ciertos grupos étnicos
- Diabetes gestacional o parto de un bebé con un peso mayor a 4 kg
- Presión sanguínea alta
- Niveles altos de triglicéridos en la sangre
- Nivel alto de colesterol de baja densidad en la sangre

Una vez diagnosticada la diabetes hay que tener cuidado con los hábitos alimenticios e higiénicos, así como con el ritmo de vida, de lo contrario se puede incidir en alguna complicación como: neuropatía, enfermedad arterial periférica, isquemia, neuropatía, retinopatía, entre otras.

1.3 Sistema Circulatorio.

Por el sistema arterial fluye la sangre desde la válvula aórtica, situada a la salida del ventrículo izquierdo, hasta las arteriolas o puertas de entrada de la unidad microcirculatoria terminal (vasos subcutáneos y de la piel).

Es un sistema de aporte constituido por una red muy ramificada, pero de escasa capacidad y caracterizado por su alta presión, que se mantiene a lo largo de todo su recorrido, mediante una serie de mecanismos de regulación. En el sistema arterial el caudal y la presión son fuertemente pulsátiles.

Dentro de las arterias que se ramifican desde el corazón, están las *subclavias* encargadas de llevar sangre a los brazos y las *ilíacas* que la llevan a las piernas, de estas arterias se

desprenden los capilares que son los vasos delgados que llevan la sangre a todos los tejidos incluyendo lo subcutáneos y la piel [Halley et.al. 1995].

Los capilares sirven también como la conexión entre las arterias y las venas; estas últimas se encargan de recolectar la sangre desde los tejidos y llevarla a través de todos los órganos purificadores (bazo, riñones y pulmones), y entregarla al corazón para volver a bombearse a todo el cuerpo. Los vasos sanguíneos subcutáneos son de especial interés en el presente estudio.

1.4 Sistema Nervioso.

Es una red de tejidos altamente especializada, en dos funciones vitales: La relación y el control de los órganos y músculos desde el cerebro. Se compone de varios elementos celulares, como son la neuroglia, los tejidos de sostén de tipo conjuntivo, un sistema vascular independiente al resto del organismo y muy especializado; y por supuesto, el componente principal funcional: las neuronas que tienen la propiedad de generar, propagar, codificar y conducir, señales eléctricas que se transmiten a todo el cuerpo.

El sistema nervioso central está formado por el encéfalo y la medula espinal. El encéfalo es la parte del sistema nervioso central (cerebro, cerebelo y tronco encéfalo) que contiene las neuronas, membranas plasmáticas que controlan el movimiento de iones disueltos en sus cercanías, para generar lo que se conoce como potenciales de acción. Las neuronas se conectan entre sí para enviar estímulos dentro del tejido nervioso y hacia la mayoría del resto de los tejidos, coordinando así múltiples funciones del organismo. Por lo general los nervios van conectados desde ligamentos hasta pequeñísimas arterias. Del encéfalo las

señales se transmiten a todo el cuerpo vía medula espinal que es la prolongación del encéfalo, una especie de cordón que se extiende por el interior de la columna vertebral y que enlaza con lo que se conoce como sistema nervioso periférico.

El sistema periférico está básicamente formado por los nervios que emergen del sistema nervioso central y que recorren todo el cuerpo. Este sistema nervioso está dividido en:

- Nervios craneales que son 12 pares responsables de enviar información sensorial procedente del cuello y la cabeza hacia el sistema nervioso central y ejecutar las órdenes motoras para el control de la musculatura esquelética del cuello y la cabeza.
- Nervios espinales son 31 pares encargados de enviar información sensorial (tacto, dolor y temperatura) del tronco y extremidades; y de posición y el estado de la musculatura y articulaciones del tronco y extremidades hacia el sistema nervioso central y, desde el mismo, recibir las órdenes motoras para el control de la musculatura esquelética que se conducen por la médula espinal.

La diferencia con el sistema nervioso central está en que el sistema nervioso periférico no está protegido por huesos o por barrera hematoencefálica, permitiendo la exposición a toxinas y a daños mecánicos.

El sistema nervioso periférico está a su vez dividido en sistema nervioso somático y sistema nervioso autónomo o vegetativo.

El sistema nervioso somático o de relación, es el activo y está formado por el conjunto de neuronas que regulan las funciones voluntarias o conscientes en el organismo (movimiento muscular, tacto). Por su parte, el sistema nervioso autónomo o visceral es el que protege y modera el gasto de energía, está formado por el conjunto de neuronas que

regulan las funciones involuntarias o inconscientes en el organismo, como, movimiento intestinal y sensibilidad visceral [Hallet et. al., 1995].

1.5 Complicaciones Diabéticas.

Algunas de las complicaciones más comunes que sufren los pacientes diabéticos son: La enfermedad arterial periférica que, lamentablemente, conduce a procesos isquémicos agudos y crónicos, Neuropatía (daño al sistema nervioso), Nefropatía (daño a los riñones) y Retinopatía (Daño a la retina).

1.6 Neuropatía Periférica.

También conocida como neuritis periférica, o neuropatía periférica, es un problema que afecta la comunicación entre el cerebro y los músculos, en etapas iniciales produce dolor, pérdida de sensación, ardor, hormigueo, endurecimiento y dolor en el nervio y la imposibilidad de controlar adecuadamente los músculos. Y en etapas avanzadas estas sensaciones se convierten en daño de las fibras motoras que afectan en gran medida el control de los músculos, disminuyendo la agilidad, con un adormecimiento y calambres acompañados de la inevitable pérdida de masa muscular [Mori et. al. 2003].

Debido a que los nervios periféricos transmiten información que viene desde el sistema nervioso central (cerebro y medula espinal) a los músculos y otros órganos incluyendo la piel, cuando la neuropatía periférica causa un mal funcionamiento de estos nervios; eso se traduce en un mal funcionamiento de órganos que controlan. La neuropatía causa también

fallas en los nervios que controlan los vasos sanguíneos, que por lo general resultan en una presión sanguínea anormal y problemas de digestión, entre otros.

La neuropatía periférica puede involucrar el daño de un solo nervio o de una rama nerviosa (mono-neuropatía) o puede afectar múltiples nervios (poli-neuropatía).

La forma más común de diagnóstico de esta complicación es el usar un hilo de nylon para “pinchar” las extremidades de los pacientes y con base en sus respuestas determinar la presencia de daño nervioso.

1.7 Enfermedad arterial periférica (EAP).

La enfermedad arterial periférica (EAP), se presenta cuando los vasos sanguíneos se estrechan o bloquean, ya sea por presencia de placa o por un endurecimiento (esclerosis) debido a los altos y constantes niveles de glucosa. El torrente sanguíneo que se dirige a los pies y piernas disminuye, aumentando el riesgo de sufrir un ataque al corazón o un derrame cerebral. Se estima que 1 de cada 3 personas con diabetes, mayores de 50 años, presenta esta condición. Sin embargo, muchas de ellas no lo saben y por tal razón, no reciben ningún tratamiento y es esta complicación la que especialmente fue tratada en nuestro trabajo.

Caracterizada por una reducida circulación es causada principalmente por un bloqueo parcial arterial, se manifiesta con un pobre aporte sanguíneo a manos y pies. Uno de los principales causantes de este bloqueo es la placa, un tipo de costra formada por grasas endurecidas, colesterol, glóbulos blancos, calcio, tejido descompuesto, y demás células desechadas, que al igual que el exceso de glucosa causan el endurecimiento de los vasos sanguíneos. Con el tiempo, la reducción de espacio libre dentro del vaso sanguíneo crea

puntos “rasposos” sobre los cuales la placa fácilmente se adhiere y crece (aterosclerosis), considerándose de mayor riesgo pues, en muchos casos, este montículo puede desprenderse y bloquear vasos más pequeños, causando una situación llamada trombosis o bloqueo total de una arteria [Vaysairat y Le Devehat 2001].

Las arterias proveen de sangre rica en oxígeno y nutrientes a todos los tejidos y órganos del cuerpo, cuando el aporte de sangre se ve reducido debido al estrechamiento de las arterias, los músculos no reciben el suficiente oxígeno y nutrientes que necesitan (más durante el ejercicio), causando dolor llamado claudicación, que se incrementa con la intensidad del ejercicio, con la exposición al frío y por supuesto con el uso de drogas y el cigarro que provocan la constricción de los vasos sanguíneos reduciendo el flujo de sangre.

Algunos síntomas suelen ser piernas y pies pálidos. En algunos casos más avanzados coloración azulosa, piel frágil, escamosa, brillante y sin pelo, sumado a un contante entumecimiento, hormigueo, y dolor en glúteos, muslos, piernas, pantorrillas, pies y dedos de los pies. En etapas avanzadas se da la aparición de úlceras e incluso gangrena [Lipsky et.al. 2004].

Una de las técnicas que se utilizan para diagnosticar esta enfermedad es la medición de presión sanguínea en brazos y tobillos. Si la presión de la sangre en los tobillos es menor que la presión en los brazos puede ser muy probable la presencia de EAP. Un panel de expertos reunidos por la American Diabetes Association recomienda que las personas que tienen diabetes y que son mayores de 50 años se hagan un examen del índice tobillo-braquial para detectar la EAP.

Los siguientes exámenes también pueden usarse para diagnosticar la EAP:

- **Angiograma:** es un examen en el que se inyecta un medio de contraste en los vasos sanguíneos usando un catéter, luego se toman rayos X para mostrar si las arterias están estrechas o bloqueadas.

- **Ultrasonido:** es un examen que usa las ondas de sonido para producir imágenes de los vasos sanguíneos en una pantalla.

- **IRM (imagen por resonancia magnética):** es un examen que utiliza técnicas especiales de exploración, basadas en la resonancia del hidrógeno en un campo magnético, para detectar bloqueos dentro de los vasos sanguíneos.

La enfermedad arterial periférica es acompañada también por ciertos síntomas que la hacen fácil de diagnosticar con imágenes de infrarrojo, una de las más importantes es el hecho de inducir bajas temperaturas debido al reducido flujo sanguíneo en las arterias o a causa del daño en el sistema termorregulador que impide una correcta vasoconstricción o vasodilatación que interfiere con la circulación sanguínea.

1.8 Isquemia

Se denomina isquemia al daño celular causado por la disminución transitoria o permanente del riego sanguíneo y consecuente disminución del aporte de oxígeno. Este daño celular puede ser suficientemente intenso como para causar la muerte celular y del tejido [Winslow 2006].

Para sobrevivir, las células necesitan obtener energía. En general, hay dos formas de generarla (ambas basadas en procesos químicos) que aprovechan la energía almacenada en uno o más enlaces: por la vía de la fermentación o bien a partir de oxígeno. Si la isquemia

es muy grave puede llegar a la anoxia lo que implica que los tejidos de esa región no podrán contar con la energía necesaria para sobrevivir. De esta forma, el tejido muere. Cada tejido tiene un nivel diferente de tolerancia a la falta de oxígeno.

La isquemia puede ser clasificada como aguda o crónica [López et al. 1989]. La isquemia aguda esta caracterizada por el bloqueo abrupto y total de una arteria (trombosis). Este bloqueo causa casi instantáneamente la muerte del tejido. En contraste la isquemia crónica es más como la enfermedad arterial periférica, la cual aparece en forma gradual y conlleva a un lento incremento del bloqueo arterial (aterosclerosis) que si no es atendido lleva a cuadros de gangrena que en la mayoría de los casos provoca la amputación de la parte afectada.

Algunos pacientes diabéticos no desarrollan isquemia, mientras que otros pueden desarrollar esta condición en una etapa relativamente temprana. El hecho de padecer isquemia provoca que infecciones adquiridas no sanen de manera normal, lo que conlleva a que en muchos casos no quede otro remedio que la amputación.

En el caso isquémico, las herramientas que se tienen para su diagnostico no son de acceso común, limitándose a las dos más conocidas: la angiografía mediante resonancia magnética y la angiografía mediante ultrasonido Doppler. Estas son técnicas que en nuestro país son poco comunes.

En este punto es donde se ve la importancia de nuestra propuesta, la cual consiste en utilizar imágenes de IR para determinar las zonas isquémicas del pie diabético, de forma sencilla, que facilite el diagnostico de este padecimiento, incluso antes de que cause daños irreversibles.

Para el diagnóstico de EAP e isquemia nos basamos en el hecho de que todos los tejidos del cuerpo reciben calor desde dos fuentes, una es el propio metabolismo del tejido (alimentado por pequeños vasos sanguíneos del tejido) y la otra es la sangre que circula a través de los vasos sanguíneos que pasan a través del tejido [Pennes 1980]. Cuando este calor es anormalmente bajo es muy probable que se de la presencia de alguna de estas enfermedades.

Los principales cambios visibles, en una extremidad con isquemia arterial crónica son, la atrofia muscular (especialmente en el antebrazo y proximal de la mano), las úlceras cutáneas o gangrena en la punta de los dedos, presentando en algunos casos pérdida de vello del pie y en casos severos, palidez a la elevación del pie y enrojecimiento con pie pendiente [Vilallonga 1995].

1.9 Pie diabético.

La diabetes afecta más de 11 millones de mexicanos, los cuales deben poner un especial énfasis en el cuidado de los pies ya que estos son en gran parte, los más propensos a verse afectados por al menos dos de las complicaciones antes descritas, y que en muchos casos se traducen en amputaciones. La neuropatía es desarrollada en aproximadamente el 25% de los pacientes diabéticos. La condición de pie diabético se desarrolla principalmente por la combinación de una pobre circulación sanguínea (EAP) y neuropatía. Los diabéticos que sufren neuropatía pueden sufrir pequeñas cortadas, raspones, heridas, ampollas o cayos que pueden no sentir debido al daño que han sufrido en su sistema nervioso [Roura 2002]. Aunado a esto, si estas heridas no son tratadas, suelen surgir complicaciones como

ulceraciones que pueden implicar infecciones y, consecuentemente, la amputación del pie. La neuropatía también puede dar lugar a deformidades como juanetes, dedos de martillo y pie de Charcot [Holstein y Sorensen 1999].

Es muy importante que los pacientes diabéticos tomen las precauciones necesarias para prevenir todo lo relacionado a heridas en sus pies. Para prevenir las consecuencias de la neuropatía, la observación diaria de los pies es esencial.

La enfermedad arterial periférica también es frecuente en pacientes diabéticos. Como ya se mencionó, la baja circulación sanguínea causada por este padecimiento contribuye a empeorar la salud del pie, ya que, una reducida cantidad de oxígeno y nutrientes llega a la piel y otros tejidos, causando que las heridas sanen muy lentamente. En esto también tiene que ver la reducción de la efectividad del sistema inmune.

Capítulo 2. Detección de Problemas de Circulación Mediante Mejoramiento de Contraste Térmico.

2.1 Introducción

La aplicación de termografía infrarroja en la medicina ha ido en aumento, en parte porque los avances tecnológicos han permitido que sea más factible contar con una cámara de infrarrojo como herramienta de diagnóstico [Jones 1998, Ivanitsky et. al. 2006].

La simple disposición de una cámara de infrarrojo por sí sola brinda un inmenso número de posibilidades de diagnóstico. Sin embargo, en nuestro caso al tratar de detectar problemas de circulación sanguínea en pacientes diabéticos se encontró un problema en común: el contraste térmico en la superficie de la piel es bajo, lo que se reflejaba en imágenes térmicas de poca o nula utilidad para propósitos de diagnóstico.

2.2 Transmisión de Calor en la Piel

Para entender como ocurre el mejoramiento de contraste térmico en la piel, es necesario entender cómo se trasmite el calor desde las venas hasta el sensor de radiación infrarroja en la cámara; primero como sucede de forma natural y después, cuando se logra mejorar el contraste térmico en la piel.

El cuerpo humano desnudo en un ambiente térmico neutro intercambia calor con el medio que lo rodea perdiendo 60% por radiación, 25% por evaporación, 12% por

convección y 3% por conducción (Nilsson 1987). El proceso de evaporación en nuestro estudio no fue considerado, debido a que al introducir una capa de las sustancias que utilizamos sobre las extremidades corporales, este proceso es reducido prácticamente a cero.

Las venas y los tejidos subcutáneos reciben calor del flujo sanguíneo por convección. Lo cual se puede modelar utilizando la ley de enfriamiento de Newton.

$$q_{cv} = \bar{h}_c (T_{blood} - T_{subcut}) \quad [W], \quad (2.1)$$

Donde \bar{h}_c es el coeficiente de transferencia de calor, T_{blood} es la temperatura de la sangre y T_{subcut} es la temperatura de las paredes de la vena subcutánea, y q_{cv} es el calor que es transmitido a los tejidos subcutáneos que rodean la vena.

El calor adquirido por los tejidos subcutáneos por conducción es a su vez trasferido a los alrededores por conducción. Este proceso es el que más influye en la transmisión de calor dentro de la piel y se puede modelar así:

$$q_{cd} = \frac{1}{R_c} (T_{subcut} - T_{skin}) \quad [W], \quad (2.2)$$

donde T_{skin} es la temperatura de la piel, y R_c es la resistencia térmica que puede ser calculada usando:

$$R_c = \frac{L}{kA} \quad \left[\frac{K}{W} \right], \quad (2.3)$$

aquí k es la conductividad térmica, A es el área a considerar y L es la longitud de la vena considerada. Hay que destacar que la conductividad térmica varía debido a varios factores como son: la cantidad de grasa dentro de los tejidos subcutáneos, la humedad y por supuesto el grosor de la piel, los cuales además pueden variar con el tiempo.

Desde la superficie de la piel hasta el sensor de radiación infrarroja, la transferencia de calor se da por radiación [Wolfe 1978 y 1988, Boyd 1983], siendo este proceso el de principal interés para mejorar el contraste de la escena que registra la cámara.

2.3 Transmisión de calor desde la piel al sensor de la cámara

Para analizar el proceso de transmisión de calor desde la piel hasta el sensor de infrarrojo de la cámara, es de utilidad la ecuación de Planck (Ec. 1.1). De acuerdo a su teoría, la cantidad de energía transferida está en función de la longitud de onda de la radiación y de la temperatura del cuerpo. En nuestro caso, la temperatura es el factor más dominante ya que el rango de longitudes de onda que la cámara sensa, abarca todas las posibles variaciones de persona a persona.

Además de la teoría de Plank se debe considerar la ley de Kirchhoff [Boyd 1983], que implica que la energía total emitida por la piel, Φ_{tot} , es la suma de la energía transmitida desde el tejido debajo de la piel (tejidos subcutáneos), Φ_{trans} , y la energía emitida por la propia piel alimentada por sus propios vasos sanguíneos, Φ_{emit} . En este estudio la energía reflejada fue considerada nula ya que se bloqueó cualquier fuente de emisión en esta longitud de onda que pudiera estar presente en el laboratorio. Por lo tanto, es posible considerar la emitancia de la piel como $\varepsilon = \frac{\Phi_{emit}}{\Phi_{tot}}$ y su transmitancia como $\tau = \frac{\Phi_{trans}}{\Phi_{tot}}$.

Aplicando la normalización a la ley de Kirchhoff, se establece que $\varepsilon + \tau + \rho = 1$, pero como la reflectancia es cero entonces:

$$\varepsilon + \tau = 1 \quad (2.4)$$

2.4 Medición del mejoramiento de contraste térmico.

Ahora para comprender mejor lo que sucede con la piel que cubre las venas subcutáneas esta será dividida en dos partes que son las que constituyen la escena de la cámara:

- a) La piel que está localizada directamente arriba de las venas subcutáneas (Figura 2.1), que es considerada como la principal *fente* (*source*) de energía, así como la frontera con el ambiente externo; y
- b) la piel que no se encuentra justo arriba de la vena (Figura 2.1), que es considerada como el *fondo* (*background*) de la escena, y que conforma el ruido estructurado.

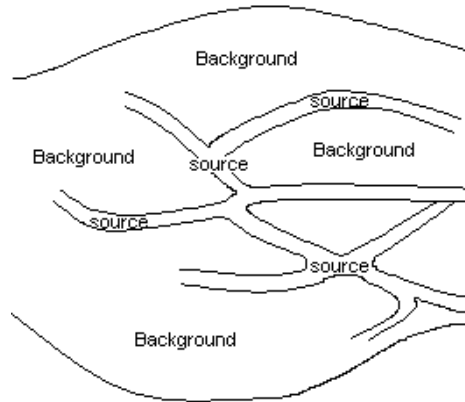


Figura 2.1. Interpretación de las zonas de la piel.

La energía emitida por la fuente (*source*) está conformada por la energía que le proporcionan los vasos sanguíneos a la propia piel (ϵ), pero su principal componente es la energía que llega desde las venas subcutáneas (τ). Estas dos energías son consideradas en la

siguiente ecuación en términos de la exitancia (M), en función de longitudes de onda (λ) y temperaturas (T).

$$M = \int_{\lambda_0} [\varepsilon(\lambda)M(\lambda, T_{skin}) + \tau(\lambda)M(\lambda, T_{vein})]d\lambda \quad \left(\frac{W}{m^2} \right), \quad (2.5)$$

donde $\varepsilon(\lambda)$ y $\tau(\lambda)$ son la emitancia y la transmitancia de la piel respectivamente, T_{skin} y T_{vein} son las temperaturas de la piel y las venas respectivamente.

Un proceso similar ocurre en la piel de fondo (*background*), esta piel es también alimentada por los pequeños vasos sanguíneos (SBV), sin embargo, algo de calor es difundido desde las venas subcutáneas por conducción; lo que disminuye el contraste térmico de la escena (ΔM_s). Para calcular el contraste térmico se parte de las siguientes fórmulas:

$$M_{source} = \int_{\lambda_0} [\varepsilon_{skinS}(\lambda)M(\lambda, T_{skinS}) + \tau_{vein}(\lambda)M(\lambda, T_{vein})]d\lambda \quad \left(\frac{W}{m^2} \right), \quad (2.6)$$

$$M_{BG} = \int_{\lambda_0} [\varepsilon_{skinBG}(\lambda)M(\lambda, T_{skinBG}) + \tau_{BGvein}(\lambda)M(\lambda, T_{BGvein})]d\lambda \quad \left(\frac{W}{m^2} \right), \quad (2.7)$$

donde ε_{skinS} es la energía emitida por la piel debido a los pequeños vasos sanguíneos que la alimentan (SBV), ε_{skinBG} es la energía emitida por la piel de fondo (*background*), τ_{vein} es la energía emitida por la piel proveniente de la vena subcutánea y que es transmitida a través de ella, τ_{BGvein} es la energía que la piel de fondo emite debido al calentamiento desde la vena subcutánea por difusión; T_{skinS} es la temperatura de la piel “source”, T_{vein} es la temperatura de la vena T_{skinBG} es la temperatura de la piel de fondo (background) y T_{BGvein} es la temperatura de la piel alimentada por los pequeños vasos sanguíneos

Así el contraste térmico se obtiene al sustraer la Ecuación 2.7 de la Ecuación 2.6.

$$\Delta M_s = M_{Source}(\lambda, T_{Source}) - M_{BG}(\lambda, T_{BG}) \left[\frac{W}{m^2} \right] \quad (2.8)$$

Como el principal fin es lograr un mejoramiento del contraste térmico, es necesario tener una buena relación señal a ruido por lo que la ecuación del contraste térmico debe cumplir:

$$\Delta M_s \geq n \cdot NEM \quad (2.9)$$

Donde: NEM = exitancia equivalente de fondo (background), n = nivel de exigencia para la detección (i.e. probabilidad requerida de detección).

Con lo anterior, es posible concluir que se pueden utilizar medios físicos para mejorar el contraste térmico de la escena antes de capturarla, lo que permite una mejor caracterización de la piel, brindando la oportunidad de facilitar el diagnóstico de distintas enfermedades.

2.5 Mejoramamiento de contraste térmico

La forma más fácil y segura de modificar el sistema descrito arriba para mejorar el contraste térmico es introduciendo una capa, con propiedades térmicas apropiadas, entre la epidermis y el medio ambiente que rodea la piel. Con esta inserción, los dos principales procesos de transferencia de energía (conducción y radiación) son modificados. La transferencia de energía por conducción es modificada al incrementarse la resistencia térmica de la piel, mientras que la radiación IR es afectada al modificarse la temperatura de la piel. Al mismo tiempo, al introducir una capa adicional que está a temperatura ambiente, hay un decremento de temperatura en la piel de cerca de 2 °C, lo cual eventualmente contribuye a mejorar el contraste térmico de la escena ya que, la zona que recuperará más rápidamente su temperatura normal es la que se encuentra justo arriba de la vena (source).

2.6 Medición de contraste en imágenes.

Existen varias formas de medir el contraste en imágenes digitales [Peli 1990, Tang y Peli 2003]. Pero debido a las características de las imágenes utilizadas en este trabajo, se prefirió utilizar la fórmula de Michelson para hacer la evaluación del mejoramiento de contraste en las imágenes adquiridas, tal fórmula es la siguiente:

$$c = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}}, \quad (2.10)$$

donde L_{\max} y L_{\min} son los valores de máxima y mínima luminancia, respectivamente. Para calcular el contraste, se obtuvo un promedio de valores de luminosidad en una ventana de 5 X 5 píxeles, primero en un área arriba de la vena (source, Fig. 2.1) y después en un área adyacente (background, Fig. 2.1).

2.7 Materiales y métodos.

Para adquirir las imágenes de IR se utilizó una cámara FLIR Thermacam E2, (FLIR Systems, Inc. Wilsonville, OR 97070 USA), sensible de 7.5 a 13 μm , la emisividad fue fijada en 0.92 y el rango de temperatura se calibró de 20 a 40 °C, ajustando una temperatura reflejada en 22 °C. También se utilizó una cámara Agema Thermovision 470 (Agema Infrared Systems AB, Dander, Sweden), sensible entre 1.8 y 5.6 μm , la emisividad fue fijada en 0.92 y el rango de temperatura entre 22.4 °C y 38.7 °C con una temperatura central de 29.9 °C y temperatura ambiente de 22°C.

Las temperaturas fueron medidas utilizando dos termómetros, un Fluke 52 II con un termopar tipo k (Fluke Corporation, Everett, Washington) y un termómetro de IR Fluke 68, ambos con una resolución de 0.1°C. En el termómetro IR la emisividad fue establecida en 0.92.

Las pruebas de mejoramiento de contraste aplicando diferentes elementos “filtrantes” fueron realizadas bajo un ambiente controlado, en un laboratorio con una temperatura ambiente controlada en 22 °C. Se impidió que la radiación solar entrara al laboratorio, y se eliminaron todas las fuentes de IR que pudiesen emitir en el rango de estudio. Los experimentos se realizaron con personas que presentaron un rango de temperaturas en la piel de entre 29.4 °C y 35.2 °C.

Al inicio de la investigación se controló la adquisición de las imágenes evitando la influencia de la energía emitida por otras partes del mismo cuerpo sobre el área de trabajo, para lo cual se utilizó una caja de madera para asegurar que la única fuente de IR en el rango de estudio fuese la de la piel de la extremidad a analizar. Entonces, la adquisición de las imágenes se desarrolló colocando la extremidad del individuo dentro de la caja junto con el sistema óptico de la cámara. Bajo estas condiciones se adquirieron varias imágenes que fueron comparadas con imágenes adquiridas fuera de la caja, y después de comprobar que no había diferencias significativas entre ambas imágenes, se decidió realizar la toma de imágenes sin utilizar la caja, pero manteniendo las condiciones de temperatura ambiente controladas y evitando fuentes de IR que pudiesen contribuir en reflexiones de la piel. Además se evitó la presencia de individuos innecesarios para el experimento.

En pruebas preliminares, varias sustancias inocuas fueron aplicadas en la piel humana, entre ellas se probaron: agua a temperatura ambiente, agua tibia a 35 °C, agua fría a 10 °C,

alcohol etílico, vaselina, penicilina en forma de crema, cremas hidratantes, aceites y talcos de bebé, neomicina y retinol (vitacilina), melox, gel para adquirir imágenes de ultrasonido, bronceadores y bloqueadores solares. De todas ellas se observó que el mejor contraste térmico y por más tiempo lo arrojaron los bloqueadores solares. Los caracterizados fueron el Prozone gel de Advanced Poliymer Systems y Banana Boat de Sun Pharmaceuticals. Los componentes comunes de estos son: agua, metoxicinamato de octilo, benzofenona-3.

Para estudiar el comportamiento de las sustancias mencionadas, estas fueron untadas a temperatura ambiente sobre el área de la piel a analizar. La temperatura ambiente varió entre los 20 y 25°C pero los resultados obtenidos fueron prácticamente los mismos. La cantidad de sustancia aplicada fue la justa para cubrir con una capa delgada uniforme. Aproximadamente la misma cantidad de una crema normal que en un día común y corriente se coloca una persona en la piel. Cuando se aplicó bloqueador solar se observó que al aplicar dicha sustancia se tenían cambios significativos en el contraste térmico después de un minuto de haberlo aplicado y que hasta los diez minutos después de aplicarlo desaparecía el efecto.

Para caracterizar las sustancias que mejores resultados arrojaron en el mejoramiento de contraste, se utilizó un espectrofotómetro de infrarrojo Perkin Elmer Spectrum BX FT-IR System (PerkinElmer Life And Analytical Sciences, Inc. Wellesley, MA 02481-4078, USA), usando un porta muestras a base de ZnSe que previamente se caracterizó para ser considerada como fondo en las mediciones del espectrofotómetro y eliminar su espectro del de la muestra. El rango de análisis de este aparato se ajustó de 1.28 a 28.57 μm , teniendo un rango ciego de 4.16 a 5.26 μm , que para nuestro estudio no fue de interés.

2.8 Resultados en personas sin problemas de circulación.

La Figura 2.2, muestra una secuencia de imágenes de infrarrojo, en las cuales se observan los cambios de contraste (en las zonas que incluyen las venas) que ocurren desde el momento que se coloca la crema bloqueadora hasta un poco más de 11 minutos después de la aplicación. Como puede verse, tuvo que transcurrir alrededor de un minuto para lograr un mejoramiento de contraste considerable en la imagen.

Con la Ec. (2.10) se calculó el contraste de la imagen usando los valores de luminosidad (niveles de gris) de las imágenes de infrarrojo obtenidas. Los correspondientes valores de contraste de las imágenes de la Fig. 2.2 se muestran en la gráfica de la Figura 2.3. En esta figura es posible observar que el máximo contraste se logra después de aproximadamente un minuto de haberse aplicado el bloqueador solar. A partir de un minuto y hasta los 11 después de la aplicación del bloqueador, el contraste de la escena se mantiene considerablemente mejorado, pero al paso de este tiempo la distribución del calor en la piel comienza a normalizarse y la calidad de la imagen, en cuanto a contraste se refiere, disminuye. Sin embargo, para varias aplicaciones que involucran la localización de las venas subcutáneas, 10 minutos son suficientes. En las imágenes de la Figura 2.2, el máximo contraste obtenido es de 453% respecto al contraste original. Después de 6 minutos de la aplicación del bloqueador el contraste se mantenía 300% mejorado.

Otra manera de medir el mejoramiento de contraste que se obtiene es evaluando el contraste térmico de la imagen a través de la ecuación (2.8), utilizando las temperaturas de la “source” y “background”. Estas temperaturas pueden ser obtenidas con el software de la

cámara de IR utilizada (Therma-Cam QuickView 2.0 de FLIR Systems, Inc. Wilsonville, Oregon, USA) y comprobadas con las lecturas que se hicieron con los termómetros.

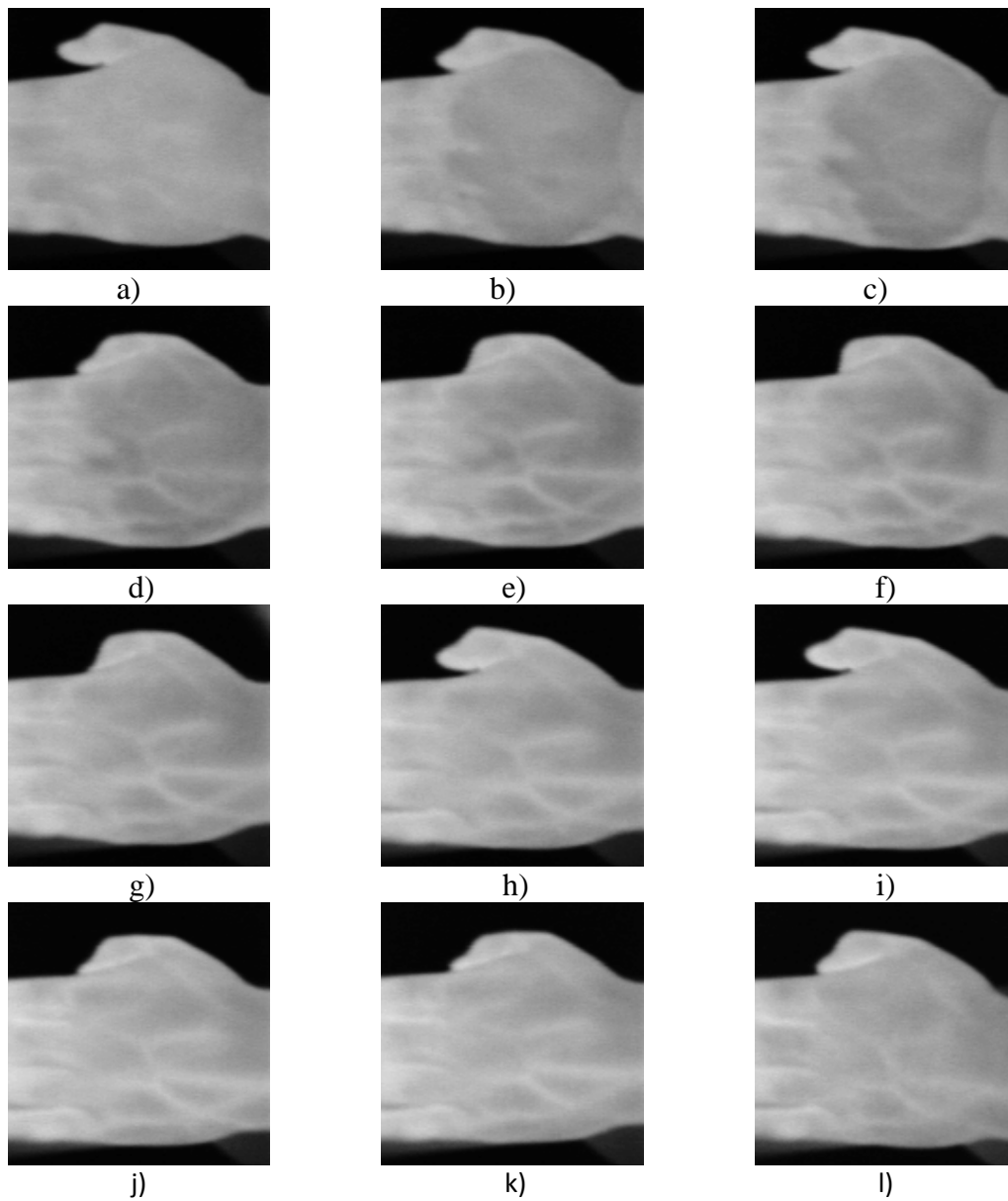


Figura 2.2. a) Contraste original, y contraste mejorado después de: b) 5 segundos (s); c) 18s; d) 44s; e) 1min; f) 1min 38s; g) 2min 12s; h) 2min 46s; i) 3min 52s; j) 5min 2s; k) 6min 8s; l) 11min 14s haberse aplicado el bloqueador solar.

Con esto se pueden calcular las exitancias con las ecuaciones 2.6 y 2.7 y sustituyéndolas en la Ecuación (2.8), para obtener el contraste térmico de la escena. Los valores obtenidos con esta ecuación y que corresponden a las imágenes de la Figura 2.2 se muestran en la Figura 2.4.

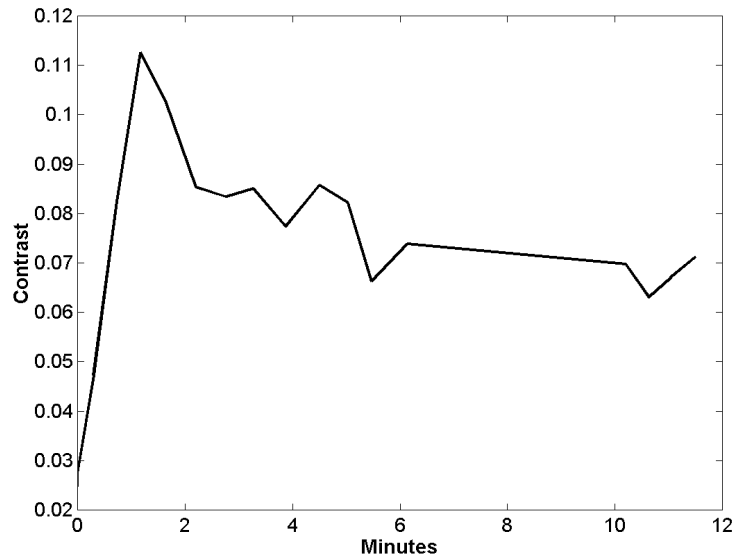


Figura 2.3. Cambio del contraste en las imágenes al transcurrir el tiempo.

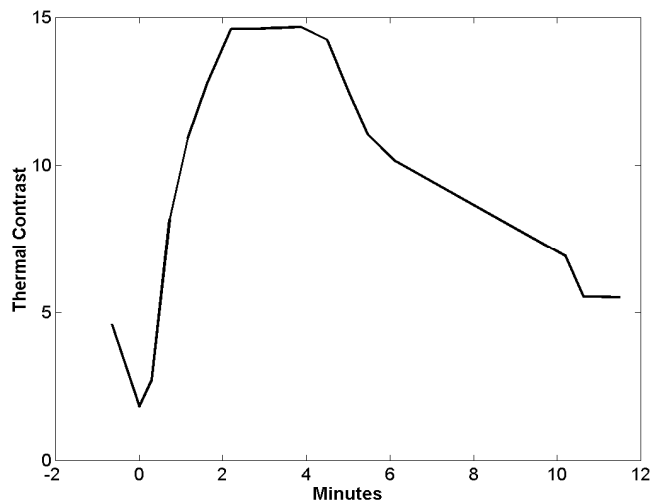


Figura 2.4. Contraste térmico en función del tiempo.

Como puede observarse en las Figuras 2.3 y 2.4, la variación del contraste térmico y la del contraste de las imágenes capturadas siguen el mismo comportamiento.

El procedimiento de mejora de contraste térmico fue probado en otras partes del cuerpo. Los resultados de algunas de estas pruebas pueden verse en las Figuras 2.5 y 2.6. En ellas el mejoramiento de contraste en las zonas que incluyen las venas fue en promedio de 300%.

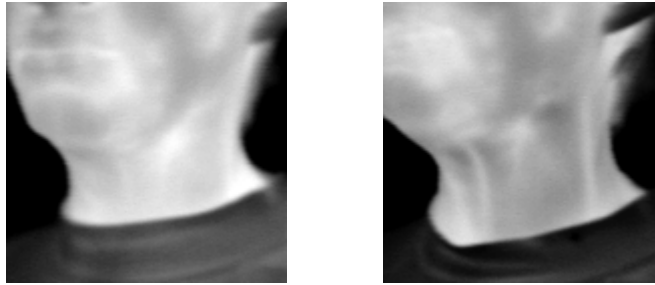


Figura 2.5. Imágenes del cuello antes (izquierda) y después (derecha) de aplicar el bloqueador solar.

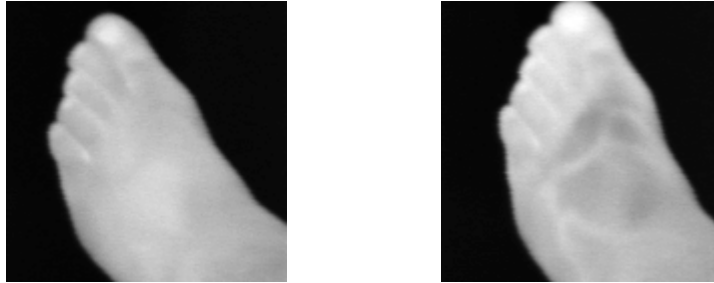


Figura 2.6. Imagen de un pie antes (izquierda) y después (derecha) de aplicar el bloqueador solar.

El resultado del análisis del bloqueador solar que fue realizado con el espectrómetro Perkin Elmer se muestra en la Figura 2.7. De esta figura es posible deducir que el bloqueador solar transmite energía en el rango de 2 a 15 μm , el cual incluye las longitudes de onda a las que la piel emite radiación infrarroja.

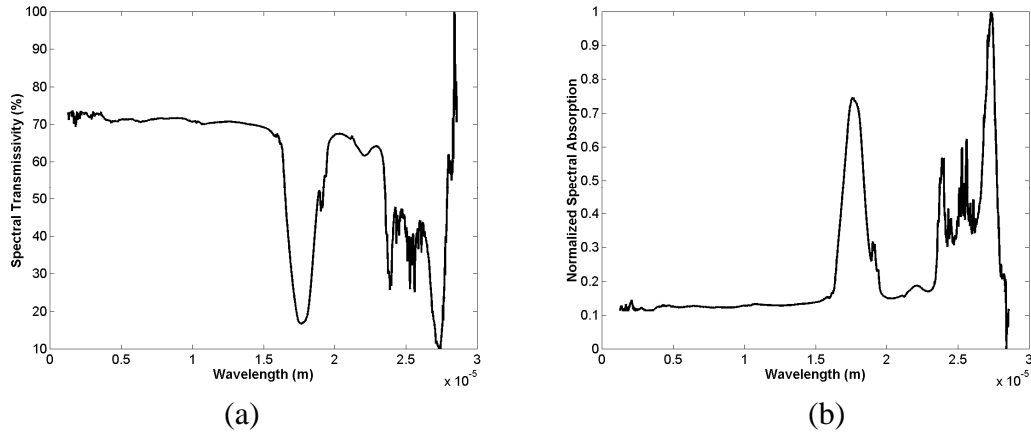
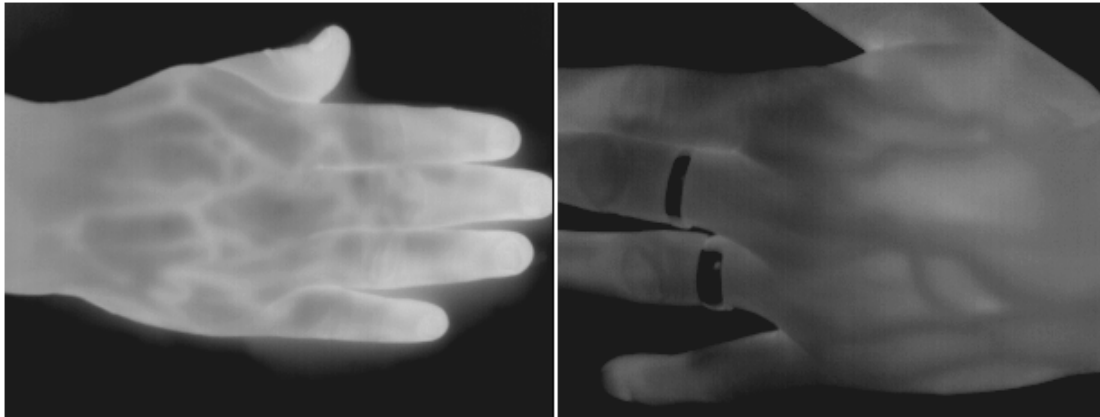


Figura 2.7.- Espectro infrarrojo de una capa delgada de bloqueador solar que se utilizó en este estudio. (a) Espectro de transmisión y (b) Espectro de absorción.

2.9 Resultados en personas con problemas de circulación.

Las temperaturas de los dedos de los pies, empeines y manos, en pacientes diabéticos diagnosticados con enfermedad arterial periférica (EAP) y/o isquemia son más bajas que en aquellas personas que no padecen estas enfermedades. Por tal motivo, los vasos subcutáneos, están más fríos también ya que llevan menos sangre, y en algunas ocasiones están casi totalmente bloqueados lo que involucra que la energía que emite la piel está mayoritariamente alimentada por los capilares de la piel (pequeños vasos sanguíneos) y por arterias y venas profundas ya que los vasos sanguíneos subcutáneos ya no contienen la energía necesaria para emitir como en personas sanas. Un ejemplo de esto puede verse en la Figura 2.8, donde es posible observar la presencia de EAP, ya que después de aplicar el bloqueador solar los vasos sanguíneos aparecen más fríos que sus alrededores (Fig. 2.8 b))

al contrario de lo que sucede en una persona sin esta enfermedad en quien los vasos sanguíneos están más calientes que sus alrededores (Fig. 2.8 a)).



a) b)
Figura 2.8. Vasos sanguíneos sanos (a) y con evidencia de EAP (b)

2.10 Discusión.

La sangre que fluye a través de las venas y las arterias es considerada como la principal fuente de calor de los distintos órganos del cuerpo humano, por lo que el contraste de las imágenes de infrarrojo de las venas subcutáneas depende del contraste térmico que se tenga entre lo que hemos llamado piel “source” y piel de “background”. En condiciones normales, la energía es difundida desde la vena siguiendo un patrón cilíndrico, atravesando la dermis y la epidermis y llegando al aire que rodea la piel.

El proceso inicial de difusión (Ecs. 2.2-2.4) es ligeramente anisotrópico. De hecho, esta difusión anisotrópica de energía es la responsable de crear un pequeño contraste térmico sobre la epidermis.

Para modelar la transferencia de energía desde las venas subcutáneas hasta la frontera de la piel y el aire que rodea la piel, se considera un área de la superficie de la piel como un plano cartesiano x-y de espesor L medido en el eje z, esta última corresponde a la dirección en la cual el calor sale del cuerpo humano. Bajo condiciones estables, el calor es conducido radialmente desde la vena que calienta el tejido y la piel que rodea la vena, mientras la temperatura de la piel se mantiene más o menos uniforme. Así, la región que queda justo arriba de la vena (llamada “source” Fig. 2.1) es ligeramente más caliente que las regiones contiguas, teniendo un bajo contraste térmico. Pero al momento de aplicar la capa de bloqueador solar sobre la piel, la resistencia térmica de la piel cambia, ya que dicha sustancia es absorbida, este cambio de resistencia se ve reflejado en todas direcciones, pero en x-y la resistencia aparentemente será mayor que en la dirección z debido a la longitud de la piel en x-y y lo “delgado” en z. De tal manera que la energía que se transfiere desde la vena tendrá una menor resistencia a salir en dirección z que a difundirse en x-y. Por lo anterior la fuente (“source”) tendrá una mayor energía o calor que el fondo (“background”), estas variaciones se observaron en alrededor de 1 °C, que directamente se traduce en una variación de exitancia y por consiguiente en el contraste de la imagen.

Las variaciones en las exitancias fueron calculadas como se describió arriba (ver Fig. 2.4) las cuales coinciden con las variaciones observadas en el contraste de la imagen, las cuales se muestran en la Fig. 2.3. En esa figura es posible observar que dicho proceso de mejoramiento de contraste es posible gracias a las propiedades térmicas y ópticas del bloqueador solar; ambas pueden ser deducidas al observar las gráficas de la Figura 2.7.

Al paso del tiempo después de la aplicación del bloqueador, la piel considerada como background, comienza a recibir energía de la vena subcutánea y de los pequeños vasos

sanguíneos que la alimentan, lo que provoca que comience a calentarse y que el contraste térmico disminuya gradualmente hasta llegar a las condiciones anteriores a la aplicación del bloqueador.

2.11 Conclusiones.

En este trabajo se muestra que el contraste de las imágenes de infrarrojo de las venas subcutáneas de mano, cuello y pies, puede ser mejorado en más de un 400% al aplicar bloqueador solar sobre la piel.

El procedimiento propuesto es seguro, eficiente y de muy bajo costo, además de ser fácil de aplicar, brindando así un tiempo suficiente para propósitos prácticos de varios diagnósticos.

En el caso de personas con enfermedad arterial periférica e isquemia es fácil detectar el o los vasos sanguíneos afectados, ya que estos, cuando la afectación es avanzada, presentan una temperatura menor a los tejidos que los rodean y en etapas tempranas al untar el bloqueador solar, también se hacen evidentes.

Por lo tanto, si una imagen presenta un contraste positivo podemos decir que la persona presenta un estado normal en sus vasos sanguíneos y cuando, después de aplicar el bloqueador solar, el contraste sea negativo será un indicio de que los vasos sanguíneos están dañados.

Capítulo 3. Caracterización de la piel humana en el infrarrojo medio.

3.1 Introducción

El creciente número de complicaciones médicas diagnosticadas tardíamente indica la urgente necesidad de modernizar las técnicas actuales de diagnóstico. Pero como en toda herramienta de diagnóstico y tratamiento, es necesario evaluar las reacciones adversas que pueden presentarse al aplicar dichas técnicas. Algunas de estas reacciones pueden ser estudiadas al caracterizar las propiedades físicas involucradas en el proceso.

En este trabajo se estudiaron algunas de las propiedades físicas que la piel presenta al ser radiada con un láser de CO₂ que emite en 10.6 μm, en el rango de infrarrojo medio (MIR) [Villaseñor et al. 2009]. La importancia de estudiar este rango del infrarrojo recae en el hecho de que en este rango es donde ocurre la máxima emisión de energía por parte de la piel [Villaseñor et al. 2008]. Esto da lugar a la posibilidad de, mediante la radiación infrarroja propia del cuerpo humano, identificar varias complicaciones médicas como: la neuropatía [Delalande 2004], la isquemia [Bornmyr 1997], tumores varios [Brenngelmann 2000], y algunos autores comienzan a intentar describir la calidad de la circulación sanguínea [Boué et al. 2007]. Esto, combinado con el mejoramiento de contraste de imágenes de infrarrojo de venas subcutáneas [Villaseñor et al. 2008] puede ayudar a los médicos especialistas a lograr mejores diagnósticos con menos esfuerzo. Además creemos también que es posible evaluar la presencia de algunas enfermedades al caracterizar la reflexión y absorción de la luz en piel, tema que será tratado en este capítulo.

Desde el punto de vista óptico, toda superficie puede ser caracterizada por su reflexión, transmisión y absorción [Boyd 1983], y en un contexto más exigente también se debe tomar en cuenta el esparcimiento y dispersión del haz proyectado [Bennett et al. 1999], especialmente en tejidos biológicos como la piel humana debido a su rugosidad. En el caso de la piel humana se han hecho pruebas utilizando luz visible [She et al. 2001, Ki-Hong et al. 2007, Heise 2003] e infrarrojo en la región cercana (no más allá de los 2 μm) [Weyrich et al. 2005, Bashkatov et al. 2005, Ding et al. 2006], pero en el rango de infrarrojo medio (alrededor de 10 μm) no se ha realizado dicha caracterización a pesar de que en este rango nuestro cuerpo emite su máxima energía [Villaseñor et al. 2008, Hardy y Muschenheim 1934]. También es de interés considerar la energía que recibe desde los cuerpos que lo rodean a temperatura ambiente.

Con el paso del tiempo la aplicación de técnicas ópticas no invasivas sobre la piel han ido incrementándose, y cada vez es más común el uso de láseres en el cuidado y tratamiento de la piel [Randeberg et al. 2004, Terrance 2002]. Aun cuando muchos de los láseres utilizados están en el rango infrarrojo poco se ha hecho para caracterizar el comportamiento de la piel al ser radiada por estos láseres. Algunos investigadores han propuesto el uso de dispositivos para medir la reflectancia y esparcimiento de la piel [Weyrich et al. 2005] y aunque solo muestran resultados cualitativos es un buen inicio para la correcta caracterización de estas dos importantes características de la piel. Bashkatov et al., [Bashkatov 2005] caracterizaron la piel utilizando un espectrómetro con esfera integradora en el rango visible y el infrarrojo cercano, encontrando bajos coeficientes de absorción y esparcimiento de la piel, y una absorción casi constante en la región visible, no así en el infrarrojo cercano (NIR, de 1500 nm a 2000 nm) donde se observó un incremento

en la absorción de la piel. Ding et al. [Ding et al. 2006] calcularon el índice de refracción de la piel usando las curvas de reflectancia de la piel al ser iluminada con ocho diferentes longitudes de onda, desde el visible hasta el infrarrojo cercano. Sin embargo, su procedimiento no puede ser implementado en organismos vivos.

En este trabajo, la emisividad de la piel fue medida al caracterizar la forma en que la piel refleja, absorbe y esparce la energía de un rayo laser de CO₂ de 10.6 μm de longitud de onda. Esto ha permitido conocer más a fondo el comportamiento de la piel en el infrarrojo medio, y así brindar la posibilidad de mejorar los actuales diagnósticos al aplicar métodos ópticos no invasivos.

3.2 Teoría sobre características de la piel.

La piel humana en el equilibrio termodinámico a una temperatura dada T, emite radiación en todas las direcciones dentro de un hemisferio dado [Sirouxy et al. 1998, Hardy y Muschenheim 1934]. Esta radiación es afectada por la emisividad (ϵ) de la piel, debido a que la emisividad es una propiedad superficial, y a que dentro del rango térmico depende de la temperatura y de otras características superficiales como el nivel de humedad, la rugosidad y la presencia de grasa [Mazikowski y Chrzanowski 2003, Togawa 1989, Togawa y Saito 1994].

La radiancia de la piel humana, o intensidad observada, en el rango de longitudes de onda del infrarrojo térmico (8 μm -14 μm) no está en función de la dirección de propagación [Jones 1998]. Es decir, el comportamiento de la piel es similar a la de un radiador Lambertiano [Hardy y Muschenheim 1934, Boyd 1983]. Sin embargo, cuando la

piel refleja, su comportamiento no es completamente Lambertiano. En el presente trabajo se ha evidenciado una tendencia a reflejar de forma especular, pero fuertemente influenciado por un esparcimiento alrededor de la energía central.

En el esparcimiento de luz por superficies rugosas, son cuatro los parámetros que determinan el fenómeno de la distribución angular y polarimétrica: la longitud de onda incidente, el ángulo de incidencia, la rugosidad misma de la superficie bajo estudio, además de la propia naturaleza de la superficie (función dieléctrica). Para una superficie de una misma naturaleza, se pueden tener varias situaciones variando dos de los parámetros restantes. Así, para una longitud de onda fija y para un ángulo de incidencia fijo, la distribución angular de la luz reflejada depende de la rugosidad superficial: la reflexión se modifica de especular a difusa a medida que la rugosidad se incrementa. Si, por el contrario, se mantienen fijas la rugosidad y la longitud de onda incidente, la reflexión cambia de difusa cuando la incidencia es normal a especular cuando ésta es rasante. Por otra parte, es importante considerar que aún cuando a simple vista la piel nos puede dar la impresión de ser rugosa, tomando en cuenta que nuestra vista capta primordialmente luz centrada alrededor de la longitud de onda asociada al color verde ($0.530 \mu\text{m}$), ante una iluminación de $10.4 \mu\text{m}$ (cerca de 20 veces mayor), la piel se comportará como una superficie ligeramente rugosa, por lo que tendrá una componente especular dominante sobre la difusa.

La emisividad de una superficie puede ser medida directa e indirectamente. La forma indirecta puede hacer uso de la Ley de Kirchhoff. Por ejemplo, si se controla la energía proyectada sobre la piel, y se mide la energía que se refleja, transmite y absorbe. Pero considerando que en el caso de la piel la energía que no es absorbida solo puede ser

reflejada debido al grosor del cuerpo, y que en este caso la absorbidad es matemáticamente igual a la emisividad [Kribus et al. 2003, Wolfe 1978], y que una vez que la reflectividad (ρ) ha sido calculada usando la cantidad de energía reflejada ($M_{reflected}$) entre la cantidad de energía proyectada ($M_{projected}$), a través de la ecuación:

$$\rho = \frac{M_{reflected}}{M_{projected}} \quad (3.1)$$

Entonces la emisividad puede ser obtenida aplicando la Ley de Kirchoff, que para superficies con las características de la piel humana queda expresada como:

$$\varepsilon = 1 - \rho \quad (3.2)$$

Con el procedimiento anterior, la emisividad de la piel puede ser calculada para cualquier longitud de onda de interés, una vez que se disponga de la fuente de “iluminación” apropiada para el rango deseado. Para nosotros la mejor opción para obtener la emisividad para una longitud de onda específica es utilizar un laser.

Por otro lado, para medir la emisividad por el método directo, comúnmente se hace uso de un cuerpo negro, con el fin de comparar la energía que emite la piel ($M_{skin}(\lambda)$) con la energía que emite el cuerpo negro ($M_{BB}(\lambda)$) a la misma temperatura [Wolfe 1978]. Así, la emisividad espectral queda expresada como el siguiente cociente:

$$\varepsilon = \frac{M_{skin}(\lambda)}{M_{BB}(\lambda)} \quad (3.3)$$

En la práctica $M_{BB}(\lambda)$ es medida directamente desde el cuerpo negro; sin embargo, como es un concepto teórico, es posible también calcularla haciendo uso de la ecuación de Planck (Ec. 1.1), haciendo las consideraciones de emisión espectral de la piel y de la responsividad del detector que se esté utilizado, esto es:

$$M_{BB}(\lambda, T) = r \cdot \frac{C_1}{\lambda^5} \left(\frac{1}{e^{\frac{C_2}{\lambda T}} - 1} \right) \left[\frac{W}{m^2 \cdot \mu m \cdot sr} \right], \quad (3.4)$$

donde $c_1 = 2\pi hc^2 = 3.7418 \times 10^{16}$ W/m²μm y $c_2 = hc/k = 1.4388 \times 10^2$ μm·K; T es la temperatura de la piel, r es la responsividad del detector.

Adicionalmente, es necesario tomar en cuenta el ángulo sólido subtendido entre el área de la piel considerada en el estudio y el área del sensor utilizado, para entonces integrar esta energía dentro del hemisferio correspondiente (debido al comportamiento Lambertiano de la piel como emisor de energía).

Por otro lado, para calcular correctamente la energía reflejada $M_{reflected}$, es necesario considerar el comportamiento parcialmente especular que la piel muestra al reflejar energía radiante, lo cual se corroboró en este trabajo.

Las energías involucradas en las ecuaciones anteriores, son relativamente fáciles de medir cuando se utiliza el detector adecuado. En nuestro caso, además de un radiómetro, hicimos uso de una cámara de infrarrojo y, por tanto, las energías son ponderadas por medio de imágenes en niveles de gris, de tal manera que para el cálculo de dicha energía es posible utilizar la ecuación de Michelson expresada como:

$$E = \int \int_{-\infty}^{\infty} I^2(x, y) dx dy, \quad (3.5)$$

donde I representa la intensidad (o nivel de gris) de la imagen y (x, y) representa la posición de un pixel dado.

3.3 Materiales y métodos.

El procedimiento propuesto fue probado gracias a la participación de 32 voluntarios que previamente fueron informados de las características y seguridad de la prueba. Ellos además fueron instruidos en no usar ninguna sustancia (cremas, lociones, etc.) sobre la piel de la parte trasera de la mano el día de la prueba.

Para medir la temperatura de la piel de los participantes se utilizó un Termómetro de infrarrojo Fluke 68 IR, así como un termómetro Fluke 52 II (Fluke Corporation Everett, Washington) con un termopar tipo K; ambos con una resolución de 0.1 °C.

Un laser de CO₂ de Synard modelo 57-1, con potencia ajustable, que emite a 10.6 μm (Synard Inc.4600, Campus Place Mukilteo, WA, 98275, USA) con su respectivo controlador VC-1000, fue utilizado para proyectar una cantidad de energía controlada sobre la piel de atrás de la mano de los participantes por menos de 3 segundos. La energía que se proyectó fue de 350mW, la cual fue medida utilizando un radiómetro Field Master Coherent (Coherent Inc. 5100 Patrick Henry Drive Santa Clara, CA 95054 USA) con una cabeza de detección Lazermate 3 cuya área de detección es de 2.84 cm², y que es sensible desde los 0.3μm hasta los 10.6 μm. El arreglo óptico utilizado puede verse en la Figura 3.1.

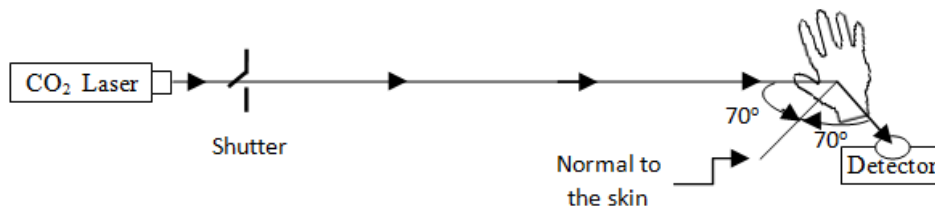


Figura 3.1: Diagrama del arreglo experimental utilizado para medir la emisividad de la piel.

La longitud del arreglo fue de 3.5 m medido desde la salida del laser hasta la piel. La distancia desde la piel hasta el detector (radiómetro) fue de 4cm. La mano de cada participante fue colocada de modo que formara un ángulo de 70° respecto al rayo incidente, y que la superficie del detector formara un ángulo de 140° , también respecto al rayo incidente. Con estas condiciones se aseguró captar la máxima energía reflejada.

La geometría del arreglo anterior se determinó después de caracterizar la forma en que la piel refleja la energía en esta longitud de onda. Para esto, se utilizó el arreglo que se muestra en la Figura 3.2. En este arreglo se usó una cámara de IR SATIR, modelo S280 (Guangzhou SAT Infrared Technology Co. LTD, PR, China), sensible entre $8 \mu\text{m}$ y $14 \mu\text{m}$. Ajustada con una emisividad de 1; nivel de temperatura de 34°C ; un spam $\pm 16^\circ\text{C}$ temperatura ambiente de 22°C , y un rango de temperatura de trabajo de -40 a 160°C .



Figura 3.2: Arreglo usado para analizar el comportamiento de la reflexión de la piel.

Este segundo arreglo también incluye el uso del laser de CO₂, mencionado arriba, y un goniómetro construido por los autores, destinado a soportar la mano del sujeto para mantenerla siempre en el mismo ángulo respecto al haz de luz incidente y la cámara de IR. Con este arreglo se adquirieron pares de imágenes cada 10° iniciando con un ángulo de 40° entre la superficie de la piel y la normal al sensor de la cámara y terminando con un ángulo de 180°.

Para considerar correctamente solo la energía que está siendo reflejada por la piel se adquirieron dos imágenes para cada participante: una incluyendo la energía que emite la piel y la emisión de fondo, que denominaremos imagen en condiciones iniciales; y la segunda, adquirida inmediatamente después, la que incluyó, además, la energía reflejada del láser.

Dichas imágenes debieron ser adquiridas como sigue: para la primera imagen se colocó la mano del sujeto en una posición de tal manera que la piel de la parte exterior de la mano permitiera que el haz incidiera en un área prácticamente plana y que formara un ángulo de 70° respecto a la superficie de la mano (Figura 3.1), dicha imagen incluyó la energía emitida por la piel y la energía de fondo de la escena (Figura 3.3a), inmediatamente después el obturador se abrió para adquirir la segunda imagen la cual contiene la energía del laser reflejada por la piel, la energía emitida por la piel y la energía de fondo de la escena (Figura 3.3b). El hecho de restar cada par de imágenes vuelve nuestro sistema prácticamente inmune de ruido.

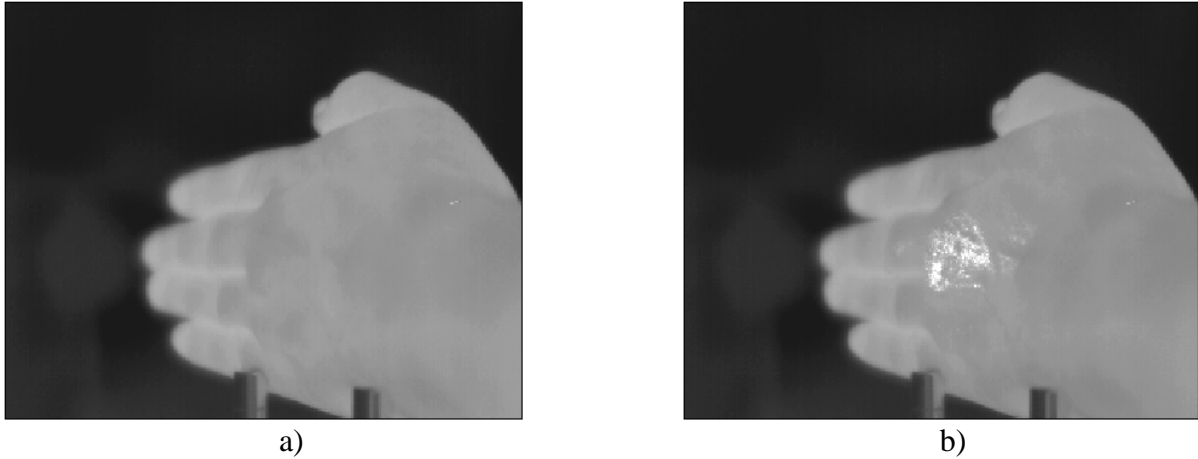


Figura 3.3: Imágenes adquiridas antes (a) y después (b) de proyectar el láser.

Para convertir la energía calculada en niveles de gris a energía en miliwatts, es necesario tener una relación de referencia entre dichas energías. Para esto, una opción es adquirir una imagen del haz que se proyecta ya que se conoce su energía en mW. Pero en nuestra experiencia esta situación es difícil de lograr debido a la alta y concentrada energía del laser que satura los sensores de la cámara. Por eso, se optó por medir con el radiómetro la energía reflejada por la piel en un área determinada y relacionarla con la energía en niveles de gris de la imagen.

Varias pruebas fueron necesarias para poder determinar la potencia del laser que al mismo tiempo garantizara la seguridad de la persona evitando dañar la piel y contribuyera a obtener buenas lecturas de energía reflejada. Finalmente se pudo determinar que un haz de 350mW aplicado por tres segundos es suficiente para tener lecturas adecuadas de energía reflejada y, al mismo tiempo, no dañaba la piel del participante.

3.4 Resultados.

Una vez que las imágenes infrarrojas fueron adquiridas por medio del arreglo mostrado en Figura 3.2, y haciendo uso de la ecuación 3.5 para calcular las energías correspondientes; las energías en niveles de gris fueron normalizarlas. Como puede verse en la Figura 3.4, las magnitudes de las energías reflejadas por la piel están en función del ángulo de incidencia. En Figura 3.4, se muestra claramente que la reflexión máxima de la piel ocurre a 70° después de la normal (160° en la grafica) lo que corresponde al ángulo de reflexión de una superficie especular. Este hallazgo se utilizó para los últimos ajustes del arreglo mostrados en Figura 3.1.

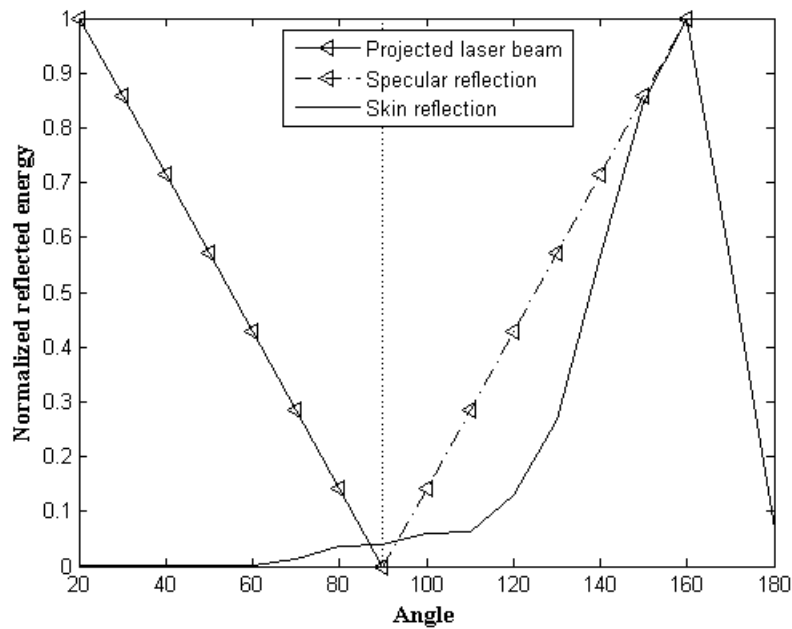


Figura 3.4. Energías reflejada por la piel en cada ángulo.

Para hacer el cálculo de las emisividades por medio del método indirecto propuesto en este trabajo, se consideró el ángulo de máxima reflexión encontrado con el análisis descrito anteriormente; se midieron las energías reflejadas por la piel de todos los participantes. Los valores obtenidos de dichas mediciones aparecen en la Tabla 3.1, como *Energías Reflejadas*. Considerando que la energía proyectada fue de 350 mW, las reflectividades fueron calculadas usando la ecuación 3.1 y, con estos valores de reflectividad, las emisividades se calculan utilizando la ecuación 3.2. Estos valores se registraron en la Tabla 3.1, etiquetados como “*Emisividades calculadas con Kirchhoff*”.

Para verificar los valores obtenidos con el método indirecto, se hizo uso del método directo. Para esto, se utilizó el modelo teórico de un cuerpo negro perfecto, y se calcularon las energías teóricas que emitiría a la misma temperatura de la piel (tal como se describió en la sección de teoría y usando la ecuación 3.4). Las energías calculadas de esta manera aparecen en la Tabla 3.1 etiquetadas como “*Energías de cuerpo negro*”. Con estas energías que emite un cuerpo negro y las medidas con el radiómetro, provenientes desde la piel de cada participante (valores mostrados en la segunda columna de la Tabla 3.1 etiquetados como “*Energías de la piel*”), se calcularon las emisividades de cada participante. Los valores de estas emisividades se incluyeron en la Tabla 3.1 como “*Emisividades obtenidas por definición*”.

Una grafica comparativa de los valores de emisividades obtenidas por ambos métodos aparece en la Figura 3.5. Como puede observarse en esta figura, los valores obtenidos con los dos métodos presentan un comportamiento muy parecido, por lo que se puede asumir que los valores obtenidos con el método propuesto son validos.

Participante	Energías de la piel (mW)	Energías de cuerpo negro (mW)	Emisividades obtenidas por definición	Energías reflejadas (mW)	Emisividades calculadas con Kirchhoff
1	6.571	6.725	0.977	6.56	0.981
2	11.499	11.894	0.967	6.56	0.981
3	8.214	8.478	0.969	11.48	0.967
4	9.857	10.034	0.982	8.20	0.977
5	9.857	9.995	0.986	6.56	0.981
6	10.514	10.634	0.989	6.56	0.981
7	9.857	10.034	0.982	9.84	0.972
8	9.857	10.019	0.984	3.28	0.991
9	8.214	8.346	0.984	8.20	0.977
10	8.214	8.397	0.978	8.20	0.977
11	6.571	6.774	0.970	16.40	0.953
12	8.214	8.565	0.959	11.48	0.967
13	13.142	13.261	0.991	3.28	0.991
14	6.571	6.782	0.969	9.84	0.972
15	3.286	3.405	0.965	9.84	0.972
16	9.857	10.006	0.985	9.84	0.972
17	6.571	6.776	0.969	6.56	0.981
18	6.571	6.776	0.970	6.56	0.981
19	8.214	8.417	0.976	4.92	0.986
20	6.571	6.683	0.983	3.28	0.991
21	4.928	5.002	0.985	14.76	0.958
22	4.928	5.043	0.977	14.76	0.958
23	9.857	10.003	0.985	11.48	0.967
24	9.857	9.998	0.986	9.84	0.972
25	8.214	8.346	0.984	8.20	0.977
26	11.499	11.601	0.991	6.56	0.981
27	9.857	10.119	0.974	8.20	0.977
28	11.499	11.779	0.976	8.20	0.977
29	8.214	8.508	0.966	6.56	0.981
30	6.571	6.813	0.965	6.56	0.981
31	8.214	8.314	0.988	6.56	0.981
32	6.571	6.807	0.965	8.20	0.977

Tabla 3.1: Energías instantáneas y emisividades medidas y calculadas.

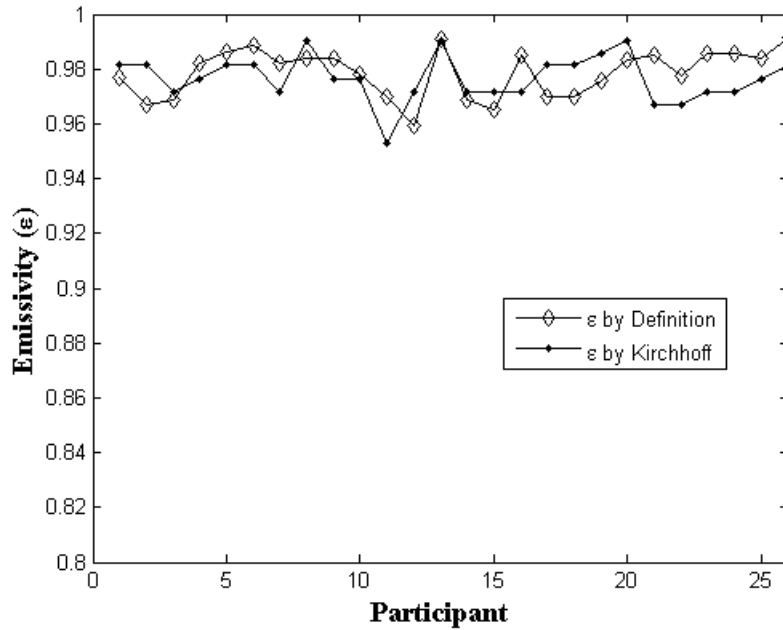


Figura 3.5: Comparación de las emisividades obtenidas por ambos métodos.

3.5 Discusión.

Cabe mencionar que investigadores como Jones et al. [Jones 1998, Jones y Plasman 2002] y Togawa et al. [Togawa 1989, Togawa y Saito 1994] han comprobado que la emisividad de la piel humana de distintas razas no presenta diferencias significativas en las longitudes de onda del infrarrojo medio. Con esto es válido decir que el procedimiento propuesto en este trabajo arroja valores de emisividad para la piel de personas sanas de cualquier tipo de piel.

Como se observa en la Figura 3.5 todos nuestros valores de emisividad fueron corroborados teóricamente. Con el método propuesto se obtuvo una emisividad promedio de 0.976 ± 0.006 , mientras que el método teórico, utilizando la teoría de cuerpo negro, la

emisividad promedio fue de 0.978 ± 0.008 . Estos son valores muy similares, lo que valida nuestro procedimiento. Las correspondientes desviaciones estándar fueron de 0.008 y 0.006, respectivamente, lo que indica que en personas sanas la variabilidad de emisividad de la piel es mínima, que es acorde con lo encontrado por Jones y Togawa [Jones and plasman 2002, Towawa 1989] además de coincidir con los valores encontrados por ellos anteriormente.

Como se puede observar en la Figura 3.4, el ángulo de máxima reflexión corresponde a la región donde la reflexión especular tiene lugar, sin embargo, solo el 50% de la energía reflejada se concentra en esta zona y, por lo tanto, hay una considerable cantidad de energía esparcida que debe tomarse en cuenta al calcular la energía reflejada por la piel cuando se utiliza un sensor puntual. Lo más conveniente es utilizar una esfera integradora para asegurar que se mida toda la energía reflejada.

Al analizar la Tabla 3.1, se puede estimar también la cantidad de energía que es absorbida, ya que se conoce la energía que fue proyectada (350 mW), y al promediar la columna de energías reflejadas se conoce lo que en promedio se reflejó (8.353 mW). Con estas energías se obtiene que el porcentaje de reflexión fue de 2.38%, lo que nos arroja un 97.62 % de absorción (emisividad).

3.6 Conclusiones

Con el procedimiento propuesto en este trabajo, la necesidad de mantener un ambiente controlado es eliminado, lo que lleva a lograr mediciones de la emisividad de la piel para longitudes de onda específicas fácilmente.

Quedó demostrado que para una incidencia de $10.6 \mu\text{m}$, la máxima reflexión de la piel humana se da acorde a la reflexión especular. Este resultado es de esperarse, dado que la piel humana resulta poco rugosa en relación a la longitud de onda utilizada y al ángulo de incidencia considerado, pues éste resulta casi rasante.

Los resultados obtenidos con nuestro procedimiento están en acuerdo con aquellos obtenidos con el método directo que hace uso de un cuerpo negro para calcular la emisividad.

4. Conclusiones Generales

La temperatura superficial del cuerpo está determinada por la circulación sanguínea subcutánea, por el metabolismo local y el intercambio de calor entre la piel y sus alrededores. Por lo que al modificar este proceso de intercambio de calor es posible mejorar el contraste de la escena a tomar con una cámara de infrarrojo. En este trabajo se propone el uso de bloqueador solar para lograr ese fin, pero los resultados pueden mejorar si se desarrolla una sustancia con mejores propiedades.

Debido a que las complicaciones diabéticas cada vez cobran más víctimas, es necesario establecer métodos de diagnóstico más eficientes y de detección temprana. En este trabajo se han planteado algunos procedimientos que pueden servir de base para desarrollar en un futuro no lejano estas técnicas de diagnóstico. Se ha comprobado que si dichas complicaciones se detectan tempranamente y el tratamiento oportuno es aplicado, la calidad de vida de los pacientes diabéticos mejora considerablemente e, incluso, se salvan vidas.

También se propuso un procedimiento alternativo para determinar la emisividad de la piel humana. El procedimiento propuesto es inocuo, de bajo costo y útil para determinar la emisividad de la piel a longitudes de onda específicas. Así mismo se caracterizó la piel humana desde el punto de vista de su comportamiento como superficie que absorbe y refleja radiación infrarroja. Dicho comportamiento es importante en el diseño tanto de equipos como de tratamientos médicos que involucran al infrarrojo.

Bibliografía.

1. Bashkatov A. N., Genina E. A., Kochubey V. I. y Tuchin V. V., “Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm”, *Journal of Physics D: Applied Physics*, 38 (2005) p 2543-2555.
2. Bennett J. M. y Lars M., *Introduction to Surface Roughness and Scattering*, OSA, Washington DC, 2a ed. (1999), section 3C1, p 29-33.
3. Bharara M., Cobb J. E. y Claremont D. J., “Thermography and Thermometry in the Assessment of Diabetic Neuropathic Foot: A Case for Furthering the Role of Thermal Techniques”, *The International Journal of Lower Extremity Wounds*, 5(4) (2006) p 250-260.
4. Biagioni P. A., Longmore R. B., McGimpsey J.G., Lamey P.J., “Infrared thermography. Its role in dental research with particular reference to craniomandibular disorders”, *Dentomaxillofacial Radiology*. 25(3) (1996) p 119-24.
5. Bornmyr S., Svensson H., Lilja B. y Sundkvist G., “Skin Temperature changes and changes in skin blood flow monitored with laser Doppler flowmetry and imaging: a methodological study in normal humans”, *Clinical physiology* 17 (1997) p 71-81.
6. Boué C., Cassagne F., Massoud C., Fournier D., “Thermal imaging of a vein of the forearm: Analysis and thermal modeling”, *Infrared Physics & Technology* 51 (2007) p 13–20.
7. Boyd R.W.: *Radiometry and the Detection of Optical Radiation*, John Wiley and Sons, New York, (1983).

8. Brengelmann G. L., “Body Surface Temperature: Manifestation of Complex Anatomy and Physiology of the Cutaneous Vasculature”, Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference, (2000) p 1927-1930.
9. Delalande S., Seze J., Fauchais A. L., “Neurologic manifestations in primary Sjogren syndrome: a study of 82 patients”. *Medicine (Baltimore)*. 83(5) (2004) p 280-91.
10. Ding H., Lu Jun Q., Wooden W. A., Kragel P. J. y Hu Xin-Hua: “Refractive indices of human skin tissues at eight wavelengths and estimated dispersion relations between 300 and 1600 nm”, *Physics Medicine and Biology* 51 (2006) p 1479–1489.
11. Fontaine M., Jonathan F., Charles A, Wang F., Elliott Robert L., “Cancer risk assessment with a second-generation infrared imaging system”, *SPIE Proceedings* 3061 (1997) p 300-307.
12. Gonzalez R. C. y Woods R. E., *Digital Image Processing*. Addison-Wesley, Reading, MA, (1992).
13. Gostout C.J., Jacques S.L., “Infrared video imaging of subsurface vessels: a feasibility study for the endoscopic management of gastrointestinal bleeding”, *Gastrointest Endoscopic*. 41 (3) (1995) p 218–224.
14. Gurjit B. y Chawla C., “Amputation in Diabetic Patients”, *MJAFI*, 62(1) (2006) p 36-39.
15. Guyton A.C. and Hall J.E.: *Textbook of Medical Physiology* W.B. Saunders Company; 11th edition, (2007).
16. Hackforth H.L., *Infrared Radiation*, McGraw Hill, New York, (1960).
17. Hallet W. J., Brewster D. C. y Darling R. Cl., *Examination of the arterial System*. En: *Handbook of patient care in vascular surgery*. Little, Brown and Company, Boston, (1995) p 19-25.

18. Hallet W. J. Brewster D. C. y Darling R. C. *Lower Extremity Claudication*. En: Handbook of patient care in vascular surgery. Little, Brown and Company, Boston, (1995) p 157-178.
19. Harding J.R., Wertheim D.F., Williams R.J., Melhuish J.M., Banerjee D., Harding K.G., “Infrared Imaging in diabetic foot ulceration”, Proceedings of the 20th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society, 20(2) (1998) p 916-918.
20. Hardy J.D., and Muschenheim C., “The Radiation of Heat from the Human Body. IV. The emission, Reflection, and Transmission of the Infra-red Radiation by the Human Skin”, The Journal of Clinical Investigation, 13(5) (1934) p 817-831.
21. Heise H. M., Lampen P., Stütcke M.: “Reflectance spectroscopy can quantify cutaneous haemoglobin oxygenation by oxygen uptake from the atmosphere after epidermal barrier disruption”, Skin Research and Technology, 9 (4) (2003) p 295-298.
22. Holman J.P., *Heat Transfer*, McGraw Hill, Tokio, (1981).
23. Holstein PE, Sorensen S. “Limb salvage experience in a multidisciplinary diabetic foot unit”. Diabetes Care, 22 (1999) p 97-103.
24. Hsin W., Dwight R. Wade y Jack K., “IR Imaging of Blood Circulation of Patients with Vascular Disease”, Thermosense XXVI, Proc. of SPIE, 5405 (2004) p 115-123.
25. Ivanitsky G. R., Khizhnyak E. P., Deev A. A. y Khizhnyak L. N., “Thermal Imaging in Medicine: A Comparative Study of Infrared Systems Operating in Wavelength Ranges of 3-5 and 8-12 μm as Applied to Diagnosis”, Doklady Biochemistry and Biophysics, 407 (2006) p 59-63.

26. Jones B.F., “A Reappraisal of the Use of Infrared Thermal Image Analysis in Medicine”, IEEE transactions on medical imaging, 17 (6) (1998) p 1019-1027.
27. Jones B.F., and Plassmann P., “Digital Infrared Thermal Imaging of Human Skin”, IEEE Engineering in Medicine and Biology, 21 (6) (2002) p 41-48.
28. Ki-Hong K., Sanghoon J. y Jong-Ki K.: “In vivo skin absorption dynamics of topically applied pharmaceuticals monitored by fiber-optic diffuse reflectance spectroscopy”, Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy, 66(3) (2007) p 768-772.
29. Kribus A., Vishnevetsky I., Rotenberg E. y Yakir D., “Systematic Errors in the Measurement of Emissivity Caused by Directional Effects”, Applied Optics, 42(10) (2003) p 1839-1846.
30. Lipsky B. A., Berendt A. R., Gunner H. D., Embil J. M., Warren S. Joseph, Karchmer A. W., LeFrock J. L., Lew D. P., Mader J. T., Norden C., y Tan J. S., “Diagnosis and Treatment of Diabetic Foot Infections”, Guidelines for Diabetic Foot Infections, 39 (2004) p 885-910.
31. López C. M., Pazos G. J.: *Isquemia arterial crónica*. Monografías de formación continuada en patología vascular. Sociedad española de Angiología y Cirugía Vascular (1989) p 67-82.
32. Lovhoiden G., Deshmukh H, and Zeman H.D.: “The Clinical Evaluation of Vein Contrast Enhancement”. Proceedings SPIE, 4615 (2002) p 61-70.
33. Mazikowski A. and Chrzanowski K., “Non-contact multiband method for emissivity measurement”, Infrared Physics & Technology, 44 (2003) p 91-99.

34. Morales Pablo Kuri, Vargas Cortés Mariscal, Zárata Herrernan Dra. Margarita y Juárez Vergara Pino, *Diabetes*, Dirección General de Epidemiología, Secretaría de Salud.
35. Mori K, Iijima M, Sugiura M.: “Sjogren's syndrome associated painful sensory neuropathy without sensory ataxia”. *Journal Neurological and Neurosurgical Psychiatry*. 74(9) (2003) p 1320-1322.
36. Nilsson A.L., “Blood flow temperature and heat loss of skin exposed to local radiative and convective cooling”, *J. Investigate Dermatology*. 88 (5) (1987) p 586-593.
37. Pratt W.K., *Digital Image Processing*, John Wiley & Sons, New York, 1978.
38. Peli E.: “Contrast in complex images”, *Journal of Optical Society A*, 7 (1990) p 2032-2040.
39. Qi H., Diakides N. A.: *Infrared Imaging in Medicine*, University of Tennessee, 2002.
40. Randeberg L.L., Bonesrønning J.H., Dalaker M., Nelson J.S., Svaasand L.O., “Methemoglobin formation during laser induced photothermolysis of vascular skin lesions”, *Lasers in Surgery and Medicine*, 34(5) (2004) p 414-419.
41. Ring E.F.J., “Progress in the measurement of human body temperature”, *IEEE Engineering Medical and Biology*, 17(4) (1998) p 19-24.
42. Roura J. Marinello., *Tratado de Pie Diabético*. 1ª Ed. Centro de Documentación del Grupo Esteve.
43. She Z., Dickson M., Fish P.J., Duller A.W.G. y Bamber J.C.: “Specular Reflection Reduction in Context of Skin Pattern Analysis”, *Medical Image Understanding and Analysis* (2001) p 16-19.

44. Sirouxy M., Tang-Kworz E. and Matte S., “A periodic technique for emissivity measurements of insulating materials at moderate temperature”, *Measurement Science Technology* 9 (1998) p 1956-1962.
45. Tang J. and Peli E., Acton S.: “Image enhancement using a contrast measure in the compressed domain”, *IEEE Signal Processing Letters*. 10 (10) (2003) p 289-292.
46. Terrance J. M., “Skin Temperature Response During Cycle Ergometry”, *Proceedings of the 2002 IEEE Canadian Conference on Electrical & Computer Engineering*, (2002) p 1123-1128.
47. Togawa T., “Non-contact Skin emissivity: Measured from reflectance using step change in ambient radiation temperature”, *Clinical Physics and Physiologic Measurements*, 10(1) (1989) p 39-48.
48. Togawa T., and Saito H., “Non-contact imaging of thermal properties of the skin”, *Physiologic Measurements*, 15 (1994) p 291-298.
49. Vaysairat M, Le Devehat C. “Diabetic angiopathy: the role of microvascular exploration in routine practice; consequences of a new algorithm for care of the diabetic foot”, *Journal of Mal. Vascular*. 26 (2001) p 126-129.
50. Vilallonga L. J. En: *Síndrome de Isquemia Crónica*, ed. MCR, (1995) p 3-22.
51. Villaseñor-Mora C., Sanchez-Marin F. J., Garay-Sevilla M. E.: “Contrast enhancement of mid and far infrared images of subcutaneous veins”, *Infrared Physics & Technology* 51 (2008) p 221–228.
52. Villaseñor-Mora C., Sanchez-Marin F. J., Calixto Carrera S., An indirect skin emissivity measurement in the infrared thermal range through reflection of a CO₂ laser beam, *Revista Mexicana de Física*, (2009)

53. Weyrich T., Matusik W., Pfister H., Ngan A., Gross M.: “Measuring Skin Reflectance and Subsurface scattering”, Mitsubishi Electric Research Laboratories, Inc.,46 (2005) p 1-5.
54. Winslow R. M., *Clinical Physiology: Oxygen Transport and the transfusion trigger*, in Blood substitutes edited by Winslow RM. Elsevier, (2006).
55. Wolfe William L.: *The Infrared Handbook*, Office Naval Research Department of the Navy, Washington, Ed. (1978).
56. Wolfe, W.L in: *Methods of Experimental Physics*, 26 (Ed.) by D. Malacara, Academic Press, (1988).
57. Yang WJ, Yang PP.: “Literature survey on biomedical applications of thermography”. *Biomedical Materials Engineering*. 2(1) (1992) p 7-18.
58. Zeman H.D., Lovhoiden G.: “Enhancing the contrast of subcutaneous veins”, *Proceedings SPIE* 3595 (1999) p 219–230.
59. Zeman H.D., Lovhoiden G., y Deshmukh H.: “Design of a Clinical Vein Contrast Enhancing Projector”. *Proc. SPIE*, 4254 (2001) p 204-215.
60. Zeman H.D., Lovhoiden G. Lovhoiden, and H. Deshmukh: “Optimization of Subcutaneous Vein Contrast Enhancement”, *SPIE*, 3911 (2000) p 50-57.