

***“ESTIMACIÓN DE PARÁMETROS ÓPTICOS DE LA
PIEL, BASADO EN FOTOTIPOS PARA
MODELOS DE SIMULACIÓN DE MONTECARLO”***

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

***DOCTOR EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA***

PRESENTA:

ERICK ENRIQUE AMEZCUA LÓPEZ

DIRECTOR DE LA TESIS:
DR. LUIS FRANCISCO CORRAL MARTÍNEZ

CHIHUAHUA, CHIH., ENERO 2026.





Instituto Tecnológico de Chihuahua
División de Estudios de Posgrado e Investigación

Chihuahua, Chih., 19/enero/2026

LEONCIO OCHOA CERVANTES
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
PRESENTE

En cumplimiento con los requerimientos para la obtención del grado de Doctor en Ciencias en Ingeniería Electrónica, le notificamos que el documento de tesis del alumno ERICK ENRIQUE AMEZCUA LÓPEZ titulado **"Estimación de parámetros ópticos de la piel basado en fototipos, para modelos de simulación de Montecarlo"**, dirigido por el Dr. Luis Francisco Corral Martínez, ha sido aprobado y aceptado para su impresión.

Por lo anterior, proponemos le sea concedida la autorización de impresión correspondiente.

Agradeciendo la atención a la presente, quedamos de usted:

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®
"La Técnica por el Engrandecimiento de México"

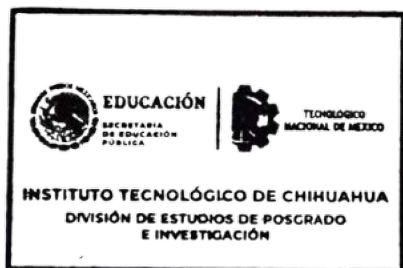
DR. LUIS FRANCISCO CORRAL MARTÍNEZ
DIRECTOR DE TESIS

DR. GERARDO TRUJILLO SCHIAFFINO
MIEMBRO DEL COMITÉ TUTORIAL

DR. MARCELINO ANGUIANO MORALES
MIEMBRO DEL COMITÉ TUTORIAL

DR. JUAN ALBERTO RAMÍREZ QUINTANA
MIEMBRO DEL COMITÉ TUTORIAL

DRA. NADIA TORNERO MARTÍNEZ
MIEMBRO DEL COMITÉ TUTORIAL



2026
año de
Margarita Maza





Educación
Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



Instituto Tecnológico de Chihuahua
División de Estudios de Posgrado e Investigación

Chihuahua, Chih., 20 de enero de 2026

ERICK ENRIQUE AMEZCUA LÓPEZ
PRESENTE

En cumplimiento con los requerimientos para la obtención del grado de Doctor en Ciencias en Ingeniería Electrónica y a propuesta de su Comité Tutorial, la División de Estudios de Posgrado e Investigación le concede la autorización para imprimir la tesis titulada **"Estimación de parámetros ópticos de la piel basado en fototipos, para modelos de simulación de Montecarlo"**, dirigida por el el Dr. Luis Francisco Corral Martínez con el siguiente contenido de capítulos:

- I - Antecedentes
- II - Marco teórico
- III - Simulación de Montecarlo
- IV - Fantasmas ópticos
- V - Mediciones en fantasmas ópticos mediante la técnica de esfera integradora
- VI - Mediciones in vivo de la piel para estimación de coeficientes de absorción
- VII - Conclusiones y trabajo a futuro

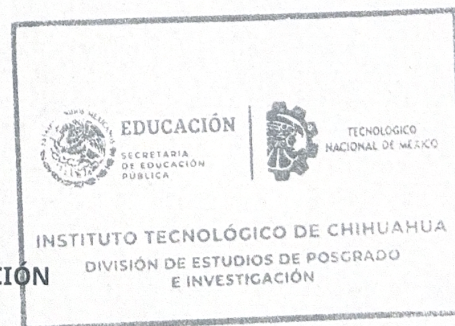
ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica

"La Técnica por el Engrandecimiento de México"

LEONCIO OCHOA CERVANTES
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

ccp. Archivo
LOC/vgo



2026
año de
Margarita
Maza



Av. Tecnológico No. 2909 Col. 10 de Mayo
C.P. 31200, Chihuahua, Chihuahua. Tel. (614) 2012000 Ext. 2157
e-mail: dir_chihuahua@tecnm.mx tecnm.mx <http://itichihuahua.mx/>



CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la ciudad de Chihuahua el día 20 de enero de 2026, la que suscribe **ERICK ENRIQUE AMEZCUA LÓPEZ** con número de control D19060654, del Doctorado en Ciencias en Ingeniería Electrónica adscrito a la División de Estudios de Posgrado e Investigación del Instituto Tecnológico de Chihuahua, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del el Dr. Luis Francisco Corral Martínez y cede los derechos del trabajo titulado **"Estimación de parámetros ópticos de la piel basado en fototipos, para modelos de simulación de Montecarlo"**, al Tecnológico Nacional de México y/o Instituto Tecnológico de Chihuahua para su difusión, divulgación, transmisión, reproducción, así como su digitalización con fines académicos y de investigación.

ERICK ENRIQUE AMEZCUA LÓPEZ



2026
año de
Margarita Maza





DECLARACIÓN DE ORIGINALIDAD

En la ciudad de Chihuahua el día 20 de enero de 2026, la que suscribe, **ERICK ENRIQUE AMEZCUA LÓPEZ** con número de control D20060683, del Doctorado en Ciencias en Ingeniería Electrónica adscrito a la División de Estudios de Posgrado e Investigación del Instituto Tecnológico de Chihuahua, manifiesta ser autor intelectual del presente trabajo de Tesis titulado "**Estimación de parámetros ópticos de la piel basado en fototipos, para modelos de simulación de Montecarlo**", bajo la dirección del el Dr. Luis Francisco Corral Martínez; y manifiesta que el contenido es original y que las fuentes de información consultadas para su fundamentación están debidamente citadas y referenciadas.

ERICK ENRIQUE AMEZCUA LÓPEZ



2026
año de
Margarita
Maza



Chihuahua, Chihuahua, a 23 de enero de 2026

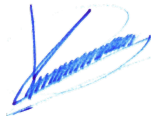
Dra. Rosaura Ruiz Gutiérrez

Directora del SECIHTI

Por este conducto aprovecho la ocasión para saludarlo e informarle que a la fecha he obtenido el grado de **Doctor en Ciencias de Ingeniería Electrónica** en la División de Estudios de Posgrado e Investigación del Instituto Tecnológico de Chihuahua. Agradezco todo el apoyo brindado por CONACYT ya que el otorgamiento de la beca para estudios de Posgrado permitió dedicarme de tiempo completo al programa y con ello lograr el cumplimiento del objetivo principal del convenio establecido.

Sin otro particular por el momento, me es grato quedar de usted como su seguro servidor, no sin antes reiterar nuevamente todo mi agradecimiento.

A t e n t a m e n t e



Dr. Erick Enrique Amezcua López
Exbecario SECIHTI

Agradecimientos

A mi familia: mi madre Sofía, mi hermano Rafael, mi hermana Berenice y mi tío Rubén, por siempre apoyarme en este largo camino; su ayuda y aliento inagotables fueron la fuerza que me impulsó a superar cada obstáculo. Gracias por su generosa entrega y por enseñarme el valor de la perseverancia; este título representa la culminación de un esfuerzo que nació en nuestro hogar y hoy rinde sus mejores frutos. De manera especial, a la memoria de mi padre, cuyo ejemplo de vida y legado de trabajo han sido la brújula que guió mi esfuerzo, incluso en su ausencia.

A Karina Lizeth, por ser la inspiración, mi refugio y mi fortaleza en este proyecto. Tu presencia fue el motor que convirtió la persistencia en éxito y tu apoyo la base sobre la cual construí este camino profesional. Gracias por ser parte activa de este sueño que hoy se materializa; este logro es el reflejo de nuestra unión y el primer paso de todo lo que construiremos juntos.

A mi asesor, el Dr. Francisco Corral, por ser mi guía en este largo camino desde la ingeniería, pasando por la maestría y ahora el doctorado. Agradezco sus consejos e instrucción, pero sobre todo su amistad y apoyo en cada una de las fases de este trabajo, sin usted, este logro hoy no sería posible, muchas gracias.

A mis asesores el Dr. Antonio Ortega, el Dr. Gerardo Trujillo, el Dr. Juan Ramírez, el Dr. Marcelino Anguiano y la Dra. Nadia Tornero, los cuales siempre mostraron un gran interés por que este proyecto llegara a buen puerto y a los cuales agradezco sus muy atinados comentarios, los que llevaron esta tesis a un nivel de excelencia.

A mis compañeros de óptica y del laboratorio de PVR, agradezco su amistad, sus consejos y sobre todo la ayuda que me brindaron para la realización de esta tesis.

Una mención especial a la maestra Alma, la cual desde que inicié este camino en las residencias profesionales, me brindó siempre una guía y dirección, sin la cual no estaría culminando mi doctorado hoy. También agradezco a la Dra. Verónica, que tomó la estafeta de la coordinación y que por su gran labor, el doctorado es posible.

RESUMEN

ESTIMACIÓN DE PARÁMETROS ÓPTICOS DE LA PIEL BASADO EN FOTOTIPOS, PARA MODELOS DE SIMULACIÓN DE MONTECARLO

M.C. Erick Enrique Amezcua López
Doctorado en Ciencias en Ingeniería Electrónica
División de Estudios de Posgrado e Investigación del
Instituto Tecnológico de Chihuahua
Chihuahua, Chih. 2026
Director de Tesis: Dr. Luis Francisco Corral Martínez

En la actualidad los padecimientos de la piel son algo bastante común y que depende en gran parte de factores de riesgo como la exposición al sol y el tipo de piel. Estos factores han sido bastante estudiados en la población caucásica, sin embargo, estos no han sido analizados a profundidad en poblaciones como la de México.

El obtener un modelo óptico adecuado permitirá hacer una mejor evaluación de riesgos de enfermedades de la piel, así como de mejores estimaciones de dosis para tratamientos con luz.

Para este trabajo, se ha desarrollado una metodología en la cual primero se estudiaron los modelos de simulación de Montecarlo de la literatura, con el fin de evaluar las herramientas y áreas de oportunidad.

Después, se fabricaron fantasmas ópticos con diferentes materiales con el fin de realizar un primer acercamiento y calibrar los instrumentos de medición.

Finalmente, se determinó el coeficiente de absorción (μ_a) *in vivo* en 82 sujetos de prueba, todos clasificados como fototipos II, III, IV y V en la escala de Fitzpatrick. Las mediciones se realizaron mediante la técnica de esfera integradora en las zonas de la mano posterior y anterior, además del antebrazo, y los datos de reflectancia obtenidos se procesaron mediante el algoritmo Inverse Adding Doubling para obtener el coeficiente de absorción. Los valores de este parámetro se encontraron entre 0.0132 mm^{-1} y 0.1021 mm^{-1} a una longitud de onda de 624 nm. Estos datos fueron comparados con los parámetros más recientes en la literatura, encontrándose que son congruentes con lo ahí reportado, dando las bases para la realización de más estudios en la población mexicana.

CONTENIDO

RESUMEN	viii
CONTENIDO	ix
LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE TABLAS	xv
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I ANTECEDENTES	3
1.1 Modelo de la piel	3
1.2 Escala de Fitzpatrick	4
1.3 Simulación de Montecarlo	5
1.4 Espectrometría de doble esfera integradora	6
1.5 Espectroscopia de reflectancia difusa	9
1.6 Estimación de parámetros de la piel	10
CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO	17
2.1 Interacción radiación-piel	17
2.1.1 Esparcimiento elástico	17
2.1.2 Esparcimiento Rayleigh	17
2.1.3 Esparcimiento Mie	18
2.1.4 Coeficiente de esparcimiento	19
2.1.5 Factor de anisotropía	19
2.1.6 Coeficiente de esparcimiento reducido	19
2.1.7 Coeficiente de absorción	20
2.1.8 Índice de refracción	20
CAPÍTULO III SIMULACIÓN DE MONTECARLO	21
3.1 Introducción	21
3.1.1 Simulación de Montecarlo	21
3.2 Simulación de Montecarlo en un tejido	23
3.2.1 Montecarlo Multi Layered (MCML)	23
3.2.2 Convolución de la simulación	27
3.3. Simulación de modelos basados en la escala de Fitzpatrick	28
3.3.1. Simulación mediante el MCML	28
3.3.2 Simulación mediante una GPU	31
3.3.2.1 MCXStudio	32

3.2.3.2 MCXLAB-CL	34
3.4 Comparativa entre algoritmos	37
CAPÍTULO IV FANTASMAS ÓPTICOS	38
4.1 Introducción	38
4.2 Fantasmas de agar	39
4.2.1 Medición de los parámetros ópticos en fantasmas de agar	40
4.2.2 Concentraciones para los fantasmas	41
4.2.3 Análisis de los fantasmas de agar	45
4.3 Fantasmas de silicón	46
4.3.1 Silicón Ecoflex	46
4.3.2 Elaboración de fantasmas de silicón	48
4.3.3 Fabricación de los fantasmas de silicón	51
4.4. Caracterización de los fantasmas de silicón	52
4.4.1 índice de refracción	52
CAPÍTULO V MEDICIONES EN FANTASMAS ÓPTICOS MEDIANTE LA TÉCNICA DE ESFERA INTEGRADORA	53
5.1 Esfera integradora	53
5.1.1 Manufactura de la esfera integradora	56
5.2 Recubrimiento de la esfera integradora	57
5.3 Estándar de blanco	58
5.4 Arreglo experimental	60
5.5 Mediciones de reflectancia y transmitancia	61
5.6 Estimación de los parámetros ópticos de los fantasmas	66
CAPÍTULO VI MEDICIONES <i>IN VIVO</i> DE LA PIEL PARA LA ESTIMACIÓN DEL COEFICIENTE DE ABSORCIÓN	
6.1 Arreglo experimental para mediciones <i>in vivo</i>	70
6.2 Metodología para los participantes	72
6.2.1 Preparación de los participantes y protocolo de medición	73
6.3 Directrices éticas y legales	73
6.4 Desarrollo experimental	73
6.4.1. Metodología para las mediciones	73
CAPÍTULO VII CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO	79
7.1 Trabajo futuro	81
REFERENCIAS	83

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1. Composición de la epidermis	3
Figura 1.2. Capas de la piel	4
Figura 1.3. Modelo de N capas de la piel	5
Figura 1.4. Simulación de Montecarlo	6
Figura 1.5. Arreglo de doble esfera integradora para la medición de reflectancia y transmitancia	7
Figura 1.6. Configuración para la medición de propiedades ópticas de tumores en tejido de ratones	7
Figura 1.7. Configuración de doble esfera integradora, con la inclusión de baffles	8
Figura 1.8. Configuración para la medición de fósforo en una muestra	9
Figura 1.9. Arreglo experimental para la medición de reflectancia en una muestra, por medio de una fibra y espectrómetro	10
Figura 1.10. Reflectancia en la cara interna del brazo de los voluntarios	10
Figura 1.11. Coeficientes para voluntarios con tipo de piel I–III en la escala de Fitzpatrick a 633 nm	11
Figura 1.12. Coeficientes para voluntarios con tipo de piel IV–VI en la escala de Fitzpatrick a 633 nm	11
Figura 1.13. Reflectancia en 3 sujetos de prueba	12
Figura 1.14. Absorbancia en 3 sujetos de prueba	12
Figura 1.15. Índice de melanina	13
Figura 1.16. Distribución del coeficiente de esparcimiento reducido	13
Figura 1.17. Comparación entre distintos coeficientes de absorción	14
Figura 1.18. Distribución de energía en un afroamericano con un haz plano	14
Figura 1.19. Coeficientes de absorción para distintos fototipos a 532 nm	15
Figura 1.20. Curvas de absorción para diferentes fototipos	15
Figura 1.21. Coeficientes de absorción para distintos fototipos a lo largo del espectro visible	16
 Figura 2.1. Esparcimiento Rayleigh de luz no polarizada	 18
Figura 2.2. Esparcimiento Mie de luz no polarizada	18

Figura 3.1. Diagrama de flujo de la simulación de Montecarlo	22
Figura 3.2. Parámetros para el MCML	23
Figura 3.3. Ejecución del programa MCML	24
Figura 3.4. Archivo con los resultados de la simulación	25
Figura 3.5. Absorción por vóxel	25
Figura 3.6. Distribución de la energía de un haz infinitamente pequeño	26
Figura 3.7. Reflectancia en función del radio r	26
Figura 3.8. Distribución de energía en un haz de perfil gaussiano	27
Figura 3.9. Distribución de energía en un haz de perfil plano	27
Figura 3.10. Absorción en un fototipo II	30
Figura 3.11. Absorción en un fototipo III	30
Figura 3.12. Absorción en un fototipo IV	30
Figura 3.13. Absorción en un fototipo V	30
Figura 3.14. Interfaz gráfica de MCXStudio	32
Figura 3.15. Simulación de un fototipo II	33
Figura 3.16. Simulación de un fototipo III	33
Figura 3.17. Simulación de un fototipo IV	34
Figura 3.18. Simulación de un fototipo V	34
Figura 3.19. Interfaz de MCXLAB-CL	35
Figura 3.20. Ejemplo de simulación: vena con piel (10^6 paquetes de fotones)	35
Figura 3.21. Ejemplo de simulación: vena con piel (10^8 paquetes de fotones)	36
Figura 3.22. Ejemplo de simulación: cabeza con 4 capas (piel y cráneo, LCE, materia gris y materia blanca)	36
Figura 4.1. Fantasma de agar de 2 g	40
Figura 4.2. Fantasma de agar de 6 g	40
Figura 4.3. Fantasma de agar con pigmento	40
Figura 4.4. Arreglo para la medición por medio de transmitancia	41
Figura 4.5. Evolución del peso y grosor del fantasma del fototipo IV	43
Figura 4.6. Evolución de la transmitancia del fantasma del fototipo IV	43
Figura 4.7. Evolución del coeficiente de absorción del fantasma del fototipo IV	43
Figura 4.8. Evolución del peso y grosor del fantasma del fototipo III	44
Figura 4.9. Evolución de la transmitancia del fantasma del fototipo III	44
Figura 4.10. Evolución del coeficiente de absorción del fantasma del fototipo III	44

Figura 4.11. Crecimiento de hongos en un fantasma de agar	45
Figura 4.12. Ecoflex 00-30	48
Figura 4.13. Partes A y B del silicón Ecoflex 00-30	48
Figura 4.14. Pigmentos para el silicón	49
Figura 4.15. Molde para el fantasma óptico de 5 mm	49
Figura 4.16. Fantasma de silicón	50
Figura 4.17. Fantasma con 0.1% de pigmento negro	50
Figura 4.18. Sistema para desgasificar la mezcla de silicón	51
Figura 4.19. Dilución de pigmento blanco y negro en parte A de silicón	51
Figura 4.20. Matriz de fantasmas ópticos de silicón elaborados	52
Figura 4.21. Arreglo de referencia	52
Figura 4.22. Arreglo para reflectancia	53
Figura 5.1. Impresión de los hemisferios de la esfera integradora	56
Figura 5.2. Impresión de los accesorios de la esfera integradora	57
Figura 5.3. Sulfato de bario con distintas concentraciones de pintura	57
Figura 5.4. Esfera integradora con y sin recubrimiento de alta reflectancia	58
Figura 5.5. Estándar de blanco comercial	59
Figura 5.6. Comparativa entre reflectancias relativas	59
Figura 5.7. Estándar de blanco elaborado	59
Figura 5.8. Arreglo de reflectancia	60
Figura 5.9. Arreglo de transmitancia	60
Figura 5.10. Arreglo para medición de reflectancia	61
Figura 5.11. Arreglo para medición de transmitancia	61
Figura 5.12. Mediciones para determinar la reflectancia de una muestra	62
Figura 5.13. Mapa de calor para reflectancias	63
Figura 5.14. Mediciones para determinar la transmitancia de una muestra	64
Figura 5.15. Mapa de calor de transmitancias	65
Figura 5.16. Diagrama de flujo del método Inverse Adding Doubling	66
Figura 5.17. Mapa de calor para los coeficientes de absorción	68
Figura 5.18. Mapa de calor para los coeficientes de esparcimiento reducido	69
Figura 6.1. Impresión 3D de la esfera integradora para mediciones <i>in vivo</i>	70
Figura 6.2. Ensamble final de la esfera integradora para mediciones <i>in vivo</i>	71

Figura 6.3. Espectro de emisión del led $S(\lambda)$ y responsividad espectral del detector $R(\lambda)$	72
Figura 6.4. Zonas para las mediciones <i>in vivo</i>	74
Figura 6.5. Coeficiente de absorción promedio de la palma para cada fototipo	77
Figura 6.6. Coeficiente de absorción promedio del dorso para cada fototipo	77
Figura 6.7. Coeficiente de absorción promedio del antebrazo para cada fototipo	77

LISTA DE TABLAS

Tabla 1.1. Escala de Fitzpatrick	4
Tabla 3.1. Parámetros para el fototipo II	28
Tabla 3.2. Parámetros para el fototipo III	28
Tabla 3.3. Parámetros para el fototipo IV	29
Tabla 3.4. Parámetros para el fototipo V	29
Tabla 3.5. Valores de absorción máxima para un haz gaussiano (J/cm^3)	31
Tabla 3.6. Valores de absorción máxima para un haz plano (J/cm^3)	31
Tabla 3.7. Comparativa entre programas de simulación de Montecarlo	37
Tabla 4.1. Materiales para la fabricación de fantasmas ópticos	38
Tabla 4.2. Coeficientes de absorción Morales-Cruzado, a 532 nm y cantidades de tinta china necesarias con esta técnica	42
Tabla 4.3. Concentraciones para los fantasmas de agar	45
Tabla 4.4. Variedades de Ecoflex	46
Tabla 4.7. Índice de refracción de fantasmas elaborados	53
Tabla 5.1. Reflectancia de los fantasmas de silicón	62
Tabla 5.2. Transmitancia de los fantasmas de silicón	64
Tabla 5.3. Coeficientes determinados para los fantasmas	67
Tabla 6.1. Distribución de los fototipos entre los participantes	73
Tabla 6.2. Valores promedio de reflectancia por fototipo y zona	75
Tabla 6.3. Valores de referencia empleados en el algoritmo Inverse Adding Doubling	76
Tabla 6.4 Coeficiente de absorción promedio μ_a (mm^{-1}) por fototipo y zona	76
Tabla 6.5 Comparación entre este estudio y otros trabajos en la literatura	78

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo aborda el estudio de los parámetros ópticos de la piel humana y su interacción con la radiación, con el objetivo de comprender y modelar los fenómenos de absorción, esparcimiento y transmisión de la luz en tejidos biológicos. Esta investigación se enfoca en el estudio de estos fenómenos en una cohorte de población mexicana, ya que esta no ha sido estudiada en profundidad, en comparación con poblaciones como la caucásica o asiática. Para ello nos basamos en la escala de Fitzpatrick, que clasifica los tonos de piel en 6 fototipos, siendo el I el más claro y el VI el más oscuro. El 90% de la población en México se encuentra en los fototipos III, IV y V.

La investigación se fundamenta en técnicas experimentales y métodos numéricos, como la espectroscopía de reflectancia difusa, el uso de esferas integradoras y la simulación de Montecarlo, que permiten estimar parámetros ópticos relevantes para aplicaciones biomédicas y clínicas.

La importancia de este estudio radica en que el uso de técnicas de luz de manera inadecuada puede llevar al daño del tejido o que el tratamiento no sea tan eficaz, por lo que la caracterización óptica de la piel basada en los fototipos contribuye al desarrollo de diagnósticos no invasivos, tratamientos con láser, evaluación de riesgos de cáncer cutáneo y análisis de pigmentación constitutiva. Asimismo, los modelos y métodos empleados ofrecen herramientas para validar experimentalmente la respuesta de la piel ante distintas condiciones de radiación.

El capítulo I aborda los antecedentes a este trabajo, explorando los trabajos que han analizado anteriormente parámetros ópticos en otras poblaciones, así como las técnicas utilizadas para estas caracterizaciones.

El capítulo II sustenta las bases teóricas del trabajo y presenta los parámetros ópticos que se estudiarán.

El capítulo III presenta la simulación de Montecarlo y explora en profundidad su utilidad para el análisis de fenómenos de transporte de fotones en tejido; además, se analiza su capacidad

para estimar la distribución de la radiación en tejidos de diferentes fototipos, lo cual da pauta de la importancia de este trabajo.

El capítulo IV habla del desarrollo de los fantasmas ópticos, los cuales son elementos que imitan el comportamiento del tejido con la radiación. Se exploran distintos materiales para el desarrollo de los fantasmas y se analizan sus pros y contras, con el fin de determinar cuál era el más adecuado para las futuras etapas del trabajo.

El capítulo V trata sobre la medición de los parámetros ópticos de los fantasmas ópticos, como el coeficiente de absorción y el de esparcimiento. Para ello, se fabricó una esfera integradora, lo cual se desarrolla en el capítulo. Todo lo anterior da la pauta para el siguiente capítulo.

El capítulo VI aborda las mediciones *in vivo* de la piel, para obtener el coeficiente de absorción, para lo cual se utilizan las técnicas vistas en el capítulo anterior. Además, se hace mención a la metodología y las directrices del consentimiento informado y la Declaración de Helsinki para la experimentación en humanos. Por último, se hace una comparativa entre los resultados del trabajo y los reportes más recientes de la literatura.

El capítulo VII presenta las conclusiones del trabajo, se analiza su impacto y alcance, y, finalmente, propone cuál podría ser el trabajo a futuro siguiendo esta línea de investigación.

CAPÍTULO I ANTECEDENTES

1.1 Modelo de la piel

La piel tiene tres capas funcionales: epidermis, dermis e hipodermis [1]. La epidermis es la capa más externa de la piel, cuyo grosor suele ser de entre 75 y 150 μm , y cuya estructura se muestra en la figura 1.1. Se compone del 90% de queratinocitos, cuya función es actuar como barrera para evitar que sustancias externas dañen el cuerpo. El 10% de células epiteliales, como los melanocitos, son los que producen y distribuyen la melanina, una proteína que aporta pigmento a la piel y protege el cuerpo de los rayos UV.

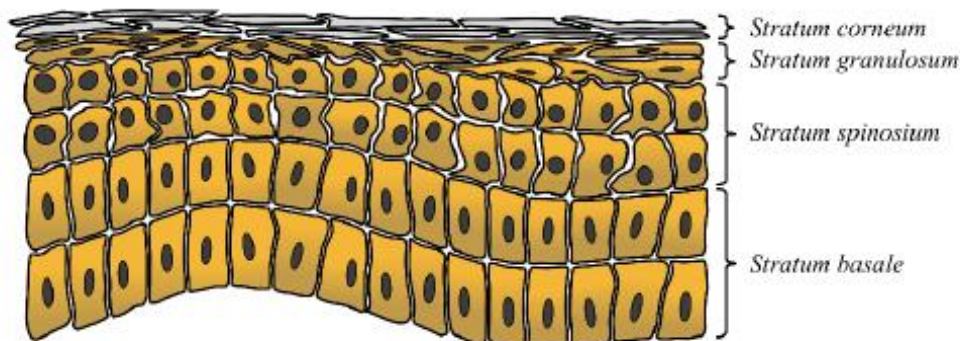


Figura 1.1. Composición de la epidermis [1].

La dermis se compone de materiales gelatinosos y elásticos, de agua y, principalmente, de colágeno. Estas fibras de colágeno son abundantes en la dermis y se extienden de manera paralela a la superficie de la piel, lo que le confiere elasticidad. La dermis es mucho más gruesa que la epidermis.

La hipodermis consiste en tejido conectivo esponjoso con células de grasa, capaz de almacenar energía. Estas células de grasa están agrupadas entre sí por fibras de colágeno. La hipodermis está fuertemente entrelazada con venas sanguíneas, lo que asegura una rápida entrega de los nutrientes almacenados cuando se requieren.

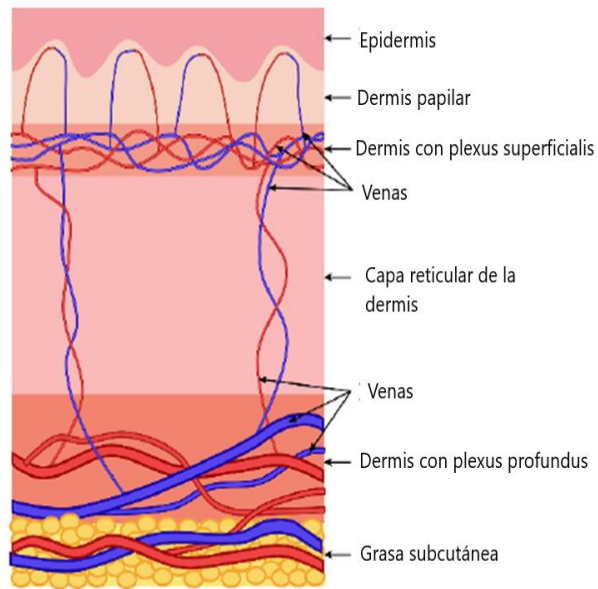


Figura 1.2. Capas de la piel [1].

1.2 Escala de Fitzpatrick

Una de las formas de clasificar la piel con base en sus características ópticas es la escala de Fitzpatrick, desarrollada en 1975 por Thomas Fitzpatrick con el objetivo de clasificar qué tan sensible era la piel a la exposición a los rayos del sol en términos de quemaduras y bronceado [2]. Esta escala divide la piel desde el I hasta el VI, siendo I la más clara y sensible a quemaduras y la VI la más oscura y con más resistencia a los rayos del sol. Pese a su naturaleza subjetiva, la escala es utilizada en tratamientos de láser [2], [3], estimación de riesgo de padecer cáncer de piel [4], diagnósticos de carcinoma de células basales [5] y tolerancia a agentes desmanchantes [2].

Tabla 1.1 Escala de Fitzpatrick

Fototipo	Piel	Ojos	Pelo	Bronceado	Quemaduras	Protección solar
I	Muy blanca a rosada	Verde claro o azules	Rubio o pelirrojo	Nunca se broncea	Siempre	Máxima
II	Clara, sensible y delicada. Muchas pecas	Azules, verdes o marrón claro	Rubio o claro	Se broncea con dificultad	Normalmente se quema	Muy alta

Continuación Tabla 1.1 Escala de Fitzpatrick

III	Clara en invierno y bronceada en verano	Verdes o marrones	Castaño	Bronceado gradual	Algunas veces se quema	Alta
IV	De oscura a morena	Marrones	Moreno	Se broncea con facilidad	Raras veces se quema	Normal
V	De oscura a morena	Marrones o negros	Castaño oscuro o negro	Se broncea muy fácilmente	Raras veces se quema	Normal-baja
VI	Muy oscura	Marrones oscuros o negros	Negro y rizado	Se broncea muy fácilmente	Nunca se quema	Baja

1.3 Simulación de Montecarlo

Una de las técnicas más importantes para simular la respuesta de los tejidos como la piel ante la radiación es la simulación de Montecarlo, el cual es un método numérico que permite estimar la propagación de la radiación en tejido biológico para estimar el comportamiento que tendrán los fotones [6]. El primer modelo completo de esta simulación junto un esquema de N capas de piel como se observa en la figura 1.3, fue desarrollado en 1995, el cual también introdujo un código en ANSI C que ha sido la base para prácticamente cualquier trabajo del campo desde entonces [7].

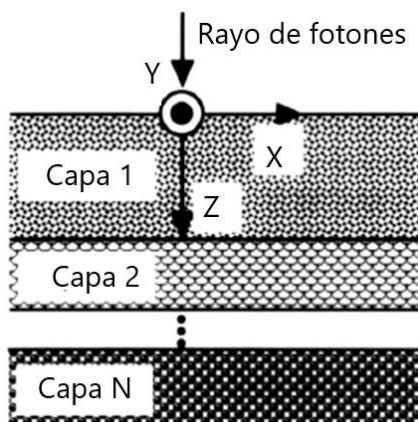


Figura 1.3. Modelo de N capas de la piel [7].

Algunas aplicaciones de esta simulación son la obtención del comportamiento de elementos como la variación de la absorbancia con respecto a la saturación de oxígeno y la variación de oxígeno [8], o la estimación de parámetros de espacamiento y absorción mediante un modelo de tabla inverso de Montecarlo, todo esto con el fin de demostrar que logran estimaciones parecidas a las obtenidas con fibras ópticas [6].

Los parámetros ópticos necesarios para la simulación pueden ser obtenidos a partir de mediciones sobre una muestra de tejido. El método más usado es mediante una esfera integradora, un componente óptico utilizado en fotometría y radiometría. De forma física es una cavidad esférica vacía la cual está recubierta con un sustrato con alta reflectancia como lo puede ser el *Spectralon* [9]. Puede ser utilizada para medición caracterización de elementos ópticos [10] u obtención de parámetros de la piel como la melanina [9].

En la figura 1.4, se muestra un esquema de como simula Montecarlo un fotón.

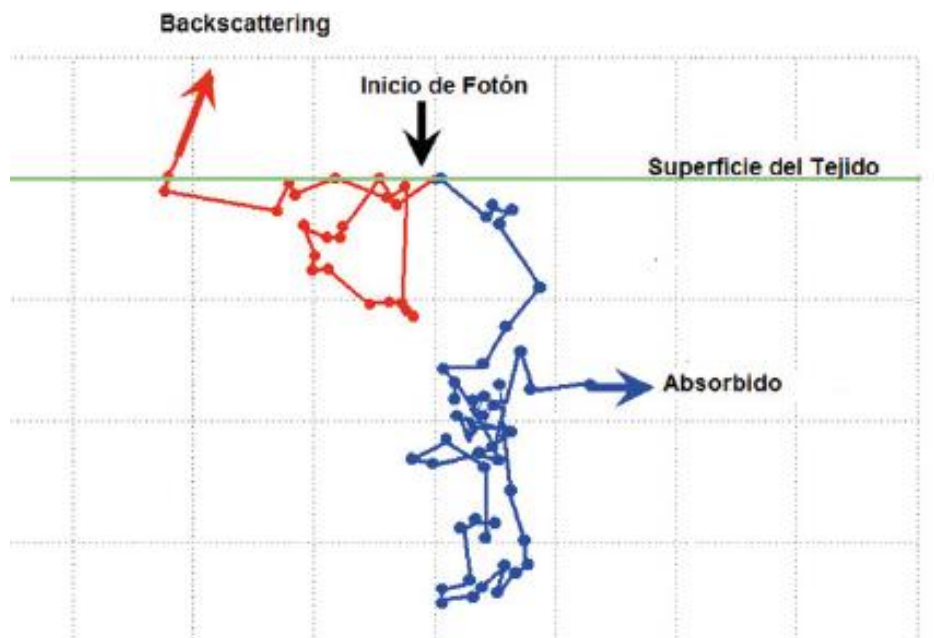


Figura 1.4. Simulación de Montecarlo [11].

1.4 Espectrometría de doble esfera integradora

La técnica de doble esfera integradora fue desarrollada en 1993 por John Pickering *et al.* [12], donde se desarrolla toda la teoría de la técnica. El esquema de esta técnica se observa en la figura 1.5.

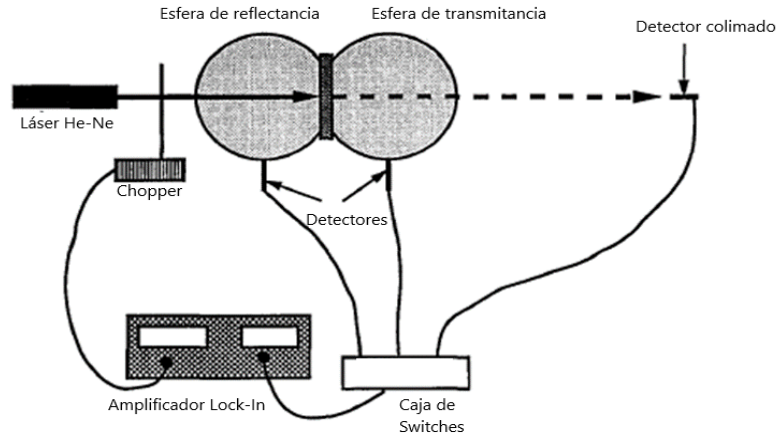


Figura 1.5. Arreglo de doble esfera integradora para la medición de reflectancia y transmitancia [12].

La doble esfera integradora es muy útil, ya que permite medir simultáneamente la reflectancia difusa (R_d) y la transmitancia total (T_t).

El instrumento desarrollado por Honda *et al.* consta de dos esferas integradoras de 100 mm de diámetro exterior recubiertas de *Spectralon*, una lámpara de xenón y entradas y salidas para las muestras de 10 mm [13], como se observa en la figura 1.6.

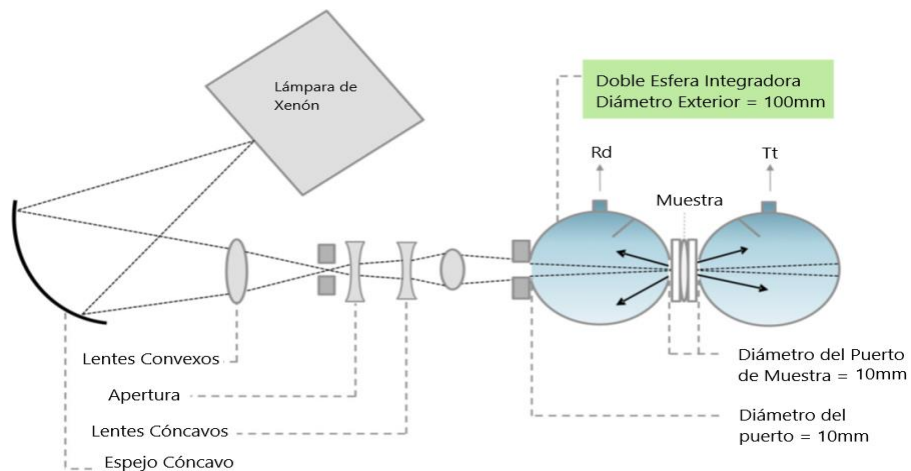


Figura 1.6. Configuración para la medición de propiedades ópticas de tumores en tejido de ratones [13].

La forma en que el instrumento trabaja es que la luz de la fuente interactúa con la superficie de la muestra y se refleja o se transmite directamente a través de ella. Después, la luz es esparcida en la esfera y transportada a través de una fibra óptica hacia un espectrómetro (como los elementos R_d y T_t). El tiempo promedio de integración es de 100 ms. Para calibrar la esfera, usaron el estándar de *Spectralon*. A partir de estos datos experimentales, las propiedades ópticas se calcularon mediante el método inverso de Montecarlo.

Rehman *et al.* Presentan una revisión de las aplicaciones de las esferas integradoras [9] en la que se muestra la configuración de la figura 1.7.

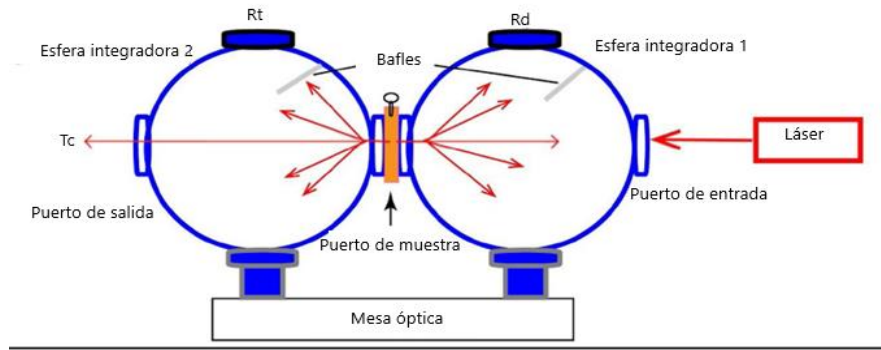


Figura 1.7. Configuración de doble esfera integradora, con la inclusión de baffles [9].

Entre las diversas aplicaciones están el análisis de tejido de fantasmas, que se compone de Intralipid y tinta india, y también el estudio de tejido biológico.

Han *et al.* proponen un sistema de esfera integradora doble vertical, ya que mencionan que la configuración horizontal no es la ideal para las muestras suaves (debido al efecto de arrugamiento) y en las líquidas (debido al efecto de precipitación) [14]. El trabajo efectúa las mediciones y calcula la reflectancia y transmitancia por medio de las siguientes ecuaciones:

$$R_{muestra} = r_{std} \frac{R_{medida} - R_n}{R_0 - R_{pn}} \quad (1.1)$$

Y

$$T_{muestra} = t_{std} \frac{T_{medida} - T_n}{T_0 - T_{pn}} \quad (1.2)$$

Donde r_{std} es la reflectancia de referencia; R_{medida} es la reflectancia medida en las diferentes muestras; R_0 es la reflectancia de la placa de referencia; R_n es la reflectancia medida sin una fuente de iluminación y R_{pn} es la reflectancia medida con una fuente de luz no dispersiva, todo lo anterior se aplica a la ecuación (1.2) solo que en sus valores de transmitancia.

Gorrotxategi *et al.* proponen un sistema de este tipo para la medición del fósforo en LED, con el objetivo de obtener una caracterización óptica completa con la cual obtener el rendimiento cuántico del elemento óptico, como se muestra en la figura 1.8 [10].

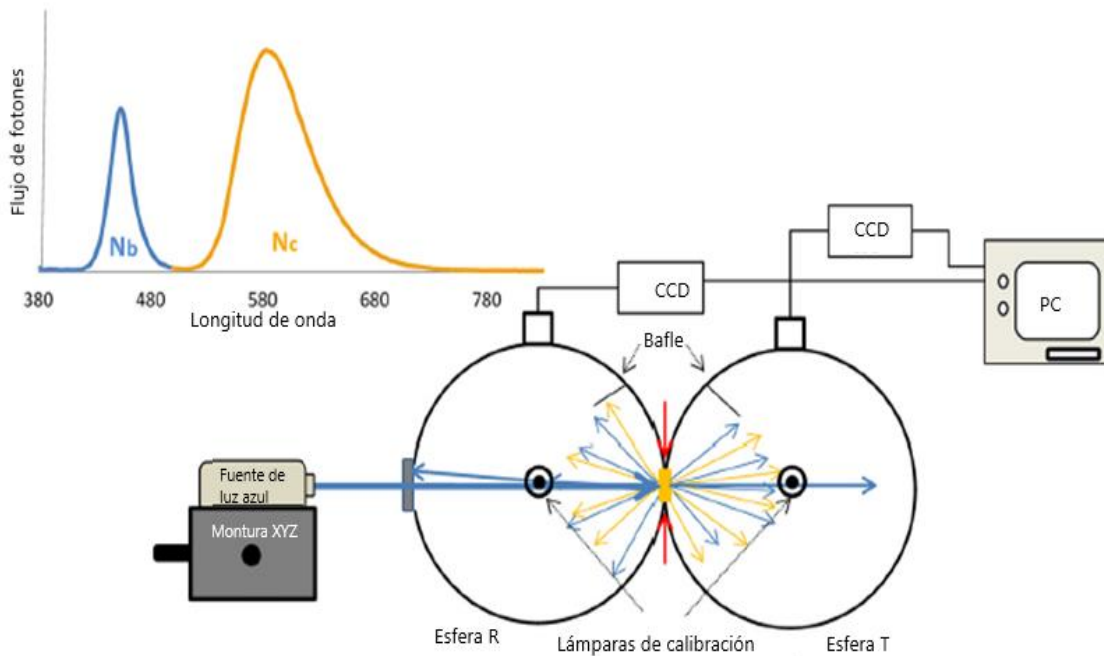


Figura 1.8. Configuración para la medición de fósforo en una muestra [10].

1.5 Espectroscopia de reflectancia difusa

Singh *et al.* proponen el uso de una fibra de reflectancia difusa y un espectrómetro. La fibra consiste en 7 fibras de 200 micrómetros y una luz blanca que emite de 450 a 900 nm, aunque su ancho de banda efectivo del sistema es de 450 a 800 nm [15]. La reflectancia difusa que se mide con la fibra se puede expresar con la siguiente ecuación:

$$R_p(\lambda) = \frac{\mu'_s(\lambda)}{k_1 + k_2\mu_a(\lambda)} \quad (1.3)$$

Donde R_p es la señal de reflectancia medida por la fibra, μ'_s es el coeficiente de esparcimiento reducido, μ_a es el coeficiente de absorción y k_1 y k_2 son parámetros de calibración dependiendo de la geometría de la fibra y el arreglo experimental.

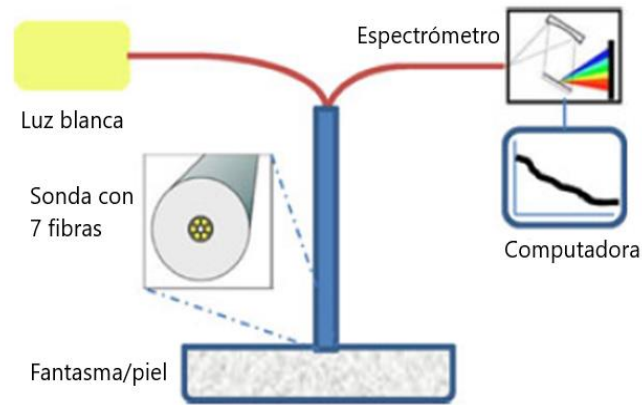


Figura 1.9. Arreglo experimental para la medición de reflectancia en una muestra, por medio de una fibra y espectrómetro [15].

Para medir la reflectancia difusa, Verdel *et al.* utilizan una esfera integradora con una luz interna y un diámetro de apertura de la muestra de 10.3 mm y la respuesta espectral se midió con un espectrómetro, el cual fue calibrado con *Spectralon* estándar [16]

1.6 Estimación de parámetros de la piel

Singh *et al.* evaluaron y determinaron las características de la piel en gente de Sudáfrica [15], para lo que utilizaron la fibra para espectroscopia de la figura 1.9 y con las características antes mencionadas. Después se midió la reflectancia de la piel en distintas longitudes de onda como se muestra en la figura 1.10 y también los coeficientes de absorción de las figuras 1.11 y 1.12.

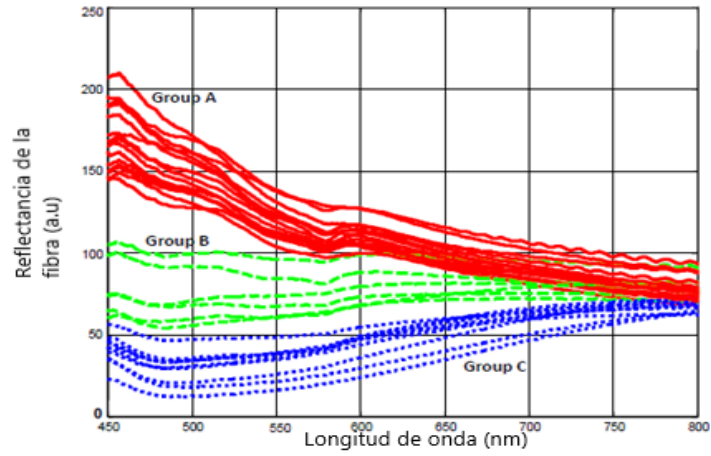


Figura 1.10. Reflectancia en la cara interna del brazo de los voluntarios [15].

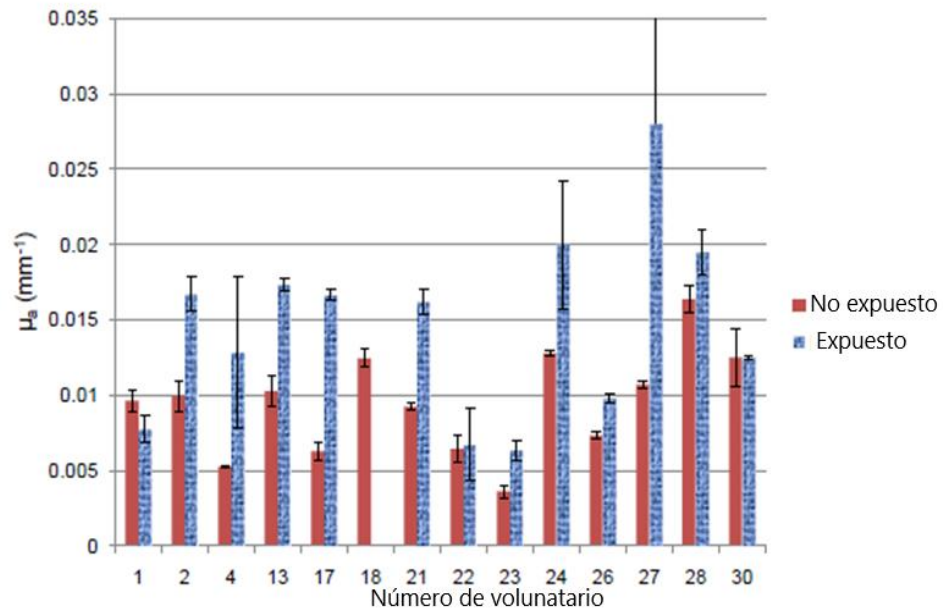


Figura 1.11. Coeficientes para voluntarios con tipo de piel I-III en la escala de Fitzpatrick a 633nm [15].

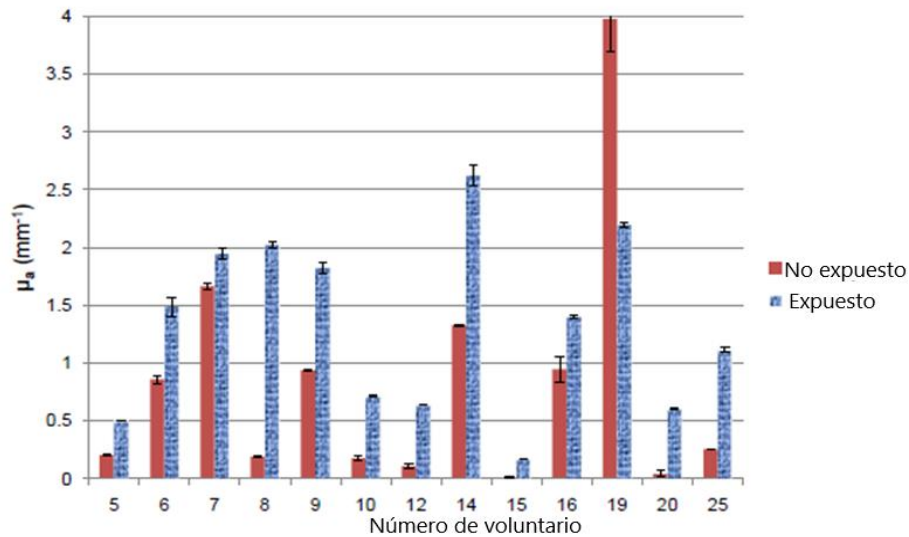


Figura 1.12. Coeficientes para voluntarios con tipo de piel IV-VI en la escala de Fitzpatrick a 633 nm [15].

González *et al.* utilizan la espectrometría de reflectancia difusa para realizar una evaluación clínica de los tipos de piel, obteniendo un índice de melanina para determinar la pigmentación constitutiva de la piel [17]. El estudio abarca todos los tipos de piel de la escala de Fitzpatrick. Las medidas fueron hechas con un espectrómetro y una fuente luz blanca de halógeno, obteniendo las figuras de reflectancia y absorbancia de las figuras 1.13 y 1.14 y finalmente por medio de cálculos llegando al índice de melanina de la figura 1.15.

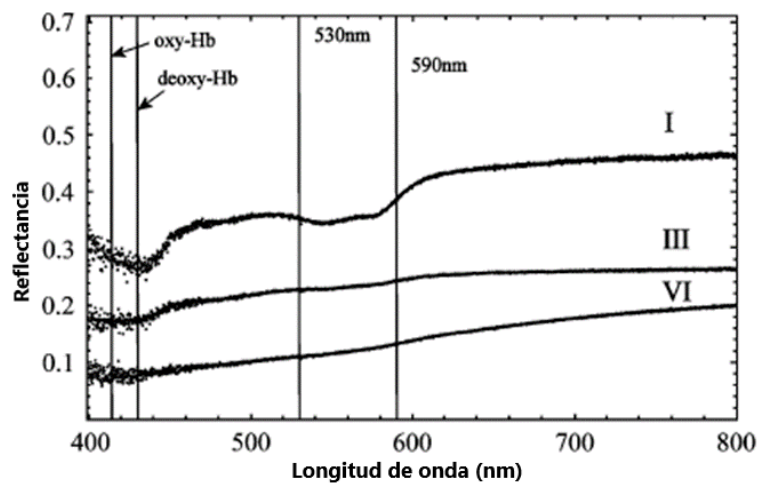


Figura 1.13. Reflectancia en 3 sujetos de prueba [17].

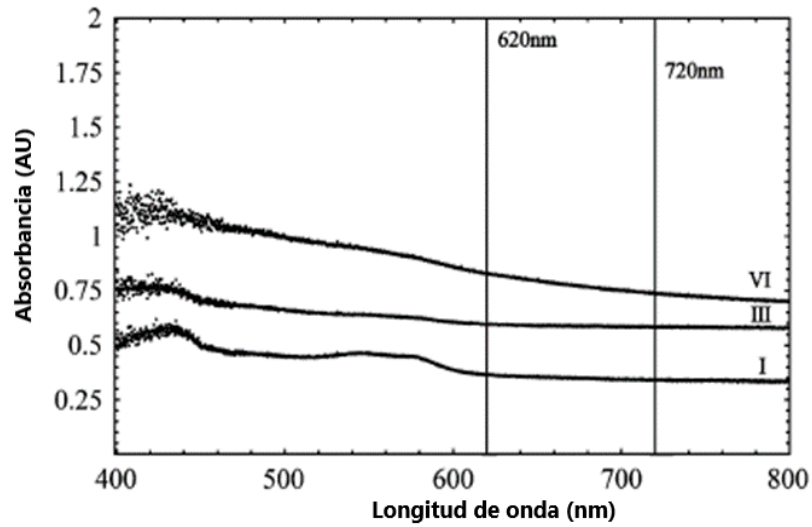


Figura 1.14. Absorbancia en 3 sujetos de prueba [17].

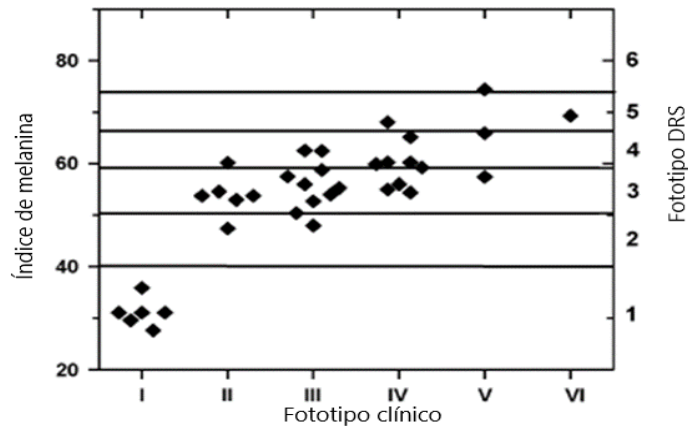


Figura 1.15. Índice de melanina [16].

Jonnanson *et al.* evaluaron la luz esparcida por el antebrazo en un grupo de estudio en Suecia por medio de un espectroscopio de reflectancia difusa y midiendo el coeficiente de luz reducido y las fracciones de esparcimiento Rayleigh y Mie en el tejido [18]. A continuación, compara un modelo de capas de la piel parametrizado en una simulación inversa de Montecarlo para comparar con las mediciones *in vivo*. La distribución del coeficiente de esparcimiento se puede observar en la figura 1.16.

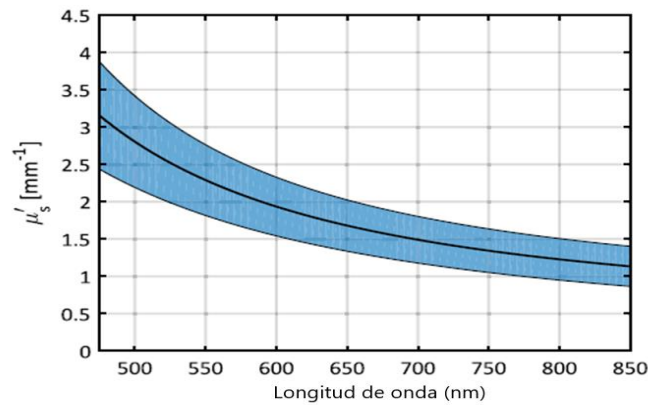


Figura 1.16. Distribución del coeficiente de esparcimiento reducido [18].

Shimojo *et al.* realizan un análisis de los coeficientes de absorción y de esparcimiento reducido en la dermis, la epidermis y los tejidos de grasa subcutáneos de una población de tipo asiático, para compararlos con los de otros estudios realizados en otros grupos étnicos [19]. Para esto, utilizaron una doble esfera integradora, ya que esto permite obtener al mismo tiempo las mediciones de reflectancia y transmitancia, y de una simulación inversa de Montecarlo. Como resultado, presentan gráficas que comparan los resultados del estudio con los obtenidos en grupos de África y caucásicos, como se muestra en la figura 1.17.

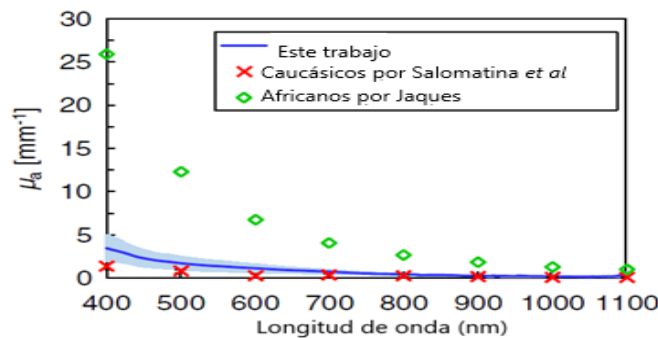


Figura 1.17. Comparación entre distintos coeficientes de absorción [19].

Conde-Quintero *et al.* [20] presentan un estudio en el que, mediante una simulación, se evalúa la absorción de energía de un láser por el tejido para tres tipos de población: caucásicos, asiáticos y afroamericanos. La simulación utiliza un haz de perfil plano y uno gaussiano, ambos con un área de 1 cm^2 y 1 J de energía. El trabajo concluye que el grupo afroamericano presenta una mayor absorción en la capa más superficial de la piel en comparación con los otros dos

grupos. En la figura 1.18 se muestra como se distribuye la energía en un participante afroamericano.

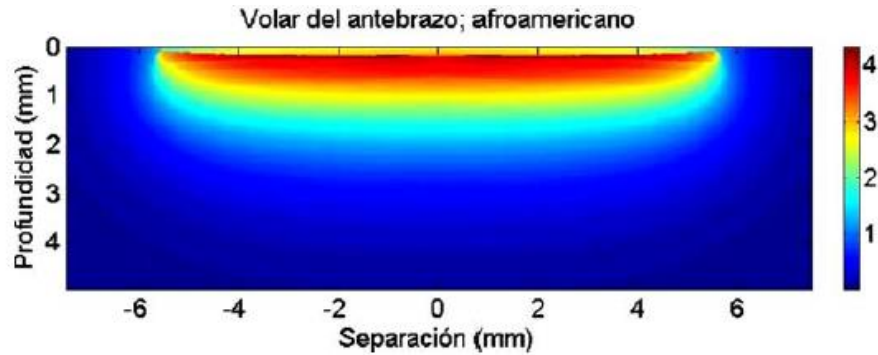


Figura 1.18. Distribución de energía en un afroamericano con un haz plano [20].

Morales-Cruzado et al. [21] presentan un análisis de reflectancia difusa a 532 nm en 16 sujetos, que abarcaban los fototipos de la escala de Fitzpatrick, desde el tipo I hasta el tipo V. Para el experimento, utilizan una esfera integradora con una abertura en la que el voluntario colocaba la palma de la mano y se medía la curva de reflectancia difusa. De este análisis, consideraron el coeficiente de esparcimiento constante en 50 mm^{-1} , y de esta forma con el método inverso de Montecarlo, recuperan el coeficiente de absorción como se muestra en la figura 1.19. Finalmente, concluyen que un fototipo V requiere una dosis un 27,9% menor que un tipo II.

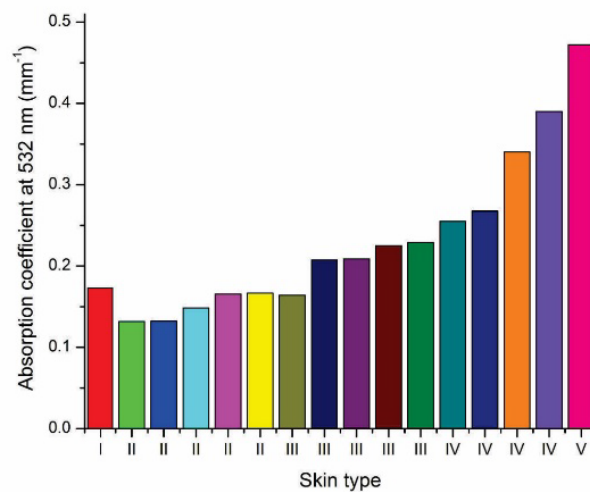


Figura 1.19. Coeficientes de absorción para distintos fototipos a 532nm [21].

Quistan-Vazquez *et al.* [22] proponen el llamado Retrieval of Absorption or Scattering Coefficient Spectrum (RASCS) para la recuperación en tiempo real de parámetros ópticos mediante un algoritmo inverso de Montecarlo. El sistema de medición se realizó mediante una esfera integradora con una abertura, en la que se colocaba la muestra o la parte del cuerpo del voluntario. El trabajo analiza un fototipo I, un II y un III, a los cuales se les mide el espectro de absorción en el visible y se obtienen tiempos de procesamiento adecuados para aplicaciones en tiempo real. Los coeficientes se muestran en la figura 1.20.

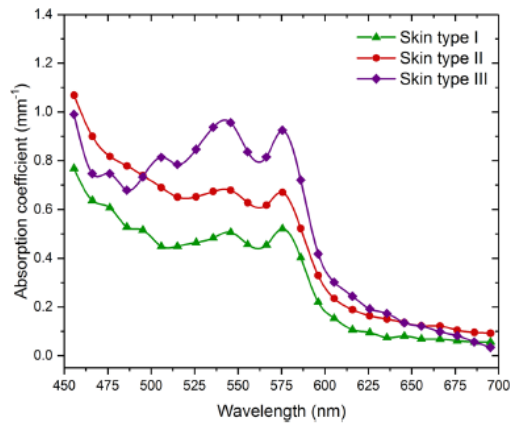


Figura 1.20. Curvas de absorción para diferentes fototipos [22].

Narea *et al.* [23] desarrollan un método con el fin de medir la concentración de la melanina por medio de un ajuste de series trigonométricas de los datos espectrales. Los autores obtienen datos de reflectancia difusa a lo largo del espectro visible para los fototipos del I al V, como se muestra en la figura 1.21, de los cuales obtienen valores para calcular el coeficiente de absorción en función de la concentración de melanina.

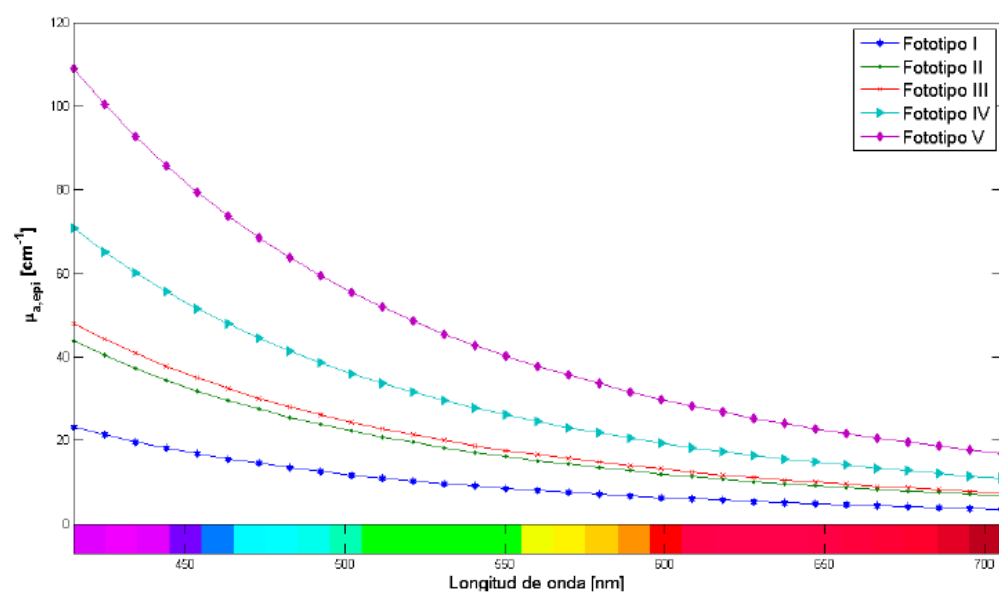


Figura 1.21. Coeficientes de absorción para distintos fototipos a lo largo del espectro visible [23].

CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO

2.1 Interacción radiación-piel

Desde el punto de vista de la óptica, la piel se considera un medio turbio debido a la forma en que interactúa con la luz. La propagación en ella no es uniforme debido a su composición heterogénea, su textura irregular, su contenido de melanina y los procesos dinámicos de la circulación sanguínea. A continuación, se describen los procesos físicos más relevantes de la interacción de la radiación con el tejido biológico.

2.1.1 Esparcimiento elástico

El esparcimiento elástico es el fenómeno por el cual los fotones son absorbidos por las moléculas y después reemitidos en diferentes direcciones, debido a que las moléculas están orientadas al azar, esto implica que no existe pérdida de energía en el proceso. Es de mencionar que los fotones se reemiten conservando su frecuencia y longitud de onda [24]. Existen dos tipos de esparcimiento elástico: el esparcimiento Rayleigh y el esparcimiento Mie.

2.1.2 Esparcimiento Rayleigh

Este esparcimiento se produce cuando la partícula es mucho más pequeña que la longitud de onda del haz incidente. La partícula absorbe los fotones y luego los reemite de forma aleatoria, según la distribución de las partículas. Por esto último es que se obtiene un haz incoherente del esparcimiento Rayleigh [25].

El esparcimiento Rayleigh puede describirse mediante la ecuación 2.1, la cual también se ilustra en la figura 2.1.

$$I(\theta_x) = I_0 \text{Sen}^2 \theta_y \quad (2.1)$$

Donde I_0 es la irradiancia inicial, θ_y es el ángulo entre el rayo esparcido y el eje Y, y finalmente $I(\theta_x)$ es la irradiancia en el eje X.

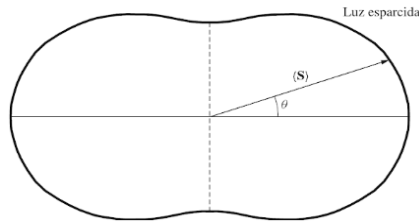


Figura 2.1 Esparsamiento Rayleigh de luz no polarizada [25].

Uno de los fenómenos que se explica por el esparsamiento Rayleigh es el color del cielo, dado que la luz azul se ve mucho más esparcida que la luz roja [24].

2.1.3 Esparsamiento Mie

Para la situación en la que la partícula es más grande que la longitud de onda de la luz incidente, el esparsamiento Rayleigh resulta inadecuado para describir el fenómeno. En este caso, lo que se presentará es que la luz esparcida por la partícula interferirá de distintas formas con la luz que también fue esparcida por otra partícula cercana a ella; esta interferencia bien puede ser constructiva o destructiva. Por lo anterior, lo que se obtiene de este esparsamiento es una superposición de las ondas esparcidas por cada fracción de las partículas [25]. Sin embargo, la diferencia de fase entre las ondas secundarias tiende a ser pequeña, lo que provoca que la irradiancia sea grande, como se observa en la figura 2.2.

El estudio de este tipo de esparsamiento es sumamente importante, ya que se presenta en una gran cantidad de fluidos, como en las nubes, el humo, el tejido biológico y el agua turbia [25]. Un fenómeno que puede explicarse gracias al esparsamiento Mie es el color blanco de las nubes en el cielo.

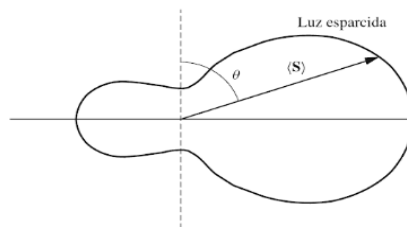


Figura 2.2 Esparsamiento Mie de luz no polarizada [25].

2.1.4 Coeficiente de esparcimiento

Es el coeficiente que indica la eficiencia de un medio para esparcir la luz [1] y su símbolo es μ_s y puede ser descrito con la ecuación 2.2:

$$I(d) = I_0 e^{-\mu_s d} \quad (2.2)$$

Donde $I(d)$ es la intensidad de la luz transmitida en W/cm^2 , d es el grosor de la capa de tejido en cm y μ_s es el coeficiente de esparcimiento que se expresa en cm^{-1} .

2.1.5 Factor de anisotropía

El factor de anisotropía g es la medida de la cantidad de dirección retenida por un fotón después de un evento de esparcimiento sencillo. Si un fotón es esparcido por una partícula, esto significa que su trayectoria se desvía un ángulo de esparcimiento θ y el componente de la nueva trayectoria queda alineado en una dirección frontal, como $\cos \theta$. Entonces hay ángulo promedio de esparcimiento y el valor medio de $\cos \theta$ se define como el factor de anisotropía con la siguiente ecuación 2.3 [1]:

$$g = \langle \cos \theta \rangle = \int_0^\pi p(\theta) \cos \theta \cdot 2\pi \sin \theta d\theta \quad (2.3)$$

Y puede tomar un valor desde -1 a 1, donde un $g = 0$ corresponde a un esparcimiento isotrópico (Rayleigh), $g = 1$ a un esparcimiento totalmente frontal (Mie debido a grandes partículas) y -1 a un esparcimiento hacia atrás.

2.1.6 Coeficiente de esparcimiento reducido

Es el coeficiente de esparcimiento μ_s al cual se le incorpora el factor de anisotropía g como se muestra en la ecuación 2.4 [1]:

$$\mu'_s = \mu_s (1 - g) \quad (2.4)$$

Este coeficiente define la difusión de fotones en un rango de pasos aleatorios, en el que cada paso implica un esparcimiento isotrópico.

2.1.7 Coeficiente de absorción

La absorción en un tejido es el proceso de aniquilación de la energía fotónica cuando ésta interactúa con las moléculas y se transforma en otro tipo de energía, como sonido, calor e incluso fotones con una menor energía, como en el caso de la fluorescencia o la fosforescencia [26]. Los principales elementos de la absorción en el tejido son los cromóforos. La absorción se puede caracterizar por medio de la ecuación de Beer-Lambert:

$$I(d) = I_0 e^{-\mu_a d} \quad (2.5)$$

Donde $I(d)$ es la intensidad de la luz transmitida, I_0 es la intensidad incidente, d es el grosor de la capa de tejido y μ_a es el coeficiente de absorción [1]

2.1.8 Índice de refracción

El índice de refracción complejo, $n = n' + jn''$, incluye la parte real del índice de refracción, n' , que describe la energía almacenada y, por lo tanto, afecta la velocidad de la luz en el medio. La parte imaginaria del índice de refracción, n'' , describe la disipación de energía y especifica también el coeficiente de energía con la ecuación 2.6 [1]:

$$\mu_a = \frac{4\pi n''}{\lambda} \quad (2.6)$$

CAPÍTULO III SIMULACIÓN DE MONTECARLO

3.1 Introducción.

La simulación de Montecarlo es un método numérico el cual permite estimar la propagación de la radiación en tejido biológico para saber el comportamiento que tendrán los fotones [7], el nombre de Montecarlo proviene del famoso casino del mismo nombre en Mónaco. Hay que mencionar que el método de Montecarlo no considera la naturaleza ondulatoria de la luz y por ello no estima fenómenos tales como la polarización o la interferencia. En este modelo, cada paquete de fotones de la luz incidente avanza un “paso” aleatorio a través del medio, durante el cual ocurrirán eventos de esparcimiento y/o de absorción. En los eventos de absorción, una parte del paquete será absorbida por el medio, mientras que, en el caso de los eventos de esparcimiento, el paquete de fotones cambia su dirección en base a la función de fase. Considerando ambos fenómenos, la propagación del paquete continúa por el medio hasta que escapa del mismo en forma de transmisión o retroesparcimiento, o hasta que su peso cae por debajo de un umbral previamente definido y se considera completamente absorbido. Con un suficiente tiempo de simulación se puede propagar una cantidad masiva de paquetes de fotones, por lo que este método está considerado como el mejor para estimar la distribución de la luz en el tejido [26].

3.1.1 Simulación de Montecarlo.

La simulación consiste en seguir la propagación de un paquete de fotones a la vez y calcular la probabilidad de que este sea absorbido o esparcido por el medio de propagación, con base en los parámetros ópticos dados a la simulación. Debido a la naturaleza estocástica del esparcimiento, es necesaria la generación de números aleatorios para realizar la simulación. Con base a esto, la simulación de Montecarlo simula uno a uno los paquetes de fotones hasta que, debido al gran número de paquetes simulados, se forma una distribución [26]. La figura 3.1 ilustra el diagrama de flujo que sigue la simulación.

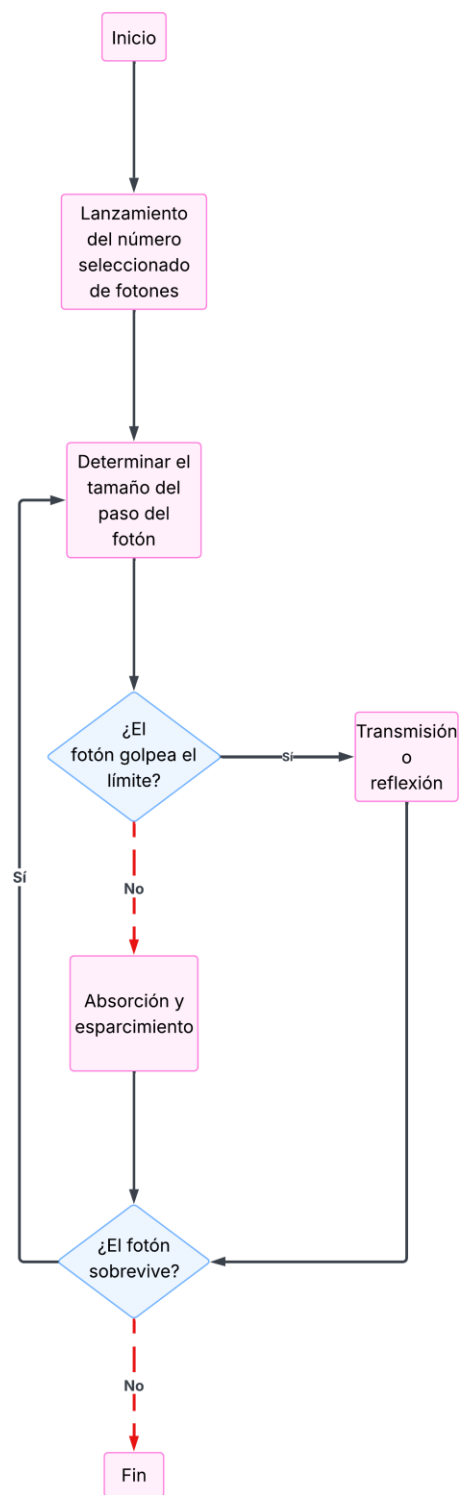


Figura 3.1. Diagrama de flujo de la simulación de Montecarlo.

En la figura 3.1 se muestra que un paquete de fotones es inicializado con un peso w dado y, con cada interacción en el tejido, este peso se irá reduciendo debido a la absorción que existe en el tejido y el resto sufre esparcimiento. Este paquete seguirá propagándose por el medio hasta que su peso menor al umbral determinado y se extinga o bien, que salga del medio en forma de retroesparcimiento o siendo transmitido a través del tejido.

Como resultado de la simulación, se obtiene un cilindro bidimensional simétrico o una gráfica tridimensional que muestra la distribución de los fotones absorbidos y su correspondiente radio de fluencia de energía radiante.

3.2 Simulación de Montecarlo en un tejido.

3.2.1 Montecarlo Multi Layered (MCML).

Es un código en ANSI C desarrollado en 1995 por L. Wang *et al.* y que permite realizar la simulación de Montecarlo para tejido de múltiples capas, cada uno con diferentes propiedades ópticas como el coeficiente de esparcimiento, coeficiente de absorción, anisotropía e índice de refracción [7].

La figura 3.2 muestra el archivo de texto con los parámetros necesarios para el programa.

```
# Template of input files for Monte Carlo simulation (mcml).
# Anything in a line after "#" is ignored as comments.
# Space lines are also ignored.
# Lengths are in cm, mua and mus are in 1/cm.
####

1.0                                # file version
2                                # number of runs

### Specify data for run 1
templ.mco      A                  # output filename, ASCII/Binary
1000000        # No. of photons
0.005  0.005    # dz, dr [cm]
800      400    30    # No. of dz, dr, da.

1                                # No. of layers
# n      mua      mus      g      d      # One line for each layer
1.0                                # n for medium above.
1.4      1.9235  500    0.90  4      # layer 1
1.0                                # n for medium below.
```

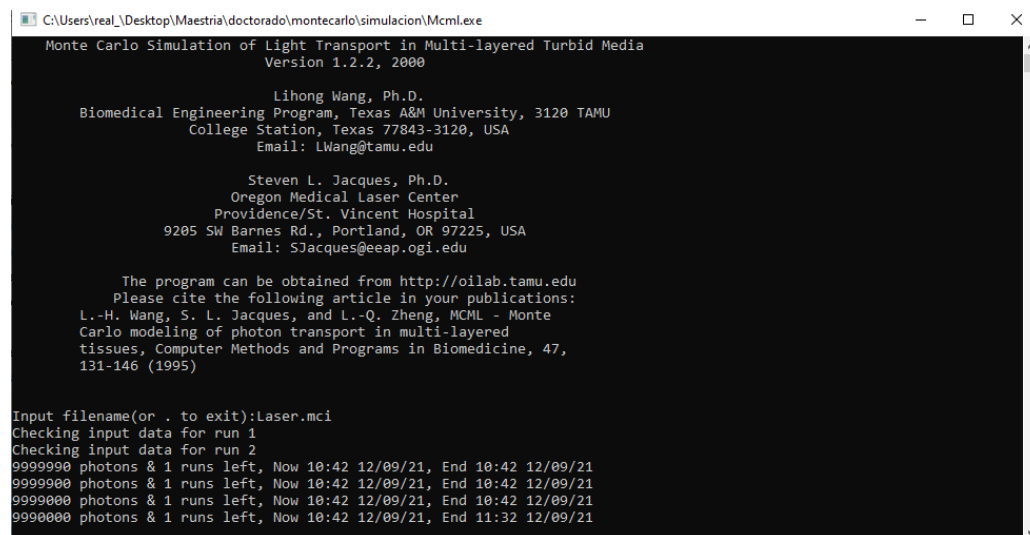
Figura 3.2. Parámetros para el MCML [7].

La fila “*No. of photons*” indica el número de paquetes de fotones a simular; a mayor número de paquetes, mayor tiempo de computación será necesario. Para el siguiente parámetro, hay que mencionar que este algoritmo toma el tejido como un cilindro, el cual se subdivide en elementos

finitos de volumen denominados vóxels, por lo que este parámetro define el tamaño de los vóxels tanto en la profundidad z como en el radio r , que parte del punto de incidencia del haz a simular. El siguiente parámetro “*No of dz, dr, da*” indica el número de vóxels del tejido a simular; esto debe ir en concordancia con el grosor del tejido a simular, ya que, en caso contrario, la simulación no podrá realizarse de manera adecuada. Todas las unidades de esta simulación están expresadas en cm.

La siguiente fila del cuadro de texto describe los parámetros ópticos para la simulación. “*No of layers*” indica el número de capas a simular, que debe coincidir con el número de filas de parámetros ópticos que se proporcionarán. La fila siguiente contendrá los parámetros ópticos de la simulación, siendo estos: “ n ” el índice de refracción del medio, “ μ_a ” el coeficiente de absorción, “ μ_s ” es el coeficiente de esparcimiento, “ g ” la anisotropía del medio y finalmente “ d ” el grosor del tejido a simular, que como se mencionó, debe coincidir con el tamaño de los vóxels a simular.

Una vez dados los parámetros, se ejecuta la simulación en MSDOS y, desde ahí, se llama al archivo de entrada, que está en formato MCI. Después de esto, el programa se ejecutará y dará información acerca de cuántos paquetes faltan por simular y el tiempo estimado en el cual terminará la simulación; todo esto se observa en la figura 3.3.



```
C:\Users\real\Desktop\Maestria\doctorado\montecarlo\simulacion\Mcml.exe
Monte Carlo Simulation of Light Transport in Multi-layered Turbid Media
Version 1.2.2, 2000

Lihong Wang, Ph.D.
Biomedical Engineering Program, Texas A&M University, 3120 TAMU
College Station, Texas 77843-3120, USA
Email: LWang@tamu.edu

Steven L. Jacques, Ph.D.
Oregon Medical Laser Center
Providence/St. Vincent Hospital
9205 SW Barnes Rd., Portland, OR 97225, USA
Email: SJJacques@eeap.ogi.edu

The program can be obtained from http://oillab.tamu.edu
Please cite the following article in your publications:
L.-H. Wang, S. L. Jacques, and L.-Q. Zheng, MCML - Monte
Carlo modeling of photon transport in multi-layered
tissues, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 47,
131-146 (1995)

Input filename(or . to exit):Laser.mci
Checking input data for run 1
Checking input data for run 2
9999999 photons & 1 runs left, Now 10:42 12/09/21, End 10:42 12/09/21
9999999 photons & 1 runs left, Now 10:42 12/09/21, End 10:42 12/09/21
9999999 photons & 1 runs left, Now 10:42 12/09/21, End 10:42 12/09/21
9999999 photons & 1 runs left, Now 10:42 12/09/21, End 11:32 12/09/21
```

Figura 3.3. Ejecución del programa MCML.

Una vez finalizada la simulación, el programa entrega un archivo de texto con sus resultados, como el que se observa en la figura 3.4.

```
####
# Data categories include:
# InParm, RAT,
# A_l, A_z, Rd_r, Rd_a, Tt_r, Tt_a,
# A_rz, Rd_ra, Tt_ra
####

# User time:      4169 sec =      1.16 hr.  Simulation time of this run.

InParm            # Input parameters. cm is used.
temp1.mco         A            # output file name, ASCII.
10000000          # No. of photons
0.005  0.005      # dz, dr [cm]
800      400      30    # No. of dz, dr, da.

1                # Number of layers
#n      mua      mus      g      d      # One line for each layer
1                # n for medium above
1.4      1.9235  500      0.9      4      # layer 1
1                # n for medium below

RAT #Reflectance, absorption, transmission.
0.0277778        #Specular reflectance [-]
0.400766         #Diffuse reflectance [-]
0.571456         #Absorbed fraction [-]
0                #Transmittance [-]
```

Figura 3.4. Archivo con los resultados de la simulación.

En este archivo se observa el tiempo que le tomó, en segundos, a la simulación llevarse a cabo, así como los resultados: la reflexión especular, la reflectancia difusa, la absorción y la transmitancia. La suma de estos cuatro elementos da como resultado 1, lo que equivale a la totalidad de los paquetes de fotones. Además de estos elementos, la simulación entrega también la cantidad de energía absorbida por cada vóxel, como se ilustra en la figura 3.5.

```
A_z #A[0], [1],...A[nz-1]. [1/cm]
7.8084E+000
7.8323E+000
7.6298E+000
7.2448E+000
6.7730E+000
6.2762E+000
5.7878E+000
5.3247E+000
4.8950E+000
4.4970E+000
4.1302E+000
3.7885E+000
3.4759E+000
3.1911E+000
2.9280E+000
2.6883E+000
2.4673E+000
2.2644E+000
2.0765E+000
1.9059E+000
1.7492E+000
```

Figura 3.5 Absorción por vóxel.

El programa MCML no tiene la capacidad por sí mismo de mostrar los resultados de una manera gráfica, por lo que Scott Prahl desarrolló un programa para MATLAB el cual permite visualizar los resultados de la simulación [27].

En la figura 3.6 se muestra la distribución de energía de una simulación de Montecarlo, siendo el eje z la profundidad en cm y el eje x la separación que existe desde el punto central en el tejido hacia los lados, también es importante mencionar que la absorción de energía en la gráfica se muestra en escala logarítmica base 10, con el objetivo de que la respuesta se pueda visualizar de manera adecuada. La energía está dada en Joules sobre unidad de volumen.

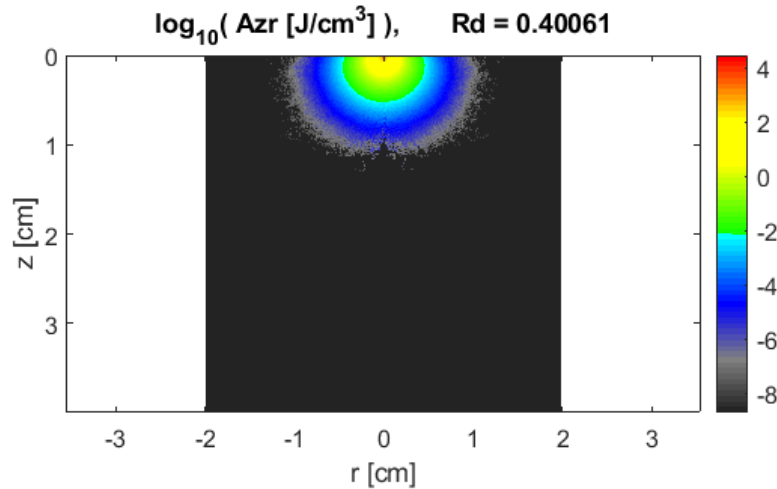


Figura 3.6. Distribución de la energía de un haz infinitamente pequeño [27].

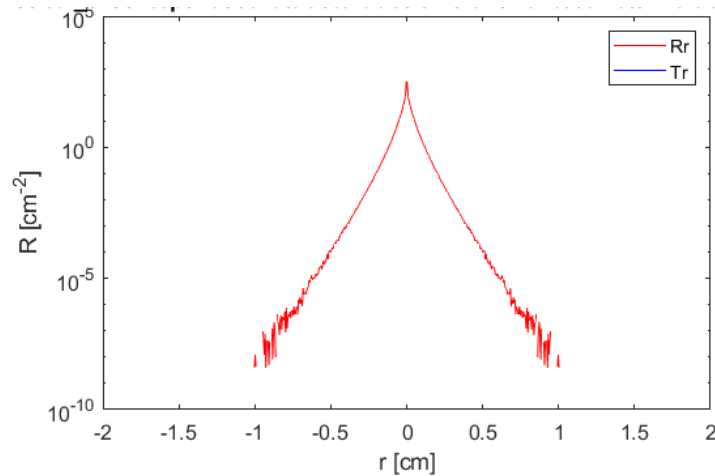


Figura 3.7. Reflectancia en función del radio r[27] .

3.2.2 Convolución de la simulación

La simulación de Montecarlo estándar estima la interacción de los fotones con el tejido y entrega como resultados la absorbancia, la reflectancia difusa y la transmitancia. Todo esto se hace considerando un haz de diámetro infinitamente pequeño que incide en el tejido y, bajo esta premisa, se estiman los resultados. Sin embargo, esta aproximación no es adecuada al tratar de medir la interacción de un láser con el tejido, por lo que existe un algoritmo de convolución el cual basado en que la respuesta de la simulación es lineal e invariante, se puede realizar la convolución del haz de diámetro infinitamente pequeño a un haz de tamaño finito, bien sea un haz de perfil gaussiano o plano [7]. Este algoritmo de convolución permite elegir el tipo de haz, su energía y su radio, por lo que resulta adecuado para modelar con mayor precisión. la interacción del tejido con un haz real. En la figura 3.8 se muestra una simulación de Montecarlo a la cual se le realizó una convolución a un haz gaussiano y en la figura 3.9 se muestra una simulación, pero con un haz de perfil plano.

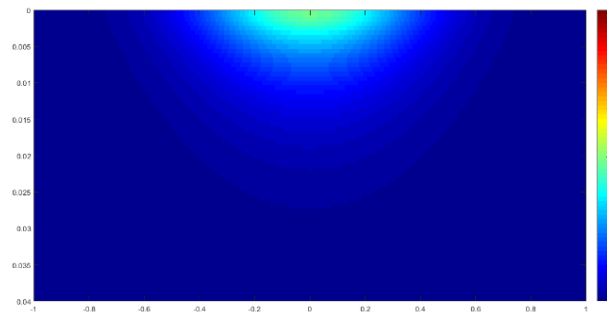


Figura 3.8. Distribución de energía en un haz de perfil gaussiano.

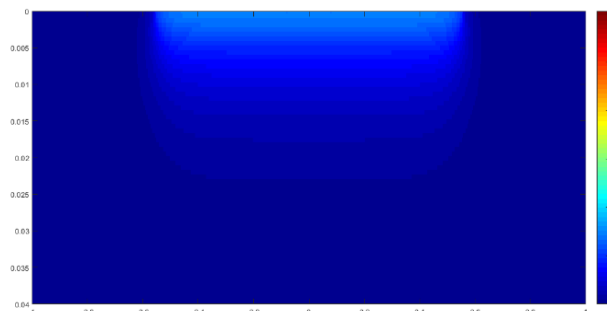


Figura 3.9 Distribución de energía en un haz de perfil plano.

3.3. Simulación de modelos basados en la escala de Fitzpatrick.

3.3.1. Simulación mediante el MCML.

Para esta sección se recopilaron varios modelos de la piel de la literatura, los cuales consideran la escala de Fitzpatrick, tomando finalmente solo los fototipos del II al V. Hay una falta de consenso respecto a los parámetros de dosis adecuadas, la cual es más acentuada para fototipos más oscuros como los son del tipo IV al VI, lo cual representa un riesgo, ya que estos fototipos suelen estar expuestos a una mayor posibilidad de daño en el tejido dadas sus características [28][29]. Esto último afecta directamente los tratamientos de terapia láser en México, dado que la mayor parte de su población se encuentra en los fototipos III a V.

De estos estudios se tomaron todos los parámetros ópticos necesarios para la simulación de Montecarlo, teniendo en cuenta todas las consideraciones que los autores consideraron al llegar a sus conclusiones. Hay que aclarar, que debido a que en el trabajo de Morales-Cruzado *et al.* toman el valor del coeficiente de espacimiento para varios sujetos de estudio, se hizo un promedio de estos [21]. Los parámetros se muestran en las tablas 3.1 a 3.4.

Tabla 3.1 Parámetros para el fototipo II

Autor	$\mu_a(\text{cm}^{-1})$	$\mu_s(\text{cm}^{-1})$	g	Grosor del tejido (cm)
Morales Cruzado [21]	1.462	500	0.9	4 (monocapa)
Narea [23]	11.51 (epidermis) 2.7 (dermis)	187	0.8	0.008 (epidermis) 0.15 (dermis)

Tabla 3.2 Parámetros para el fototipo III

Autor	$\mu_a(\text{cm}^{-1})$	$\mu_s(\text{cm}^{-1})$	g	Grosor del tejido (cm)
Morales Cruzado [21]	1.92	500	0.9	4 (monocapa)
Quistan-Vázquez [22]	1.7	500	0.9	1(monocapa)
Narea [23]	12.69 (epidermis) 2.7 (dermis)	187	0.8	0.008 (epidermis) 0.15 (dermis)

Tabla 3.3 Parámetros para el fototipo IV

Autor	$\mu_a(\text{cm}^{-1})$	$\mu_s(\text{cm}^{-1})$	g	Grosor del tejido (cm)
Morales Cruzado [21]	3.13	500	0.9	4 (monocapa)
Narea [23]	18.72 (epidermis) 2.7 (dermis)	187	0.8	0.008 (epidermis) 0.15 (dermis)

Tabla 3.4 Parámetros para el fototipo V

Autor	$\mu_a(\text{cm}^{-1})$	$\mu_s(\text{cm}^{-1})$	g	Grosor del tejido (cm)
Morales Cruzado [21]	4.7	500	0.9	4 (monocapa)
Narea [23]	28.85 (epidermis) 2.7 (dermis)	187	0.8	0.008 (epidermis) 0.15 (dermis)

En primera instancia, se realizó la simulación con un haz de diámetro infinitamente pequeño para cada uno de los modelos de las tablas. Para todos ellos se simuló un millón de paquetes de fotones. De estas simulaciones se obtuvieron los datos de reflectancia difusa, transmitancia y absorbancia del tejido. Partiendo del archivo de datos que genera el programa de la simulación, se procedió a realizar la convolución de los datos, para simular la respuesta de un haz plano y un haz gaussiano en el tejido. Para esto último, se tomó como base el trabajo de Conde-Quintero *et al.* [20], en el cual consideran un láser de 1 Joule de energía y 1 cm² de área.

De la convolución se obtuvieron datos como la fluencia de fotones y la absorbancia en el tejido para los diferentes tipos de haz de tamaño finito. Con estos datos se procedió a obtener las representaciones gráficas de la distribución de energía,

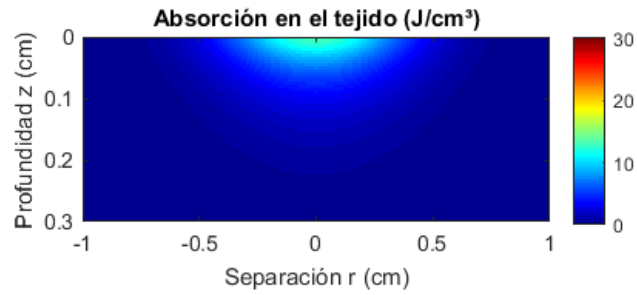


Figura 3.10. Absorción en un fototipo II.

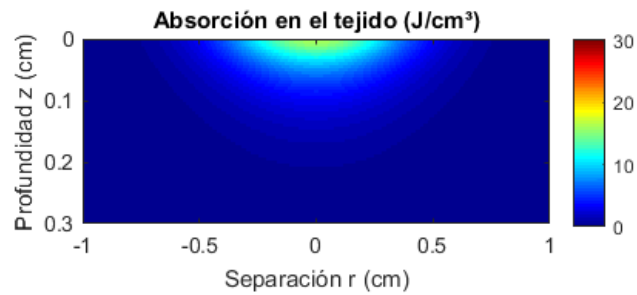


Figura 3.11. Absorción en un fototipo III.

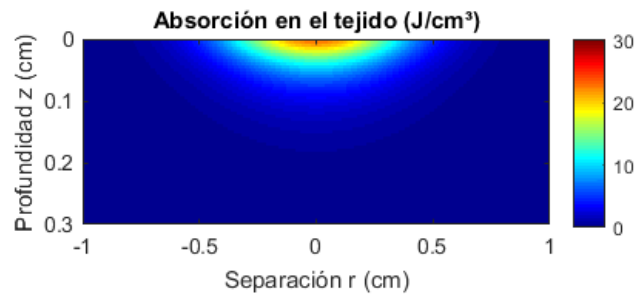


Figura 3.12. Absorción en un fototipo IV.

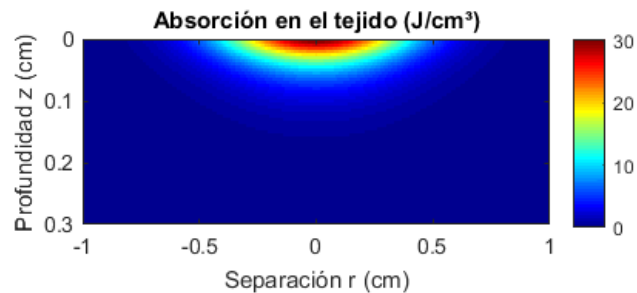


Figura 3.13. Absorción en un fototipo V.

La figura 3.13 que representa el fototipo V, tiene una absorción de 30.26 J/cm^3 , la cual es alta si la comparamos con la de la figura 3.11 de un fototipo III, la cual llega aproximadamente a 16.06 J/cm^3 y finalmente es más del doble comparada con la del fototipo II de la figura 3.10,

la cual llega a 13.05 J/cm^3 . Las 4 figuras mostradas se configuraron con la misma escala de energía, para que fuera evidente el cambio en los valores de energía de cada una.

Una vez realizadas las simulaciones, se recopilaron los resultados en las tablas 3.5 y 3.6, que muestran, en la primera, la energía depositada por un haz de perfil gaussiano y, en la segunda, el mismo parámetro, pero para un haz de perfil plano.

Tabla 3.5 Valores de absorción máxima para un haz gaussiano (J/cm^3)

Fototipo	Morales Cruzado (promedio) [21]	Quistan-Vázquez [22]	Narea[23]
II	13.05	-	63.75
III	16.06	17.20	68.42
IV	22.87	-	89.94
V	30.26	-	118.51

Tabla 3.6 Valores de absorción máxima para un haz plano (J/cm^3)

Fototipo	Morales Cruzado (promedio) [21]	Quistan-Vázquez [22]	Narea [23]
II	6.69	-	32.39
III	8.17	8.68	34.62
IV	11.55	-	45.37
V	-	-	59.56

En el caso del tipo V de Morales-Cruzado, solo fue posible obtener un resultado para la convolución de un haz gaussiano, por lo que no fue posible reportar el valor máximo del haz plano.

3.3.2 Simulación mediante una GPU.

Una GPU es una unidad que, gracias a su capacidad de procesamiento en paralelo, puede renderizar gráficos con mayor velocidad y también puede utilizarse para cargas de trabajo computacionales muy intensivas, como el *deep learning* [30]. A partir de este tipo de avances, han surgido nuevos programas que reducen el tiempo de computación para la simulación de Montecarlo, entre los que podemos mencionar Montecarlo Extreme el cual es un simulador de fenómenos de transporte de luz, acelerado por GPU y con capacidades en 3D, siendo uno de los simuladores más rápidos, gracias a su capacidad de usar varios hilos de una GPU [31].

Montecarlo Extreme presenta diferentes versiones de su programa entre las cuales podemos mencionar:

- MCX: Versión principal de Montecarlo Extreme, que se basa en el uso de tarjetas Nvidia para simular simultáneamente cientos de fotones.
- MCXLAB: Versión de MCX que se ejecuta nativamente en MATLAB u Octave.
- MCXLAB-CL: Versión que permite ejecutar las simulaciones tanto en GPU Nvidia como en GPU AMD, así como mediante el uso directo del procesador.
- MCXStudio: Interfaz gráfica para el uso de MCX/ MCXLAB.

3.3.2.1 MCXStudio.

En primera instancia, se procedió a trabajar con el programa MCXStudio, dada su sencillez como interfaz gráfica para los demás programas de la suite. La figura 3.14 muestra la interfaz de este programa.

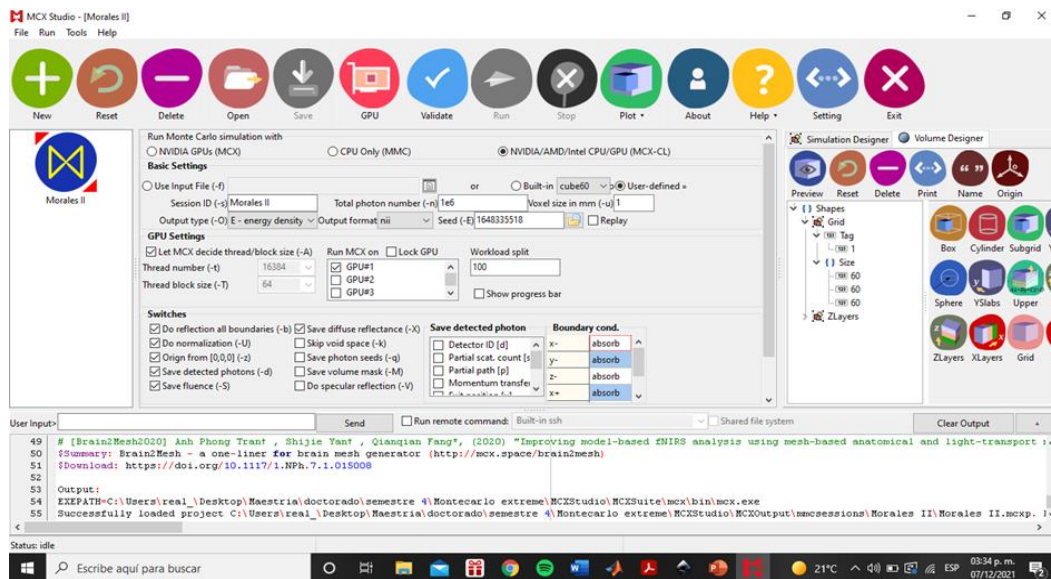


Figura 3.14. Interfaz gráfica de MCXStudio [31]

Este software requiere prácticamente los mismos parámetros que el MCML, aunque con algunos cambios, como, por ejemplo, la necesidad de definir la distribución de las capas de tejido y la forma del medio en el que se realizará la simulación. Por otra parte, presenta ventajas

tales como: normalizar la salida, la capacidad de colocar un detector con el fin de medir los fotones detectados, el poder decidir desde que punto se disparara la fuente de energía hacia el tejido, una mayor variedad de perfiles de haz para la interacción con el tejido y la capacidad de visualización en 3D de los resultados de la simulación.

Para las pruebas, se utilizó de nuevo el modelo de Morales-Cruzado con los fototipos II, III, IV y V, simulando un millón de paquetes de fotones. Por la parte de la computación, se utilizó una CPU Intel 8250U, esto para probar la simulación con solo el procesador. Mientras que, en el apartado de las GPU, se utilizó la GPU Intel HD 620 la cual está integrada en el procesador y también una GPU AMD Radeon 8500m, la cual es una GPU dedicada de gama baja.

En las figuras 3.15 a 3.18 se muestran los resultados de las simulaciones para cada fototipo.

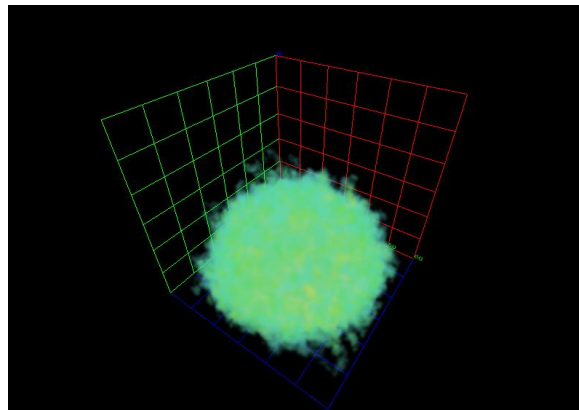


Figura 3.15 Simulación de un fototipo II.

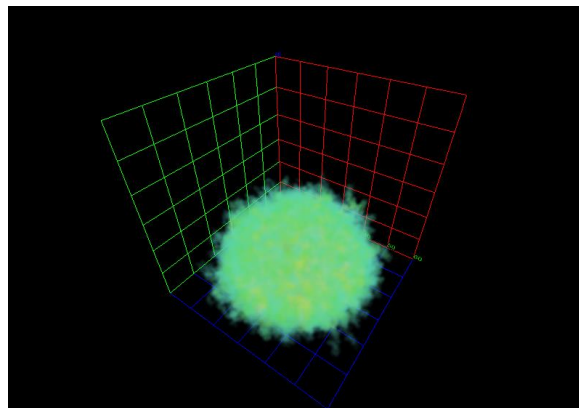


Figura 3.16. Simulación de un fototipo III.

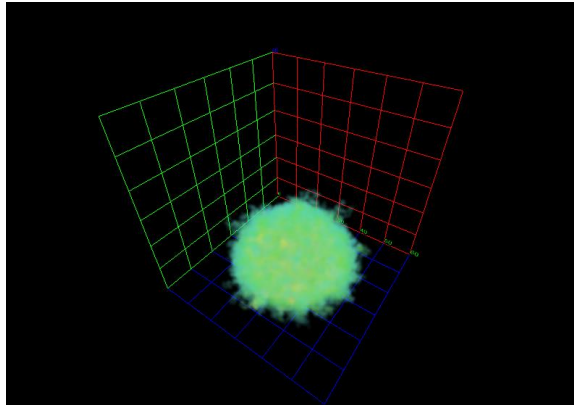


Figura 3.17. Simulación de un fototipo IV.

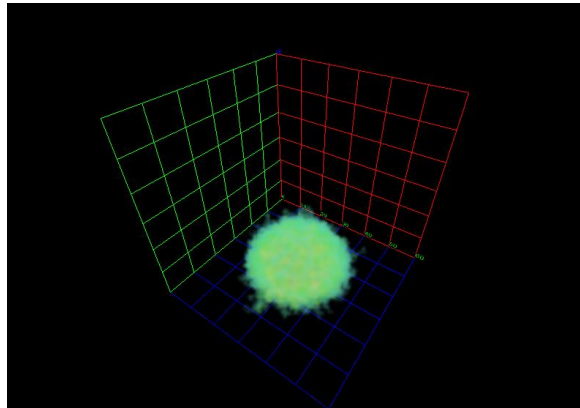


Figura 3.18. Simulación de un fototipo V.

En las figuras, cada cuadro representa 10 mm y la radiación incide por debajo del centro de la cuadrícula azul y toda la radiación está normalizada a 1 Joule. Es notable en las figuras el fenómeno observado con anterioridad, en el cual la radiación presenta una mayor penetración en el tejido en los fototipos como el II y III, pero, en contraparte, los fototipos más oscuros como el IV y V presentan una mayor absorción de energía en las capas más superficiales.

3.2 MCXLAB-CL

En esta sección se procedió a realizar simulaciones por medio del programa MCXLAB-CL, el cual permite ejecutar de manera nativa el Montecarlo Extreme en MATLAB u Octave, con la ventaja de que no queda limitada su ejecución en GPUs de la marca Nvidia, sino que es posible hacer las simulaciones mediante la GPU integrada en los procesadores o en las GPUs de marca AMD. La figura 3.19 muestra la interfaz del programa.

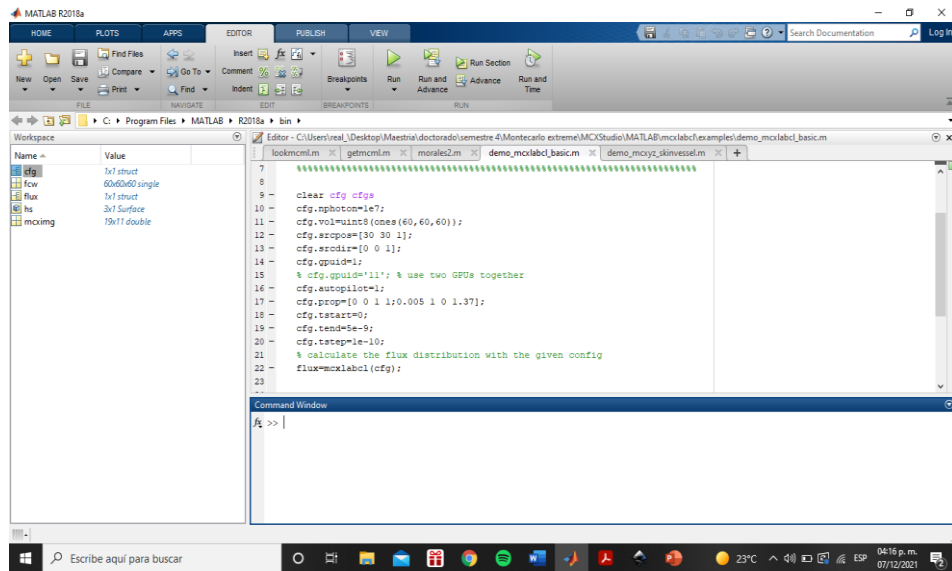


Figura 3.19. Interfaz de MCXLAB-CL [31]

Este programa opera con los mismos parámetros que MCXStudio, con la diferencia de que los datos deben introducirse manualmente o mediante un archivo de texto. A continuación, se presentan algunos ejemplos con este software, con el fin de evaluar el desempeño de la herramienta.

En la figura 3.20 se observa la simulación de una estructura con capas de piel y una vena al centro. Esta simulación consideró únicamente el lanzamiento de 10^6 paquetes de fotones.

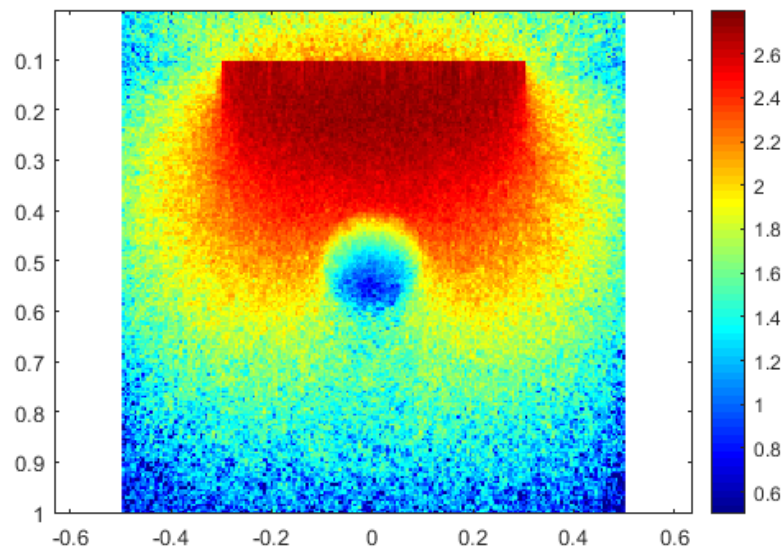


Figura 3.20. Ejemplo de simulación: vena con piel (10^6 paquetes de fotones) [31]

En la figura 3.21 se vuelve a realizar la misma simulación, pero esta vez con 10^8 paquetes de fotones, con lo cual es posible modelar de una manera más realista como será la propagación de la radiación en el tejido y a su vez, demostrando la necesidad que existe en este tipo de estimaciones de simular el número adecuado de paquetes fotones.

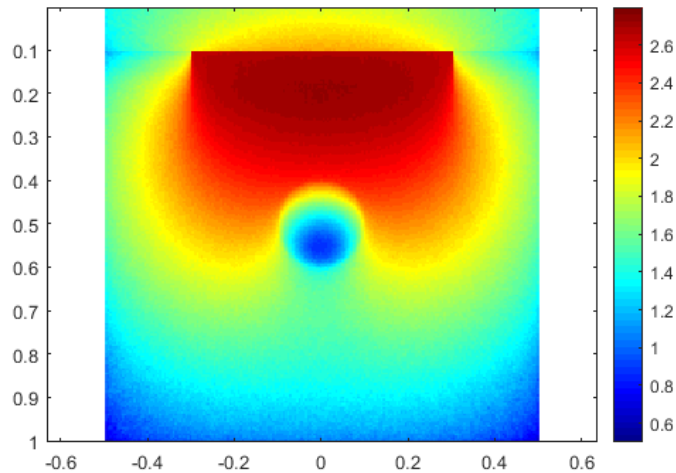


Figura 3.21 Ejemplo de simulación: vena con piel (10^8 paquetes de fotones) [31]

El siguiente ejemplo considera la estructura de una cabeza humana, que consta de 4 capas de tejido: piel y cráneo, líquido cerebroespinal, materia gris y materia blanca. Otro detalle importante es que la simulación ejemplifica la diferencia entre activar y desactivar la función de hacer reflexión en los límites del tejido, permitiendo una aproximación más realista, mencionando que el programa MCML no poseía esta capacidad. Todo esto se ilustra en la figura 3.22.

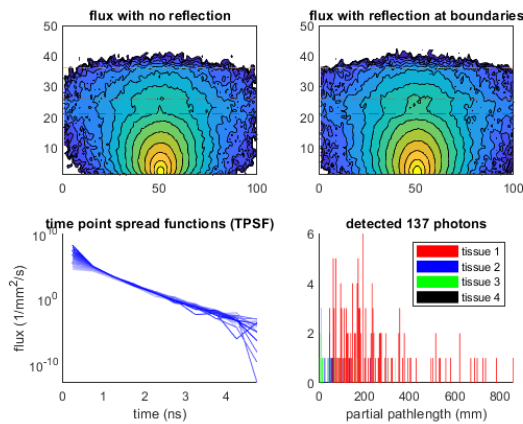


Figura 3.22. Ejemplo de simulación: cabeza con 4 capas (piel y cráneo, LCE, materia gris y materia blanca) de tejido [31].

En las 2 primeras imágenes de la figura, se observa la diferencia entre un flujo que no tiene reflexión en los límites del tejido, contra una simulación que si considera esta condición. La tercera imagen muestra la Time Point Spread Function (TPSF), la cual es muy adecuada para describir de una forma rápida las propiedades ópticas del tejido que se está trabajando y finalmente la última imagen muestra la ya mencionada capacidad de detectar fotones que posee la suite de Montecarlo Extreme.

3.4 Comparativa entre algoritmos

Una vez realizadas las simulaciones y a modo de comparativa, se repitieron las simulaciones con los diferentes programas mencionados en este capítulo, obteniéndose la tabla 3.7.

Tabla 3.7. Comparativa entre programas de simulación de Montecarlo.

Programa	Unidad de procesamiento	Visualización 3D	Absorción	Tiempo de ejecución en horas (10^7 paquetes de fotones)
MCML	CPU	No	57.14%	01:10:00
MCXStudio	GPU	Si	58.56%	00:05:06
MCXStudio	GPU integrada	Si	58.55%	00:02:56
MCXLAB-CL	GPU	Si	58.59%	00:02:40
MCXLAB-CL	GPU integrada	Si	58.54%	00:02:25

De la tabla es posible demostrar la gran mejoría en el tiempo de cómputo al utilizar la suite de Montecarlo Extreme, lo cual también permite someter a un menor estrés al procesador de la computadora, al evitarle trabajar durante horas con una sola simulación. También presenta la ventaja de mostrar los resultados en 3D, entre otras opciones que le permiten simular de manera más precisa estructuras de tejido complejas.

CAPÍTULO IV FANTASMAS ÓPTICOS

4.1 Introducción

El desarrollo de nuevos equipos o técnicas de medición siempre requiere de un proceso de calibración para validar sus mediciones o parámetros obtenidos [32], lo cual no siempre es viable de realizar in vivo debido a la naturaleza del instrumento o de la técnica. A lo largo de los años se han desarrollado materiales que pueden simular las propiedades ópticas, acústicas, mecánicas o térmicas de los tejidos y son denominados fantasmas ópticos [33], [34] . Para esta tesis nos enfocamos en los fantasmas que simulan las propiedades ópticas de los tejidos.

Un fantasma óptico se compone, en términos generales, de tres elementos: una matriz, un elemento de absorción y un elemento de esparcimiento. La matriz es un material el cual suele presentar muy poca absorción o esparcimiento en el rango del espectro electromagnético en el cual opera el fantasma, entre los materiales más usados como matriz están el polidimetilsiloxano (PDMS) y el silicón.

El elemento absorbente es un material que, por lo regular, se diluye en la matriz, controlando la cantidad que se agrega para obtener el coeficiente de absorción deseado. Entre los materiales más empleados para esto están la tinta china y los fluorocromos [32].

El elemento de esparcimiento suele elegirse por separado de la matriz, ya que en ocasiones representa menos del 1%. Este elemento está conformado por partículas de dimensión controlada de un material que provocan esparcimiento de la luz. Entre los materiales más usados están las microesferas de polímero y polvo de dióxido de titanio o dióxido de aluminio [32].

En la tabla 4.1 se muestra una tabla con algunos de los materiales más usados para la fabricación de fantasmas ópticos

Tabla 4.1 Materiales para la fabricación de fantasmas ópticos [32].

Matriz	Absorción	Esparcimiento
Polidimetilsiloxano (PDMS)	Tinta china	Polvo de óxido de aluminio
Silicón	Fluorocromos	Polvo de óxido de titanio
Agar	Sangre pura	Microesferas de polímero

4.2 Fantasmas de agar

El agar es un material polimérico, un polvo obtenido a partir de algas marinas. Es un material muy estable y que por ello permite ser usado como matriz para otros materiales y con esto hacer modificables sus características ópticas, además de ser barato y fácil de trabajar, al no requerir equipo especializado para su manejo. Este material se ha usado en trabajos de caracterización de equipos y técnicas optoacústicas [35]. Con base en el trabajo de Ntombela *et al.* [35] en el cual simulan diversos órganos, se decidió usar el agar por las ventajas antes mencionadas.

Los materiales usados se enlistan a continuación:

- Agua desionizada
- Agar alimenticio
- Tinta china

El procedimiento de fabricación del fantasma es el siguiente:

- Se vierte en un recipiente de vidrio agua desionizada en una cantidad que depende del fototipo a emular.
- Se calienta el agua a 80 °C.
- Se agrega a la mezcla 0.1 ml de tinta china y se agita hasta crear una solución uniforme.
- Se toman 100 ml de la mezcla anterior y se agregan 6 g de agar.
- Se agita hasta que la mezcla quede homogénea.
- Se vierte la mezcla en recipientes de metal, asegurando al menos 5 mm de grosor en el fantasma.
- Se cocinan los fantasmas durante 45 minutos, mezclándolos cada 15 minutos.
- Se dejan enfriar a temperatura ambiente y luego se refrigeran durante 24 horas.
- Se extraen los fantasmas del molde y se cortan a las dimensiones deseadas.

En primera instancia, se produjeron fantasmas con 2 y 6 gramos de agar de las figuras 4.1 y 4.2, y se encontró que los de 2 gramos no eran adecuados para las pruebas. Después se elaboró otro fantasma con 6 gramos de agar, como el de la figura 4.3, pero agregando 0.1 ml de tinta china como pigmento. Todos estos fantasmas preliminares se elaboraron con una cantidad inicial de 100 ml de agua desionizada.



Figura 4.1. Fantasma de agar de 2g.



Figura 4.2. Fantasma de agar de 6g.



Figura 4.3. Fantasma de agar con pigmento.

4.2.1 Medición de los parámetros ópticos en fantasmas de agar

Para medir los parámetros ópticos de estos primeros fantasmas, se empleó la técnica de transmitancia para determinar el coeficiente de absorción μ_a .

La absorción es el decaimiento de la irradiancia de la cantidad dI de la radiación electromagnética y directamente proporcional a la cantidad incidente I y la distancia sobre la cual la absorción dx tiene lugar, con el factor de proporcionalidad μ expresado de la siguiente manera [8].

$$dI = \mu I dx \quad (4.1)$$

El factor de proporcionalidad μ equivale al coeficiente de absorción

Si se resuelve la ecuación (4.1) se obtiene la ley de Beer o también conocida como la ley de Beer-Lambert, la cual se expresa con la siguiente ecuación [26]:

$$I(d) = I_0 e^{-\mu_a d} \quad (4.2)$$

Donde $I(d)$ es la intensidad detectada al pasar por el fantasma, I_0 es la intensidad de la fuente, μ_a es el coeficiente de absorción y d el grosor del fantasma en cm.

Para medir estos valores, se realizó el arreglo experimental mostrado en la figura 4.4.

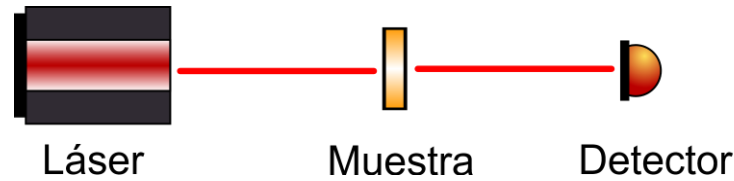


Figura 4.4. Arreglo para la medición por medio de transmitancia.

A continuación, a partir de las mediciones obtenidas y de la ley de Beer-Lambert, se determinó el coeficiente de absorción μ_a para cada muestra, dando como resultado los siguientes coeficientes:

$$\mu_a (\text{transparente}) = 0.35 \text{ cm}^{-1}$$

$$\mu_a (\text{pigmentado}) = 7.50 \text{ cm}^{-1}$$

4.2.2 Concentraciones para los fantasmas.

Los coeficientes de la sección anterior se comparan en la tabla 4.2 con los obtenidos del trabajo de Morales-Cruzado, a 532 nm [21] y con las cantidades de tinta china requeridas para

aproximar los coeficientes de absorción de los diferentes fototipos con esta técnica de fabricación de fantasmas ópticos.

Tabla 4.2. Coeficientes de absorción Morales-Cruzado, a 532 nm [21] y cantidades de tinta china necesarias con esta técnica.

Fototipo	Coeficiente de absorción (cm^{-1})	Cantidad de tinta necesaria (ml)
II	1.46	0.0155
III	1.92	0.0219
IV	3.13	0.0389
V	4.70	0.0608

Dando como resultado que para emular un fototipo IV, serían necesarios 0.0389 ml de tinta china en 100 ml de agua. Este mismo ejercicio se realizó para los demás fototipos.

Debido a las dificultades técnicas para medir con precisión cantidades de tinta en μl en la mezcla, se realizó un ajuste para determinar cuánta agua se debe agregar a 0.1 ml de tinta, con el fin de que la concentración de tinta se ajustara a lo requerido.

Con estos cálculos se realizó un fantasma con 257 ml de agua y 0.1 ml de tinta, con el procedimiento descrito anteriormente, para emular un fototipo IV, obteniéndose un μ_a de 3.23 cm^{-1} .

Se realizaron varias muestras de fantasmas ópticos emulando el fototipo IV, y se monitoreó a lo largo del tiempo una de las muestras que mejor se ajustó a los parámetros deseados. Los resultados de este monitoreo se ilustran en las figuras 4.5 a 4.7.

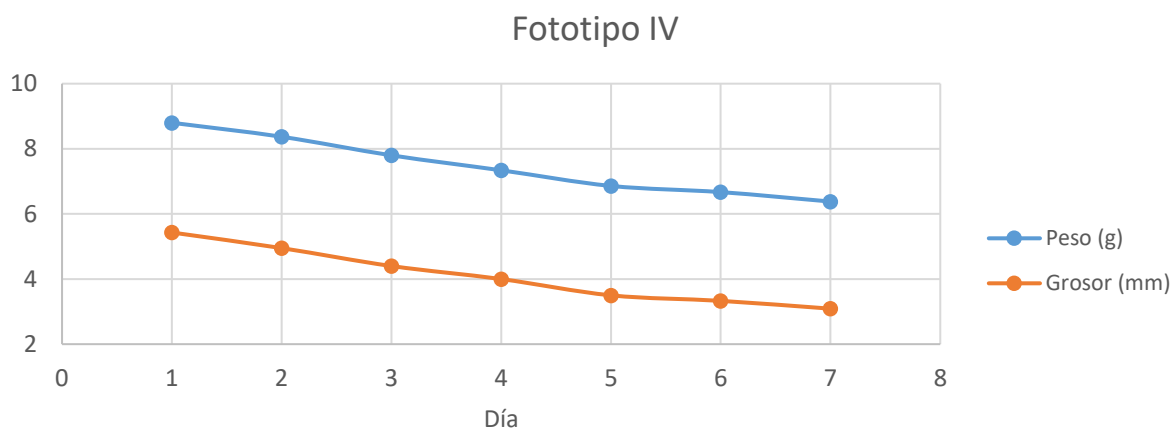


Figura 4.5. Evolución del peso y grosor del fantasma del fototipo IV.

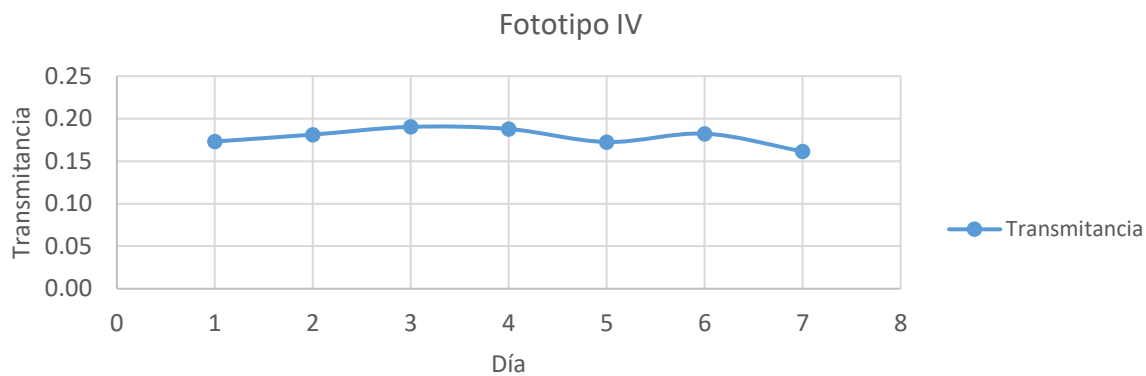


Figura 4.6. Evolución de la transmitancia del fantasma del fototipo IV.

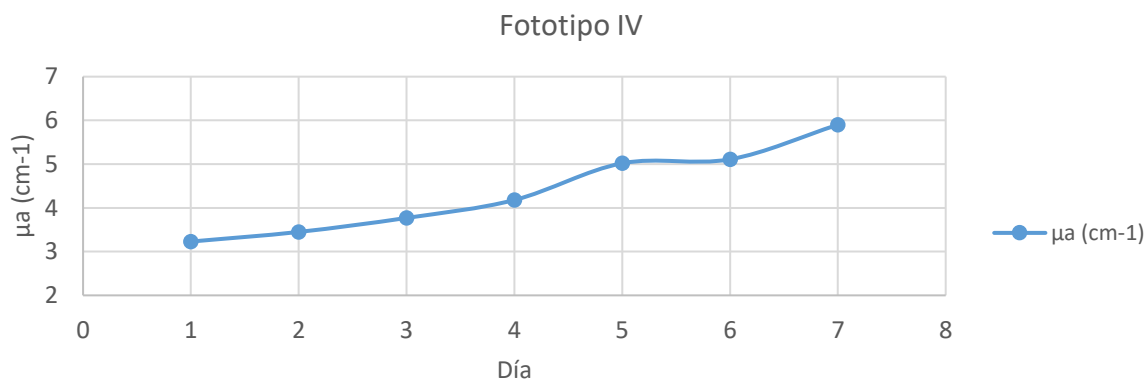


Figura 4.7. Evolución del coeficiente de absorción del fantasma del fototipo IV.

A continuación, se fabricó un fantasma emulando el fototipo III, usando 0.1 ml de tinta china en 455 ml de agua desionizada. En este fantasma también se realizó un control de sus parámetros a lo largo de varios días, lo cual se ilustra en las Figuras 4.8 a 4.10.

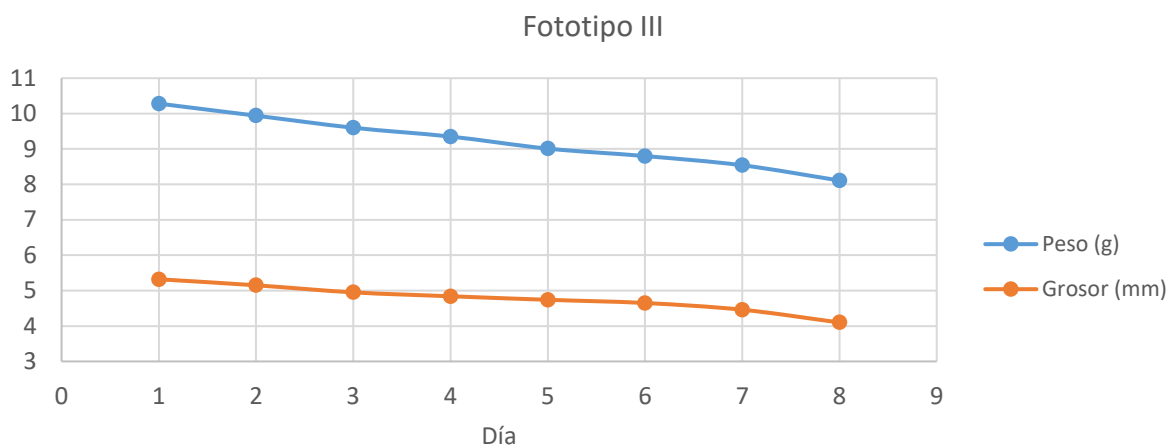


Figura 4.8. Evolución del peso y grosor del fantasma del fototipo III.

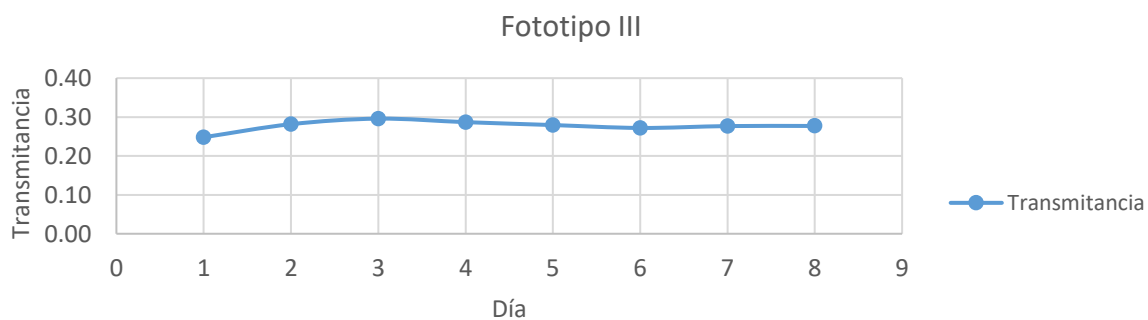


Figura 4.9. Evolución de la transmitancia del fantasma del fototipo III.

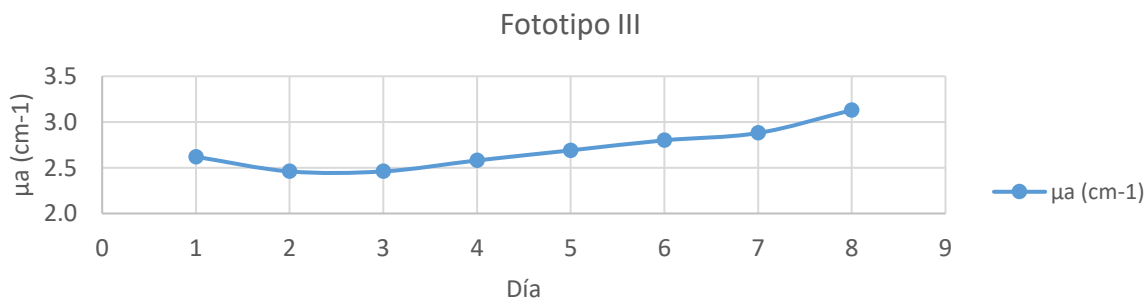


Figura 4.10. Evolución del coeficiente de absorción del fantasma del fototipo III.

4.2.3 Análisis de los fantasmas de agar.

Los fantasmas de agar fabricados lograron aproximarse, en su coeficiente de absorción, a los reportados en la literatura, como se observa en la tabla 4.3.

Tabla 4.3 Concentraciones para los fantasmas de agar.

Fototipo	Concentración de tinta	Coefficiente de absorción inicial (cm ⁻¹)
III	0.022 %	2.62
IV	0.039 %	3.23

La fabricación de los fantasmas fue sencilla y el material empleado es fácil de conseguir. Pese a las ventajas que aporta el agar, este presenta desventajas que no hacen factible su uso.

En primer lugar, su tiempo de vida máximo es de aproximadamente 14 días, después de esto, el material pierde totalmente sus propiedades mecánicas y aparecen colonias de hongos, como se muestra en la figura 4.11, en donde todos los puntos señalados son hongos que crecieron en la muestra.



Figura 4.11. Crecimiento de hongos en un fantasma de agar.

Otro factor importante es la deshidratación que se produce en los fantasmas, lo que provoca una disminución de su grosor, además de una pérdida de peso. La situación anterior hace que los cromóforos de la tinta aumenten su concentración en la misma proporción en que disminuye el espesor de la muestra, lo que mantiene relativamente constante el valor de transmitancia del

fantasma, como puede observarse en las figuras 4.6 y 4.9. El propósito de un fantasma es mantener constantes sus parámetros ópticos a lo largo de su vida útil, y en el caso de los fantasmas desarrollados, se observa en las figuras 4.7 y 4.10 que aumentan su coeficiente de absorción hasta un 80% en el transcurso de unos pocos días. La escasa viabilidad del trabajo con este tipo de materiales genera la necesidad de explorar otras alternativas.

4.3 Fantasmas de silicón

Debido a las desventajas de los fantasmas de agar, se cambió el material de los fantasmas para la calibración de los instrumentos, pasando del agar al silicón.

Los fantasmas de silicón fueron introducidos por *Bays et al.*[36] y tienen la ventaja de ser rápidos de producir, presentan una textura suave similar a la del tejido y pueden incluir elementos de absorción y esparcimiento no orgánicos. Además, estos fantasmas tienen mayor tiempo de vida que los de agar, al ser resistentes a agentes fúngicos por su naturaleza no orgánica, y tampoco presentan encogimiento debido a sus materiales. La mayor desventaja de estos fantasmas son el costo y el tiempo de endurecimiento [32].

4.3.1 Silicón Ecoflex.

Para este trabajo se eligió el material Ecoflex de Smooth-On, el cual tiene una gama de variedades como se muestra en la tabla 4.4

Tabla 4.4. Variedades de Ecoflex

Producto	Dureza	Tiempo para mezclar	Tiempo de curado
Ecoflex™ 00-10	00-10	30 mins	4 hrs
Ecoflex™ 00-20	00-20	30 mins	4 hrs
Ecoflex™ 00-20 FAST	00-20	20 mins	1 hr
Ecoflex™ 00-30	00-30	45 mins	4 hrs
Ecoflex™ 00-31 Near Clear™	00-31	40 mins	4 hrs

Continuación Tabla 4.4. Variedades de Ecoflex

Ecoflex™ 00-33AF Anti Fungal	00-33	45 mins	4 hrs
Ecoflex™ 00-35 FAST	00-35	2.5 mins	5 mins
Ecoflex™ 00-45 Near Clear™	00-45	45 mins	4 hrs
Ecoflex™ 00-50	00-50	18 mins	3 hrs
Ecoflex™ 5	5 A	1 min	5 mins
Ecoflex™ GEL	000-35	15 mins	2 hrs
Ecoflex™ GEL 2	000-34	20 mins	50 mins

De la tabla anterior se puede observar que cada variedad de este material posee ciertas características que lo hacen adecuado según la aplicación. El Ecoflex se ha utilizado en diversos trabajos de la literatura, de los cuales se enlistan algunos a continuación. Occhiuzzi *et al.* [37] utilizan una capa de Ecoflex con el fin de simular una antena que se pudiera acoplar a la piel. Kearney *et al.* [38] plantean el uso de un fantasma de Ecoflex 00-10 para la medición de las propiedades viscoelásticas de la piel, usando la técnica de elastografía de superficies geométricas enfocadas.

También Ecoflex se ha empleado en aplicaciones de ultrasonido, como el realizado por Cafarelli *et al.* [39] en el cual usaron diferentes silicones, incluyendo el Ecoflex 00-10 para realizar pruebas de caracterización acústica para futuros fantasmas de tejido orgánico.

Con lo anterior, se opta por trabajar con el material Ecoflex 00-30 de la figura 4.12, debido a que presenta mayor dureza y tiene un tiempo bastante amplio para hacer la mezcla en comparación a otros productos, dando margen para ser trabajado en el molde.



Figura 4.12 Silicón Ecoflex 00-30.

4.3.2 Elaboración de fantasmas de silicón.

El silicón de curado de platino, como el Ecoflex 00-30, se prepara para su uso mezclando una parte A y una parte B en proporción 1:1, ya sea por peso o por volumen. Estas partes se muestran en la figura 4.13.



Figura 4.13. Partes A y B del silicón Ecoflex 00-30.

Para este trabajo, se elaboraron fantasmas ópticos con un peso de 20 de gramos, mezclando 10 de gramos de la parte A y 10 de gramos de la parte de la B, las cuales se mezclan de acuerdo con las instrucciones del fabricante y se dejan curar durante 4 horas antes de ser desmoldadas.

Para los elementos de esparcimiento y de absorción se utilizaron pigmentos del mismo fabricante de silicona, con color blanco para el esparcimiento y negro para la absorción.



Figura 4.14. Pigmentos para el silicona.

Los fantasmas ópticos elaborados tienen un grosor de 5 mm el cual se obtiene al usar un molde impreso en 3D con estas dimensiones, que se muestra en la figura 4.15.

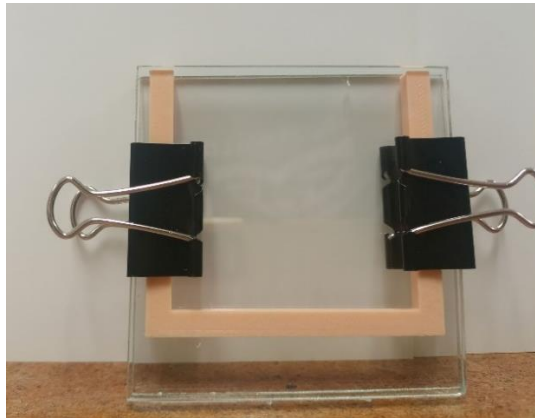


Figura 4.15. Molde para el fantasma óptico de 5 mm.

El proceso que sigue es el siguiente: se vierten 10 gramos de parte A con 10 gramos de parte B en el mismo recipiente, se mezclan durante 5 minutos para obtener una mezcla homogénea y se vierten en el molde, donde se deja curar durante 4 horas. Con este método se realizó un primer fantasma de prueba, para evaluar el comportamiento del material y del proceso.

Como se muestra en la figura 4.16, este primer fantasma se ajustó al diseño en términos de dimensiones y forma, pero presentó burbujas en su interior, que se formaron durante la mezcla manual y no desaparecieron al vaciar. La presencia de estas burbujas provoca errores en las mediciones al momento en que una fracción de luz interactúa con las burbujas, ya que estas provocan reflexiones y refracciones no deseadas.

También se realizó un fantasma con el mismo procedimiento que el anterior, pero este se le agregó el 0.1 % de pigmento negro, para observar el efecto del pigmento en el silicón, obteniéndose el fantasma de la figura 4.17.

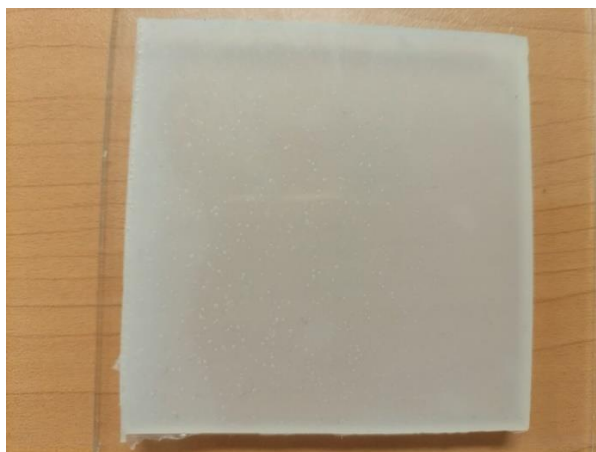


Figura 4.16. Fantasma de silicón.

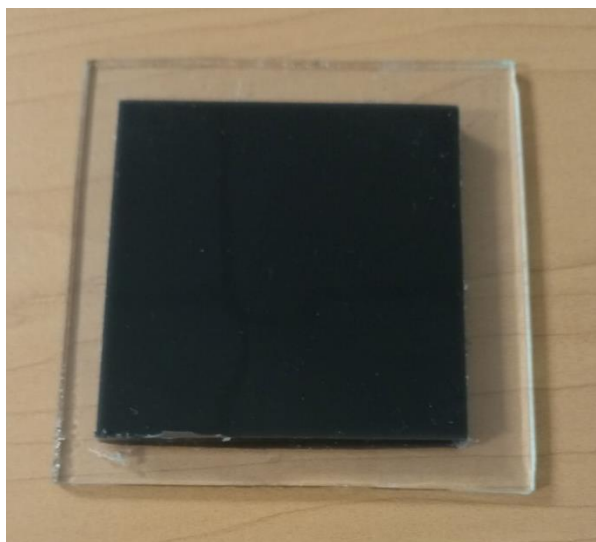


Figura 4.17. Fantasma de silicón con 0.1% de pigmento negro.

Este fantasma presentó el problema de que era demasiado oscuro y prácticamente no permitía el paso de luz, además de las burbujas que también presentó el fantasma transparente.

Dados el problema de las burbujas y la pigmentación excesiva, se plantearon dos soluciones. La primera de ellas es el uso de una cámara de vacío para desgasificar la mezcla, para esto, se

utilizó un recipiente de vidrio con una tapa con válvula unidireccional y una bomba de vacío, como se observa en la figura 4.18.



Figura 4.18. Sistema para desgasificar la mezcla de silicón.

Para resolver el problema de la alta concentración de pigmentos, se prepararon dos diluciones madre en parte A del silicón: una con pigmento negro y otra con pigmento blanco.



Figura 4.19. Dilución de pigmento blanco y negro en parte A de silicón.

4.3.3 Fabricación de los fantasmas de silicón.

Con las diluciones descritas en la sección anterior, se procedió a desarrollar una matriz de fantasmas con distintas concentraciones de elementos de absorción y esparcimiento con la finalidad de obtener en ellos los parámetros ópticos de la piel para los fototipos II al V.

La fabricación inicia seleccionando la cantidad de mezcla madre blanca y negra necesaria para obtener los parámetros deseados para el fantasma, posteriormente se complementa con parte A de silicón hasta obtener 10 gramos y luego se añaden 10 gramos de la parte B. Se mezcla, desgasifica y se vacía en el molde, finalmente se deja curar durante al menos 4 horas. En la figura 4.20 se muestra la matriz resultante de 25 fantasmas elaborados con distintas concentraciones de elementos de absorción y esparcimiento.

		Concentración de pigmento negro				
		0N 0.00%	1N 0.01%	2N 0.02%	3N 0.03%	4N 0.04%
Concentración de pigmento blanco	0B 0.00%					
	1B 0.01%					
	2B 0.02%					
	3B 0.03%					
	4B 0.04%					

Figura 4.20. Matriz de fantasmas ópticos de silicón elaborados.

4.4. Caracterización de los fantasmas de silicón

4.4.1 índice de refracción

Para medir el índice de refracción de los fantasmas, se emplea un arreglo experimental de reflectancia que consta de dos configuraciones, mostradas en las figuras 4.21 y 4.22.



Figura 4.21. Arreglo de referencia.

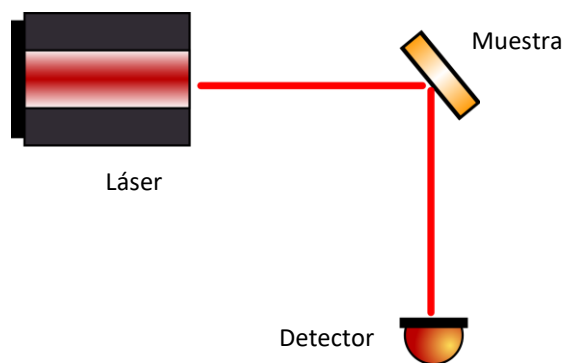


Figura 4.22 Arreglo para reflectancia.

Con estos arreglos se obtuvieron mediciones radiométricas, las cuales se muestran en la tabla 4.5

Tabla 4.5. Índice de refracción de fantasmas elaborados.

Fantasma	índice de refracción
0B/1N	1.452
1B/0N	1.469
2B/3N	1.444
4B/0N	1.463
0B/4N	1.462
Promedio	1.458

CAPÍTULO V MEDICIONES EN FANTASMAS ÓPTICOS MEDIANTE LA TÉCNICA DE ESFERA INTEGRADORA

5.1 Esfera integradora

El elemento adecuado para realizar mediciones de reflectancia y transmitancia en los fantasmas ópticos es la esfera integradora. La esfera integradora es un instrumento hueco en su interior y recubierto con un material de alta reflectancia, con la finalidad de integrar espacialmente el flujo radiante. Requiere que sus puertos no superen el 4% de la superficie total de la esfera, a fin de respetar la aproximación de que el instrumento es una esfera. Dado que toda la radiación que se debe medir es por reflectancia difusa, es necesario colocar un bafle entre la muestra y el detector, para evitar la incidencia de reflectancia especular en los experimentos [40].

El flujo total al interior de la esfera integradora está dado por:

$$\Phi = \Phi_i \rho \left(\frac{A_s - A_i - A_e}{A_s} \right) \quad (5.1)$$

Donde Φ es el flujo total, Φ_i es el flujo incidente, ρ es la reflectancia del recubrimiento interior, A_s es el área de la superficie total de la esfera, A_i es el área de los puertos de entrada y A_e es el área de los puertos de salida.

En el caso particular de esta investigación, la esfera integradora empleada tiene 3 puertos, el de la fuente de radiación, el de la muestra y el del detector. Para simplificar las ecuaciones de análisis se establece el parámetro de fracción de puertos (f), el cual es la suma del área de los puertos entre el área total de la esfera,

$$f = \frac{\sum A_p}{A_s} \quad (5.2)$$

El flujo finalmente se puede reescribir como:

$$\Phi = \frac{\Phi_i \rho (1 - f)}{1 - \rho (1 - f)} \quad (5.3)$$

La radiancia total de la esfera está dada por:

$$L_s = \frac{\Phi_i}{\pi A_s} \frac{\rho}{1 - \rho (1 - f)} \quad (5.4)$$

El segundo término de la ecuación es también conocido como factor multiplicativo de la esfera:

$$M = \frac{\rho}{1 - \rho (1 - f)} \quad (5.5)$$

La esfera empleada para la medición de los fantasmas ópticos cuenta con las siguientes características: diámetro de la esfera = 100 mm, puerto de entrada = 10 mm, puerto de salida (muestra) = 20 mm y puerto del detector = 7.5 mm, con estas características se determinan las áreas de la esfera integradora:

$$A_s = 4\pi r^2 = 4\pi 50^2 = 31415.93 \text{ mm}^2$$

$$A_i = \pi r^2 = \pi 5^2 = 78.54 \text{ mm}^2$$

$$A_e = \pi r^2 = \pi 10^2 = 314.16 \text{ mm}^2$$

$$A_d = \pi r^2 = \pi 3.75^2 = 44.18 \text{ mm}^2$$

Con lo anterior se procede a calcular f:

$$f = \frac{A_i + A_e + A_d}{A_s} = \frac{78.54 + 314.16 + 44.18}{31415.93} = 0.0139$$

El flujo en la esfera, considerando que el láser tiene un flujo inicial de .01W y que la reflectancia ρ es de 0.96, es determinado por:

$$\Phi = \frac{\Phi_i \rho (1 - f)}{1 - \rho (1 - f)} = \frac{(0.01)(0.96)(1 - 0.0139)}{1 - (0.96)(1 - 0.0139)} = 0.1774 \text{ W}$$

Y el factor de multiplicación de la esfera:

$$M = \frac{\rho}{1 - \rho (1 - f)} = \frac{0.96}{1 - (0.96)(1 - 0.0139)} = 17.99$$

Finalmente, la radiancia de la esfera es:

$$L_s = \frac{\Phi_i}{\pi A_s} \frac{\rho}{1 - \rho(1 - f)} = \frac{0.01}{\pi 31415.93} \frac{0.96}{1 - (0.96)(1 - 0.055)} = 1.8232 \frac{W}{m^2 sr}$$

Los parámetros para la mayoría de las esferas integradoras comerciales son:

- $0.94 < \rho < 0.99$
- $0.02 < f < 0.05$
- $10 < M < 30$

Siendo los valores para esta esfera: $\rho = 0.96$, $f = 0.0139$ y $M = 17.99$.

5.1.1 Manufactura de la esfera integradora

La esfera fue diseñada en Solidworks y fabricada en una impresora 3D Stratasys F120 usando como material el ASA. El tiempo aproximado de manufactura fue de 8 horas. Además de los hemisferios de la esfera, sus accesorios, tales como las tapas de los puertos y un poste para la mesa óptica, también fueron impresos en 3D.

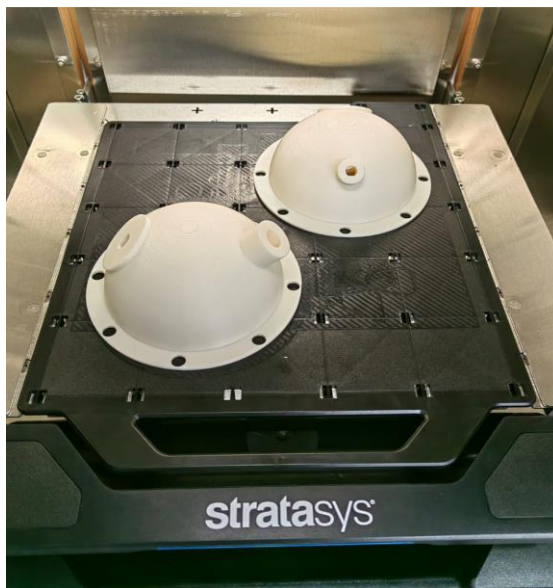


Figura 5.1. Impresión de los hemisferios de la esfera integradora.

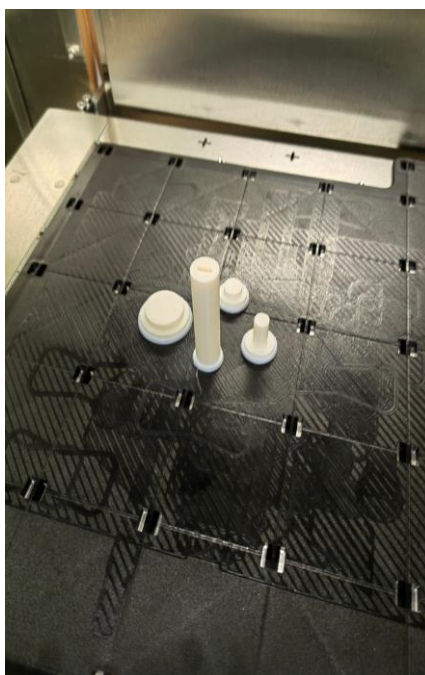


Figura 5.2. Impresión de los accesorios de la esfera integradora.

5.2 Recubrimiento de la esfera integradora

Con los hemisferios de la esfera ya impresos, se procedió a elaborar un recubrimiento de alta reflectancia en su superficie interior, para ello se tomó como base el trabajo de Knighton *et al.* [41], el cual se muestra en la figura 5.3.

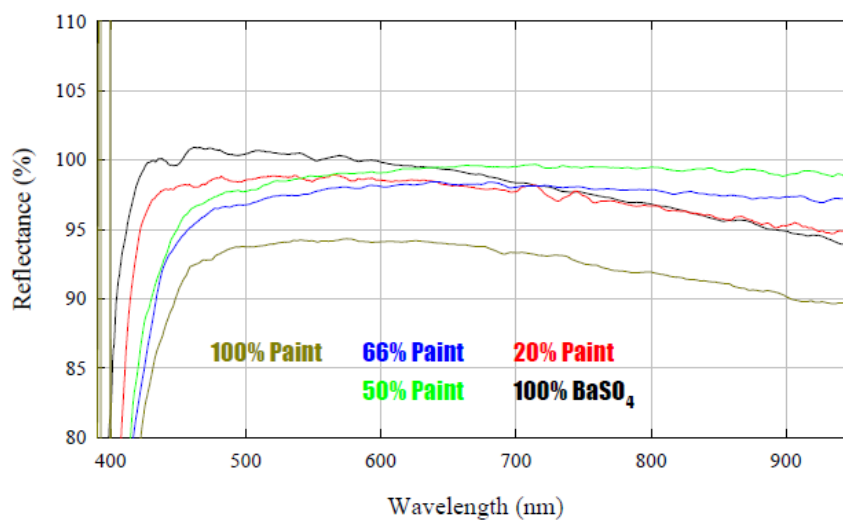


Figura 5.3. Recubrimiento de sulfato de bario con distintas concentraciones de pintura [41].

La mezcla tiene como base sulfato de bario y se combina con pintura acrílica blanca mate para poder aplicarla a una superficie. Se eligió una mezcla de 40% de sulfato de bario en polvo en combinación con un 60% de pintura blanca, los cuales se mezclaron en peso utilizando una báscula electrónica, esto con el fin de obtener un buen compromiso entre duración y reflectancia. La mezcla se aplicó con una brocha y se necesitaron 6 capas para lograr un grosor suficiente que eliminara las fugas de luz del interior de la esfera. En la figura 5.4 se observa la esfera antes y después del recubrimiento de alta reflectancia

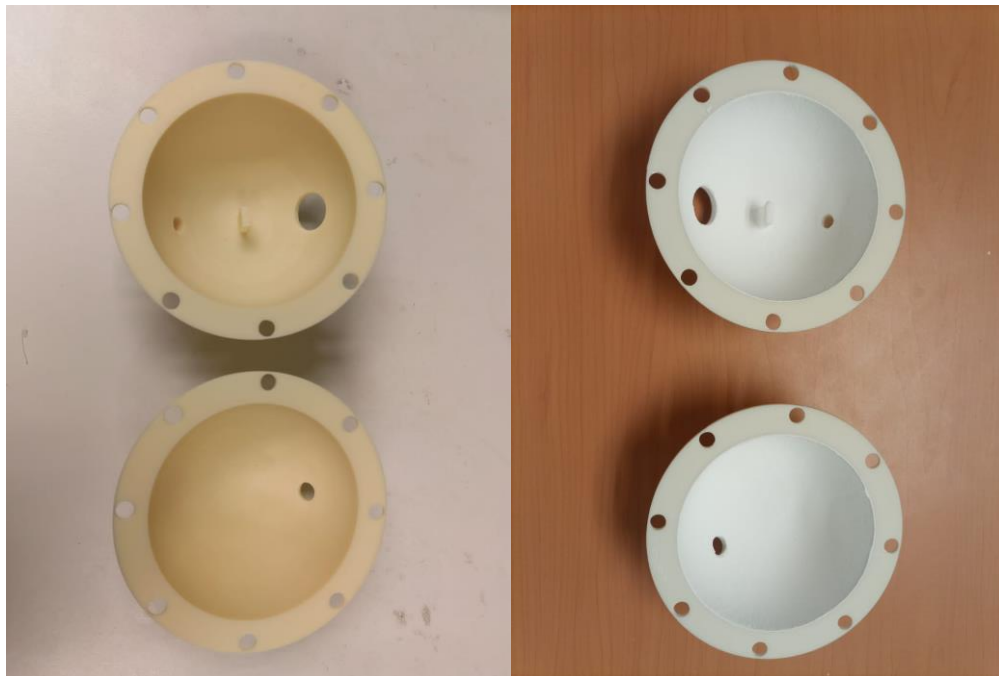


Figura 5.4. Esfera integradora con y sin recubrimiento de alta reflectancia.

5.3 Estándar de blanco

Para realizar correctamente mediciones de reflectancia con la esfera integradora, es necesario un estándar de blanco, un elemento con una reflectancia aproximada al 99%, que sirve para calibrar las mediciones. De acuerdo con Poh *et al.* [42], se puede fabricar un estándar de reflectancia comprimiendo por medios mecánicos polvo de sulfato de bario, el cual tiene una reflectancia muy cercana a la de los estándares de blanco comerciales (WS-1), como se muestra en la figura 5.6.



Figura 5.5. Estándar de blanco comercial (WS-1) [43]

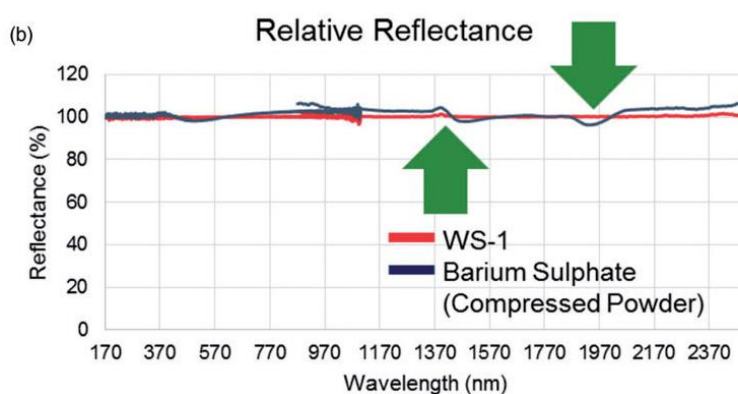


Figura 5.6. Comparativa entre reflectancias relativas [42].

Para la elaboración de nuestro estándar, se utilizó un molde plástico cilíndrico de 3 cm de profundidad y 4 cm de diámetro, que se llenó de polvo de sulfato de bario y se comprimió en una prensa mecánica. El proceso de llenado y compresión se repitió hasta que ya no fue posible comprimir más el polvo, obteniéndose el elemento mostrado en la Figura 5.7.



Figura 5.7. Estándar de blanco fabricado.

5.4 Arreglo experimental

El arreglo experimental para la medición de los parámetros ópticos de los fantasmas consta de 2 configuraciones diferentes, la primera para mediciones en reflectancia difusa y la segunda para mediciones en transmitancia difusa, las cuales se muestran de manera esquemática en las figuras 5.8 y 5.9.

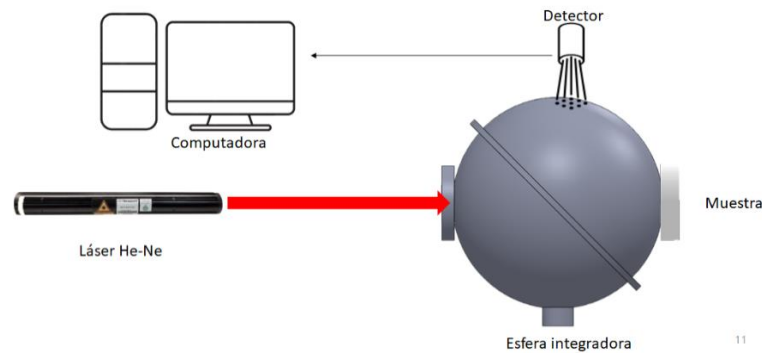


Figura 5.8. Arreglo de reflectancia.

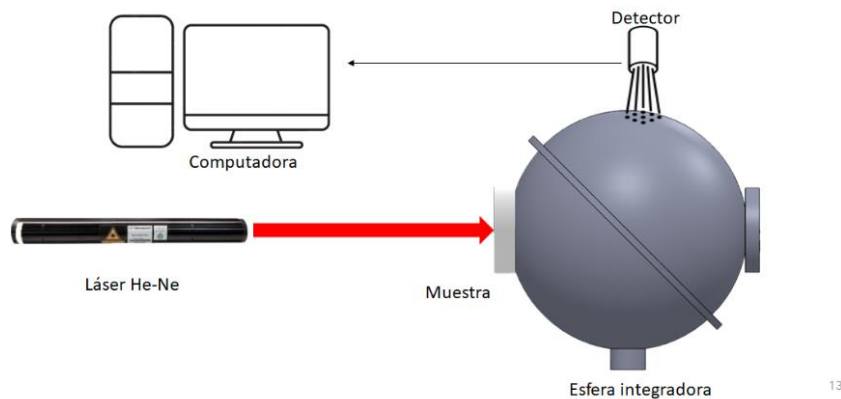


Figura 5.9. Arreglo de transmitancia.

El arreglo consta de un láser He-Ne de 633 nm con 5 mW de potencia, la muestra, la esfera integradora y el detector, que es un espectrómetro conectado a la computadora.

Un elemento importante del arreglo experimental es la captura de la señal de la esfera hacia el espectrómetro; la conexión se realiza de forma física y óptica mediante un corrector cosenoidal. El espectrómetro empleado es el modelo USB400 de Ocean Optics. Los arreglos físicos empleados se muestran en las figuras 5.10 y 5.11.

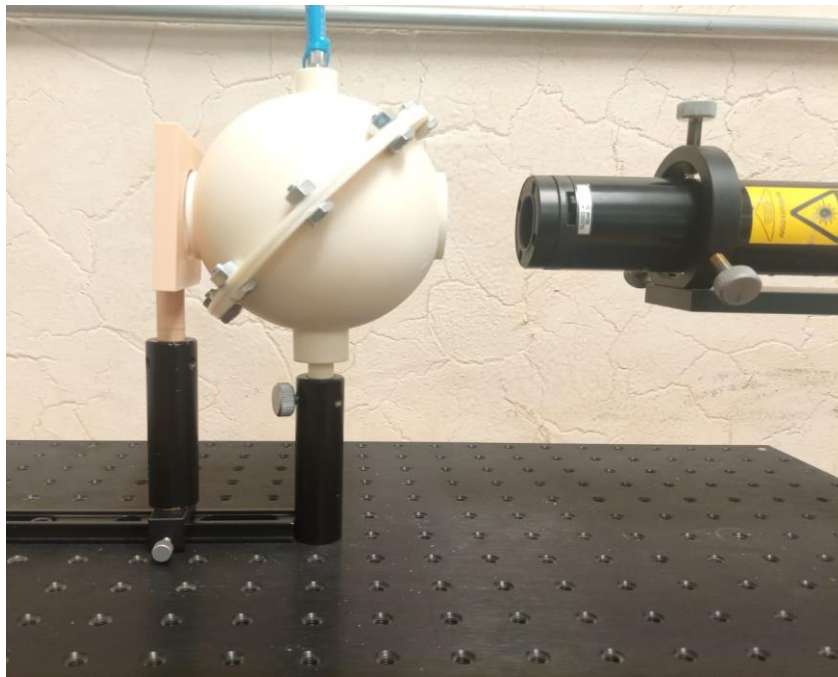


Figura 5.10. Arreglo para medición de reflectancia.

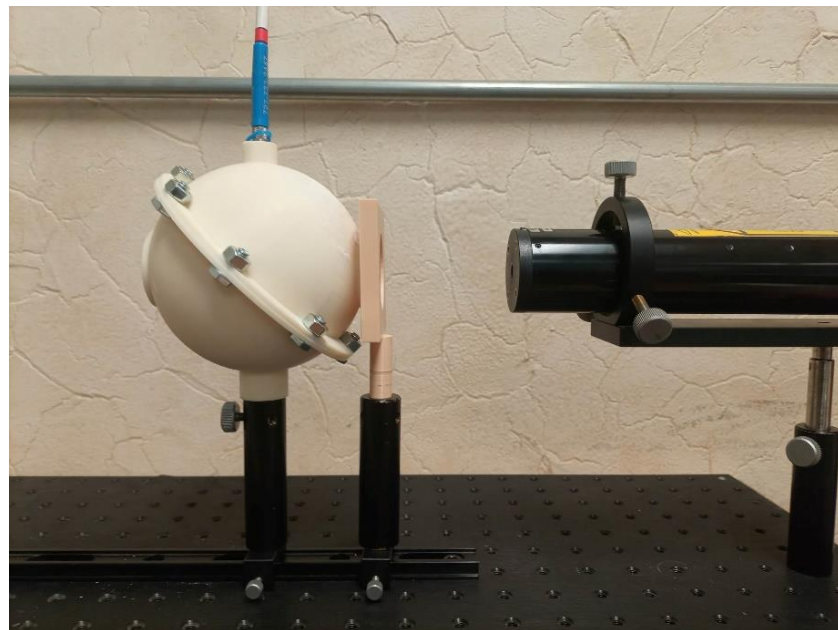


Figura 5.11. Arreglo para medición de transmitancia.

5.5 Mediciones de reflectancia y transmitancia

Para obtener la reflectancia total de una muestra son necesarias tres mediciones, basándonos en el trabajo desarrollado por Phral [44], como se muestran en la figura 5.12.

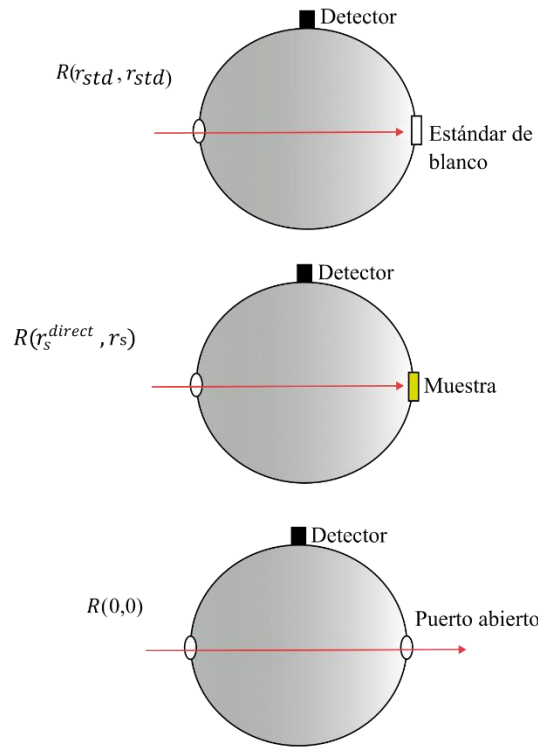


Figura 5.12. Mediciones para determinar la reflectancia de una muestra.

Con los valores obtenidos de estas mediciones, se aplica la siguiente ecuación:

$$M_R = r_{std} \frac{R(r_s^{direct}, r_s) - R(0,0)}{R(r_{std}, r_{std}) - R(0,0)} \quad (5.1)$$

Con la cual se obtuvo la medición de reflectancia difusa total de cada una de las muestras, lo que se muestra en la tabla 5.1

Tabla 5.1 Reflectancia de los fantasmas de silicón.

Fantasma	Reflectancia total
0B/0N	0.1129
0B/1N	0.0961
0B/2N	0.0786
0B/3N	0.0538
0B/4N	0.0408
1B/0N	0.1543
1B/1N	0.0959

1B/2N	0.0803
1B/3N	0.0728
1B/4N	0.0573
2B/0N	0.2132
2B/1N	0.1393
2B/2N	0.1252
2B/3N	0.0912
2B/4N	0.0725
3B/0N	0.2701
3B/1N	0.2106
3B/2N	0.1325
3B/3N	0.1330
3B/4N	0.1050
4B/0N	0.2941
4B/1N	0.1899
4B/2N	0.1646
4B/3N	0.1157
4B/4N	0.0926

De estos valores se obtuvo una gráfica de mapa de calor con Matlab.

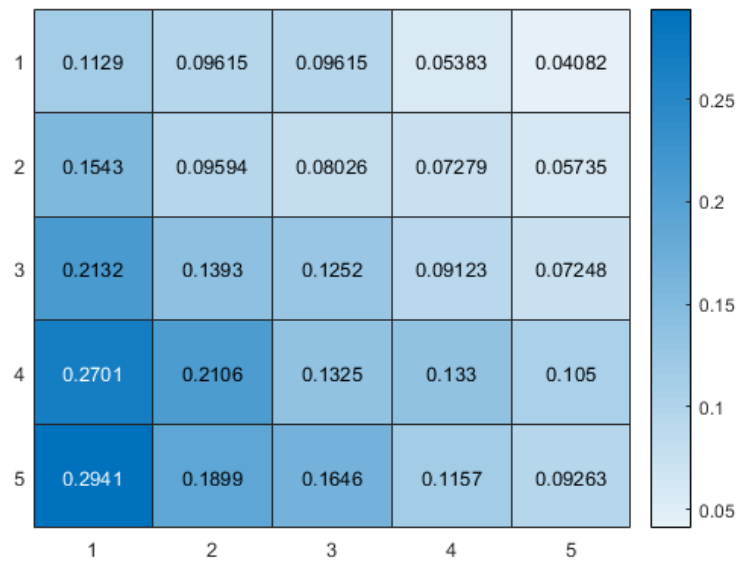


Figura 5.13. Mapa de calor para reflectancias.

Para las mediciones en transmitancia, de igual forma, son requeridas tres mediciones, las cuales se ilustran en la figura 5.14.

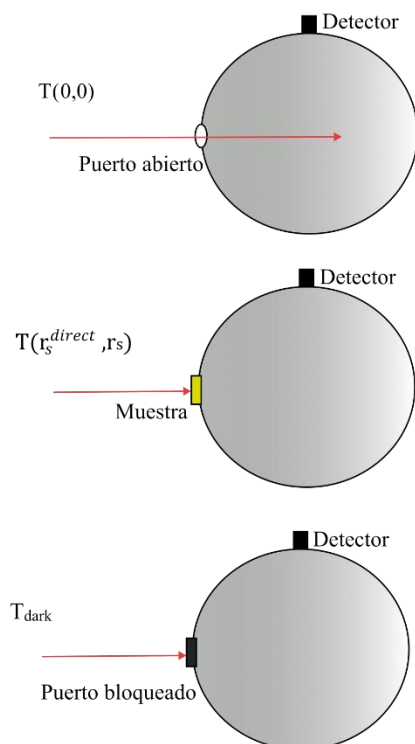


Figura 5.14. Mediciones para determinar la transmitancia de una muestra.

Con la cual se obtuvo la medición de transmitancia difusa total de cada una de las muestras, lo que se muestra en la tabla 5.2

Tabla 5.2. Transmitancia de los fantasmas de silicón.

Fantasma	Transmitancia total
0B/0N	0.5652
0B/1N	0.3881
0B/2N	0.3385
0B/3N	0.2733
0B/4N	0.2245
1B/0N	0.4328
1B/1N	0.3205
1B/2N	0.2947

1B/3N	0.2058
1B/4N	0.1541
2B/0N	0.4014
2B/1N	0.2464
2B/2N	0.2120
2B/3N	0.1523
2B/4N	0.1317
3B/0N	0.4037
3B/1N	0.2417
3B/2N	0.1666
3B/3N	0.1500
3B/4N	0.1091
4B/0N	0.3419
4B/1N	0.2247
4B/2N	0.1583
4B/3N	0.1617
4B/4N	0.1236

Y se obtuvo también su respectivo mapa de calor

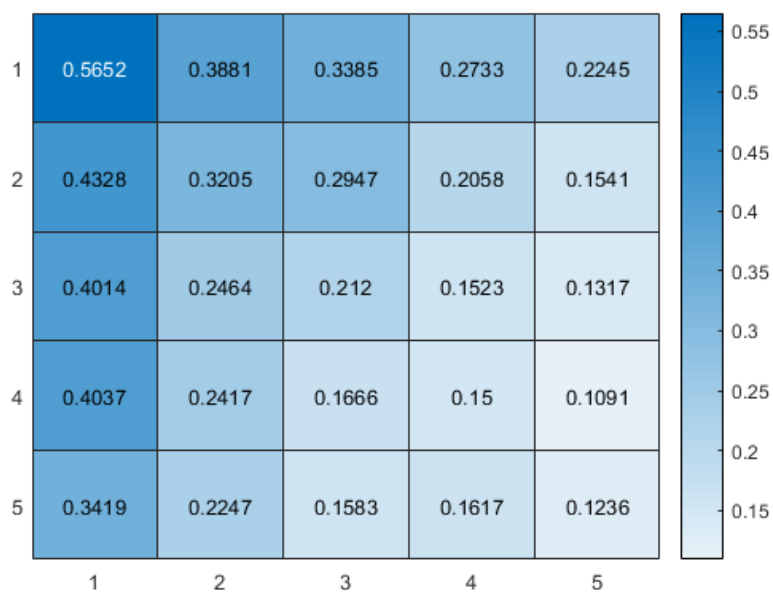


Figura 5.15. Mapa de calor de transmitancias.

5.6 Estimación de los parámetros ópticos de los fantasmas.

Para estimar los parámetros ópticos de una muestra, se puede utilizar el algoritmo Inverse Adding Doubling, desarrollado por Scott Prahl en 1995 [44].

El método Inverse Adding Doubling requiere ser alimentado con los parámetros físicos de la esfera, la reflectancia de la esfera y la reflectancia y transmitancia de la muestra. El algoritmo se describe en la figura 5.16.

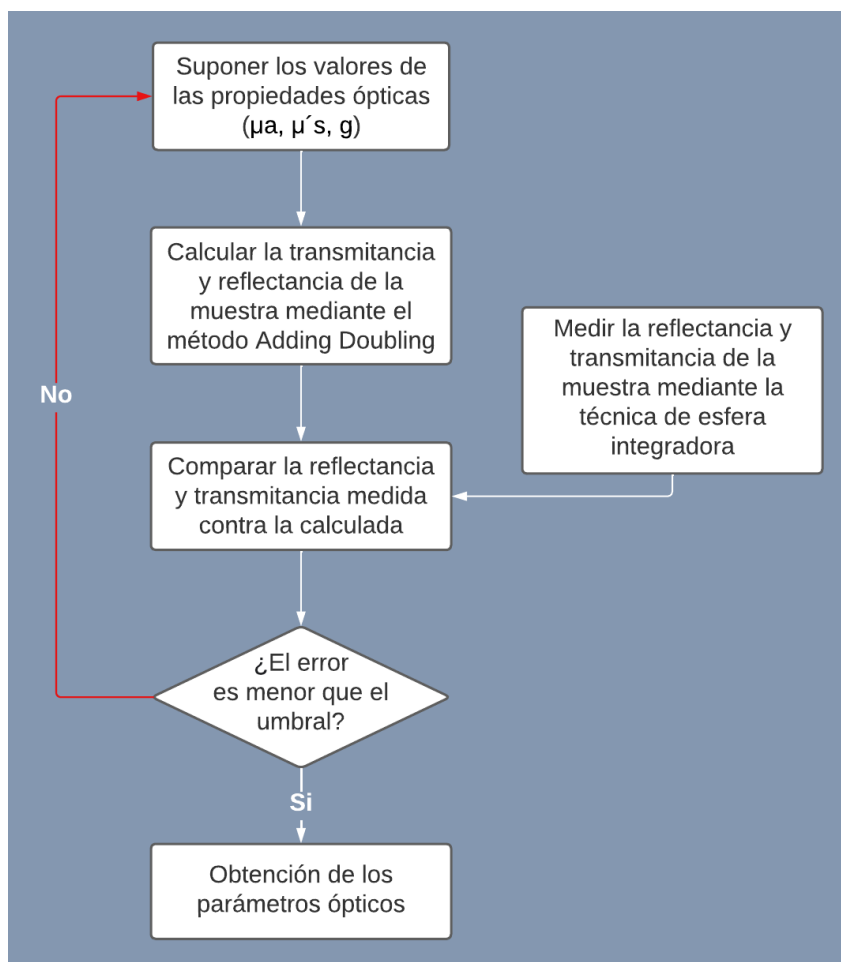


Figura 5.16. Diagrama de flujo del método Inverse Adding Doubling.

Con el uso del algoritmo se obtuvieron el coeficiente de absorción y el coeficiente de esparcimiento reducido para cada una de las muestras.

Tabla 5.3. Coeficientes determinados para los fantasmas.

Fantasma	μ_a (mm⁻¹)	μ_s (mm⁻¹)
0B/0N	0.0326	0.0863
0B/1N	0.0638	0.1241
0B/2N	0.0853	0.1215
0B/3N	0.1352	0.1028
0B/4N	0.1927	0.08
1B/0N	0.0365	0.1577
1B/1N	0.0755	0.1494
1B/2N	0.0928	0.1399
1B/3N	0.1251	0.1733
1B/4N	0.1738	0.1685
2B/0N	0.0284	0.2311
2B/1N	0.0676	0.2565
2B/2N	0.0814	0.2647
2B/3N	0.124	0.2562
2B/4N	0.1568	0.2301
3B/0N	0.0209	0.2956
3B/1N	0.0481	0.3806
3B/2N	0.0901	0.3293
3B/3N	0.0952	0.3532
3B/4N	0.132	0.3471
4B/0N	0.0236	0.3939

4B/1N	0.0558	0.3653
4B/2N	0.0787	0.4106
4B/3N	0.1012	0.2999
4B/4N	0.1357	0.2931

También se obtuvieron mapas de calor de los coeficientes, con el fin de observar su comportamiento

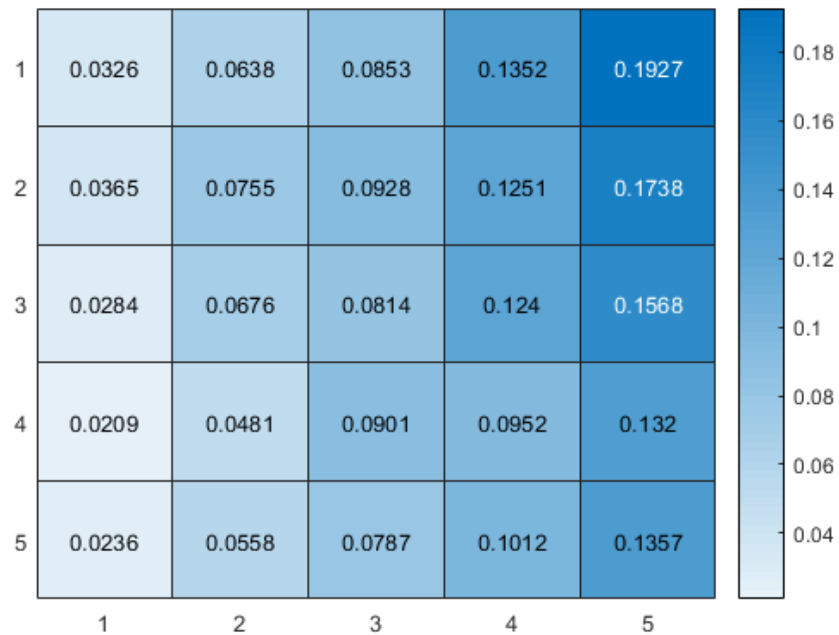


Figura 5.17. Mapa de calor para los coeficientes de absorción.

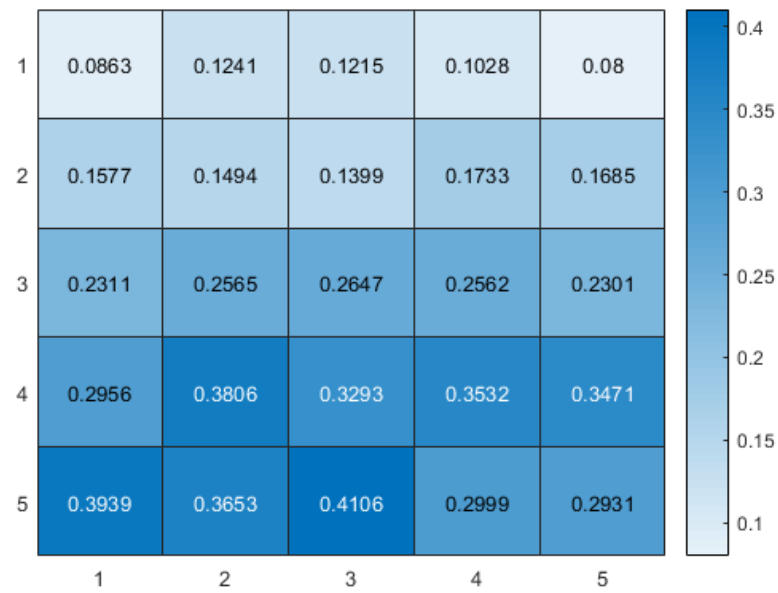


Figura 5.18. Mapa de calor para los coeficientes de esparcimiento reducido.

CAPÍTULO VI MEDICIONES *IN VIVO* DE LA PIEL PARA LA ESTIMACIÓN DEL COEFICIENTE DE ABSORCIÓN

6.1 Arreglo experimental para mediciones *in vivo*.

Para las mediciones *in vivo*, se desarrolló una esfera integradora con base en el trabajo de Da Cruz Junior y Bachmann [45] y tomando en cuenta las directrices del manual de Labsphere [40]. Esta esfera se planteó con la idea de usar un led como fuente de iluminación, debido a su mayor estabilidad y a la opción de intercambiarlo por otro con una longitud de onda distinta.

Para la fabricación de la esfera integradora se empleó software de dibujo asistido por computadora para su diseño y posterior impresión en 3D, en la figura 6.1 se muestra el resultado de la impresión de los hemisferios.



Figura 6.1. Impresión 3D de la esfera integradora para mediciones *in vivo*.

Para el recubrimiento de la esfera, se tomó como base el trabajo de Knighton [41], de todas las mezclas que se mencionan en su tesis, se seleccionó la de 50% de pintura blanca mezclada con 50% de sulfato de bario (basado en el peso neto de la mezcla). La razón de esta mezcla es

que es la que tiene mayor reflectancia en la longitud de onda en la que se sitúa el led, siendo este valor de aproximadamente 0.96.

Tras la aplicación del recubrimiento, la esfera integradora se ensambló en su versión final, como se muestra en la figura 6.2.

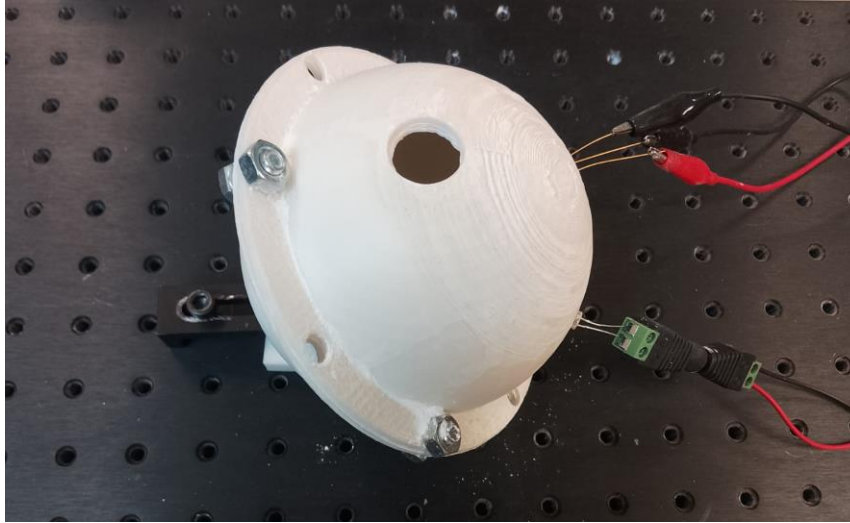


Figura 6.2. Ensamble final de la esfera integradora para mediciones *in vivo*.

La esfera integradora cuenta con las siguientes dimensiones:

- Diámetro: 100 mm
- Puerto de muestra: 18 mm
- Puerto de iluminación: 5 mm (tamaño del led)
- Puerto de detector: 8.3 mm (tamaño del detector)
- Reflectancia del recubrimiento: ~ 0.96

El sistema de esfera integradora–fotodiodo se caracterizó experimentalmente y, a continuación, se detallan sus parámetros de operación. La fuente de luz es un led rojo (CREE C503B-RAN) con una longitud de onda dominante de 624 nm y un ancho de banda a media altura (FWHM) de 50 nm. El led opera a una corriente constante de 20 mA, produciendo una potencia radiométrica de aproximadamente 4 mW. El detector es un fotodiodo (Thorlabs FDS100) con una responsividad promedio de 0.305 A/W en la banda de operación del led. Dado que la superficie interna de la esfera, más la de los deflectores, es de 324.16 cm² y la fracción de puerto es 0.01, su factor de amplificación es aproximadamente 25. El sistema opera

con una irradiancia máxima de 3.2 W/m^2 . Considerando que la irradiancia solar de un día despejado con el sol en el cenit puede superar los 1000 W/m^2 , la irradiancia de trabajo del sistema de medición es una fracción extremadamente pequeña ($\sim 0.32\%$) en comparación con la solar, lo que hace al sistema seguro para ser usado en pruebas *in vivo* sobre piel humana.

El sistema de medición desarrollado opera en banda ancha; la Fig. 6.3 muestra las respuestas espectrales del led y del detector. Los espectros de emisión simétricos del led alrededor de la longitud de onda pico, junto con la responsividad lineal del detector en la banda de operación, representan una ventaja significativa. La integración numérica de ambas respuestas espectrales produce un resultado equivalente a un sistema monocromático centrado en 624 nm .

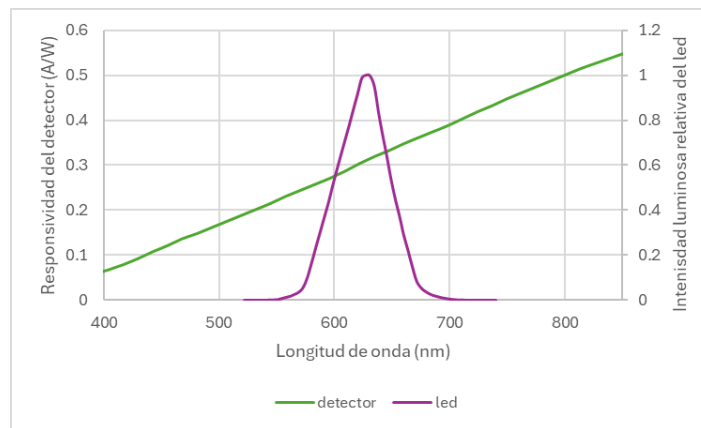


Figura 6.3. Espectro de emisión del led $S(\lambda)$ y responsividad espectral del detector $R(\lambda)$.

6.2 Metodología para los participantes.

Como primer paso, se indicó a los voluntarios que completaran un cuestionario a partir del cual se determinaron sus fototipos. El cuestionario utilizado fue el estándar para la determinación del fototipo basado en la escala de Fitzpatrick [46], el cual consta de 10 preguntas relacionadas con la genética, la reacción de la piel al sol y los hábitos de exposición al sol del participante. De este cuestionario se obtiene un puntaje de 0 a 40 puntos y, con base en el puntaje obtenido, se asigna el fototipo a cada participante. Una vez que los 82 participantes respondieron la encuesta, los puntajes obtenidos estuvieron entre 12 y 34 puntos. En la tabla 6.1 se muestra la asignación de fototipos resultante.

Tabla 6.1. Distribución de los fototipos entre los participantes.

Fototipo	Rango de la puntuación	Cantidad de participantes	Promedio de puntuación $\pm \sigma$
II	12-16	5	14.80 $\pm$ 1.47
III	17-25	33	23.06 $\pm$ 2.32
IV	26-30	33	27.61 $\pm$ 1.57
V	31-34	11	31.73 $\pm$ 0.98

6.2.1 Preparación de los participantes y protocolo de medición

Antes de realizar las mediciones, se siguió el siguiente protocolo para garantizar la validez y la reproducibilidad de estas:

Instrucciones previas a la medición: Se indicó a los participantes que evitaran el uso de cosméticos tópicos, protectores solares y productos autobronceadores al menos 24 horas antes de la medición.

Aclimatación: A su llegada, los participantes descansaron durante 10 minutos en una sala con clima controlado (22–24 °C, 40–50% de HR) para estabilizar la temperatura y la perfusión de la piel.

6.3 Directrices éticas y legales.

Para la realización del experimento, se siguieron los lineamientos del consentimiento informado, los del Reglamento de la Ley General de Salud en materia de investigación para la salud [47], la Declaración de Helsinki [48] y las Buenas Prácticas Clínicas emitidas por la Comisión Nacional de Bioética [49]. Todos los participantes dieron su aprobación para los experimentos y uso de sus datos.

6.4 Desarrollo experimental

6.4.1. Metodología para las mediciones.

Con base en la literatura, se seleccionaron los puntos del brazo que se muestran en la figura 6.4.

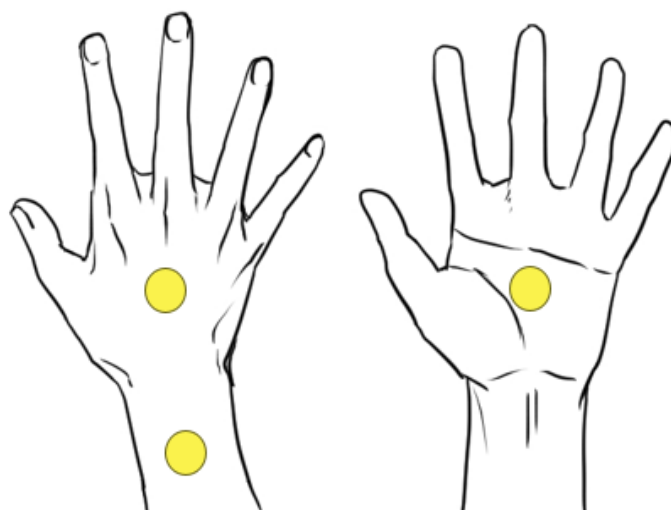


Figura 6.4. Zonas para las mediciones *in vivo*.

Puntos anatómicos de referencia:

- Palma: Centro de la superficie palmar proximal al primer metacarpiano.
- Dorso de la mano: Sobre el segundo metacarpiano, a mitad de camino entre el nudillo y la muñeca.
- Antebrazo: Región volar media del antebrazo, a mitad de distancia entre el pliegue de la muñeca y la fosa antecubital.

Secuencia de medición: En cada sitio se realizaron tres mediciones consecutivas con los mismos ajustes del instrumento y el mismo procedimiento de contacto. La mediana de las tres mediciones se utilizó como entrada para el algoritmo IAD.

La selección de estas zonas se basó en lo siguiente: En primer lugar, estos sitios anatómicos proporcionan regiones cutáneas bien definidas y reproducibles, con una variabilidad intersujeto relativamente baja en cuanto a grosor, curvatura y vascularización, en comparación con áreas como la cara o la espalda. Esto es particularmente importante para las mediciones con esfera integradora, donde se requieren un contacto estable, artefactos mínimos por movimiento y una geometría consistente para garantizar datos confiables de reflectancia difusa.

En segundo lugar, los sitios seleccionados presentan contrastes distintivos de melanina y de estructura dentro del mismo individuo. La palma se caracteriza por una concentración

marcadamente menor de melanina debido a su limitada exposición solar, mientras que el dorso de la mano y el antebrazo presentan una pigmentación progresivamente mayor. Este gradiente permite aislar la influencia de la melanina y del fototipo sobre el coeficiente de absorción, minimizando al mismo tiempo los efectos de confusión asociados a grandes diferencias anatómicas.

En tercer lugar, desde una perspectiva clínica y tecnológica, la mano y el antebrazo se encuentran entre las regiones corporales más expuestas y accesibles para diagnósticos y terapias basados en luz, incluyendo la oximetría de pulso, la fototerapia y los procedimientos dermatológicos con láser. Por lo tanto, los parámetros ópticos derivados de estos sitios resultan directamente relevantes para muchas aplicaciones clínicas actuales. Por estas razones, los valores reportados deben interpretarse como específicos del sitio.

Las mediciones de reflectancia *in vivo* se realizaron de acuerdo con el esquema mostrado en la figura 5.12, el valor promedio de las mediciones de reflectancia por fototipo y zona se muestra en la tabla 6.2.

Tabla 6.2 Valores promedio de reflectancia por fototipo y zona.

Fototipo	Zona	Reflectancia
II	Palma	0.5245
	Dorso	0.4341
	Antebrazo	0.4710
III	Palma	0.4968
	Dorso	0.3587
	Antebrazo	0.3940
IV	Palma	0.4423
	Dorso	0.3090
	Antebrazo	0.3330
V	Palma	0.4362
	Dorso	0.2602
	Antebrazo	0.2568

Una vez determinada la reflectancia difusa en cada una de las 3 zonas para los 82 participantes, se procedió a calcular el coeficiente de absorción de las partes del cuerpo en estudio mediante el algoritmo de Inverse Adding Doubling. Para el uso de este algoritmo, es necesario restringir el número de variables, por lo que se tomaron como constantes los valores del factor de anisotropía, el índice de refracción y el coeficiente de esparcimiento, basados en otros trabajos de la literatura y dándoles los siguientes valores:

Tabla 6.3 Valores de referencia empleados en el algoritmo Inverse Adding Doubling

Parámetro	Valor	Fuente
Factor de anisotropía (g)	0.80	[50]
Índice de refracción (n)	1.4	[51]
Coeficiente de esparcimiento (μ_s)	50 mm ⁻¹	[52]

Se procedió a agrupar nuevamente a los participantes por fototipo y se calcularon los coeficientes de absorción promedio para cada uno, los cuales se muestran en la tabla 6.4.

Tabla 6.4 Coeficiente de absorción promedio μ_a (mm⁻¹) por fototipo y zona.

Fototipo	Zona		
	Palma	Dorso	Antebrazo
II	0.0132	0.0303	0.0259
III	0.0208	0.0507	0.0396
IV	0.0305	0.0705	0.0664
V	0.0272	0.1011	0.1021

A continuación, se presentan las gráficas en las figuras 6.5, 6.6 y 6.7 de los valores promedio de los coeficientes de absorción obtenidos. Se muestran el valor promedio y el rango de valores obtenidos para cada fototipo.

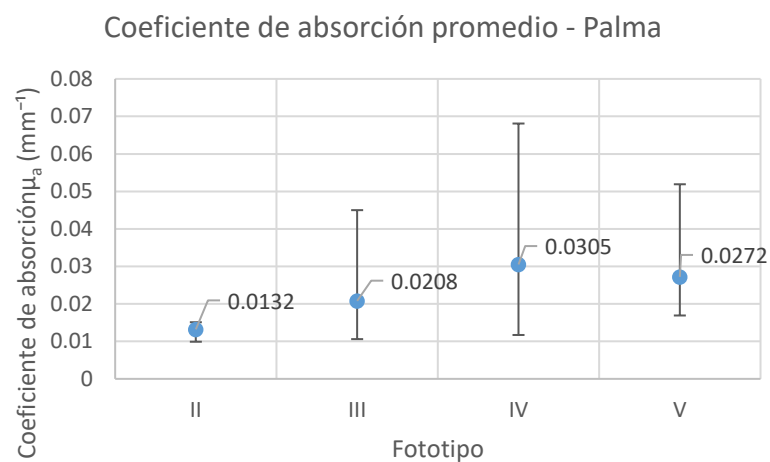


Figura 6.5. Coeficiente de absorción promedio de la palma para cada fototipo

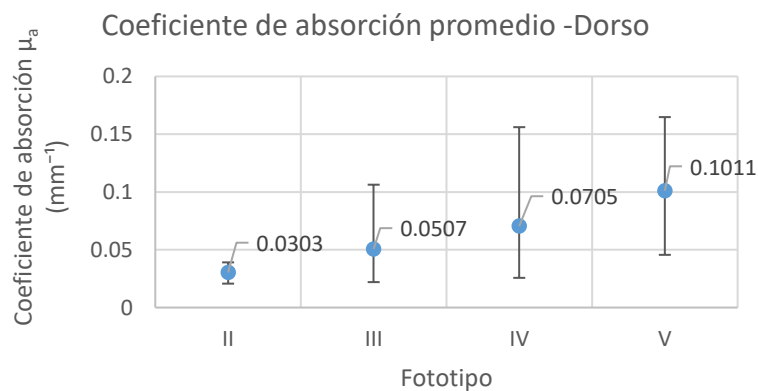


Figura 6.6. Coeficiente de absorción promedio del dorso para cada fototipo

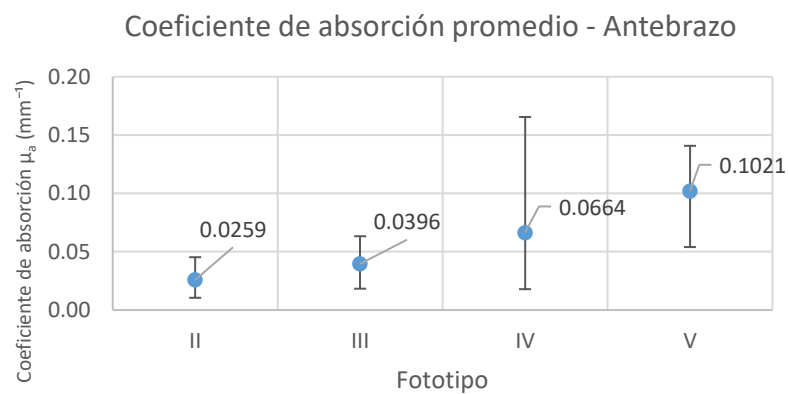


Figura 6.7. Coeficiente de absorción promedio del antebrazo para cada fototipo

Los coeficientes de absorción obtenidos muestran un comportamiento lógico: aumentan con el fototipo, lo que refleja el mayor contenido de melanina en los fototipos más altos. También se observa que el rango del coeficiente para la palma es considerablemente menor que el de las otras dos áreas de medición, nuevamente debido a la diferencia de melanina en esta parte del cuerpo.

Los coeficientes de absorción obtenidos se compararon contra los más recientemente reportados en la literatura [53] para el dorso de la mano en la tabla 6.5.

Tabla 6.5 Comparación entre este estudio y otros trabajos en la literatura.

Fototipo	[53] en 630 nm	Este trabajo (624 nm)
FST I–II	0.041 mm ⁻¹	0.030 mm ⁻¹ (solo FST II)
FST III–IV	0.061 mm ⁻¹	0.060 mm ⁻¹
FST V–VI	0.160 mm ⁻¹	0.101 mm ⁻¹ (solo FST V)

Para que los resultados sean comparables entre sí, se calculó el promedio para el grupo de fototipo III–IV. La comparativa de los fototipos en el extremo de la escala es solo parcial debido a la ausencia de los fototipos I y VI en el grupo de estudio. Para comparar de forma completa esos rangos, se necesitaría información de los fototipos faltantes, pero debido a la baja prevalencia de estos fototipos en México y Latinoamérica, queda fuera del alcance de este estudio.

CAPÍTULO VII CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO

La simulación de Montecarlo es una de las herramientas principales para el diseño y control de seguridad en tratamientos de luz en desarrollo, ya que permite estimar de manera cuantitativa el comportamiento de la luz en un tejido, a partir de los parámetros ópticos que este posee. Los primeros algoritmos para la simulación de Montecarlo en tejido requirieron un gran tiempo de computación, al utilizar solamente la CPU como medio de procesamiento, lo cual limitaba bastante su uso. Finalmente, con algoritmos optimizados y el uso de GPU, se logró reducir significativamente los tiempos de procesamiento y hacer más eficientes las simulaciones.

No obstante, la precisión y utilidad de las simulaciones de Montecarlo dependen de manera crítica de la calidad de los parámetros ópticos utilizados como entrada. El uso de valores genéricos o no representativos puede conducir a resultados que no reflejan adecuadamente los fenómenos físicos que ocurren en el tejido real. En este contexto, la estimación experimental de parámetros ópticos específicos por fototipo cobra especial relevancia. Los resultados obtenidos en este trabajo proporcionan un conjunto de valores de coeficiente de absorción que pueden ser empleados directamente en modelos de simulación de Montecarlo, contribuyendo a mejorar la confiabilidad de las simulaciones y a reducir la incertidumbre en aplicaciones biomédicas y clínicas.

Otro elemento de gran importancia en el proceso de diseño de tratamiento son los fantasmas ópticos. Los fantasmas permiten la calibración y validación de los sistemas de medición en condiciones controladas, reduciendo los riesgos y las limitaciones asociados a las mediciones directas en tejido vivo. En este trabajo se exploraron distintos materiales para su fabricación. El agar demostró ser un material de bajo costo y sencillo de trabajar, pero presentó el problema de que, debido a su naturaleza, necesitaba refrigerarse y, después de algunos días, presentaba crecimiento de hongos, lo que afectaba sus propiedades ópticas y lo hacía inviable para un estudio a largo plazo. El otro material utilizado fue el silicón, este material requería de más procesos para su elaboración y además su costo fue algo superior al del agar. Sin embargo, este material presentó gran estabilidad en sus parámetros ópticos y no requiere ningún tipo de almacenamiento especial.

Este trabajo evidenció la importancia de contar con métodos de medición adecuados y adaptados a las necesidades específicas de cada estudio. El uso de software de diseño CAD y de impresoras 3D permitió desarrollar sistemas de medición con arreglos experimentales personalizados, mejoró la repetibilidad de los experimentos y redujo significativamente los costos y los tiempos de desarrollo, lo cual resulta especialmente valioso en investigación experimental.

Para la realización de este trabajo, fue necesario realizar mediciones con sujetos de prueba, que se enmarca en la categoría de experimentos con humanos, lo que implicó cumplir con aspectos legales y éticos específicos. En la parte legal, fue necesario obtener la aprobación del subcomité de ética de la institución para la realización del estudio, y obtener el consentimiento informado de cada persona para la realización de las pruebas. En la parte ética, se siguieron los lineamientos establecidos en la Declaración de Helsinki y en la Ley General de Salud de México

En este trabajo, como resultado final, se estimó el coeficiente de absorción de la piel humana en tres regiones anatómicas en una cohorte de 82 participantes mexicanos, clasificados en los fototipos de Fitzpatrick II, III, IV y V. Los coeficientes de absorción estimados se encuentran dentro de los rangos reportados en la literatura.

El coeficiente de absorción se estimó satisfactoriamente para los fototipos cutáneos más comunes en la población mexicana (III, IV y, en menor medida, II y V) utilizando una esfera integradora en combinación con el algoritmo Inverse Adding-Doubling (IAD). Este parámetro se determinó en la palma, la región dorsal de la mano y el antebrazo, dadas sus relevancias para diversas técnicas y aplicaciones terapéuticas basadas en luz. El coeficiente estimado mostró una tendencia consistente, aumentando con fototipos más altos, debido al mayor contenido de melanina en la piel.

El fototipo IV ocupa una posición intermedia en la escala de Fitzpatrick y, por lo tanto, representa un régimen de transición entre pieles más claras (III) y más oscuras (V). En este rango, la concentración y distribución de melanina presentan una mayor variabilidad interindividual que en los extremos de la escala, donde la pigmentación es más homogénea.

Como resultado, los coeficientes de absorción óptica del fototipo IV abarcan un rango más amplio.

En la cohorte estudiada, el fototipo IV corresponde a un intervalo de puntuación relativamente amplio en el cuestionario de Fitzpatrick (26–30), en comparación con el fototipo V (≥ 31). En poblaciones mixtas, como la mexicana, los individuos dentro de este intervalo pueden diferir sustancialmente en el contenido de melanina epidérmica, el historial de bronceado y la pigmentación constitutiva, factores que afectan directamente al coeficiente de absorción en longitudes de onda como la empleada en este estudio. Esta heterogeneidad intrínseca se refleja, por lo tanto, en una mayor dispersión de los coeficientes de absorción medidos.

Este trabajo representa uno de los pocos estudios realizados en población mexicana, lo cual resulta particularmente importante, dado que los fototipos cutáneos predominantes en México no han sido ampliamente caracterizados en la literatura. En consecuencia, existen datos limitados que respalden el desarrollo de protocolos de tratamiento basados en la luz para este grupo demográfico.

Las mediciones se realizaron centradas en 624 nm. La disponibilidad de datos en esta región espectral es altamente relevante, dado que la longitud de onda cercana de 633 nm es comúnmente utilizada en tratamientos como carcinoma escamocelular [54], acné [55] y linfomas cutáneos [56].

En el caso del acné, se ha reportado que la dosis de luz debe reducirse en individuos con fototipos más altos. Por el contrario, otras aplicaciones terapéuticas aún no han investigado a fondo la necesidad de ajustar la dosis de luz según el fototipo cutáneo.

7.1 Trabajo futuro

Avanzar en la caracterización de los parámetros ópticos de poblaciones poco estudiadas, como la de México, no solo contribuirá al desarrollo de modelos más representativos y universales, sino que también abrirá la posibilidad de diseñar tratamientos personalizados, ajustados a las particularidades de cada grupo étnico. Este enfoque permitirá una medicina más precisa, en la que las diferencias en la respuesta de la piel a la radiación se consideren un factor

clave en la planificación de estrategias terapéuticas y preventivas. A continuación, se presenta un listado de áreas de oportunidad que pueden ser cubiertas mediante trabajos futuros en el área.

- Adquirir reflectancias en un pequeño conjunto multiespectral que abarque el rojo y el verde del visible, ya que la hemoglobina oxigenada/desoxigenada presenta máximos locales en la región verde-amarilla, mientras que la melanina muestra una disminución monótona.
- Utilizar una matriz de ledes de banda estrecha o una cámara con filtro sintonizable para capturar entre 6 y 12 bandas en el rango de 500–900 nm.
- Aplicar separación espectral y ajuste de modelos (basados en Beer–Lambert o NMF/ICA) para estimar las concentraciones de melanina y hemoglobina por sitio de medición; validar con modelos directos de Montecarlo o IAD para considerar los efectos de dispersión y profundidad.
- Traducir los resultados de coeficientes de absorción específicos por longitud de onda y concentraciones derivadas de cromóforos, de modo que los clínicos puedan aplicarlos en ajustes de dosis para bandas terapéuticas.
- Relacionar entre sí parámetros objetivos y subjetivos, como la puntuación de Fitzpatrick, el índice de melanina, el índice de eritema, L^* , ITA° y las concentraciones de melanina y hemoglobina. Utilizar estos valores para estratificar y, si es necesario, reclasificar a los sujetos para el análisis.

REFERENCIAS

- [1] V. Tuchyn, *Tissue Optics*, 2th ed. Bellingham, USA: Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE)., 2015.
- [2] S. Sachdeva, “Fitzpatrick skin typing: Applications in dermatology”, *Indian J. Dermatol. Venereol. Leprol.*, vol. 75, p. 93, 2009.
- [3] J. Yang, X. Guo, X. Tong, y J. Tao, “Treatment of venous lake with multiwavelength 595 and 1064 nm lasers in Asian Fitzpatrick skin type IV patients”, *Photodermatol. Photoimmunol. Photomed.*, vol. 33, núm. 5, pp. 267–270, sep. 2017, doi: 10.1111/phpp.12317.
- [4] M. Gómez-Flores *et al.*, “Características clínicas de sujetos mexicanos que acuden a jornadas de detección de cáncer de piel”, *Dermatol. Rev. Mex.*, vol. 63, p. 5, 2019.
- [5] D. S. Qurt y R. K. Mama, “Accuracy of Dermatoscopy in the Diagnosis of Basal Cell Carcinoma on the Skin of Head and Neck”, *Journal of Kurdistan Board of Medical Specialties*, vol. 5, pp. 50–54, 2019, doi: <https://doi.org/10.56056/amj.2019.79>.
- [6] M. Ivančič, P. Naglič, F. Pernuš, B. Likar, y M. Bürmen, “Extraction of optical properties from hyperspectral images by Monte Carlo light propagation model”, en *Optical Interactions with Tissue and Cells XXVII*, SPIE, mar. 2016, p. 97061A. doi: 10.1117/12.2212807.
- [7] L. Wang y P. D. Steven L Jacques, “Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered Tissues in Standard C”, 1992.
- [8] B. H. Herrmann y C. Hornberger, “Monte-Carlo simulation of light tissue interaction in medical hyperspectral imaging applications”, en *Current Directions in Biomedical Engineering*, Walter de Gruyter GmbH, sep. 2018, pp. 275–278. doi: 10.1515/cdbme-2018-0067.
- [9] A. ul Rehman, I. Ahmad, y S. A. Qureshi, “Biomedical Applications of Integrating Sphere: A Review”, el 1 de septiembre de 2020, *Elsevier B.V.* doi: 10.1016/j.pdpdt.2020.101712.
- [10] P. Gorrotxategi, M. Consonni, y A. Gasse, “Optical efficiency characterization of LED phosphors using a double integrating sphere system”, *Journal of Solid State Lighting*, vol. 2, núm. 1, dic. 2015, doi: 10.1186/s40539-014-0020-7.
- [11] C. J. Fernández y A. R. Garrido, “ARTICULO ORIGINAL Estudio y caracterización óptica de un Carcinoma Basocelular mediante simulación láser numérica”, 2015.

-
- [12] J. W. Pickering, S. A. Prahl, N. Van Wieringen, J. F. Beek, H. J. C. M. Sterenborg, y M. J. C. Van Gemert, “Double-integrating-sphere system for measuring the optical properties of tissue”, 1993.
- [13] N. Honda *et al.*, “Optical properties of tumor tissues grown on the chorioallantoic membrane of chicken eggs: tumor model to assay of tumor response to photodynamic therapy”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 20, núm. 12, p. 125001, dic. 2015, doi: 10.1117/1.jbo.20.12.125001.
- [14] Y. Han *et al.*, “Optical characterization of tissue mimicking phantoms by a vertical double integrating sphere system”, en *Design and Quality for Biomedical Technologies IX*, SPIE, mar. 2016, p. 97000A. doi: 10.1117/12.2212287.
- [15] A. E. Karsten, A. Singh, P. A. Karsten, y M. W. H. Braun, “Diffuse reflectance spectroscopy as a tool to measure the absorption coefficient in skin: South African skin phototypes”, *Photochem. Photobiol.*, vol. 89, núm. 1, pp. 227–233, ene. 2013, doi: 10.1111/j.1751-1097.2012.01220.x.
- [16] N. Verdel, A. Marin, M. Milanič, y B. Majaron, “Physiological and structural characterization of human skin in vivo using combined photothermal radiometry and diffuse reflectance spectroscopy”, *Biomed. Opt. Express*, vol. 10, núm. 2, p. 944, feb. 2019, doi: 10.1364/boe.10.000944.
- [17] F. J. González, M. Martínez-Escanamé, R. I. Muñoz, B. Torres-Álvarez, y B. Moncada, “Diffuse reflectance spectrophotometry for skin phototype determination”, *Skin Research and Technology*, vol. 16, núm. 4, pp. 397–400, nov. 2010, doi: 10.1111/j.1600-0846.2010.00450.x.
- [18] H. Jonasson, I. Fredriksson, S. Bergstrand, C. J. Östgren, M. Larsson, y T. Strömberg, “In vivo characterization of light scattering properties of human skin in the 475- to 850-nm wavelength range in a Swedish cohort”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 23, núm. 12, p. 1, sep. 2018, doi: 10.1117/1.jbo.23.12.121608.
- [19] Y. Shimojo, T. Nishimura, H. Hazama, T. Ozawa, y K. Awazu, “Measurement of absorption and reduced scattering coefficients in Asian human epidermis, dermis, and subcutaneous fat tissues in the 400- to 1100-nm wavelength range for optical penetration depth and energy deposition analysis”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 25, núm. 04, p. 1, abr. 2020, doi: 10.1117/1.jbo.25.4.045002.
- [20] M. Conde Quintero, J. C. G. de Sande, y M. J. Toscano Arroyo, “Terapia por láser de baja potencia: Consideraciones óptico-físicas y biológicas determinantes en su aplicación clínica”, *Fisioterapia*, vol. 33, núm. 1, pp. 5–12, ene. 2011, doi: 10.1016/j.ft.2010.11.002.

-
- [21] B. Morales-Cruzado y F. G. Pérez-Gutiérrez, “Analysis of Diffuse Reflectance in Mexican Native Skins for the Calculation of Non-ionizing Radiation Dose During a Session of Photodynamic Therapy in Cancer Treatment”, *Optical Tomography and Spectroscopy*, p. JW3A. 10, 2016, doi: <https://doi.org/10.1364/CANCER.2016.JW3A.10>.
- [22] B. Quistián-Vázquez, B. Morales-Cruzado, E. Sarmiento-Gómez, y F. G. Pérez-Gutiérrez, “Retrieval of Absorption or Scattering Coefficient Spectrum (RASCS) Program: A Tool to Monitor Optical Properties in Real Time”, *Lasers Surg. Med.*, vol. 52, núm. 6, pp. 552–559, jul. 2020, doi: 10.1002/lsm.23164.
- [23] F. Narea, S. Vivas, y A. Muñoz, “Retrieving the absorption coefficient of epidermis in human skin”, *Optica Pura y Aplicada*, vol. 48, núm. 3, pp. 207–214, 2015, doi: 10.7149/OPA.48.3.207.
- [24] E. Hecht, *Optics*, 5th ed. Pearson Education, 2017.
- [25] D. Malacara, *Óptica básica*, 3th ed. Fondo de Cultura Económica, 2015.
- [26] R. Splinter, *An Introduction to Biomedical Optics*, 1th ed. CRC Press, 2006.
- [27] Scott Prahl, “Monte Carlo light scattering programs”. Consultado: el 17 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://omlc.org/software/mc/>
- [28] S. Lee y J.-I. Youn, “Evaluation of Diffuse Reflectance in Multi-layered Tissue for High Intensity Laser Therapy”, *J. Opt. Soc. Korea*, vol. 17, núm. 2, pp. 205–212, abr. 2013, doi: 10.3807/josk.2013.17.2.205.
- [29] A. Haimovic, J. A. Brauer, Y. S. Cindy Bae, y R. G. Geronemus, “Safety of a picosecond laser with diffractive lens array (DLA) in the treatment of Fitzpatrick skin types IV to VI: A retrospective review”, *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 74, núm. 5, pp. 931–936, may 2016, doi: 10.1016/j.jaad.2015.12.010.
- [30] Intel, “What is a GPU?” Consultado: el 17 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.intel.la/content/www/xl/es/products/docs/processors/what-is-a-gpu.html>
- [31] Mcx.space, “Monte Carlo eXtreme - The Photon Player”. Consultado: el 17 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <http://mcx.space>
- [32] B. W. Pogue y M. S. Patterson, “Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 11, núm. 4, p. 041102, 2006, doi: 10.1117/1.2335429.
- [33] G. Lamouche *et al.*, “Optical coherence tomography; (170.7050) Turbid media; (170.3660) Light propagation in tissues”, 2012. [En línea]. Disponible en: http://www.wacker.com/cms/media/publications/downloads/6020A_EN.pdf.

-
-
- [34] A. I. Chen *et al.*, “Multilayered tissue mimicking skin and vessel phantoms with tunable mechanical, optical, and acoustic properties”, *Med. Phys.*, vol. 43, núm. 6, pp. 3117–3131, jun. 2016, doi: 10.1118/1.4951729.
- [35] L. Ntombela, B. Adeleye, y N. Chetty, “Low-cost fabrication of optical tissue phantoms for use in biomedical imaging”, *Heliyon*, vol. 6, núm. 3, mar. 2020, doi: 10.1016/j.heliyon.2020.e03602.
- [36] R. Bays *et al.*, “Three-Dimensional Optical Phantom and Its Application in Photodynamic Therapy”, 1997.
- [37] C. Occhiuzzi, F. R. Venturi, F. Amato, A. Di Carlofelice, P. Tognolatti, y G. Marrocco, “Design and Experimental Characterization of On-Skin Loop Antenna for Next 5G Backscattering-Based Communications”, *IEEE Journal of Radio Frequency Identification*, vol. 6, pp. 629–636, 2022, doi: 10.1109/JRFID.2022.3154630.
- [38] S. P. Kearney, A. Khan, Z. Dai, y T. J. Royston, “Dynamic viscoelastic models of human skin using optical elastography”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 60, núm. 17, pp. 6975–6990, sep. 2015, doi: 10.1088/0031-9155/60/17/6975.
- [39] A. Cafarelli, P. Miloro, A. Verbeni, M. Carbone, y A. Menciassi, “Speed of sound in rubber-based materials for ultrasonic phantoms”, *J. Ultrasound*, vol. 19, núm. 4, pp. 251–256, dic. 2016, doi: 10.1007/s40477-016-0204-7.
- [40] Labsphere Inc., “Integrating Sphere Theory and Applications, Technical Guide”. Consultado: el 25 de noviembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.labsphere.com/wp-content/uploads/2021/09/Integrating-Sphere-Theory-and-Applications.pdf>
- [41] N. Knighton y B. Bugbee, “A Mixture of Barium Sulfate and White Paint is a Low-Cost Substitute Reflectance Standard for Spectralon®”.
- [42] A. H. Poh *et al.*, “Diffuse reflectance spectroscopic analysis of barium sulfate as a reflection standard within 173–2500 nm: From pure to sintered form”, *J. Near Infrared Spectrosc.*, vol. 27, núm. 6, pp. 393–401, dic. 2019, doi: 10.1177/0967033519868241.
- [43] Edmund Optics, “Spectralon® White Diffuse Reflectance Standard”. Consultado: el 17 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.edmundoptics.com/p/white-reflectance-standard-includes-99-standard/11120/>
- [44] S. Prahl, “Everything I think you should know about Inverse Adding-Doubling”, 2011. [En línea]. Disponible en: <http://omlc.org>

-
- [45] L. B. da Cruz Junior y L. Bachmann, “Manufacture and characterization of a 3D-printed integrating sphere”, *Instrum. Sci. Technol.*, vol. 49, núm. 3, pp. 276–287, 2021, doi: 10.1080/10739149.2020.1824922.
- [46] University Hospital Dorset, “The Fitzpatrick Skin-Type Chart Genetic Disposition”. Consultado: el 26 de noviembre de 2025. [En línea]. Disponible en: www.uhd.nhs.uk/uploads/about/docs/our_publications/patient_information_leaflets/dermatology/The-Fitzpatrick-Skin-Type-Chart.pdf
- [47] C. De Diputados, D. H. Congreso De, y L. A. Unión, “REGLAMENTO DE LA LEY GENERAL DE SALUD EN MATERIA DE INVESTIGACION PARA LA SALUD”.
- [48] “Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial”.
- [49] “BUENAS PRÁCTICAS CLINICAS”.
- [50] D. Bajrami, F. Spano, K. Wei, M. Bonmarin, y R. M. Rossi, “Human Skin Models in Biophotonics: Materials, Methods, and Applications”, 2025, *John Wiley and Sons Inc.* doi: 10.1002/adhm.202501894.
- [51] T. Lister, P. A. Wright, y P. H. Chappell, “Optical properties of human skin”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 17, núm. 9, p. 0909011, sep. 2012, doi: 10.1117/1.jbo.17.9.090901.
- [52] T. P. Moffitt y S. A. Prahl, “Determining the reduced scattering of skin in vivo using sized-fiber reflectometry”, *Optical Biopsy IV*, vol. 4613, pp. 254–263, 2002, doi: <https://doi.org/10.1117/12.465252>.
- [53] K. Setchfield, A. Gorman, A. H. R. W. Simpson, M. G. Somekh, y A. J. Wright, “Effect of skin color on optical properties and the implications for medical optical technologies: a review”, *J. Biomed. Opt.*, vol. 29, núm. 01, ene. 2024, doi: 10.1117/1.jbo.29.1.010901.
- [54] M. T. Wan y J. Y. Lin, “Current evidence and applications of photodynamic therapy in dermatology”, *Clin. Cosmet. Investig. Dermatol.*, vol. 7, pp. 145–163, may 2014, doi: 10.2147/CCID.S35334.
- [55] J. Soo Hong, J. Yoon Jung, J. Young Yoon, y D. Hun Suh, “Acne treatment by methyl aminolevulinate photodynamic therapy with red light vs. intense pulsed light”, *Int. J. Dermatol.*, vol. 52, núm. 5, pp. 614–619, 2013, doi: doi.org/10.1111/j.1365-4632.2012.05673.x.
- [56] S. Caccavale *et al.*, “Photodynamic Therapy as an Effective Treatment for Cutaneous Lymphomas”, *Pharmaceutics*, vol. 15, núm. 1, p. 47, ene. 2022, doi: 10.3390/pharmaceutics15010047.

