



Algoritmo de extracción de las propiedades ópticas a partir de la medición de la reflexión difusa resuelta espacialmente

Margarita Cunill Rodríguez[†], Jorge Castro Ramos^a, Sergio Vázquez y Montiel^a,
José Alberto Delgado Atencio.

Centro de Aplicaciones Tecnológicas y Desarrollo Nuclear. Ciudad de La Habana, Cuba,
mcunill@ceaden.edu.cu . a) Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, Puebla, México

[†] Autor para la correspondencia

Recibido el 15/04/2009. Aprobado en versión final el 11/02/2010.

Sumario. Existen varias formas de obtener los parámetros ópticos de los tejidos biológicos a partir de la medición de la reflexión difusa resuelta espacialmente. Una de ellas es conocida como Video Reflectometría en la cual una cámara CCD es usada como sistema de detección y registro de la distribución lateral de la luz reflejada difusamente $R_d(r)$ por el tejido cuando sobre éste incide un haz infinitamente fino de luz. En este trabajo se presenta el algoritmo que hemos desarrollado para la calibración y aplicación de un arreglo experimental de Video Reflectometría destinado para la extracción de las propiedades ópticas de modelos de tejidos biológicos con propiedades ópticas similares a las de la piel humana. Se muestran los resultados de la evaluación de la exactitud del algoritmo de extracción de los parámetros ópticos en un conjunto de curvas de reflectancia de pruebas con valores conocidos de estos parámetros. En la generación de estas curvas se consideró también la simulación de los errores de medición, fundamentado en los valores obtenidos experimentalmente. Los resultados muestran que es posible extraer las propiedades ópticas con un error de exactitud inferior a 1% para todas las curvas de pruebas.

Abstract. There are several methods to obtain the optical parameters of biological tissues from the measurement of spatially resolved diffuse reflectance. One of them is well-known as Video Reflectometry in which a camera CCD is used as detection and recording system of the lateral distribution of diffuse reflectance $R_d(r)$ when an infinitely narrow light beam impinges on the tissue. In this paper, we present an algorithm that we have developed for the calibration and application of an experimental set-up of Video Reflectometry destined to extract the optical properties of models of biological tissues with optical properties similar to the human skin. The results of evaluation of the accuracy of the algorithm for optical parameters extraction is shown for a set of proofs reflectance curves with known values of these parameters. In the generation of these curves the simulation of measurement errors was also considered. The results show that it is possible to extract the optical properties with an accuracy error of less than 1% for all the proofs curves.

Keywords. Diffuse reflectance 87.66.Xa, phantoms 85.60.Gz, optical properties 87.10.+e.

1 Introducción

La propagación de la luz en los tejidos biológicos se explica en el marco de la teoría del transporte radiactivo

TTR, donde una de las suposiciones simplificadoras es que el campo esparcido no es coherente y por tanto se desprecian los fenómenos de interferencia. La ecuación fundamental de esta teoría es la ecuación de transferencia radiativa ETR que es una ecuación íntegro-

diferencial para la intensidad específica¹. Por las características matemáticas y físicas de este problema, son pocas las situaciones prácticas en que se encuentra una solución analítica para esta ecuación. En la situación donde el proceso de esparcimiento es dominante sobre el proceso de absorción estamos en presencia de un caso límite de la TTR y ello conduce a una simplificación de la ETR y con ello de su solución. Este límite es conocido como Aproximación de la Difusión. Una de las condiciones de validez de esta aproximación es en aquellas regiones alejadas de la frontera y de la fuente. Farrell et al.² demostraron que en esta aproximación, la luz reflejada difusamente deberá ser registrada a partir de una distancia radial mayor que $1 \text{ mfp}'$ (camino libre medio de transporte).

La luz que incide perpendicularmente sobre una muestra de tejido penetra parcialmente sufriendo múltiples eventos de esparcimiento y de absorción en el volumen del mismo. La reflexión difusa del tejido se define por los fotones que finalmente re-emergen por la frontera aire-tejido sobre la cual incide el haz de luz. Esta reflexión difusa exhibe, a partir del punto o área de incidencia de la luz, una distribución tanto lateral como en profundidad que queda determinada por los parámetros ópticos del tejido como: el coeficiente de absorción μ_a , el coeficiente de esparcimiento μ_s , y el factor de anisotropía del medio g . Conociendo a este último se puede determinar al coeficiente de esparcimiento reducido μ_s' .

La Video Reflectometría³ es una de las técnicas usadas para determinar los parámetros ópticos del tejido a partir del registro de la distribución lateral de la luz reflejada difusamente $Rd(r)$, utilizando una cámara CCD como sistema de detección y algoritmos computacionales. Para utilizar correctamente esta técnica, el tejido debe ser considerado homogéneo y semi-infinito y aplicar el modelo del dipolo propuesto por Farrell et al.² basado en la aproximación de la difusión, cuya expresión matemática resulta adecuada para explicar la distribución de la luz en el tejido biológico. Esta técnica tiene la ventaja que los parámetros ópticos se pueden medir tanto en muestras in-vivo como in-vitro, además de ser relativamente simple, no invasiva y de no-contacto.

En este trabajo se presenta el algoritmo que hemos desarrollado para extraer las propiedades ópticas en modelos de tejidos sintéticos líquidos^{4,5} construidos con parámetros ópticos conocidos y semejantes a las de la piel humana. Este algoritmo conforma el procedimiento que proponemos para la calibración de un arreglo experimental de Video Reflectometría⁴.

Con el objetivo de evaluar la precisión de nuestro algoritmo para la extracción de los parámetros ópticos, se generaron un conjunto de curvas de reflectancia de pruebas simulando a los errores aleatorios medidos con nuestra instalación experimental y a las propiedades ópticas de estos modelos de tejidos biológicos. Se ilustran los resultados del ajuste no lineal de estas curvas de pruebas con el modelo analítico basado en la aproximación de la difusión², demostrándose que es posible recuperar las

propiedades ópticas de estos tejidos, con una exactitud inferior a 1% por ciento, para las condiciones referidas.

2 Materiales y métodos

La expresión analítica para determinar la distribución de la luz reflejada difusamente en la superficie de un tejido biológico² se puede escribir en función de la distancia radial r como sigue:

$$Rd(r) = \frac{1}{4\pi} \left\{ \frac{1}{\mu_t'} \left(\mu_{eff} + \frac{1}{\sqrt{\frac{1}{(\mu_t')^2} + r^2}} \right) e^{-\mu_{eff} \sqrt{\frac{1}{(\mu_t')^2} + r^2}} \frac{1}{(\mu_t')^2 + r^2} + \left(\frac{1}{\mu_t'} + \frac{4A}{3\mu_t'} \right) \left(\mu_{eff} + \frac{1}{\sqrt{\frac{1}{(\mu_t')^2} + \frac{4A}{3\mu_t'} + r^2}} \right) e^{-\mu_{eff} \sqrt{\frac{1}{(\mu_t')^2} + \frac{4A}{3\mu_t'} + r^2}} \frac{1}{\left(\frac{1}{\mu_t'} + \frac{4A}{3\mu_t'} \right)^2 + r^2} \right\} \quad (1)$$

donde μ_t' es el coeficiente de interacción total, μ_{eff} es el coeficiente de atenuación efectivo, A está relacionado con las reflexiones internas en su superficie expresado a través de r_i cuyo n_{rel} es el cociente del índice de refracción del tejido por el índice de refracción del medio exterior. Este último se asume igual uno si se trata de una frontera aire-tejido. Estos coeficientes se expresan a través de las siguientes relaciones:

$$\mu_t' = \mu_s' + \mu_a = \mu_s(1-g) + \mu_a \quad (2)$$

$$\mu_{eff} = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu_s')} \quad (3)$$

$$A = \frac{(1+r_i)}{(1-r_i)} \quad (4)$$

$$r_i = 0.668 + 0.0636n_{rel} + 0.710n_{rel}^{-1} - 1.440n_{rel}^{-2} \quad (5)$$

Con el propósito de evaluar la precisión de nuestro algoritmo de extracción de las propiedades ópticas, simulamos la curva de reflectancia difusa $Rd(r)$, seleccionando valores para el coeficiente de esparcimiento del orden en magnitud al de la dermis humana, a la longitud de onda de 633 nm. Estos valores fueron calculados a través de las relaciones expresadas por S. L. Jacques, en su artículo "Skin Optics", colocado en su página web, <http://omlc.org.edu/news/jan98/skinoptics.html>.

Las simulaciones fueron realizadas para dos valores del coeficiente de esparcimiento: 64.21 cm^{-1} y 128.43 cm^{-1} , manteniendo constante el coeficiente de absorción e igual a 0.00292 cm^{-1} (coeficiente de absorción del agua en $\lambda=633 \text{ nm}$) y considerando que el índice de refracción del tejido es igual a $1.35^{4,7}$. Con estos datos fueron generadas las curvas de reflectancia de pruebas considerando dos errores aleatorios: 0.03 y 0.05.

El primer conjunto de datos simulados fue concebido para la recuperación de los parámetros ópticos $\mu_t' = 17.15 \text{ cm}^{-1}$ y $\mu_{eff} = 0.3876 \text{ cm}^{-1}$, mientras que el se-

gundo conjunto fue concebido para la recuperación de $\mu_i' = 34.31 \text{ cm}^{-1}$ y $\mu_{eff} = 0.5482 \text{ cm}^{-1}$. Las curvas de reflectancia de pruebas fueron ajustadas para valores de $r > 1 \text{ mfp}'$ (inverso del coeficiente de interacción total) teniendo en cuenta que el valor del parámetro A es igual a 2.92.

Mediante un código desarrollado en MATLAB®R2006a reproducimos las curvas de pruebas simulando a la reflectancia difusa radial experimental (Rds en ambiente MATLAB) a través de la siguiente expresión:

$$Rds = RdT + N \quad (6)$$

donde RdT es la reflexión difusa radial teórica, y el criterio para elegir el ruido N está basado en los valores reales de los errores aleatorios (EA) de las mediciones realizadas⁴, que en promedio resultó ser del orden del 3%. El ruido N reproduce además la aleatoriedad de los datos en ambos sentidos de la curva. Éste lo expresamos en el ambiente MATLAB como sigue:

$$N = EA * [rand(size(r)) - 0.5] * RdT \quad (7)$$

Para determinar los parámetros ópticos del tejido biológico, es necesario hallar a los coeficientes de interacción total μ_i' y de atenuación efectivo μ_{eff} mediante un algoritmo iterativo de optimización que resuelve problemas de ajuste por mínimos cuadrados no lineales, como el método de Levenberg-Marquardt⁸ implementado en el Toolbox del software MATLAB®R2006a. Estos coeficientes pueden hallarse por tanto a través de un ajuste por mínimos cuadrados no lineales de la curva de reflectancia obtenida experimentalmente (o simulada) con la función analítica (1). Por medio de otro código desarrollado para este fin, escribimos la función modelo (1) sustituyendo a μ_i' por a y a μ_{eff} por b , y con otro código auxiliar elaborado, abrimos la ventana de ajuste de curvas no lineales (Curve Fitting Tool) para proceder a la recuperación de los parámetros ópticos.

3 Resultados

En la figura 1 se ilustra dos curvas promedio de reflectancia de pruebas simulando a las propiedades ópticas de la piel humana y al error aleatorio experimental igual a 0.03. Estos perfiles de intensidad son muy semejantes a los perfiles de intensidad obtenidos experimentalmente como se ve en la ref. [4].

Ficheros Aleatorios	μ_i' (cm^{-1})	μ_{eff} (cm^{-1})	SSE (cm^{-2})	RMSE (cm^{-1})
A_3.txt	17.15	0.3900	9.98×10^{-5}	0.001642
A_5.txt	16.99	0.3843	2.36×10^{-5}	0.000799
B_3.txt	34.31	0.5500	4.26×10^{-4}	0.003350
B_5.txt	34.31	0.5500	0.002547	0.008186

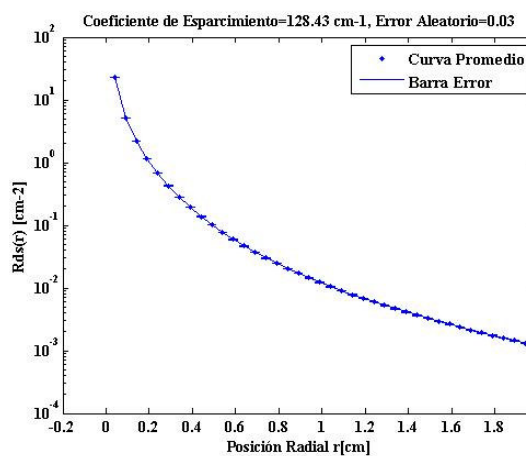
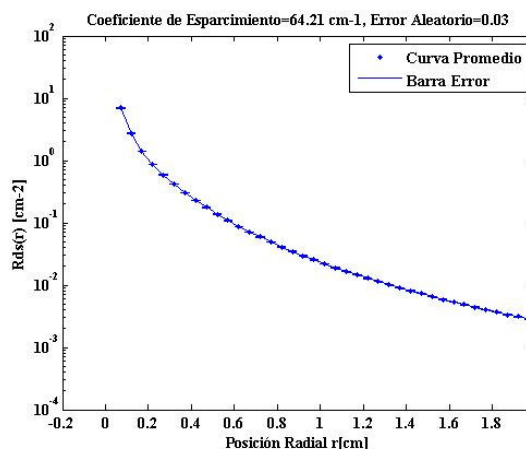


Figura 1. Curvas promedio de reflectancia de pruebas con EA igual a 0.03 y propiedades ópticas semejantes a las de la piel humana.

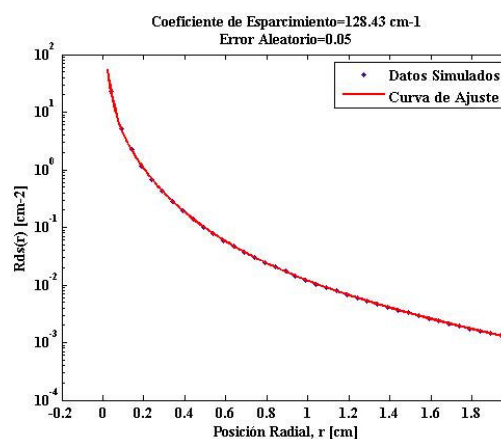


Figura 2. Ajuste no lineal de los datos simulados (B_5.txt) con la función analítica.

Los resultados del ajuste de las curvas de pruebas (curva promedio de 5 curvas de reflectancia generadas con el modelo analítico) se muestran en la tabla 1.

En la primera columna se reflejan los nombres de los ficheros aleatorios que contienen los datos de la distribución lateral de la luz reflejada difusamente. Nosotros usamos la siguiente nomenclatura: A o B se refiere al te-

jido sintético con coeficiente de esparcimiento igual a 64.21 cm^{-1} o 128 cm^{-1} respectivamente; el índice 3 o 5 significa las curvas de reflectancia simulando errores aleatorios iguales a 0.03 o 0.05. La precisión con que se recuperan μ_r y μ_{eff} se midió a través del error relativo porcentual y la calidad de estos ajustes a través de las expresiones numéricas SSE (suma de los cuadrados debido al residuo) y al RMSE (raíz del error cuadrático medio).

De los resultados mostrados en esta tabla se infiere que los parámetros ópticos μ_r y μ_{eff} se recuperan con un error relativo inferior a 1% en las condiciones que referimos.

Estos resultados indican que el algoritmo implementado permite extraer las propiedades ópticas de los tejidos sintéticos preparados con coeficientes ópticos similares a los de la piel humana y teniendo en cuenta a los errores aleatorios de nuestras mediciones experimentales. Se puede observar además que las magnitudes SSE y el RMSE son pequeñas comparadas con los valores de la reflectancia difusa lateral, la cual varía en cuatro órdenes de magnitud a la distancia radial considerada.

En la figura 2 se muestra sólo una de las curvas de ajuste, dado que son muy similares entre sí.

4 Conclusiones

Implementamos y usamos el concepto de generación de curvas de reflectancia de pruebas para evaluar el algoritmo de recuperación de los parámetros ópticos en los tejidos biológicos mediante el ajuste no lineal por mínimos cuadrados. Se obtuvieron resultados satisfactorios con el algoritmo de ajuste desarrollado al recuperar los parámetros ópticos de las curvas de pruebas con un error inferior a 1%. Se demostró teóricamente

que es posible recuperar con nuestro algoritmo las propiedades ópticas de las muestras de tejidos sintéticos usadas para calibrar el arreglo experimental y con los errores aleatorios propios de nuestra instalación de Video Reflectometría.

Referencias

1. A. Ishimaru, *Wave propagation and Scattering in Random Media* (Academic Press, 1978)
2. T. J. Farrell, M. S. Patterson and Brian Wilson, "A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties *in vivo*," *Med. Phys.* 19, 879-888 (1992)
3. S. Jacques, A. Gutsche, J. Schwartz, L. Wang, and F. Tittel, "Video reflectometry to specify optical properties of tissue *in vivo*," in *Medical Optical Tomography: Functional Imaging and Monitoring*, edited by G. Mueller, Proceedings of SPIE 1S11, 211-226 (1993)
4. M. Cunill, J. Castro, S. Vázquez, J. A. Delgado, "Implementing and Characterizing a Video Reflectometry Set-up", In *RIAO/OPTILAS 2007: 6th Ibero-American Conference on Optics (RIAO); 9th Latin-American Meeting on Optics, Lasers and Applications (OPTILAS)*; DOI:10.1063/1.2926941; AIP Conf. Proc. 992; April 15, 2008, pp.632-637
5. Hugo J. van Staveren, Christian J. M. Moes, Jan van Marle, Scott A. Prahl, and Martin J. C. van Gemert, "Light scattering in Intralipid-10% in the wavelength range of 400-1100 nm", *Appl. Opt.* 30, 4507-4514 (1991).
6. G. M. Hale and M. R. Querry, "Optical constants of water in the 200-nm to 200- μm wavelength region," *Appl. Opt.* 12, 555-563, (1973)
7. Valery Tuchin, "Introduction to Light Scattering by Biological Objects", in *Handbook of Optical Biomedical Diagnostics*, eds (SPIE Press, 2002), pp 31-167
8. W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, B. P. Flannery, "Modeling of Data", in *Numerical Recipes in C*, eds (Cambridge University Press, 1992), pp 656-706.