

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA



**DESARROLLO DE METODOLOGÍA PARA LA DETERMINACIÓN DEL
COEFICIENTE DE ABSORCIÓN EN LA DERMIS DE LA PIEL
HUMANA**

Trabajo Especial de Grado presentado por

Victor Fránquiz

ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título

de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: Prof. Aaron Muñoz

Mayo – 2019

Caracas – Venezuela

Escuela de Física

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA



**DESARROLLO DE METODOLOGÍA PARA LA DETERMINACIÓN
DEL COEFICIENTE DE ABSORCIÓN EN LA DERMIS DE LA PIEL
HUMANA**

Trabajo Especial de Grado presentado por

Victor Fránquiz

ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título

de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: Prof. Aaron Muñoz

Mayo – 2019

Caracas – Venezuela



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del Jurado designado por el Consejo de la Escuela de Física de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo Especial de Grado presentado por **Victor José Franquiz Dominguez**, Cédula de Identidad V-17079264, bajo el título "**Desarrollo de Metodología para la Determinación del Coeficiente de Absorción en la Piel Humana**", a los fines de cumplir con el requisito legal para optar al grado de **Licenciado en Física**, dejan constancia de lo siguiente:

1. Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del Jurado, éste fijó el día 27 de mayo de 2019, a Las 9:30 am, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en la Sala de Seminarios Guillermo Ruggeri de la Escuela de Física, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual respondió satisfactoriamente a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado; todo ello conforme a los artículos 20, 21, 22, 25, 26 y 28 de la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente.
2. Finalizada la defensa pública del trabajo, el jurado decidió declararlo aprobado por considerar que se ajusta a lo dispuesto y exigido en la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente en sus artículos 1, 5 y 6.

Se levanta la presente acta a los 27 días del mes de mayo de 2019, dejándose también constancia de que, conforme a la normativa jurídica vigente, actuó como coordinador del jurado el tutor del Trabajo Especial de Grado Dr Aaron Alberto Muñoz Morales.

Firma del jurado evaluador

Prof. Deivis José Errada
UCV

Prof. José Antonio López
UCV

Dr. Aaron Alberto Muñoz
UC



Dedicatoria

Sólo cuando se tiene un hijo se entiende lo que es ser padre. A ti, por ti y para ti que lo has dado todo por mí. Ser una extensión de tu alma y espíritu es mi mayor orgullo. Durante 34 años he determinado y verificado experimentalmente que poseo al mejor padre del planeta y esa es mi mayor tesis. Te amo mi pana.

Agradecimientos

A Dios, gracias por siempre estar, trataré de buscarte más en las subidas que en las bajadas.

A mis padres, gracias a ustedes soy lo que soy, no pude tener mejores ejemplos. Los amo.

A mi hermano Victor Alejandro, gracias por enseñarme a distancia los aspectos fundamentales de vivir.

A mi hermano Victor Manuel, gracias por ser como eres y por hacerme tío de Manu y Samu.

A mi esposa, gracias por acompañarme en esta montaña rusa sin freno, por tu apoyo incondicional, por tu amor, por tu paciencia, por tu tiempo, por nuestras hijas. Siempre juntos. Te amo.

A mis Anas, gracias por llegar y prender la luz, las amo con locura. Todo es por ustedes.

Al director, Doctor, profesor, tutor y gran amigo, Aaron Muñoz, gracias por enseñarme nuevos niveles de disciplina y entrega a lo que uno ama. Tutor de tesis y tutor de vida. Calma y cordura.

A todo el equipo que integra el Centro de Investigaciones Médicas y Biotecnológicas de la Universidad de Carabobo (C.I.M.B.U.C.), por recibirme y mostrarme todo su apoyo. Gracias.

A la Universidad Central de Venezuela, por permitirme aprender en ella. Muchas gracias.

RESUMEN

Se desarrolla una metodología sencilla, rápida y eficaz para la determinación del coeficiente de absorción en la dermis de la piel humana como medio turbio. Variando los valores iniciales de fracción volumétrica de los vasos sanguíneos en la sangre se analizará su interacción y relación con los Coeficientes de la Serie Finita de Fourier utilizada para parametrizar la dispersión de valores obtenidos de Reflectancia Difusa simulada. Se buscarán las relaciones matemáticas que describan esta dependencia y permitan determinar dicho coeficiente de absorción. Esta metodología será verificada mediante la producción y estudio de Phantom en laboratorio.

Palabras clave: coeficiente de absorción de la dermis, Espectroscopia de Reflexión Difusa, Ley de Beer-Lambert, Ecuación de Transferencia Radiativa, hemoglobina.

Índice General

Índice de Figuras	11
Índice de Tablas	15
Descripción del Problema	17
1.1. Introducción	17
1.2. Justificación y Planteamiento del Problema	18
1.3. Objetivos.....	19
1.3.1. Objetivo General	19
1.3.2. Objetivos Específicos	19
1.4. Antecedentes	20
Ecuación de Transferencia Radiativa	21
2.1. Piel.....	21
2.1.1. Cromóforos.....	22
2.2. Parámetros Ópticos	23
2.2.1. Ley de Beer – Lambert	25
2.2.2. Absorción	26

2.2.2.1. Coeficiente de absorción en la piel.....	27
2.2.3. Esparcimiento.....	30
2.2.3.1. Coeficiente de esparcimiento en la piel.....	31
2.2.4. Atenuación Total.....	32
2.2.5. Índice de refracción	33
2.2.6. Anisotropía.....	33
2.3. Teoría de Transferencia Radiativa	34
2.3.1. Ecuación de Transferencia Radiativa.....	37
2.4. Método de Monte Carlo.....	38
2.4.1. Monte Carlo Multicapa o Monte Carlo Multi-Layered (MCML).....	39
Problema Inverso.....	41
3.1. Método de Mínimos Cuadrados.....	41
3.2. Serie de Fourier.....	42
3.3. Polinomio Trigonométrico y Serie Finita de Fourier.....	43
Metodología	46
4.1. Modelado de la piel como medio turbio.....	46
4.2. Simulaciones.....	49
4.3. Parametrización de la curva de Reflectancia Difusa	49
4.4. Relación entre los Coeficientes de Fourier y el Coeficiente de Absorción como parámetro óptico	51
4.5. Phantom.....	53

4.6. Verificación Experimental.....	55
Resultados y Análisis.....	56
5.1. Reflectancia Difusa Simulada.....	56
5.2. Ajuste de la Curva por Expansión en Serie de Fourier.....	59
5.3. Determinación del Coeficiente de Absorción en la Dermis.....	73
5.4. Determinación del Coeficiente de Absorción en la Dermis simulada por Phantom.....	74
Conclusiones	85
Apéndice A.....	88
A.1. Valores de entrada de μ_a y μ_e para Simulador de Monte Carlo Multicapa.....	88
Apéndice B.....	94
B.1. Certificado de presentación en el Congreso de la Sociedad Venezolana de Física (SVF) 2018.....	94
Bibliografía.....	95

Índice de Figuras

2.1. Curvas espectrales de la absorción de la eumelanina y pheomelanina como tipos de melaninas existentes en la piel.....	28
2.2. Curvas espectrales de la absorción de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada.....	29
2.3. Camino de un fotón a través de un medio homogéneo calculado por la simulación de Monte Carlo.....	39
2.4. Esquema de la configuración de tejido multicapas especificando sistema de coordenadas. (Eje y en dirección saliente).....	40
4.1. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d mediante Expansión en Serie de Fourier de ocho términos utilizando el programa MatLab versión R2017a y su comando curve fitting.....	50
4.2. Phantom realizados en laboratorio con concentraciones: 33%, 31%, 29%, 27%, 25%, 23%, 21%, 19%, 17% y 15%.....	54
4.3. Medición en laboratorio de los valores de reflectancia difusa para cada phantom mediante el Espectrofotómetro de Reflectancia Difusa Miniscan XE Plus.....	55
5.1. Espectros de Reflectancia Difusa R_d para cada valor de $F_{v_{\text{sangre}}}$	58
5.2. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $F_{v_{\text{sangre}}}=0.001$ por Expansión en Serie de Fourier.....	59
5.3. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $F_{v_{\text{sangre}}}=0.002$ por Expansión en Serie de Fourier.....	60

5.4. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $F_{V_{\text{sangre}}}=0.004$ por Expansión en Serie de Fourier.....	60
5.5. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $F_{V_{\text{sangre}}}=0.008$ por Expansión en Serie de Fourier.....	61
5.6. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $F_{V_{\text{sangre}}}=0.01$ por Expansión en Serie de Fourier.....	61
5.7. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $F_{V_{\text{sangre}}}=0.02$ por Expansión en Serie de Fourier.....	62
5.8. Valores nominales de los Coeficientes de Fourier de tipo a_n obtenidos.....	64
5.9. Valores nominales de los Coeficientes de Fourier de tipo b_n obtenidos.....	65
5.10. Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_1 con respecto a $F_{V_{\text{sangre}}}$	66
5.11. Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_2 con respecto a $F_{V_{\text{sangre}}}$	66
5.12. Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_3 con respecto a $F_{V_{\text{sangre}}}$	67
5.13. Comportamiento del Coeficiente de Fourier b_1 con respecto a $F_{V_{\text{sangre}}}$	67
5.14. Comportamiento del Coeficiente de Fourier b_2 con respecto a $F_{V_{\text{sangre}}}$	68
5.15. Comportamiento del Coeficiente de Fourier b_3 con respecto a $F_{V_{\text{sangre}}}$	68
5.16. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_1 con respecto a $F_{V_{\text{sangre}}}$ mediante polinomio de segundo orden.....	71
5.17. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_2 con respecto a $F_{V_{\text{sangre}}}$ mediante polinomio de segundo orden.....	71
5.18. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_3 con respecto a $F_{V_{\text{sangre}}}$ mediante polinomio de segundo orden.....	72
5.19. Espectros de Reflectancia Difusa R_d para cada phantom con concentración específica.....	75

5.20. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.15$ g/ml.....	76
5.21. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.17$ g/ml.....	76
5.22. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.19$ g/ml.....	77
5.23. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.21$ g/ml.....	77
5.24. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.23$ g/ml.....	78
5.25. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.25$ g/ml.....	78
5.26. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.27$ g/ml.....	79
5.27. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.29$ g/ml.....	79
5.28. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.31$ g/ml.....	80
5.29. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.33$ g/ml.....	80
5.30. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_1 con respecto a C_i mediante polinomio de segundo orden.....	82
5.31. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_2 con respecto a C_i mediante polinomio de segundo orden.....	82
5.32. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_3 con respecto a C_i mediante polinomio de segundo orden.....	83

B.1. Certificado de presentación en el Congreso de la Sociedad Venezolana de Física (SVF) 2018.....94

Índice de Tablas

4.1. Ajustes polinomiales utilizados para comparar.....	51
5.1. Valores de Reflectancia Difusa Rd en todo el espectro definido, para cada valor de Fv_{sangre}	57
5.2. Desviación cuadrática media del ajuste de la curva por expansión en Serie de Fourier para cada valor de Fv_{sangre}	62
5.3. Cuadro de valores de los Coeficientes de Fourier de tipo a_n para cada valor de Fv_{sangre}	63
5.4. Cuadro de valores de los Coeficientes de Fourier de tipo b_n para cada valor de Fv_{sangre}	63
5.5. Cuadro comparativo de eficacia de ajuste polinomial de curva ($n = 1, 2, 3, 4$ y 5) para cada Coeficiente de Fourier de tipo a_n estudiado	70
5.6. Valores de los Coeficientes del polinomio de segundo orden para cada valor de Coeficiente de Fourier de tipo a_n estudiado.....	72
5.7. Verificación de valores de Fv_{sangre} con respecto a sus valores iniciales. Se presenta el error porcentual para cada caso y error porcentual promedio.....	73
5.8. Valores de concentración inicial C_i de gelatina roja para cada phantom realizado.....	74
5.9. Desviación cuadrática media del ajuste de la curva por expansión en Serie de Fourier para cada valor de C_i	81

5.10. Verificación de valores de concentración en phantom con respecto a sus valores iniciales C_i . Se presenta el error porcentual para cada caso y error porcentual promedio.....84

A.1.1. Valores de parámetros iniciales de entrada calculados para cada una de las capas del modelo de piel humana utilizado en el Simulador de Monte Carlo MCML.....88

Capítulo 1

Descripción del Problema

1.1. Introducción

Para el estudio y caracterización de tejidos biológicos se ha implementado una técnica denominada Espectroscopía de Reflexión Difusa, la cual permite determinar las propiedades ópticas de este medio turbio.

En estudios anteriores se analizó el comportamiento de la melanina como principal agente de absorción en la Epidermis, permitiendo obtener el valor del coeficiente de absorción en esta capa. En este trabajo de grado se estudiará la Ley de Beer-Lambert y la Ecuación de Transferencia Radiativa en el rango de espectro óptico visible (400 - 700 nm), permitiéndonos analizar el comportamiento de la hemoglobina como principal agente de absorción en la Dermis y cromóforo de mayor relevancia al momento de querer determinar el valor del coeficiente de absorción en esta capa.

La hemoglobina es una proteína de la sangre, que es conducida por los vasos sanguíneos debido a la acción del corazón. Gracias a esta información, se estudiará varios valores iniciales de fracción volumétrica de los vasos sanguíneos presentes en la Dermis, con el fin de obtener distintas respuestas de análisis. Para poder obtener el espectro de reflectancia difusa correspondiente a cada valor de fracción volumétrica de vasos sanguíneos se utilizará el programa Monte Carlo simulando un medio multicapa. Luego se ajustará estos datos mediante el método de Mínimos Cuadrados

utilizando una expansión en Serie de Fourier, y se obtendrá (para cada valor de fracción volumétrica de vasos sanguíneos) un conjunto de coeficientes de Fourier. Seguidamente se procederá a relacionar estos coeficientes de Fourier con los valores de fracción volumétrica de los vasos sanguíneos mediante un nuevo ajuste polinomial, obteniendo unos nuevos coeficientes que permitirán encontrar las relaciones matemáticas vinculantes.

De esta manera, se obtendrán las herramientas necesarias para poder resolver el problema inverso, donde al tener un espectro de reflectancia difusa a partir de los datos arrojados por la técnica de espectroscopía se logrará determinar el valor de fracción volumétrica de los vasos sanguíneos y el valor del coeficiente de absorción de la Dermis, caracterizando ópticamente esta capa de la piel humana.

La finalidad clínica de este estudio se basa en la prevención, localización y tratamiento de lesiones melanocíticas por medio no invasivo y caracterización dérmica.

1.2. Justificación y Planteamiento del Problema

El proceso de caracterización y parametrización óptica de un medio turbio no homogéneo, específicamente un tejido biológico como lo es la piel humana, ha sido durante la historia una tarea que presenta en su desarrollo grandes dificultades y mucho desaliento, debido a la dificultad matemática que presenta y los grandes períodos temporales que se necesita para afrontar la misma.

En el presente, tener a la mano un procedimiento sencillo, eficaz, rápido y no invasivo de parametrización óptica de un medio turbio no homogéneo es fundamental para el estudio científico y médico de la piel humana, permitiéndonos avanzar a pasos agigantados en la prevención y detección de cualquier tipo de enfermedades cutáneas. Mediante resolución del Problema Inverso, Método de Mínimos Cuadrados, parametrización de curvas por Expansión en Serie Finita de Fourier y ajustes

polinomiales se procederá a determinar el coeficiente de absorción en la Dermis de la piel humana como parámetro óptico de la misma.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Desarrollar una metodología práctica y eficaz para la determinación del coeficiente de absorción como parámetro óptico en la capa de la Dermis de la piel humana mediante la medición de reflectancia difusa y ajuste de curva con expansión en Serie de Fourier.

1.3.2. Objetivos Específicos

- Mediante la implementación del Método de Monte Carlo, realizar simulaciones de interacción de la radiación electromagnética con el medio, que permitan obtener la reflectancia difusa correspondiente a cada caso.
 - Mediante el Método de Mínimos Cuadrados caracterizar los datos obtenidos haciendo uso del ajuste de curvas con expansión en Serie de Fourier y obtener los Coeficientes de Fourier para cada caso.
 - Analizar el comportamiento de los Coeficientes de Fourier obtenidos al variar los parámetros ópticos de entrada.
 - Relacionar matemáticamente los Coeficientes de Fourier con los parámetros ópticos del medio en estudio.
-

- Verificar experimentalmente mediante la realización de phantom en laboratorio los resultados obtenidos mediante simulaciones.

1.4. Antecedentes

La Teoría de Transferencia Radiativa nos permite evaluar el balance energético que existe en la interacción de la radiación electromagnética sobre medios turbios mediante la Ecuación de Transferencia Radiativa (ETR por sus siglas en inglés). Esta ecuación es integro diferencial y no es fácil solucionarla mediante procesos analíticos convencionales, algunos métodos numéricos presentan una eficacia asombrosa para esta solución.

Un método numérico bastante eficiente para sistemas estocásticos y adaptado al procedimiento de resolver el problema inverso es el conocido Método de Monte Carlo, donde se utiliza una distribución aleatoria de parámetros o valores iniciales para, luego de múltiples iteraciones, obtener la menor diferencia posible entre dichos parámetros iniciales y los parámetros medidos previamente. La cantidad de iteraciones o simulaciones las determinará el mínimo de la diferencia buscada.

Como ya se expuso anteriormente, crear un procedimiento de caracterización y parametrización óptica de un medio turbio no homogéneo no ha sido tarea sencilla; históricamente muchos científicos han presentado procedimientos con diferente dificultad de ejecución, variación en tiempo de resolución, distintos niveles de precisión de valores ópticos recuperados, etc. [1]; [2]; [3]. Apoyarse en el uso de la parametrización de curvas por Expansión en Series de Fourier y desarrollar desde allí un análisis matemático que nos permita encontrar relaciones entre parámetros ópticos de entrada y parámetros ópticos determinados o verificados, será de gran ayuda para generar y proponer un nuevo procedimiento que permitirá obtener valores de coeficiente de absorción en la capa de la Dermis de manera no invasiva para cada fenotipo estudiado.

Capítulo 2

Ecuación de Transferencia Radiativa

2.1. Piel

La piel es el órgano más grande del ser humano, recubre todo el cuerpo y actúa como primera defensa y barrera natural contra el mundo exterior, regula la temperatura corporal y además nos permite percibir y sentir. La biología divide a la piel en dos capas: la epidermis y la dermis. Luego de estas dos capas se encuentra la hipodermis o tejido subcutáneo [4].

La epidermis es la capa más superficial y está formada por la capa cornea donde se encuentran las células escamosas o muertas desechadas constantemente por el organismo y la capa de Malpighi donde se encuentran los llamados melanocitos, encargados de producir el pigmento denominado melanina. La melanina es la encargada de proteger a la piel de los rayos ultravioletas solares y del tono o coloración de la piel, del pelo y del iris del ojo. El 90 % de las células epidérmicas se conocen como Queratinocitos, encargadas de producir Queratina, una proteína fibrosa que aporta protección a la piel. Su grosor en términos generales es muy delgado; aproximadamente 0.1 mm, variando hasta 0.5 – 1 mm en las palmas de los pies y manos [5].

La Dermis es la capa intermedia de la piel la cual se mantiene unida por una red constituida por colágeno y fibras elásticas que le dan a la piel extensibilidad, elasticidad

y fuerza. Está conformada principalmente por vasos sanguíneos, vasos linfáticos, colágeno y fibroblastos, folículos capilares, glándulas sudoríparas y nervios. En cuanto a su grosor se puede decir que es delgada en los párpados (0,6mm) y se acerca a los 3 mm aproximadamente en las zonas de las palmas de las manos y pies [6].

La hipodermis es la última capa en profundidad y como tejido subcutáneo, está conformado en su mayoría por lipocitos o células de grasa encargados de proteger a la piel del frío y darle consistencia. Por su constitución la hipodermis reafirma la silueta corporal y permite la movilidad de toda la piel.

2.1.1. Cromóforos

El color observable de una partícula o molécula viene dado por su capacidad de absorber ciertas longitudes de ondas en el espectro visual. Se le llama cromóforo al átomo o conjunto de átomos de una partícula o molécula encargados de la caracterización mediante el color. En ellos se tiene bien localizados los electrones encargados de absorber energía y excitarse a distintas longitudes de onda. Cada cromóforo posee un rango de absorción de energía muy bien localizado y por lo tanto un color característico.

Los cromóforos o pigmentos con mayor presencia en la piel son la melanina, los carotenos y la hemoglobina. Los melanocitos se encuentran en la dermis, los carotenos se encuentran en el tejido adiposo y la hemoglobina al ser una proteína de la sangre, se encuentra en los glóbulos rojos.

El principal cromóforo de la piel es la melanina, este pigmento está contenido en orgánulos denominados melanosomas que a su vez son producidos por células denominadas melanocitos en la epidermis para luego ser transportados lentamente a los queratinocitos contiguos. [7]

El segundo cromóforo más importante en la piel es la hemoglobina, esta proteína está contenida en un tipo de célula sanguínea llamada eritrocito y es la encargada de transportar oxígeno desde los pulmones a todo el cuerpo mediante el

sistema circulatorio. Los eritrocitos son llamados comúnmente glóbulos rojos o hematíes y derivan de las células madres denominadas hemocitoblasto. La hemoglobina ocupa gran parte del citoplasma de los eritrocitos otorgándole su color rojo característico. En la piel, la hemoglobina se encuentra en los vasos sanguíneos presente en la dermis.

Cuando la hemoglobina posee oxígeno se denomina oxihemoglobina o hemoglobina oxigenada presentando un color rojo intenso, cuando no lo posee se denomina desoxihemoglobina o hemoglobina reducida y presenta un color rojo bastante oscuro.

El β -caroteno, al ser ingerido es convertido en vitamina A, una gran parte de esta es depositada en el hígado, pero también puede ser depositada en el tejido adiposo sin sufrir alteraciones. En condiciones normales el β -caroteno no se encuentra presente en la piel, pero al tener un exceso de este en el organismo por ingesta de alimentos altos en carotenoides como la zanahoria, se produce lo que denominamos carotenemia, tornando la piel con un color amarillento o anaranjado. Otro cromóforo que puede tornar la piel de un color amarillento al acumularse excesivamente en el organismo es la hemoglobina degradada o bilirrubina, a este proceso se le conoce como ictericia y, a diferencia de la carotenemia, además de afectar la coloración de piel con un tono amarillento, se vincula directamente a trastornos del hígado.

2.2. Parámetros Ópticos

La propagación de la luz dentro del tejido biológico se ve afectada principalmente por dos fenómenos ópticos relevantes, estos son la absorción y el esparcimiento. Se recomienda para el estudio de esta interacción utilizar un haz de luz colimado coherente y anisotrópico.

Cuando la radiación incide sobre un tejido biológico, la energía del haz incidente se dividirá en energía absorbida, energía reflejada y energía transmitida. Si a esta

energía la denominamos intensidad, entonces se tiene que la suma de las intensidades de los haces absorbido I_a , reflejado I_r y transmitido I_t dará como resultado la intensidad del haz incidente I_o

$$I_o = I_a + I_r + I_t \quad (2.1)$$

Se define a la Reflectancia y la Transmitancia como la cuantificación de la capacidad de un medio de reflejar y transmitir radiación respectivamente, teniendo la fracción de intensidad que fue reflejada o transmitida del haz incidente.

$$T = \frac{I_t}{I} \quad (2.2)$$

$$R = \frac{I_r}{I} \quad (2.3)$$

Se denomina Absorbancia a la cuantificación de la capacidad de un medio de absorber radiación, está definida por la siguiente ecuación

$$A = -\log_{10}(T) \quad (2.4)$$

$$A = -\log_{10}\left(\frac{I_t}{I}\right) \quad (2.5)$$

Estas cantidades pueden ser referidas con subíndices para denotar que sólo aplican a un valor específico de este subíndice, por ejemplo, para un valor específico de una longitud de onda. De esta manera se tendrá un valor de A , R , T e I para cada valor de longitud de onda.

El índice de refracción para cada capa de piel humana no presenta grandes variaciones, de esta manera se maneja un valor típico de 1,40 para todas las capas.

La reflexión de un haz de luz se divide en dos tipos, la reflexión especular para cuando los rayos del haz reflejado son paralelos entre sí y la reflexión difusa para cuando estos rayos no son paralelos entre sí. En la mayoría de los materiales se tiene un comportamiento dual entre estos tipos. El papel protagónico para la determinación del tipo de reflexión lo tiene la superficie, ya que para superficies lisas con respecto a la longitud de onda la reflexión es especular y para una superficie irregular la reflexión es difusa [8, p. 108]. Existe otro caso de reflexión difusa para cuando el haz de luz incidente es transmitido al medio y luego es esparcido a tal punto que será reflejado con dirección a la superficie de entrada.

2.2.1. Ley de Beer – Lambert

Esta ley relaciona la absorción de la radiación electromagnética con las propiedades del medio atravesado. August Beer (1852) y Johann Lambert (1760) propusieron que “la capacidad de absorción de un medio homogéneo e isotrópico cuando es atravesado por un haz de luz colimado monocromático es directamente proporcional a la concentración de las especies absorbentes en el medio y al camino recorrido por el haz” [9]. Se denota de la siguiente manera

$$A = \epsilon cl \quad (2.6)$$

En esta ecuación tenemos que ϵ es el coeficiente de absorción molar expresado en $M \text{ cm}^{-1}$; c es la concentración molar de la especie o pigmento también expresada en M y l es la longitud del camino recorrido por el haz dentro del medio, expresado en cm .

2.2.2. Absorción

La absorción, en términos ópticos, es la capacidad que tiene un medio de capturar la radiación electromagnética en el rango espectral visible. Al incidir y atravesar un haz de luz colimado en un medio homogéneo, parte de su energía es absorbida por el mismo mediante una transición entre fotón y átomo, desapareciendo el fotón en esta interacción. Esto sucederá si la energía del fotón corresponde a la de un estado excitado del átomo. Esta energía es disipada como energía térmica antes de ser emitida [8, p. 77].

Debido a las múltiples interacciones fotón-átomo, a nivel macroscópico se observa una pérdida de intensidad del haz incidente en función de la distancia recorrida del mismo por el medio turbio. Esta atenuación se puede expresar de la siguiente manera

$$\frac{dI}{dx} = -\mu_a I \quad (2.7)$$

Si resolvemos esta ecuación diferencial, tendremos

$$I(x) = I_0 e^{-\mu_a x} \quad (2.8)$$

Siendo esta la ecuación que describe el cambio de intensidad de un haz incidente sobre un medio turbio. I_0 representa la intensidad del haz incidente justo antes de entrar al medio turbio, μ_a es el valor que representa la cantidad de atenuación del haz como consecuencia del proceso de absorción, este término se conoce como el Coeficiente de Absorción, el cual depende de la longitud de onda del haz incidente y presenta unidades de cm^{-1} . El inverso del coeficiente de absorción denota el camino

medio recorrido por un fotón antes de ser absorbido. Este camino se conoce como camino libre de absorción de la luz.

Teniendo 2.6 y 2.8 y despejando podemos llegar a

$$\mu_a(\lambda) = \ln(10) \epsilon(\lambda) c \quad (2.9)$$

Ecuación que nos permite relacionar el coeficiente de absorción de un medio con el coeficiente de absorción molar y concentración molar de la especie presente para un mismo valor de longitud de onda. Al tener varios pigmentos presentes, podemos describir el coeficiente de absorción total del material como la suma de todos los i-ésimos pigmentos

$$\mu_{ai}(\lambda) = \ln(10) \epsilon_i(\lambda) c_i \quad (2.10)$$

2.2.2.1. Coeficiente de absorción en la piel

El coeficiente de absorción para cada capa viene dado por la ecuación 2.10, al sustituir la concentración molar por la división entre la concentración y el peso molecular del pigmento y además multiplicarlo por la fracción de volumen de dicho pigmento presente en la capa, podemos llegar a la formula general para el coeficiente de absorción por capa para N cromóforos

$$\mu_{a\text{ capa}}(\lambda) = \sum_{i=1}^N Fv_i \mu_{ai}(\lambda) \quad (2.11)$$

$$\mu_{ai}(\lambda) = \ln(10) \frac{c_i}{P_i} \epsilon_i(\lambda) \quad (2.12)$$

Donde C_i es la concentración masa – volumen del pigmento, P_i es el peso molecular y Fv_i es la fracción volumétrica del cromóforo.

Para el año de 1998 Jackes realizó un estudio analítico sobre el espectro de absorción de la melanina, concluyendo que se puede aproximar el coeficiente de absorción promedio de la melanina a:

$$\mu_{a \text{ melanina}}(\lambda) = 6,6 \times 10^{11} \lambda^{-3,33} \quad (2.13)$$

Para el año de 2013, y a partir de los mismos datos experimentales, Jackes propuso una nueva expresión para el coeficiente de absorción de la melanina presente en la epidermis:

$$\mu_{a \text{ melanina}}(\lambda) = (519 \text{cm}^{-1}) \left(\frac{\lambda}{500 \text{nm}} \right)^m \quad (2.14)$$

Tomando como valor aproximado de $m=-3$

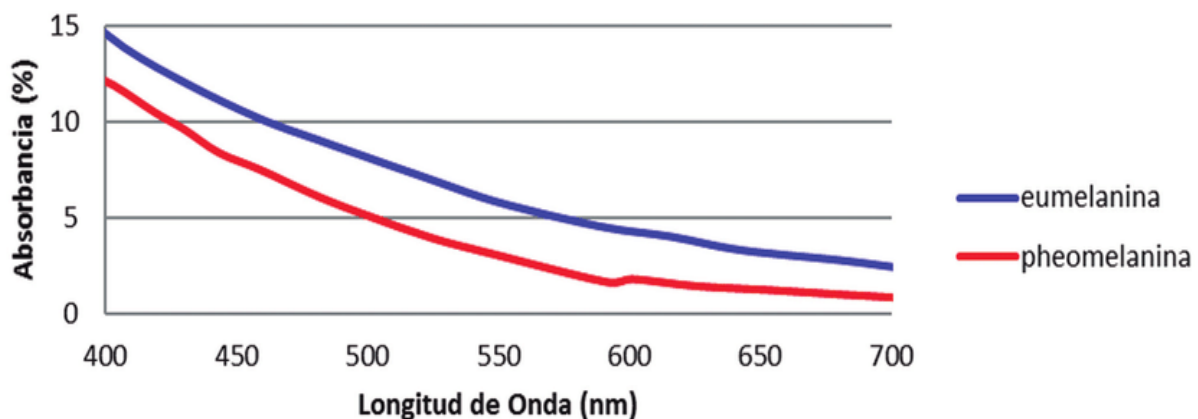


Figura 2.1. Curvas espectrales de la absorción de la eumelanina y pheomelanina como tipos de melaninas existentes en piel.

Como ya se expresó, existen dos tipos de hemoglobinas, la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada, por lo tanto, existirán coeficientes de absorción distintos para cada tipo. El coeficiente de absorción total para la hemoglobina dependerá entonces de sus variantes y del grado de oxígeno en la sangre o saturación S

$$\mu_{a \text{ hemoglobina}}(\lambda) = S\mu_{a \text{ hemo-oxi}}(\lambda) + (1 - S)\mu_{a \text{ hemo-desoxi}}(\lambda) \quad (2.15)$$

$\mu_{a \text{ hemo-oxi}}$ y $\mu_{a \text{ hemo-desoxi}}$ se obtienen mediante ecuación 2.12 y los coeficientes de extinción molar $\epsilon_{\text{hemo-oxi}}$ y $\epsilon_{\text{hemo-desoxi}}$ se obtiene de datos experimentales [10].

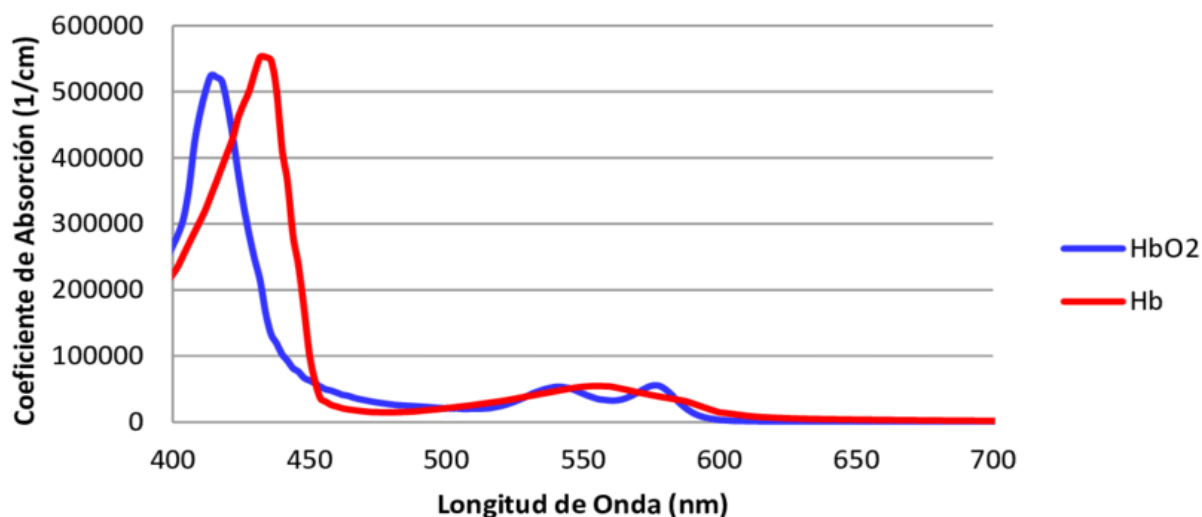


Figura 2.2. Curvas espectrales de la absorción de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada.

Jacques presenta en 1998 una aproximación del coeficiente de absorción correspondiente a todas aquellas otras especies o cromóforos que puedan contribuir

dentro de la capa en estudio, teniendo una representación para la absorción sin los aportes de la melanina ni la hemoglobina.

$$\mu_{a\ base}(\lambda) = 0,244 + 85,3 \left[\frac{(\lambda - 154)}{66,2} \right] \quad (2.16)$$

Para todos los demás cromóforos que participan en la piel existe datos de análisis reportados en distintas investigaciones para coeficientes de absorción, coeficientes de extinción molar, etc. [11]; [12]; [13]; [14].

2.2.3. Esparcimiento

Se llama esparcimiento al proceso de desviación que sufre una onda electromagnética al interactuar con un obstáculo. Cuando un haz de luz incide y viaja por un medio sufrirá choques o colisiones con distintos obstáculos presentes en el mismo, generándose nuevos haces de luz de distintas intensidades y direcciones.

Microscópicamente se puede ver que el fotón en su viaje colisiona con un átomo o partícula, en esta interacción se emite un nuevo fotón con distinta dirección, pero misma longitud de onda conservando la energía del sistema y constituyendo un esparcimiento elástico. Análogamente al proceso de absorción, veremos que el haz de luz incidente pierde intensidad debido a los múltiples procesos de esparcimiento sufridos durante el viaje en el medio, mientras más recorrido tenga el haz en el medio más intensidad perderá. Esta pérdida se puede representar mediante la ecuación siguiente

$$\frac{dI}{dx} = -\mu_e I \quad (2.17)$$

Resolviendo dicha ecuación diferencial se tiene que

$$I(x) = I_0 e^{-\mu_e x} \quad (2.18)$$

En esta oportunidad tenemos que μ_e es el Coeficiente de Esparcimiento, presenta unidades de cm^{-1} , al igual que el coeficiente de absorción depende de la longitud de onda y su inverso es el camino medio recorrido por un fotón antes de ser esparcido. Este camino se conoce como camino libre del esparcimiento.

El fenómeno de esparcimiento de un haz de luz en un medio turbio, específicamente en tejido biológico, tiene su causa en los cambios de índice de refracción que podemos notar en los bordes microscópicos de sus componentes, membranas de las células, etc.

Lord Rayleigh (1871) fue el encargado de modelar los efectos del esparcimiento y demostrar que si se hace incidir un haz de luz sobre un medio constituido por partículas de tamaño mucho menor que la longitud de onda entonces la intensidad del haz esparcido es inversamente proporcional a λ^4 . Se le llama a este caso esparcimiento de Rayleigh [8, p. 97].

Gustav Mie (1908) planteó otro análisis para el efecto del esparcimiento donde concluye que este deja de depender de la longitud de onda cuando las partículas que constituyen el medio tienen un tamaño mayor a la longitud de onda del haz incidente [8, p. 102]. La Teoría de Rayleigh y Mie es aproximable para el punto limite donde el tamaño del esparcimiento es mucho menor que la longitud de onda incidente.

2.2.3.1 Coeficiente de esparcimiento en la piel

Para el año de 1991 Jacques y McAuliffe propusieron una ecuación que se ajusta al coeficiente de esparcimiento reducido dado por las fibras de colágeno, haciendo uso de la aproximación de teorías Mie – Rayleigh obtuvieron una descripción del coeficiente de esparcimiento reducido de la dermis

$$\mu'_{e \text{ dermis}}(\lambda) = (2 \times 10^5 \lambda^{-1,5}) + (2 \times 10^{12} \lambda^{-4}) \quad (2.19)$$

Donde se observa contribuciones por separado del esparcimiento de Mie en el primer término y del esparcimiento de Rayleigh en el segundo término.

Para el año de 2013 Jacques realizó un nuevo ajuste a dicho coeficiente

$$\mu'_{e\text{ dermis}}(\lambda) = a_{500} \left(\frac{\lambda}{500\text{nm}} \right)^{-b} \quad (2.20)$$

$$\mu'_{e\text{ dermis}}(\lambda) = a'_{500} \left[f_{Ray} \left(\frac{\lambda}{500\text{nm}} \right)^{-4} + (1 - f_{Ray}) \left(\frac{\lambda}{500\text{nm}} \right)^{-b_{Mie}} \right] \quad (2.21)$$

Teniendo para la primera ecuación a λ normalizada por un valor de referencia para que sea adimensional y b como la potencia de esparcimiento. Para la segunda ecuación tenemos b_{Mie} como potencia de esparcimiento de Mie y el factor a_{500} y a'_{500} iguales a $\mu'_{e\text{ dermis}}(500\text{nm})$, f_{Ray} igual a la fracción de esparcimiento referente a Rayleigh y $1 - f_{Ray} = f_{Mie}$ referente a la fracción de esparcimiento de Mie. En la segunda ecuación podemos apreciar de nuevo las contribuciones de Rayleigh y Mie por separado.

2.2.4. Atenuación Total

La absorción y el esparcimiento son fenómenos intrínsecos al interactuar la radiación con un medio. El coeficiente de atenuación total viene dado por la suma del coeficiente de absorción y el coeficiente de esparcimiento, de 2.8 y 2.18 tenemos

$$I(x) = I_0 e^{-\mu_t x} \quad (2.22)$$

$$\mu_t = \mu_a + \mu_e \quad (2.23)$$

Donde μ_t es el coeficiente de atenuación total y su inverso es el camino libre medio que tendrá un fotón antes de ser absorbido o dispersado.

2.2.5. Índice de refracción

Macroscópicamente hablando, el índice de refracción es el responsable de cambiar la trayectoria de un haz de luz al encontrarse con otro medio. Viene dado por el cociente entre la velocidad de la luz en el vacío y la velocidad de la luz en el medio a calcular. Se denota de la siguiente manera

$$n = \frac{c}{v} \quad (2.24)$$

Donde c es la velocidad de la luz en el vacío, v es la velocidad de la luz en el medio a calcular y n el índice de refracción del medio. Como ya se dijo anteriormente, el índice de refracción para cada capa de piel humana no presenta grandes variaciones, manejando un valor de 1,40 invariante para simulaciones y análisis.

2.2.6. Anisotropía

Es la variación característica de un medio o material dependiente únicamente de su dirección de estudio. Este parámetro viene dado por

$$g = \int_{-1}^1 p(\cos(\theta)) \cos(\theta) d\cos(\theta) \quad (2.25)$$

$$\int_{-1}^1 p(\cos(\theta)) d\cos(\theta) = 1 \quad (2.26)$$

Como ya se indicó anteriormente, un haz de luz incidente atravesando un medio puede ser esparcido en distintas direcciones, la capacidad de determinar y cuantificar la probabilidad de que el haz esparcido se mantenga en la misma dirección del haz

incidente es referido por la anisotropía. Por lo tanto, si se habla de un ángulo θ de desviación entre el haz incidente y el esparcido y se calcula su coseno se obtendrá un parámetro adimensional g llamado anisotropía. Entonces, se tendrá para un esparcimiento isotrópico $g = 0$ y para uno anisotrópico $g = 1$.

De la obtención del parámetro de anisotropía g se decanta la obtención del coeficiente de esparcimiento reducido

$$\mu'_e = \mu_e(1 - g) \quad (2.27)$$

representando la frecuencia en que se da un evento de esparcimiento isotrópico en el medio.

2.2.6.1 Factor de Anisotropía en la piel

El factor de anisotropía dependiente de la longitud de onda, para un tejido biológico como la piel humana, aproximado a partir de la función de Henyey–Greenstein [15], dependiente del ángulo de esparcimiento para partículas pequeñas [16] es

$$g(\lambda) = 0,62 + 0,29 \times 10^{-3} \lambda \quad (2.28)$$

Donde λ se expresa en nanómetros.

2.3. Teoría de Transferencia Radiativa

El comportamiento descrito por ondas electromagnéticas atravesando un medio turbio se analiza mediante la teoría de transferencia Radiativa.

Las cualidades electromagnéticas de la luz permiten utilizar fundamentos electromagnéticos para analizar su comportamiento al atravesar un medio no ideal,

creando un problema bastante complejo debido a la falta de información sobre el medio en estudio. En la Teoría de transferencia Radiativa se describe formalmente el transporte de energía radiativa mediante la ecuación de transferencia radiativa, la cual nos permite visualizar el balance energético existente entre la radiación incidente, absorbida, esparcida y emitida en el medio.

Al tener un haz de luz que se propaga en un medio desde un punto A a un punto B, y en ausencia de agentes absorbentes, dispersores o emisores, consideramos que su energía se conserva mediante la ecuación [17]

$$I_{\nu 1} = I_{\nu 2} \quad (2.29)$$

Donde I_{ν} le llamamos intensidad específica, dependiente del flujo de energía (ϵ) por unidad de tiempo, el área que atraviesa el haz (A), la frecuencia (ν) o longitud de onda (λ) y el ángulo sólido (Ω). La intensidad específica es la variable principal que describe el transporte de energía Radiativa para un haz de luz.

El análisis del transporte de radiación puede hacerse tanto en términos de la frecuencia (ν) como de la longitud de onda (λ), relacionándose mediante

$$I_{\lambda} d\lambda = I_{\nu} d\nu \quad (2.30)$$

$$I_{\lambda} = -\frac{c}{\lambda^2} I_{\nu} \quad (2.31)$$

Generalizando para una trayectoria S dada y considerando la conservación de la energía tenemos de 2.29

$$\frac{dI_{\nu}}{ds} = 0 \quad (2.32)$$

La conservación de la energía Radiativa no se cumple cuando se toma en cuenta la interacción de un haz de radiación con el medio, donde éste se ve afectado

directamente por fenómenos como la absorción, la dispersión y la emisión espontánea. Éste último fenómeno se encarga de aumentar la energía Radiativa del medio y se expresa

$$\frac{dI_\nu}{ds} = J_\nu \quad (2.33)$$

Donde J_ν es el coeficiente de emisión y se puede describir según

$$\varepsilon_\nu = \frac{4\pi J_\nu}{\rho} \quad (2.34)$$

Con ε_ν como la emisividad específica por unidad de masa y ρ la densidad de masa.

La intensidad de radiación absorbida es directamente proporcional a la intensidad de la radiación incidente, esta relación se describe así

$$\frac{dI_\nu}{ds} = -\alpha_\nu I_\nu \quad (2.35)$$

Donde α_ν es el coeficiente de absorción (cm^{-1}). También se puede expresar de la siguiente manera

$$\alpha_\nu = n\sigma_\nu = \mu_a \quad (2.36)$$

$$\alpha_\nu = \rho k_\nu = \mu_a \quad (2.37)$$

Donde se expresa en términos de la densidad numérica de las partículas n , densidad de masa ρ , sección eficaz σ_ν (cm)² y coeficiente de opacidad k_ν ($g^{-1}cm^2$)

2.3.1. Ecuación de Transferencia Radiativa

Al considerar y generalizar las contribuciones de absorción y emisión en el medio se obtiene La ecuación de Transferencia Radiativa [17]

$$\frac{dI_\nu}{ds} = -\alpha_\nu I_\nu + J_\nu \quad (2.38)$$

La solución Lineal a esta ecuación para el caso extremo donde no hay absorción, $\alpha_\nu = 0$, sería

$$I_\nu(s) = I_\nu(s_0) + \int_{s_0}^s J_\nu(s') ds' \quad (2.39)$$

Y para el otro caso extremo donde no hay emisión, $J_\nu = 0$, se tendría

$$I_\nu(s) = I_\nu(s_0)e^{-\tau_\nu} \quad (2.40)$$

Donde τ_ν es la profundidad óptica, definida como:

$$\tau_\nu = \int_{s_0}^s \alpha_\nu ds' \quad (2.41)$$

Si se expresa la Ecuación de Transferencia Radiativa en términos de espesor óptico tendremos

$$\frac{dI_\nu}{d\tau_\nu} = -I_\nu + S_\nu \quad (2.42)$$

$$S_\nu = J_\nu/\alpha_\nu \quad (2.43)$$

Donde S_ν es la función Fuente, obteniendo como solución formal para 2.42

$$I_\nu(\tau_\nu) = I_\nu(0)e^{-\tau_\nu} + \int_0^{\tau_\nu} S_\nu(\tau_\nu') e^{-(\tau_\nu - \tau_\nu')} d\tau_\nu' \quad (2.44)$$

Si además de los fenómenos ya considerados existe dispersión en el medio, la ecuación de transferencia Radiativa se convierte en una ecuación integro-diferencial difícil de solucionar analíticamente. Este problema se aborda utilizando técnicas de métodos numéricos.

2.4. Método de Monte Carlo

Un modelo estocástico es aquel modelo matemático caracterizado por una colección de variables aleatorias que varían con respecto a otra variable, comúnmente esta variable determinista es el tiempo. De esta manera para cada instante de tiempo tiene una familia de valores fijos para estas variables aleatorias.

Uno de los principales modelos estocásticos utilizado para la resolución de integrales sin solución analítica se denomina Método de Monte Carlo, definido por sus iniciales MC. Al ser la ruleta un excelente generador de números aleatorios, se le asigna el nombre al método por el casino de Monte Carlo, ubicado en el país de Mónaco, conocido por ser la capital del azar.

Esta técnica numérica utiliza deliberadamente números aleatorios distribuidos probabilísticamente para la resolución de problemas matemáticos o físicos que tienen la estructura de un proceso estocástico [18]; al asignar esta distribución de números aleatorios de manera computacional y realizar una gran cantidad de repeticiones del cálculo se llega a un resultado promediado, donde a mayor cantidad de repeticiones mayor exactitud en el valor resultante esperado.

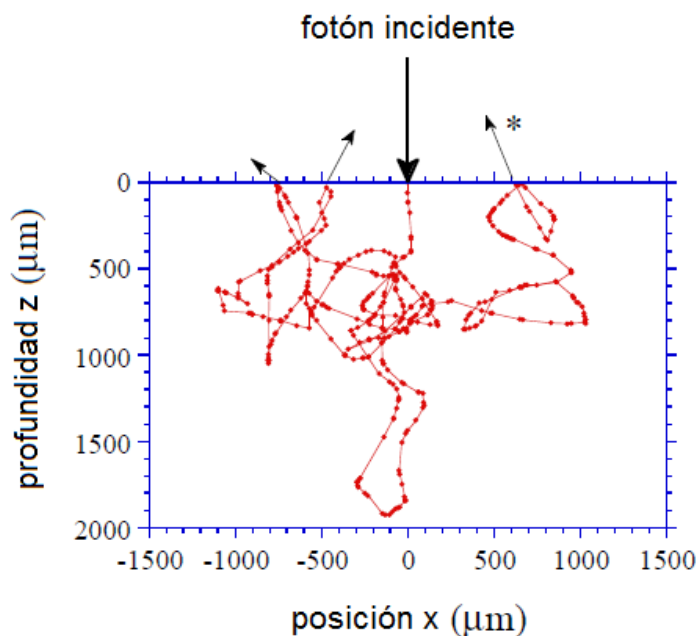


Figura 2.3. Camino de un fotón a través de un medio homogéneo calculado por la simulación de Monte Carlo.

2.4.1. Monte Carlo Multicapa o Monte Carlo Multi-Layered (MCML)

El proceso de interacción de la luz con un medio turbio se simula mediante el Método de Monte Carlo, tomando en cuenta al haz de luz incidente como un conjunto de fotones que interactúan con el medio de manera azarosa y aleatoria, y considerando las probabilidades de que sean absorbidos o esparcidos. Para poder simular la interacción de un haz monocromático colimado, con incidencia perpendicular en un tejido biológico como la piel humana modelada en múltiples capas, se utiliza un programa de MC denominado Monte Carlo Multicapa o MCML (por sus siglas en inglés, Monte Carlo Multi-Layered).

Este código está escrito en la norma ANSI C, fue realizado por Wang, Jacques y Zheng en 1995 y permite asignar valores iniciales a las propiedades ópticas de cada capa como lo son el coeficiente de absorción, el coeficiente de esparcimiento, índice de refracción, anisotropía y grosor de cada capa. Estos parámetros iniciales de la simulación o de las simulaciones (dependiendo el caso) se especifican en un archivo

de texto de entrada, el cual es tomado por el programa permitiéndole generar un archivo de salida único para cada simulación. Como resultado de la simulación se obtienen valores de absorbancia A , transmitancia T , reflectancia difusa Rd y especular Re , donde Rd y T dependen del radio r y el ángulo α respecto a la normal del medio [19].

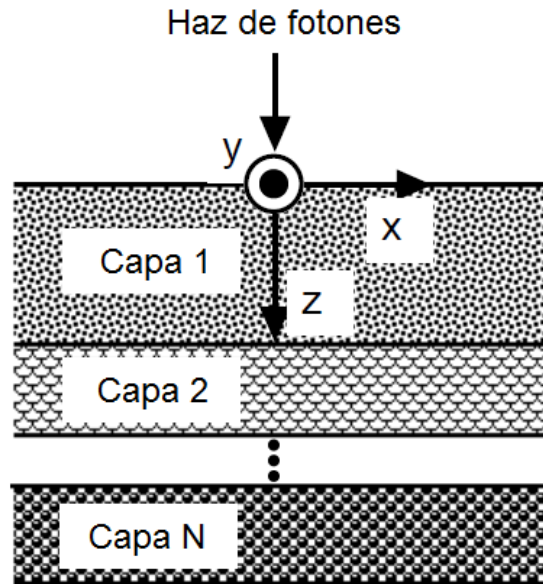


Figura 2.4. Esquema de la configuración de tejido multicapas especificando sistema de coordenadas. Eje y en dirección saliente

Capítulo 3

Problema Inverso

De la ecuación de Transferencia Radiativa estudiada anteriormente se puede obtener una descripción de la función de reflectividad general mediante una descomposición en Series de Fourier, que permitirá calcular el valor de la intensidad complementaria por métodos de integración. Este proceso presenta grandes complicaciones y otros autores presentan soluciones más viables [20]. Pero si se estudia el caso inverso, donde se conoce la función de reflectividad o reflectancia en términos de suma de polinomios trigonométricos (expansión en Serie de Fourier), se podrá determinar de manera sencilla los parámetros ópticos que describen la Ecuación de Transferencia Radiativa.

En el problema inverso se trata de estimar los valores de los parámetros ópticos mediante la observación y estudio del mejor comportamiento del modelo con respecto a la realidad. De manera que tendremos una familia de datos medidos y otra de datos obtenidos mediante combinaciones aleatorias de parámetros ópticos. El objetivo es eliminar la diferencia entre estas dos familias de datos.

3.1. Método de Mínimos Cuadrados

Existen muchas técnicas para la resolución del problema inverso, una de las más conocidas se conoce como el Método de Mínimos Cuadrados. Este método consiste en obtener la curva o función continua que mejor se ajuste a un conjunto de datos presentados en un diagrama de dispersión mediante el criterio de mínimo error cuadrático, en este caso para la familia de datos obtenidos mediante combinaciones

aleatorias de parámetros ópticos. Puntualmente se trata de minimizar la suma de los cuadrados de las diferencias o residuos entre los puntos de la función seleccionada para el ajuste y los puntos de la función correspondiente a los datos obtenidos. De esta manera tendremos entonces

$$\sum(f'(x) - f(x)) = 0 \quad (3.1)$$

$$\sum[f'(x) - f(x)]^2 \rightarrow 0 \quad (3.2)$$

$$\sum[f'(x) - f(x)]^2 = \sum R^2 \rightarrow 0 \quad (3.3)$$

Donde R se conoce como el residuo.

Para el caso de una recta tendremos

$$\sum R^2 = \sum(f(x)^0 - (a + bx))^2 \quad (3.4)$$

Podemos llamar G a

$$G = \sum(y - a - bx)^2 \quad (3.5)$$

Al derivar parcialmente esta función en términos de a y b , podremos encontrar los valores de estas magnitudes que minimicen dicha función igualándola a cero.

3.2. Serie de Fourier

Se denomina Serie de Fourier a aquella función $f(x)$ que denota una suma infinita de funciones sinusoidales del tipo seno y coseno y que converge en una función periódica y continua a trozos, para el intervalo $(-\pi, \pi)$, tendremos

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(nx) + b_n \text{sen}(nx)] \quad (3.6)$$

Donde a_n y b_n son conocidos como Coeficientes de Fourier y pueden describirse por las siguientes ecuaciones

$$a_n = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \cos(nx) dx \quad (3.7)$$

$$b_n = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \text{sen}(nx) dx \quad (3.8)$$

Mediante las Series de Fourier se puede decir que toda función periódica y continua en un intervalo dado, podrá ser expresada como una suma de senos y cosenos del tipo $\text{Sen}(nx)$ y $\text{Cos}(nx)$ en el mismo intervalo. En 1829 Dirichlet corroboró las demostraciones hechas por Fourier donde enfatiza que cualquier función diferenciable puede ser expandida en una suma de polinomios trigonométricos o serie trigonométrica.

3.3. Polinomio Trigonométrico y Serie Finita de Fourier

Si llamamos Polinomio trigonométrico de grado n a la función polinómica $P_n(x)$ tendremos

$$P_n(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{i=1}^n [a_i \cos(ix) + b_i \text{sen}(ix)] \quad (3.9)$$

y, dada una función periódica en un intervalo dado, se puede obtener una serie o suma aproximada de n polinomios trigonométricos finitos, esta aproximación podemos describirla como

$$f(x) = \sum_{k=-n}^n \alpha_k e^{jnw_0x} \quad (3.10)$$

La ecuación anterior se conoce como Serie Finita de Fourier (escrita en su forma compleja) donde α_k es la definición de los coeficientes de Fourier y se expresa así

$$\alpha_k = \frac{1}{T} \int_{x_0}^{x_0+T} f(x) e^{jn w_0 x} dx \quad (3.11)$$

Para obtener una mejor aproximación calculamos el error cuadrático medio, dado por

$$\overline{e_n^2(x)} = \frac{1}{2} \int_{x_0}^{x_0+T} e_n^2(x) dx \quad (3.12)$$

Donde $e_n(x)$ es la diferencia entre la función aproximación seleccionada para el ajuste y la función correspondiente a los datos reales.

Mediante la implementación del Método de Mínimos Cuadrados buscamos obtener la familia de coeficientes α_k que minimicen el error cuadrático medio expresado en la ecuación 3.12. Esto se realiza derivando parcialmente con respecto al coeficiente α_k dicho error para luego igualarlo a cero.

$$\frac{\partial \overline{e_n^2(x)}}{\partial \alpha_k} = 0 \quad (3.13)$$

$$\frac{\partial \overline{e_n^2(x)}}{\partial \alpha_k} = \frac{\partial \left[\int_{x_0}^{x_0+T} f(x) - \sum_{k=-n}^n \alpha_k e^{jn w_0 t} dx \right]}{\partial \alpha_k} \quad (3.14)$$

$$\frac{2}{T} \int_{x_0}^{x_0+T} f(x) e^{jn w_0 t} dx + \frac{2}{T} \int_{x_0}^{x_0+T} \sum_{k=-n}^n \alpha_k e^{jn w_0 t} dx = 0 \quad (3.15)$$

Para $k = -m$ tenemos

$$-\int_{x_0}^{x_0+T} f(x) e^{jnmw_0t} dx + \int_{x_0}^{x_0+T} \alpha_{-m} dx = \frac{2}{T} \int_{x_0}^{x_0+T} f(x) e^{jnmw_0t} dx + \alpha_{-m}(x_0 + T - t_0) \quad (3.16)$$

De donde podemos extraer que

$$\alpha_{k=-m} = \frac{1}{T} \int_{x_0}^{x_0+T} f(x) e^{jnkx_0} dx \quad (3.17)$$

Obteniendo de nuevo la definición de los coeficientes de Fourier, confirmando así que estos coeficientes, en efecto, sí minimizan el error cuadrático medio entre la función correspondiente a los datos reales obtenidos y la función seleccionada para el ajuste, que en nuestro caso es una serie armónica aproximada en un intervalo dado y finito [21]; [22]. Mientras más términos o armónicos se tengan en la serie finita de Fourier, mayor será la aproximación y por ende el error cuadrático medio será menor.

De esta manera se certifica la gran eficacia de parametrizar o caracterizar una nube de datos obtenidos representada en un diagrama de dispersión, mediante el ajuste de la curva por expansión en Series de Fourier.

Capítulo 4

Metodología

4.1. Modelado de la piel como medio turbio

Se modeló la piel como un medio turbio de tres capas lisas y planas, teniendo de superficie a fondo la epidermis, la dermis y la hipodermis respectivamente, siguiendo los lineamientos y análisis planteados por Jacques, 2013.

En este trabajo la capa en estudio es la dermis, teniendo en ella como cromóforo principal la hemoglobina y calculando su coeficiente de absorción mediante la ecuación 2.42, también se tomará en cuenta para esta capa los aportes a la absorción por parte de la bilirrubina y el β -caroteno mediante la ecuación 2.10. El aporte del resto de los cromóforos para la dermis será considerado mediante la ecuación 2.16. El coeficiente de esparcimiento $\mu_e(\lambda)$ para esta capa será calculado mediante 2.19 y 2.27.

Para la epidermis se tomará a la melanina como único cromóforo describiendo el coeficiente de absorción $\mu_{a\ melanina}(\lambda)$ mediante la ecuación 2.13, para el esparcimiento se utilizarán las mismas ecuaciones que se usaron para la dermis 2.19 y 2.27.

El factor de anisotropía será el mismo para la epidermis y la dermis, descrito por la ecuación 2.28. Los coeficientes de extinción molar ϵ fueron obtenidos de data experimental [10]; [11]; [12].

Para la hipodermis se tomarán los siguientes valores constantes:

$$\mu_{a\ hipodermis} = 1\ cm^{-1}, \mu_e\ hipodermis = 600\ cm^{-1}\ y\ g = 0,8. [23]; [24].$$

En cuanto al índice de refracción n se tienen valores constantes para cada capa, siendo 1,45 para la epidermis, 1,39 para la dermis y 1,50 para la hipodermis. Obtenidos mediante promedio de valores experimentales [25]; [24].

Para el caso en estudio y simulaciones se tomarán las concentraciones de bilirrubina y β -carotenos en piel como nulas (presencia de estos cromóforos en piel solo en los casos de exceso de consumo). La fracción volumétrica de la melanina será de $Fv_{melanina} = 0,03$ y la fracción volumétrica de los vasos sanguíneos Fv_{sangre} será de 0,002, la saturación S en sangre será de 0,75. En cuanto a los espesores, se manejará para la epidermis un valor de $d = 0,008 \text{ cm}$ y para la dermis e hipodermis un mismo valor de $d = 0,3 \text{ cm}$. Todos valores obtenidos mediante promedio de data experimental [24]; [26].

Resumiendo, las ecuaciones y parámetros de control inicial utilizados para el modelado de la piel humana mediante el Modelo de Monte Carlo para cada capa son:

Para la Epidermis:

$$\mu_{a \text{ epidermis}}(\lambda) = \mu_{a \text{ melanina}}(\lambda) \quad (4.1)$$

$$\mu_{a \text{ melanina}}(\lambda) = 6,6 \times 10^{11} \lambda^{-3,33} \quad (4.2)$$

$$\mu_{e \text{ epidermis}}(\lambda) = \frac{\mu'_{e \text{ epidermis}}(\lambda)}{(1-g)} \quad (4.3)$$

$$\mu'_{e \text{ epidermis}}(\lambda) = (2 \times 10^5 \lambda^{-1,5}) + (2 \times 10^{12} \lambda^{-4}) \quad (4.4)$$

$$g_{\text{epidermis}}(\lambda) = 0,62 + 0,29 \times 10^{-3} \lambda \quad (4.5)$$

$$n_{\text{epidermis}} = 1,45$$

$$Fv_{\text{melanina}} = 0,03 \quad ; \quad d = 0,008 \text{ cm}$$

Para la Dermis:

$$\mu_a \text{ dermis}(\lambda) = \mu_a \text{ hemoglobina}(\lambda) + \mu_a \beta\text{-caroteno}(\lambda) + \mu_a \text{ bilirrubina}(\lambda) + \mu_a \text{ base}(\lambda) \quad (4.6)$$

$$\mu_e \text{ dermis}(\lambda) = \frac{\mu' e \text{ dermis}(\lambda)}{(1-g)} \quad (4.7)$$

$$\mu' e \text{ dermis}(\lambda) = (2 \times 10^5 \lambda^{-1,5}) + (2 \times 10^{12} \lambda^{-4}) \quad (4.8)$$

$$g_{\text{dermis}}(\lambda) = 0,62 + 0,29 \times 10^{-3} \lambda \quad (4.9)$$

$$n_{\text{dermis}} = 1,39$$

$$Fv_{\text{sangre}} = 0,002 \quad ; \quad S = 0,75 \quad ; \quad d = 0,3 \text{ cm}$$

$$C_{\text{bilirrubina}} = C_{\beta\text{-caroteno}} = 0$$

Para la Hipodermis:

$$\mu_a \text{ hipodermis} = 1 \text{ cm}^{-1}$$

$$\mu_e \text{ hipodermis} = 600 \text{ cm}^{-1}$$

$$g_{\text{hipodermis}} = 0,8$$

$$n_{\text{hipodermis}} = 1,50$$

$$d = 0,3 \text{ cm}$$

4.2. Simulaciones

Para obtener los valores simulados de Reflectancia Difusa de la piel humana se utilizó el programa computacional MCML (Monte Carlo Multi-Layered) elaborado en el Oregon Medical Laser Center [27], de código abierto y de fácil descarga desde internet.

De las curvas de Reflectancia Difusa obtenidas mediante data experimental se desprende un rango espectral entre 400 y 700 nm con resolución de 10nm por punto. Se escogió un rango para la longitud de onda de 430 nm a 700 nm con la misma resolución espectral de 10nm. El paquete de fotones a utilizar en las simulaciones (iteraciones) se fijó en 100.000 (10^5) debido a que para un número menor de iteraciones los resultados al graficar no eran consistentes al repetir el proceso de manera aleatoria para verificación.

Para poder observar el comportamiento y dependencia de los coeficientes de la Serie de Fourier con respecto a los parámetros ópticos que caracterizan el medio turbio se deben realizar distintas simulaciones variando cada uno de los parámetros. Para el caso de interés, el cromóforo que afecta principalmente a la Dermis es la hemoglobina contenida en la sangre (vasos sanguíneos), por consiguiente, se observará la dependencia del espectro de Reflectancia Difusa resultante con respecto a la hemoglobina variando la Fracción volumétrica de los vasos sanguíneos Fv_{sangre} para los siguientes valores: 0,001; 0,002; 0,004; 0,008; 0,01 y 0,02. Durante todo este proceso de simulaciones se mantuvo constante los valores de todos los demás parámetros ópticos mientras se realizaba el barrido de longitud de ondas.

4.3. Parametrización de la curva de Reflectancia Difusa

Luego de obtener todos los valores simulados de Reflectancia Difusa para cada valor de fracción volumétrica de vasos sanguíneos Fv_{sangre} y para cada longitud de

onda λ dentro del rango espectral seleccionado se procedió, mediante graficación, a obtener la curva de Reflectancia Difusa para cada valor de Fv_{sangre} .

Esta nube de datos se parametrizó ajustando la curva mediante la Expansión en Serie de Fourier y Método de Mínimos Cuadrados. El programa MatLab versión R2017a permitió realizar este proceso usando su comando para ajuste de curva llamado *curve fitting*, donde se pudo definir nuestra expansión en Serie de Fourier en un octavo orden para mayor precisión. Esta herramienta nos permite visualizar el valor de cada Coeficiente de Fourier para cada curva ajustada.

De esta manera se obtiene una familia de Coeficientes de Fourier para cada valor de Fv_{sangre} variado y por consiguiente para cada variación del coeficiente de absorción como parámetro óptico del medio estudiado.

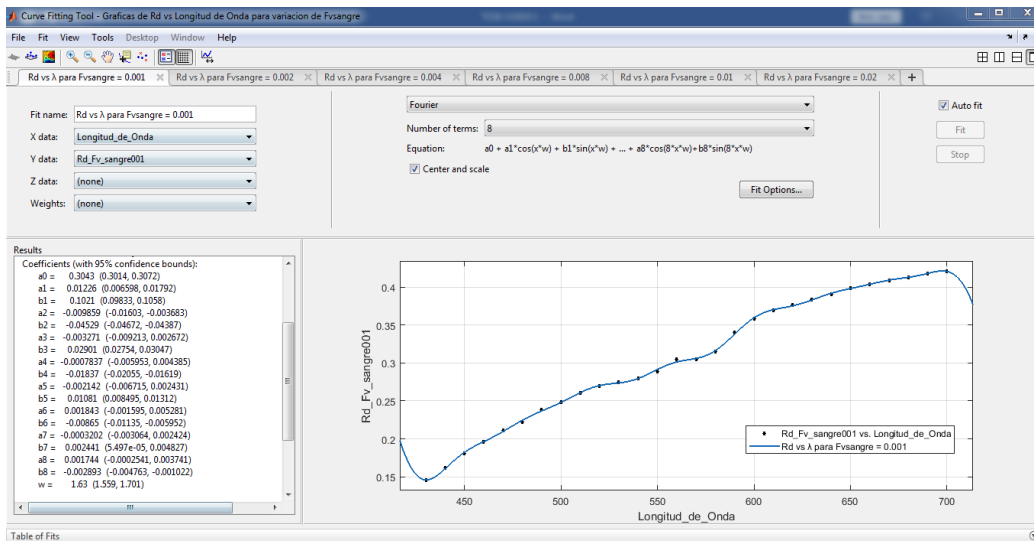


Figura 4.1. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d mediante Expansión en Serie de Fourier de ocho términos utilizando el programa MatLab versión R2017a y su comando *curve fitting*.

4.4. Relación entre los Coeficientes de Fourier y el Coeficiente de Absorción como parámetro óptico

Al graficar los Coeficientes de Fourier de manera independiente con respecto a Fv_{sangre} , se puede ver su comportamiento a medida que Fv_{sangre} aumenta. De esta manera, para poder ver cuál es la función $F(x)$ que mejor se ajusta a esta nueva data experimental se procedió a utilizar nuevamente el comando *curve fitting* del programa MatLab versión R2017a, realizando una comparación de efectividad entre todos los ajustes polinomiales para curvas disponibles.

Tabla 4.1. Ajustes polinomiales utilizados para comparar.

Ajuste Polinomial de orden n	Descripción en MatLab R2017a	Ecuación del Polinomio
Polinomio de grado 1	poly1	$f(x) = p1x + p2$
Polinomio de grado 2	poly2	$f(x) = p1x^2 + p2x + p3$
Polinomio de grado 3	poly3	$f(x) = p1x^3 + p2x^2 + p3x + p4$
Polinomio de grado 4	poly4	$f(x) = p1x^4 + p2x^3 + p3x^2 + p4x + p5$
Polinomio de grado 5	poly5	$f(x) = p1x^5 + p2x^4 + p3x^3 + p4x^2 + p5x + p6$

Tomando como ajuste efectivo el polinomial de segundo orden, se desarrollaron las siguientes relaciones matemáticas vinculantes entre los Coeficientes de la Expansión de la Serie de Fourier y la fracción volumétrica de vasos sanguíneos Fv_{sangre} .

$$\begin{aligned}a_1 &= p1_1 Fv_{sangre}^2 + p2_1 Fv_{sangre} + p3_1 \\a_2 &= p1_2 Fv_{sangre}^2 + p2_2 Fv_{sangre} + p3_2 \\a_3 &= p1_3 Fv_{sangre}^2 + p2_3 Fv_{sangre} + p3_3 \\a_4 &= p1_4 Fv_{sangre}^2 + p2_4 Fv_{sangre} + p3_4 \\a_5 &= p1_5 Fv_{sangre}^2 + p2_5 Fv_{sangre} + p3_5 \\&\dots \\a_n &= p1_n Fv_{sangre}^2 + p2_n Fv_{sangre} + p3_n\end{aligned}\tag{4.10}$$

Donde $p1_n$, $p2_n$ y $p3_n$ son los coeficientes del polinomio de segundo orden para cada caso de a_n

De manera análoga obtenemos la relación para los coeficientes b_n

$$b_n = p1'_n Fv_{sangre}^2 + p2'_n Fv_{sangre} + p3'_n\tag{4.11}$$

Sumando las relaciones (4.10) y (4.11) se tiene

$$0 = (p1_n + p1'_n)Fv_{sangre} + (p2_n + p2'_n)Fv_{sangre} + p3_n + p3'_n - a_n - b_n\tag{4.12}$$

Redefiniendo variables podemos llamar:

$$A = \sum_{n=1}^{n=5}(p1_n + p1'_n)\tag{4.13}$$

$$B = \sum_{n=1}^{n=5}(p2_n + p2'_n)\tag{4.14}$$

$$C = \sum_{n=1}^{n=5}(p3_n + p3'_n - a_n - b_n)\tag{4.15}$$

Y tomando $x = Fv_{sangre}$, se obtiene un polinomio de segundo orden

$$0 = Ax^2 + Bx + C \quad (4.16)$$

Al calcular las raíces correspondientes a este polinomio de segundo orden obtendremos los valores de Fv_{sangre} y mediante la ecuación 2.16 se podrá determinar el valor del coeficiente de absorción en la capa de la dermis de la piel.

4.5. Phantom

Se le llama phantom a cualquier muestra que simule un tejido biológico como la piel humana con parámetros ópticos específicos, elaborada en condiciones controladas. Consiste en un modelado de piel en laboratorio que permite estudiar el fenómeno de la propagación de luz en un medio turbio. Los phantom permiten verificar la eficacia del método propuesto para la determinación del coeficiente de absorción en la dermis.

Se elaboraron diez (10) phantom, cada uno constituido por dos capas simulando la piel humana (epidermis y dermis). Cada phantom contó con concentraciones características para cada capa representativa de la dermis y en el caso de la capa de la epidermis, que no estaba bajo estudio, se mantuvo su concentración invariante para cada phantom. De esta manera para las capas de la dermis se diluyó en 200 ml de agua destilada 66 gr de gelatina roja para crear una solución madre al 33% de concentración inicial que permitiera mediante diluciones posteriores crear todas las demás capas con distintas concentraciones (31%, 29%, 27%, 25%, 23%, 21%, 19%, 17% y 15% respectivamente). Manteniendo un espesor constante en todas las capas de la dermis se mantuvieron 24 horas en refrigeración, para luego decantar encima de todas las capas una nueva solución madre representativa de la epidermis, constituida por dos soluciones conjuntas, 15 gr de gelatina sin sabor diluidos en 100 ml de agua destilada y por otra parte 20 gotas de base de maquillaje marca Valmy no resistente al

agua diluidas en 30 ml de agua destilada. Se unieron ambas soluciones y se procedió a verter las segundas capas de los phantom.

Para todos los casos, al verter mediante pipeta graduada las soluciones se tuvo el minucioso cuidado de respetar las relaciones de espesor entre la dermis y la epidermis, así como mantener las capas lisas y sin grumos.

Pasadas las siguientes 24 horas, se midieron los valores de Reflectancia Difusa para cada phantom mediante el *Espectrofotómetro de Reflectancia Difusa Miniscan XE Plus*.



Figura 4.2. Phantom realizados en laboratorio con concentraciones: 33%, 31%, 29%, 27%, 25%, 23%, 21%, 19%, 17% y 15%.

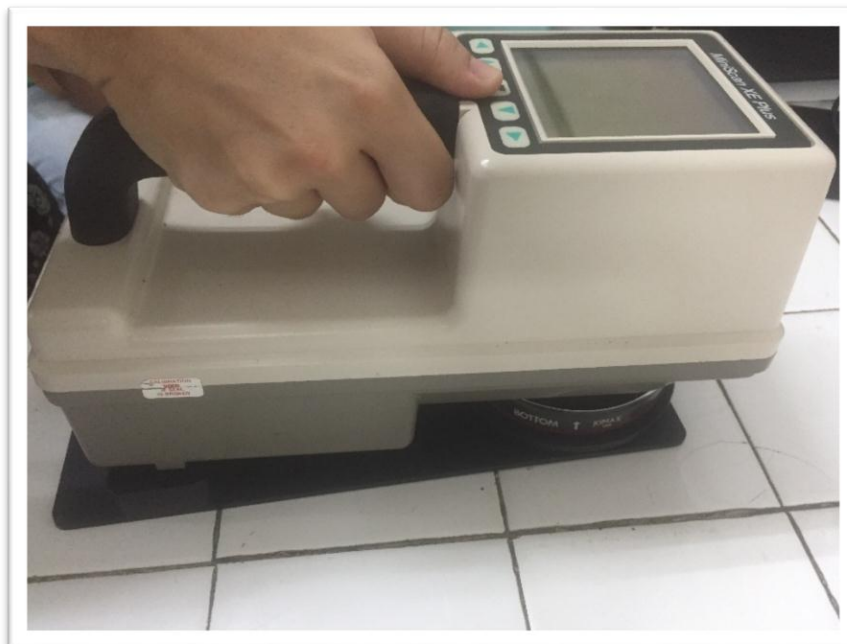


Figura 4.3. Medición en laboratorio de los valores de Reflectancia Difusa para cada phantom mediante el Espectrofotómetro de Reflectancia Difusa Miniscan XE Plus.

4.6. Verificación Experimental

Los phantom son creados para poder controlar los valores iniciales de su composición, de esta manera se puede partir con un valor ya conocido el cual permitirá verificar si la respuesta del procedimiento es correcta y cuánto error arroja.

De manera análoga, pero esta vez utilizando los valores espectrales y experimentales de Reflectancia Difusa obtenidos mediante los phantom, se ajustó esta distribución de valores mediante la Expansión en serie de Fourier. De nuevo el programa MatLab versión R2017a y su comando *curve fitting* permitieron mediante ajuste de curva obtener los valores de los Coeficiente de la Serie finita de Fourier, los valores de los Coeficientes del polinomio de segundo orden y aplicando la ecuación 4.16 se determinaron las concentraciones respectivas para cada capa de la dermis en phantom.

Capítulo 5

Resultados y Análisis

5.1. Reflectancia Difusa Simulada

Mediante el uso del programa Monte Carlo Multi-layered se pudo obtener los valores simulados de Reflectancia Difusa R_d para cada valor de longitud de onda en el rango espectral definido (430 – 700 nm) con resolución de 10 nm por punto, variando el valor de fracción volumétrica de los vasos sanguíneos Fv_{sangre} para los valores 0,001; 0,002; 0,004; 0,008; 0,01 y 0,02, y manteniendo constantes todos los demás parámetros ópticos.

Generando una gráfica comparativa de las curvas espectrales de Reflectancia Difusa R_d con respecto a la fracción volumétrica de los vasos sanguíneos se pudo estudiar su comportamiento a medida que se aumentaba la variable Fv_{sangre} .

Tabla 5.1. Valores de Reflectancia Difusa R_d en todo el espectro definido, para cada valor de Fv_{sangre} .

Datos de Salida - Simulador de Monte Carlo MCML						
Reflectancia Difusa R_d						
λ	$Fv_{sangre}=0.001$	$Fv_{sangre}=0.002$	$Fv_{sangre}=0.004$	$Fv_{sangre}=0.008$	$Fv_{sangre}=0.01$	$Fv_{sangre}=0.02$
430	0.14579	0.135	0.12075	0.10158	0.09735	0.08122
440	0.16139	0.15279	0.13917	0.11861	0.11382	0.09354
450	0.1813	0.17462	0.16425	0.1474	0.14094	0.12051
460	0.19635	0.19131	0.18239	0.17013	0.16545	0.14338
470	0.21132	0.206	0.19831	0.18561	0.18144	0.15848
480	0.22211	0.21851	0.21138	0.19712	0.19246	0.1689
490	0.23807	0.23291	0.22232	0.20735	0.20036	0.17835
500	0.24829	0.24203	0.23453	0.2158	0.21183	0.18487
510	0.26023	0.25378	0.23997	0.22352	0.2151	0.18659
520	0.2696	0.26079	0.24553	0.22533	0.21291	0.1807
530	0.27511	0.26066	0.24003	0.20798	0.19718	0.15911
540	0.27947	0.25916	0.2327	0.19653	0.18563	0.14417
550	0.28884	0.26977	0.24506	0.20627	0.19298	0.1495
560	0.30451	0.28434	0.25566	0.22021	0.2082	0.16397
570	0.30471	0.28415	0.25392	0.212	0.19632	0.15028
580	0.31488	0.28631	0.25354	0.20944	0.19301	0.14499
590	0.34009	0.32544	0.30193	0.2709	0.26126	0.21398
600	0.35875	0.3512	0.34274	0.32474	0.31628	0.2865
610	0.36927	0.36379	0.35986	0.34387	0.34009	0.31467
620	0.37615	0.37428	0.36863	0.35706	0.35468	0.33526
630	0.38311	0.38082	0.37849	0.37194	0.36584	0.35071
640	0.39083	0.39022	0.38619	0.37804	0.37584	0.36039
650	0.3987	0.39508	0.39183	0.38609	0.3846	0.372
660	0.40359	0.39937	0.39969	0.39283	0.38929	0.37794
670	0.40888	0.4063	0.40479	0.4009	0.39903	0.38565
680	0.41304	0.41121	0.40956	0.40344	0.40381	0.38943
690	0.41782	0.41499	0.4129	0.40901	0.40942	0.39669
700	0.4206	0.42247	0.4153	0.4141	0.41223	0.40314

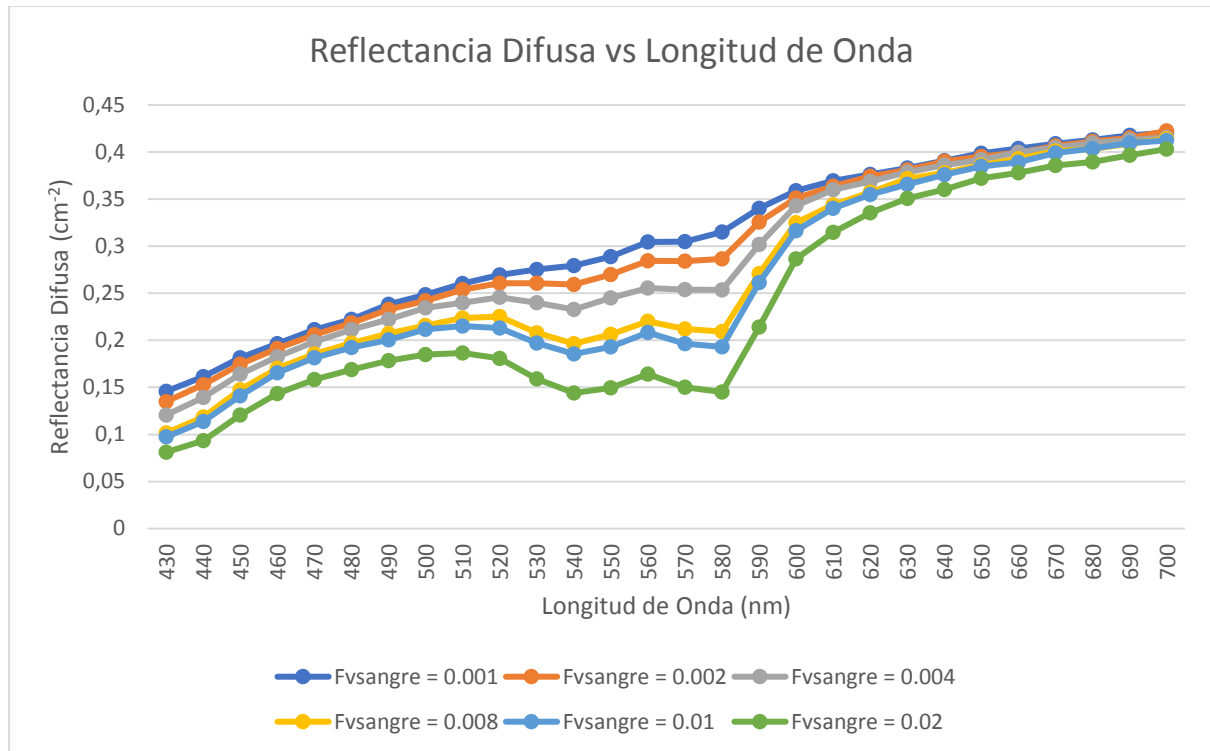


Figura 5.1. Espectros de Reflectancia Difusa R_d para cada valor de Fv_{sangre} .

Primeramente, se observó que para cada valor de longitud de onda la Reflectancia Difusa R_d disminuye a medida que aumenta la fracción volumétrica de vasos sanguíneos en la dermis. Para los rangos espectrales de 430nm a 500nm y de 640nm a 700nm no se encontraron variaciones apreciables en los valores de R_d , caso contrario en el rango de 500nm a 640nm donde si se observa una gran variación con respecto a λ y a Fv_{sangre} , denotando dos puntos o valles de alta variación e interés para $\lambda = 540\text{nm}$ y $\lambda = 580\text{nm}$. También se nota mayor variación de R_d para valores de $Fv_{sangre} > 0,004$.

Al hacer una comparación punto a punto con la curva de absorción de la hemoglobina oxigenada descrita en la figura 2.2 se observó una muy buena correlación, los valles que se reflejan en el espectro de Reflectancia Difusa simulada en los 540nm y 580nm concuerdan perfectamente con los picos mostrados en la curva de absorción de la hemoglobina, verificando la relación inversa existente entre la

Reflectancia Difusa y la absorción. Este fenómeno también se observa en las pendientes generales de las curvas donde una tiene pendiente positiva y la otra presenta una negativa.

5.2. Ajuste de la Curva por Expansión en Serie de Fourier

Para la variación de la fracción de volumen de vasos sanguíneos Fv_{sangre} se dispuso realizar el ajuste de las curvas espectrales por el Método de Mínimos Cuadrados utilizando la expansión en Serie de Fourier de ocho términos. Esto se realizó para cada curva de Rd vs λ que arrojó cada valor de Fv_{sangre} mediante el programa MatLab versión R2017a y su comando para ajuste de curva llamado *curve fitting*.

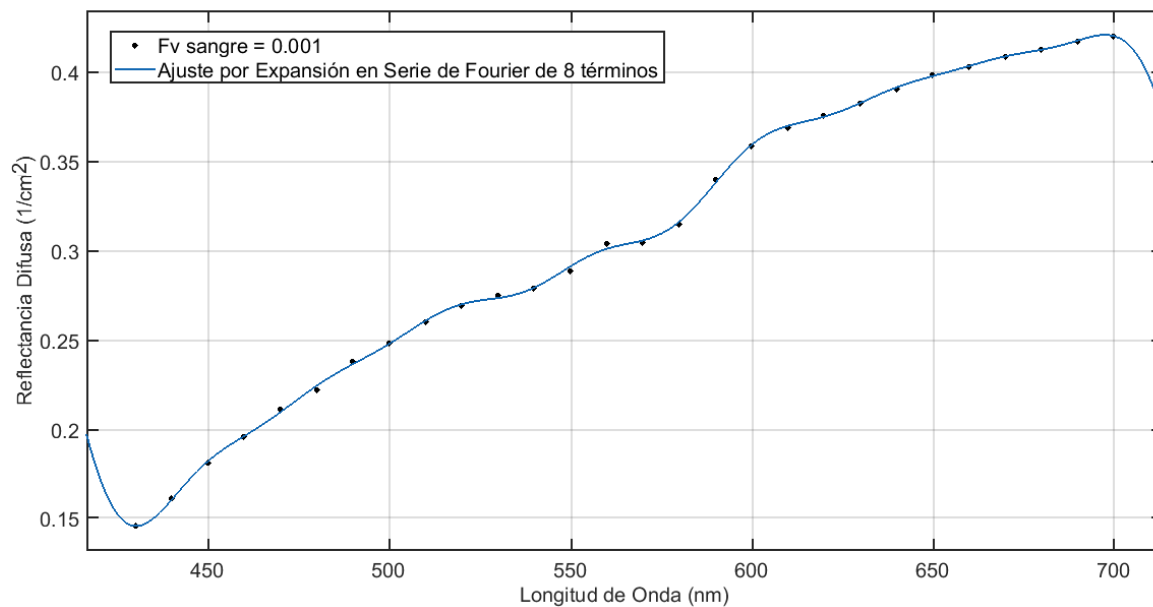


Figura 5.2. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa Rd para $Fv_{sangre} = 0.001$ por Expansión en Serie de Fourier.

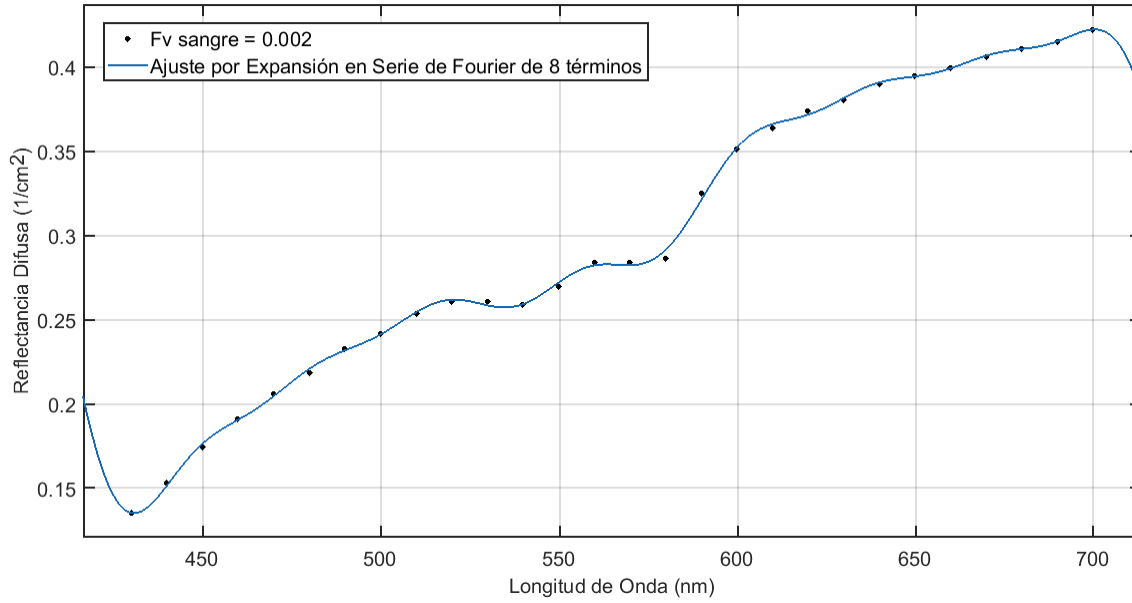


Figura 5.3. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $Fv_{sangre} = 0.002$ por Expansión en Serie de Fourier.

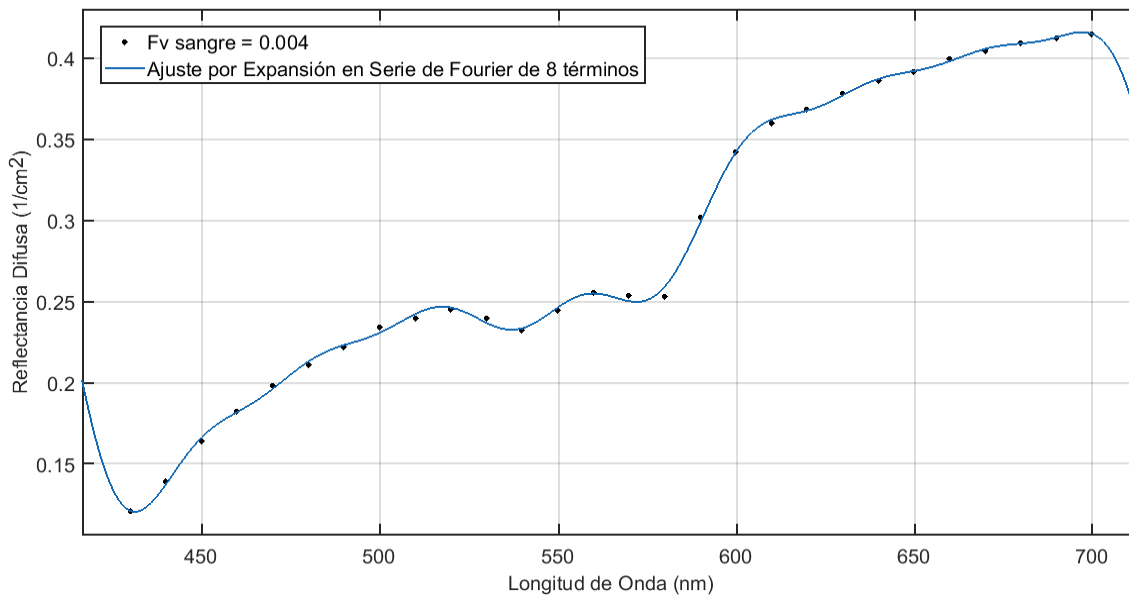


Figura 5.4. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $Fv_{sangre} = 0.004$ por Expansión en Serie de Fourier.

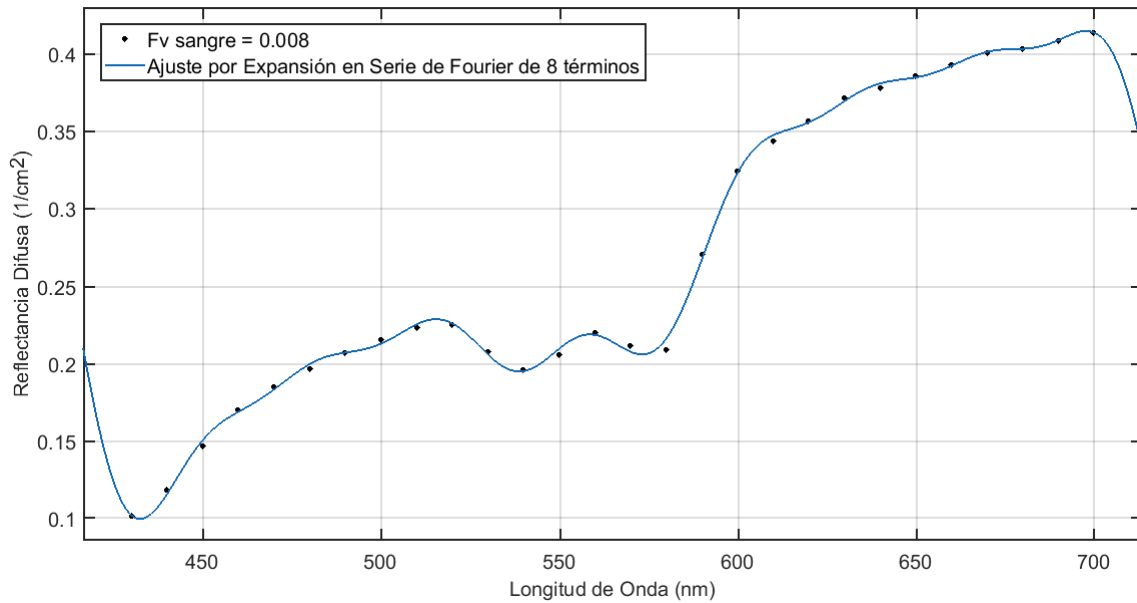


Figura 5.5. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $Fv_{sangre} = 0.008$ por Expansión en Serie de Fourier.

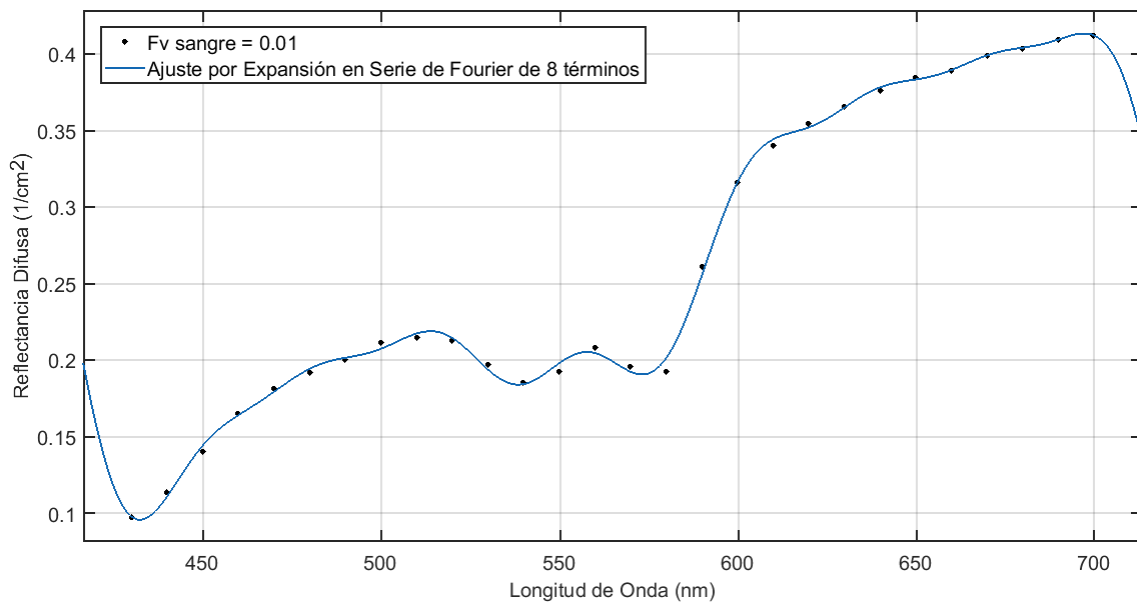


Figura 5.6. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $Fv_{sangre} = 0.01$ por Expansión en Serie de Fourier.

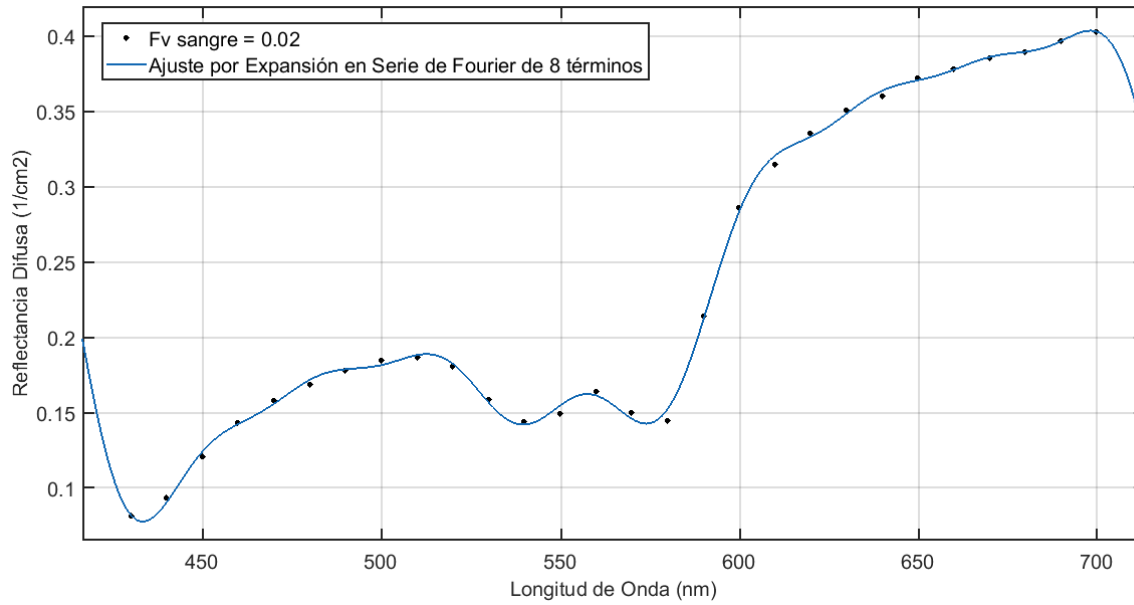


Figura 5.7. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d para $Fv_{sangre} = 0.02$ por Expansión en Serie de Fourier.

Tabla 5.2. Desviación cuadrática media del ajuste de la curva por expansión en Serie de Fourier para cada valor de Fv_{sangre} .

Fv_{sangre}	Desviación cuadrática media
0.001	0.9998
0.002	0.9995
0.004	0.9995
0.008	0.9993
0.01	0.9991
0.02	0.9992

Observando los valores de la desviación cuadrática media, con diferencias de 0,0001 a la unidad se certifica la eficacia de este método de parametrización de la curva.

De esta manera se logró obtener las familias de valores de los Coeficientes de Fourier para cada valor de fracción de volumen de vasos sanguíneos Fv_{sangre}

Tabla 5.3. Cuadro de valores de los Coeficientes de Fourier de tipo a_n para cada valor de Fv_{sangre} .

Fv_{sangre}	a_0	a_1	a_2	a_3	a_4	a_5	a_6	a_7	a_8
0.001	0.3043	0.01226	0.009859	0.003271	0.0007837	0.002142	0.001843	0.0003202	0.001744
0.002	0.2976	0.003227	-0.01315	0.008055	0.000294	0.003472	0.003847	0.0007589	0.003318
0.004	0.2853	0.003546	-0.02275	-0.00859	-0.002549	0.002607	0.004051	0.0003733	0.003798
0.008	0.2682	-0.01723	-0.0303	-0.01197	-0.002852	0.002909	0.005925	0.0007759	0.004689
0.01	0.2621	-0.02201	-0.0324	-0.01326	-0.003002	0.003229	0.00581	0.0008142	0.00465
0.02	0.2379	-0.03781	-0.03744	-0.01687	-0.001624	0.003284	0.007245	0.001348	0.005496

Tabla 5.4. Cuadro de valores de los Coeficientes de Fourier de tipo b_n para cada valor de Fv_{sangre} .

Fv_{sangre}	b_1	b_2	b_3	b_4	b_5	b_6	b_7	b_8
0.001	0.1021	-0.04529	0.02901	-0.01837	0.01081	-0.00865	0.002441	0.002893
0.002	0.104	-0.04614	0.03093	-0.02099	0.01164	-0.0106	0.002577	0.004702
0.004	0.1074	-0.0464	0.03207	-0.02272	0.01062	-0.01247	0.002023	0.005353
0.008	0.1117	-0.04806	0.03431	-0.02581	0.01196	-0.01499	0.001664	0.007511
0.01	0.1142	-0.04843	0.03475	-0.02622	0.01045	-0.01481	0.0003293	0.006571
0.02	0.1185	-0.04954	0.03406	-0.02799	0.01013	-0.01644	0.0009714	0.006892

Al realizar gráficas comparativas de los valores nominales de todos los Coeficientes de Fourier obtenidos y agruparlos por tipo, se observó como estos pierden valor e información a medida que se aumenta su posicionamiento en los términos de la Serie finita De Fourier. A continuación, se presenta las gráficas para los a_n y b_n .

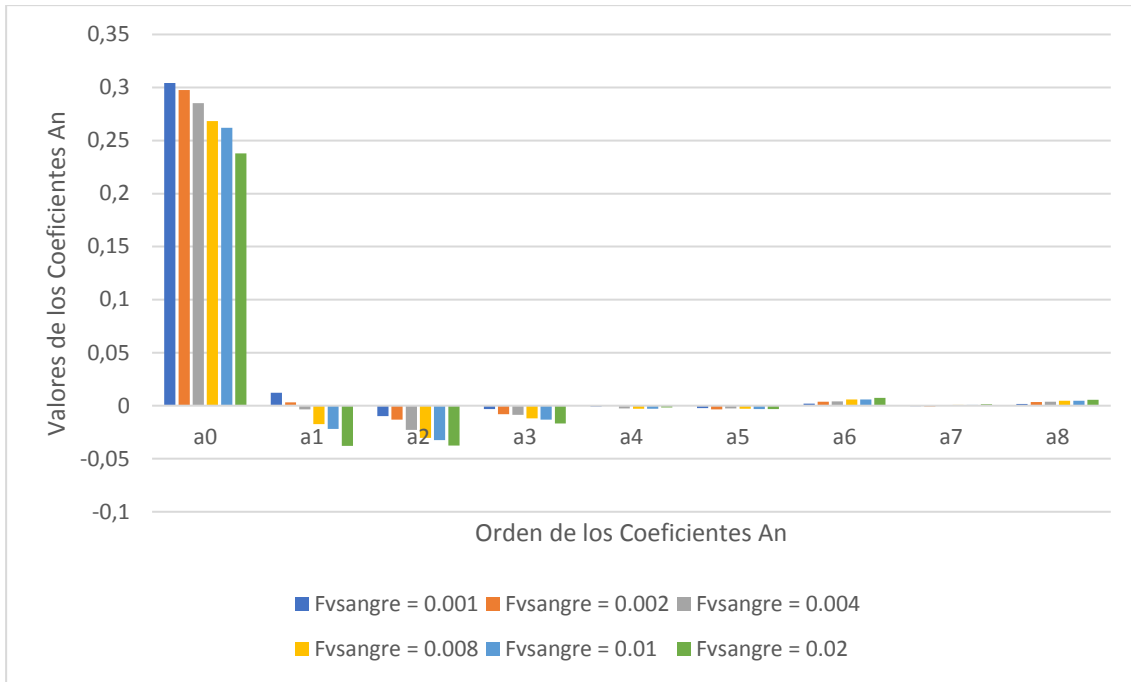


Figura 5.8. Valores nominales de los Coeficientes de Fourier de tipo a_n obtenidos.

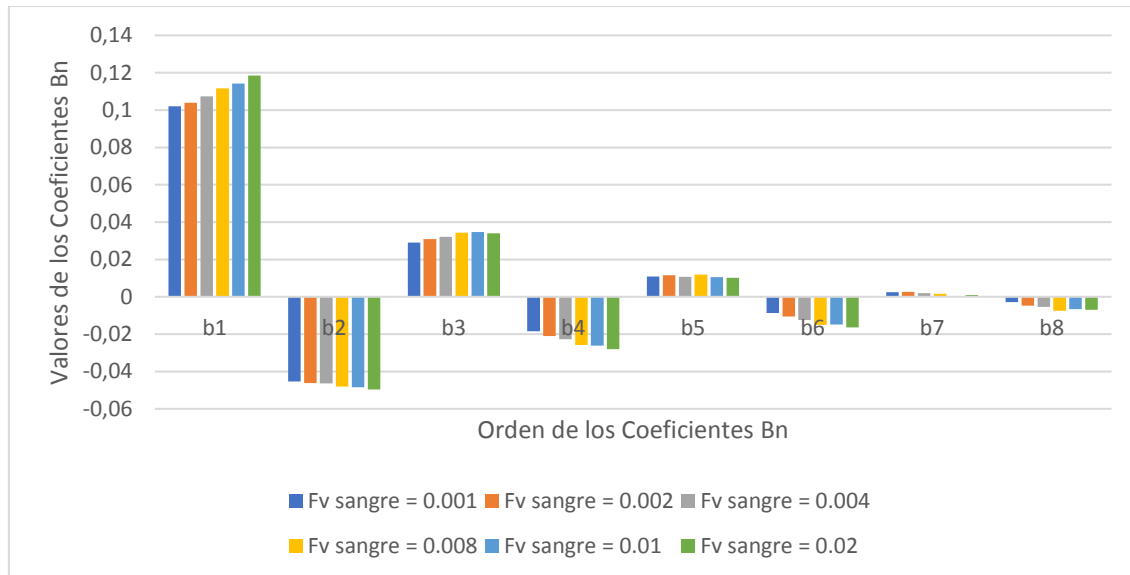


Figura 5.9. Valores nominales de los Coeficientes de Fourier de tipo b_n obtenidos.

El coeficiente de Fourier a_0 , siendo independiente de las funciones de seno y coseno que integran la serie, solo contribuye en un desplazamiento de la curva en el eje y, por lo tanto, se despreció para este estudio. Describiendo los coeficientes de Fourier como a_n y b_n se observa que a partir de $n = 4$ no presentan un valor apreciable con respecto a los demás, estos también fueron despreciados. Quedando solo para estudio los coeficientes de Fourier a_1, a_2, a_3, b_1, b_2 y b_3 .

Luego se procedió a graficar los valores de a_n y b_n a estudiar ($n = 1, 2$ y 3) en función de los distintos valores de Fv_{sangre} para poder observar su comportamiento individual a medida que aumentamos Fv_{sangre} . Dicho comportamiento se muestra en las siguientes gráficas.

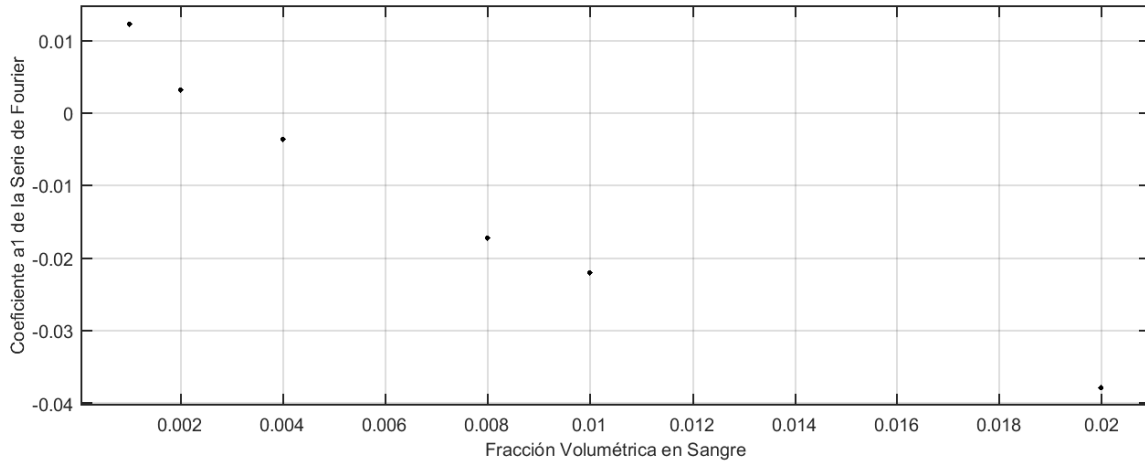


Figura 5.10. Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_1 con respecto a Fv_{sangre} .

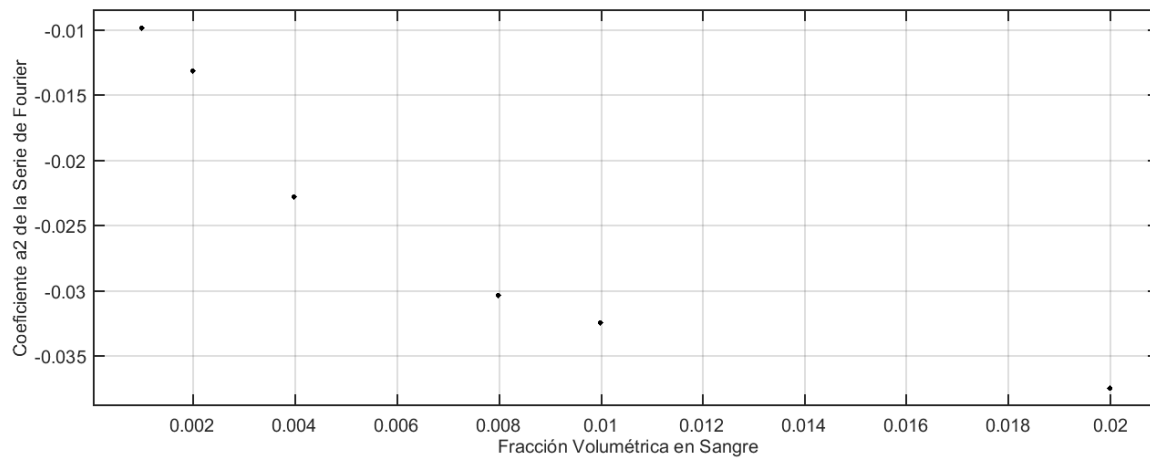


Figura 5.11. Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_2 con respecto a Fv_{sangre} .

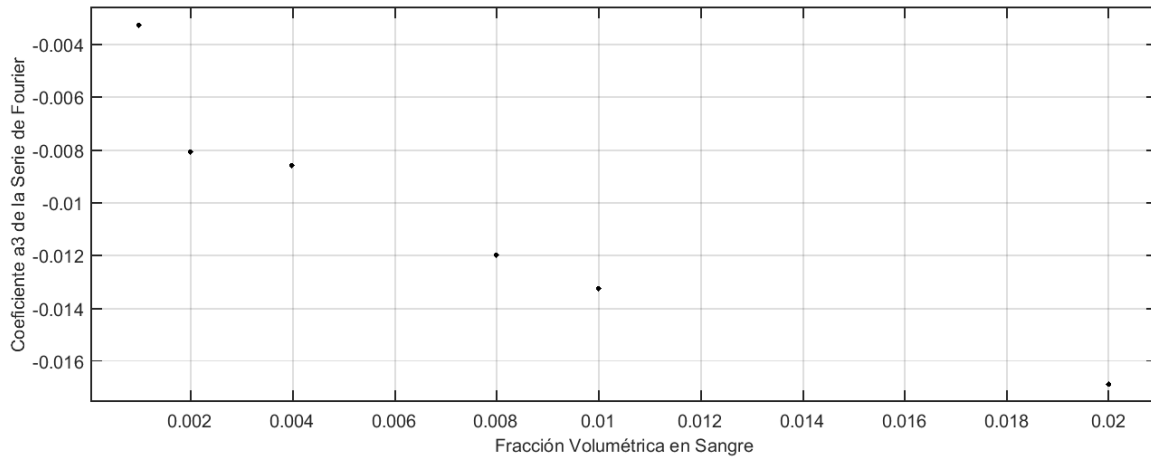


Figura 5.12. Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_3 con respecto a Fv_{sangre}

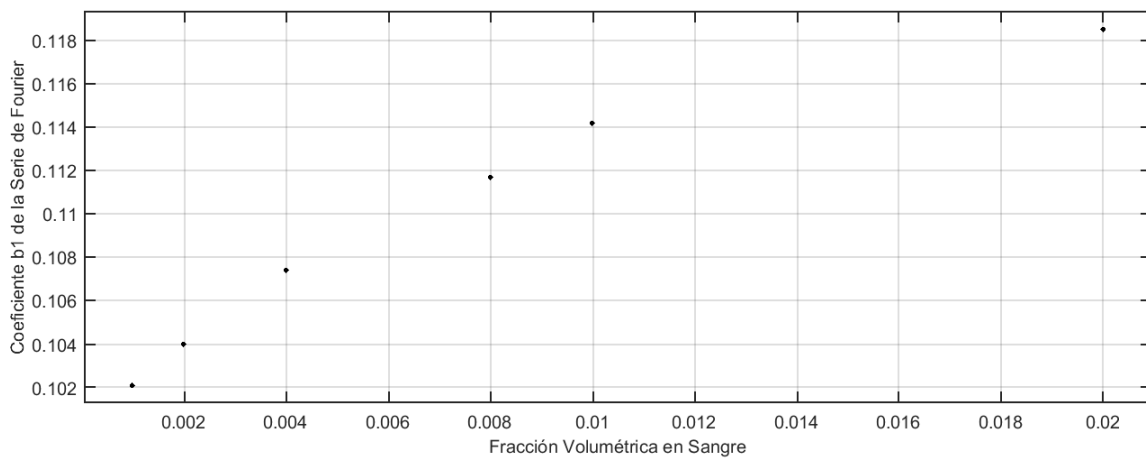


Figura 5.13. Comportamiento del Coeficiente de Fourier b_1 con respecto a Fv_{sangre} .

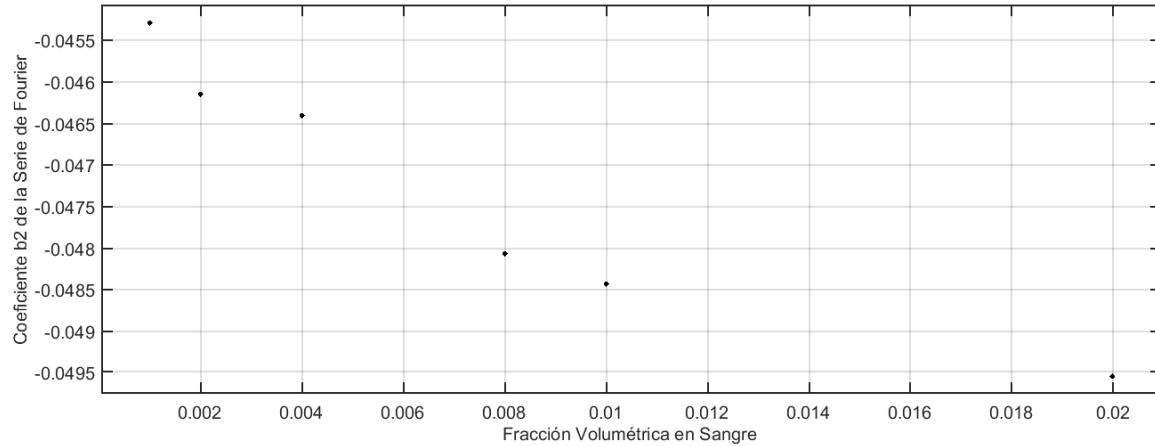


Figura 5.14. Comportamiento del Coeficiente de Fourier b_2 con respecto a Fv_{sangre} .

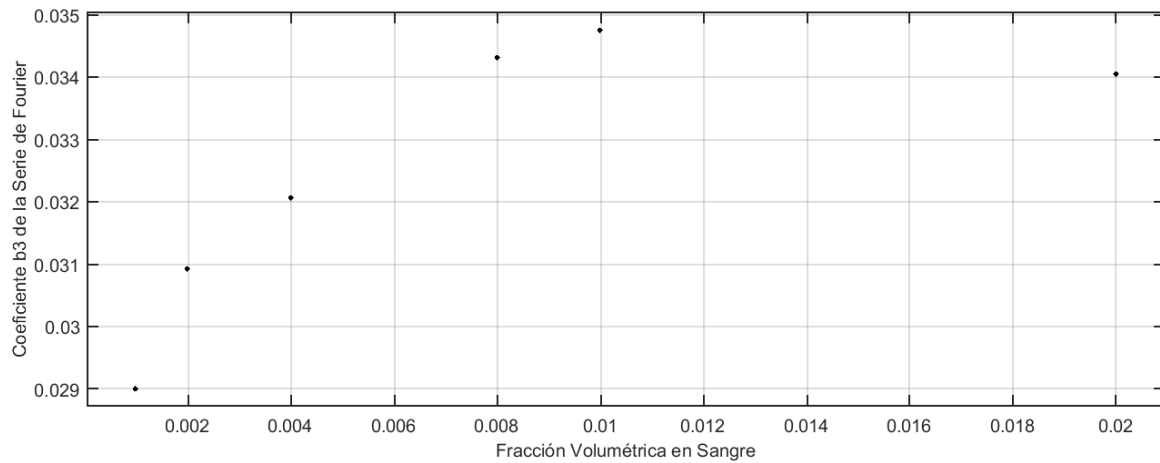


Figura 5.15. Comportamiento del Coeficiente de Fourier b_3 con respecto a Fv_{sangre} .

En las gráficas 5.10, 5.11 y 5.12 se presentan los resultados obtenidos al relacionar los Coeficientes de Fourier a_n con Fv_{sangre} . En ellas se puede observar el comportamiento de cada coeficiente a_n por separado y darse cuenta que a_1 , a_2 y a_3 disminuyen a medida que Fv_{sangre} aumenta. De esta manera se observa que el decrecimiento exponencial se denota en el conjunto completo de a_n estudiado (a_1 , a_2

y a_3 respectivamente), comportándose cada uno de manera similar al enfrentar variaciones de Fv_{sangre} .

Para el caso de los Coeficientes de Fourier del tipo b_n se mostraron los resultados en las gráficas 5.13, 5.14 y 5.15. En ellas se verifica que a medida que aumenta Fv_{sangre} , b_1 aumenta, b_2 disminuye y b_3 aumenta. El conjunto de Coeficientes b_n no presenta un comportamiento similar ni ordenado, presentando grandes variaciones entre sí. Este comportamiento contrario y errático a medida que aumentamos n permite descartar este conjunto del estudio y determinación del coeficiente de absorción en la dermis.

Para poder obtener las relaciones matemáticas que vinculen los Coeficientes de la Serie de Fourier con la variable Fv_{sangre} se utilizó de nuevo el Método de Mínimos Cuadrados y ajuste de curva por Polinomio Trigonométrico, se procedió a buscar la función $f(x)$ que mejor se ajustara a cada una de las curvas anteriores. Mediante el programa MatLab versión R2017a y su comando para ajuste de curva *curve fitting* se compararon todos los ajustes polinomiales disponibles para los comportamientos individuales de los Coeficiente de Fourier estudiados. Los resultados se muestran en la tabla 5.5.

Tabla 5.5. Cuadro comparativo de eficacia de ajuste polinomial de curva ($n = 1, 2, 3, 4$ y 5) para cada Coeficiente de Fourier de tipo a_n estudiado.

Coeficiente de Fourier Tipo a_n	Tipo de Ajuste Polinomial	Desviación Cuadrática Media
a_1	de orden 1	0.9296285149115935
	de orden 2	0.9934345547620533
	de orden 3	0.9961684317767129
	de orden 4	0.9971705449324799
	de orden 5	1.0
a_2	de orden 1	0.8032949681202532
	de orden 2	0.9857171020489336
	de orden 3	0.9964515662301626
	de orden 4	0.9965748672388351
	de orden 5	1.0
a_3	de orden 1	0.8591912341567329
	de orden 2	0.9419687809282122
	de orden 3	0.9560211892166344
	de orden 4	0.971000454159144
	de orden 5	1.0

Analizando la tabla comparativa anterior se puede observar un aumento en la exactitud de ajuste a medida que aumentamos el grado de polinomio para cada Coeficiente de Fourier.

También pudimos notar que, a partir del ajuste polinomial de segundo orden, en cada caso las exactitudes entre un ajuste y otro son muy similares, permaneciendo en un rango entre 0,941 y 1. El ajuste polinomial de grado uno fue descartado.

Para simplificar las ecuaciones y trabajar con menor cantidad de términos se escogió el ajuste polinomial de segundo orden. A continuación, se presentan gráficas de ajuste de curva por polinomio trigonométrico de segundo orden para cada comportamiento de Coeficiente de Fourier de tipo a_n estudiado con respecto a la variación de fracción de volumen de vasos sanguíneos Fv_{sangre} .

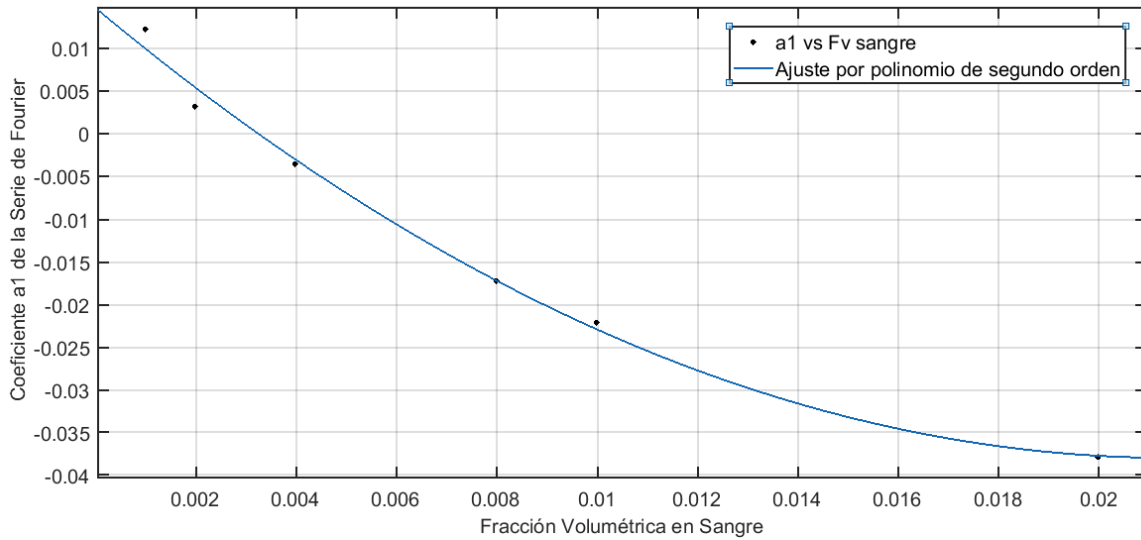


Figura 5.16. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_1 con respecto a Fv_{sangre} mediante polinomio de segundo orden.

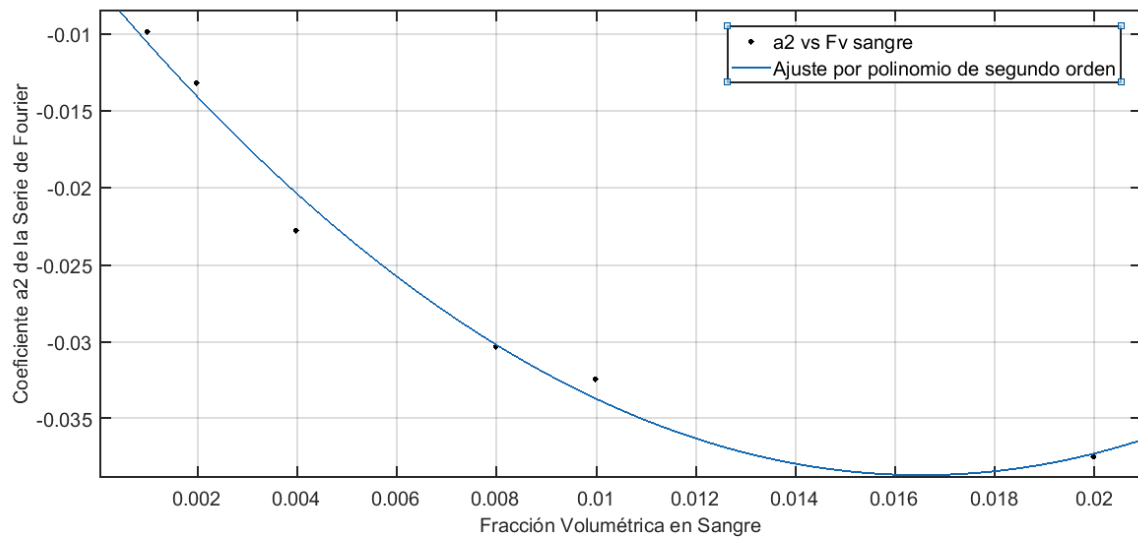


Figura 5.17. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_2 con respecto a Fv_{sangre} mediante polinomio de segundo orden.

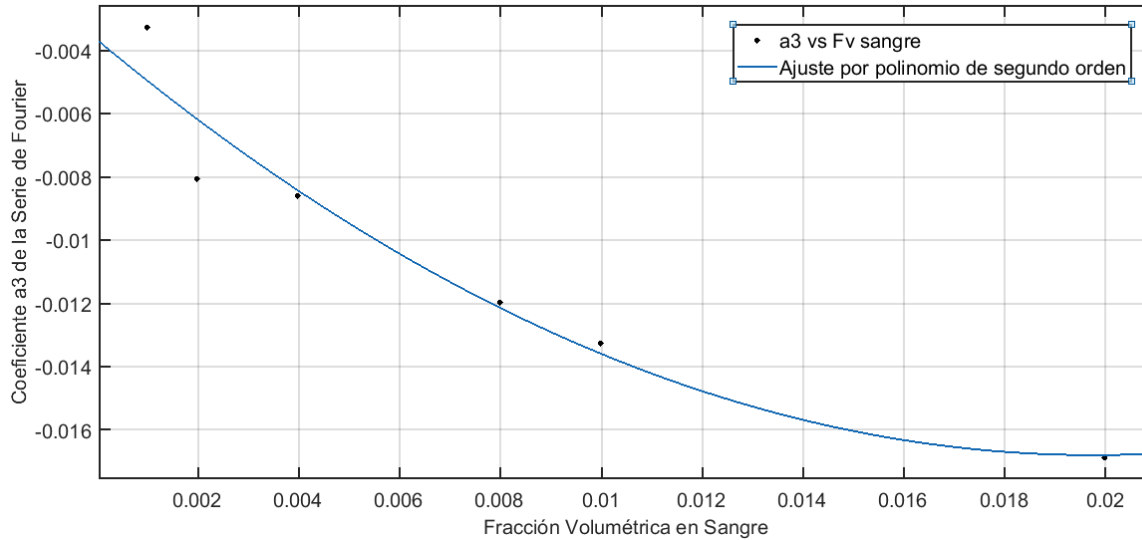


Figura 5.18. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_3 con respecto a Fv_{sangre} mediante polinomio de segundo orden.

Mediante este método se obtuvieron los coeficientes de tipo $p1_n$, $p2_n$ y $p3_n$ necesarios para la determinación del coeficiente de absorción en la dermis. En la tabla 5.6 se presentan los resultados.

Tabla 5.6. Valores de los Coeficientes del polinomio de segundo orden para cada valor de Coeficiente de Fourier de tipo a_n estudiado.

Coeficiente de Fourier	n	$p1$	$p2$	$p3$	Desviación Cuadrática Media
a_1	1	0,005661	-0,02249	-0,01557	0,9934
a_2	2	0,00577	-0,01482	-0,02912	0,9857
a_3	3	0,001667	-0,00581	-0,01172	0,942

5.3. Determinación del Coeficiente de Absorción en la Dermis

Luego de obtener los valores de Reflectancia Difusa simulados para cada valor de Fv_{sangre} (0,001; 0,002; 0,004; 0,008; 0,01 y 0,02) en el rango espectral de 430nm a 700nm, analizar el comportamiento individual de cada Coeficiente de Fourier con respecto a Fv_{sangre} , obtener los valores de los Coeficientes del polinomio de segundo orden para cada Coeficiente de Fourier estudiado reflejados en la tabla 5.6 y desarrollar la ecuación 4.16 se procedió a calcular las raíces del polinomio de segundo orden mediante el algoritmo matemático denominado *root* presente en el programa MatLab versión R2017a. De esta manera se obtuvieron los valores de Fv_{sangre} determinados.

Tabla 5.7. Verificación de valores de Fv_{sangre} con respecto a sus valores iniciales.

Se presenta el error porcentual para cada caso y error porcentual promedio.

Fv_{sangre} inicial	Fv_{sangre} determinados	Error %
0,001	0,00095	5,15
0,002	0,00198	1,22
0,004	0,00385	3,68
0,008	0,00820	2,49
0,01	0,00963	3,75
0,02	0,02157	7,85

Error Promediado %	4,02
--------------------	------

Los valores obtenidos presentan un error promedio de 4,02%.

Finalmente, mediante las ecuaciones 2.11 y 2.12 se puede determinar para cada valor de longitud de onda dentro del espectro visible el valor del coeficiente de absorción en la dermis para cada valor de Fv_{sangre} .

5.4. Determinación del Coeficiente de Absorción en la Dermis simulada por Phantom

De manera análoga a la fracción de volumen en los vasos sanguíneos presentes en la capa de la dermis de la piel humana, para cada uno de los phantom realizados en laboratorio se varió la concentración de gelatina roja. Inicialmente los parámetros de control fueron

Tabla 5.8. Valores de concentración inicial C_i de gelatina roja para cada phantom realizado.

Phantom	Concentración Inicial C_i en (g/ml)
15%	0,15
17%	0,17
19%	0,19
21%	0,21
23%	0,23
25%	0,25
27%	0,27
29%	0,29
31%	0,31
33%	0,33

Mediante el *Espectrofotómetro de Reflectancia Difusa Miniscan XE Plus* se obtuvieron los valores de Reflectancia Difusa para cada phantom y se obtuvieron las siguientes curvas espectrales.

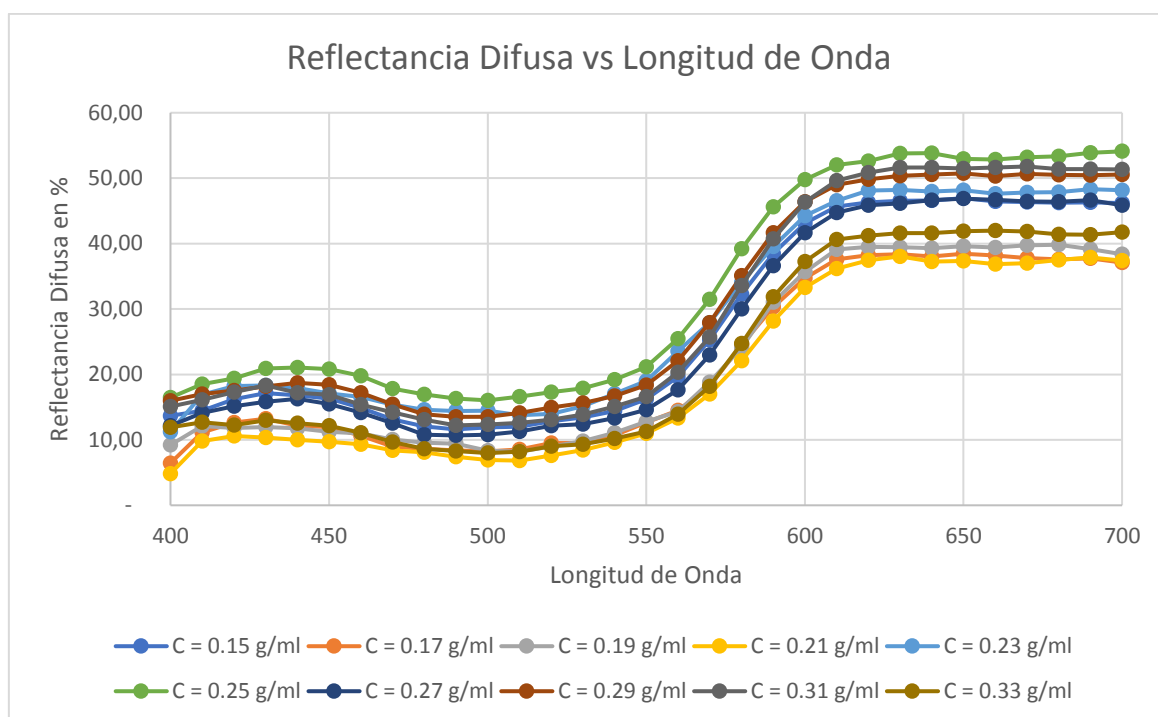


Figura 5.19. Espectros de Reflectancia Difusa R_d para cada phantom con concentración específica.

Mediante el Método de Mínimos Cuadrados, Expansión en Serie de Fourier de octavo orden y el comando *curve fitting* del programa MatLab versión R2017a se ajustaron cada una de las curvas obtenidas para cada concentración.

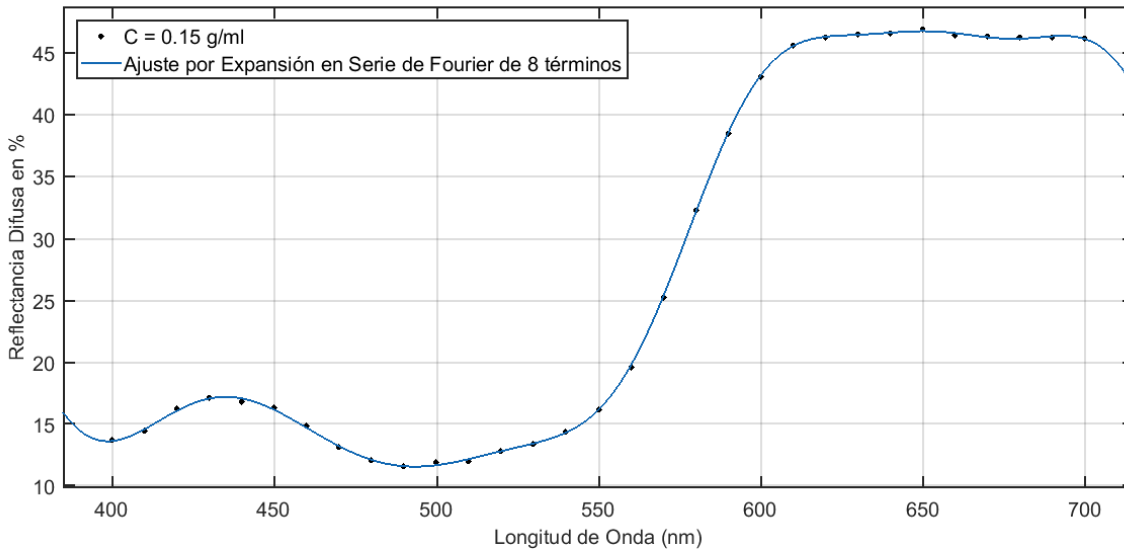


Figura 5.20. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.15 \text{ g/ml}$.

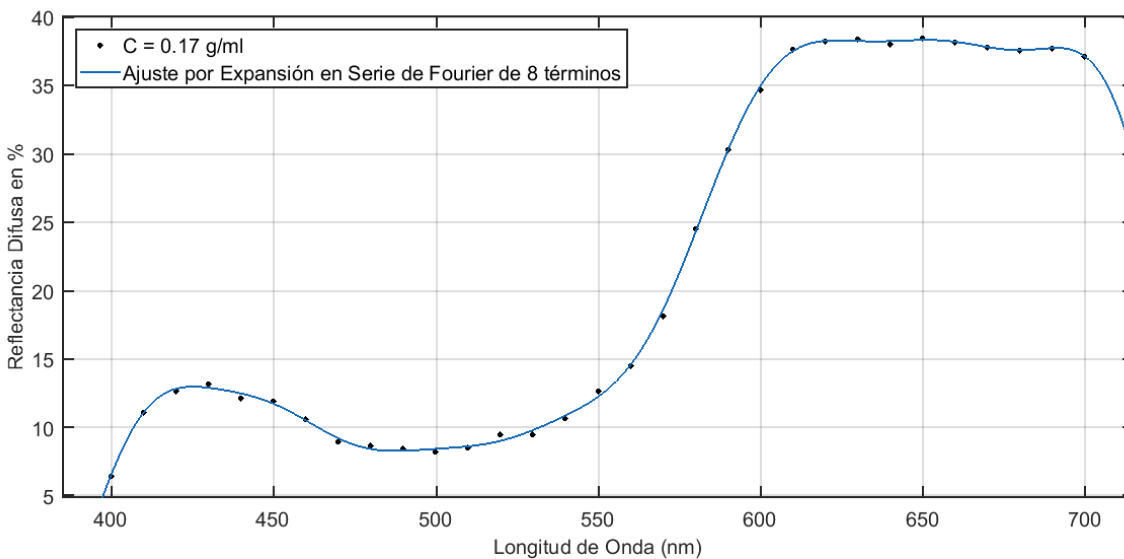


Figura 5.21. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.17 \text{ g/ml}$.

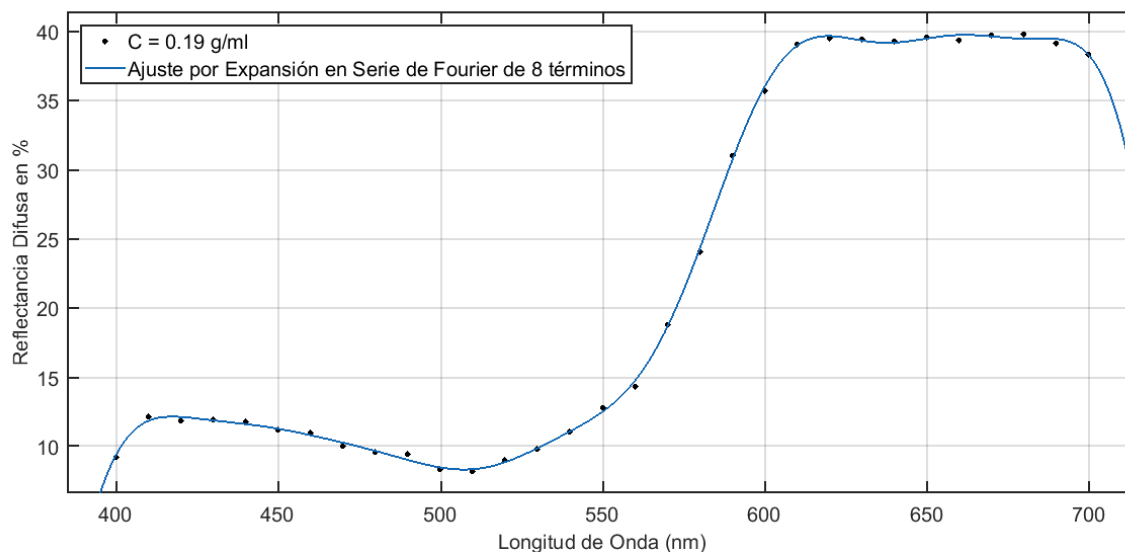


Figura 5.22. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.19 \text{ g/ml}$.

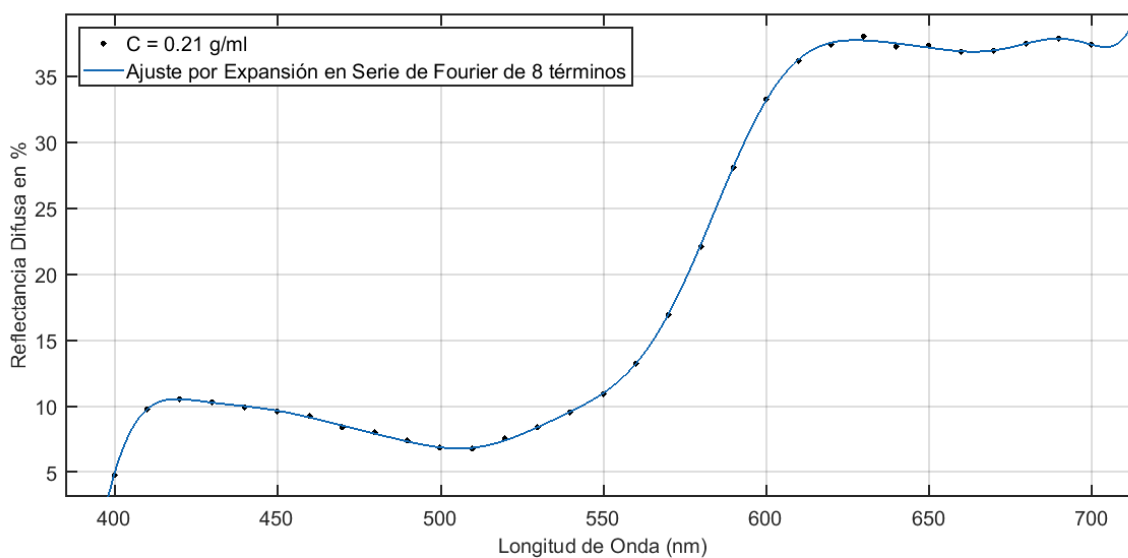


Figura 5.23. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.21 \text{ g/ml}$.

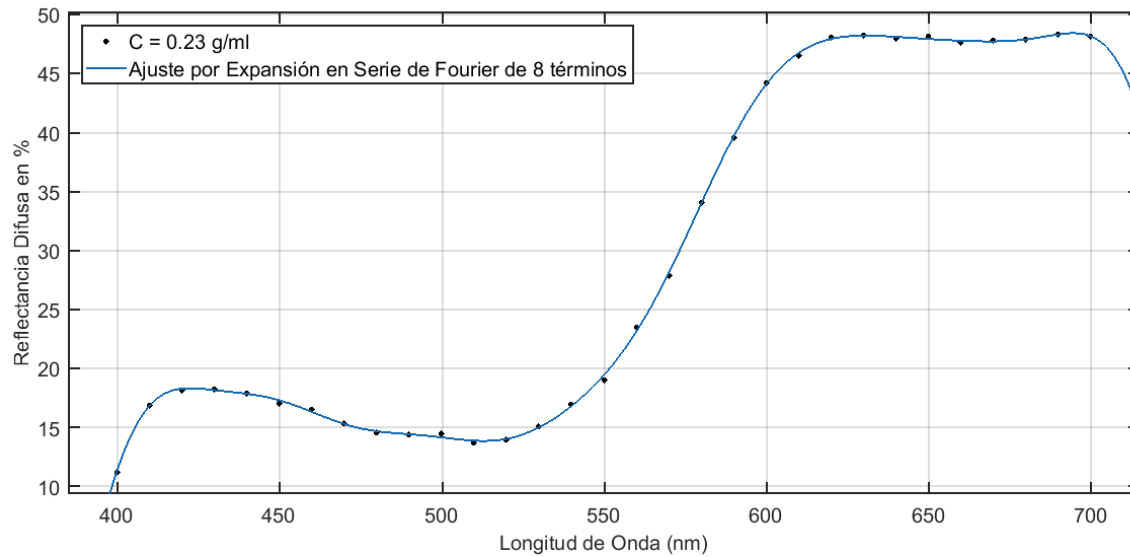


Figura 5.24. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.23 \text{ g/ml}$.

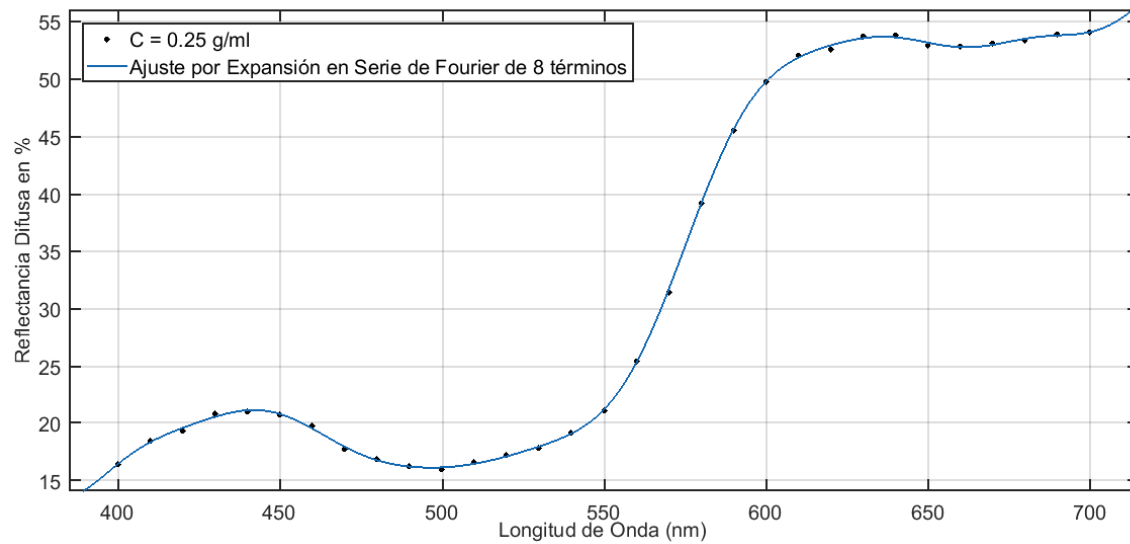


Figura 5.25. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.25 \text{ g/ml}$.

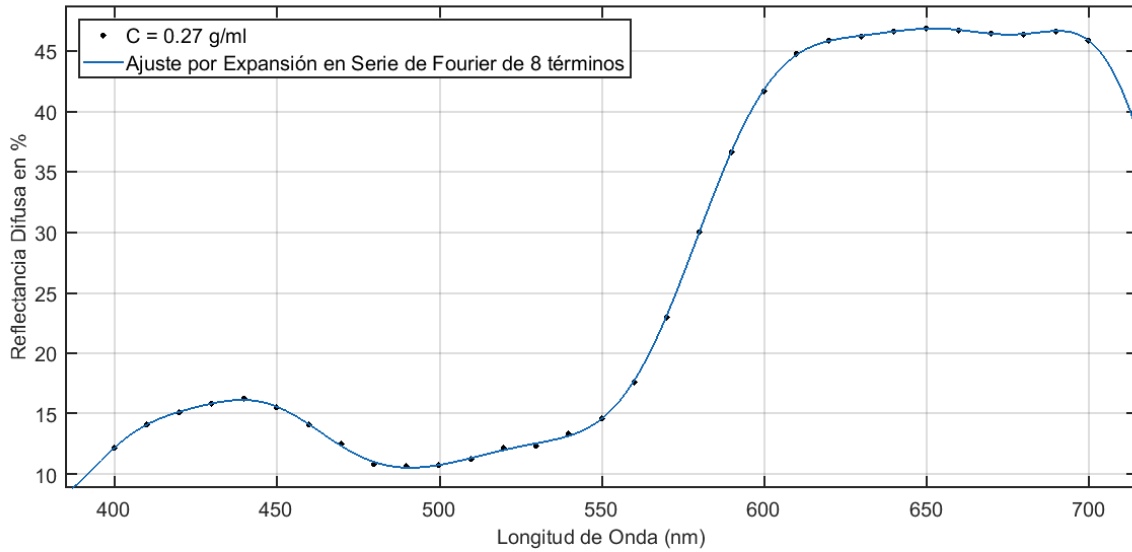


Figura 5.26. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.27 \text{ g/ml}$.

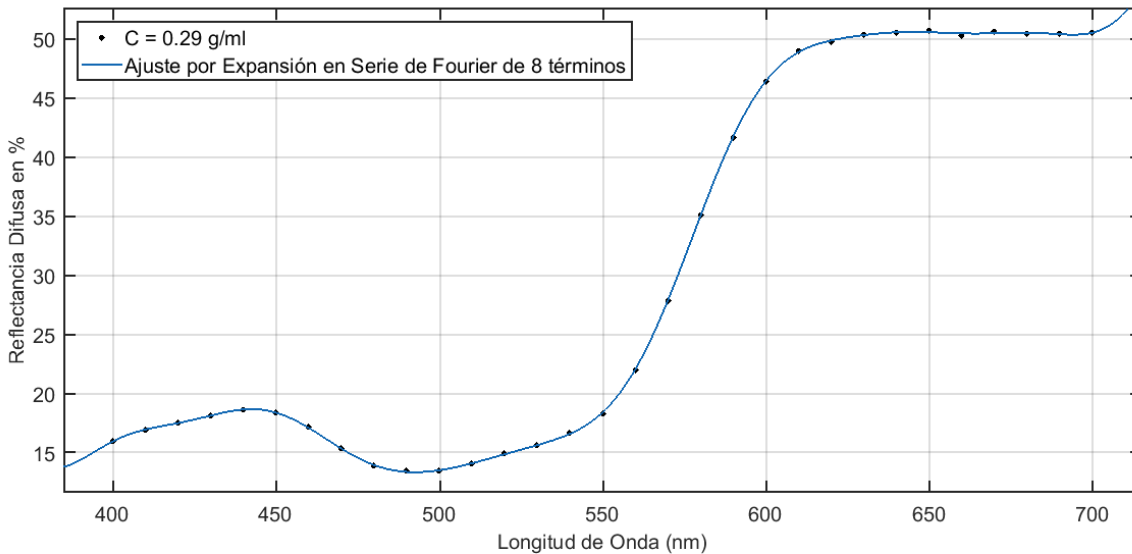


Figura 5.27. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.29 \text{ g/ml}$.

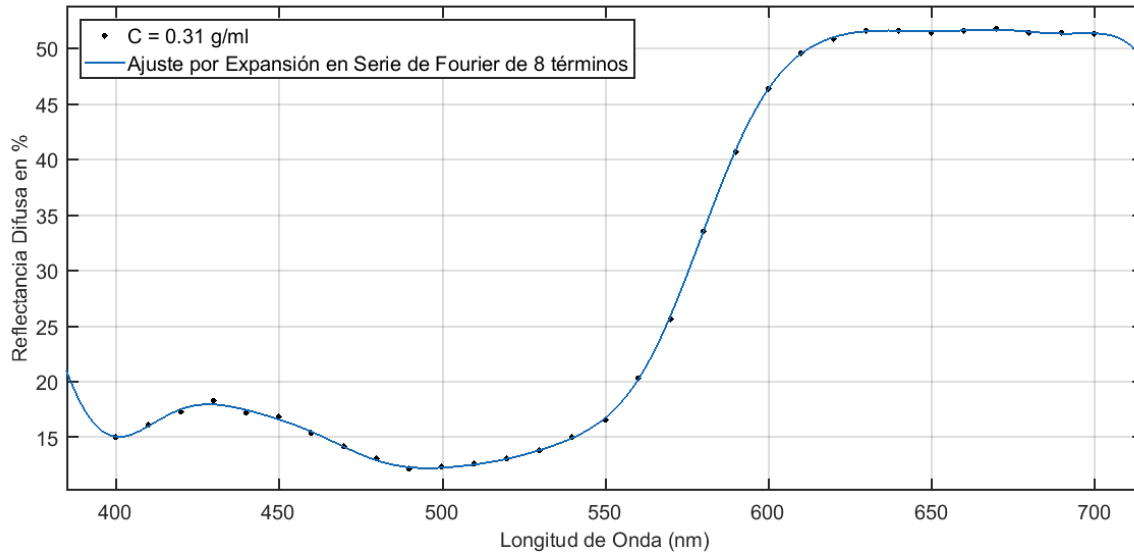


Figura 5.28. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.31 \text{ g/ml}$.

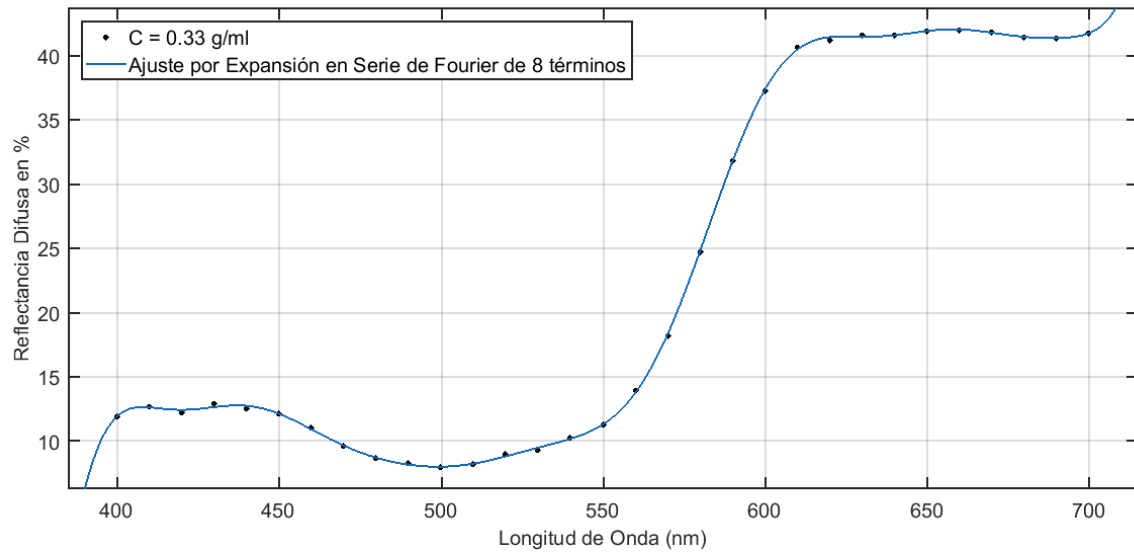


Figura 5.29. Ajuste del espectro de Reflectancia Difusa R_d por Expansión en Serie de Fourier para $C_i = 0.33 \text{ g/ml}$.

Tabla 5.9. Desviación cuadrática media del ajuste de la curva por expansión en Serie de Fourier para cada valor de C_i .

Concentración C_i	Desviación Cuadrática Media
0,15	0.9999
0,17	0.9997
0,19	0.9998
0,21	0.9999
0,23	0.9998
0,25	0.9999
0,27	0.9999
0,29	0.9999
0,31	0.9999
0,33	0.9999

Según la tabla 5.10 se puede observar que el procedimiento mediante expansión en Serie de Fourier de octavo orden presenta un excelente ajuste de curva en cada caso de concentración.

De esta manera se obtuvieron las familias de Coeficientes de Fourier a_n y b_n para cada concentración y se procedió a estudiar su comportamiento. Excluyendo los Coeficiente de Fourier a_0 , a_4 , a_5 , a_6 , a_7 y a_8 y la familia de b_n , se estudiaron solo a a_1 , a_2 y a_3 , como lo plantea el procedimiento anterior.

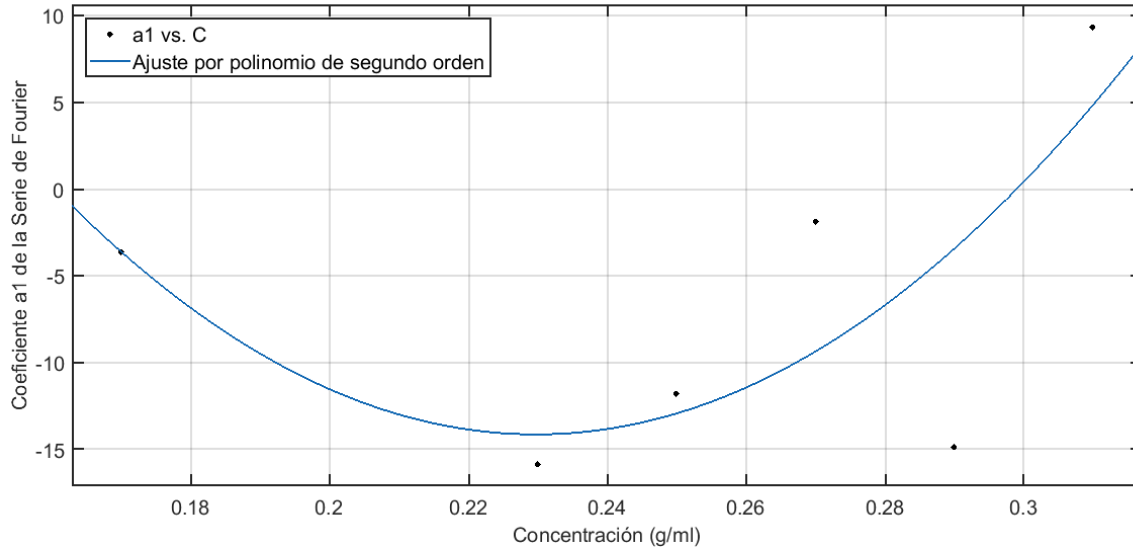


Figura 5.30. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_1 con respecto a C_i mediante polinomio de segundo orden.

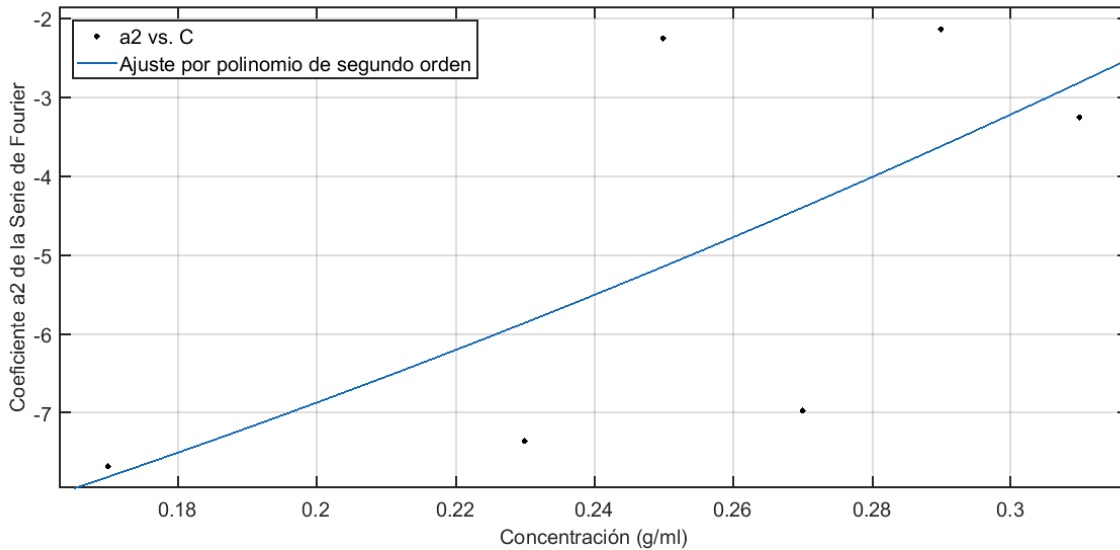


Figura 5.31. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_2 con respecto a C_i mediante polinomio de segundo orden.

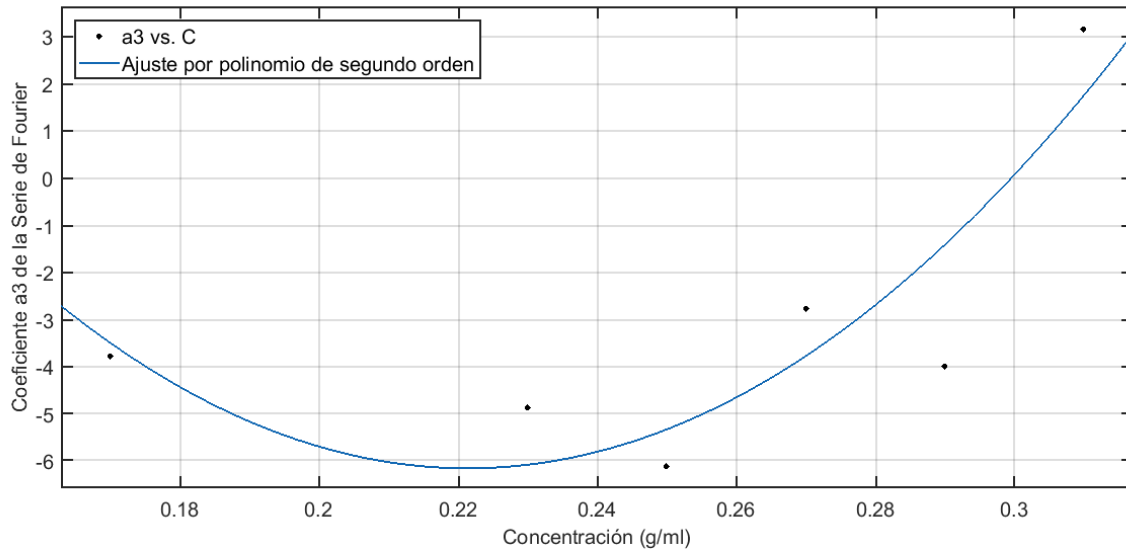


Figura 5.32. Ajuste del Comportamiento del Coeficiente de Fourier a_3 con respecto a C_i mediante polinomio de segundo orden.

Mediante este método se pudo obtener los valores de los Coeficientes del polinomio de segundo orden usado para ajustar cada curva y mediante el uso de la ecuación 4.16 se obtuvieron los valores verificados de las concentraciones características de cada phantom elaborado en laboratorio.

Tabla 5.10. Verificación de valores de concentración en phantom con respecto a sus valores iniciales C_i . Se presenta el error porcentual para cada caso y error porcentual promedio.

Concentración Inicial C_i	Concentración Recuperada	Error %
0,15	0,138	8,69
0,17	0,189	10,05
0,19	0,176	7,95
0,21	0,194	8,24
0,23	0,249	7,63
0,25	0,273	8,42
0,27	0,299	9,69
0,29	0,265	9,43
0,31	0,341	9,09
0,33	0,369	10,56
Error Promediado %		8,97

Los valores obtenidos presentan un error promedio de 8,97%, algo mayor que el error porcentual promedio de los valores de Fv_{sangre} determinados mediante el mismo método. Este aumento en el error se debe a la alta dispersión de puntos presente en el ajuste por polinomio de segundo orden.

Capítulo 6

Conclusiones

En la presente investigación se cumplieron todos los objetivos trazados, concluyendo lo siguiente:

- El procedimiento de parametrización óptica descrito en este trabajo que permitió verificar los valores de fracción volumétrica en los vasos sanguíneos y así determinar el coeficiente de absorción en la Dermis es sencillo, eficaz y rápido. Esta metodología puede ser utilizada para determinar cualquier parámetro óptico presente en el medio turbio no homogéneo en estudio.
 - El Método de Monte Carlo es un método fiable para encontrar la solución al Problema Inverso partiendo de la Ecuación de Transferencia Radiativa.
 - El Método de Monte Carlo Multi-layered o Multicapa utilizado sí modela eficazmente la piel humana.
 - Aunque el MCML es una herramienta que devenga tiempo y esfuerzo computacional, permite simular el fenómeno de interacción entre un haz de luz colimado y un medio estratificado de tres capas como lo es la piel humana.
 - La Reflectancia difusa R_d disminuye a medida que aumentamos la Fracción Volumétrica de vasos sanguíneos presente en la piel Fv_{sangre} .
-

- En nuestro estudio, el rango espectral de interés para variación de la Reflectancia Difusa es de 500nm a 640nm, para todas las demás longitudes de onda no se observaron grandes cambios al variar Fv_{sangre} .
 - A mayor concentración por volumen de vasos sanguíneos en la Dermis mayor es la variación de la Reflectancia Difusa Rd . $Fv_{sangre} > 0,004$.
 - La Expansión en Serie de Fourier es una herramienta formidable para ajustar cualquier nube o distribución de datos que puedan generar un espectro.
 - Se demostró que los Coeficientes de Fourier de un polinomio trigonométrico pueden convertirse en observables y que funcionan como transporte de información sobre los parámetros ópticos de un medio turbio no homogéneo como la piel humana.
 - El problema de crear una metodología sencilla para la parametrización óptica de la piel humana surge al comprender que la respuesta obtenida mediante medición, llámese Reflectancia Difusa Rd , es la respuesta de toda la piel y no la respuesta de cada capa.
 - Los Coeficientes de Fourier observables para determinar el valor del coeficiente de absorción en la Dermis son a_1 , a_2 y a_3 .
 - Los Coeficientes de Fourier mayores a $n = 4$ fueron despreciables para nuestro estudio por su bajo contenido en información nominal.
 - Los Coeficientes de Fourier del tipo b_n no son observables confiables para la recuperación del coeficiente de absorción en las Dermis.
-

-
- La verificación experimental mediante phantom producidos en laboratorio permitió certificar la veracidad de los resultados obtenidos mediante simulaciones numéricas.
 - El ajuste polinomial de segundo orden del espectro del comportamiento de los Coeficientes de Fourier con respecto a la fracción volumétrica de los vasos sanguíneos presente en la dermis Fv_{sangre} nos permitió obtener la relación matemática vinculante entre los observables a_1 , a_2 y a_3 y Fv_{sangre} , para la posterior determinación del coeficiente de absorción en la Dermis.
 - La hemoglobina como cromóforo principal presente en la Dermis es el que mayor influencia presenta al momento de determinar el coeficiente de absorción.
 - El programa MatLab versión R2017a es una muy buena herramienta de graficación, parametrización y programación, ahorrando tiempo y esfuerzo.
 - El procedimiento de parametrización óptica aquí descrito presenta una gran herramienta de caracterización de la piel no invasiva para la prevención, detección y tratamientos de lesiones cutáneas melanocíticas.

En la lucha contra el cáncer la guerra no está perdida, ganando pequeñas batallas como ésta y permaneciendo constantes en el frente podemos tener la certeza que muy pronto erradicaremos este mal que tanto daño ha generado en la humanidad. La constancia y progreso en la investigación es la solución para todo problema.

Esta investigación fue presentada de manera presencial el día 23 de Noviembre del 2018 en el Congreso de la Sociedad Venezolana de Física (SVF), realizado en el marco de la LXVIII Convención anual de la Asociación Venezolana para el Avance de la Ciencia (AsoVAC), en las instalaciones de la Universidad Metropolitana de Caracas (UNIMET). El certificado de presentación de trabajo libre se anexa en el apéndice B.

610	10,82900	10,82900	10,82900	10,82900	10,82900	10,82900
620	10,26330	10,26330	10,26330	10,26330	10,26330	10,26330
630	9,73664	9,73664	9,73664	9,73664	9,73664	9,73664
640	9,24573	9,24573	9,24573	9,24573	9,24573	9,24573
650	8,78758	8,78758	8,78758	8,78758	8,78758	8,78758
660	8,35954	8,35954	8,35954	8,35954	8,35954	8,35954
670	7,95917	7,95917	7,95917	7,95917	7,95917	7,95917
680	7,58429	7,58429	7,58429	7,58429	7,58429	7,58429
690	7,23292	7,23292	7,23292	7,23292	7,23292	7,23292
700	6,90325	6,90325	6,90325	6,90325	6,90325	6,90325

Coeficiente de Absorción μ_a						
Dermis						
λ	$Fv_{sangre}=0.001$	$Fv_{sangre}=0.002$	$Fv_{sangre}=0.004$	$Fv_{sangre}=0.008$	$Fv_{sangre}=0.01$	$Fv_{sangre}=0.02$
430	3,25669	4,95023	8,33731	15,11150	18,49850	35,43390
440	2,34161	3,30502	5,23182	9,08544	11,01230	20,64630
450	1,60834	1,99749	2,77580	4,33241	5,11071	9,00224
460	1,29123	1,50000	1,91753	2,75260	3,17014	5,25781
470	1,11887	1,27284	1,58076	2,19662	2,50455	4,04418
480	0,98934	1,11484	1,36584	1,86785	2,11885	3,37386
490	0,89356	1,01018	1,24343	1,70992	1,94316	3,10939
500	0,81346	0,92470	1,14719	1,59215	1,81464	2,92706
510	0,75225	0,86652	1,09508	1,55218	1,78073	2,92348
520	0,72158	0,86042	1,13810	1,69347	1,97115	3,35956
530	0,74734	0,95944	1,38363	2,23201	2,65620	4,77714
540	0,76997	1,04552	1,59662	2,69883	3,24993	6,00545
550	0,70299	0,94668	1,43405	2,40880	2,89617	5,33304
560	0,63158	0,83404	1,23896	2,04881	2,45373	4,47834
570	0,64169	0,88021	1,35726	2,31136	2,78841	5,17366
580	0,63113	0,88142	1,38199	2,38313	2,88369	5,38654
590	0,45701	0,55236	0,74305	1,12444	1,31513	2,26860
600	0,37731	0,40945	0,47373	0,60228	0,66656	0,98796
610	0,34933	0,36768	0,40439	0,47779	0,51449	0,69800
620	0,33096	0,34313	0,36748	0,41617	0,44052	0,56225
630	0,31733	0,32636	0,34442	0,38054	0,39860	0,48890
640	0,30658	0,31387	0,32844	0,35760	0,37218	0,44507
650	0,29774	0,30394	0,31635	0,34116	0,35357	0,41561

Apéndice B

B.1. Certificado de presentación en el Congreso de la Sociedad Venezolana de Física (SVF) 2018



La Asociación Venezolana para el Avance de la Ciencia (AsoVAC) y la Sociedad Venezolana de Física (SVF) otorga el presente


CERTIFICADO a:


Victor Fránquiz, Aaron Muñoz

Por la presentación del trabajo libre:

RECUPERACIÓN DEL COEFICIENTE DE ABSORCIÓN EN LA DERMIS DEL TEJIDO HUMANO

en el IX Congreso de la Sociedad Venezolana de Física el cual fue realizado los días 22 y 23 de Noviembre en el marco de la LXVIII Convención anual de AsoVAC.


Dr. Ernesto Fuenmayor Di Prisco
Coordinador General
LXVIII Convención


Caracas 23 de noviembre de 2018



Dr. Jorge Stephany
Presidente
SVF

Figura B.1. Certificado de presentación en el Congreso de la Sociedad Venezolana de Física (SVF) 2018

Bibliografías

- [1] R. A. J. Groenhuis, H. A. Ferwerda and J. J. T. Bosch, "Scattering and absorption of turbid materials determined from reflection measurements. 1: theory," in *Applied Optics*, vol. 22, 1983, pp. 2446 - 2454.
 - [2] J. M. Schmitt, G. X. Zhou, E. C. Walker and R. T. Wall, "Multilayer model of photon diffusion in skin," in *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 7, 1990, pp. 2141-2149.
 - [3] J. M. Steinke and A. P. Sheperd, "Diffuse reflectance of whole blood: Model for a diverging light beam," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 34, 1986, pp. 826-833.
 - [4] G. Pocock and C. Richards, *Fisiología Humana*, 2002.
 - [5] G. Thibodeau and K. Patton, *Anatomía y Fisiología*, 2da ed., 1995.
 - [6] S. Jacob, *Atlas de Anatomia Humana*, 1era ed., 2003.
 - [7] A. Rook, in *Rook's textbook of dermatology*, Vols. 1-4, 2004.
 - [8] E. Hecht, *Optics*, 2016, p. 108.
 - [9] A. D. McNaught and A. Wilkinson, "Chromophore," in *IUPAC Compendium of Chemical Terminology, 2nd ed. (the "Gold Book")*, 1997.
 - [10] S. A. Prahl, "Tabulated molar extinction coefficient for hemoglobin in water," 2010. [Online]. Available: <http://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html>..
 - [11] S. A. Prahl, "Tabulated molar extinction coefficient for bilirubin dissolved in chloroform," 2010. [Online]. Available: <http://omlc.org/spectra/PhotochemCAD/html/bilirubin.html>.
 - [12] S. A. Prahl, "Optical absorption spectrum of Beta-carotene in hexane," 2012. [Online]. Available: <http://omlc.org/spectra/PhotochemCAD/data/041-abs.txt>..
-

- [13] H. Buiteveld, J. H. M. Hakvoort and M. Donze, "Optical properties of pure water," in *Ocean Optics XII*, 1994.
- [14] R. Veen and col., "Determination of VIS- NIR absorption coefficients of mammalian fat, with time- and spatially resolved diffuse reflectance and transmission spectroscopy," in *Biomedical Topical Meeting*, 2004.
- [15] L. C. Henyey and J. L. Greenstein, "Diffuse radiation in the Galaxy," in *The Astrophysical Journal*, 1941.
- [16] M. Van Gemert and col., "Skin optics," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1989, pp. 1146-1154.
- [17] A. Carramiñana, "Transferencia radiativa," in *Radiación*, 2018, pp. 6-9.
- [18] M. H. Kalos and P. A. Whitlock, *Monte Carlo Methods Volume 1: Basics*, 1986.
- [19] L. Wang and S. Jacques, *Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered Tissues in Standard C*, Portland, 1995.
- [20] T. J. Farrell, M. Patterson and B. Wilson, "A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties in vivo," in *Med. Phys.*, vol. 19, 1992, pp. 559-568.
- [21] S. Gottlieb, J. S. Hesthaven and D. Gottlieb, *Spectral Methods for Time-Dependent Problems TEXbook*, 2007.
- [22] A. Muñoz, *Determinación de las Propiedades Ópticas de Medios Turbios a partir de Curvas de Reflectancia Difusa mediante Ajuste por de Series de Fourier*, 2012.
- [23] Norimichi, Tsumura and col., *Mapping pigmentation in human skin by multivisiblespectral imaging by inverse optical scattering technique*, 2006.
- [24] S. Jacques, J. A. Atencio, S. Vázquez and Montiel, "Monte Carlo Modeling of Light Propagation in Neonatal Skin," in *Applications of Monte Carlo Methods in Biology, Medicine and Other Fields of Science*, 2011, pp. 297-314.
- [25] Ding, Huafeng and col., "Refractive indices of human skin tissues at eight wavelengths and estimated dispersion relations between 300 and 1600 nm," in *Physics in Medicine and Biology*, 2006, pp. 1479-1489.
- [26] S. Jacques, "Optical properties of biological tissues: a review," in *Physics in Medicine and Biology*, 2013.
-

- [27] L. H. Wang and S. Jacques, "Hybrid model of monte carlo simulation and diffusion theory for light reflectance by turbid media," in *Journal of the Optical Society of America B*, vol. 10, 1993, pp. 1746-1752.