

UPT

Ciencias, Innovación y Tecnología

$$DOF = \frac{n\lambda}{NA^2}$$

$$DOF = \frac{n\lambda}{NA^2}$$

NA²

Tutorial sobre la Simulación de la Absorción y el Esparcimiento en los Tejidos Biológicos

J.A. Delgado Atencio^a, Margarita Cunill Rodríguez^a, Alejandra Cárdenas Rosales^a, Juan Estrada Berni^a.

^aUniversidad Politécnica de Tulancingo, Hidalgo, México.
Laboratorio de Óptica Biomédica

RESUMEN

Es conocido que una comprensión adecuada de los parámetros ópticos (coeficiente de absorción, coeficiente de esparcimiento y el factor de anisotropía) de los tejidos biológicos es crucial para la aplicación de técnicas ópticas no-invasivas en la solución de problemas médico-biológicos. En este artículo se describe cómo modelar el coeficiente de absorción $\mu_a(\lambda)$ y el coeficiente de esparcimiento $\mu_s(\lambda)$ de los tejidos biológicos. Se proporciona una expresión genérica para el coeficiente de esparcimiento reducido $\mu'_s(\lambda)$ que ha sido adoptada de la literatura. Además, se ejemplifica la utilidad de los conceptos anteriores a través de dos estudios concretos que hemos realizado: la investigación de plagas en el nopal mediante fluorescencia inducida y la determinación de parámetros fisiológicos del tejido a partir de espectros de reflexión difusa. Este artículo sirve de tutorial para aquellos principiantes en el campo de la óptica biomédica, la biofotónica y temas afines donde es imprescindible dominar los elementos que permiten realizar una descripción y análisis del transporte de la luz en los medios turbios como es el tejido biológico.

© 2018 UPT

1. Introducción

El característico desarrollo vertiginoso en las diferentes ramas del conocimiento humano, y especialmente en el campo de las ciencias naturales y de la vida nos impone nuevos retos en el perfeccionamiento de los planes de enseñanza para estudiantes universitarios y de posgrado. Ejemplo de ello lo constituye la aparición de nuevas carreras como son la ingeniería biomédica, la biofotónica, y la óptica biomédica entre otras. Particularmente, en la Universidad Politécnica de Tulancingo (UPT), Hidalgo, México, contamos con la Maestría en Computación Óptica y el Doctorado en Optomecatrónica los cuales por su alta calidad académica se encuentran registrados en el Padrón Nacional de Posgrados de Calidad (PNPC) del CONACYT.

Un aspecto de primordial importancia para acometer trabajos de tesis de maestría y doctorado es el conocimiento de los fundamentos de la interacción de la luz con los denominados medios turbios donde la absorción y el esparcimiento de la luz

por las diferentes partículas y moléculas del medio determinan las características espectrales y espaciales de la luz en el interior y exterior de estos medios.

El tejido humano es un ejemplo de medio turbio que en dependencia del tipo de sitio corporal u órgano en cuestión muestra diferentes elementos absorbentes y esparcidos de la radiación electromagnética. Por ejemplo, el ojo humano es esencialmente transparente a la radiación óptica visible cuando es joven y saludable, sin embargo cuando ocurre el envejecimiento puede tornarse menos transparente y presentar también esparcimiento debido a la presencia de cuerpos multilaminares que se originan en el cristalino o lente del ojo. Por otra parte, la piel es intrínsecamente no transparente y contiene elementos absorbentes como es la molécula de hemoglobina que está contenida en el interior de las células rojas que viajan por las arterias y venas. En ese órgano se identifica a las fibrillas de colágeno como el principal elemento esparcidor de la luz.

En este trabajo se presenta un enfoque tutorial de cómo modelar matemáticamente el coeficiente de absorción y esparcimiento de los tejidos biológicos. Este artículo proporciona al lector no especializado los fundamentos básicos de la interacción de la luz con los tejidos a la vez que al lector especializado se le proporciona una guía directa para comprender mejor y resolver ciertos problemas de investigación en el campo de la

J.A. Delgado Atencio, e-mail: jose.delgado@upt.edu.mx.
M. Cunill Rodríguez, e-mail: margarita.cunill@upt.edu.mx.
A. Cárdenas Rosales, e-mail: alejandra.cardenas@upt.edu.mx.
J. Estrada Berni, e-mail: juam.estrada@upt.edu.mx .

óptica biomédica u otras de sus ramas afines. Además presentamos dos situaciones prácticas donde el conocimiento teórico y experimental de los coeficientes anteriores es imprescindible para resolver dos problemas concretos: uno en el campo de la agricultura y el otro en la medicina.

2. Simulación del coeficiente de absorción

Como resultado de la interacción luz-tejido biológico se obtiene una distribución espacial y temporal de la luz que se puede modelar partiendo del conocimiento de las propiedades ópticas (PO) del tejido, la geometría del haz luminoso y del tejido, las características espectrales de la fuente de iluminación en combinación con un modelo de transporte radiativo adecuado. Esto es lo que se conoce como el *Problema Directo* en la interacción luz-tejido [1]. Las PO o *parámetros ópticos* básicos de un medio son: 1) el índice de refracción $n(\lambda)$, el coeficiente de absorción $\mu_a(\lambda)$, el factor de anisotropía $g(\lambda)$ y el coeficiente de espaciamiento $\mu_s(\lambda)$ donde λ representa la longitud de onda de la radiación que se propaga en el medio. En el interior de los vasos sanguíneos circulan las células rojas de la sangre las cuales normalmente tienen forma de discos bicóncavos de un diámetro aproximado de $8 \mu\text{m}$ con un espesor central de $2 \mu\text{m}$ aproximadamente. Las células rojas contienen hemoglobina la cual es una molécula a la que se le conoce muy bien su *coeficiente de extinción molar* $\varepsilon(\lambda)$ tanto en su estado oxigenado (HbO_2) como no oxigenado (Hb) [2]. El coeficiente de absorción debido a la presencia de hemoglobina en los estados referidos anteriormente se calcula como:

$$\mu_a(\lambda) = S \times \mu_{\text{aHbO}_2}(\lambda) + (1 - S) \times \mu_{\text{aHb}}(\lambda) \quad (1)$$

donde S es la denominada *saturación de oxígeno*. Los factores $\mu_{\text{aHbO}_2}(\lambda)$ y $\mu_{\text{aHb}}(\lambda)$ están dados por las relaciones siguientes:

$$\mu_{\text{aHbO}_2}(\lambda) = \ln 10 \times C \times \varepsilon_{\text{aHbO}_2}(\lambda) / 64500 \quad (2)$$

$$\mu_{\text{aHb}}(\lambda) = \ln 10 \times C \times \varepsilon_{\text{aHb}}(\lambda) / 64500 \quad (3)$$

donde C es la concentración de sangre que tiene un valor típico de 150 g/L .

En la Fig. 1 se muestra el efecto que tiene la saturación de oxígeno, S que aparece en la ecuación 1, sobre el coeficiente de absorción de un medio biológico si consideramos que existe un solo tipo de elemento absorbente en el tejido: la molécula de hemoglobina. Si se realiza una oclusión a voluntad o accidental de la circulación de sangre hacia una zona específica de un tejido entonces decrecerá drásticamente la cantidad de oxígeno en dicho sitio corporal y con ello la saturación de oxígeno puede llegar a ser prácticamente nula (curva de color magenta, $S = 0\%$). El otro caso extremo con relación al grado de oxigenación es cuando el tejido está totalmente oxigenado (curva de color rojo, $S = 100\%$) lo cual es una situación ideal que donde ocurre con más probabilidad es en los alvéolos pulmonares o muy cerca de ellos.

Como se puede apreciar en la Fig. 1, en la región visible del espectro electromagnético (390-780 nm) [3], el espectro de absorción de la molécula de hemoglobina cambia de forma significativa cuando tiene diferentes grados de oxigenación. No es

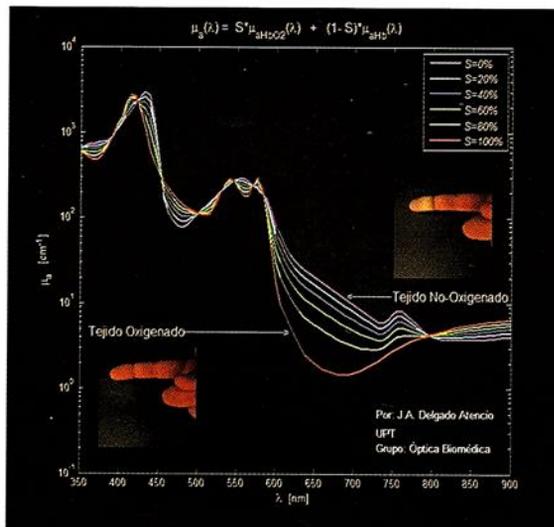


Figura 1. Curvas de absorción espectral de un tejido biológico donde se ha modificado la saturación de oxígeno presente. La expresión para los coeficientes de extinción molar, $\varepsilon_{\text{aHbO}_2}$ y ε_{aHb} , de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada se ha tomado de la referencia [2].

difícil concluir entonces que la luz que ha entrado a un tejido y posteriormente reemerge por sus fronteras, traerá consigo información de la presencia o no de la molécula de hemoglobina y además del diferente grado de oxigenación de esta molécula en el tejido. Este hecho en parte explica el desarrollo de técnicas ópticas no invasivas, basadas en el uso de cámaras CCD, fibras ópticas, microscopios, espectrómetros, etc, para extraer información del nivel de oxigenación de los tejidos y otras características fisiológicas de utilidad que permitan emitir un diagnóstico médico más eficaz (rápido, más preciso y a etapas tempranas de la enfermedad).

En general, si el medio biológico o turbio contiene otros elementos absorbentes debemos utilizar la aproximación lineal siguiente para el modelado del coeficiente de absorción total $\mu_{\text{aT}}(\lambda)$:

$$\mu_{\text{aT}}(\lambda) = \sum_{i=1}^m f_i \times \mu_{\text{ai}}(\lambda) \quad (4)$$

donde $\mu_{\text{ai}}(\lambda)$ representa el coeficiente de absorción del elemento absorbente i -ésimo presente en el volumen del tejido y que ocupa una fracción volumétrica f_i específica del mismo. Por ejemplo, si además de la hemoglobina el tejido tuviera presente bilirrubina, la cual presenta un máximo para su coeficiente de extinción molar, $\varepsilon_{\text{Bi}}(\lambda)$, en $\lambda = 454.5 \text{ nm}$ [4], el coeficiente total sería:

$$\mu_{\text{aT}}(\lambda) = f_{\text{bi}} \mu_{\text{aHemo}}(\lambda) + f_{\text{Bi}} \mu_{\text{aBi}}(\lambda) \quad (5)$$

Algunas situaciones atractivas donde no se puede obviar el fenómeno de absorción de la luz por los tejidos biológicos se listan a continuación:

1. El color café de las plumas de algunas aves se debe a las moléculas del *pigmento melanina*. En los humanos ese

- pigmento determina el color más o menos café de nuestra piel la cual puede ir desde muy clara hasta muy oscura o negra.
- El principio de funcionamiento de los actuales *oxímetros de pulsos*, empleados comúnmente en hospitales para monitorear la saturación de oxígeno del paciente y la frecuencia cardíaca, se basa esencialmente en las curvas de absorción de la Fig1. de este artículo.
 - En la piel humana, la absorción óptica debida a la *hemoglobina* que viaja dentro de los glóbulos rojos está restringida a la dermis, específicamente a los *plexos venosos superior e inferior* de dicha capa de la piel. Sin embargo, la epidermis que es la capa más externa de la piel se considera libre de hemoglobina por ser prácticamente avascular.
 - La bilirrubina es una molécula que resulta del proceso de degradación natural que sufre la hemoglobina. Su espectro de absorción es totalmente diferente a los mostrados en las Fig. 1 [4]. El exceso de bilirrubina en la sangre se "desborda" fuera de los vasos sanguíneos y queda en el tejido dándole una coloración amarilla.
 - La coloración amarilla de la piel por la presencia de bilirrubina se torna difícil de observar a simple vista dependiendo del nivel de otro pigmento presente en la epidermis, la melanina. En el año 1954, se inventó el primer *bilirrubinómetro* denominado "Ictérometro de Gosset" [5] que comparaba el color de la piel con el de varias franjas de diferentes tonos de color amarillo dispuestas en una lámina de plexiglas.

3. Simulación del coeficiente de esparcimiento

En esta sección se proporciona de forma didáctica información para el modelado del *coeficiente de esparcimiento* $\mu_s(\lambda)$ en el marco de la teoría de Mie y se presenta una expresión genérica tomada de la literatura para el *coeficiente de esparcimiento reducido*:

$$\mu'_s(\lambda) = [1 - g(\lambda)]\mu_s(\lambda) \quad (6)$$

de medios biológicos tales como la piel, el cerebro y el tejido graso [6].

El *esparcimiento óptico* es uno de los diferentes procesos que tienen lugar durante la interacción de un campo electromagnético con un medio material. Desde el punto de vista de la teoría electromagnética (TEM) este proceso de interacción se formula en lo que parece ser un problema muy sencillo: el problema de la difracción de una onda electromagnética de longitud de onda " λ " por una partícula esférica dieléctrica homogénea de radio " a " e índice de refracción " n_p " inmersa en un medio material de índice de refracción " n_m " [7]. Este es el denominado problema de Mie, en honor al físico alemán Gustav Mie (1869-1957) quien en el año 1908 publicó su solución la cual es conocida como "Teoría de Mie". La solución lleva el calificativo de "teoría", en gran medida, debido a la complejidad físico-matemática del procedimiento usado para encontrarla mediante el uso riguroso de las ecuaciones de Maxwell.

En este sentido, existen diferentes fuentes bibliográficas, interfaces calculadoras y programas gratuitos para computadoras que permiten comprender y realizar el cálculo de las cantidades físicas de interés del problema de Mie [8-10].

Parte de la solución al problema descrito anteriormente es la denominada *sección transversal de esparcimiento* $\sigma_s(\lambda)$ de la partícula esférica que difracta o esparce la onda electromagnética incidente. La expresión obtenida según la teoría de Mie es [8]:

$$\sigma_s(\lambda) = \frac{2\pi a^2}{x^2} \sum_{n=1}^{\infty} (2n+1) (|a_n(\lambda)|^2 + |b_n(\lambda)|^2) \quad (7)$$

donde

$$x = ka = \frac{2\pi}{\lambda} a, \quad (8)$$

es el *parámetro de tamaño* y

$$n_{rel} = \frac{n_p}{n_m}, \quad (9)$$

es el *índice de refracción relativo*.

Por otra parte la misma teoría proporciona una expresión para el cálculo del *factor de anisotropía* g :

$$g(\lambda) = \frac{4}{Q_s(\lambda) x^2} \sum_{n=1}^{\infty} \left[\frac{n(n+2)}{(n+1)} \operatorname{Re}(a_n(\lambda) a_{n+1}(\lambda)^* + b_n(\lambda) b_{n+1}(\lambda)^*) + \frac{(2n+1)}{n(n+1)} \operatorname{Re}(a_n(\lambda) b_{n+1}(\lambda)^*) \right]. \quad (10)$$

El factor $Q_s(\lambda)$ es la *eficiencia de esparcimiento* que se calcula como:

$$Q_s(\lambda) = \frac{\sigma_s(\lambda)}{\pi a^2}. \quad (11)$$

Multiplicando la sección transversal de esparcimiento por el número de partículas por unidad de volumen, ρ , se obtiene el *coeficiente de esparcimiento*:

$$\mu_s(\lambda) = \rho \sigma_s(\lambda). \quad (12)$$

Por lo tanto, la teoría de Mie permite obtener numéricamente las dependencias espectrales para el coeficiente de esparcimiento y el factor de anisotropía y por ende proporciona la vía para calcular $\mu'_s(\lambda)$ usando las relaciones (6-12).

La siguiente es una *expresión genérica* para el coeficiente de esparcimiento reducido de varios tipos de tejidos que se propone por S.L. Jacques [6]:

$$\mu'_s(\lambda) = \mu'_{s500}(\lambda) \left[f_{RAY} \left(\frac{\lambda}{500\text{nm}} \right)^{-4} + (1 - f_{RAY}) \left(\frac{\lambda}{500\text{nm}} \right)^{-b} \right] \quad (13)$$

En la Fig. 2 se ilustra la dependencia espectral anterior para varios valores de los coeficientes $\mu'_{s500}(\lambda)$, f_{RAY} y b que corresponden a distintos tipos de tejidos biológicos. Como se puede apreciar de la figura, el esparcimiento reducido decrece

monótonamente según se incrementa la longitud de onda, λ , de la radiación óptica que interactúa con las estructuras finas del tejido biológico. La dependencia λ^{-4} (14) representa el esparcimiento de tipo Rayleigh que es válida para las partículas de un diámetro muy pequeño en comparación con la longitud de onda, mientras que la dependencia λ^{-b} (15) se refiere al esparcimiento de tipo Mie. La potencia "b" está relacionada con las dimensiones de la partícula que esparce la radiación óptica.

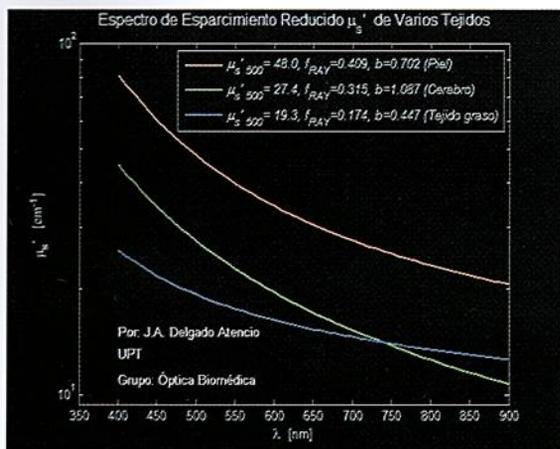


Figura 2. Curvas de esparcimiento reducido en función de la longitud de onda las cuales se obtienen a partir de la ecuación (13) considerando los valores de los parámetros reportados en el artículo [6].

También y de forma fascinante, el fenómeno de esparcimiento de la luz por los tejidos biológicos y otros medios turbios lo encontramos en una serie de situaciones que a diario se nos presentan y de las cuales muchas veces desconocemos su explicación. A continuación se listan algunas de ellas:

1. Durante la puesta del sol ciertas nubes y el propio sol adquieren un color naranja rojizo lo cual se explica por el esparcimiento de tipo Rayleigh. En su recorrido la luz atraviesa la atmósfera terrestre en un espesor aproximado de 1600 km hasta llegar a nosotros de forma directa o al reflejarse difusamente en las nubes. En ese caso los centros del esparcimiento de Rayleigh son las moléculas de los gases atmosféricos que tienen un diámetro mucho menor que la longitud de onda de la luz ($\lambda = 550$ nm).
2. En la piel humana, el esparcimiento se explica principalmente debido a las fibras de colágeno que están presentes en la dermis. Por otra parte, a nivel celular son responsables del esparcimiento óptico; el núcleo, la mitocondria y las paredes celulares.
3. El grado de polarización de la luz se deteriora al sufrir difracción por los centros de esparcimiento que conforman la piel humana. Este hecho se aprovecha para el diseño de los denominados *dermatoscopios de polarización* donde no es necesario usar el tradicional líquido de inmersión. Este líquido tiene la función de aumentar la transparencia de las capas superiores de la piel, haciéndolas más translúcidas.

4. Los centros de esparcimiento principales en una nube son gotas pequeñas de agua que tienen un diámetro promedio de 10 μm . La aplicación de la teoría de Mie a estas partículas permite explicar el color blanco de las nubes [11].

4. Aplicaciones

4.1. Investigación de plagas en el nopal

En este epígrafe describimos brevemente uno de los aspectos investigados en el trabajo de tesis de maestría de A.C. Rosales [12] donde se hace uso del conocimiento del espectro de absorción óptico del ácido carmínico con vista a proponer e implementar un arreglo óptico experimental para el estudio de la fluorescencia de una solución de este ácido cuando ha sido extraído de la grana cochinilla que parasita al nopal verdulero.

El nopal (*Opuntia ficus-indica*) nombre derivado del náhuatl "nopalli", ha sido tradicionalmente uno de los alimentos de mayor consumo en México desde tiempos remotos, y actualmente la demanda de este vegetal se ha incrementado notablemente. Dentro de sus características principales sobresale ser una planta suculenta por su gran contenido de agua, que es de aproximadamente del 90 - 95 % y en sus frutos de alrededor del 80 - 87 %; generalmente es una planta espinosa, con un tronco bien definido y de cladodios gruesos encargados de los procesos fotosintéticos [13].

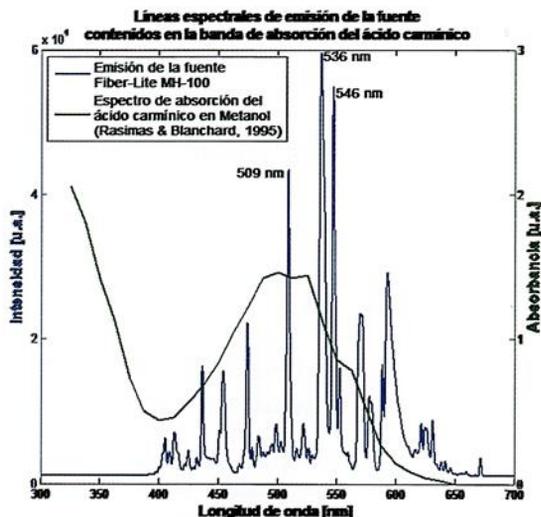


Figura 3. Comparación del espectro de emisión de la fuente Fiber-Lite respecto al espectro de absorción del ácido carmínico en metanol [20].

Entre las principales plagas que atacan las plantaciones de nopal se encuentra la plaga de la grana cochinilla (*Dactylopius coccus*), la araña roja (*Tetranychus urticae*), el picudo barrenador (*Cactophagus spinolae*) y la chinche gris (*Chelinidea tabulata*) [14-18]. El ácido carmínico forma parte de la hemolinfa del insecto de la grana cochinilla [19] y ópticamente este ácido es una molécula de la cual se ha reportado el espectro de absorción óptica el cual reproducimos a continuación en

la Fig. 3 [20] en una versión adaptada. A partir del espectro de absorción de esta solución se seleccionaron las longitudes de ondas apropiadas para excitar su fluorescencia cuando se empleó como fuente de luz una de haluro-metálico (Fiber-Lite MH-100). Las líneas espectrales idóneas de excitación resultaron tener sus longitudes de onda pico centradas en 509, 536 y 546 nm que como se aprecia de la Fig. 3 están contenidas en la banda de absorción de esta solución y tienen una intensidad superior a las demás líneas espectrales.

En la Fig. 4 se muestra el resultado de los espectros de fluorescencia obtenidos cuando se utiliza un arreglo óptico con una geometría de excitación-detección donde el ángulo entre el haz de excitación y la dirección de detección es de 90 [12]. Como puede apreciarse en las longitudes de onda de 536 nm y 546 nm se logra la mejor señal de fluorescencia de la solución aunque el máximo de emisión de fluorescencia se alcanza en la misma longitud de onda para todas las curvas aproximadamente en $\lambda = 627$ nm.

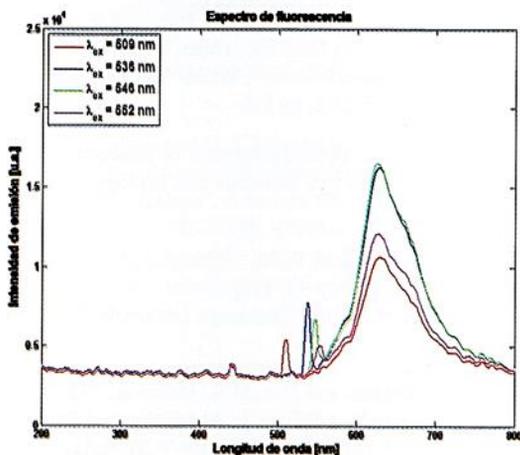


Figura 4. Espectro de emisión de fluorescencia del ácido carmínico cuando se realiza su excitación individualmente con las líneas espectrales centradas en las longitudes de ondas pico: 509 nm, 536 nm y 546 nm de la fuente Fiber-Lite.

Adicionalmente se excitó la fluorescencia de la solución a la longitud de onda de 552 nm para corroborar que el espectro de fluorescencia obtenido fuera comparable con el reportado en el artículo de J. P. Rasimas y G. J. Blanchard, [20] resultando con una correspondencia alta entre los resultados de dicho autor y los nuestros. Además, estos resultados son básicos para el desarrollo casi inmediato de un método para la detección temprana de la grana cochinilla en el nopal mediante la fluorescencia *in-vivo* de este insecto. Esto último ha sido corroborado preliminarmente en el trabajo de tesis de maestría de A.C. Rosales [12] mediante la obtención de imágenes fluorescentes microscópicas *in-vivo* de la grana cochinilla.

4.2. Determinación de parámetros fisiológicos de la piel humana partir de espectros de reflexión difusa

A partir de la medición de la luz que reemerge por determinada zona localizada de un tejido biológico, luego que ésta se ha hecho penetrar al tejido, es posible obtener lo que se denomina su *espectro de reflexión difusa*. Este espectro contiene información de los parámetros f_{Hem} , S , y de otros parámetros típicos del esparcimiento genérico expresado en la ecuación (13). Todos los parámetros anteriores se pueden extraer mediante un algoritmo de recuperación que hace uso de un modelo de transporte de la luz en el tejido.

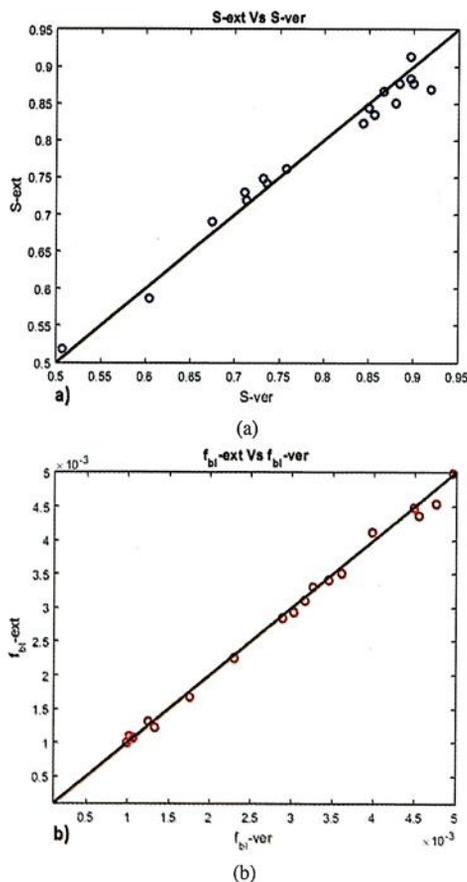


Figura 5. Comparación de los valores extraídos contra los valores reales de los parámetros fisiológicos de los espectros sintéticos. a) Saturación de oxígeno (S) y b) Fracción volumétrica de sangre (f_{bi}).

Con la finalidad de desarrollar tal algoritmo para espectros de reflexión difusa medidos experimentalmente, en una primera etapa hemos estudiado el desempeño de nuestra propuesta de algoritmo con espectros sintéticos (generados por la computadora) a los que se le conocen los parámetros mencionados. Fueron generados 18 espectros sintéticos de reflexión difusa con valores aleatorios de cada uno de los parámetros anteriores y dichos espectros fueron guardados independientemente en archivos .txt para posteriormente ser analizados con el algoritmo que fue codificado en un script de MATLAB®.

A modo de ilustración del desempeño alcanzado por el algoritmo desarrollado, en las Fig. 5.a aparece el gráfico del resultado de los valores de la saturación de oxígeno extraídos vs la saturación de oxígeno verdaderos ($S\text{-ext}$ vs $S\text{-ver}$) para los 18 espectros sintéticos. Adicionalmente, en la Fig. 5.b se muestra el comportamiento de la fracción volumétrica de sangre f_{bl} extraída vs la fracción volumétrica de sangre verdadera ($f_{bl}\text{-ext}$ vs $f_{bl}\text{-ver}$) para estos espectros sintéticos. Como puede apreciarse de ambos gráficos, los valores anteriores se distribuyen muy bien alrededor de la línea ideal que deseamos que siga algoritmo de extracción de los parámetros del modelo de transporte.

5. Conclusiones

Existen varios trabajos de corte tutorial enfocados al transporte de la luz difusa en los tejidos, sin embargo están en idioma inglés y su nivel de complejidad es relativamente alto. En este trabajo nosotros proporcionamos un documento tutorial en español que se enmarca en las propiedades ópticas de los medios biológicos con un nivel de complejidad mínimo para el principiante en este tema, el cual está basado en la revisión de trabajos previos referidos en las secciones 2 y 3.

El tutorial también cuenta de una sección de aplicación de los conceptos desarrollados que se basa en describir dos estudios propios de nuestro grupo de investigación. En el primer estudio titulado: Investigación de plagas en el nopal, encontramos que el espectro de emisión de fluorescencia de una solución de ácido carmínico en metanol presenta una señal de fluorescencia superior para las longitudes de onda de 536 nm y 546 nm en comparación con las otras dos longitudes de onda utilizadas. Este resultado indica la posibilidad potencial de desarrollar métodos óptimos para la identificación temprana de la grana cochinilla a partir de la determinación in-vivo de la fluorescencia de su hemolinfa usando la fuente de luz adecuada en correspondencia con los resultados aquí encontrados. Sin embargo, es importante destacar que esta aplicación requiere que se considere en el futuro la excitación de fluorescencia a través de la piel de la grana cochinilla y situación en la cual el ácido carmínico se encuentra más concentrado. La eficiencia de excitación de fluorescencia de ácido carmínico en esas condiciones para nosotros es una incógnita que será estudiada en trabajos futuros inmediatos. En el segundo estudio titulado: Determinación de los parámetros fisiológicos de la piel humana a partir de espectros de reflexión difusa, demostramos que nuestro algoritmo de recuperación de parámetros fisiológicos tienen un desempeño adecuado cuando se utilizan espectros sintéticos de prueba. En la literatura consultada identificamos que se reporta el uso de phantoms (simuladores del tejido biológico con PO conocidas), como una herramienta importante para la validación de algoritmos de extracción de dichos datos. La propuesta de este trabajo consistente de un algoritmo de extracción de los parámetros fisiológicos de un tejido biológico basado en la variación manual de los parámetros del modelo de transporte dentro de un rango de variación apropiado. Esta investigación por lo tanto, nos muestra una vía teórica de comprobación del desempeño de los algoritmos desarrollados con el propósito de determinar

los parámetros fisiológicos de un tejido a partir de su espectro de reflexión difusa experimental. Sin embargo, debemos destacar que el algoritmo se puede modificar para que incluya otros elementos absorbentes de la piel como es la melanina, la cual puede ser de influencia crucial en la determinación exacta de los parámetros fisiológicos.

Referencias

- [1] M.C. Rodríguez. 2015 "Transporte de la luz en los medios turbios", Milenio.com. <http://www.milenio.com/firmas/universidad-politecnica-de-tulancingo/Transporte-luz-medios-turbios-18-572522789.html>
- [2] S.Prahl. "Optical Absorption of Hemoglobin". <http://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html>
- [3] E. Hecht, "Optics", (Pearson, 2017), Chap. 3. pp 87.
- [4] Coeficiente de extinción molar de la bilirrubina. <http://omlc.org/spectra/PhotochemCAD/html/119.html>. Accesado el día 10 de diciembre de 2017.
- [5] Williams, A.N., O'Dell, F.J., Dunn, P.M, "The 'Gosset' Ictrometer: a brief history", WEMJ Vol. 115 No. 4 Article 3 December 2016, pp 1-4.
- [6] S. L. Jacques., "Optical properties of biological tissues: a review," *Physics in Medicine and Biology*, 58, 37-61 (2013).
- [7] Max Born, and Emil Wolf., "Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light", Cambridge University Press, UK, (1999).
- [8] Craig F. Bohren, and Donald R. Huffman., "Absorption and Scattering by a Sphere, in Absorption and Scattering of Light by Small Particles", Wiley-VCH Verlag GmbH, Weinheim, Germany, (1998).
- [9] S. Prahl., "Mie Scattering Calculator" <http://omlc.org/calc/miecalc.html>
- [10] S. Prahl., "Mie Scattering" <http://omlc.org/software/mie/>
- [11] C. Donald Ahrens; Peter L. Jackson; Christine E.J. Jackson., "Meteorology Today: An Introduction to Weather, Climate and the Environment" (Nelson Education, 2012),
- [12] A. C. Rosales., "Detección Temprana de la Grana Cochinilla en Plantaciones de Nopal Mediante Métodos Ópticos". Tesis de maestría, Universidad Politécnica de Tulancingo., (2017).
- [13] C. R. Gutiérrez, E. del Val Blanco, J. C. Lillo, L. F. Peña, M. A. P. Moncayo and J. Á. de la Cruz Campa., "Nopal tunero *Opuntia* spp. Cultivo alternativo para las zonas áridas y semiáridas de México". Instituto Nacional de Ecología y Cambio Climático (INECC).

- [14] Pérez Sandi y Cuen, M. and R. Becerra., "La chochinilla". *Biodiversitas*, nº 36, pp. 36: 1-8, (2001).
- [15] Grupo Syngenta, Syngenta España, S.A. <https://www.syngenta.es/plagas-enfermedades-y-malashierbas/plagas>
- [16] Bicho., "Lucha Contra Plagas", *Conoce Y Combate A La Araña Roja, La Huerta de Toni*. <http://www.lahuertinadetoni.es/conoce-y-combate-la-arana-roja/>, (2014).
- [17] J. Mena-Covarrubias., "Insectos plagas del nopal: como tomar decisiones con un enfoque de manejo integrado". *RESPYN "Revista Salud Pública Y Nutrición"*., No 5., pp 65-74., (2011).
- [18] L. M. Monroy., "Plagas y enfermedades del nopal (*Opuntia ficus-indica* Berg)". *Tecnoagro (Avances tecnológicos y agrícolas)*, ELTO S. A., No. 52., (2010).
- [19] R. L. Montiel, J. Valdez, and C. Llanderal. "Presencia de Carmín en los Órganos Internos de *Dactylopius coccus* (HOMOPTERA: DACTYLOPIIDAE)". VII Congreso Nacional y V Internacional sobre conocimiento y aprovechamiento del nopal. Monterrey, N. L., México. (1997).
- [20] J. P. Rasimas and G. J. Blanchard., "A Study of the Fluorescence and Reorientation Dynamics of Carminic Acid in Primary Alcohols". *American Chemical Society. J. Phys. Chem.* 99, 11333-11338., (1995).

Los capítulos del presente libro fueron creados dentro del marco de participación del 10° Congreso Internacional de Investigación de la Universidad Politécnica de Tulancingo. Proyecto realizado con el financiamiento de la Secretaría de Educación Pública-Subsecretaría de Educación Superior-Dirección General de Educación Superior Universitaria, dentro del Convenio No. 2017-13-011-053, del Programa de Apoyo al Desarrollo de la Educación Superior (PADES) en su versión 2017.

El tiraje consta de 1000 ejemplares.

ISBN: 978-607-95742-2-2

$$\text{DOF} = \frac{n\lambda}{NA^2}$$

$$\text{DOF} = \frac{n\lambda}{NA^2}$$