



Ingeniería en electrónica y telecomunicaciones

Presentación de proyecto de titulación

En la siguiente versión tomo en cuenta Estudios de reflectancia difusa en piel para aplicaciones científicas y dermatológicas.

Desarrollo de un espectrómetro de bajo costo y Desarrollo de una fuente de luz de amplio espectro para estudios de reflectancia difusa.

Presenta: Rúsbel Domínguez Domínguez

Asesor: M.C. Gerardo Salvador Romo Cárdenas

1. Resumen:

Reflectancia difusa en piel humana con aplicaciones científicas y dermatológicas. Gerardo Romo Cárdenas, Rúsbel Domínguez Domínguez. Abril 2014. Universidad de Montemorelos N.L., Facultad de Ingeniería y Tecnología, Centro de Investigación en Ciencias Biomédicas.

Desde la perspectiva óptica, la piel y los diferentes tejidos sub-superficiales tienen un patrón de reflectancia diferente o único, que nos ayudan a diferenciar los tejidos normales y sanos de algún tipo de lesión o patología. Los medios ópticos que caracterizan tejidos han ganado importancia debido a su naturaleza no invasiva.

Se propone hacer un estudio para desarrollar un espectrómetro de bajo costo, así como una fuente de luz de amplio espectro y el protocolo que permita hacer estudios de reflectancia difusa en coloides con la intensión de obtener una herramienta que se desarrolle una alternativa a los estudios patológicos existentes. En el presente trabajo se muestran los resultados preliminares de dicho estudio, que involucran el desarrollo de fuentes de luz extendida, el desarrollo de un espectrómetro de bajo costo y el protocolo de medición para explorar la viabilidad de la aplicación en áreas de ciencias biomédicas.

Reflectancia, difusa, coloides, óptica, espectrometría, espectro.

3. Índices

3.1 Índice de Contenido

3.	Índices	3
	3.1 Índice de Contenido	3
	3.2 Índice de Figuras	5
4.	Antecedentes:	6
	4.1 Absorción de luz	6
	4.1.1 Esparcimiento	7
	4.1.2 Estructura de la piel humana-hv	9
	4.1.3 Epidermis	9
	4.1.4 Dermis	10
	4.1.5 Tejido Subcutáneo	10
	4.1.6 Óptica de la piel	10
	4.1.7 Esparcimiento de luz en piel	10
	4.1.8 Absorción de luz en la piel	11
	4.2 Problema	13
	4.2.1 Motivación	14
	4.2.3 Beneficios	14
	4.2.4 Objetivos	15
	4.2.5 Preguntas e hipótesis	15
	4.2.6 Limitaciones y delimitaciones	15
	4.2.7 Definición de términos	15
5.	Aporte al proyecto	16
	5.1 Fuente de luz	16
	5.1.1 Bombilla de Neodimio	16
	5.1.2 Construcción de una fuente de luz	17
	5.1.3 Estructura de la fuente de luz	19
	5.3 Validación del espectrómetro	19
	5.4 Adquisición y procesamiento de imágenes	20
	5.4.1 Desarrollo de un Espectrómetro	20

	5.4.2 Estructura integradora de luz	. 21
	5.4.3 Integración del espectrómetro y la estructura integradora	22
	5.4.4 Integración de fuente de luz y el espectrómetro	. 23
	5.4.5 Requerimientos para adquisición de imágenes	. 24
	5.4.6 Adquisición de imágenes	. 24
	5.4.7 Physics Sensor	. 26
	5.4.8 Cell Phone Spectrometer	. 27
5	5.5 Estudio de muestras coloides	. 27
6. 0	Conclusiones	. 29
е	5.1 Conclusiones de la investigación	. 29
e	5.2 Reflexión	. 29
е	5.3 Recomendaciones	. 30
e	5.4 Futuros aportes	. 30
7. <i>4</i>	Apéndices	. 31
7	7.1 Congreso nacional de física	. 31
7	7.2 Resumen Aceptado para su presentación en ARC	. 32
7	7.3 Proyecto aprobado en convocatoria CONACyT 2014	. 32
Bib	liografía	33

3.2 Índice de Figuras

Figura 1. Sección transversal de la piel humana. La gruesa capa de apoyo de la dermis contiene
terminaciones nerviosas, vasos sanguíneos, glándulas sudoríparas, folículos pilosos y glándulas
sebáceas (Brannon, 2007)
Figura 2 Espectro de absorción óptica para los principales cromóforos del tejido para distintas
longitudes de onda (Vogel & Venugopalan, 2003)12
Figura 3 Emisión espectral de una lámpara incandescente de neodimio(Elvidge, Keith, Tuttle, &
Baugh, 2010)
Figura 4 Espectro de colores de una lámpara de neodimio de 300-700nm(Sekuler, 2013)17
Figura 5 Cilindro adaptado a una fuente de luz para irradiación de muestras
Figura 6 En la imagen de arriba se muestra la estructura del aparejo
Figura 7 En la imagen (A) se observa un espectro de una bombilla de Nd2O3 adquirido con un
espectrómetro comercial, en la imagen (B) un espectro similar obtenido con el espectrómetro
desarrollado 20
Figura 8 En la imagen se muestra la estructura del espectrómetro, en la esquina superior izquierda
se muestra la forma del conector LB y a su derecha se muestra la posición de la cavidad en el
espectrómetro, las dos imágenes inferiores muestran su estructura interna
Figura 9 En la imagen (A) se observa la forma original de la esfera integradora, en la siguiente
imagen (B) se puede notar la modificación realizada en su interior
Figura 10 En la figura A se observa el espectrómetro integrado a la esfera integradora, así con se
puede ver la posición del mismo en relación a la esfera integradora
Figura 11 En la imagen de lado izquierdo se observa en primer plano el espectrómetro y al fondo la
fuente de luz la cual irradia una muestra. En la siguiente imagen es una vista aérea, se muestra la
fuente de luz en la parte superior de la foto y en la parte inferior izquierdo el espectrómetro en la
estructura integradora24
Figura 12 Propiedades de control del sensor CMOS para obtención del espectro
Figura 13 Espectro de reflectancia difusa de grenetina con leche. En la figura de la izquierda
muestra la imagen sin aplicar vuelta de espejo, la imagen de la derecha muestra una imagen
corregida
Figura 14 Espectro amplio de una bombilla de neodimio. En la figura de la izquierda se observa un
exceso de luz, la imagen de la derecha muestra la corrección en la imagen
Figura 15 Las imágenes de la A – D son graficas de los espectros obtenidos de las muestras de
grenetina con leche a distintas concentraciones. En la parte superior de cada grafica se muestra la
concentración de leche en 14gr de grenetina disuelto en agua

4. Antecedentes:

La práctica diaria en dermatología se puede hacer uso o solicitar el apoyo de múltiples métodos o procedimientos auxiliares, algunos relativamente sencillos y otros más complejos asimismo existen procedimientos que se pueden realizar directamente en el paciente o también aquellos que nos permiten analizar material obtenido del enfermo, como muestras de piel, secreciones, sangre, etc.

En los últimos años la aparición de nuevos métodos de ayuda, han permitido lograr un gran avance en el diagnóstico y tratamiento de las numerosas enfermedades que afectan la piel y sus anexos.

Estos son algunos procedimientos auxiliares de diagnóstico en dermatología; Luz de Wood, Examen micológico directo (KOH), Examen parasitológico directo, Prueba de Tzanck, Cultivos, Diascopía, Dermografismo, Citodiagnóstico, Frotis por aposición tisular, Frotis de exudado seroso tisular, Biopsia de piel.

El análisis óptico no invasivo de las propiedades de la piel se ha utilizado para varios propósitos incluyendo la evaluación cuantitativa de la piel en términos de cromóforos importantes tales como la hemoglobina y la melanina (Zonios, Bykowski, & Kollias, 2001). Cuando se realiza una adquisición de imágenes de la piel, la radiación debe pasar a través de las capas de la piel antes de ser detectada y por lo tanto, el espesor, la composición y la morfología de las capas son siempre los factores determinantes (Anderson & Parrish, 1981). Por lo tanto, es necesario tener un conocimiento básico de la piel humana en términos de su estructura y composición.

Con el fin de comprender las técnicas de espectroscopia de tejido, también es importante establecer una comprensión de la manera en que la luz se propaga a través del tejido biológico. En esta sección se describen los mecanismos que regulan el paso de la luz a través de los diferentes tejidos de la piel, la introducción de leyes y definiciones relevantes para su cuantificación y medición; así mismo, se trata de analizar los componentes de la piel que son responsables de estos procesos.

4.1 Absorción de luz

Según la hipótesis de De Broglie, cada partícula en movimiento lleva asociada una onda, de manera que la dualidad onda-partícula puede enunciarse de la siguiente forma: una partícula de masa m que se mueva a una velocidad v puede, en condiciones experimentales adecuadas, presentarse y comportarse como una onda de longitud de onda, λ . La relación entre estas magnitudes fue establecida por el físico francés Louis de Broglie en 1924.

$$mv = p = \frac{h}{\lambda} \tag{1}$$

La absorción de la luz es la forma por la cual la materia toma la energía de un fotón, por lo general, sucede hacia los electrones de un átomo(Hecht, 2002). La energía electromagnética absorbida se transforma en otras formas de energía, tales como calor. La distribución espectral de la luz debido al proceso de absorción depende de los espectros de distribución, concentración y absorción de los elementos de la muestra irradiada. Una relación entre la absorción de la luz en un medio puramente absorbente y el espesor del mismo viene dada por la ley de Lambert-Bouguer, que establece.

$$\frac{dI}{l} = \mu_a dl \tag{2}$$

Donde μ_a es conocido como el coeficiente de absorción, con unidades de longitud inversa (normalmente cm^{-1}). Para una intensidad I_0 incidente, la intensidad transmitida I a través de una distancia I será

$$I = I_0 e^{-\mu_a l} \tag{3}$$

El coeficiente de absorción μ_a puede ser interpretado como la probabilidad de que un fotón sea absorbido por el medio por unidad de longitud. El recíproco del coeficiente de absorción, conocido como la longitud de absorción, es la distancia necesaria para que la intensidad del haz decaiga a e^{-1} de la intensidad inicial. La absorbancia del medio, se define como el log_{10} de la relación de las intensidades incidente y de transmisión. La unidad de absorbancia es la "densidad óptica" (OD). La absorbancia de un objeto cuantifica la cantidad de la luz incidente es absorbida por el mismo.

$$A = \log 10 \left(\frac{I_0}{I}\right) \tag{4}$$

El coeficiente de absorción de un compuesto está relacionado linealmente con la concentración b diluida en un medio no absorbente de acuerdo con la siguiente ecuación donde α es conocido como el coeficiente de absorción específico.

$$\mu a = \alpha b \tag{5}$$

La intensidad transmitida se puede escribir en términos de la ley de Beer-Lambert como

$$I = I_0 e^{-\alpha \, \mathrm{b} \, l} \tag{6}$$

Expresando la ley de Beer-Lambert en log 10 da la siguiente ecuación donde ε es el coeficiente de extinción específica.

$$I = I_0 10^{-\varepsilon \, \mathrm{b} \, l} \tag{7}$$

En una solución que contiene una mezcla de compuestos absorbentes de n, la absorbancia total es la suma de los coeficientes de extinción multiplicadas por la distancia l.

$$AK = (K_1 + K_2 + K_3 + \dots + K_n)l \tag{8}$$

$$A = (\varepsilon_1 b_1 + \varepsilon_2 b_2 + \varepsilon_3 c_3 + \dots + \varepsilon_n c_n) l$$
(9)

Para que la ley de Beer-Lambert sea válida, la luz que entra en el medio debe ser monocromática y colimada perfectamente, y el propio medio debe ser puro y absorber de manera uniforme. Por lo tanto, surgen ciertos errores que al aplicar la ley a la práctica medidas espectroscópicas(Boas et al., 2001).

4.1.1 Esparcimiento

El esparcimiento de la luz es la desviación de los rayos en direcciones aleatorias por las partículas existentes en el medio de propagación, o en la interfase entre dos medios. El

esparcimiento debido a una superficie o interfaz también se puede llamar la reflexión difusa. En el tejido de la piel, los dos tipos de esparcimiento más dominantes son el de Rayleigh y Mie (Jaques, 1998). La dispersión de Rayleigh a menudo puede ocurrir cuando la luz viaja en sólidos y líquidos transparentes, pero es más frecuente en los gases. Esta es inversamente proporcional a la cuarta potencia de la longitud de onda de la luz (Hecht, 2002). Mientras que la dispersión de Mie es debida a la interacción de la luz con partículas esféricas. Se puede decir que la dispersión de Rayleigh es la dispersión de Mie en el caso especial en que el diámetro de las partículas es mucho menor que la longitud de onda de la luz (Saleh & Teich, 2007). La dispersión de la piel se describe en términos de las contribuciones relativas de las dispersiones de Mie y de Rayleigh. Para un evento de dispersión simple, una relación exponencial entre la *I* intensidad transmitida y la intensidad incidente *I*₀, viajando a través de un medio absorbente de longitud l, en el que sólo se produce dispersión simple está dado por

$$I = I_0 e^{-\mu t^{*j}} \tag{10}$$

Donde $\mu t = \mu a + \mu s$ es el coeficiente de atenuación total. El coeficiente de esparcimiento μs , es la probabilidad de que un fotón será esparcido por unidad de longitud. El recíproco del coeficiente de atenuación total, m_t -1, que se conoce como el camino libre promedio y es la distancia recorrida por un fotón entre interacciones.

La siguiente propiedad importante de esparcimiento de luz en un tejido es su anisotropía. La anisotropía, es una medida de la cantidad de dirección hacia delante del trayecto de luz conservado después de un evento de dispersión simple (Jaques, 1998). Los valores típicos de g están en el intervalo de 0.7-0.95 para tejido de la piel, y varían con la longitud de onda.

El coeficiente de dispersión reducida es una propiedad agrupa el coeficiente de esparcimiento µs y la anisotropía g. El coeficiente de esparcimiento reducido, también llamado el coeficiente de esparcimiento de transporte, se obtiene combinando el coeficiente de dispersión y el factor de anisotropía como

$$\mu'_{s} = (1 - g)\mu_{s} \tag{11}$$

El coeficiente de atenuación de transporte se encuentra como

$$\mu_t = \mu_a + \mu'_s \tag{12}$$

El recíproco del coeficiente de atenuación de transporte μ^{t-1} se llama camino libre promedio de transporte.

Otra definición útil es el esparcimiento de la sección transversal σ_s , que describe la capacidad de una partícula a esparcir la luz. Se expresa como el área de superficie efectiva que un disco perfectamente absorbente tendría el fin de producir la misma atenuación de un haz colimado, medida por un detector colimado, como la dispersión de partículas. El coeficiente de dispersión y la sección transversal de dispersión se relacionan regidos por la fórmula a continuación, donde ρ es la densidad del número de partículas en el medio.

$$\mu_s = \rho \sigma_s \tag{13}$$

4.1.2 Estructura de la piel humana-hv

La piel es un medio heterogéneo constituido por varias capas distintas con diferentes propiedades ópticas. La piel se compone principalmente de capas de tejido, las arrugas finas, vello y los lípidos superficiales de la piel. Éstas capas de tejido son el componente principal de la piel (Lanigan, 2000). Las arrugas finas, vellos y los lípidos superficiales de la piel se observan como la superficie más externa de la piel. Estos componentes ópticos exhiben comportamientos muy diferentes en función de sus estructuras. Hablando en términos generales la piel humana se puede dividir en tres capas principales, la epidermis, la dermis y el tejido subcutáneo (Burton, 1990).



Figura 1. Sección transversal de la piel humana. La gruesa capa de apoyo de la dermis contiene terminaciones nerviosas, vasos sanguíneos, glándulas sudoríparas, folículos pilosos y glándulas sebáceas (Brannon, 2007).

4.1.3 Epidermis

La epidermis es la capa externa de la piel. No se encuentran venas y capilares en esta área. Su espesor es de aproximadamente 0.2 mm en promedio y este varía dependiendo de la localización en el cuerpo

(Bruls, Slaper, van Der Leun, & Berrens, 1984). La propia epidermis se divide en varias capas y se compone principalmente de tejido conectivo. También contiene las células productoras de melanina, melanocitos, y sus productos, la melanina. La propiedad de absorción de la epidermis proviene principalmente de melanina. El nivel de absorción de la melanina depende del número de melanosomas por unidad de volumen que están en la epidermis. Típicamente, la fracción de volumen de la epidermis ocupado por melanosomas varía de 1,3% a 6,3% para los adultos ligeramente pigmentados, 11% a 16% para los adultos moderadamente pigmentadas y del 18% al 43% para los adultos con pigmentación oscura (Ferguson-Pell & Hagisawa, 1995). Dentro de la capa epidérmica hay muy poca dispersión, con la pequeña cantidad que se produce está dirigida hacia adelante (Jaques, 1998). El resultado es que toda la luz que no es absorbida por la melanina puede ser considerarse que pasa en la dermis.

4.1.4 Dermis

La dermis es la segunda de las tres capas principales de la piel. Esta capa es mucho más gruesa que la epidermis. Es una estructura de 0.6 a 3 mm de espesor, por donde también se propaga y absorbe la luz (Meglinsky & Matcher, 2001). Está estructuralmente dividido en dos zonas: la región papilar y la reticular. Estas capas están compuestas principalmente de tejido denso irregular conectivo de los nervios y los vasos sanguíneos. La región papilar contiene una disposición delgada de fibras de colágeno que se comportan como altamente retrodispersivas (Anderson & Parrish, 1981).

La dispersión es mayor en el espectro infrarrojo. Debido a que este rango de longitud de onda infrarroja no es absorbido por la melanina y la sangre. Por lo que esta parte del espectro es la más apropiada para la evaluación de espesor de la dermis papilar (Kollias & Baqer, 1985). La región reticular está compuesta de tejido conectivo denso irregular. En comparación con la epidermis, hay muchas menos células, pero mucho más fibras que en la dermis. Los principales componentes de la dermis son las fibras de colágeno y elastina (Burton, 1990).

4.1.5 Tejido Subcutáneo

El tejido subcutáneo, también llamada hipodermis, es la tercera capa de la piel. Es un tejido adiposo subcutáneo caracterizado por una absorción despreciable de la luz en la región visible del espectro. Puede ser de hasta 3 cm de espesor en el abdomen y ausente en los párpado (Jaques, 1998). La hipodermis contiene 50% de grasa corporal y debido a la presencia de estos depósitos de grasa blanca de la mayoría de la luz visible que llega a este tejido se refleja de vuelta a las capas superiores (Kollias & Baqer, 1985).

4.1.6 Óptica de la piel

Hay dos componentes principales a la interacción de la luz con tejido de la piel. Estos son el esparcimiento y la absorción. Ambos pueden proporcionar información importante acerca de la condición fisiológica del tejido. Como la luz se propaga a través de la piel, es absorbida por diferentes cromóforos y a su vez es esparcida debido a las fluctuaciones del índice de refracción en un nivel microscópico (Nadeau & Groner, 2001). En las siguientes secciones se analiza la dispersión y la absorción en el tejido de la piel.

4.1.7 Esparcimiento de luz en piel

La comprensión del origen de la dispersión de la luz en el tejido es relevante para un número de técnicas de diagnóstico no invasivas. El esparcimiento en el tejido depende de la estructura del mismo. La presencia de fibras de colágeno, la densidad de las membranas lipídicas en las células, el tamaño de los núcleos, el estado de hidratación en el tejido, etc. Todo afecta a la propiedad de dispersión del tejido (Zonios, Dimou, & Galaris, 2008). En el tejido de la piel, las partículas que generan consisten, ya sea en lípidos o proteínas incrustadas en los fluidos o entre las células de la piel (Nielsen et al., 2008) . Los principales esparcidores proteínicos en la piel son la queratina y la melanina en la epidermis, mientras que en la dermis, lo son las fibras de colágeno y elastina (Jaques, 1998). La melanina es un esparcidor muy efectivo ya que tiene un índice de refracción muy alto(Wolbarsht, Walsh, & George, 1981).

El perfil de esparcimiento de la piel tiene dos componentes principales: la superficie y el substrato. El esparcimiento de la superficie se ve afectada por la presencia de pliegues en el estrato córneo. Además del esparcimiento de superficie causado por la reflexión y refracción de la luz en

los límites celulares, ocurren también otros dos tipos de esparcimiento en substrato de las capas de la piel; de Mie y de Rayleigh.

En la dermis, las fibras de colágeno son responsables del esparcimiento de tipo Mie, mientras que las pequeñas fibras de colágeno y otras estructuras de escala microscópicas son responsables del esparcimiento de tipo Rayleigh (Anderson & Parrish, 1981). El coeficiente de dispersión de Mie se aproxima la siguiente ecuación.

$$(\lambda_{Mie}) = 2 x \, 10^5 \, x \, \lambda^{-1.5} \tag{14}$$

El tejido de la piel también exhibe un λ^{-4} como el esparcimiento en el límite de Rayleigh del esparcimiento de Mie para estructuras mucho más pequeñas que la longitud de onda (Yang, Xie, Li, & Lu, 2007). Coeficiente de dispersión de Rayleigh se puede aproximar como.

$$\mu_s \left(\lambda_{Rayleigh} \right) = 2 x \, 10^{12} x \, \lambda^{-4} \tag{15}$$

En longitudes de onda por debajo de 650 nm, el esparcimiento en la piel está dominado por el de tipo Rayleigh debido a la interacción con estructuras microscópicas. En longitudes de onda por encima de 650 nm está dominado por el de tipo Mie.

Por lo tanto, en la región espectral que va del visible al infrarrojo cercano (Q. Sun, Schindelholz, Knirr, Schmid, & Zinn), la interacción se ve marcada por la existencia de ambos tipos de esparcimiento (Yang et al., 2007). El esparcimiento total de la piel está dado por la siguiente ecuación.

$$(\lambda) = \mu_s \left(\lambda_{Mie} \right) + \mu_s \left(\lambda_{Rayleigh} \right)$$
(16)

Donde se sabe que un fotón será esparcido al interactuar con partículas que sean del mismo tamaño que su longitud de onda (Saleh & Teich, 2007).

4.1.8 Absorción de luz en la piel

La piel contiene diversos tipos de compuestos químicos que absorben la luz llamados cromóforos. En el ultravioleta, la absorción de luz en la piel aumenta con longitudes de onda pequeñas debido a las proteínas, ADN y otras moléculas (Anderson & Parrish, 1981). En el infrarrojo, la absorción aumenta con longitudes de onda más largas debido al contenido de agua en los tejidos.

Mientras que del rojo al infrarrojo cercano (Q. Sun et al.), la absorción es mínima. Esta región del espectro electromagnético es llamada la ventana de diagnóstico o terapéutica. La sangre es un fuerte absorbente en el régimen rojo-NIR, pero debido a que la fracción de volumen de la sangre en el total del tejido es un pequeño, el coeficiente de absorción media que afecta el transporte

de luz es moderado. Por otro lado, los melanomas son también fuertes absorbentes. Sin embargo, su fracción de volumen en la epidermis puede ser bastante bajo. Así que de nuevo, la interacción de la luz con los melanosomas es fuerte, pero la contribución de melanosomas al coeficiente de absorción promedio tiende a variar con la raza y región del cuerpo, dando cabida a diversos estudios de caracterización, (González, Martínez-Escanamé, Muñoz, Torres-Álvarez, & Moncada, 2010), (Jackson, 2003), (Qun Sun & Fairchild, 2001).

Considerando la región espectral visible del espectro electromagnético, la piel tiene dos absorbedores primarios: hemoglobina y melanina. Las dos formas de hemoglobina, oxihemoglobina y desoxihemoglobina tienen espectros de absorción ligeramente diferente. La Figura 2 muestra los coeficientes de absorción de la hemoglobina y otros componentes de tejidos biológicos. La desoxihemoglobina tiene máximos de absorción a alrededor de 430 nm, 555 nm, y 760nm, mientras que la oxihemoglobina tiene la correspondiente máximos de absorción a 415 nm, 540 nm y 576nm (Vogel & Venugopalan, 2003). La diferencia de color visible entre sangre venosa y arterial es debido a la diferencia en la absorción de la oxihemoglobina y desoxihemoglobina. La hemoglobina se encuentra en la red microvascular de la dermis, típicamente 50 ± 500 micras por debajo de la superficie de la piel. A longitudes de onda más larga que 600 nm (luz infrarroja rojo y cerca de) la absorción de la sangre es muy baja. Esta dependencia de la longitud de onda de la absorción es la razón para el color rojo de la sangre (Zonios et al., 2001).



Figura 2 Espectro de absorción óptica para los principales cromóforos del tejido para distintas longitudes de onda (Vogel & Venugopalan, 2003)

Otra clase de compuestos que participa de la mayor parte de la absorción de luz en la piel es la melanina. En los seres humanos, la melanina es responsable del color de cabello, la piel y los ojos (Walsh, 1964), (Thody et al., 1991). La absorción de luz en la epidermis está dominada principalmente por la melanina. La melanina se encuentra en la epidermis, que ocupa la parte superior, las primeras 50 \pm 100 micras desde la superficie. Tiene un amplio espectro de absorción que presenta fuerte absorción a longitudes de onda más cortas. La piel humana se

caracteriza por una concentración variable de la melanina, que van desde muy bajo a la luz en la piel caucásica, a muy alto en piel negra africano (Thody et al., 1991)

Hay dos tipos de melanina; eumelanina y la feomelanina. La eumelanina se encuentra en el pelo y la piel, el pelo participa en la aparición de los colores gris, negro, amarillo y marrón. La eumelanina es abundante en los seres humanos de piel oscura. La feomelanina se encuentra en el cabello y la piel y está presente tanto en personas de piel oscura y clara. Ésta se concentra especialmente en los labios, los pezones, glande de los órganos genitales masculinos y femeninos (Thody et al., 1991).

Es importante saber que, además de la cantidad y el tipo de melanina y hemoglobina presentes en la piel, hay muchos otros factores que determinan el color y las propiedades ópticas de la piel. Ellos incluyen bilirrubina, caroteno, queratina y otros productos químicos como el licopeno. Donde las cantidades irregulares de estas, puede asociarse a fallas orgánicas u otro tipo de patologías generales.

Teniendo por sentado todo lo anterior, es factible considerar que existe una base bien conocida de la interacción de la luz con el tejido de la piel y la información que es factible extraer de esta. Lo que sienta las bases para utilizar estos recursos y hacer un estudio de la interacción de las patologías conocidas en el área de dermatología y los distintos escenarios de esparcimiento para encontrar novedosas y oportunas herramientas de diagnóstico.

4.2 Problema

Declaración y definición del problema

Uno de los problemas más difíciles en la dermatología es el diagnóstico diferencial del melanoma maligno de las lesiones benignas pigmentadas de la piel. Los melanomas normalmente se manifiestan como marrón o negro zonas pigmentadas sobre la superficie de la piel y en las etapas tempranas de la enfermedad pueden tener características similares con lunares o pecas. Los médicos han adoptado el llamado sistema de clasificación ABCD (Frost, 1988), que se basa en la evaluación de las características visualmente inspeccionadas macroscópicas de la lesión.

ABCD, se refiere a un acrónimo basado en las siguientes palabras en inglés: Assymetry – Asimetría, Borders-Orillas, Color, Diameter – diámetro y Enlargment – Cambio de tamaño, que son las características visuales a identificar en el diagnóstico del melanoma.

El ABCD's de melanoma han sido uno de los nemotécnicos de mayor éxito en la medicina. Se ha hecho evidente que este criterio es a menudo insuficientemente para permitir el diagnóstico de melanoma maligno temprano dado que la inspección ocular es imprecisa y cambia en cada persona. Se requiere una herramienta que estandarice el método de diagnóstico (Balas et al., 2001). Es evidente que el desarrollo de un método no invasivo capaz de proporcionar una evaluación cuantitativa y un mapeo de la superficie de la lesión sería una poderosa herramienta de diagnóstico (Farkas & Becker, 2002).

4.2.1 Motivación

Justificación

El estudio y análisis óptico de la piel humana es relevante en una variedad de campos tales como la medicina y la cosmetología (Angelopoulou, 2001), (Yamaguchi et al., 2005). El color y apariencia de la piel es más importante en el campo de la medicina. Durante el diagnóstico de enfermedades de la piel tales como lesiones pigmentadas, la observación cuidadosa y la evaluación visual de la zona enferma es siempre el primer paso y el más importante (Igarashi, Nishino, & Nayar, 2005).

El diagnóstico óptico se utiliza para detectar y tratar la zona enferma en la piel. Las técnicas ópticas no son invasivas y por lo tanto, los pacientes no están sometidos a dolores y cicatrices durante el tratamiento. Con el fin de aumentar la precisión de tales sistemas, son necesarios modelos más precisos de la interacción de la luz con tejidos de la piel. Aunque se ha avanzado mucho, todavía queda mucho por hacer en este campo (Igarashi et al., 2005)

En estudios realizados en Cuba en el año 1991, se demostró desde el punto de vista estadístico, que después de la medicina general y la pediatría, la dermatología sigue en orden de frecuencia en consultas ofrecidas, con una tasa de 8.7 por 100 habitantes.

El número de pacientes que buscan atención médica dermatológica es elevado: las lesiones de la piel afectan entre un tercio y una cuarta parte de la población y el 10-15% de las consultas de los médicos generales se relacionan con este órgano(Rodríguez, Cerdeira, Garrido, & Peralto, 2008). Lo que hace importante la constante generación de tecnología para este tipo de patologías.

Mediante el estudio de los procesos implicados en la interacción de la luz con la piel, se pueden desarrollar mejores técnicas para diagnosticar condiciones médicas tales como lunares, eritema y lesiones de la piel. En este sentido, el coeficiente de absorción, el coeficiente de dispersión, y las concentraciones de cromóforos de la piel son las propiedades fundamentales que pueden proporcionar información esencial para muchas aplicaciones de diagnóstico.

4.2.3 Beneficios

De la propuesta investigación se podrán desarrollar distintos beneficios; el primero de ellos viene del fortalecimiento de un grupo de investigación en Ciencias Biomédicas en la Universidad de Montemorelos, el cual se conformará de personal y estudiantes de la Facultad de Ingeniería y Tecnología, Facultad de Ciencias de la Salud, Centro y Clínica Comunitaria Luz Y Vida.

Del desarrollo de esta investigación se ampliará el conocimiento actual sobre la interacción entre la luz con la piel. Así como el aprovechamiento de los fenómenos implicados en la misma.

Por otro lado, mediante el estudio de los procesos implicados en la interacción de la luz con la piel, se podrán desarrollar parámetros y protocolos para encontrar mejores técnicas para diagnosticar condiciones médicas.

4.2.4 Objetivos

Se desarrollará un prototipo de fuente de luz de amplio espectro así como un espectrómetro, con el que se pueda irradiar y analizar el espectro de luz reflejado de muestras orgánicas para sentar un antecedente en prototipos y protocolos para realizar estudios de reflectancia difusa de piel humana.

4.2.5 Preguntas e hipótesis

a) Preguntas de investigación

¿Cómo generar una fuente de luz de amplio espectro para estudios de reflectancia difusa? ¿Cómo validar un espectrómetro para estudios de reflectancia difusa? ¿Cómo adquirir y procesar las señales adquiridas de la reflectancia?

b) Hipótesis

Es posible utilizar fuentes de lámparas de amplio espectro para estudios de reflectancia difusa para realizar estudios de dermatológicos así como desarrollar un espectrómetro de bajo costo.

4.2.6 Limitaciones y delimitaciones

El principal problema de limitación es que no existe un esquema estandarizado para el desarrollo de la fuente de luz aplicadas a este tipo de estudios. Al igual la dificultad de poder adquirir los componentes eléctricos, mecánicos, plásticos, etc. necesarios para el desarrollo del proyecto.

La literatura en el tema muestra otras técnicas aplicadas con fuentes de luz a través de fibras ópticas, al igual del uso de espectrómetros comerciales de costos muy altos.

Estas situaciones exponen al proyecto al momento de realizar una validación.

4.2.7 Definición de términos

Cromóforos: es el conjunto de átomos de una molécula responsable de su color. Se puede definir como una sustancia que tiene electrones capaces de absorber la energía o luz visible. La molécula absorbe ciertas longitudes de onda de luz visible y transmite o refleja otras.

Espectro de luz: Este puede ser visible o invisible al ojo humano. No hay límites exactos en el espectro visible; un típico ojo humano responderá a longitudes de onda desde 400 a 700 nm y a partir de esta longitud la luz es infrarroja y menor a 400 nm será luz ultravioleta 180-400 nm.

Reflectancia difusa: La técnica ERDT (Espectroscopia de Reflectancia en el Dominio del Tiempo) permite derivar las diferencias entre dispersión y absorción de la luz en un tejido. Por ello, el

planteamiento de la tesis es que permitirá determinar simultáneamente textura y composición química [33].

CCD: (Dispositivo de acoplamiento de carga): Un chip con una disposición fija de sensores que convierten la luz en Corriente eléctrica. Cada corriente eléctrica es proporcional a la cantidad de luz que incide en cada sensor del CCD. La corriente eléctrica se convierte en datos digitales para crear una imagen digital.

Irradiar: Despedir o emitir un cuerpo rayos de luz, calor u otro tipo de energía en todas las direcciones.

Dermatología: La dermatología es la especialidad médica encargada del estudio de la estructura y función de la piel, así como de las enfermedades que le afectan, ofreciendo su prevención, diagnóstico y tratamiento.

Biomédica: El uso de la tecnología para diagnóstico y tratamiento médico, y se aplica el conocimiento explícito obtenido de la investigación científica, clínica o de evaluación de los servicios sanitarios que se publica de manera formal o como artículos científicos.

Optoelectrónica: es la rama de la electrónica que trata con la luz. Los dispositivos ópticos son aquellos que responden a la radiación de la luz, o que emiten radiación. Estos dispositivos responden a una frecuencia específica de radiación. Básicamente hay tres bandas en el espectro óptico de frecuencias; ultravioleta, visible, infrarrojo.

Coloide: es un sistema formado por dos o más fases, principalmente: una continua, normalmente fluida, y otra dispersa en forma de partículas; por lo general sólidas.

5. Aporte al proyecto

5.1 Fuente de luz

Para implementar una fuente de luz de amplio espectro con la finalidad de hacer estudios de reflectancia difusa se requirió hacer una planeación con un diseño y posteriormente hacer la construcción de un aparejo que diera soporte a la fuente de luz con las especificaciones requeridas.

5.1.1 Bombilla de Neodimio

Se realizó un estudio de fuentes de luz de amplio espectro comerciales. De donde se encontró una lámpara de Neodimio 100W. Cuando el Nd se calienta en presencia del aire, reacciona vigorosamente y forma Nd_2O_3 un oxido de color azul claro. Como se aprecia en la figura 3, el espectro de emisión de este tipo de bombillas va desde el ultravioleta hasta el infrarrojo lejano (350 - 2500nm).



Figura 3 Emisión espectral de una lámpara incandescente de neodimio(Elvidge, Keith, Tuttle, & Baugh, 2010)

Cuando la bombilla es encendida, el recubrimiento azul claro filtra gran parte de componente amarillo presente en las bombillas normales. En la figura 4, se observa el espectro de longitud de onda de una fuente de luz de este tipo, donde cabe resaltar, que a medida que la longitud de onda aumenta la potencia relativa de la emisión aumenta también.

El mismo espectro nos muestra un mínimo relativo alrededor de 560-590nm; esto representa las frecuencias emitidas por el recubrimiento de la bombilla. Para el ojo humano normal y saludable dichas longitudes de ondas se ven de color amarillo o amarillento(Sekuler, 2013).



Figura 4 Espectro de colores de una lámpara de neodimio de 300-700nm(Sekuler, 2013).

5.1.2 Construcción de una fuente de luz

Para la construcción de una estructura que permitiera colimar el haz de luz de la bombilla de neodimio, se tomó un cilindro de cartón dada la facilidad de manejo, se le realizaron algunas adaptaciones al cilindro, cortando un segmento a lo largo del mismo generando así una cavidad por

donde pueda salir la irradiación de luz. La cara interior fue recubierta con una película de aluminio para dirigir la reflexión de luz hacia la muestra. Con esto se controla la dirección de la emisión y se evita el calentamiento por radiación en el cilindro de soporte (Figura 5).



Figura 5 Cilindro adaptado a una fuente de luz para irradiación de muestras.

En los extremos del cilindro se colocaron placas de madera recubiertas con aluminio, en uno de ellos se encuentra el socket o conector de la fuente de luz.

En la parte superior del cilindro está fijado a un polímero que forma parte de la guía de una fuente de escáner, se realizaron algunas adecuaciones en la pieza de polímero para que el cilindro embonara de manera correcta. En la adecuación se utilizó una sección de un cilindro de menor diámetro para ajustar y sostener el cilindro reflector. Posteriormente se alineó para que la irradiación de luz sea emitida en ángulo especular sobre la muestra.

La pieza de polímero que sostiene el cilindro reflector, en uno de sus extremos tiene unos orificios que sirven de guía en un riel de escáner, se usó parte del mecanismo de escáner para hacer mover nuestra fuente de luz sobre el eje Y, se utilizó un riel en este extremo de la lámpara asegurado sobre una estructura de polímero puesta de manera vertical donde encaja de manera perfecta el riel, esta estructura en la parte superior soporta un motor de pasos para el control de parámetros de irradiación sobre la muestra. La parte inferior está sujeta a una base de madera por un ángulo metálico asegurado con tornillos a la estructura y con pijas a la madera de la base, se le adaptó un soporte adicional a la estructura, por su irregularidad en la parte inferior que hace contacto con la base del aparejo.

En el otro extremo del cilindro se encuentra sujetado otra guía que da soporte y estabilidad a la fuente de luz. En el punto de contacto con el cilindro la guía tiene un mecanismo de seguridad, que no permite que ajusta la fuente de luz en un punto sobre la guía o el riel para que no tenga movilidad. El riel está ajustado sobre una base de polímero que cuanta con rasgos similares del extremo del riel que amolda de manera correcta en él. Esta base de polímero está sujeta a la base principal del aparejo, se realizó una silueta en la madera de la base principal de la figura de la base del riel para que ajustara de manera uniforme y se fijó con un tornillo.

5.1.3 Estructura de la fuente de luz



Figura 6 En la imagen de arriba se muestra la estructura del aparejo.

Este aparejo está construido de manera artesanal. La base general es de madera y en ella se encuentran soportados los componentes de la fuente de luz. Sobre esta base se despliega una lámina negra de cartulina para evitar reflexiones de la madera, es en esta base debajo de la fuente de luz y en medio de las guías del aparejo donde se colocan las muestras para su análisis.

5.3 Validación del espectrómetro

En estudios realizados de espectrometría realizados a una bombilla de Nd_2O_3 (Elvidge et al., 2010) se encuentra un espectro como el que se muestra a continuación.



Figura 7 En la imagen (A) se observa un espectro de una bombilla de Nd₂O₃ adquirido con un espectrómetro comercial, en la imagen (B) un espectro similar obtenido con el espectrómetro desarrollado.

Como se puede observar en las gráficas de la figura 7, los espectros son muy similares con valles en 500nm y en 600nm aproximadamente, de igual forma podemos notar el incremento exponencial en la imagen (A) desde 0nm – 470nm, que de igual forma se puede ver en la imagen (B) desde los 380nm – 470nm aproximadamente debido a el espectro que se puede observar con software.

5.4 Adquisición y procesamiento de imágenes

5.4.1 Desarrollo de un Espectrómetro

Para el desarrollo del espectrómetro se realizó una investigación de metodologías para obtener el espectro de la luz reflejada.

El espectrómetro se compone principalmente de un conector LB, una webcam (Steren, mod) con sensor CMOS y un cilindro integrador, tal y como se aprecia en la figura 8.

EL conector LB $\frac{3}{2}$; como su nombre lo indica es un conector para instalaciones eléctricas el cual sirve como carcasa para el espectrómetro y sellado por completo para evitar interferencias por otras fuentes de luz. En la parte frontal del conector se le anexo el cilindro integrador y debajo del cilindro se encuentra una cavidad en paralelo a la posición del cilindro y es por esta abertura por la cual ingresa el haz de luz al interior del conector.

En el interior se encuentra el sensor CMOS colocado con un ángulo de inclinación frontal, tiene un lente que permite hacer correctamente el enfoque de el haz de luz que entra y que atraviesa una rejilla tomada de un DVD colocada en el frente de la lente.

En la cavidad de aproximadamente 1.5cm x .2mm, por esta cavidad se introduce el haz de luz que atraviesa previamente el **Cilindro integrado**, es parte importante en el procesamiento de la imagen ya que este nos ayuda a concentrar la mayor cantidad de luz en su alrededor.



Figura 8 En la imagen se muestra la estructura del espectrómetro, en la esquina superior izquierda se muestra la forma del conector LB y a su derecha se muestra la posición de la cavidad en el espectrómetro, las dos imágenes inferiores muestran su estructura interna.

5.4.2 Estructura integradora de luz

Es una componente esencial en la adquisición de la reflectancia difusa, ya que la que nos permite tener la reflexión de la muestra y concentrarla para que pueda ser leída por el espectrómetro.

Esta fue tomada de una estructura del soporte de una lámpara por su interior refractivo, su diámetro es de 11.5cm y su composición es metálica con un recubrimiento interior color blanco que permite reflejar la luz. Se realizaron adecuaciones en su interior para darle uniformidad en color y en el tipo de superficie. El soporte de la esfera es flexible de 30cm de longitud la cual permite regular el ángulo de ubicación de la esfera con respecto a la muestra.



Figura 9 En la imagen (A) se observa la forma original de la esfera integradora, en la siguiente imagen (B) se puede notar la modificación realizada en su interior.

5.4.3 Integración del espectrómetro y la estructura integradora

La integración de estos dos elementos permiten hacer la medición de la reflectancia difusa, por la parte externa de la esfera se colocó una barra metálica para sujetar el espectrómetro.

La parte frontal del espectrómetro se encuentra en dirección al interior de la estructura integradora, por las dimensiones físicas del conector LB se colocó una placa de madera de 1pul de espesor entre la barra metálica y el espectrómetro para poder amoldar correctamente con la superficie del espectrómetro. Sujetos con una abrazadera la barra, la placa de madera y el espectrómetro.

Se alineo la parte frontal donde se encuentra el Cilindro integrador dentro de la estructura para obtener los fotones de reflexión.



Figura 10 En la figura A se observa el espectrómetro integrado a la esfera integradora, así con se puede ver la posición del mismo en relación a la esfera integradora.

La construcción esté es de forma artesanal, lo que permitió reducir los costos y obtener resultados similares al de un espectrómetro comercial.

5.4.4 Integración de fuente de luz y el espectrómetro.

Para realizar las mediciones de la reflectancia difusa de una muestra es necesario tener una metodología. La metodología usada fue propuesta después de la experimentación y pruebas del funcionamiento del aparejo. La integración de estos dos componentes de básica para poder realizar los estudios de reflectancia difusa.

Su funcionalidad fue probada en relación a la reflexión obtenida de muestras colocadas en la base de la fuente de luz, por tal motivo se colocó en un ángulo incidente la fuente de luz para generar una reflexión especular y al mismo tiempo es una reflexión difusa.



Figura 11 En la imagen de lado izquierdo se observa en primer plano el espectrómetro y al fondo la fuente de luz la cual irradia una muestra. En la siguiente imagen es una vista aérea, se muestra la fuente de luz en la parte superior de la foto y en la parte inferior izquierdo el espectrómetro en la estructura integradora.

5.4.5 Requerimientos para adquisición de imágenes

Se realizó muestras de grenetina con leche a distintas concentraciones para revisar las variaciones y cambios en la reflectancia difusa de cada muestra.

Para el análisis de espectros se requiere de una computadora que tenga instalado un controlador universal de webcam como lo es el **AMCAP**, de igual forma se requieren contar con el **Physics Sensor** y el **Cell Phone Spectrometer** para el procesamiento de imágenes.

El AMCAP es un controlador que nos permite capturar una señal de vídeo o señal de vídeo más audio de una entrada de datos, como tarjeta de captura o una simple WebCam. De igual forma nos permite capturar imágenes fijas (fotos) así como secuencias de vídeo, y guardarlas sin comprimir o comprimidas en formatos .AVI o .WMV9 y las imágenes en formato .BMP.

5.4.6 Adquisición de imágenes

Las muestras se colocan debajo de la fuente de luz y se coloca el espectrómetro a un costado de la base de la fuente de luz para realizar la captura de la reflectancia difusa.

Se inicia el AMCAP para poder activar el sensor CMOS que se encuentra dentro del espectrómetro, de igual forma se inician los otros dos Software para poder analizar los espectros. Se enciende la bombilla con un interruptor, los parámetros del AMCAP deben ser los siguientes;

Prop	piedades		×
control de camara Special Effect Face	Tracking		1
control de image brillo	- 20 - 20 - 4 - 18 - 50 - 3	fata reajust salvar restablee ✓ color activ ✓ vuelta ver ✓ color activ ✓ vuelta de I compense de ilumina fondo No Flick ✓ fuerr (ⓒ 50H)	e tical vado espejo acion cion al er a z
color azul 🗋 🔽 auto activado	-	C 60H	z
control and exposicion	utomatico — AUTO — AUTO	auto activado auto activado	
	Aceptar	Cancelar	Aplicar

Figura 12 Propiedades de control del sensor CMOS para obtención del espectro.

Como se observa en la figura 6, en el recuadro de control de imagen, los valores se establecen en valores medios para no saturar la imagen, a excepción del control de gamma que se establece para ofrecer mayor sensibilidad a la identificación de colores.

En el balance de blancos se establece en automático para tener un fondo neutro aceptable y mantiene el nivel de brillo constante.(Campos & Fernández-Bozal, 2005; Giraldo, Estrada, Pineda, & López, 2012)

El control automático se activa para exposición y franja. En los recuadros superiores derechos se activa el color y la vuelta de espejo; esto por la posición de captura del espectro de la muestra ya que es necesario que este en ese orden (de ultravioleta hacia infrarrojo) para que el algoritmo de procesamiento de espectros pueda analizar las imágenes adquiridas.



Figura 13 Espectro de reflectancia difusa de grenetina con leche. En la figura de la izquierda muestra la imagen sin aplicar vuelta de espejo, la imagen de la derecha muestra una imagen corregida.

En la sección de No flicker se selecciona la opción de 50Hz, esto da una mayor sensibilidad al sensor y tener un espectro similar al de la figura 7.

Una vez obtenido el espectro de la muestra, se guarda el archivo con el nombre de la composición de la muestra en formato .bmp, el formato del archivo se le asigna automáticamente. Los dos software que se usan requieren que las imágenes tengan un formato .jpeg, por este motivo se cambia el formato de cada uno de los espectros con el software *Paint de Microsoft* y se recorta el exceso de luz en la muestra que originalmente se presenta en cada adquisición de espectro.



Figura 14 Espectro amplio de una bombilla de neodimio. En la figura de la izquierda se observa un exceso de luz, la imagen de la derecha muestra la corrección en la imagen.

5.4.7 Physics Sensor

Es Physics Sensor es una plataforma hardware-software desarrollada por docentes de la Escuela de Física de la Universidad Nacional de Colombia sede Medellín y es de libre uso. La última versión (versión 1.2.1) se compone de los siguientes 9 módulos. Uno de los módulos es el **Analizador de Espectros,** este permite el estudio de los espectros de emisión de fuentes de luz, como por ejemplo: el sol, las velas, las bombillas y las lámparas en general. También los espectros de reflexión de

muestras, como lo que se realizó en este trabajo de investigación. Para esto sólo es necesario obtener una imagen del espectro que se desea analizar.

Una vez que se ha capturado el espectro con el espectrómetro que se construyó, se procede a realizar el análisis de la reflectancia difusa de la muestra, este software cuanto con distintos parámetros, los cuales se deben ajustar y reacomodar en cada espectro que se desee analizar.

El resultado del espectro se mostrará en una gráfica de lado derecho de la interface.

5.4.8 Cell Phone Spectrometer

El Cell Phones Spectrometer es un Software desarrollado por la Universidad de Ilinois Urbana-Champaign. Por Alexander Scheeline y Kathleen Kelley, del Departamento de Química. La licencia Creative Commons Attribution 3.0 Estados Unidos. Fue creado basado de un trabajo de scheeline.scs.uiuc.edu.

Su finalidad es que pueda analizar los espectros con la mayor facilidad posible y sea compatible con dispositivos móviles desarrollados con Android o IOS. Las imágenes que procesa el software requieren el formato .JPG para poder analizarlas.

En este software te puede mostrar graficas individuales por longitudes de onda así como la intensidad de la misma, los parámetros de selección del rango de espectro analizar es manual, de igual manera cuenta con otras herramientas. Este programa da la opción de poder exportar los datos en un formato .txt para poder ser analizados de otra forma.

5.5 Estudio de muestras coloides

Se realizó un estudio en muestras de grenetina así como muestras de grenetina con leche a distintas concentraciones.

El estudio se realizó con la finalidad de validar la metodología, consistió en hacer distintas muestras con las siguientes características.

En un refractario de cristal se preparó el coloide. Se colocaron los 14gr de grenetina y se activó con 80ml de agua a temperatura ambiente, se agregó 460ml de agua hirviendo al igual que 40ml de leche entera.

El mismo procedimiento se realizó con 80ml, 120ml y 160ml de leche entera de la misma marca (sello rojo) para evitar variaciones de composición química de las mismas. Todas las muestras se encontraban cuajadas al momento de realizar la medición.





Figura 15 Las imágenes de la A – D son graficas de los espectros obtenidos de las muestras de grenetina con leche a distintas concentraciones. En la parte superior de cada grafica se muestra la concentración de leche en 14gr de grenetina disuelto en agua.

Como se aprecia en la figura 15 a analizando las gráficas, podemos observar que en mayor cantidad de leche, tenemos un aumento en los picos de cada imagen, así como en los valles de igual forma notamos cambios significativos.

Se puede decir que la difracción de la luz en menos concentración de leche es menor, y de igual forma se tiene una reflexión de menor intensidad de la muestra.

6. Conclusiones

6.1 Conclusiones de la investigación

El periodo de dicado al desarrollo de esta sección del proyecto se trabajó en un año, y los resultados obtenidos están reflejados en los análisis de muestras de coloides. El desarrollo de una fuente de luz para la irradiación de las muestras es uno de los logros, al igual que el desarrollo del espectrómetro que de igual forma es esencial para el estudio de reflectancia difusa.

El funcionamiento del espectrómetro de bajo costo es muy bueno al realizar análisis de diversas muestras de espectros, validadas con graficas espectrales del fabricante de la lámpara de neodimio, se observa ocularmente la similitud de las gráficas de reflexión de los espectros. La metodología usada para la medición de muestras funciona correctamente así como el protocolo propuesto para realizar los estudios de reflectancia difusa, al generar dispersión en las muestras coloides se asemejan a piel humana.

La hipótesis planteada en utilizar fuentes de lámparas de amplio espectro para estudios de reflectancia difusa para realizar estudios de dermatológicos así como desarrollar un espectrómetro de bajo costo, se validan con especificaciones publicadas por fabricantes de fuentes de luz. Este proyecto participo en la convocatoria del PEI 2014 que promueve CONACYT en el cual se logró ganar y obtener recursos para su ejecución.

Se considera un avance muy significativo en el proyecto medular donde se pretende hacer estudios en muestras de piel humana.

6.2 Reflexión

Me siento satisfecho con el aporte que pude realizar al proyecto de "Reflectancia Difusa en Piel", considero una excelente oportunidad para poder desarrollarse en un área distinta a la cual se tiene el enfoque, conoces formas y métodos de poder realizar una investigación así como habilidades con herramientas que me pueden ser útiles en la vida laboral.

Las experiencias vividas en el desarrollo de esta investigación fueron variadas y diversas, pude compartir y recibir conocimiento de otras áreas de la ciencia como la medicina y la óptica.

El ambiente de trabajo en el cual se desarrolló el proyecto fue esencial ya que la convivencia con un equipo multidisciplinario te brinda la oportunidad de tener una constante retroalimentación en el proyecto.

Considero que esta etapa de mi carrera me da herramientas y fundamentos para el entorno laboral así como una amplia visión de lo que es la vida profesional. Esto forma parte de mis logros académicos.

6.3 Recomendaciones

La integración de este proyecto al proyecto medular debe ser revisada detenidamente para poder corregir algún desperfecto que pueda tener la metodología y afinar los detalles que puedan surgir. Se debe tener en cuenta la validación precisa del espectrómetro comparando los resultados de alguna muestra con un espectrómetro comercial, para tener una referencia solida de los resultados obtenidos por el espectrómetro desarrollado.

En la fuente de luz se pude hacer un ajuste en el cilindro reflector para evitar la trasferencia de calor a la parte superior, donde se encuentra sujeto.

6.4 Futuros aportes

Para los futuros aportes al proyecto sugiero establecer la estructura integradora en una misma base fija en conjunto de la fuente de luz, esto para tener mayor precisión en el análisis de las muestras, así como continuar con el modelado en la forma de variación controlada de irradiación a la muestra por la fuente de luz.

De igual manera mejorar el diseño en el acoplamiento del cilindro integrador con el soporte de la estructura.

Realizar comparaciones con espectrómetros comerciales de diversas muestras de coloides como de piel, para conocer mejor el funcionamiento del espectrómetro desarrollado.

La construcción de todo el aparejo y estructura es artesanal, se debe pensar en diseñar una carcasa que pueda dar una mejor vista al este aparejo y pueda ser más atractivo visualmente.

Realizar estudios con muestras de piel humana con diversas características de pigmentación y similares patologías.

7. Apéndices

Departamento de Física, 20 piso Facultad de Ciencias UNAM, CP 04510 Ciudad Universitaria México, D.F

7.1 Congreso nacional de física

Ponencia en el **LVI Congreso Nacional de Física** que se celebró, del 28 de octubre al 1 de noviembre de 2013 en el Centro Cultural Bicentenario de la UASLP (CC200) en San Luis Potosí, S.L.P. Presentado en sesión simultánea en modalidad de plática.

México, D.F. 17 de Agosto de 2013 Gerardo Romo Cárdenas Fac. de Ingeniería, Universidad de Montemorelos Me es grato comunicarle que el trabajo con número de registro 0131 y cuyo título es: "Estudio de Reflectancia Difusa de Modelos de Piel Humana para Aplicaciones Científicas y Dermatológicas", de los autores: **Rusbel** Dominguez Gerardo Romo Cárdenas Gener Avilés Rodriguez ha sido aceptado para su presentación en el LVI CONGRESO NACIONAL DE FÍSICA, que se celebrará en San Luis Potosí, S.L.P., del del 28 de octubre al 1 de noviembre de 2013, posteriormente recibirá fecha y hora de su sesión. ATENTAMENTE Ma. Luisa Marquina Fábrega. Comité Organizador LVI Congreso Nacional de Física



Apartado Postal 70-348 Delegación Coyoacán 04511 México, D.F. Tels./Fax: (52 55) 5622 - 4993 **\$**5622 - 4840 **\$**5622 - 4946 http://www.smf.mx/ smf@hp.fciencias.unam.mx 7.2 Resumen Aceptado para su presentación en ARC

Presentación programada para el 8 de mayo 2014 en la Universidad de Andrews, Berrien Springs,

Míchigan, Estados Unidos.

Rúsbel,
Congratulations! Your abstract has been accepted for presentation at the Andrews Research Conference. We look forward to hearing your presentation. You will receive an email within the next week with information regarding travel and accommodations.
Blessings,
Sarah Burton
Administrative Assistant
Office of Research and Creative Scholarship
Ext. 3042

7.3 Proyecto aprobado en convocatoria CONACyT 2014





Proyecto aprobado en convocatoria CONACyT, PEI 2014.

Bibliografía

Anderson, R. R., & Parrish, J. A. (1981). The optics of human skin. [Research Support, Non-U.S. Gov't

Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. J Invest Dermatol, 77(1), 13-19.

Angelopoulou, E. (2001). Understanding the color of human skin. 243-251. doi: 10.1117/12.429495 Balas, C., Themelis, G., Papadakis, A., Vasgiouraki, E., Argyros, A., Koumantakis, E., . . . Helidonis, E.

- (2001). A Novel Hyper-Spectral Imaging System: Application on in-vivo Detection and Grading of Cervical Precancers and of Pigmented Skin Lesions. *Hawaii, USA*.
- Boas, D. A., Gaudette, T., Strangman, G., Cheng, X., Marota, J. J., & Mandeville, J. B. (2001). The accuracy of near infrared spectroscopy and imaging during focal changes in cerebral hemodynamics. [Clinical Trial

Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.

Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Neuroimage, 13*(1), 76-90. doi: 10.1006/nimg.2000.0674 Brannon, H. (2007). Skin Anatomy Retrieved February 10, 2013, from

http://dermatology.about.com/cs/skinanatomy/a/anatomy.htm

- Bruls, W. A., Slaper, H., van Der Leun, J. C., & Berrens, L. (1984). Transmission of human epidermis and stratum corneum as a function of thickness in the ultraviolet and visible wavelengths. *Photochemistry and photobiology*, 40(4), 485-494.
- Burton, J. L. (1990). *Essentials of dermatology* (3rd ed.). Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone.
- Campos, A. C., & Fernández-Bozal, J. (2005). La imagen digital. Rev Esp Ortod, 35, 255-266.
- Elvidge, C. D., Keith, D. M., Tuttle, B. T., & Baugh, K. E. (2010). Spectral identification of lighting type and character. *Sensors, 10*(4), 3961-3988.
- Farkas, D. L., & Becker, D. (2002). Applications of spectral imaging: detection and analysis of human melanoma and its precursors. *Pigment cell research*, 14(1), 2-8.
- Ferguson-Pell, M., & Hagisawa, S. (1995). An empirical technique to compensate for melanin when monitoring skin microcirculation using reflectance spectrophotometry. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Med Eng Phys*, 17(2), 104-110.
- Frost, P. (1988). Human skin color: A possible relationship between its sexual dimorphism and its social perception. *Perspectives in biology and medicine*.
- Giraldo, J. J., Estrada, E., Pineda, D. F., & López, A. (2012). Diseño e implementación de un sistema en un solo chip para la navegación y reconocimiento de señales de tránsito en un sistema robótico móvil. *Ingeniería y Competitividad, 14*(2).
- González, F. J., Martínez-Escanamé, M., Muñoz, R. I., Torres-Álvarez, B., & Moncada, B. (2010). Diffuse reflectance spectrophotometry for skin phototype determination. *Skin Research and Technology*, *16*(4), 397-400. doi: 10.1111/j.1600-0846.2010.00450.x
- Hecht, E. (2002). Optics (4th ed.). Reading, Mass.: Addison-Wesley.
- Igarashi, T., Nishino, K., & Nayar, S. K. (2005). The appearance of human skin.
- Jackson, B. A. (2003). Lasers in ethnic skin: A review. J Am Acad Dermatol, 48(6, Supplement), S134-S138. doi: <u>http://dx.doi.org/10.1067/mjd.2003.275</u>
- Jaques, S. (1998). Skin Optics Summary, 2013, from http://omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html
- Kollias, N., & Baqer, A. (1985). Spectroscopic characteristics of human melanin in vivo. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Invest Dermatol, 85*(1), 38-42.

Lanigan, S. W. (2000). Lasers in dermatology. New York: Springer.

- Meglinsky, I. V., & Matcher, S. J. (2001). Modelling the sampling volume for skin blood oxygenation measurements. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Med Biol Eng Comput, 39*(1), 44-50.
- Nadeau, R. G., & Groner, W. (2001). The role of a new noninvasive imaging technology in the diagnosis of anemia. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Nutr, 131*(5), 1610S-1614S.
- Nielsen, K. P., Zhao, L., Ryzhikov, G. A., Biryulina, M. S., Sommersten, E. R., Stamnes, J. J., . . . Moan, J. (2008). Retrieval of the physiological state of human skin from UV-Vis reflectance spectra - a feasibility study. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. J Photochem Photobiol B, 93(1), 23-31. doi: 10.1016/j.jphotobiol.2008.06.010
- Rodríguez, A. S., Cerdeira, C. R., Garrido, R. V., & Peralto, J. L. R. (2008). DERMATOSIS ERITEMATOESCAMOSAS. *Manual y atlas de las enfermedades de los genitales del varón*, 193.
- Saleh, B. E. A., & Teich, M. C. (2007). *Fundamentals of photonics* (2nd ed.). Hoboken, N.J.: Wiley Interscience.
- Sekuler, R. (2013). Throwing some (bluish) light on the subject, from <u>http://people.brandeis.edu/~sekuler/SensoryProcessesMaterial/colorRenderingLight.html</u>
- Sun, Q., & Fairchild, M. D. (2001). *Statistical characterization of spectral reflectances in spectral imaging of human portraiture.* Paper presented at the The IS&T/SID Ninth Color Imaging Conference.
- Sun, Q., Schindelholz, B., Knirr, M., Schmid, A., & Zinn, K. (2001). Complex genetic interactions among four receptor tyrosine phosphatases regulate axon guidance in Drosophila. [Research Support, Non-U.S. Gov't
- Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. *Mol Cell Neurosci, 17*(2), 274-291. doi: 10.1006/mcne.2000.0939
- Thody, A. J., Higgins, E. M., Wakamatsu, K., Ito, S., Burchill, S. A., & Marks, J. M. (1991). Pheomelanin as well as eumelanin is present in human epidermis. *J Invest Dermatol*, *97*(2), 340-344.
- Vogel, A., & Venugopalan, V. (2003). Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chemical Reviews*, 103(2), 577-644.
- Walsh, R. J. (1964). Variation in the Melanin Content of the Skin of New Guinea Natives at Different Ages. J Invest Dermatol, 42, 261-265.
- Wolbarsht, M., Walsh, A., & George, G. (1981). Melanin, a unique biological absorber. *Applied optics*, 20(13), 2184-2186.
- Yamaguchi, M., Mitsui, M., Murakami, Y., Fukuda, H., Ohyama, N., & Kubota, Y. (2005). *Multispectral color imaging for dermatology: application in inflammatory and immunologic diseases.* Paper presented at the Proceedings of 13th Color Imaging Conference (Society for Imaging Science and Technology/Society for Information Display, 2005).
- Yang, H., Xie, S., Li, H., & Lu, Z. (2007). Determination of human skin optical properties in vivo from reflectance spectroscopic measurements. *Chin. Opt. Lett.*, *5*(3), 181-183.
- Zonios, G., Bykowski, J., & Kollias, N. (2001). Skin melanin, hemoglobin, and light scattering properties can be quantitatively assessed in vivo using diffuse reflectance spectroscopy. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *J Invest Dermatol*, *117*(6), 1452-1457. doi: 10.1046/j.0022-202x.2001.01577.x
- Zonios, G., Dimou, A., & Galaris, D. (2008). Probing skin interaction with hydrogen peroxide using diffuse reflectance spectroscopy. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Phys Med Biol*, 53(1), 269-278. doi: 10.1088/0031-9155/53/1/019