



Universidad de Carabobo
Facultad Experimental de Ciencias y Tecnología
Departamento de Física



Recuperación del coeficiente de absorción de la epidermis en la piel humana

Producción intelectual presentada ante la ilustre Universidad de Carabobo por el Prof. Freddy J. Narea J. como requisito para ascender a la categoría de Profesor Agregado.

Naguanagua, octubre 2015

Trabajo de Ascenso

**Recuperación del coeficiente de absorción de la
epidermis en la piel humana**

Prof. Freddy J. Narea J.

Introducción.

En cumplimiento de lo establecido en el Estatuto del Personal Docente y de investigación de la Universidad de Carabobo, se presentan a continuación el siguiente artículo como producción intelectual acreditada para el ascenso en el escalafón docente a la categoría de Profesor Agregado:

Recuperación del coeficiente de absorción de la epidermis en la piel humana.

Freddy Narea, Sandra Vivas y Aarón Muñoz.

Revista Óptica Pura y Aplicada. **Publicación tipo A.**

Artículo aceptado para su publicación en revista arbitrada.

Se presenta un resumen de la publicación y se indican otros productos de investigación y de desarrollo docente de los últimos años.

Resumen del Artículo.

Recuperación del coeficiente de absorción de la epidermis en la piel humana.

Freddy Narea, Sandra Vivas y Aarón Muñoz.

Resumen. La forma de estudiar la piel humana, comienza con la determinación del fototipo de la misma. Sin embargo, este concepto puede enmascarar una serie de características implícitas, que en la actualidad se pueden determinar por medio de técnicas ópticas no invasivas, como la espectrofotometría de reflexión difusa. Aunque el fototipo está determinado por muchos factores, la melanina que se encuentra distribuida en la epidermis es el principal agente absorbente, determina en gran parte el color de la piel. De tal manera, que resultaría interesante conocer la cantidad y distribución de la melanina. Con este estudio, se pretende ajustar con series trigonométricas los datos espectrales para encontrar una dependencia directa entre el término independiente de la expansión de la serie de Fourier y el coeficiente de absorción de la epidermis.

Palabras clave: Parámetros Ópticos, Melanina, Coeficiente de absorción, Método de Monte Carlo, Series de Fourier.

Resumen de Actividad Docente y de Investigación

INVESTIGACIONES REALIZADAS Y PUBLICADAS:

Retrieving the absorption coefficient of epidermis in human skin.

Freddy Narea, Sandra Vivas y Aarón Muñoz

Opt. Pura Apl.,48(3),207-214(2015)

Diagnostic device for temporomandibular joint disorders.

Gustavo Sánchez, Hector Santamaria, Roba Izzeddin, Freddy Narea y Semia Rafeh

Ortodoncia Actual / año 11, núm. 44, Abril de 2015

FIRMAS ESPECTRALES DE FOTOTIPOS CUTÁNEOS. ESTUDIO PRELIMINAR. SERVICIO DE DERMATOLOGÍA. CIUDAD HOSPITALARIA “DR. ENRIQUE TEJERA” VALENCIA-ESTADO CARABOBO-VENEZUELA. 2014.

E Pardo, I Álvarez, M Endara, C Martínez, A Muñoz, F Narea, T Vivas

Parameterization using Fourier series expansion of the diffuse reflectance of human skin to vary the concentration of the melanocytes

JF Narea, AA Muñoz, J Castro, RA Muñoz, CE Villalba, MF Martinez,

8th Ibero American Optics Meeting/11th Latin American Meeting on Optics

Parametrization histological grade white adipose tissue of the breast by the cubic spline interpolation

LA Martinez, FJ Narea, F Cedeño, AA Muñoz, A Reigosa, K Bravo

8th Ibero American Optics Meeting/11th Latin American Meeting on Optics

Optical characterization of volcanic ash using Diffuse Reflection Spectroscopy

DK Bravo, N Falcón, FJ Narea, RA Muñoz, AA Muñoz

8th Ibero American Optics Meeting/11th Latin American Meeting on Optics

T.E.G y PASANTÍAS ASESORADAS:

Elaboración de una interfaz gráfica de usuario para la integración de rutinas desarrolladas en Matlab, para la simulación de los espectros de reflectancia difusa de la piel. Tutor Pasantías. Centro de Investigaciones Médicas y Biotecnológicas Universidad de Carabobo. 2015

Elaboración de una interfaz gráfica de usuario para la adquisición de imágenes de un microscopio de epiluminiscencia. Tutor Pasantías. Centro de Investigaciones Médicas y Biotecnológicas Universidad de Carabobo. 2015

Integración de rutinas para la simulación de los espectros de reflectancia difusa de la piel. Tutor Pasantías. Centro de Investigaciones Médicas y Biotecnológicas Universidad de Carabobo. 2014

Caracterización de un Display de Cristal Líquido Nemático para su uso como Modulador de Luz. Tutor de Trabajo Especial de Grado de Licenciatura. Universidad de Carabobo. 2014

Caracterización Óptica del skin-phantom (maniquí de piel) Mediante la técnica de video Reflectometría. Tutor de Trabajo Especial de Grado de Licenciatura. Universidad de Carabobo. 2012

Parametrización de la respuesta espectral del Tejido Adiposo Blanco (TAB) en grados Histológicos mediante Aproximación Numérica. Tutor de Trabajo Especial de Grado de Licenciatura. Universidad de Carabobo. 2012

PROYECTOS INICIADOS

Desarrollo de Metodología y Aplicación Software libre para la determinación de reservas minerales de Caolín a partir de imágenes satelitales. CDCH 2015

Caracterización Físico-Química de Arcillas para uso como Refractarios de la región Centro Occidental de la República Bolivariana de Venezuela. PEII269

DOCENCIA

Física I

Física II

Ondas y Óptica

Laboratorio de Ondas y Óptica

Electromagnetismo

Típicos especiales de Instrumentación y Óptica I

Típicos especiales de Instrumentación y Óptica II

EXTENSIÓN

Participación en el proyecto de extensión titulado: **“La Alfabetización Ecológica como un Proceso Creativo de Pensamiento Organizado y Sostenible”**

CURRICULAR

Miembro de la Comisión Curricular del Departamento de Física, según **Oficio N° CDF 104 DFFACYT 2014**

COORDINACIÓN

Coordinador de la Unidad Académica de Física Básica del Departamento de Física. Según **Oficio N° CD-090-470-2015**.

Coordinador del Laboratorio de Ultraestructura del Centro de Investigaciones Médicas y Biotecnológicas de la Universidad de Carabobo. Según **Oficio N° DCIMBUC-N° 2011-013-INTERNO**

Artículo:

Retrieving the absorption coefficient of epidermis in human skin

- Artículo en Extenso

Retrieving the absorption coefficient of epidermis in human skin

Recuperación del coeficiente de absorción de la epidermis en la piel humana

Freddy Narea^{1,2,*}, Sandra Vivas^{1,3} y Aarón Muñoz^{1,2}

1. Centro de Investigaciones Médicas y Biotecnológicas de la Universidad de Carabobo, Venezuela

2. Grupo de Instrumentación y Óptica, Departamento de Física, FACYT- Universidad de Carabobo, Venezuela

3. Servicio de Dermatología Ciudad Hospitalaria Dr. Enrique Tejera. Postgrado de Dermatología, Universidad de Carabobo, Venezuela

(*) E-mail: fnarea@gmail.com

Received / Recibido: 29/03/2015

Accepted / Aceptado: 10/07/2015

DOI: 10.7149/OPA.48.3.207

RESUMEN:

La forma de estudiar la piel humana, comienza con la determinación del fototipo de la misma. Sin embargo, este concepto puede enmascarar una serie de características implícitas, que en la actualidad se pueden determinar por medio de técnicas ópticas no invasivas, como la espectrofotometría de reflexión difusa. Aunque el fototipo está determinado por muchos factores, la melanina que se encuentra distribuida en la epidermis es el principal agente absorbente, determina en gran parte el color de la piel. De tal manera, que resultaría interesante conocer la cantidad y distribución de la melanina. Con este estudio, se pretende ajustar con series trigonométricas los datos espectrales para encontrar una dependencia directa entre el término independiente de la expansión de la serie de Fourier y el coeficiente de absorción de la epidermis.

Palabras clave: Parámetros Ópticos, Melanina, Coeficiente de absorción, Método de Monte Carlo, Series de Fourier

ABSTRACT:

Way to study human skin, begins with determining the phototype of it. However, this concept may mask a series of embedded features, which now can be determined through noninvasive optical techniques such as diffuse reflectance spectrophotometry. Although the phototype is determined by many factors, melanin it is distributed throughout the epidermis is the main absorbent, largely determines the color of the skin. Thus, it would be interesting to know the amount and distribution of melanin. With this study, is to adjust the spectral data trigonometric series to find a direct dependence between the independent term of the expansion of the Fourier series and the absorption coefficient of the epidermis.

Key words: Optical parameters, Melanin, Absorption coefficient, Monte Carlo Method, Fourier series

REFERENCIAS Y ENLACES

- [1] Marín A., Del Pozo A., "Fototipos cutáneos. Conceptos generales ", OFFARM 24-5, (2005).
- [2] Ishimaru, A., "Wave Propagation and Scattering in Random Media", IEEE Press, (1997).

- [3] Wang, L., Jacques, S.L, Zheng L., "MCML-Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues", IEEE Transaction on biomedical engineering 47,131–146 (1995).
[http://dx.doi.org/10.1016/0169-2607\(95\)01640-f](http://dx.doi.org/10.1016/0169-2607(95)01640-f)
- [4] Jacques SL, "Skin Optics", Oregon Medical Laser Center News
<http://omlc.org/news/jan98/skinoptics.html>
- [5] Prahl, S.A., "Tabulated molar extinction coefficient for bilirubin dissolved in chloroform",
<http://omlc.org/spectra/PhotochemCAD/html/bilirubin.html>
- [6] J.A. Delgado Atencio, S.L. Jacques y S. Vázquez y Montiel, "Monte Carlo Modeling of Light Propagation in Neonatal Skin, Applications of Monte Carlo Methods in Biology, Medicine and Other Fields of Science", Biomedical Optics Express ISBN: 978-953-307-427-6, (2011)
<http://dx.doi.org/10.5772/15853>
- [7] Prahl, S.A., "Tabulated molar extinction coefficient for hemoglobin in water"
<http://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html>
- [8] Van Gemert M.J.C., Jacques, S.L., Sterenborg, H.J.C.M., Start, W.M., "Skin Optics", IEEE Transaction on biomedical engineering 36, (1989).
<http://dx.doi.org/10.1109/10.42108>
- [9] Muñoz, A. y Vázquez S., "Retrieving The Optical Parameters of Biological Tissues Using Diffuse Reflectance Spectroscopy and Fourier Series Expansions. I. Theory and Application", Biomedical Optics Express 3,10, 2395–2404 (2012).
<http://dx.doi.org/10.1364/BOE.3.002395>
- [10] Chapra, S., y Canale, R., Métodos numéricos para ingenieros, McGraw-Hill, (2007).

1. Introducción

La piel es un medio biológico que se comporta perfectamente como un medio turbio multicapa, donde el principal agente de absorción es la melanina, la cual es producida por los melanocitos en la capa basal de la epidermis; y es uno de los parámetros que determinan la coloración en la piel. En la actualidad la coloración de la piel se establece en forma indirecta por medio de una clasificación establecida en base a la capacidad de bronceado usada en la escala de Fitzpatrick [1]. Cuando la luz incide sobre la piel puede ser absorbida, reflejada o esparcida. La radiación absorbida provoca alteraciones en la molécula que la absorbe, que es llamada cromóforo. Cada cromóforo absorbe a una determinada longitud de onda. La melanina, es el principal cromóforo de la piel en conjunto con la hemoglobina, presentando absorción desde 300 a 1200 nm.

En la actualidad, existe el problema de calcular confiablemente los parámetros ópticos (coeficiente de absorción, coeficiente de esparcimiento, factor de anisotropía e índice de refracción), de los medios turbios a partir del conocimiento de su reflectancia. La determinación de los parámetros ópticos es de vital importancia para el desarrollo de las investigaciones relativas a la caracterización de tejidos biológicos en especial de la piel empleando métodos ópticos. En particular, para la Espectroscopía de Reflexión Difusa (ERD), representa unos de los puntos cruciales a los fines de su aplicación.

El transporte de los fotones por el medio turbio, no tiene una solución analítica directa por lo cual es necesario considerar este fenómeno de la propagación de la luz, como un fenómeno de difusión a través de la Teoría de la Transferencia Radiativa (ETR). En dicha teoría se involucran los coeficientes de absorción (μ_a) y de esparcimiento (μ_s) y el factor de anisotropía (g) [2]. Estos coeficientes dependen de numerosos factores relacionados con las propiedades del medio y la longitud de onda de la luz incidente. Una solución flexible a este problema es utilizando el método numérico Monte Carlo, en el cual es posible definir las reglas de propagación del fotón en forma de funciones de densidad de probabilidad, que describen la probabilidad de absorción o el ángulo de esparcimiento, proveyendo una metodología para el problema directo de la distribución de la radiación dentro de la piel.

En este estudio se plantea recuperar el coeficiente de absorción (problema inverso) de la epidermis a través del ajuste trigonométrico de los espectros de reflectancia difusa tomando como muestra 50 individuos sanos con diferentes tipos de piel de acuerdo con la escala de Fitzpatrick. Los datos espectrales se ajustan con series trigonométricas (Series de Fourier) para encontrar una dependencia directa entre el término independiente de la expansión de la serie de Fourier y el coeficiente de absorción de la epidermis.

Brindando de esta de esta forma una herramienta matemática que permita relacionar los parámetros del ajuste de las curvas espectrales con las propiedades ópticas del de la piel.

2. Metodología

2.a. Modelo y Simulación de la piel

Para realizar la simulación de la respuesta espectral de la piel humana, se utilizó el programa MCML (Monte Carlo Multi Layer) que permite modelar el transporte de un fotón en un medio de múltiples capas, donde las propiedades ópticas (μ_a , μ_s , g y n) y los espesores d de cada capa son parámetros de entrada [3]. El medio multicapa utilizado es el modelo simplificado de la piel humana, basado en tres capas: Epidermis, Dermis e Hipodermis de 80 μ m, 1500 μ m y 300 μ m respectivamente (ver figura 1).

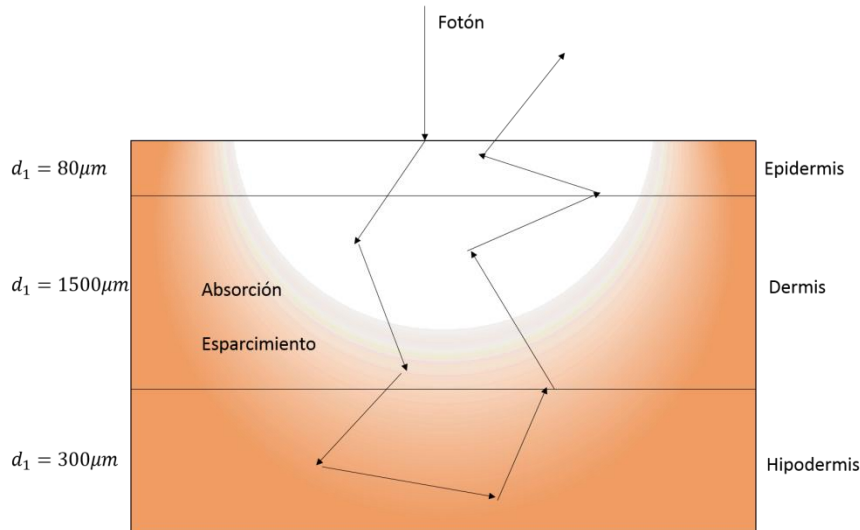


Fig.1. Modelo simplificado de la piel humana.

La capa más externa es la epidermis y está constituida por la melanina que es el principal agente absorbente que se encuentra uniformemente distribuida. En este sentido solo se debe considerar la primera capa principalmente absorbente que presenta un coeficiente de absorción $\mu_{a,epi}$ de la epidermis en función de la fracción de volumen de los melanosomas f_{me} [4] esto es:

$$\mu_{a,epi} = f_{me} 6,6 \cdot 10^{11} \lambda^{-3,3} \quad (1)$$

Siendo $6,6 \cdot 10^{11} \lambda^{-3,3}$ el coeficiente de absorción de los melanosomas [4]

Seguidamente se encuentra la dermis como la segunda capa, donde la sangre y la bilirrubina contenida en ella son principalmente los dos agentes absorbentes de la dermis, mientras que las fibras de colágeno son consideradas como los únicos elementos para determinar el coeficiente de esparcimiento en esta capa. El coeficiente de esparcimiento reducido para la dermis se expresa en términos del esparcimiento de Mie considerando fibras de colágeno cilíndricas grandes y por el esparcimiento de Rayleigh considerando a las fibras de colágenos más pequeñas, y de otras estructuras celulares con dimensiones similares [4], de modo que el coeficiente de esparcimiento reducido se expresa como:

$$\mu'_s(\lambda) = C_{Mie} \lambda^{-1,5} + C_{Rayleigh} \lambda^{-4} \quad (2)$$

donde $C_{Mie} = 2 \cdot 10^5$ y $C_{Rayleigh} = 2 \cdot 10^5$ son las constantes de Mie y de Rayleigh respectivamente. La epidermis con sus fibras de queratina parece comportarse un poco como la dermis por consiguiente el coeficiente de esparcimiento de la epidermis se aproxima a al coeficiente de esparcimiento de la dermis ($\mu_{s,epi} \approx \mu_{s,dem}$) [4].

En la sangre existe un porcentaje de concentración de bilirrubina $C_{bi} \left[\frac{g}{L} \right]$, un coeficiente de extinción $\varepsilon_{bi}(\lambda) \left[\frac{cm^{-1}L}{mol} \right]$ y un peso molecular $P_{Mbi} \left[\frac{g}{mol} \right]$ de la molécula de bilirrubina [5], obteniendo así una expresión para el coeficiente de absorción debido a la bilirrubina [6]:

$$\mu_{a,bi} = \ln(10) \frac{C_{bi}}{P_{Mbi}} \varepsilon_{bi}(\lambda) \quad (3)$$

Considerando que la bilirrubina se distribuye en la dermis a una fracción de su concentración en los vasos sanguíneos, entonces se obtiene el coeficiente de absorción total de la dermis como:

$$\mu_{a,dem}(\lambda) = f_{sangre} \mu_{a,sangre}(\lambda) + f_{bi} \mu_{a,bi}(\lambda) \quad (4)$$

donde f_{sangre} se refiere a la fracción de volumen de la sangre contenida en los vasos sanguíneos, f_{bi} es la fracción de concentración de la bilirrubina contenida en la sangre y $\mu_{a,sangre}$ es el coeficiente de absorción de la sangre para una concentración de 150g de hemoglobina por litros de sangre y calculado como:

$$\mu_{a,sangre}(\lambda) = S \mu_{a,HbO_2}(\lambda) + (1 - S) \mu_{a,Hb}(\lambda) \quad (5)$$

donde S es la saturación de oxígeno de la sangre, $\mu_{a,HbO_2}(\lambda)$ y $\mu_{a,Hb}(\lambda)$ son los coeficientes de absorción de la hemoglobina oxigenada (HbO_2) y la desoxigenada (Hb) respectivamente [6]:

$$\begin{aligned} \mu_{a,HbO_2}(\lambda) &= \ln(10) \frac{C_{sangre}}{P_{Msangre}} \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) \\ \mu_{a,Hb}(\lambda) &= \ln(10) \frac{C_{sangre}}{P_{Msangre}} \varepsilon_{Hb}(\lambda) \end{aligned} \quad (6)$$

donde $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$ y $\varepsilon_{Hb}(\lambda)$ hacen referencia al coeficiente de extinción de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada respectivamente [7]. El factor de anisotropía g con dependencia en la longitud de onda está dada por la expresión [8]:

$$g(\lambda) = 0,62 + 0,29 \cdot 10^{-3} \lambda \quad (7)$$

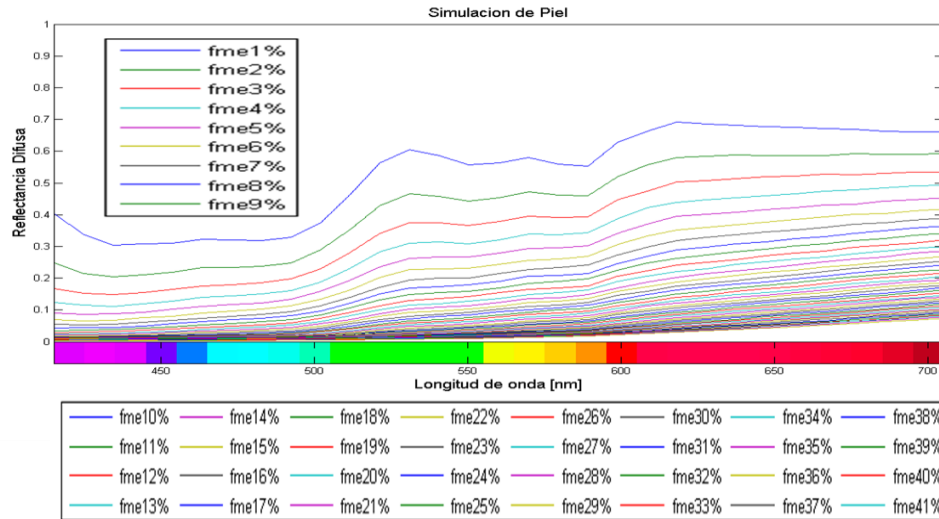
La tercera y última capa es la hipodermis (tejido subcutáneo) que es considerada altamente esparcidora y débilmente absorbente. El coeficiente de absorción, esparcimiento y el factor de anisotropía son considerados constantes a lo largo del espectro visible con valores de $1cm^{-1}$, $600cm^{-1}$ y 0,8 respectivamente. Cabe destacar que este modelo resume el comportamiento óptico de una piel sana [4].

3. Resultados

El objetivo principal es recuperar el coeficiente de absorción de la epidermis, por lo tanto solo se varía las concentraciones f_{me} desde 1% a 41% [4] y se mantienen fija las concentraciones de la sangre y bilirrubina en la dermis. Y de esta forma se podrá atribuir los cambios de las curvas espectrales a un único parámetro biofísico, obteniendo la siguiente familia de curvas espectrales (ver figura 2).

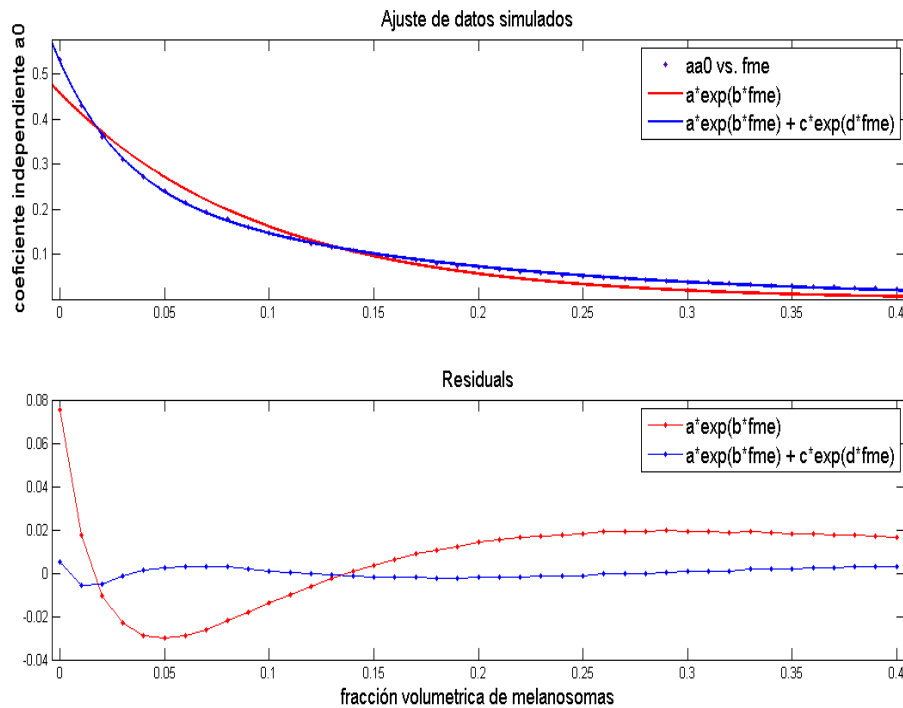
Es evidente observa que a medida que se incrementa la concentración f_{me} la reflectancia difusa $R(\lambda)$ de la región espectral visible (400nm a 700nm) disminuye. Si se determinan parámetros numéricos a estas curvas aplicando ajustes por series trigonométricas (Series de Fourier):

$$R(\lambda) = a_0 + \sum_{n=1}^N a_n \cos(n\omega_0\lambda) + \sum_{n=1}^N b_n \sin(n\omega_0\lambda) \quad (8)$$


 Fig.2. Simulación de los espectros de reflexión difusa variando f_{me} de 1 a 41%.

Asumiendo que las curvas espectrales son periódicas se puede fijar la frecuencia ω_0 y por lo tanto es posible obtener los coeficiente a_0 , a_n y b_n que ajustan los datos simulados, de los cuales el término a_0 expresa el nivel de la familia de curvas espectrales [9], y como la reflectancia difusa aumenta o disminuye según el parámetro f_{me} , entonces es posible establecer una relación entre ellos. En la figura 3a) se observa una tendencia exponencial negativa de a_0 vs f_{me} . Realizando ajustes del tipo Ae^{-Bx} y $Ae^{-Bx} + Ce^{-Dx}$, se puede observar en la figura 3b) como el ajuste de la forma $Ae^{-Bx} + Ce^{-Dx}$ mantiene un comportamiento residual menor y más estable al ajustar datos, por lo tanto se encuentra la siguiente expresión entre a_0 y f_{me} :

$$a_0(f_{me}) = 0,2693e^{-33,19f_{me}} + 0,2578e^{-6,289f_{me}} \quad (9)$$


 Fig.3. a) Ajustes de la forma Ae^{-Bx} y $Ae^{-Bx} + Ce^{-Dx}$ del coeficiente a_0 en función de los f_{me} utilizados para simular los datos de la piel. b) Comportamiento residual de los ajustes Ae^{-Bx} y $Ae^{-Bx} + Ce^{-Dx}$

De esta manera es posible estimar el valor f_{me} de los datos espectrales obtenidos de los distintos fototipos cutáneos (ver figura 4). En la figura 4 se presentan los datos espectrales experimentales registrados con un espectrofotómetro MiniScan Xephus.

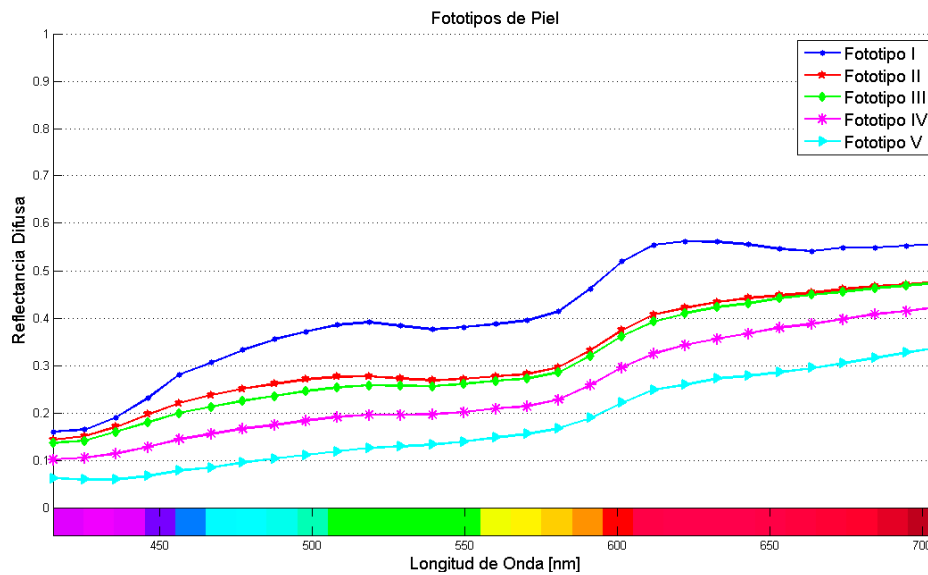


Fig.4. Firmas espectrales de cada fototipo cutáneo.

Ajustando con Fourier los datos espectrales de la figura 4, se obtienen los coeficientes a_0 asociados a los datos experimentales de los distintos fototipos cutáneos, los cuales se sustituyen en la expresión (9) y aplicando métodos iterativos para la solución de ecuaciones [10] se encuentran los valores f_{me} asociados a cada fototipo cutáneo.

Tabla 1. Datos f_{me} recuperados

Fototipo Cutáneo	a_0	f_{me}
Fototipo I	0,3971	0,0151715842
Fototipo II	0,3082	0,0310407008
Fototipo III	0,2954	0,0339756224
Fototipo IV	0,2412	0,0494051979
Fototipo V	0,1809	0,0763274281

Tomando los datos de a_0 y f_{me} de la tabla 1 se gráfica f_{me} en función de a_0

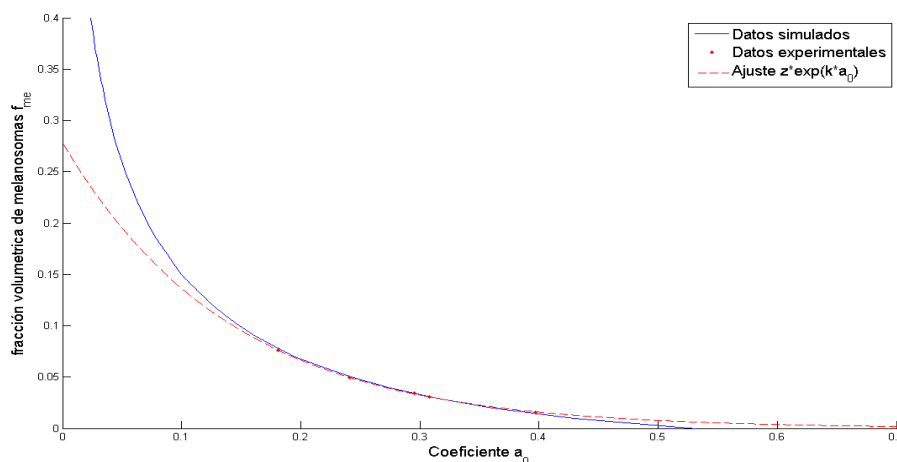


Fig.5. Fracción de volumen de los melanosomas f_{me} en función de los coeficientes a_0 obtenidos del ajuste de los datos experimentales.

Del ajuste realizado a la figura 5 se obtiene la siguiente expresión:

$$f_{me} = Ze^{ka_0} \quad (10)$$

donde $Z = 0,2796$ y $k = -7,174$ son las constantes del ajuste exponencial. Al sustituir la expresión (10) en la ecuación (1), se obtiene:

$$\mu_{a,epi}(a_0, \lambda) = Ze^{ka_0} 6,6 \cdot 10^{11} \lambda^{-3,3} \quad (10)$$

La cuál es una expresión que permitiría recuperar el coeficiente de absorción de la epidermis para cada fototipo cutáneo (ver figura 6).

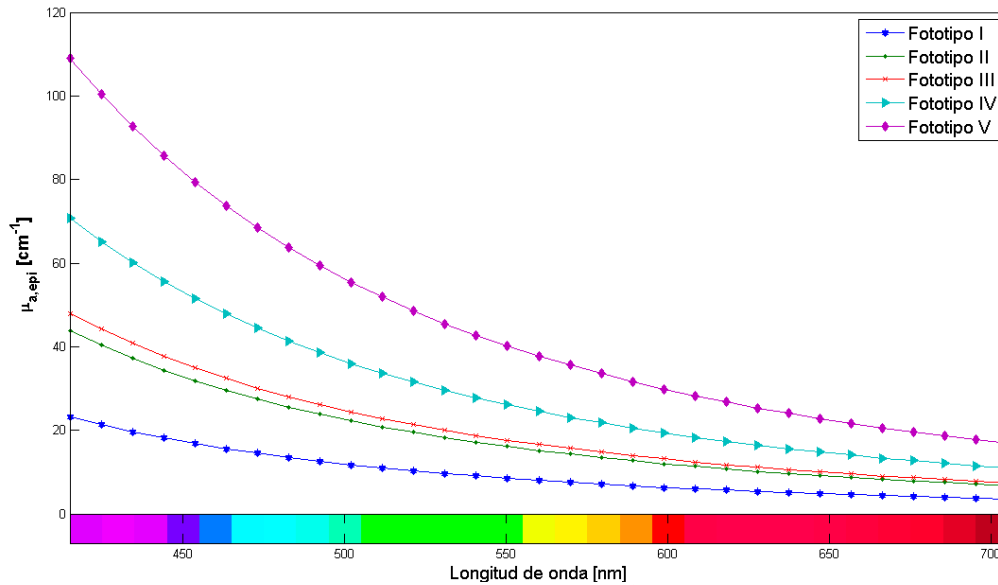


Fig.6. Coeficientes de Absorción $\mu_{a,epi}(\lambda)$ recuperado.

Los resultados recuperados con la expresión (11) se pueden contrastar con los datos simulados del coeficiente de absorción de la epidermis de ecuación (1) en un mismo gráfico (figura 7)

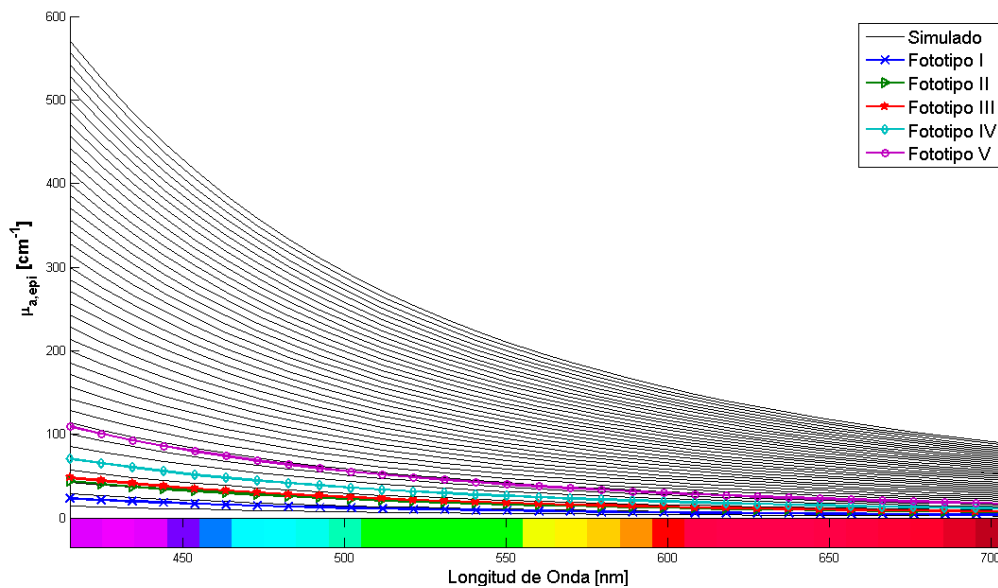


Fig.7. Coeficientes de Absorción $\mu_{a,epi}(\lambda)$ simulados y recuperados.

4. Conclusiones

Analizado los resultados obtenidos en el presente trabajo, tenemos que el ajuste trigonométrico es un método efectivo para la recuperación del coeficiente de absorción de la piel, permitiendo obtener una relación de este con el término independiente de la expansión de la series de Fourier, utilizada en el ajuste de las curvas. Adicionalmente se logró establecer una correlación del término a_0 con los diferentes niveles de la escala de Fitzpatrick, proveyendo así una nueva alternativa para la determinación de la coloración de la piel.

Agradecimientos

A las Residentes del Servicio de Dermatología Ciudad Hospitalaria Dr. Enrique Tejera. Postgrado de Dermatología en especial M.C. Elsa Pardo residente (R3), Universidad de Carabobo, Venezuela, por la recolección de los datos espectrales experimentales de los distintos fototipos cutáneos.