



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO  
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA  
INGENIERÍA ELÉCTRICA – INSTRUMENTACIÓN

**CARACTERIZACIÓN ÓPTICA DE FUENTES DE EXCITACIÓN Y  
RECUBRIMIENTOS FLUORESCENTES PARA SISTEMAS DE VISIÓN DE  
AUTOFLUORESCENCIA**

TESIS  
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:  
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:  
ING. RODOLFO ALBERTO CARRILLO BETANCOURT

TUTOR PRINCIPAL  
DR. ENOCH GUTIÉRREZ HERRERA  
INSTITUTO DE CIENCIAS APLICADAS Y TECNOLOGÍA (ICAT)

CIUDAD UNIVERSITARIA, CIUDAD DE MÉXICO, ENERO 2020



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## **JURADO ASIGNADO:**

Presidente:	DR. GARCÍA VALENZUELA AUGUSTO
Secretario:	DR. VELÁZQUEZ BENÍTEZ AMADO MANUEL
Vocal:	DR. GUTIÉRREZ HERRERA ENOCH
1 <sup>er.</sup> Suplente:	DR. QURESHI NASER
2 <sup>d o.</sup> Suplente:	DR. RODRÍGUEZ MORALES ÁNGEL LUIS

Lugar donde se realizó la tesis: Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología (ICAT)

### **TUTOR DE TESIS:**

DR. GUTIÉRREZ HERRERA ENOCH

-----  
**FIRMA**

# Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México y al Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología por darme la posibilidad de realizar mis estudios de maestría.

A mis padres Rodolfo Carrillo y Juana María Betancourt y a mi hermana Mayra Carrillo al ser mi motivación para superar este reto.

A mi tutor Dr. Enoch Gutiérrez Herrera por su paciencia y apoyo durante el desarrollo de este trabajo.

A mis sinodales por el tiempo invertido en la revisión de la tesis y su aportación al contenido de la misma.

Al Dr. Amado Manuel Velázquez Benítez y al Mtro. Alejandro Esparza García por permitirme hacer uso de sus respectivos laboratorios.

Al Laboratorio Universitario de Caracterización Espectroscópica (LUCE – ICAT – UNAM) y al Técnico Dra. Selene Rubí Islas Sánchez por su apoyo para la caracterización de las muestras mediante la técnica de espectroscopia UV-VIS-NIR y espectroscopia de emisión de fluorescencia.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico brindado para los estudios de maestría.

Agradezco el apoyo económico recibido por parte de la Dirección General Asuntos del Personal Académico de la UNAM a través del proyecto PAPIIT IA103918 durante la realización de este trabajo de tesis.

A mis compañeros de laboratorio por su disposición en todo momento.

# Resumen

Entre las técnicas complementarias a las convencionales en clínica, en la detección y evaluación de enfermedades, se encuentra la imagenología de autofluorescencia. Para este tipo de imagenología se utiliza un sistema de visión y excitación de autofluorescencia (SVEA) compuesto principalmente por una fuente de luz para excitar la molécula a estudiar y una cámara sensible en su fluorescencia. En esta tesis nos interesa la excitación y visión de autofluorescencia en UV del triptófano mediante su par excitación/emisión de 295/345 nm. Esto implica que la fuente debe tener un flujo radiante controlado para cumplir con las normas de seguridad ANSI en la máxima irradiación permitida en la piel a UV. Además, implica que la cámara debe ser altamente sensible en la autofluorescencia, para nuestro interés es la banda espectral UVA. Sin embargo, una cámara de fácil acceso comercial (e.g. webcam) tiene baja sensibilidad en el UVA y adquirir una cámara con características específicas resulta costoso. Por lo cual, en esta tesis proponemos posibles soluciones a las implicaciones de tener una fuente de radiación UV y una cámara altamente sensible en UVA.

Para cuantificar la irradiación de una fuente de luz extendida de un SVEA nuestro primer objetivo fue proponer y validar una metodología para cuantificar la irradiancia por medio de un sistema de visión. Por lo cual, evaluamos el proceso inverso de formación de imagen radiométrica (i.e. matriz de flujo radiante) para cuantificar la irradiancia. La cuantificación de irradiación está en función de la imagen radiométrica y las condiciones en que fue obtenida; y consiste en fotografiar el spot de la fuente de luz a evaluar irradiado sobre una pantalla. Con los resultados de irradiación obtenidos comprobamos que el proceso inverso de formación de imagen radiométrica es útil para cuantificar la irradiación.

Por otra parte, para aumentar la sensibilidad en 345 nm del sensor de imagen de una webcam, nuestros objetivos fueron: desarrollar la metodología de fabricación y caracterización de películas poliméricas fluorescentes para la sensibilización de sensores CMOS, así como desarrollar la metodología para obtener la QE de las mismas, por último,

fue estudiar la viabilidad de recubrir sensores de imagen CMOS con las películas poliméricas fluorescentes fabricadas.

Evaluamos la viabilidad de películas poliméricas fluorescentes para recubrir y aumentar la sensibilidad en 345 nm de una cámara CMOS. Desarrollamos una metodología de fabricación y caracterización de películas fluorescentes con partículas de fósforos suspendidas en una capa de PMMA (fósforos/PMMA) utilizando la técnica de spin-coating para fabricar las películas. Utilizamos fósforos comerciales, PTG505/F y UKL61/F-U1 (Phosphor Technology), que al ser excitados en 345 nm emiten en 515 y 625 nm, respectivamente. Para mantener el recubrimiento en estado líquido utilizamos el tolueno como solvente debido a la poca resistencia que le presenta el PMMA.

Las películas fabricadas fueron de espesor menor a 12  $\mu\text{m}$  y obtuvimos que las películas con partículas UKL63/F-U1 tienen mayor QE, incluso mayor al 100%, y menor espesor que las películas con PTG505/F en la misma concentración, aunque tienen más transmitancia en 345 nm.

Para recubrir sensores de imagen CMOS de webcams, el primer objetivo fue obtener de forma cualitativa la sensibilidad del sensor en los tres colores primarios (i.e. rojo, verde y azul). Utilizamos un LED RGB y análisis digital de imágenes. Obtuvimos que la respuesta del sensor a la radiación UVA se representa en el canal R de un sensor RGB. Al recubrir dos sensores de imagen RGB CMOS con las películas desarrolladas obtuvimos que, debido a la distribución de partículas de fósforos en la película y aglomeraciones de las mismas, estas incrementan la sensibilidad a 345 nm en algunos pixeles del CMOS. La aglomeración de partículas de fósforos al parecer provoca pérdida de fluorescencia. Las películas con partículas de fósforos UKL63/F-U1 presentaron los mejores resultados al incrementar la sensibilidad en 345 nm en un CMOS.

# Índice general

Resumen .....	iii
Índice general .....	v
Índice de figuras .....	viii
Capítulo 1 .....	1
1 Introducción .....	1
1.1 Planteamiento del problema y alcance de la tesis .....	1
1.2 Antecedentes .....	2
1.2.1 Cáncer .....	2
1.2.2 Fluorescencia .....	5
1.2.3 La autofluorescencia en el diagnóstico de enfermedades .....	6
1.3 Objetivos .....	10
1.3.1 Objetivos particulares .....	10
1.4 Metodología .....	10
1.5 Estructura de la tesis .....	11
Capítulo 2 .....	12
2 Implementación de un sistema de visión para cuantificar la irradiación de fuentes extendidas .....	12
2.1 Introducción .....	12
2.2 Formación de imagen radiométrica .....	15
2.3 Irradiación de un LED .....	18
2.4 Arreglo experimental .....	18
2.5 Obtención de fotografías .....	20
2.6 Determinación de parámetros radiométricos .....	21
2.6.1 Transmitancia de la pantalla .....	22

2.6.2	Ley del coseno a la cuarta.....	22
2.6.3	Viñeta .....	24
2.6.4	Transmitancia de lente.....	28
2.6.5	Función F.....	28
2.7	Irradiación en pantalla (Esc) .....	31
2.8	Resultados .....	33
2.8.1	Potencia total emitida por el LED .....	33
2.8.2	Distribución de irradiación en un eje.....	34
2.9	Conclusiones.....	37
Capítulo 3 .....		38
3.	Películas de PMMA dopadas con fósforos .....	38
3.1	Introducción.....	38
3.2	Metodología de fabricación y caracterización de películas .....	40
3.2.1	Preparación y deposición de películas.....	40
3.2.2	Caracterización .....	43
3.3	Resultados de películas de PMMA .....	45
3.3.1	Caracterización de espesor .....	45
3.3.2	Caracterización óptica .....	47
3.4	Películas fluorescentes .....	48
3.4.1	Eficiencia Cuántica.....	48
3.4.2	Resultados de películas fluorescentes.....	49
3.5	Conclusiones .....	53
Capítulo 4 .....		55
4	Sensibilización de un sensor de imagen CMOS con películas fluorescentes .....	55
4.1	Introducción .....	55

4.2	Funcionamiento de CMOS RGB .....	56
4.3	Espacios y modelos de color.....	59
4.4	Sensibilidad del CMOS en el rango visible .....	61
4.5	Arreglo experimental .....	66
4.6	Resultados .....	71
4.7	Conclusiones .....	76
Capítulo 5	.....	78
5	Conclusiones generales y trabajo a futuro.....	78
Referencias	.....	81
Anexos	.....	85

# Índice de figuras

Figura 1.1 Diagrama de Jablonski ilustrando las transiciones electrónicas que ocurren con la absorción de luz y con el proceso de relajación, resultando en fluorescencia y fosforescencia.[21].....	5
Figura 1.2 Muestra excitada a una longitud de onda específica mientras la cámara sensible al UV capta la imagen de fluorescencia en la banda de 340 - 390 nm. [10] .....	9
Figura 2.1 Sistema fotográfico de excitación de fluorescencia descrito por Franco et al.[32] donde utilizan LEDs en configuración de anillo para excitar la fluorescencia. 13	
Figura 2.2 Sistema propuesto por Moreno y Sun [6] para inspeccionar la distribución angular .....	15
Figura 2.3 Esquemático de formación de imagen radiométrica. Donde influyen la irradiación de la pantalla “ <i>Esc</i> ”, la transmitancia de la pantalla “ <i>Tsc</i> ”, la emitancia de la pantalla “ <i>Ms</i> ”, el coseno a la cuarta “ <i>C4</i> ”, la viñeta “ <i>VG</i> ” y transmitancia de la lente de la cámara “ <i>Tlens</i> ” y la función “ <i>f</i> ” de relación entre la energía incidente en el sensor de imagen “ <i>Eccd</i> ” y el nivel de grises en cada pixel de la imagen. ....	16
Figura 2.4 Esquema empleado en el cálculo de irradiación en la pantalla usando coordenadas esféricas. ....	17
Figura 2.5 Arreglo experimental utilizado para evaluar la cuantificación de energía incidente en la pantalla .....	19
Figura 2.6 a) Mediante una cuadrícula claramente definida en fotografía comprobamos que la pantalla se encuentra en la distancia focal. b) Arreglo lineal de píxeles vertical y c) horizontal mostrando que el pico de intensidad coincide con los ejes vertical y horizontal respectivamente, y por ende indicando que el LED se encuentra en el eje óptico de la cámara.....	21
Figura 2.7 Transmitancia de la pantalla de papel albanene.....	22
Figura 2.8 Representación de la ley del coseno a la cuarta para un rayo con inclinación $\psi$ emitido del plano objeto: $\cos^4\psi$ .....	24
Figura 2.9 Montaje utilizado para obtener factor de corrección de VG .....	25

Figura 2.10 Factor de corrección de VG por el método de LUT para <i>dlens</i> de 25, 70 y 171 mm. ....	26
Figura 2.11 Perfil central, a) horizontal y b) vertical, de corrección de VG para cada <i>dlens</i> .....	27
Figura 2.12 Obtención de transmitancia de lente. a) Montaje utilizado para determinar la transmitancia de la lente. b) Transmitancia de la lente. El punto verde indica la transmitancia de 80.83% para 345 nm, longitud de onda utilizada en el modelo evaluado. ....	28
Figura 2.13 a) Esquemático y b) fotografía del montaje utilizado para determinar la <i>F</i> del sensor CCD de la cámara.....	30
Figura 2.14 Imagen formada en el sensor CCD para obtener los valores de <i>F</i> .....	30
Figura 2.15 Función <i>F</i> : Potencia en función del nivel de gris de la imagen. ....	31
Figura 2.16 Ganancia <i>K</i> para potencia total emitida por el LED .....	34
Figura 2.17 Potencia total aplicando la función de <i>K</i> .....	34
Figura 2.18 Ganancia <i>K</i> para distribución de irradiación.....	35
Figura 2.19 <i>K</i> promedio en función de <i>dlens</i> para distribución de irradiación.....	35
Figura 2.20 Resultado de perfil de irradiación sobre la pantalla. Donde <i>dlens</i> <sub>1</sub> = 189 mm y <i>dlens</i> <sub>5</sub> = 289 mm.....	36
Figura 3.1 Espectros de excitación y fluorescencia de los fósforos .....	39
Figura 3.2 Película fluorescente compuesta por partículas de fósforos suspendidos en una capa de PMMA. a) Esquemático de la película fluorescente. b) Película fluorescente fabricada.....	41
Figura 3.3 Proceso de recubrimiento mediante spin-coater. Primero, mediante una pipeta se deposita el recubrimiento sobre el sustrato adherido al chuck del spin-coater. Después el sustrato se hace girar expandiendo el recubrimiento sobre el sustrato y el solvente se evapora. Finalmente queda una fina película sobre el sustrato. ....	42
Figura 3.4 a) Esquemático del montaje experimental para caracterización óptica de películas (1). El montaje consiste en una esfera integradora (2), un sensor PTM (3) y una	

lámpara (4) acoplada a un monocromador. b) Montaje utilizado, donde la energía de excitación es focalizada en la película por 2 lentes plano-convexas (5). .....	44
Figura 3.5 Espesor de las películas de PMMA en función de su concentración.....	46
Figura 3.6 Transmitancia de 345 nm de las películas de PMMA en función de su concentración.....	48
Figura 3.7 Espesor de la película fluorescentes en función de la concentración de PTG505/F o UKL63/F-U1 sobre volumen de tolueno. ....	51
Figura 3.8 Transmitancia de las películas fluorescentes a 345 nm en función de la concentración de PTG505/F o UKL63/F-U1. ....	51
Figura 3.9 QE a 515 nm y 625 nm para las películas de PTG505/F y UKL63/F-U1 respectivamente, bajo excitación de 345 nm. ....	52
Figura 4.1 a) Esquemático de sensor CMOS cubierto con película fluorescente. b) Sensores CMOS de cámara web CobraCam M120 cubiertos con películas de PTG505/F (verde) y UKL63/F-U1 (rojo) fluoresciendo al ser excitados con 345 nm.....	56
Figura 4.2 Diagrama simplificado de la arquitectura de un sistema de imagen. [61] .....	57
Figura 4.3 Filtro Bayer .....	58
Figura 4.4 Proceso de demosaicking: a) imagen monocromática. b) color de cada celda de acuerdo a la MFC e c) imagen después de interpolación cromática [63].....	59
Figura 4.5 Representación del espacio de color CIELAB.[67] .....	61
Figura 4.6 a) Montaje utilizado para obtener la sensibilidad de forma cualitativa en rojo, verde y azul de la cámara recubierta con películas de fósforos. b) Espectros de emisión del LED RGB utilizados para la caracterización. ....	62
Figura 4.7 Niveles de gris de los pixeles de la fila central del CMOS en cada canal a) R, b) G y c) B de las fotografías de cada emisión del LED capturadas con el arreglo de la Figura 4.6a. ....	63
Figura 4.8 Diagramas de cajas de a) Luminosidad, b) coordenada cromática “a” y c) coordenada cromática “b” del espacio de color CIELAB de las fotografías de cada banda de emisión del LED. ....	64
Figura 4.9 Ubicación representativa de las coordenadas cromáticas a y b en el espacio de color CIELAB. Los círculos representan el color predominante en las fotografías	

utilizadas para obtener la sensibilidad del CMOS y los triángulos representan las fotografías obtenidas con el CMOS con y sin recubrimiento.....	66
Figura 4.10 a) Esquemático y b) fotografía de arreglo experimental utilizado para caracterizar el CMOS antes y después de recubrirla con películas de fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1.....	67
Figura 4.11 Fotografías con CMOS sin recubrir. a) Registro sin filtro KV500 y b) su perfil de intensidades de gris. c) Fotografía con filtro KV500 y d) su perfil de intensidades de gris comparado con el offset de oscuridad del sensor. Las gráficas del inciso b) como el d) corresponden al eje horizontal central de la fotografía. ....	68
Figura 4.12 Transmitancia de algunas configuraciones de filtros estructurales. a) Configuración metal-dielectrico-metal. [64] b) Matriz metálica con nano huecos para periodicidades entre ellos de 230 a 410 nm. [65] c) filtro en etalon [65]..	70
Figura 4.13 Transmitancia de filtros de color fabricados con colorantes por Dillon et al. [72] .....	70
Figura 4.14 Fotografías con recubrimiento de fósforos en a) PTG505/F y en b) UKL63/F-U1 .....	71
Figura 4.15 Nivel de gris sin offset de oscuridad en el eje horizontal central en a) canal R, b) canal G y c) canal B de las fotografías sin recubrimiento y con recubrimientos de fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1 .....	73
Figura 4.16 Luminosidad en las fotografías con y sin recubrimiento del sensor CMOS. a) CMOS sin recubrir, b) CMOS con película de PTG505/F, c) CMOS con película UKL63/F-U1.....	74
Figura 4.17 Diagramas de cajas de: a) Luminosidad, b) coordenada cromática “a” y c) coordenada cromática “b” del espacio de color CIELAB de las fotografías con el sensor CMOS sin recubrir y con recubrimientos de películas con PTG505/F y UKL63/F-U1.....	75

# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1 Planteamiento del problema y alcance de la tesis

Como complemento a las técnicas convencionales para detección de cáncer se han desarrollado dispositivos [1] basados en *autofluorescencia*. En esta tesis nos interesan los dispositivos de visión y excitación de autofluorescencia en el rango de UVA. Estos dispositivos consisten en una fuente de luz para excitar la fluorescencia intrínseca en el tejido (particularmente el aminoácido triptófano) y una cámara para captarla en imagen. La fuente de excitación debe ser homogénea en su radiación [2] y tener un flujo radiante controlado, ya que radiaciones ionizantes (i.e luz UV, rayos X y gama) pueden romper enlaces moleculares y modificar estructuras como el ADN y ARN. La exposición a largo plazo de UV es asociada con cáncer de piel [3] que hasta donde es de nuestro conocimiento no existe evidencia de ello, pero debido a enfermedades como el *Xeroderma pigmentoso* que afecta la capacidad de la piel para reparar el daño por UV, incrementa las posibilidades de desarrollarlo. Por lo cual, es importante diseñar bajo especificaciones de seguridad (e.g irradiación en piel [4]) y caracterizar la fuente de radiación UV utilizada. La cámara utilizada debe ser suficientemente sensible en la longitud de emisión de interés. Sin embargo, una cámara típica no es sensible o tiene baja sensibilidad en el rango de UVA [5], aunque existen cámaras comerciales altamente sensibles no están disponibles en los formatos que se requieren en ciertas aplicaciones y resulta costoso solicitar personalizar una de forma comercial.

En esta tesis proponemos soluciones para las implicaciones de tener una fuente de excitación UV homogénea bajo especificaciones de seguridad y una cámara suficientemente sensible al UVA en un sistema de visión y excitación de autofluorescencia. Evaluaremos un modelo, planteado por Moreno *et al.* [6], para caracterizar la fuente en homogeneidad radiante. Además, fabricaremos y caracterizaremos películas fluorescentes con fósforos

(PTG505/F y UKL63/F-U1 de *Phosphor Technology*) y las utilizaremos para recubrir sensores de imagen CMOS de fácil disponibilidad comercial y evaluaremos su utilidad para incrementar la sensibilidad en 345 nm, longitud máxima de emisión del aminoácido triptófano al excitarlo a 295 nm.

## 1.2 Antecedentes

Con el propósito de comprender la importancia de resolver los problemas planteados en la sección 1.1, hablaremos brevemente sobre el cáncer y las técnicas de imagenología utilizadas para su detección, del fenómeno de fluorescencia y el estado del arte en el diagnóstico de enfermedades por medio de este fenómeno, así como la configuración típica de un sistema para su excitación y visión.

### 1.2.1 Cáncer

Las *neoplasias* son masa anormal de tejido que pueden ser no cancerosas o cancerosas (e.g. carcinoma) y surgen de proliferación celular anormal (i.e. displasia) provocada por células genéticamente alteradas [7]. Las neoplasias son consideradas heridas ya que invaden el tejido a través de la membrana basal epitelial e interrumpe la estructura natural del mismo, [8] pudiendo resultar en metástasis. Hasta el momento, la exploración visual y táctil son los métodos más útiles de la clínica de heridas (e.g. cáncer) [9] [10], pero son subjetivos y no tienen la especificidad suficiente para identificar lesiones cancerosas en etapas tempranas, ya que estas son asintomáticas. [9] Como complemento se realizan estudios de imagen tales como: tomografía computarizada (CT, por sus siglas en inglés), resonancia magnética (MRI, por sus siglas en inglés) y emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés). Estas técnicas se utilizan para determinar la extensión del tumor, la invasión y la enfermedad metastásica distante [11]. El empleo de estos estudios depende del tamaño y localización del tumor primario, presencia o ausencia de metástasis y la capacidad del paciente para tolerar el procedimiento.

Con un marcador biológico que pueda predecir de manera confiable la transformación maligna se podrían tener equipos más eficaces de detección. No obstante, a pesar de los avances en biología molecular, todavía no hay un marcador que se pueda utilizar [8]. Sin

embargo, sabemos que las displasias se caracterizan por una proliferación celular anormal, cuyo marcador biológico es el aminoácido esencial triptófano, [10], [12], [13]. Por tanto, la detección de neoplasias malignas en etapas tempranas se podría lograr monitoreando la proliferación celular por medio de la concentración de triptófano en el tejido. Para lograr esto es necesario no solo llevar a cabo estudios clínicos sino también es necesario e importante trabajar en la eficiencia de los equipos capaces de monitorear dicha molécula, como puede ser un sistema de excitación y visión de la autofluorescencia del triptófano.

### 1.2.1.1 Imagenología óptica como herramienta para su detección

La imagenología óptica utiliza las propiedades de la interacción luz-materia para captar en imagen características del tejido [1] y se aplica al estudio de enfermedades y biología *in-vivo*. [2] Algunos ejemplos de técnicas de imagenología óptica son: de autofluorescencia [1], [14], [15], de fluorescencia inducida [16] y de banda estrecha (NBI, por sus siglas en inglés) [17], así como la espectroscopia Raman [18], la tomografía de coherencia óptica (OCT, por sus siglas en inglés) [19] y la espectroscopia de dispersión elástica (ESS, por sus siglas en inglés) [20].

Mediante NBI es posible visualizar patrones neoangiogenicos [1] utilizando dos bandas espectrales, de 400 a 430 nm (azul) y de 525 a 555 nm (verde), que coinciden con la absorción de la hemoglobina. Dado que una transformación neoplásica resulta en un incremento de flujo de sangre y proporción de hemoglobina (cromóforo, i.e. moléculas que absorben luz), los patrones neoangiogénicos se observan con áreas oscuras en comparación con la mucosa normal, donde, por su penetración, los vasos sanguíneos superficiales son resaltados con la luz azul y los más profundos con la luz verde. De acuerdo a lo mencionado por Wu *et al.* [1], aunque a la “zona oscura bien demarcada” es común considerarla como una lesión positiva, esto no es aplicable a todas partes del cuerpo como es la región de la cabeza y el cuello. Lo anterior bajo el argumento de que la prevalencia de manchas oscuras tiene mayor frecuencia de aparición en el piso de la boca, hipofaringe y epiglotis.

La imagenología de autofluorescencia y fluorescencia inducida utilizan una fuente de luz para iluminar fluoróforos endógenos y exógenos al tejido, respectivamente, que a

diferencia de NBI, estas moléculas tienen la capacidad de fluorescer, y mediante una cámara se capta la emisión de los fluoróforos excitados. Sin embargo, debido a los fenómenos de reflexión, esparcimiento y absorción que sufre la luz al viajar por el tejido, la imagenología de autofluorescencia, fluorescencia inducida y NBI son, hasta el día de hoy, únicamente aplicados en la mucosa superficial [1], aunque a diferencia de NBI la imagenología de fluorescencia es aplicable a todo el cuerpo.

La espectroscopia Raman utiliza el espectro formado por la dispersión de luz causada por las vibraciones de los enlaces intramoleculares como resultado de la absorción o liberación de energía (espectro Raman), cuyos picos corresponden a estructuras moleculares dentro del tejido. En esta técnica, en comparación con espectroscopia infrarroja, la absorción del agua no afecta la medición. Sin embargo, al no poder analizar los datos simplemente por observación o comparación, métodos quimiométricos se usan para el análisis del espectro Raman [1].

Al basarse en un análisis espectral, las técnicas Raman y ESS aún no son capaces de discriminar regiones malignas de tejido sano, pero sí de clasificarlo de forma localizada o puntual. La técnica de OCT, aunque puede obtener imágenes a mayor profundidad (1 a 5 mm, [12]), no es aplicable para un análisis de rutina como lo pueden ser la imagenología de fluorescencia inducida, autofluorescencia o NBI. La imagenología de fluorescencia inducida necesita adherir fluoróforos exógenos a la molécula de interés en el tejido (e.g colorantes) a diferencia de la autofluorescencia y NBI que utilizan fluoróforos y cromóforos endógenos, respectivamente. La diferencia entre la imagenología por autofluorescencia y NBI, es que la primera se basa en espectroscopía de fluorescencia y emplea fluoróforos intrínsecos mientras, que la segunda en espectroscopía de absorción y hace uso de los picos de absorción de la hemoglobina. Estas técnicas pueden evitar o reducir el uso de técnicas estándar como biopsias de piel al disminuir los falsos positivos. Algunas limitaciones asociadas a ciertos dispositivos de imagenología óptica no invasiva incluyen la necesidad de aplicar marcadores externos, gran procesamiento de imágenes y alto costo, por lo que estas técnicas resultan en imágenes sujetas a interpretación. Con lo anterior la imagenología por autofluorescencia presenta una técnica interesante a estudiar, además que por su necesidad de poco equipo para

el estudio puede ser utilizada como una técnica complementaria de rutina en clínica en la detección y evaluación de enfermedades (e.g. cáncer).

## 1.2.2 Fluorescencia

La fluorescencia es un tipo de luminiscencia que al igual que la fosforescencia es generada cuando una molécula después de adquirir energía al absorber un fotón emite parte de esa energía mediante un fotón de longitud de onda mayor al absorbido. Cuando las moléculas absorben luz reciben el nombre de cromóforos y cuando además emiten luz reciben el nombre de fluoróforos. En la fluorescencia el proceso de absorción y emisión ocurre en menos de 10 nanosegundos, diferente a la fosforescencia donde el proceso de liberación de energía es más lento. El proceso de fluorescencia y fosforescencia se ilustra esquemáticamente por un diagrama de Jablonski (Figura 1.1), propuesto en 1935 para describir la absorción y emisión de luz [21].

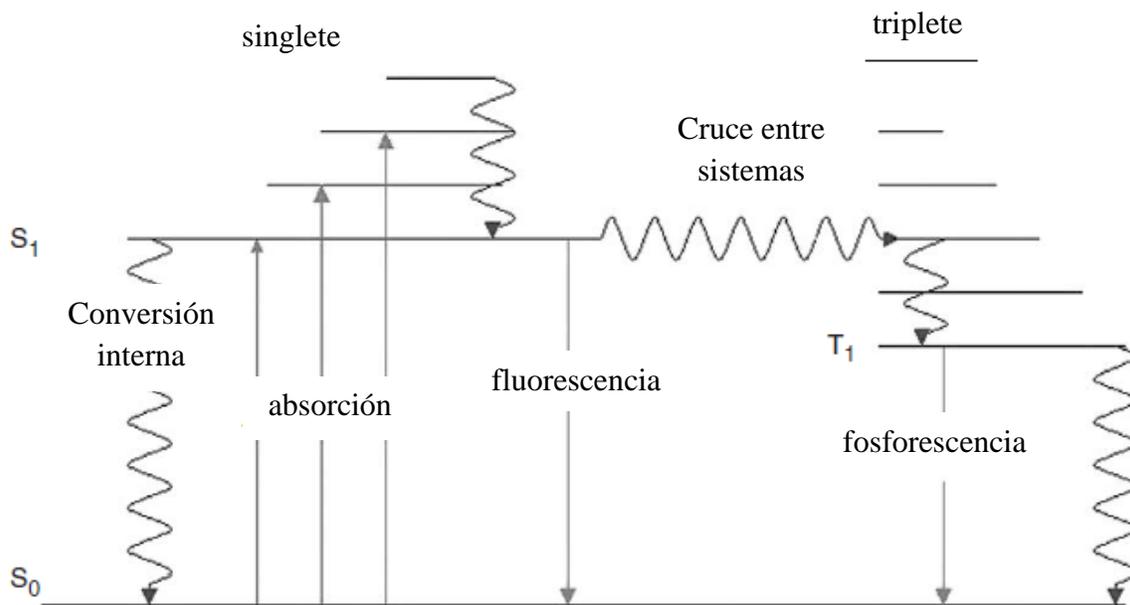


Figura 1.1 Diagrama de Jablonski ilustrando las transiciones electrónicas que ocurren con la absorción de luz y con el proceso de relajación, resultando en fluorescencia y fosforescencia.[21]

El decaimiento (Figura 1.1) del electrón entre los subniveles del estado de excitación (s<sub>1</sub>) causa una pérdida de energía que resulta en una longitud de onda más larga (menor energía) en el fotón emitido respecto de la longitud de onda del fotón absorbido (mayor energía) en el proceso radiativo, conocido como corrimiento de Stokes [1][21].

Por otra parte, cuando se utiliza la longitud de onda adecuada de excitación, algunos componentes intrínsecos de células y tejidos se comportan como fluoróforos [21]. Lo que nos lleva al término “autofluorescencia” que es usado para distinguir la fluorescencia intrínseca de células y tejidos de la fluorescencia obtenida mediante la adición de marcadores fluorescentes exógenos a las estructuras celulares y tisulares. Dado que procesos fisiológicos o patológicos generan cambios a nivel celular y tisular, modificando la cantidad y distribución de fluoróforos endógenos, [10], [21] es posible utilizar técnicas basadas en monitoreo de autofluorescencia para obtener información sobre tejido en tiempo real al no requerir marcadores exógenos.

Entre los fluoróforos endógenos de la piel que se excitan con luz UV se encuentran el triptófano, tirosina y enlaces cruzados de pepsina correspondientes a los pares excitación/emisión de 295/345 nm, 280/340 nm, 335/390 nm, respectivamente [10], [12]. Además de porfirinas y flavinas que se excitan con longitudes de onda del rango visible [1]. Al momento de analizar ciertos marcadores biológicos, es importante saber que la matriz extracelular contribuye más a la autofluorescencia que posiblemente el componente celular de interés. Esto se debe a que el colágeno y elastina, fluoróforos endógenos de los tejidos, tienen una relativa alta eficiencia cuántica [27], lo anterior ya que se corre el riesgo de excitar varios fluoróforos y por lo tanto traslape en el espectro de fluorescencia.

Cuando el tejido es iluminado con ultravioleta (200 – 400 nm) o luz visible (400 – 600 nm), se pueden dar casos en que el tejido sano fluoresca y el tejido neoplásico aparezca más oscuro comparado con el tejido saludable que lo rodea. Esto se conoce como pérdida de autofluorescencia [1]; o también se puede presentar el caso contrario, que el tejido que aparezca más oscuro sea el tejido sano. Lo anterior depende de la molécula y proceso biológico que se quiera excitar. Por ejemplo, al evaluar la proliferación celular mediante el triptófano, la zona que tendrá más fluorescencia serán las zonas de mayor proliferación celular.

### 1.2.3 La autofluorescencia en el diagnóstico de enfermedades

Como se mencionó en la sección anterior, fotones con suficiente energía incidentes en tejido biológico pueden excitar la fluorescencia en moléculas biológicas, siendo esto de

gran aplicación en la detección y evaluación de enfermedades.[3] Lo anterior debido a que la excitación de fluorescencia provee la capacidad de interrogar las moléculas innatas cuya radiación se relaciona con específicos estados funcionales del tejido. [12]

En 1911 la técnica de autofluorescencia fue utilizada por primera vez en tejido celular y tisular para fines de diagnóstico por Stübel [22]. En 1924, Policard publicó un estudio sobre la autofluorescencia de tumores, atribuido a porfirinas endógenas [21]. Hace poco más de 40 años, algunos estudios describieron la autofluorescencia de los granulocitos eosinófilos y se propuso su uso con fines de diagnóstico [21]. En 1998 Kollias *et al.* [23] reportaron estudios sobre seguimiento de envejecimiento en ratones mediante la autofluorescencia del triptófano y colágeno. A inicios del siglo XXI, se ha reportado la utilización en equipos endoscópicos[24], [25] para examinar, por ejemplo los bronquios, mediante autofluorescencia utilizando luz en el rango espectral azul. Y más recientemente, mediante la excitación de la fluorescencia del triptófano se ha utilizado para obtener imágenes de la epitelización celular. [10], [26]

Debido a la dificultad para detectar e interpretar señales de autofluorescencia a causa de su baja intensidad, el análisis por fluorescencia estaba orientada principalmente al uso de marcadores exógenos [21]. Pero actualmente, la disponibilidad de cámaras de alta sensibilidad y bajo ruido han permitido la detección de señales de autofluorescencia de bajo rendimiento cuántico a un nivel comparable al obtenido con marcadores exógenos de alto rendimiento cuántico [21]. Esto ha permitido la realización de estudios in-vitro e in-vivo utilizando la técnica de autofluorescencia, en particular estudios para la discriminación entre tejido sano y lesiones neoplásicas de piel, esófago, colon, pulmón, bronquios, cerebro y vejiga.

Las longitudes de onda largas resultan en una mejor penetración de tejido debido al bajo esparcimiento [1], mientras que la resolución espacial de la imagen mejora con longitudes de onda corta. Lo anterior, es importante ya que cuando un haz de luz entra al tejido, parte de él será reflejado por la superficie de la piel, mientras que el resto será transmitido dentro del tejido para ser absorbido y/o dispersado. Como resultado, cuanto más profundo está el fluoróforo, menos luz de excitación estará disponible para generar su emisión [2], es decir para excitar la molécula.

Con lo anterior, la inspección por medio de la fluorescencia intrínseca o autofluorescencia de fondo o tejido [27] podría ser usada como una técnica complementaria para la detección de cáncer mediante el seguimiento del triptófano, marcador de proliferación celular, que emite en 345 nm bajo excitación de 295 nm.

Existen diferentes sistemas de imagenología de autofluorescencia propuestos para detección de neoplasias [1]. Ejemplos de estos son el sistema de broncoscopio LIFE (Lung Imaging Fluorescent Endoscopy)[25], el sistema DAFE (Diagnostic Autofluorescence Endoscopy) [24], el sistema D-Light-AF[25], VELscope [28] e Identafi [29]. Los primeros tres sistemas tienen en común la utilización de un equipo voluminoso y que combinan imágenes de autofluorescencia bajo excitación en azul con imágenes de luz blanca. Pero de acuerdo a Wu *et al.* [1] la imagenología de autofluorescencia tiene mayor sensibilidad, especificidad y exactitud de detección que utilizar luz blanca. Por su parte los sistemas Identafi y VELscope son dispositivos portátiles utilizados en cavidad oral. Identafi es un dispositivo multi-espectral que incorpora: luz blanca para examinación oral convencional, luz violeta para distinguir tejido neoplásico de la mucosa normal mediante pérdida de autofluorescencia y, similar a la imagenología de banda estrecha, luz verde para resaltar los patrones vasculares y las áreas ricas en sangre [29]. El sistema VELscope emite únicamente en la banda de 400 a 460 nm para excitar verde en fluoróforos endógenos[28] existentes en el tejido saludable, mientras que el tejido anormal aparece como áreas oscuras en contraste con el tejido que lo rodea, esto debido a la pérdida de autofluorescencia. Aunque las longitudes de onda utilizadas como fuente de excitación por estos dos sistemas (VELscope e Identafi) coinciden con picos de excitación de varios fluoróforos como flavinas, colágena, elastina, entre otras [30] y con la absorción de la hemoglobina (en luz visible, <600 nm[1]), lo que limita a una baja especificidad en detección de displasias [31].

Otros sistemas para captar la fluorescencia endógena de lesiones epidérmicas de rápida proliferación son los de excitación de fluorescencia UV. Aunque con UV se tiene menos penetración que longitudes de onda del rango visible, el UV tiene la ventaja que por ser longitudes de onda más cortas se logra mejor resolución en las imágenes.[1] Un ejemplo de fluorescencia con UV es la excitación del triptófano, con longitudes de onda de 295 nm

para obtener imágenes de proliferación celular [12]. Anteriormente se ha demostrado [10] que la fluorescencia del triptófano se puede usar para monitorear un estado cuantitativo de proliferación, particularmente la epitelización. Un arreglo sugerido de imagenología basado en autofluorescencia en estudios *in-vivo* de epitelización (Figura 1.2) incluye una cámara sensibilizada en la longitud de onda de fluorescencia, fuentes de luz de excitación homogénea en su radiación cumpliendo con los estándares de seguridad, filtros de emisión y excitación, y un sistema de lentes UV [2].

Anteriormente, Wang *et al.* [10] han reportado un sistema de imagenología mediante la excitación de fluorescencia ultravioleta para explorar la fluorescencia de moléculas endógenas de la piel. El sistema utiliza una lámpara de arco xenón, filtros de excitación pasa banda para iluminar el tejido a específicas longitudes de onda y filtros de emisión para colectar la fluorescencia, además de una cámara sensible en el UV, tal como se observa en la Figura 1.2.

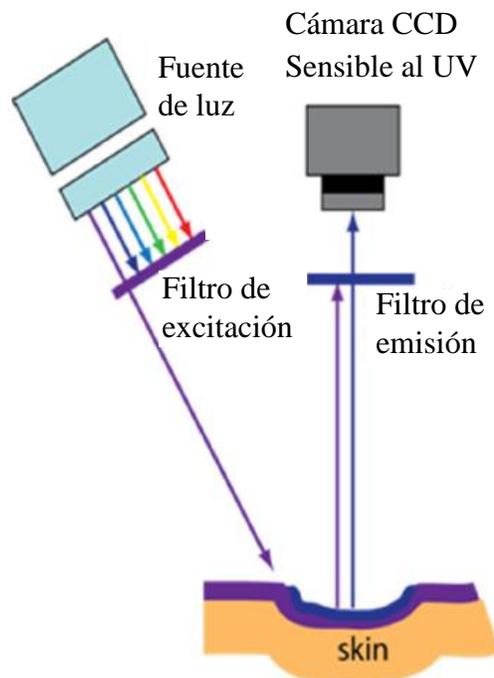


Figura 1.2 Muestra excitada a una longitud de onda específica mientras la cámara sensible al UV capta la imagen de fluorescencia en la banda de 340 - 390 nm. [10]

En estos sistemas de imagenología, al utilizar fuentes de radiación para la excitación de los fluoróforos en estudios *in-vivo*, es necesario considerar ciertos factores de seguridad como la energía incidente por unidad de área en tejido, sobre todo cuando se utilizan fuentes de radiación UV. El instituto nacional americano de normas (ANSI) establece que la máxima exposición de la piel permitida para longitudes de onda en UV es de  $3 \text{ mJ/cm}^2$  [12]. Por lo cual es necesario caracterizar la fuente de excitación (considerada una fuente de luz extendida), no solo en la homogeneidad del spot sino también en energía incidente por unidad de área y tiempo, por lo cual es necesario cuantificar la radiación de una fuente de luz extendida.

## 1.3 Objetivos

Diseñar y evaluar una metodología de fabricación y caracterización de películas fluorescentes empleadas en la sensibilización de sensores CMOS y para la caracterización óptica de fuentes de excitación extendidas requeridas en el desarrollo de sistemas de visión y excitación de autofluorescencia a escala milimétrica.

### 1.3.1 Objetivos particulares

- Proponer y validar la metodología para cuantificar la irradiancia de una fuente de luz extendida por medio de un sistema de visión UV.
- Desarrollar la metodología de fabricación y caracterización de películas de fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1 para la sensibilización de sensores CMOS.
- Desarrollar metodología para obtener QE de películas fluorescentes.
- Estudiar la viabilidad de recubrir sensores de imagen CMOS con películas poliméricas fluorescentes para aumentar la sensibilidad en 345 nm.

## 1.4 Metodología

### Cuantificación de irradiancia de una fuente de luz extendida.

Evaluamos el modelo planteado por Moreno *et al.* [6] para cuantificar la radiación de una fuente de luz extendida. Utilizamos una cámara UV comercial que capta la transmisión de una pantalla, sobre la cual irradia la fuente extendida que buscamos caracterizar. Para ello,

implementamos un modelo analítico de la propagación de energía a lo largo del arreglo experimental. Caracterizamos ópticamente la cámara, lente de la cámara y la pantalla utilizadas para llevar a cabo la cuantificación de la irradiancia.

#### Fabricación de películas fluorescentes y sensibilización de un sensor CMOS.

Previo a sensibilizar el sensor de imagen, fabricamos y caracterizamos películas de poli-metil metacrilato (PMMA) en función de la concentración de PMMA/Tolueno. Posteriormente, elegimos una concentración de PMMA/Tolueno y agregamos partículas de fósforos (PTG505/F y UKL63/F-U1 por separado) y las caracterizamos en transmitancia, eficiencia cuántica (QE) y espesor. Finalmente recubrimos sensores CMOS utilizando las concentraciones que muestren las características más adecuadas y evaluaremos la mejora en la sensibilidad del sensor en rango de 340 – 450 nm.

## 1.5 Estructura de la tesis

La tesis está compuesta por cinco capítulos. En el capítulo actual, Capítulo 1, planteamos el problema en que se contribuirá con una posible solución, algunos antecedentes sobre la motivación del proyecto aquí presentado, objetivos y la metodología que seguimos. El Capítulo 2 corresponde a la metodología de cuantificación de la radiación de una fuente de luz extendida, donde incluimos un modelo matemático, el procedimiento de calibración de la cámara, arreglo experimental utilizado y los resultados obtenidos. En el Capítulo 3 hablamos sobre la fabricación de películas de PMMA dopadas con fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1. En el Capítulo 4 reportamos la sensibilización de dos sensores de imagen CMOS con películas de fósforos. Y en el Capítulo 5 damos las conclusiones generales obtenidas en el proyecto y se habla sobre el trabajo futuro.

## Capítulo 2

# Implementación de un sistema de visión para cuantificar la irradiación de fuentes extendidas

### 2.1 Introducción

Como mencionamos en el capítulo 1, un sistema de visión y excitación de fluorescencia, además de contar con una cámara, consta de una fuente de luz para excitar la fluorescencia [32], [33]. Como menciona Choy *et al.* [2], la intensidad de las señales de autofluorescencia depende de la intensidad y homogeneidad de la fuente de luz utilizada. Por lo cual, es importante considerar la uniformidad de iluminación (i.e. la irradiación por diferencial de área). Algunos tipos de fuentes, como fuentes láser ofrecen gran uniformidad de iluminación y estrecho ancho de banda de emisión, estas 2 características son favorables para la excitación de fluorescencia. Sin embargo, su alta coherencia temporal puede generar patrones de speckle que afectan a la formación de imagen [34], y su alta coherencia espacial los hace poco adecuados para aplicaciones de imagenología de gran área. Por otra parte, mediante múltiples fuentes de baja coherencia espacial (e.g LEDs) colocadas en posición estratégica se puede iluminar un área determinada con mínimas variaciones de la intensidad de luz [35]. Además, con este tipo de fuentes es más fácil modular la radiación hacia el tejido para respetar la máxima irradiación establecida por el ANSI para las diferentes longitudes de onda. Por lo cual, diferentes sistemas descritos en la literatura utilizan fuentes de baja coherencia espacial para excitar la fluorescencia, como el descrito por Wang *et al.* [33] donde utilizan una fuente de arco-xenón, o el propuesto por Franco *et al.* [26] y Svistun *et al.* [36] donde, entre otros elementos, utilizan una fuente de arco-xenón acoplada a una guía de onda para excitar la fluorescencia; o los descritos por Zuluaga *et al.* [29] y Franco *et al.* [32] donde utilizan LED, diferenciándose en que el segundo (Franco *et al.*) los utilizan en configuración de anillo (ver [Figura 2.1](#)).

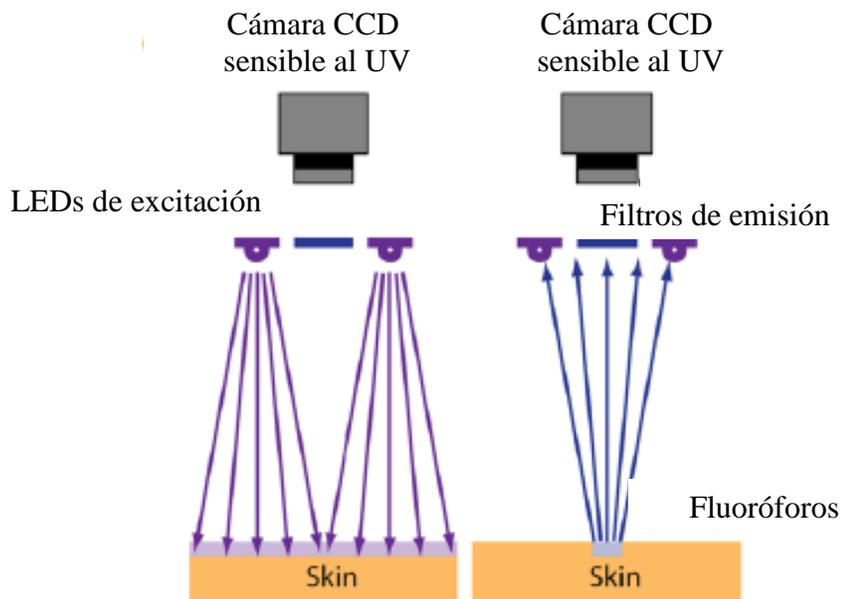


Figura 2.1 Sistema fotográfico de excitación de fluorescencia descrito por Franco *et al.*[32] donde utilizan LEDs en configuración de anillo para excitar la fluorescencia.

Moreno *et al.* [35] han propuesto modelos teóricos para evaluar la configuración espacial de LEDs y lograr iluminar uniformemente un área determinada. Los modelos propuestos son para LEDs posicionados de forma matricial, lineal y circular, siendo esta última configuración la utilizada en algunos sistemas de excitación y visión de fluorescencia, como el descrito por Franco *et al.* [32]. En su modelo considera que cada LED tiene igual distribución espacial y temporal e igual valor de flujo radiante. Sin embargo, pulsos de alta corriente en un LED inducen sobrecalentamiento del mismo, provocando eventualmente daños en su flujo luminoso. Por lo cual, es necesario evaluar la fuente a utilizar de forma periódica con un sistema calibrado para dicho propósito y no solamente de manera teórica.

Diversas técnicas donde emplean una cámara y a partir de una imagen evalúan la radiación de una fuente de luz han sido propuestas. Popescu *et al.* [37] presentan una metodología para calibrar una cámara y medir potencias ópticas del orden de fW, donde el tamaño del spot emitido por la fuente debe ser menor al área del sensor de la cámara, los parámetros que toman en cuenta en su calibración son únicamente la potencia de emisión del LED en función del nivel de grises de la imagen. Tan *et al.* [38] obtienen el patrón de radiación de LEDs utilizando un escáner de escritorio modificado para operar con

iluminación externa. La técnica consiste en obtener una imagen de la transmisión de una pantalla difusa, colocada sobre la superficie de escaneo, sobre la cual irradia el LED o arreglo de ellos. Moreno y Sun [6] plantean utilizar el proceso inverso de formación de imagen radiométrica para obtener el patrón de radiación, en su montaje la fuente a evaluar debe irradiar una pantalla lambertiana en un área no mayor al área de visión de la cámara que se encarga de captar en imagen la transmisión de la pantalla. En las técnicas de Tan et al. [38] y Moreno y Sun [6] solamente obtienen el patrón de emisión normalizado y no en función de la potencia incidente en la cámara como lo realiza Popescu et al. [37], sin embargo, con la adecuada calibración podrían servir para evaluar en radiación fuentes de mayor potencia de emisión y de diferentes tamaños, es decir fuentes de luz extendida.

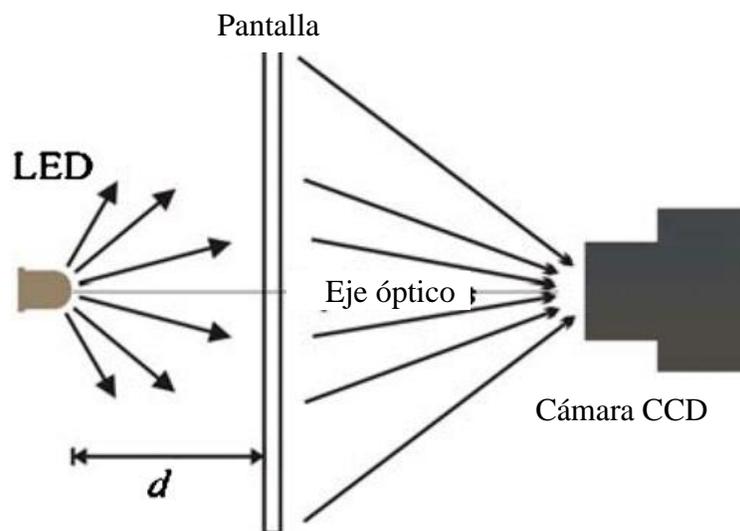
Como ya mencionamos, la fuente de radiación a utilizar en un sistema de visión y excitación de fluorescencia debe ser lo más homogénea posible. Sin embargo, también es necesario controlar su energía radiante ya que fotones de alta energía (radiaciones ionizantes), como rayos gamma, rayos X y luz UV, pueden romper enlaces moleculares y modificar estructuras como el ADN y ARN [3].

En base a lo anterior, en este capítulo proponemos y evaluamos un sistema óptico basado en la formación de imagen radiométrica para la cuantificación de la radiación de fuentes de luz extendidas, particularmente estamos interesados en fuentes de luz UV. La cuantificación de la radiación UV es necesaria por cuestiones de seguridad ya que la exposición prolongada a UV es asociada con cáncer de piel [3], que hasta donde es de nuestro conocimiento por la revisión de literatura, no existe evidencia científica en el rango de UVA y UVB de dicha asociación, aunque, enfermedades como el *xeroderma pigmentoso* que afectan la capacidad de la piel para reparar el daño por UV aumenta el riesgo de cáncer [39]. Por lo tanto, es importante diseñar bajo especificaciones de seguridad y caracterizar las fuentes de radiación UV utilizadas en el tratamiento o diagnóstico médico, como lo es un sistema de visión y excitación de fluorescencia. Este factor de seguridad es la energía incidente por unidad de área (irradiación) en la piel, que para el caso de longitudes de onda UV, la máxima irradiación posible establecida por el ANSI es  $3 \text{ mJ/cm}^2$  [40].

En este capítulo primeramente describiremos el proceso de formación de imagen radiométrico y el modelo de irradiación de un LED ya que se utilizará como fuente de luz extendida para evaluar la cuantificación de irradiación. Finalmente, describiremos la metodología empleada y los resultados obtenidos.

## 2.2 Formación de imagen radiométrica

Para cuantificar la radiación de una fuente de luz extendida, utilizamos el modelo y montaje propuesto por Moreno y Sun [6] para inspeccionar la distribución angular de intensidad emitida por un LED. El montaje consiste en la fuente de luz a evaluar (LED), una cámara CCD y una pantalla traslúcida, difusa, y lambertiana, colocados sobre el mismo eje y en planos paralelos (ver [Figura 2.2](#)). El LED ilumina la pantalla y posteriormente la cámara CCD toma una fotografía de la pantalla en el lado contrario al de incidencia.



*Figura 2.2 Sistema propuesto por Moreno y Sun [6] para inspeccionar la distribución angular*

Para cuantificar la energía de una fuente a partir de una fotografía es necesario utilizar el proceso de formación de imagen radiométrico, tal como lo menciona Moreno. La [Figura 2.3](#) muestra el esquemático del proceso, en él se muestran los parámetros que influyen en la formación de la imagen “*IMAGE*”. Estos son la irradiación de la pantalla “ $E_{sc}$ ”, la transmitancia de la pantalla “ $T_{sc}$ ”, la ley del coseno a la cuarta “*C4*”, la viñeta “*VG*” y

transmitancia de la lente de la cámara “ $T_{lens}$ ” y la función “ $f$ ” de relación entre la energía incidente en el sensor de imagen “ $E_{ccd}$ ” y el nivel de grises en cada pixel de la imagen.

La pantalla es irradiada por la fuente en la superficie trasera y la distribución de emitancia  $M_s$  sobre el lado frontal de la pantalla no es igual a la distribución de irradiancia  $E_{sc}$  en la parte trasera de la pantalla. Asumiendo una pantalla difusa y lambertiana, la relación efectiva entre  $M_s$  y  $E_{sc}$  es una función del ángulo de incidencia  $\theta$  (ver Figura 2.4), i.e.  $M_s(\theta, \phi) = T_{sc}(\theta) E_{sc}(\theta, \phi)$ .

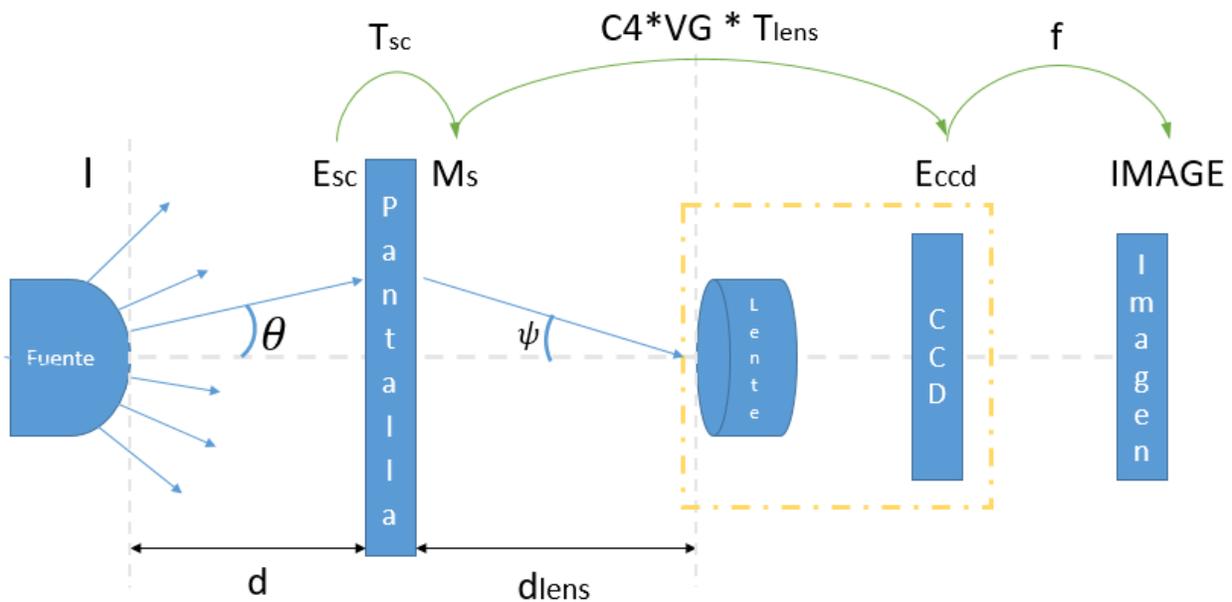


Figura 2.3 Esquemático de formación de imagen radiométrica. Donde influyen la irradiación de la pantalla “ $E_{sc}$ ”, la transmitancia de la pantalla “ $T_{sc}$ ”, la emitancia de la pantalla “ $M_s$ ”, el coseno a la cuarta “ $C4$ ”, la viñeta “ $VG$ ” y transmitancia de la lente de la cámara “ $T_{lens}$ ” y la función “ $f$ ” de relación entre la energía incidente en el sensor de imagen “ $E_{ccd}$ ” y el nivel de grises en cada pixel de la imagen.

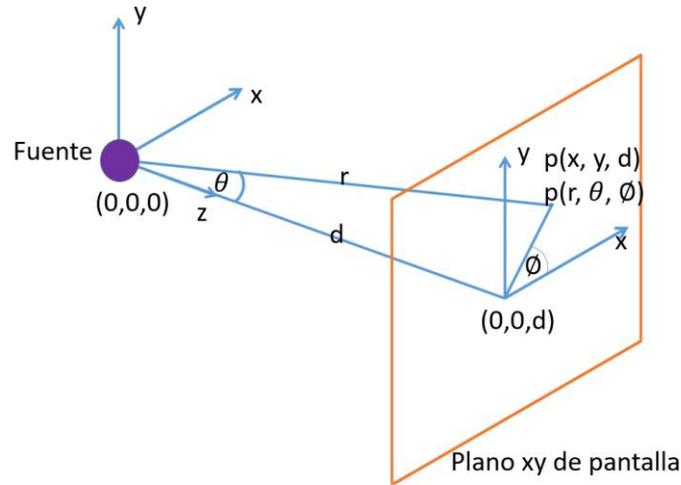


Figura 2.4 Esquema empleado en el cálculo de irradiación en la pantalla usando coordenadas esféricas.

Después de pasar la luz a través de las lentes de la cámara, la irradiancia que llega al plano imagen es  $E_{ccd}$ . Varios factores ópticos causan una caída en la irradiancia de la imagen conforme nos alejamos del centro de ella. Las principales fuentes de esta no uniformidad espacial son la viñeta y el fenómeno descrito por la ley del coseno a la cuarta potencia. Todo sistema de lentes muestra esta disminución de intensidad en la imagen como función de la posición en el plano imagen. Por lo tanto, la irradiancia  $E_{ccd}$  es diferente de la emitancia de la pantalla  $M_s$ . Esta caída de irradiancia para los puntos fuera del eje óptico están dados por  $E_{ccd} = M_s * C4 * VG * T_{lens}$ . Para una lente delgada  $C4 = \cos^4 \psi$ , donde  $\psi$  es el ángulo que forma un rayo con el eje óptico del sistema (ver Figura 2.3), que al igual que la  $VG$ , es una función del ángulo  $\theta$  i.e.  $\psi(\theta) \approx \arctan[(d/d_{lens}) \tan \theta]$ , donde  $d$  y  $d_{lens}$  son las distancias desde la fuente a la pantalla y desde la pantalla a la lente, respectivamente. La irradiancia que llega al CCD es función de  $\theta$ , i.e.  $E_{ccd}(\theta, \phi) = E_{sc}(\theta, \phi) T_{sc}(\theta) C4(\theta) VG(\theta) T_{lens}(\theta)$ .

En la mayoría de cámaras CCD el brillo en la imagen (i.e. escala de grises) y la irradiancia en el plano CCD no presentan una correlación lineal. Esta relación no-lineal se representa por medio de la función de respuesta radiométrica  $f$ , i.e.  $IMAGE = f(E_{ccd})$ .

## 2.3 Irradiación de un LED

Utilizamos un LED que emite en una longitud de onda de 345 nm para evaluar la cuantificación de irradiación a través del proceso radiométrico inverso de formación de imagen. Por lo cual, es necesario conocer la distribución de irradiación de un LED, que idealmente es considerado un emisor lambertiano, i.e.  $E(r, \theta) = E_0(r) \cos \theta$ , es decir es una función sinusoidal del ángulo de visión ( $\theta$ , ángulo comprendido entre el eje óptico y el observador). Sin embargo, en la práctica hay una dependencia de la forma del semiconductor emisor y su encapsulado que resulta en una potencia  $m$  del coseno, tal como lo menciona Moreno *et al.* [35] Por lo tanto, la distribución de irradiación de un LED se modela con la siguiente ecuación:

$$E(r, \theta) = E_0(r) \cos^m \theta \quad [ \text{W/m}^2 ] \quad (2.1)$$

donde,  $E_0(r)$  es la irradiancia sobre el eje óptico a una distancia  $r$  del LED. El valor de  $m$  esta en función del ángulo medio de emisión  $\theta_{1/2}$  (ver Ec. 2.2), ángulo donde existe la mitad de la irradiación existente a  $0^\circ$ . [35]

$$m = \frac{-\ln 2}{\ln(\cos \theta_{1/2})} \quad (2.2)$$

El valor de  $\theta_{1/2}$  puede proveerlo el fabricante o, si la emisión del LED es simétrica, puede ser obtenido mediante el ancho medio a la mitad del máximo ( $HWHM = FWHM/2$ ) de la emisión, i.e.  $\theta_{1/2} = HWHM$ .

## 2.4 Arreglo experimental

Utilizamos el modelo propuesto por Moreno y Sun [6], el cual consiste en una cámara separada a una distancia  $d_{lens}$  de una pantalla separada a su vez una distancia  $d$  del LED (Figura 2.2). Utilizamos una cámara CCD analógica Sony (XC-EU50, resolución: 720x486), que a través de un convertidor analógico/digital (Intensity Shuttle, Blackmagic design) conectamos a una computadora para obtener y procesar la imagen capturada.

El papel albanene no es un difusor lambertiano ideal, sin embargo, por ser translucido y difusor ha sido utilizado de diferentes maneras. Entre ellas se encuentra la formación de una pantalla táctil ya que la imagen proyectada desde un lado de la hoja de albanene se puede ver en el lado opuesto de la hoja,[41] y como pantalla difusora para iluminar y buscar fotorreceptores sensibles al UV en el ojo de un pez utilizando longitudes de onda de 340 a 740 nm.[42] Por lo cual, decidimos utilizar una hoja de papel albanene como pantalla en el montaje que aquí utilizamos para cuantificar la energía incidente en una pantalla.

En el montaje óptico usado para evaluar la cuantificación de energía, la cámara, la hoja de “albanene” y el LED SMD (emisión en 345 nm) los colocamos en planos paralelos sobre un mismo eje. El LED emite radiación con una distribución de intensidad angular dada por  $I(\theta, \phi)$ , dicha radiación incide en la pantalla, y la cámara CCD graba una imagen (*IMAGE*) de la distribución de intensidades.

En la [Figura 2.5](#) se muestra el montaje experimental utilizado para cuantificar la energía irradiada. El cono de emisión del LED al incidir sobre la pantalla forma un spot que es capturado por la cámara y corresponde a la distribución angular de la irradiación.

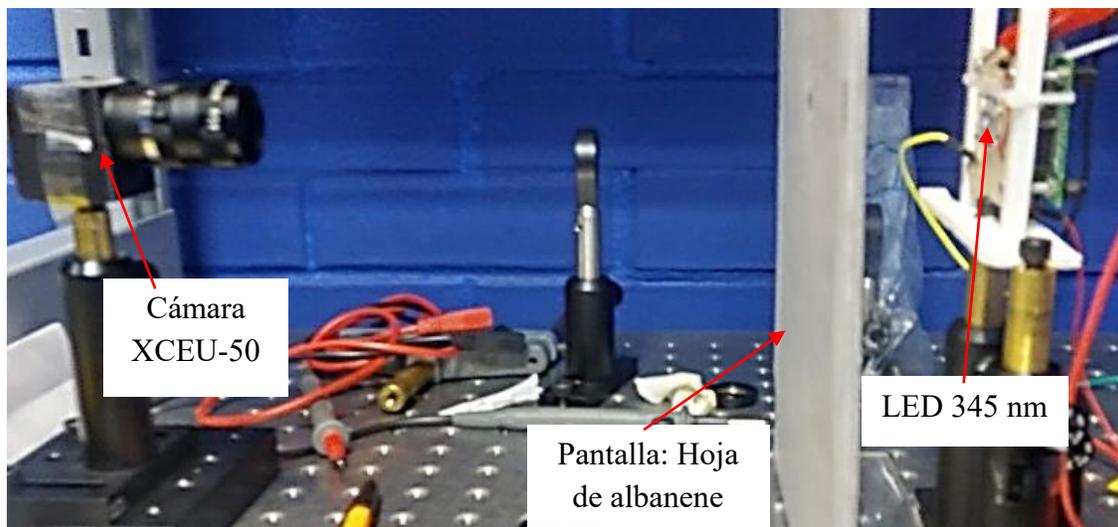


Figura 2.5 Arreglo experimental utilizado para evaluar la cuantificación de energía incidente en la pantalla

Una cámara tiene varios parámetros que provocan variación en la respuesta del nivel de gris en la fotografía generada por el sensor de imagen, entre estas se encuentran el ajuste de gamma, tiempo de exposición y ganancia [6]. Por lo cual, en la cámara XCEU50, el ajuste de gamma se mantuvo apagado, y el tiempo de exposición y ganancia se mantuvieron constantes para todas las fotografías utilizadas en las secciones siguientes, tanto para los parámetros involucrados en la formación de imagen como en la evaluación de resultados. Para reducir la incertidumbre en la medición, se capturó video por 4 segundos y se promediaron los fotogramas del video.

## 2.5 Obtención de fotografías

Previo a obtener las imágenes, verificamos que la pantalla estuviera en la distancia focal de la lente mediante una hoja cuadriculada. En la [Figura 2.6a](#) se observa una fotografía donde se ve claramente definida la cuadrícula y por ende, la verificación de la distancia focal del sistema. Posteriormente, para obtener la imagen *IMAGE*, del video obtenido de la pantalla iluminada, extrajimos los  $i_{max}$  fotogramas (*FRAME*) del video y se promediaron para obtener la imagen *IMAGE* a utilizar en la cuantificación radiométrica, i.e.  $IMAGE = \frac{\sum_1^{i_{max}} FRAME_i}{i_{max}}$ . Finalmente, para comprobar que el LED estuviera en el eje óptico de la cámara, y dando por hecho que el patrón de emisión de un LED es simétrico, analizamos los ejes centrales horizontal y vertical (i.e. arreglo lineal de pixeles) de la fotografía. En la [Figura 2.6b](#) y [Figura 2.6c](#) mostramos que el pico de intensidad del LED, para 2 corrientes de alimentación del LED y 2 distancias a la pantalla  $d_{lens}$  diferentes, coincide con los ejes centrales vertical y horizontal respectivamente, lo que indica que el LED se encuentra en el centro del eje óptico de la cámara.

a)

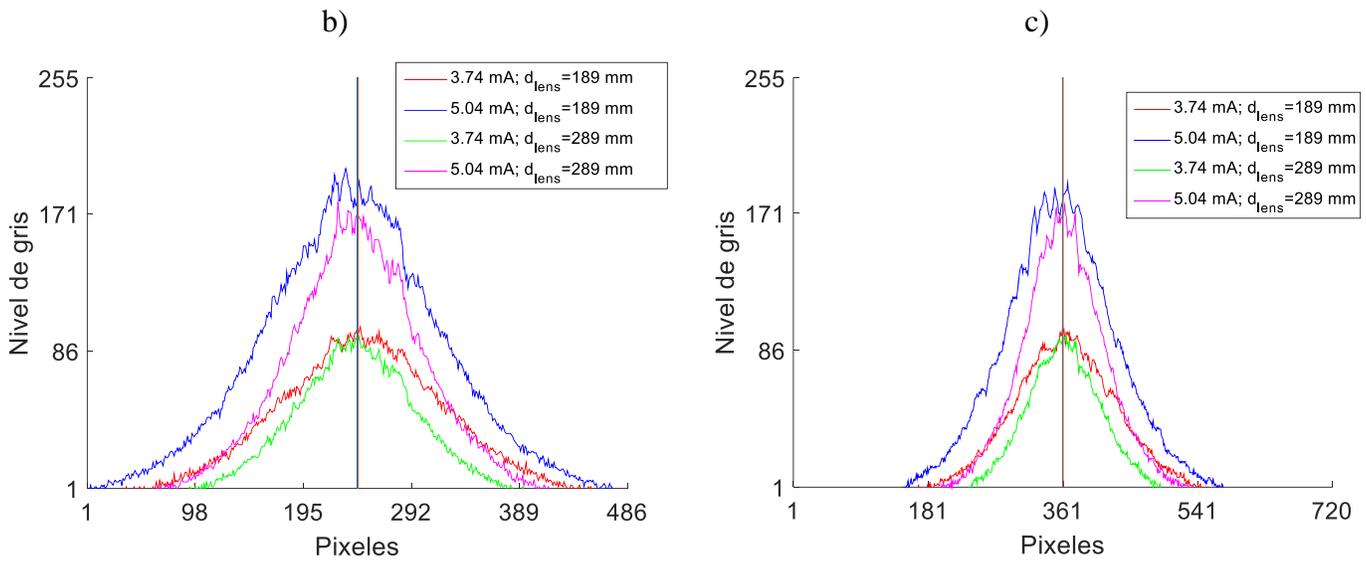
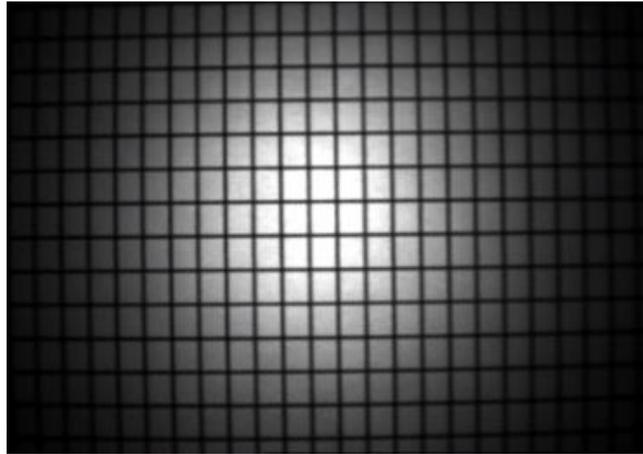


Figura 2.6 a) Mediante una cuadrícula claramente definida en fotografía comprobamos que la pantalla se encuentra en la distancia focal. b) Arreglo lineal de píxeles vertical y c) horizontal mostrando que el pico de intensidad coincide con los ejes vertical y horizontal respectivamente, y por ende indicando que el LED se encuentra en el eje óptico de la cámara.

## 2.6 Determinación de parámetros radiométricos

Moreno y Sun [6] para su modelo de medición tridimensional del patrón de radiación de un diodo LED necesitan obtener dos parámetros, la función  $F$  y la función angular  $A(\theta)$ . Esta última función  $A(\theta)$  engloba los efectos angulares de  $C4$ ,  $VG$  y transmitancias. Para calcular  $Esc$  a partir de la información radiométrica de la imagen y establecer si el modelo y

metodología son aptos para evaluar y caracterizar fuentes extendidas de excitación, es necesario conocer los valores de los parámetros  $T_{sc}$ ,  $C4$ ,  $VG$ ,  $Tlens$  y  $F$ , los cuales influyen en su formación (Figura 2.3). Por lo cual, a continuación, se explica la obtención de cada uno de ellos.

### 2.6.1 Transmitancia de la pantalla

Para obtener la transmitancia de la pantalla (i.e. hoja de papel albanene) utilizamos un espectrofotómetro comercial (Cary 5000 UV-Vis-NIR, Agilent) y su aditamento para películas delgadas. Dado que el LED utilizado para evaluar el sistema y el modelo emite en 345 nm, la transmitancia de la pantalla a 345 nm es de 5.3755% como se observa en la Figura 2.7 (punto rojo).

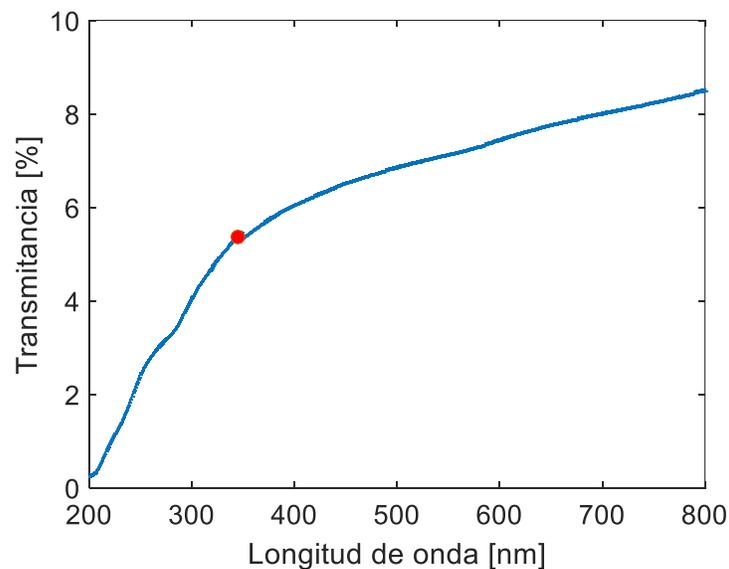


Figura 2.7 Transmitancia de la pantalla de papel albanene.

### 2.6.2 Ley del coseno a la cuarta

Esta ley indica el factor de atenuación que sufren los puntos de un objeto en el plano imagen más alejados del eje óptico de una lente. [43] El ángulo  $\psi$  como dijimos anteriormente, es el ángulo comprendido entre un rayo proveniente de un punto del objeto  $P_{obj}$  y el eje óptico de la lente (Figura 2.8). [6] Esto se explica suponiendo que cada punto del objeto actúa como un emisor lambertiano y el cono de luz, con intensidad  $I_{obj}$ , que sale

de dicho punto con una inclinación de  $\psi$  llegará con la misma inclinación a la pupila de entrada de la lente, por lo que tendrá una atenuación de  $\cos \psi$  tanto al emitirse del punto como al incidir en la lente. De igual forma, al pasar la pupila de salida de la lente y llegar al plano imagen, lo hará con la misma inclinación con que llegó a la lente y para ese momento habrá sido atenuado en cuatro ocasiones  $\cos \psi$ , por lo que llegará al plano imagen con una intensidad  $I_{img}$  (i.e.  $C4 = I_{img}$ ) que se representa con la siguiente ecuación: [43]

$$I_{img} = I_{obj} \cos^4 \psi \text{ [W]} \quad (2.3)$$

Al ser  $\psi$  el ángulo comprendido entre un rayo y el eje óptico, entonces  $I_{img}$  es una función del ángulo  $\theta_{ij}$ :

$$\psi(\theta_{ij}) \approx \arctan[(d/d_{lens}) \tan \theta_{ij}] \text{ [}^\circ\text{]} \quad (2.4)$$

donde  $\theta_{ij}$  es el ángulo correspondiente a la posición  $i, j$  del pixel y es igual a la siguiente ecuación:

$$\theta_{ij} = \arctan \left[ \frac{1}{d} \sqrt{\frac{(H/2-i)^2}{m_H^2} + \frac{(V/2-j)^2}{m_V^2}} \right] \text{ [}^\circ\text{]} \quad (2.5)$$

La ecuación 2.3, en complemento con las ecuaciones 2.4 y 2.5, se utilizó para calcular el valor de  $C4$  en cada diferencial de área de la pantalla equivalente a la posición del pixel en la imagen.

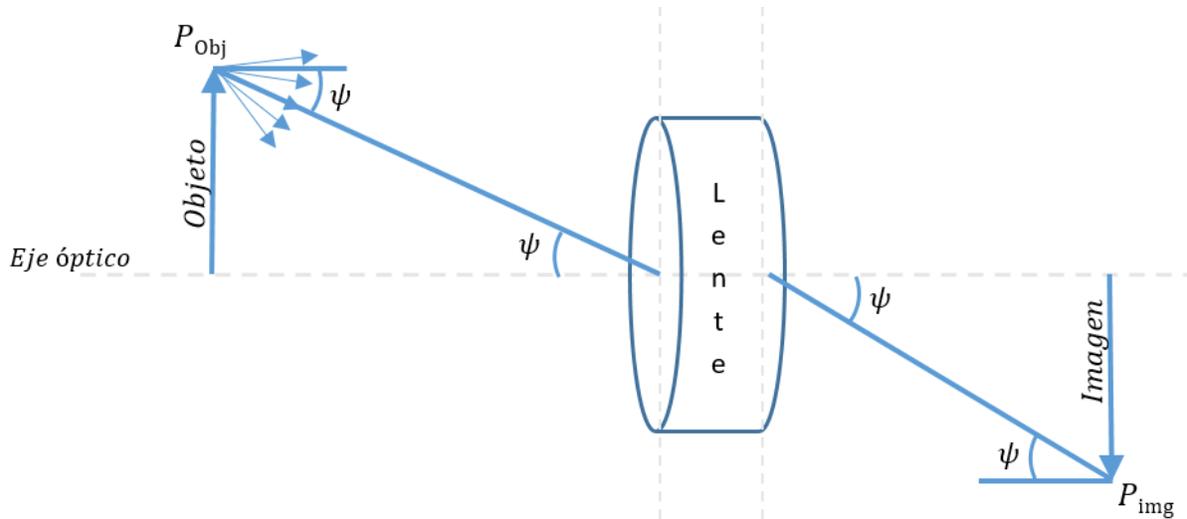


Figura 2.8 Representación de la ley del coseno a la cuarta para un rayo con inclinación  $\psi$  emitido del plano objeto:  $\cos^4 \psi$

### 2.6.3 Viñeta

Al igual que  $C4$ , la viñeta  $VG$  es una pérdida de intensidad en la luz que forma la imagen a la salida de un sistema óptico dependiente de la posición en el plano imagen. La viñeta provoca un desvanecimiento de intensidad en la periferia de la imagen formada debido al tamaño efectivo de la apertura del stop que bloquea un conjunto de rayos incidentes. [44]

De acuerdo a Yu, [44] los métodos de obtención de la viñeta se pueden categorizar de dos maneras: por búsqueda en tabla (LUT, por sus siglas en inglés Look Up Table), donde la tabla es de la dimensión de la imagen y cada casilla sería un pixel, y en aproximación a la distribución de factores de corrección. El método LUT tiene la desventaja de requerir más espacio de almacenamiento de acuerdo al tamaño de la imagen; sin embargo, es el más preciso. Por lo cual, aquí utilizamos el método LUT para obtener el valor de corrección de  $VG$  en cada pixel.

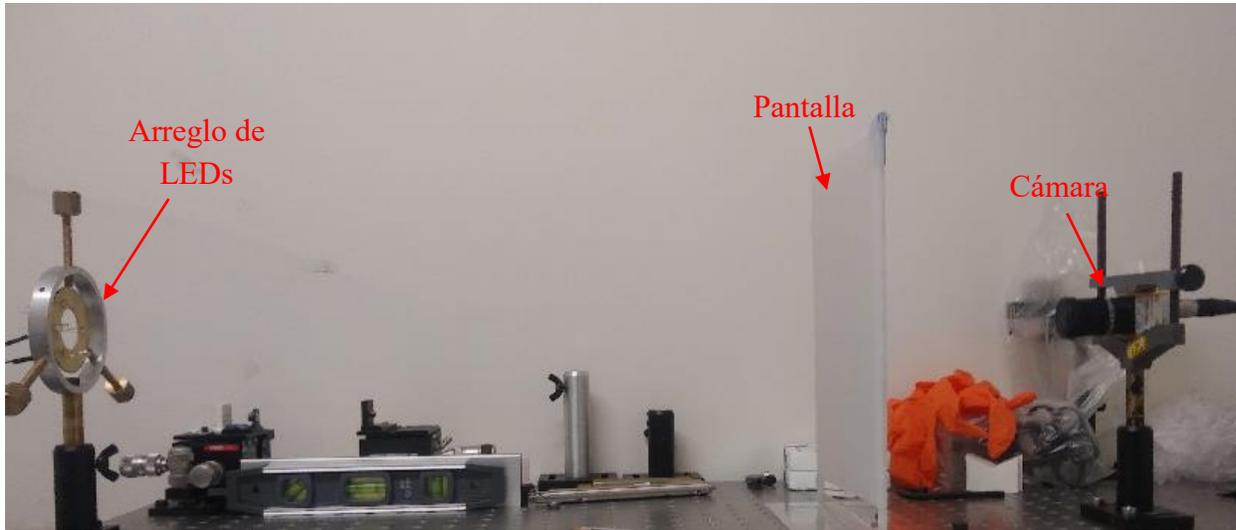


Figura 2.9 Montaje utilizado para obtener factor de corrección de VG

Para obtener el factor de corrección de viñeta de la lente de la cámara, utilizamos un montaje semejante al descrito por Yu [44], quien utiliza una fuente de iluminación blanca sobre un objeto de referencia con baja reflexión especular. Aquí, como fuente de iluminación uniforme utilizamos una fuente de 6 LEDs equidistantes en arreglo circular (radio 20 mm) modelada con las ecuaciones propuestas por Moreno *et al.* [35] Este arreglo circular lo colocamos en un plano paralelo a una hoja (objeto utilizado como referencia) para iluminarla de forma uniforme a partir de 14.14 mm de separación entre ambos, i.e. de 14.14 mm en adelante la iluminación es uniforme. Mediante la cámara, colocada en el lado contrario al de iluminación (ver Figura 2.9) y sobre el mismo eje óptico, tomamos una fotografía del spot en la pantalla. Para obtener la tabla de VG utilizamos la siguiente ecuación:

$$VG(i, j) = \frac{IMAGE_{max}}{IMAGE_{i,j}} \quad (2.6)$$

donde,  $IMAGE_{i,j}$  es el valor en escala de gris del pixel en la posición  $(i, j)$  y  $IMAGE_{max}$  es el máximo valor encontrado en  $IMAGE$ . Al encontrarse sobre el mismo eje los centros del plano imagen y del plano objeto, el valor de  $IMAGE_{max}$  corresponde a uno de los pixeles en la vecindad del centro de la imagen.

Tomamos fotografías a 3 distancias diferentes entre la pantalla y la lente de la cámara, estas distancias fueron 25, 70 y 171 mm. En la [Figura 2.10](#) se observan los factores de corrección calculados a partir de la ecuación 2.6 para cada distancia. Se observa que no existe afectación de VG en el centro de la imagen donde  $VG=1$  y la mayor afectación se encuentra en las esquinas de la imagen, siendo el factor de corrección entre 1 y 2, lo cual coincide con lo mencionado y mostrado por Yu [44].

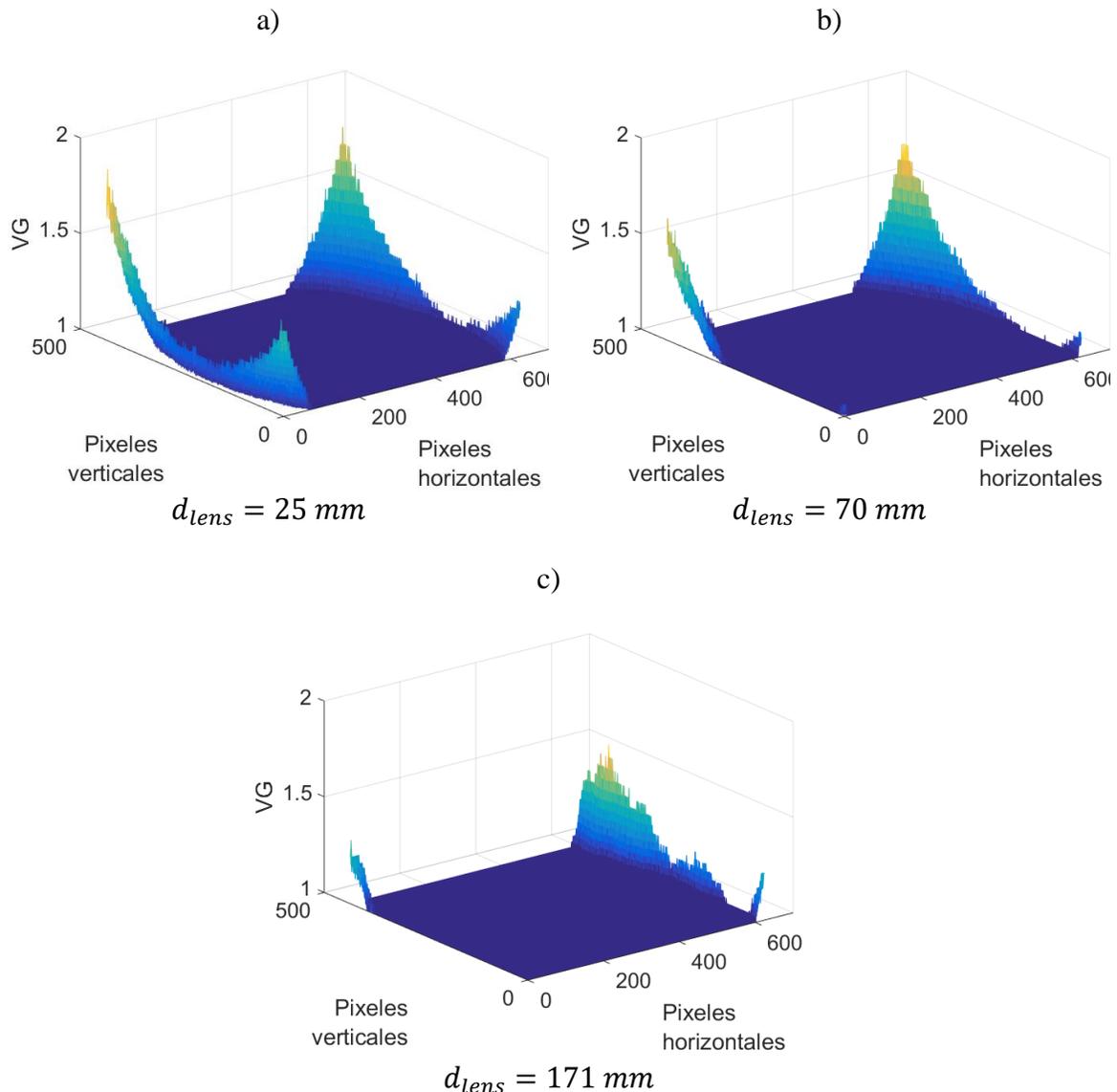
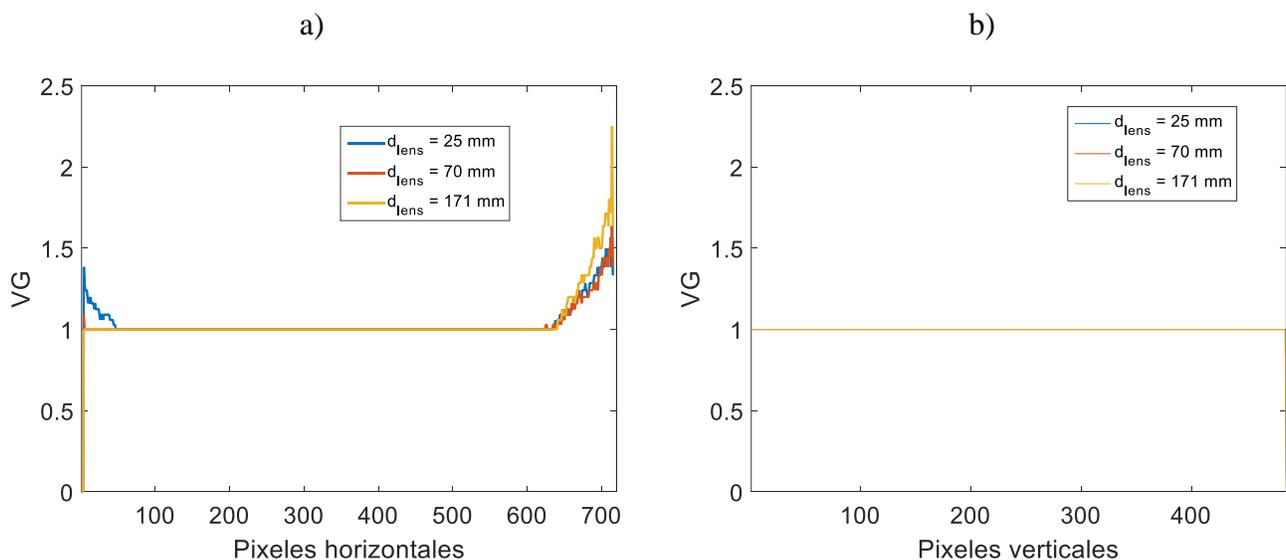


Figura 2.10 Factor de corrección de VG por el método de LUT para  $d_{lens}$  de 25, 70 y 171 mm.

Las 3 cámaras evaluadas por Yu [44] necesitan un mayor factor de corrección en las esquinas de un lado que en el otro. En otro de sus resultados muestra la distribución 2-D de

los factores de corrección de VG, del cual grafica el perfil de corrección central horizontal, el cual pareciera ser casi simétrico, pero no grafica el perfil vertical que en la distribución 2-D pareciera que solo hay afectación de la viñeta en unos de sus lados y no en el otro. Esto coincide con los resultados de viñeta mostrados en la [Figura 2.10](#) para la lente utilizada en el montaje para cuantificar la energía incidente en una superficie (ver [Figura 2.5](#)).

En la [Figura 2.11](#) mostramos los perfiles centrales de cada imagen, tanto vertical como horizontal, y se puede observar que para la lente utilizada en la cámara, el factor de corrección de VG en el eje vertical es 1, es decir no hay afectación de la viñeta para el rango de distancias entre 25 a 171 mm. Y para el eje horizontal, desde el pixel 1 hasta el 46 hay afectación de viñeta para la distancia de 25 mm, pero para las distancias de 70 y 171 mm no hay esa afectación en ese lado periférico. Contrario al otro extremo del mismo eje, donde a partir del pixel 635 para las 3 distancias se presenta afectación de la viñeta. Esto coincide con los resultados que muestra Yu [44], donde sus graficas muestran que el factor de corrección no necesariamente es siempre simétrico en el plano imagen.

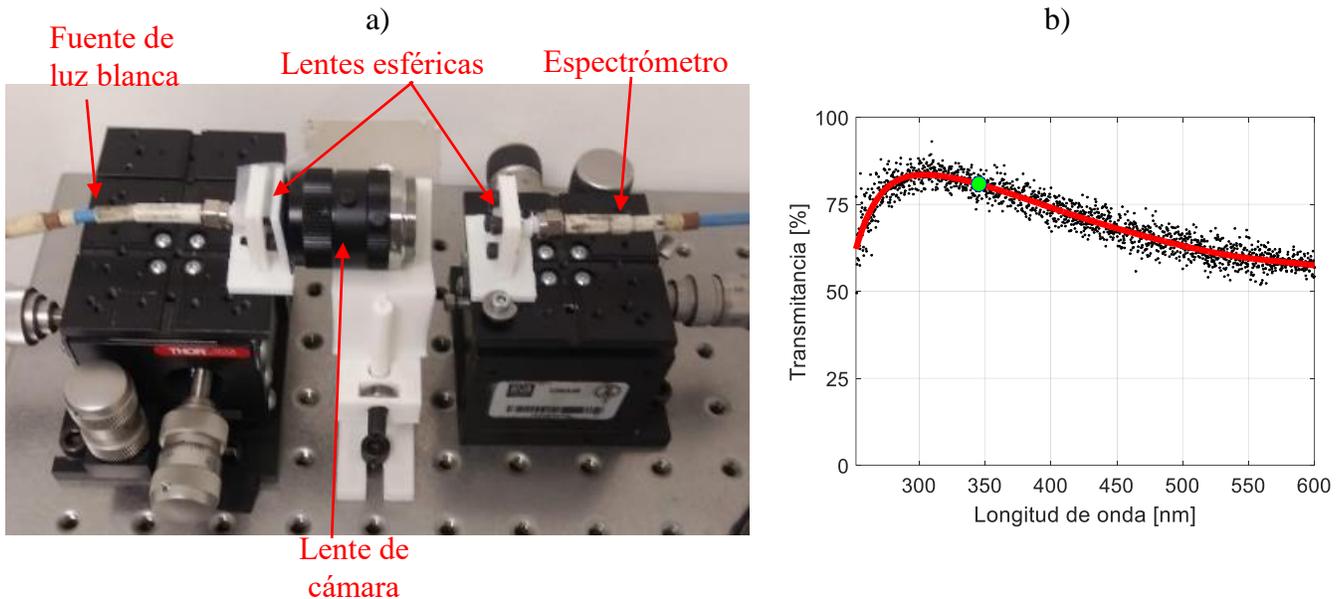


*Figura 2.11 Perfil central, a) horizontal y b) vertical, de corrección de VG para cada  $d_{lens}$*

En el modelo experimental se utilizaron, mediante el método LUT, los valores de afectación de viñeta correspondiente a la distancia de  $d_{lens} = 171$  mm.

## 2.6.4 Transmitancia de lente

El fabricante de la lente provee una gráfica de la transmitancia general para este tipo de lente. Sin embargo, para corroborar la información y contar con la transmitancia de nuestra lente utilizamos el montaje de la [Figura 2.12a](#) para obtener el espectro de transmitancia. El montaje utiliza una fuente de luz blanca, un espectrómetro y 2 lentes esféricas para acoplar la luz a fibras ópticas. La transmitancia obtenida se muestra en la [Figura 2.12b](#), donde en puntos negros se observan los valores experimentales y con línea roja se muestra el comportamiento de la transmitancia en función de la longitud de onda, el cual es comparable con la gráfica que ofrece el proveedor (Anexo A). El punto verde indica la transmitancia de 80.83% para 345 nm, longitud de onda aquí utilizada.



*Figura 2.12 Obtención de transmitancia de lente. a) Montaje utilizado para determinar la transmitancia de la lente. b) Transmitancia de la lente. El punto verde indica la transmitancia de 80.83% para 345 nm, longitud de onda utilizada en el modelo evaluado.*

## 2.6.5 Función F

La función  $F$ , es una relación de las lecturas de radiación en la cámara y el brillo en la imagen. Representa la energía que llega al sensor de imagen ( $E_{ccd_{ij}}$ ), i.e  $E_{ccd_{ij}} = F(IMAGE_{ij})$ . Se modela mediante la siguiente ecuación:[45]

$$F(IMAGE_{ij}) = G \left( \frac{IMAGE_{ij}}{2^n - 1} \right)^\gamma \quad [W] \quad (2.7)$$

donde,  $G$  representa la ganancia,  $n$  la profundidad en bits de la imagen y  $\gamma$  es la potencia que relaciona el brillo en la imagen con la energía incidente en el sensor, es el modo gamma en una cámara.

De acuerdo a Zghal y ElMaraghy,[45]  $F$  puede ser fácilmente obtenida mediante la captura de imágenes de una tabla de grises para calibración. Sin embargo, aquí utilizaremos el método de Moreno y Sun,[6] quienes utilizaron un filtro de densidad neutra (ND, por sus siglas en inglés) escalonado para ajustar la potencia óptica. Para cuantificar la energía mediante imagen es necesario conocer la energía incidente en el sensor, lo cual no puede lograrse con el método de Zghal y ElMaraghy. Sin embargo, aunque Moreno y Sun utilizan un filtro ND para lograr su objetivo de obtener el patrón de radiación solamente necesitaron una calibración del brillo en el rango de 0 a 1, es decir obtuvieron de forma normalizada la relación de irradiación en el sensor respecto al nivel de grises (i.e.  $F$  normalizada).

Para obtener el valor de  $F$  en función del nivel de grises, utilizamos el montaje de la [Figura 2.13](#), el cual consiste en un LED (@ 345 nm) que emite hacia una lente plano-convexa que enfoca sobre un filtro ND de la rueda para posteriormente formar la imagen del emisor en el sensor de la cámara mediante una segunda lente plano-convexa, no sin antes filtrar espacialmente mediante un pin-hole. Antes de colocar el sensor de la cámara y sin filtros ND, colocamos un radiómetro para obtener la energía total. Después de conocer el valor de la irradiancia en el sensor, colocamos los filtros ND y la cámara y se tomaron las imágenes a distintas densidades ópticas (i.e. diferentes filtros ND).

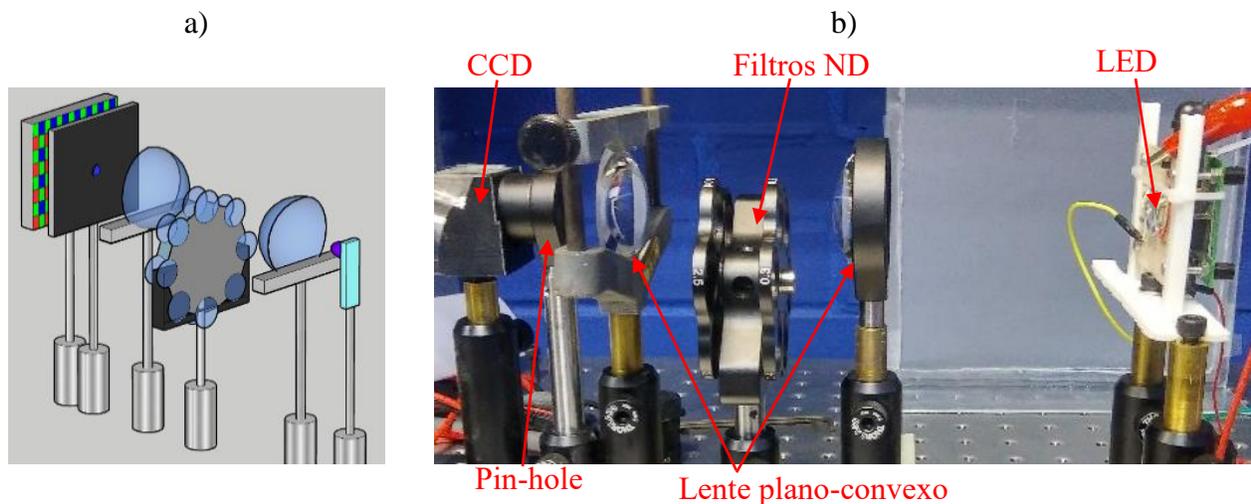


Figura 2.13 a) Esquemático y b) fotografía del montaje utilizado para determinar la  $F$  del sensor CCD de la cámara.

Las lentes plano-convexas las colocamos de tal manera que formáramos imagen del semiconductor emisor de luz en el centro del sensor CCD. En la [Figura 2.14](#) mostramos una fotografía obtenida con el montaje, donde se observa en el centro la imagen del semiconductor emisor del LED, misma que prueba que el sensor se encontraba en la distancia focal de la lente.

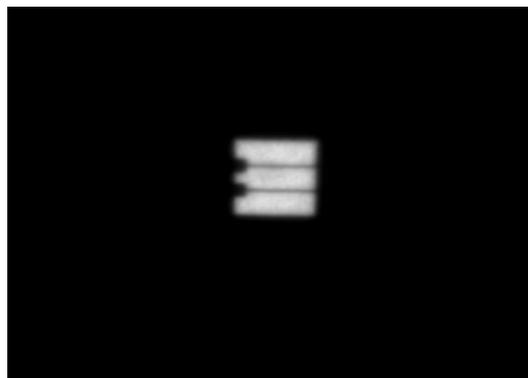


Figura 2.14 Imagen formada en el sensor CCD para obtener los valores de  $F$

Normalmente la función  $F$  debe cubrir el rango dinámico completo de la cámara dentro del rango de la escala de grises (i.e. de 0-255), tal que la saturación de la cámara defina el límite superior de la función  $F$ . Sin embargo, al no disponer de los filtros ND necesarios ([Figura 2.13](#)), solamente pudimos obtener la función  $F$  en el rango de 0 a 170 en nivel de gris, límite superior del actual sistema.

En la [Figura 2.15](#) mostramos mediante puntos negros los valores experimentales de potencia en función del nivel de gris. Sabiendo que la profundidad en bits de la imagen es 8 bits,  $n = 8$ , y utilizando los valores de  $G = 4.57$  y  $\gamma = 0.8992$ , obtenidos mediante algoritmos genéticos y la ecuación 2.7, se obtuvo la mejor aproximación de la función  $F$  por medio de dicha ecuación (línea azul en la [Figura 2.15](#)), con  $RMSE = 0.1407$  pW.

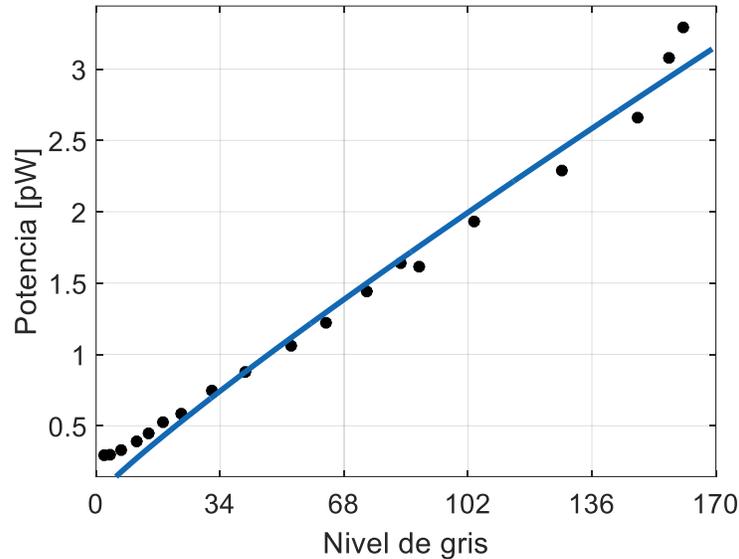


Figura 2.15 Función  $F$ : Potencia en función del nivel de gris de la imagen.

## 2.7 Irradiación en pantalla (Esc)

Para obtener  $Esc(\theta_{ij}, \phi_{ij})$  a partir de la imagen  $IMAGE_{ij}$ , donde  $(i, j)$  es la posición del pixel, basta con invertir el proceso de formación de imagen (sección 2.2). Para lograrlo, primero necesitamos conocer la energía  $Eccd_{ij}$  que llegó a cada pixel, y con lo obtenido en la sección 2.6.5 quedaría de la siguiente forma:

$$Eccd_{ij} = 4.57 \left( \frac{IMAGE_{ij}}{255} \right)^{0.8992} \text{ [pW]} \quad (2.8)$$

Una vez obtenida  $Eccd_{ij}$  es posible obtener la emitancia  $Ms(\theta_{ij}, \phi_{ij})$  con la siguiente ecuación:

$$Ms(\theta_{ij}, \phi_{ij}) = \frac{Ecc d_{ij}}{C4(\theta_{ij}) * VG_{ij} * \Gamma_{lens}} \text{ [pW]} \quad (2.9)$$

Posteriormente, mediante la siguiente ecuación obtenemos la energía que llega a la pantalla  $Isc(\theta_{ij}, \phi_{ij})$ :

$$Isc(\theta_{ij}, \phi_{ij}) = \frac{Ms(\theta_{ij}, \phi_{ij})}{T_{sc}} \text{ [pW]} \quad (2.10)$$

Sustituyendo los valores constantes obtenidos en la sección 2.6, quedaría de la siguiente forma:

$$Isc(\theta_{ij}, \phi_{ij}) = \frac{4.57 \left( \frac{IMAGE_{ij}}{255} \right)^{0.8992}}{C4(\theta_{ij}) * VG_{ij} * 0.8083 * 0.0538} \text{ [pW]} \quad (2.11)$$

donde, el valor de  $C4 = \cos^4 \psi$ , y  $\psi$  se obtiene con la ecuación 2.4. El valor de  $VG_{ij}$  se obtendrá de la matriz de la [Figura 2.10c](#).

Aquí la coordenada  $\theta_{ij}$  se obtiene de la ecuación 2.5 y la coordenada esférica  $\phi_{ij}$  con la siguiente ecuación. (ver [Figura 2.4](#)):

$$\phi_{ij} = \arctan \left[ \frac{m_H(V/2 - j)}{m_V(H/2 - i)} \right] \text{ [}^\circ \text{]} \quad (2.12)$$

Los parámetros  $m_H = H/H_s$  y  $m_V = V/V_s$  son la amplificación de la cámara en las direcciones horizontal y vertical respectivamente. El tamaño en pixeles de la imagen capturada es  $H \times V$  y  $H_s \times V_s$  es el tamaño de la porción de la pantalla que es capturada en la imagen. Por lo tanto, la amplificación puede ser fácilmente medida para el sistema de lentes seleccionado de la cámara. Debido a la geometría del pixel o al proceso de transferencia-escaneo de la cámara (i.e. transferencia de la energía capturada a la imagen digital), la amplificación  $m_H$  puede ser diferente de  $m_V$ .

Con la ecuación 2.11 podemos obtener la energía, en pico-watts, incidente en cada posición  $(\theta_{ij}, \phi_{ij})$  de la pantalla dentro del área  $H_s \times V_s$ , por lo tanto, para obtener la distribución de irradiación  $\text{Esc}(\theta_{ij}, \phi_{ij})$  en el área de incidencia es necesario dividir sobre cada diferencial de área de la pantalla ( $A_{px}$ ) equivalente a un pixel en la imagen:

$$\text{Esc}(\theta_{ij}, \phi_{ij}) = \frac{\text{Isc}(\theta_{ij}, \phi_{ij})}{A_{px}} \quad (2.13)$$

En este capítulo se utilizaron la ecuación 2.11 y 2.13 para obtener, a partir de una imagen, la potencia total emitida por un LED y la distribución de irradiación sobre la pantalla, respectivamente.

## 2.8 Resultados

Manteniendo la distancia  $d$  constante en 63.43 mm y variando  $d_{lens}$  de 189 a 289 mm, tomamos fotografías del spot proyectado por el LED variando la corriente eléctrica de este de 3 a 5 mA. Utilizando las ecuaciones 2.11 y 2.13 para calcular la potencia total emitida y la irradiación sobre la pantalla, y comparar con el valor real se obtuvo que en ambas ecuaciones hacía falta una ganancia  $K$ .

### 2.8.1 Potencia total emitida por el LED

Al incidir toda la energía emitida del LED en la pantalla y el spot en ella ser captado por la cámara, utilizamos la ecuación 2.11 para obtener la potencia  $P$  total emitida. Al comparar los resultados obtenidos ( $P_{exp}$ ) con la ecuación 2.11 con el valor real ( $P_{real}$ ), resultó que era necesario utilizar una ganancia  $K = P_{real} / P_{exp}$  para aproximar los resultados.

En la [Figura 2.16](#) mostramos la ganancia  $K$  obtenida en función de la corriente eléctrica y de  $d_{lens}$ . Se observa que  $K$  disminuye al aumentar la corriente del LED y se incrementa al aumentar  $d_{lens}$ . Con esto, se puede deducir que para obtener mediante el modelo la potencia total emitida por el LED, además de  $C4$ ,  $VG$ ,  $F$  y transmitancias, falta

considerar una variable en función de  $d_{lens}$  y de un factor equivalente a la corriente eléctrica (semejante a escala de grises de la imagen).

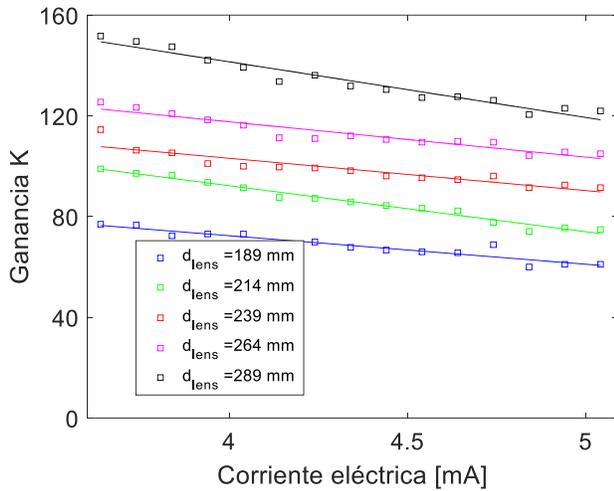


Figura 2.16 Ganancia  $K$  para potencia total emitida por el LED

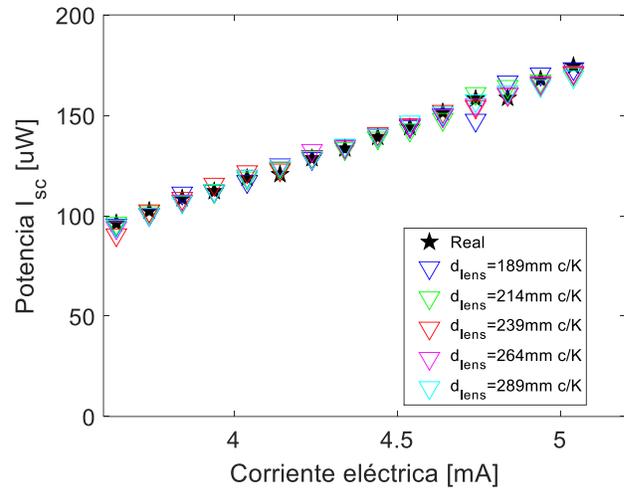


Figura 2.17 Potencia total aplicando la función de  $K$

Al ser la aproximación de ganancia para cada  $d_{lens}$  una función lineal, y no valores aleatorios, no es válido obtener el promedio de  $K$  ya que el error se incrementaría conforme se aleje del valor promedio  $K$ . Sin embargo, al multiplicar la ecuación 2.11 por la función  $K$  de cada distancia  $d_{lens}$  los resultados son bastante cercanos al valor real, siendo  $5.75 \mu\text{W}$  el máximo error en el rango de  $d_{lens}$  de 189 a 289 mm (Figura 2.17)

## 2.8.2 Distribución de irradiación en un eje

Utilizamos la ecuación 2.13 para calcular la distribución de irradiación en un eje. Para comparar los resultados obtenidos se utilizó el modelo de irradiación de un LED (Ec. 2.1), por lo cual fue necesario calcular el valor de  $\theta_{1/2}$  para obtener el valor de  $m$  con la ecuación 2.2. El valor de  $\theta_{1/2}$  lo obtuvimos calculando el HWHM del perfil de irradiación obtenido del eje central de la fotografía.

Obtuvimos que  $\theta_{1/2} = 10.37^\circ$  y en consecuencia  $m = 42.09$ . El valor de  $m$  obtenido coincide con lo mencionado por Moreno *et al.* [35] sobre que generalmente los LEDs típicos tienen valores de  $m > 30$ , y la caída de intensidad con el ángulo de visión es pronunciada.

Sin embargo, al igual que para el caso de la potencia total emitida, es necesario una ganancia  $K = E_{modelo} / E_{exp}$  en la ecuación 2.13. En la [Figura 2.18](#) mostramos las ganancias para cada  $d_{lens}$  en función de la corriente eléctrica. A diferencia de la ganancia para la potencia total, en este caso la ganancia presenta valores aleatorios dentro de un determinado rango para cada  $d_{lens}$ . Por lo cual es posible obtener una ganancia  $K$  promedio para  $d_{lens}$ , la cual tiene un comportamiento lineal como se observa en la [Figura 2.19](#), y se modela con la siguiente ecuación:

$$K = 0.15108d_{lens} - 18.537 \quad (2.14)$$

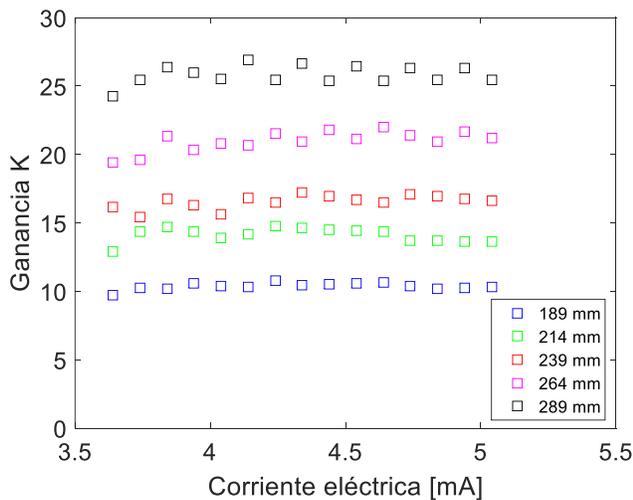


Figura 2.18 Ganancia  $K$  para distribución de irradiación

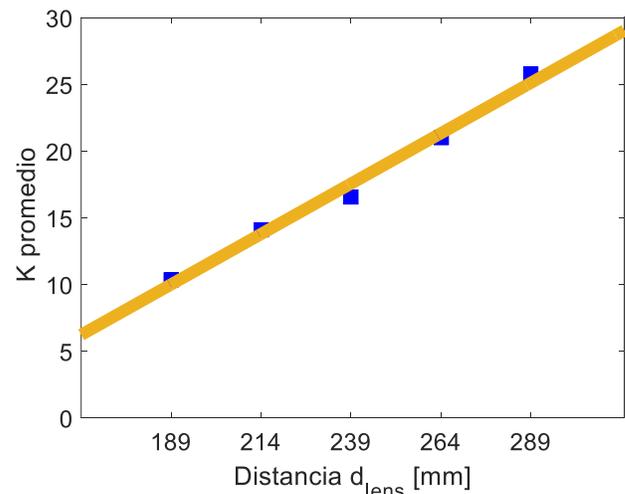


Figura 2.19  $K$  promedio en función de  $d_{lens}$  para distribución de irradiación

La diferencia en la dependencia de  $K$  para la potencia total incidente y la irradiación, donde la primera depende tanto de la corriente eléctrica a través del LED y la segunda solamente de la distancia  $d_{lens}$  se debe al patrón de radiación del LED utilizado. Donde los extremos del patrón de radiación al tener tan baja energía e incidir en la pantalla su transmitancia se puede considerar cero, esto podría explicar por qué al incrementar el ángulo de visión aumenta el error en la [Figura 2.20](#). Sin embargo, en un trabajo futuro, sería necesario la medición de dicho patrón, la cual se podría hacer mediante un gonio-radiómetro. Otro factor que podría influir es la forma de la región emisora del LED y su encapsulado, de acuerdo a lo mencionado por Moreno *et al.*[35]

Al aplicar la ganancia  $K(d_{lens})$  de la [Figura 2.19](#) (Ec. 2.14) a la ecuación 2.13, los resultados de irradiación tuvieron un error máximo de  $0.004 \text{ W/m}^2$ . En la [Figura 2.20](#) mostramos los resultados de distribución de irradiación con la ganancia  $K$  para fotografías de emisión del LED con corrientes eléctricas de 4.04, 4.54 y 5.04 mA a tres distancias  $d_{lens}$  diferentes.

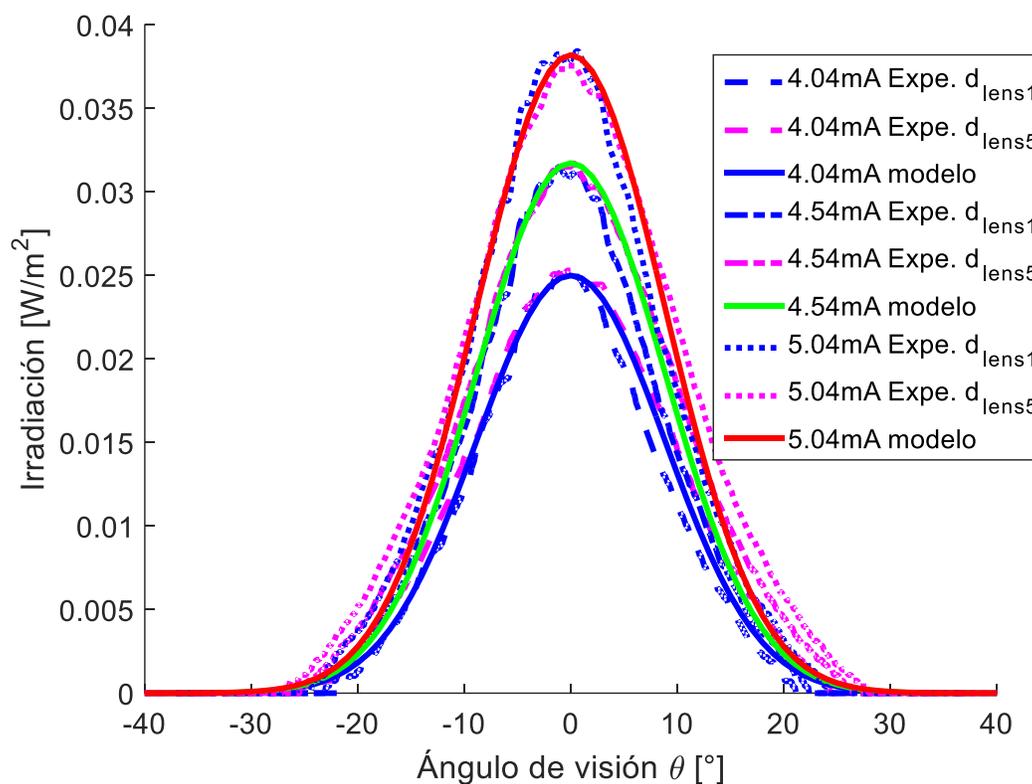


Figura 2.20 Resultado de perfil de irradiación sobre la pantalla. Donde  $d_{lens1} = 189 \text{ mm}$  y  $d_{lens5} = 289 \text{ mm}$

La hoja de papel albanene, utilizada de pantalla, como la mayoría de las películas posee características de esparcimiento, esto causa que la cámara no pueda captar toda la luz emitida después de la pantalla. Esta propiedad puede ser una de las causas del factor  $K$  obtenido. Sin embargo, será necesario, en un estudio posterior, medir esta propiedad, uno de los métodos de medición puede ser el propuesto por Kim y Seo,[46] quienes utilizan un método de análisis tridimensional utilizando una cámara y un difusor.

## 2.9 Conclusiones

Para calcular la irradiación a partir de la formación radiométrica de imagen, además de los factores mencionados de  $VG$ ,  $C4$  y transmitancias es necesario tomar en cuenta otra variable. De lo contrario la ganancia  $K$  obtenida para el modelo utilizado no tendría valores altos.

El error en la irradiación de la pantalla calculada a partir de los factores radiométricos aumenta conforme el ángulo de visión se aleja del centro de emisión. Sin embargo, el error es menor cuando el ángulo de visión es 0, es decir en el centro de la imagen. Lo anterior indica que, a partir de los factores radiométricos, una mejor aproximación de la irradiación se lograría si se realizara un barrido en 2 ejes, en un plano paralelo a la pantalla, con la cámara.

Con las ganancias obtenidas es posible utilizar el sistema para obtener la distribución de irradiación de la fuente sobre una superficie. Al aplicarlo a fuentes de luz utilizadas en sistemas de excitación de autofluorescencia, esto nos daría una mayor aproximación de la irradiación sobre el tejido y por ende la certeza que se está cumpliendo con el estándar de radiación permitida por la ANSI.

## Capítulo 3

### Películas de PMMA dopadas con fósforos

#### 3.1 Introducción

Como mencionamos en el capítulo 1, la proliferación celular en tejido, que se ve afectada por enfermedades crónicas, puede ser evaluada captando en imagen la fluorescencia intrínseca del triptófano en el rango UVA a 345 nm [32], [40]. Para lograr lo anterior, es necesario el uso de un sensor de imagen con una sensibilidad mínima requerida en 345 nm, pero los sensores típicos tienen poca o nula sensibilidad en el rango UVA [2]. La responsividad del sensor se puede incrementar mediante un recubrimiento fluorescente [5], [47], [48] con pico de absorción en la longitud de onda de interés y pico de emisión cerca de la longitud de onda de máxima sensibilidad del sensor.

En este capítulo reportamos la metodología de fabricación y la caracterización de películas delgadas fluorescentes de dos tipos de fósforos dopados con europio suspendidos en una capa de PMMA. Los fósforos utilizados fueron PTG505/F ( $\text{Ba,Mg}_2\text{Al}_{16}\text{O}_{27}:\text{Eu,Mn}$ , Phosphor Technology) y UKL63/F-U1 ( $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}:\text{Eu}$ , Phosphor Technology), los cuales absorben a 345 nm y emiten a 515 y 625 nm, respectivamente (ver [Figura 3.1](#)). Razón por la cual la eficiencia cuántica (QE) fue evaluada a estas longitudes de onda. Utilizamos la técnica de spin-coating para depositar las películas delgadas fluorescentes. Los resultados mostraron que las películas fabricadas con PTG505/F y UKL63/F-U1 tienen espesor menor que 10  $\mu\text{m}$  y con algunas concentraciones del UKL63/F-U1  $\text{QE} > 1$ .

Para la deposición de las películas utilizamos una solución de polimetilmetacrilato en tolueno (PMMA/tolueno) donde las partículas de fósforos fueron suspendidas. La concentración de fósforos modifica la eficiencia cuántica de fluorescencia y el espesor de la película, este último debe ser igual o menor que el lado más largo del pixel del sensor [47] y de acuerdo a Theuwissen [49] el tamaño promedio del pixel desde el año 2000 es 10  $\mu\text{m}$ .

Entre más delgada sea la película menos afectada será la resolución espacial del sensor de imagen, por lo tanto se estableció 10  $\mu\text{m}$  como el máximo espesor permitido para la película. En este trabajo mantuvimos constante la concentración de PMMA/tolueno y solamente incrementamos la concentración de fósforos en el rango de 10 a 250% del peso del PMMA. Por lo anterior mencionado, es necesario determinar la composición óptima de la película para obtener la más delgada con la mejor eficiencia cuántica posible.

Para decidir la metodología de fabricación y caracterización de las películas fluorescentes y la concentración de PMMA a utilizar en ellas, primeramente, necesitamos fabricar y caracterizar películas de PMMA, por lo cual en la sección 3.3 hablamos sobre estas películas. Posteriormente en la sección 3.4 hablamos sobre las películas fluorescentes, las cuales se fabricaron y caracterizaron con la metodología utilizada en las películas de PMMA.

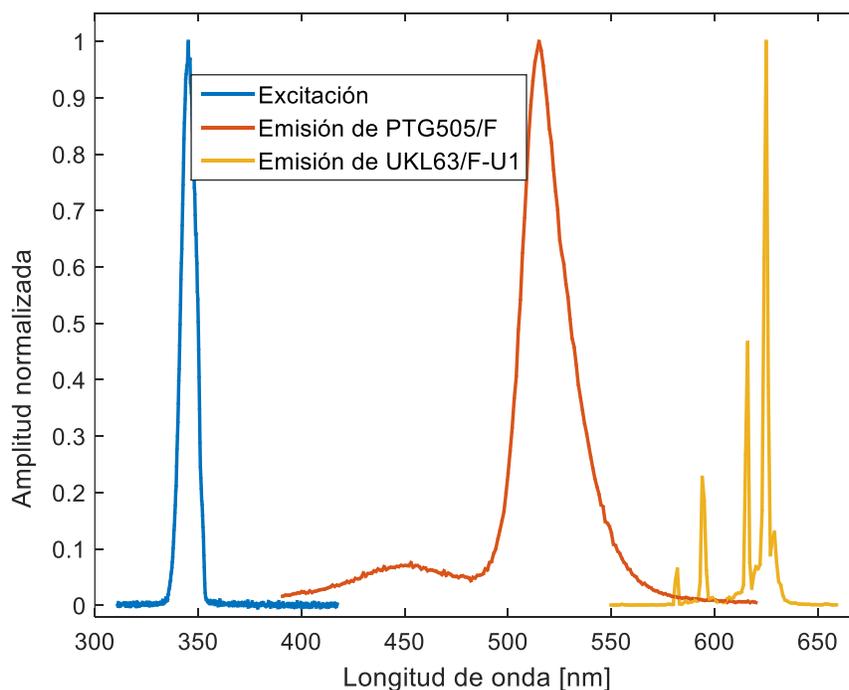


Figura 3.1 Espectros de excitación y fluorescencia de los fósforos

## 3.2 Metodología de fabricación y caracterización de películas

### 3.2.1 Preparación y deposición de películas

Para la deposición de películas se han propuesto diferentes técnicas,[50] algunos ejemplos son métodos químicos, deposición física por vapor, deposición por vapor químico metal-orgánico (MOCVD por sus siglas en ingles), epitaxia de haz molecular (MBE por sus siglas en ingles), deposición por láser pulsado, sputtering, y spin-coating. Entre estas, la deposición física por vapor (e.g. sputtering y deposición por láser pulsado) requieren altas temperaturas y la fácil incorporación de catalizadores en las nano estructuras de la película además de tener poco control y repetibilidad en el proceso. Otros como MOCVD y MBE generalmente están limitados por la poca uniformidad en la muestra, bajo rendimiento en el material y son costosos. Lo anterior, a diferencia de la técnica de spin-coating, donde la deposición ocurre a relativamente bajas temperaturas y no es necesario el uso de catalizadores metálicos. Sin embargo, sus principales desventajas son la falta de eficiencia del material y que los substratos grandes no pueden ser girados a altas velocidades para adelgazar la película. Por otra parte, la técnica de spin-coating proporciona gran repetibilidad, poco tiempo de fabricación, fácil y seguro manejo de los substratos y bajo costo. Considerando las necesidades de sensibilización de un sensor de imagen y posible daño térmico en el mismo, utilizamos la técnica de spin-coating para la deposición de las películas.

Debido a que las partículas de fósforos no podemos simplemente colocarlas en la superficie del sensor de imagen, necesitamos incrustarlos en una estructura (Figura 3.2) adherida a la superficie del sensor. Dicha estructura debe ser resistente y altamente transmisora en el espectro visible, dado que las partículas de fósforos emiten en el visible. Por lo anterior, se escogió como estructura una capa de PMMA, dado que dicho polímero no tiene color, es transparente, resistente a altas temperaturas y no presenta variaciones en su estructura bajo radiación UV.[51] Por lo anterior, previo a la fabricación y caracterización de las películas fluorescentes, fabricamos y caracterizamos películas de PMMA.

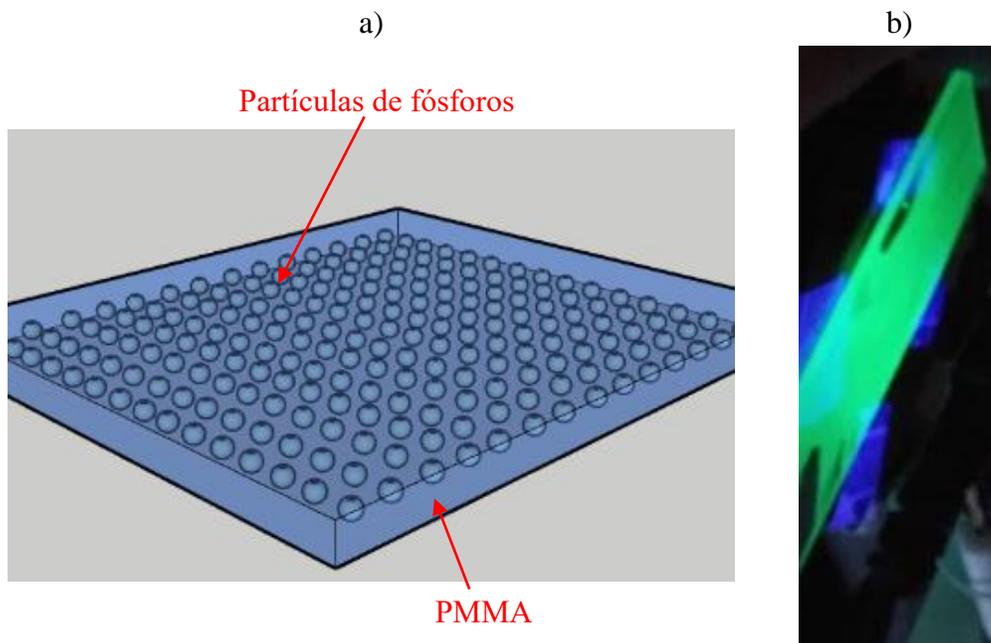


Figura 3.2 Película fluorescente compuesta por partículas de fósforos suspendidos en una capa de PMMA. a) Esquemático de la película fluorescente. b) Película fluorescente fabricada

Los recubrimientos para las películas de PMMA y las fluorescentes consisten en una solución de PMMA/tolueno y una suspensión de partículas de fósforos en PMMA/tolueno respectivamente. Elegimos el tolueno como solvente debido a que el PMMA presenta poca resistencia cuando se le ataca con tolueno, a diferencia si se atacara con otros solventes orgánicos como el ciclohexano y el etilenglicol donde el PMMA presenta más resistencia.[51] El solvente es empleado para mantener el recubrimiento en estado líquido y de esta manera depositar una pequeña cantidad sobre el sustrato colocado en el spin-coating previo al proceso de giro.

La limpieza en el sustrato es un factor importante debido a las películas delgadas, donde el espesor está por debajo de 10  $\mu\text{m}$ . Por lo cual, se utilizaron sustratos nuevos en cada recubrimiento, a los cuales después de colocados en el chuck del spin-coater les agregamos un volumen considerable de acetona que se dejó actuar por unos segundos para posteriormente girar el sustrato mediante el spin-coater y evaporar la acetona en el proceso.

Para la deposición mediante spin-coating (ver Figura 3.3), primeramente depositamos la solución en el sustrato, después el sustrato es acelerado hasta lograr la velocidad deseada

(ver tabla 3.1), durante este proceso el líquido en el sustrato se extiende y el tolueno se evapora dejando una delgada capa polimérica recubriendo el sustrato.

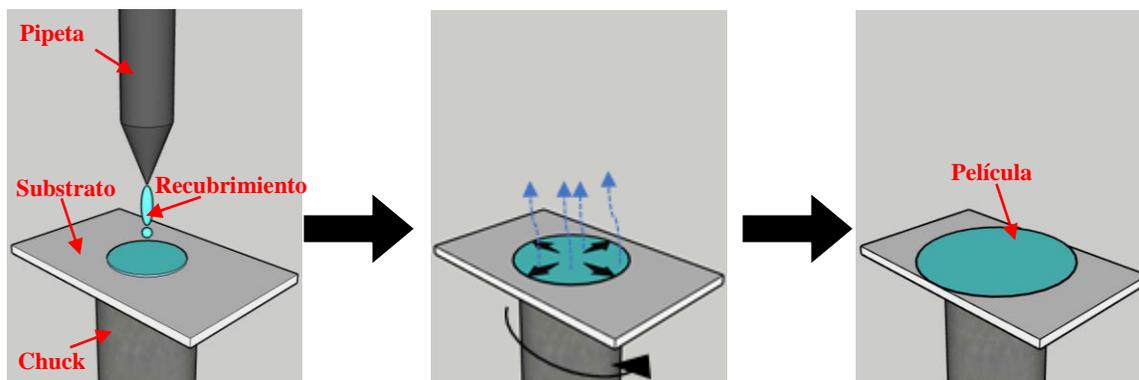


Figura 3.3 Proceso de recubrimiento mediante spin-coater. Primero, mediante una pipeta se deposita el recubrimiento sobre el sustrato adherido al chuck del spin-coater. Después el sustrato se hace girar expandiendo el recubrimiento sobre el sustrato y el solvente se evapora. Finalmente queda una fina película sobre el sustrato.

En la técnica de spin-coating, la aceleración, velocidad, duración de giro y la concentración de los componentes del recubrimiento son los parámetros que determinan el espesor de la película. [50] Por simplicidad, para las películas de PMMA y las fluorescentes, únicamente variamos la concentración de PMMA/tolueno y la concentración de fósforos/tolueno respectivamente en los recubrimientos, manteniendo constante los otros parámetros involucrados en el proceso de spin-coating, como lo son velocidad, tiempo de giro y aceleración. El proceso de spinning utilizado tiene 3 etapas, cuyos parámetros mostramos en la tabla 3.1.

Tabla 3.1. Parámetros empleados en las etapas de deposición mediante spin-coating

Parámetros	Etapas		
	Aceleración	Velocidad constante	Desaceleración
Tiempo [s]	2	40	5
Velocidad [RPM]	1000	1000	0
Aceleración [RPM/s]	500	1000	200

Para evaluar las películas de PMMA en función de su concentración, preparamos 4 concentraciones diferentes, estas son: 50, 100, 150 y 200 mg/ml de PMMA/tolueno. De las concentraciones de PMMA, elegimos la de 50 mg/ml (ver sección 3.3) para agregar las

partículas de fósforos. Por lo tanto, en concentraciones de 50 mg/ml de PMMA/tolueno, preparamos 5 concentraciones diferentes de fósforos/tolueno, siendo estas 25, 50, 75, 100 y 125 mg/ml de fósforos/tolueno (ver sección 3.4), estas concentraciones las utilizamos tanto para los fósforos PTG505/F como para los UKL63/F-U1.

Para preparar los recubrimientos fluorescentes, primeramente, pusimos en baño sónico los fósforos suspendidos en tolueno para disminuir el tamaño de partícula y reducir la aglomeración de las mismas. Después, agregamos el PMMA y lo agitamos mediante una parrilla de agitación magnética a temperatura ambiente.

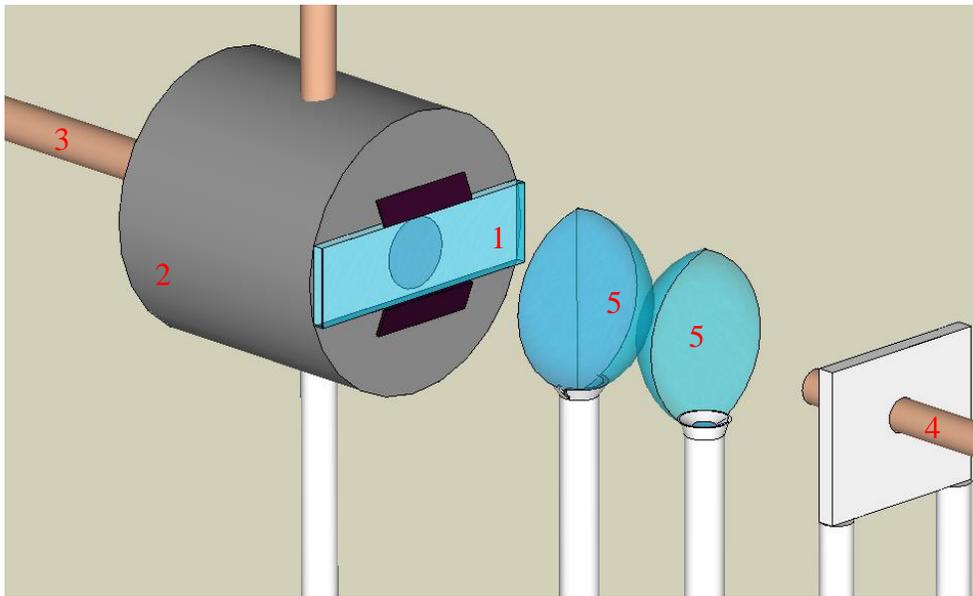
### 3.2.2 Caracterización

Las películas las evaluamos en espesor, transmitancia y, en el caso de las películas fluorescentes, evaluamos la fluorescencia mediante la eficiencia cuántica (QE) en función de la concentración de PMMA/tolueno o fósforos/tolueno, según sea el caso. La caracterización óptica (transmitancia y fluorescencia) la realizamos mediante los espectros de transmisión, fluorescencia y por supuesto el de excitación. Para obtener el espectro de transmisión, fluorescencia y excitación utilizamos una esfera integradora (ISP-PORT-1, Ocean Optics), la lámpara arco-xenón de 450 W y el sensor fotomultiplicador (PTM), ambos acoplados a monocromadores de doble rejilla, de un espectrofluorómetro comercial (Fluorolog®-3, Horiba model FL3-22). El PTM lo acoplamos mediante una fibra óptica (FO) en el puerto de salida de la esfera integradora para medir la transmitancia de la película bajo estudio en el puerto de muestra, y el espectrómetro de excitación (lámpara y monocromador) lo acoplamos a una FO y lo colocamos en un eje normal a dos lentes plano-convexas para focalizar la energía de excitación en la película (ver [Figura 3.4](#)).

Dado que el propósito de las películas es sensibilizar un sensor de imagen en 345 nm, los fósforos que utilizamos (PTG505/F y UKL63/F-U1) absorben en esa longitud de onda y emiten en 515 nm y 625 nm respectivamente ([Figura 3.1](#)). Por lo tanto, la caracterización óptica se realizó con excitación de 345 nm.

Para la caracterización de espesor, realizamos una medición destructiva mediante un perfilómetro (SLOAN, modelo DEKTAK IIA) después de la caracterización óptica. Un aspecto que también tomamos en cuenta fue el tiempo que las películas se mantenían adheridas al substrato, ya que si la película se desprende inmediatamente de la película es posible que no servirá para el propósito de recubrir un sensor de imagen.

a)



b)

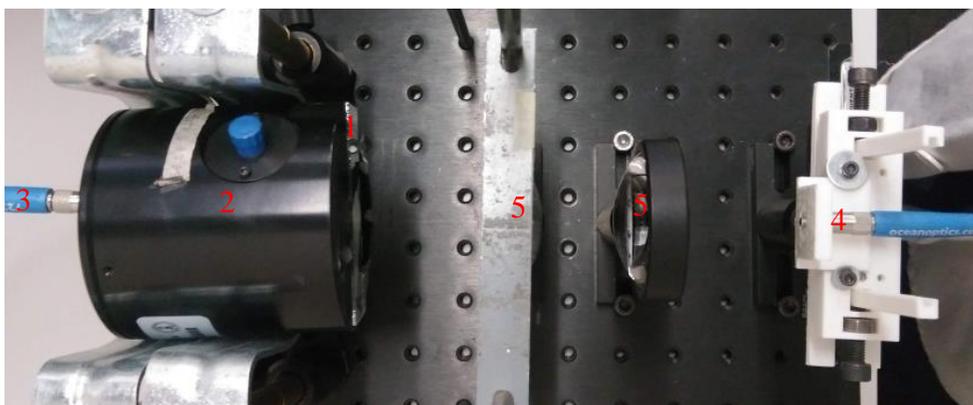


Figura 3.4 a) Esquemático del montaje experimental para caracterización óptica de películas (1). El montaje consiste en una esfera integradora (2), un sensor PTM (3) y una lámpara (4) acoplada a un monocromador. b) Montaje utilizado, donde la energía de excitación es focalizada en la película por 2 lentes plano-convexas (5).

## 3.3 Resultados de películas de PMMA

### 3.3.1 Caracterización de espesor

Mediante el perfilómetro medimos el espesor ( $Thk$ ) de las películas, de 4 concentraciones distintas, en función de la concentración de PMMA/tolueno. Mediante una curva, realizamos una aproximación de los datos de las muestras en función de la concentración como se muestra en la [Figura 3.5](#), donde los puntos rojos representan el espesor promedio de cada concentración y la línea continua azul representa la aproximación de la tendencia del espesor. La curva con mejor aproximación a los datos (ver Ec. 3.1) muestra un error cuadrático medio (RMSE) de  $0.1079 \mu\text{m}$ .

$$Thk_{PMMA} = 0.000263c^{1.983} \quad [\mu\text{m}] \quad (3.1)$$

En la ecuación 3.1, así como en la [Figura 3.5](#), observamos que la tendencia del espesor en función de la concentración de PMMA/tolueno es exponencial. Previamente se ha reportado la caracterización en espesor de películas ultra delgadas de PMMA [52], donde las películas tienen espesor menor a  $1 \mu\text{m}$ , y cuyo comportamiento es exponencial, igual al aquí obtenido.

En la [Figura 3.5](#), para el rango de concentraciones de 50 a 100 mg/ml hay una máxima variabilidad de espesor de  $0.09 \mu\text{m}$ , pero de 100 a 200 mg/ml la variabilidad aumenta a  $0.44 \mu\text{m}$ . Sin embargo, en el rango de 50 a 200 mg/ml de PMMA/tolueno, la variabilidad en las películas no supera los  $0.5 \mu\text{m}$ , el mínimo espesor promedio obtenido fue de  $0.70 \mu\text{m}$  y el máximo espesor promedio obtenido fue de  $9.58 \mu\text{m}$ . Por lo tanto, los espesores alcanzados en el rango de concentraciones de 50 a 200 mg/ml de PMMA/tolueno son menores al tamaño promedio de pixel [49] (i.e  $10 \mu\text{m}$ ). Aunque las películas de concentración de 200 mg/ml se pueden fácilmente desprender del substrato a diferencia de las concentraciones de 50, 100 y 150 mg/ml.

Previamente, Walsh y Franses [52] utilizaron concentraciones de porcentaje en peso para el PMMA del 0.1, 1.0, 2.5, 5.0 y 10% del peso de la solución de PMMA/tolueno

obteniendo espesores en el rango de 0 a 1  $\mu\text{m}$ . Las concentraciones que aquí reportamos de 50 y 100 mg/ml de PMMA/tolueno representan el 5.5 y 10.4% de PMMA en la solución, y para cada una obtuvimos un espesor promedio de 0.70 y 2.32  $\mu\text{m}$ . La variabilidad en el espesor mediante spin-coating, como ya se mencionó en la sección 3.2.1, depende de varios parámetros como lo es el tiempo de rotación, y Walsh utiliza mayores tiempos que los aquí utilizados, además que Walsh colocó las películas en un horno a 140°C por una hora, diferente a lo que aquí hicimos donde las películas después de fabricadas se dejaron a temperatura ambiente.

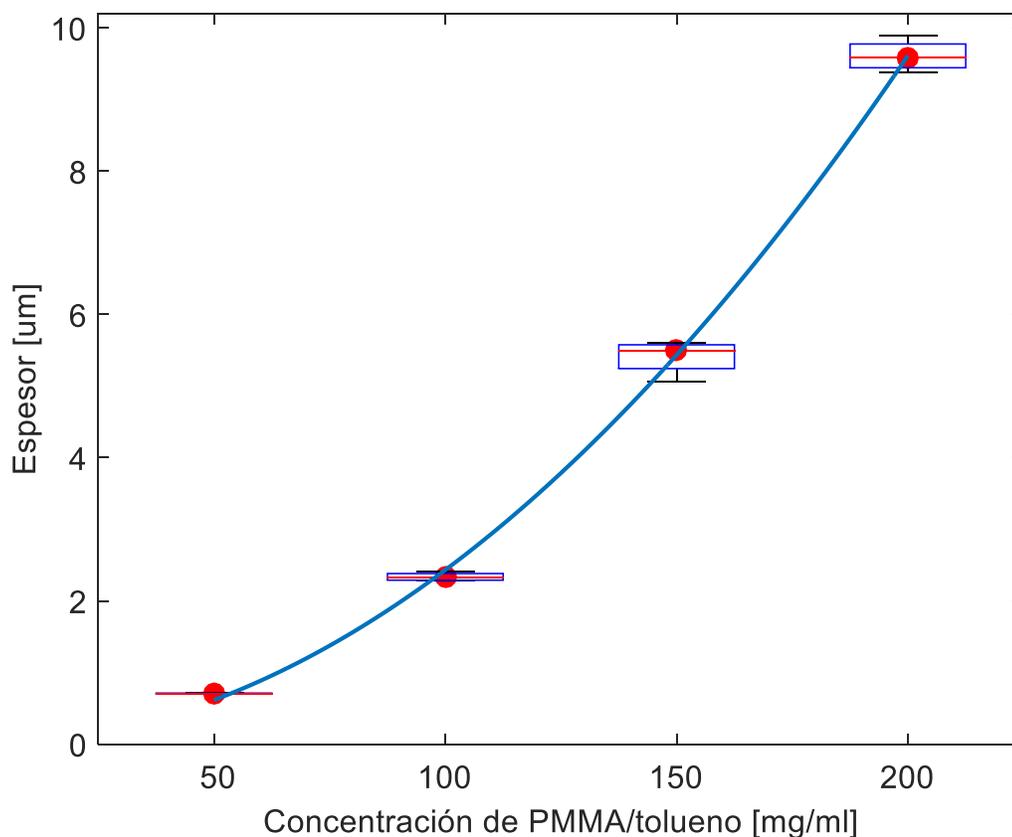


Figura 3.5 Espesor de las películas de PMMA en función de su concentración

Aunque los espesores que aquí obtuvimos sean menores a 10  $\mu\text{m}$ , el espesor aumentara después de agregar partículas de fósforos a estas concentraciones de PMMA/tolueno. Por lo tanto, el hecho que el espesor promedio de la concentración de 200 mg/ml de PMMA/tolueno sea 0.42  $\mu\text{m}$  menor que 10  $\mu\text{m}$  y que la película a dicha

concentración se desprenda fácilmente del sustrato generan que dicha película sea discriminada como opción para doparla con partículas de fósforos y recubrir un sensor de imagen.

### 3.3.2 Caracterización óptica

Las películas de PMMA las evaluamos en transmitancia. Para dicho fin obtuvimos los espectros de transmisión y excitación mediante el montaje experimental de la [Figura 3.4](#). La [Figura 3.6](#) muestra la transmitancia de 345 nm de las películas de PMMA para el rango de concentraciones de 50 a 200 mg/ml de PMMA/tolueno. Como era de esperarse, el promedio de transmitancia (puntos rojos en [Figura 3.6](#)) de 345 nm tiende a disminuir conforme se incrementa la concentración de PMMA, sin embargo en ese rango de concentraciones es mayor a 90%. Anteriormente, Zidan y Elnader [53] caracterizaron ópticamente películas de PMMA dopadas con cloruro de metal y películas de únicamente PMMA con espesor en el rango de 0.1 a 0.2 mm, y para las películas de PMMA obtuvieron transmitancias entre 80 y 90% para 345 nm. Las transmitancias que ellos obtuvieron son menores a las que en esta tesis reportamos, pero es necesario tomar en cuenta que los espesores que aquí reportamos son 90  $\mu\text{m}$  más delgadas y dicho espesor afecta en la transmisión. Además, la forma típica de medir transmitancia es de forma frontal, es decir con un sensor normal a la película a caracterizar, donde no se toma en cuenta los rayos de luz dispersados y aquí, como mencionamos en la sección 3.2.2, utilizamos una esfera integradora, la cual toma en cuenta todos los rayos transmitidos por la película sin importar su dirección.

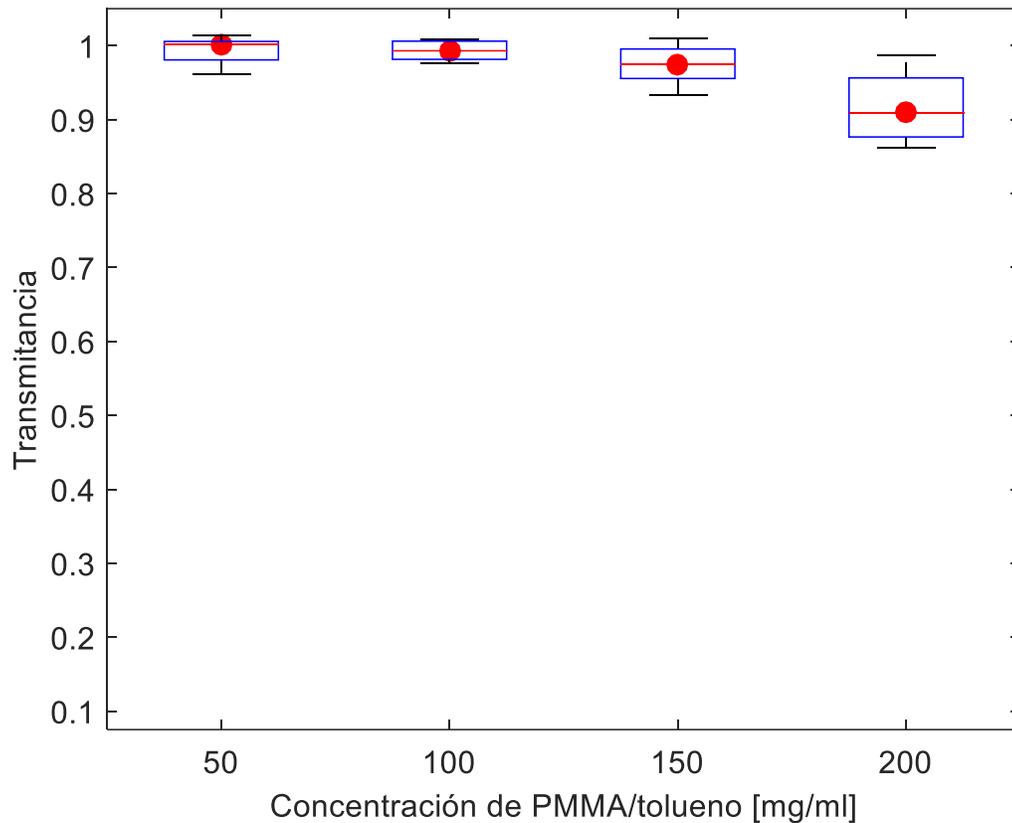


Figura 3.6 Transmittancia de 345 nm de las películas de PMMA en función de su concentración

Las transmittancias obtenidas son favorables para que después de agregar las partículas de fósforos a la película, los rayos UVA a 345 nm logren en su mayoría ser absorbidos por los fósforos.

## 3.4 Películas fluorescentes

### 3.4.1 Eficiencia Cuántica

La QE se define como la relación entre el número de fotones emitidos ( $N_E$ ) y los fotones incidentes ( $N_I$ ), ver ecuación. 3.2. Para la cuantificación de la QE, un montaje experimental típico incluye una fuente de excitación, un colimador, un pinhole, un filtro pasa altas, y un medidor de potencia óptica. En dicho montaje, la luz es colimada y para ser considerada como una fuente puntual pasa a través del pinhole, y el filtro pasa alta bloquea la luz transmitida por la muestra para aislar la señal de fluorescencia. [5]

$$QE = N_E/N_I \quad (3.2)$$

A diferencia del montaje y metodología típica, la QE la determinamos usando los espectros de excitación y emisión obtenidos de un espectrofluorómetro (ver sección 3.2.2). Para este fin, obtuvimos la ecuación de QE empleada para la caracterización, partiendo de la ecuación de energía de  $N$  fotones:  $E = hcN/\lambda$ , donde  $h$  es la constante de Planck,  $c$  es la velocidad de la luz en el vacío y  $N$  el número de fotones. De la expresión anterior, se estiman el número de fotones  $N$  (ver Ec. 3) incidentes y emitidos de la película.

$$N = E\lambda/hc \quad (3.3)$$

Los espectros de excitación y emisión pueden ser cuantificados mediante cuentas por segundo (CPS). Las CPS son directamente proporcional a la energía incidente  $E$  en el fotodetector multiplicado por una constante  $K$ , entonces  $E = CPS/K$ . Aplicando la identidad anterior en la ecuación 3.3 y sustituyendo  $N$  en la ecuación 3.2, se obtiene la ecuación para calcular QE a partir de los espectros de excitación y emisión (ver Ec.4) y esta ecuación coincide con el análisis de QE realizado por Allison et al.[54]

$$QE = CPS_E\lambda_E/CPS_I\lambda_I \quad (3.4)$$

$CPS_E$  y  $CPS_I$  son las intensidades de los espectros de emisión y excitación en los intervalos de interés respectivamente, así como  $\lambda_E$  y  $\lambda_I$  representan las longitudes de onda de emisión y excitación. La ecuación 3.4 la utilizamos para calcular la QE.

## 3.4.2 Resultados de películas fluorescentes

### 3.4.2.1 Caracterización de espesor

Como mencionamos anteriormente, establecimos 10  $\mu\text{m}$  como el máximo espesor (Thk) permitido. Utilizando el perfilómetro medimos el espesor de la película en función de la concentración de fósforos/tolueno. Para determinar el espesor de película adecuado para

un sensor de imagen de acuerdo al lado más grande del pixel [47], realizamos una aproximación mediante una curva para el espesor en función de la concentración para ambos tipos de fósforos como mostramos en la [Figura 3.7](#). Las curvas con mejor aproximación a los datos de las películas PTG505/F y UKL63/F-U1 (ver Ec. 3.5 y 3.6) mostraron un error cuadrático medio (RMSE) de 0.4925 y 0.3703  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

$$\text{Thk}_{\text{PTG505/F}} = 6.139 \times 10^{-15} \cdot C^{7.247} + 1.015 \quad [\mu\text{m}] \quad (3.5)$$

$$\text{Thk}_{\text{UKL63/F-U1}} = 0.0005691 \cdot C^{1.899} + 0.8017 \quad [\mu\text{m}] \quad (3.6)$$

En la [Figura 3.7](#), para las películas PTG505/F la máxima variabilidad de espesor en el rango de concentraciones de 25 a 100 mg/ml fue 0.25  $\mu\text{m}$  y 1.5  $\mu\text{m}$  para la concentración de 125 mg/ml. Las películas de UKL63/F-U1 mostraron mayor variabilidad en el espesor en el mismo intervalo de concentraciones (ver [Figura 3.7](#)).

Por otro lado, en las películas de concentración de 125 mg/ml de PTG505/F sobre tolueno se observó que inmediatamente después de depositarla se desprenden los extremos y después de aproximadamente 4 días puede ser removida fácilmente del substrato. Mientras que para la película de UKL63/F-U1 de la misma concentración no ocurre dicho desprendimiento. Esta diferencia parece indicar que la durabilidad de la película (i.e fijación al substrato) está directamente relacionada con el peso específico del fósforo y el espesor que al mismo tiempo está relacionado con el tamaño de la partícula de fósforos.

### 3.4.2.2 Caracterización óptica

Para obtener la transmitancia de las películas fluorescentes utilizamos el montaje experimental de la [Figura 3.4](#). La [Figura 3.8](#) muestra la transmitancia de 345 nm de las películas de fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1 a diferentes concentraciones. En ambos casos, la transmitancia decrece como consecuencia del incremento de la concentración de fósforos, aunque las películas de UKL63/F-U1 mostraron mayor transmitancia. Para las películas PTG505/F, a diferencia de las UKL63/F-U1, se observa una disminución

significante en la transmitancia después de la concentración de 75 mg/ml. Esta tendencia en la transmitancia de PTG505/F es debido al no lineal y abrupto incremento del espesor después de 75 mg/ml.

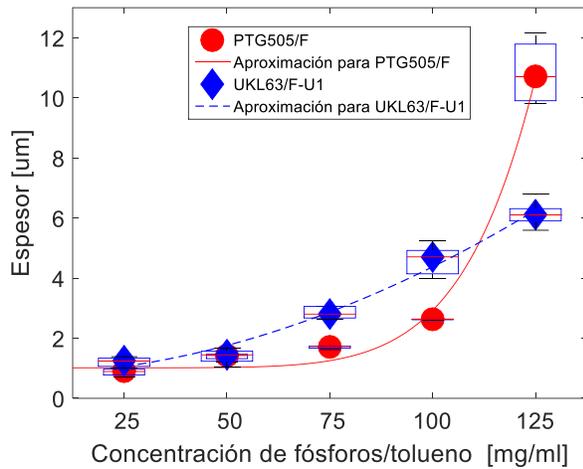


Figura 3.7 Espesor de la película fluorescentes en función de la concentración de PTG505/F o UKL63/F-U1 sobre volumen de tolueno.

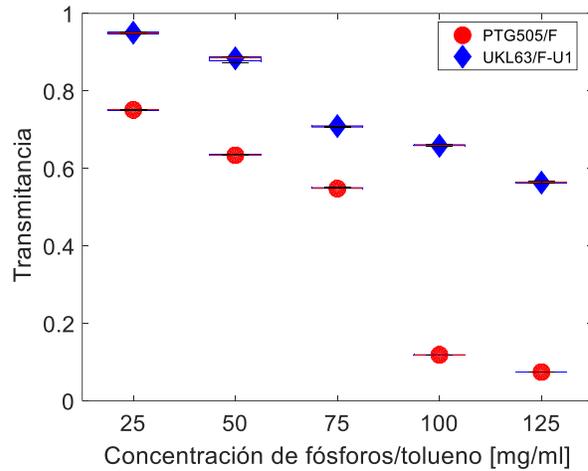


Figura 3.8 Transmitancia de las películas fluorescentes a 345 nm en función de la concentración de PTG505/F o UKL63/F-U1.

### 3.4.2.3 Eficiencia Cuántica de fluorescencia

En base al objetivo final de incrementar la sensibilidad a 345 nm en un sensor de imagen, la QE es un factor importante en las películas fluorescentes. Cuantificamos la QE, utilizando la ecuación 3.4, a 515 nm y 625 nm para las películas de PTG505/F y UKL63/F-U1 respectivamente, ambos casos bajo excitación de 345 nm. La QE de ambos tipos de películas en función de la concentración de fósforos/tolueno la mostramos en la [Figura 3.9](#). Como era de esperarse, la mayor QE fue para la concentración de 125 mg/ml para ambos tipos de fósforos. Las ecuaciones 7 y 8 representan las aproximaciones de curvas para los datos de QE en función de la concentración de PTG505/G y UKL63/F-U1 (línea sólida roja y línea azul punteada en la [Figura 3.9](#)), tienen un RMSE de 0.0011 y 0.0452 respectivamente.

$$QE_{PTG505/F} = 1.103 \times 10^{-14} \cdot C^{6.139} + 0.001736 \quad (3.7)$$

$$QE_{UKL63/F-U1} = 4.75 \times 10^{-6} \cdot C^{2.566} + 0.1589 \quad (3.8)$$

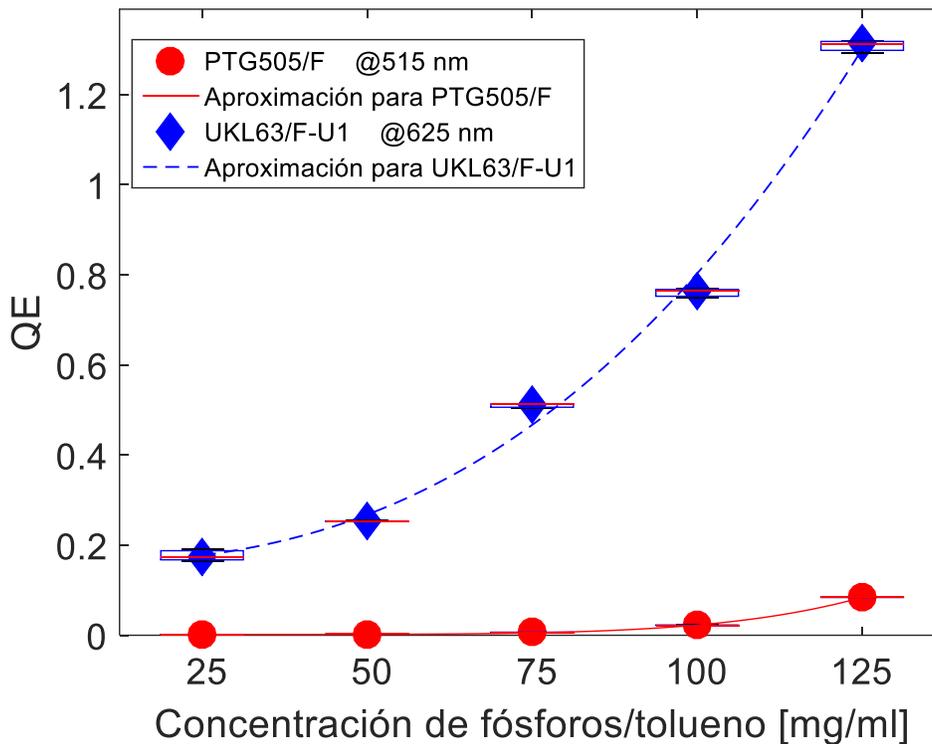


Figura 3.9 QE a 515 nm y 625 nm para las películas de PTG505/F y UKL63/F-U1 respectivamente, bajo excitación de 345 nm.

Como lo muestra la Figura 3.9, para la concentración de 100 mg/ml de las películas de PTG505/F obtuvimos una QE de 2.2%. En trabajos previos [55] han reportado el uso de 8 diferentes tipos de concentraciones de fósforos a longitudes de onda de excitación y emisión similares, obteniendo resultados comparables a los que aquí reportamos. Algunos de ellos, el QMK58, QBK58 y YPV-A mostraron una QE menor que 5% cuando emiten en 550 nm al ser excitados a 245 y 365 nm. Por otro lado, en la Figura 3.9, a diferencia de las películas del PTG505/F, las películas del UKL63/F-U1 muestran una QE desde 20% a 130%. Previamente, Wegh *et al.*[56] y Lio *et al.*[57] expusieron el corte cuántico (quantum cutting) a través de la conversión descendente (downconversion) en fósforos utilizando la transferencia de energía en dos pasos entre Gd<sup>3+</sup> y Eu<sup>3+</sup> obteniendo eficiencias mayores que 100% bajo excitación en UV. Como ya mencionamos, los fósforos UKL63/F-U1 son fósforos activados con europio (Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Eu) y un fenómeno similar parece presentarse cuando estos

son excitados con 345 nm. Sin embargo, es necesario realizar estudios más a profundidad para confirmar el fenómeno que causa  $QE > 100\%$ .

Después de caracterizar el espesor, transmitancia y eficiencia de las películas, hemos mostrado que las películas del UKL63/F-U1 tienen QE superiores a 20% bajo excitación de 345 nm y máximo espesor de 6.11  $\mu\text{m}$  en el rango de concentraciones de 25 a 125 mg/ml. Sin embargo, las películas del UKL63/F-U1 alcanzaron mayor transmitancia que las películas del PTG505/F en el mismo intervalo de concentración, lo cual puede contribuir a incrementar la relación señal-ruido en el sensor de imagen. Desarrollamos una metodología de fabricación y modelo experimental para optimizar los parámetros de recubrimiento y mejorar la sensibilidad del sensor de imagen a 345 nm, con el objetivo de captar en imagen la fluorescencia endógena del triptófano.

### 3.5 Conclusiones

Para decidir la concentración de PMMA a utilizar para las películas fluorescentes, fabricamos mediante spin-coater y caracterizamos películas de 4 concentraciones (50, 100, 150 y 200 mg/ml de PMMA/tolueno). Obtuvimos que la tendencia del espesor de estas películas es exponencial en función de su concentración. Para la metodología de fabricación que aquí utilizamos, el espesor promedio en el rango de concentraciones de 50 a 200 mg/ml no supera los 10  $\mu\text{m}$ , siendo 0.70  $\mu\text{m}$  y 9.58  $\mu\text{m}$  el menor y mayor espesor, respectivamente. Y la transmitancia en 345 nm, para este mismo rango de concentraciones, es mayor a 90%. Aunque tanto el espesor como la transmitancia, aún con las mismas concentraciones y en spin-coater, pueden variar si se modifican sus parámetros de fabricación.

Posteriormente, evaluamos el rendimiento de películas delgadas fluorescentes de dos tipos de fósforos (PTG505/F y UKL63/F-U1) activados con europio, para cinco diferentes concentraciones cada uno, suspendidos en una estructura de PMMA. En base a los resultados de las películas de PMMA, para las películas fluorescentes utilizamos una concentración de 50 mg/ml de PMMA/tolueno y únicamente variamos la concentración de PTG505/F y UKL63/F-U1 por volumen de tolueno. Después de la caracterización de ambos fósforos, estos demostraron su potencial para mejorar la sensibilidad, en 345 nm, de un sensor de

imagen típico. Sin embargo, mostramos que en el rango de concentración de 25 a 100 mg/ml, el recubrimiento con UKL63/F-U1 es al menos 18% más traslucido, 2  $\mu\text{m}$  más grueso, así como 18% más eficiente en la concentración de 25 mg/ml y 122% más eficiente en 125 mg/ml que las películas de PTG505/F en las mismas concentraciones. Sin embargo, es necesario realizar pruebas más a fondo para confirmar que el fenómeno de conversión descendente está provocando QE superiores al 100% bajo excitación UV.

El siguiente paso es evaluar el recubrimiento, con ambos tipos de fósforos, de un sensor de imagen en 345 nm y realizar la caracterización óptica del sensor.

## Capítulo 4

# Sensibilización de un sensor de imagen CMOS con películas fluorescentes

### 4.1 Introducción

Como mencionamos anteriormente, las cámaras típicas (e.g. webcams) tienen baja sensibilidad en el rango UVA. La sensibilidad se puede incrementar mediante un recubrimiento fluorescente (Figura 4.1a) como ha sido mencionado por Yu *et al.* [58] y demostrado para diferentes longitudes de onda por Franks *et al.* [5], [55], Sims *et al.* [59] y Viehmann [47]. Nuestro interés es captar la fluorescencia intrínseca del triptófano (par excitación/emisión de 295/345 nm), por lo cual el recubrimiento debe fluorescer en el rango visible cuando es excitado a 345 nm.

En este capítulo reportamos la caracterización de responsividad de 2 cámaras web de bajo costo (CobraCam, modelo M120), donde cada CMOS fue recubierto con una película fluorescente diferente (Figura 4.1b) y ambas emiten en el rango visible bajo excitación de 345 nm. Las webcams generan imágenes en formato RGB24 y tienen una resolución de 352x288 pixeles. La metodología utilizada para recubrir los sensores de las 2 webcams fue la descrita en el capítulo 3. Las películas fluorescentes utilizadas las fabricamos con fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1 a concentración de 125 mg por cada mililitro de tolueno y 50 mg de PMMA (ver Capítulo 3). Los resultados mostraron que utilizando las películas reportadas en el Capítulo 3 hay incremento en la sensibilidad de 345 nm en las webcams empleadas, aunque, debido a la distribución de las partículas, el incremento no es en todo el sensor. Sin embargo, aumentando las concentraciones de fósforos y PMMA en las películas puede aumentar la sensibilidad en la detección de fluorescencia a 345 nm en todo el sensor CMOS.

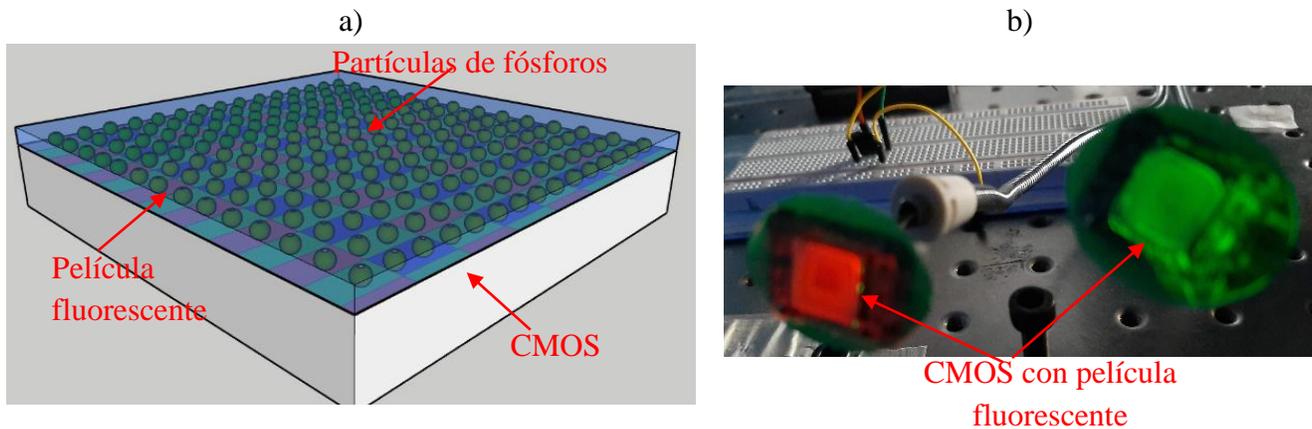


Figura 4.1 a) Esquemático de sensor CMOS cubierto con película fluorescente. b) Sensores CMOS de cámara web CobraCam M120 cubiertos con películas de PTG505/F (verde) y UKL63/F-U1 (rojo) fluoresciendo al ser excitados con 345 nm.

## 4.2 Funcionamiento de CMOS RGB

Una cámara digital utiliza un sensor, generalmente CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor) o CCD (Charge-Coupled Device), que mediante una matriz bidimensional de fotositos (i.e. cada una de las celdas de la matriz formadas por un fotodetector y electrónica que convierte la fotocorriente en carga eléctrica o voltaje) convierte la luz incidente en su superficie en un matriz de señales eléctricas. Las señales eléctricas son leídas y digitalizadas por un convertidor analógico-digital (ADC) y después son transformadas en puntos que constituirán la imagen. Cada fotosito dará lugar a un píxel en la imagen final y está formado por sensores, basados en semiconductores de silicio, [60] que reaccionan en función de los fotones que reciban. La carga eléctrica entregada por los sensores de imagen es proporcional al número de fotones integrados en el tiempo, resultando en píxeles de tonalidad clara para una carga eléctrica alta y píxeles de tonalidades oscuras para una carga baja. La diferencia entre un sensor de imagen CMOS y un CCD es la arquitectura para leer los datos de cada fotosito. En el CMOS el ADC se encuentra dentro de cada fotosito del sensor a diferencia del CCD, donde es necesario un circuito externo al sensor para la conversión digital. De acuerdo con Gamal y Eltoukhy, [61] una de las ventajas más importantes de los sensores de imagen CMOS sobre los CCD es la capacidad de integrar la detección con procesamiento analógico y digital hasta el nivel de píxeles, aunque su

principal desventaja es el tamaño de pixel respecto a los CCDs. Sin embargo, los CMOS son los comúnmente encontrados en cámaras web comerciales.

El proceso de obtención de imagen mediante un sensor de imagen lo representan Gamal y Eltoukhy [61] con la [Figura 4.2](#). Mediante un sistema óptico de formación de imagen, el objeto o escena a capturar es focalizada en el sensor de imagen. Generalmente se coloca una matriz de microlentes encima de la matriz de pixeles para incrementar la cantidad de luz incidente en cada fotodetector y un filtro para atenuar la luz IR [62], esto ya que un sensor de imagen es altamente sensible a la radiación infrarroja, lo cual afecta la calidad de la imagen en el rango visible. Dado que estos sensores son ciegos al color y sólo son capaces de diferenciar intensidades luminosas y registrarlas en tonos de gris, para lograr imágenes en color es necesario colocar una matriz de filtros de color (MFC) encima de la matriz de pixeles del sensor. La MFC consta de igual número de filtros que fotositos y disposición de estos en el sensor de imagen. De esta forma, cada celda o pixel del sensor tiene su propio filtro espectral y produce una señal correspondiente únicamente a una banda de color. Por lo cual, los datos adquiridos de la MFC forman una imagen monocromática ([Figura 4.4a](#)) que después será convertida en imagen a color. [63]

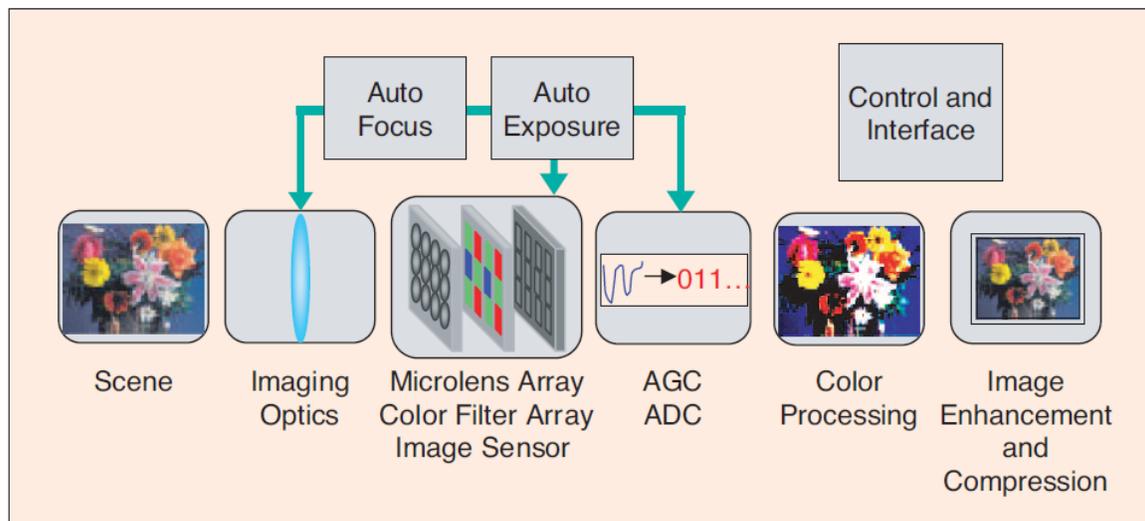


Figura 4.2 Diagrama simplificado de la arquitectura de un sistema de imagen. [61]

De acuerdo a Frey *et al.* [64] y Yu *et al.* [65] existen diferentes construcciones de filtros de color utilizados en MFC, entre estos se encuentran películas inorgánicas, resonadores metal-aislante-metal, películas de silicio amorfo de espesor variable para cada

canal RGB, rejillas o matrices metálicas con patrones de sub-longitud de onda mediante nano huecos, siendo estos filtros de cristales fotónicos. Dependiendo de la construcción del filtro será el espectro reflejado, o si es el caso absorbido, y transmitido.

Por otra parte, existen diferentes tipos de patrones de MFC, en los que únicamente cambian los colores utilizados en sus filtros, entre ellos están los filtros RGB, RGBE y CYYM. Dentro de los filtros RGB existen diferentes configuraciones [63], como el de patrón Bayer, el Yamanaka, y otros en configuración de colores en fila, en diagonal y de forma aleatoria. El filtro RGB de patrón Bayer es el más común (Figura 4.3) y utiliza en vecindad de cuatro píxeles un filtro azul, uno rojo y dos verdes, o lo que es lo mismo, el 50% de las celdillas corresponden al color verde, el 25% al color azul y el 25% restante al color rojo. Esta proporción en el color se debe a las características de sensibilidad del ojo humano, que tiene mayor sensibilidad al color verde que a los otros dos colores primarios [60].

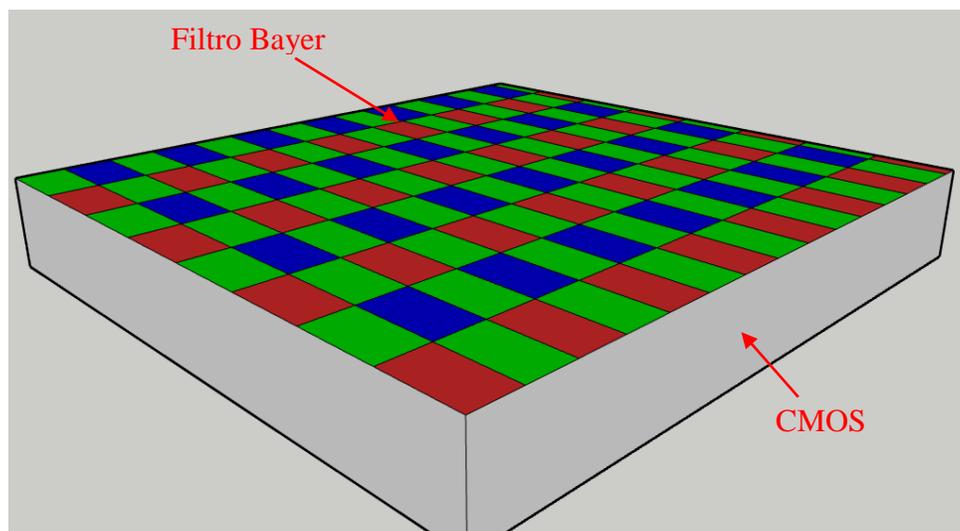


Figura 4.3 Filtro Bayer

Para producir una imagen a todo color, a partir de la imagen monocromática formada inicialmente mediante la MFC, se utiliza una operación de interpolación cromática conocida como “*demosaicking*” (Figura 4.4). De acuerdo a Lucak y Plataniotis [63], posteriormente la imagen monocromática es convertida en una imagen de baja resolución de color (Figura 4.4b), esto es posible ya que la posición de cada filtro de color en la MFC es conocida por el fabricante. Esta es la operación inicial del proceso de *demosaicking* para estimar los componentes de color perdido y producir una imagen a todo color (Figura 4.4c).

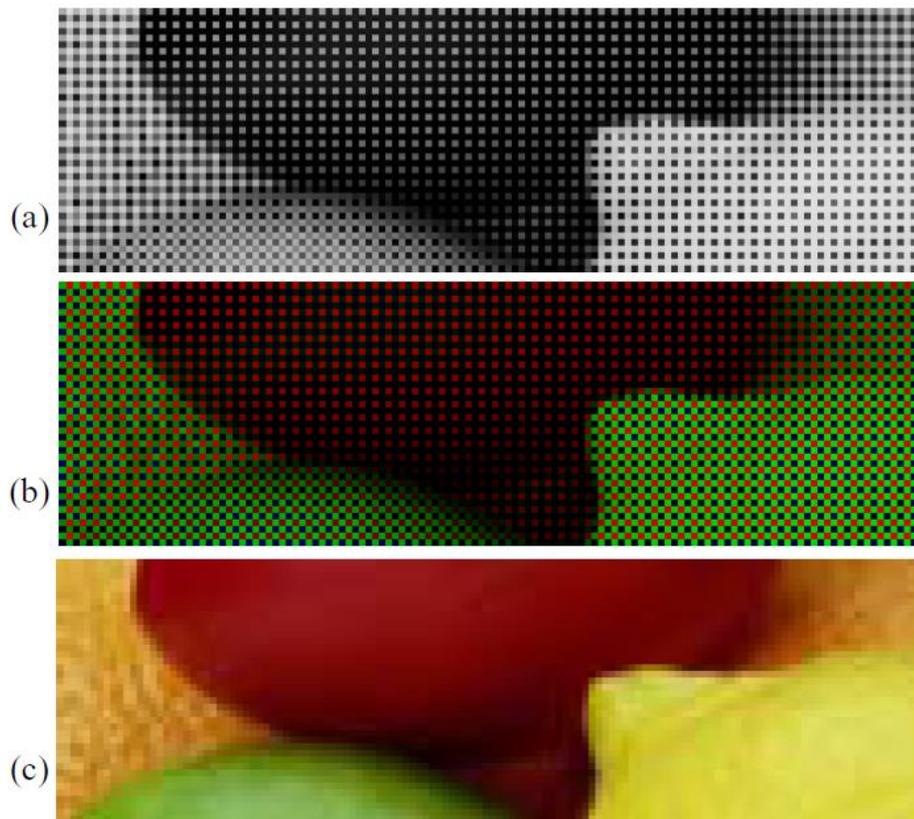


Figura 4.4 Proceso de demosaicking: a) imagen monocromática. b) color de cada celda de acuerdo a la MFC e c) imagen después de interpolación cromática [63]

Por otra parte, como ya se mencionó, cada fotosito contiene un fotodetector y algunos de los circuitos de lectura necesarios para convertir la fotocorriente en carga eléctrica o voltaje. Por lo cual, solamente un porcentaje del área de la celdilla de la matriz del sensor es sensible, que equivale al área ocupada por el fotodetector y se conoce como “*factor de llenado*” (fill factor) [61].

### 4.3 Espacios y modelos de color

Como ya mencionamos en la sección 4.2, el color en una fotografía es obtenido mediante una matriz de filtros de color colocado sobre el sensor CMOS o CCD; sin embargo, esto provoca que se tenga un gran espectro de colores que pueden ser percibidos de diferentes maneras y esto se representa con un *espacio de color* que a su vez es un espacio tridimensional de tres variables: *Matiz*, *Brillo* o *Luminosidad* y *Saturación*. El matiz es la diferencia entre colores, es decir las variaciones de todos ellos, o como lo describe

Chapanis: [66] “es el factor que nos permite nombrar a los colores como rojo, amarillo, verde, azul, violeta, etc”. El brillo es la variación en intensidad de luz y forma un desvanecimiento de tonos muy claros a tonos muy oscuros de matiz. La saturación es, de acuerdo a Chapanis [66], el porcentaje de matiz puro (i.e rojo, verde, azul) en un color.

Los colores del espacio de color se representan digitalmente por un *modelo de color*, el cual es un sistema para medir el tono de color mediante la combinación de tres o cuatro componentes de colores primarios representados en tuplas. La forma en que un dispositivo electrónico captura, almacena, procesa, transmite o genera el color depende del modelo de color utilizado. De acuerdo a Ibraheem *et al.* [67] los modelos de color se dividen en tres categorías: 1. *Modelos de color dependientes del dispositivo*, estos son afectados por la señal del dispositivo y dependen de este, algunos ejemplos son el modelo RGB y YCbCr; 2. *Modelos de color orientados al usuario*, estos permiten que el usuario aproxime el color que él percibe, algunos ejemplos son HSI, HSV y HSL; 3. *Modelos de color independientes del dispositivo*, estos no son afectados por las características del dispositivo y pueden ser transmitidos entre dispositivos de diferentes características, algunos ejemplos son el modelo Munsell, CIE L\*U\*V\* y CIE L\*a\*b\*.

Las fotografías de las cámaras que empleamos en este capítulo tienen el modelo de color RGB, que no es más que un modelo de mezcla con tres colores primarios: rojo verde y azul representados en la fotografía por los canales R, G y B respectivamente. Como explicaremos más adelante, convertiremos del espacio de color RGB al espacio de color CIELAB utilizando el comando de Matlab: *rgb2lab*.

El espacio de color CIELAB (Figura 4.5) tiene tres componentes  $L$ ,  $a$  y  $b$ , siendo luminosidad y las coordenadas cromáticas  $a$  y  $b$ , respectivamente. La luminosidad  $L$  puede obtener cualquier valor en el rango de 0 a 100. La coordenada cromática  $a$  para valores negativos indica saturación del verde y para valores positivos indica saturación del rojo, mientras que la coordenada cromática  $b$  representa en valores negativos saturación del azul y para valores positivos indica saturación del amarillo.

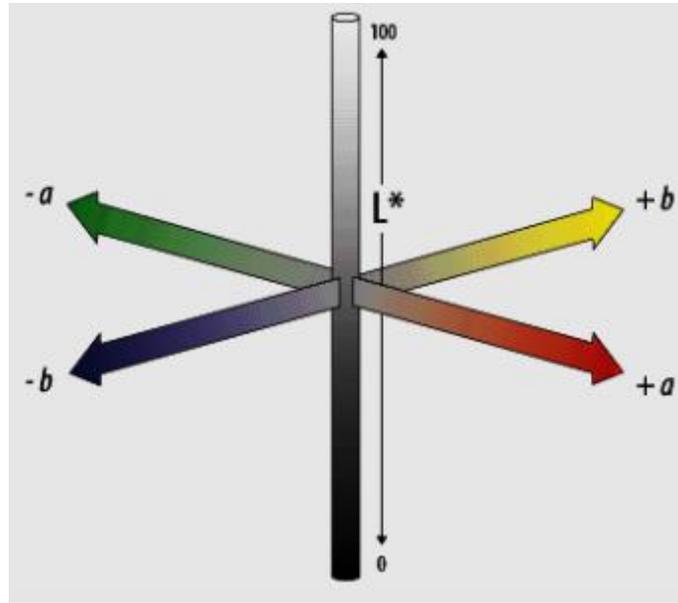


Figura 4.5 Representación del espacio de color CIELAB.[67]

## 4.4 Sensibilidad del CMOS en el rango visible

Dado que no contamos con la información sobre las características específicas del CMOS de la cámara web que utilizamos, como son dimensiones del sensor y del pixel y su responsividad, siendo todas ellas de interés para elegir el tipo de fósforos y espesor de la película. Lo primero que hicimos fue obtener de forma cualitativa la sensibilidad del CMOS para los colores azul, verde y rojo, siendo estos los correspondientes al filtro de patrón Bayer.

En la [Figura 4.6a](#) mostramos el montaje utilizado para obtener la sensibilidad de forma cualitativa para los colores rojo, verde y azul. El montaje se compone de un LED RGB, 2 lentes, un pinhole y el CMOS de la webcam, todos alineados sobre el eje óptico y en planos paralelos. En la [Figura 4.6b](#) mostramos los espectros de emisión del LED para cada color rojo (@ 628 nm), verde (@ 519 nm) y azul (@ 468 nm) al ser activados por separado.

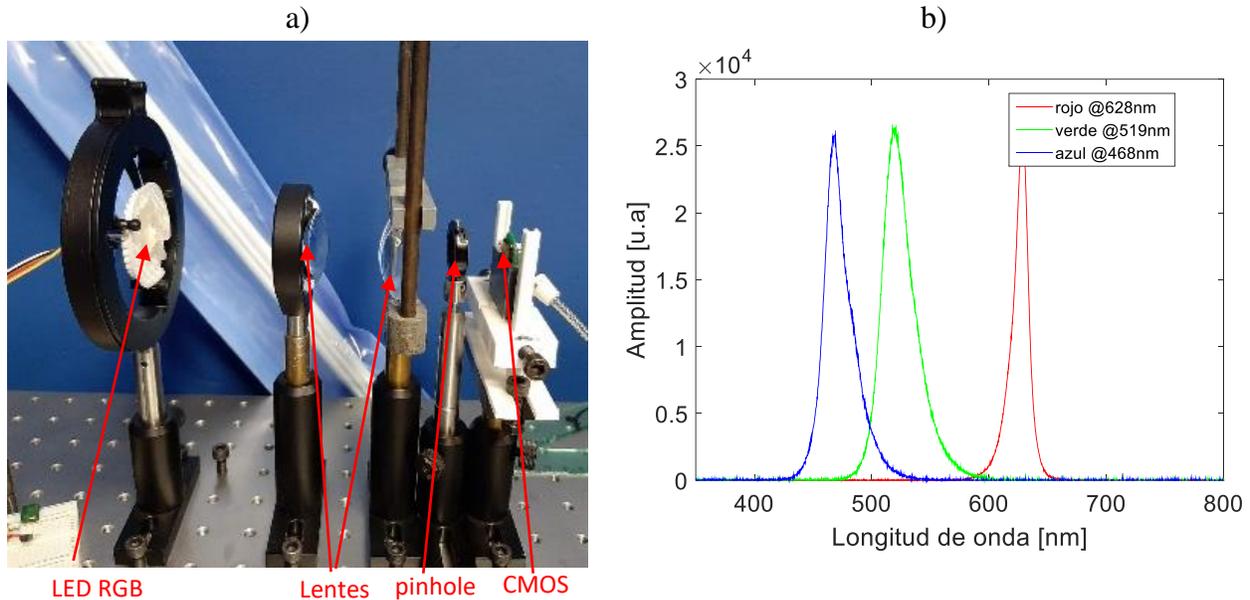


Figura 4.6 a) Montaje utilizado para obtener la sensibilidad de forma cualitativa en rojo, verde y azul de la cámara recubierta con películas de fósforos. b) Espectros de emisión del LED RGB utilizados para la caracterización.

Una vez que nos aseguramos que la energía incidente en el CMOS fuera aproximadamente la misma para cada banda de color (Figura 4.6b), tomamos una fotografía para cada emisión rojo, verde y azul, y graficamos el nivel de gris de cada canal RGB de la fotografía. En la Figura 4.7 mostramos los valores en niveles de gris de los canales R (Figura 4.7a), G (Figura 4.7b) y B (Figura 4.7c) de las tres fotografías. Idealmente el color rojo, verde y azul debería ser detectado únicamente por los canales R, G y B, respectivamente. Sin embargo, en el espectro de emisión del LED RGB (Figura 4.6b) podemos ver que el espectro del color azul se traslapa con el espectro verde, lo cual puede explicar por qué para la fotografía del LED verde hay detección en el canal B o por qué para la fotografía del LED azul hay detección en el canal G. No obstante, para las fotografías de cada color de emisión del LED hay detección en los tres canales RGB. Esto se debe a la diafonía (crosstalk) presente en los sensores de imagen, principalmente la diafonía espectral y espacial óptica causada por las imperfecciones y posición del filtro de color presente en el sensor CMOS, que, de acuerdo a Agronov *et al.* puede ser solucionada ajustando la posición de la matriz de micro-lentes del sensor [68], o modificando las operaciones de interpolación cromática (demosaijing) como lo describe Hirakwa [69].

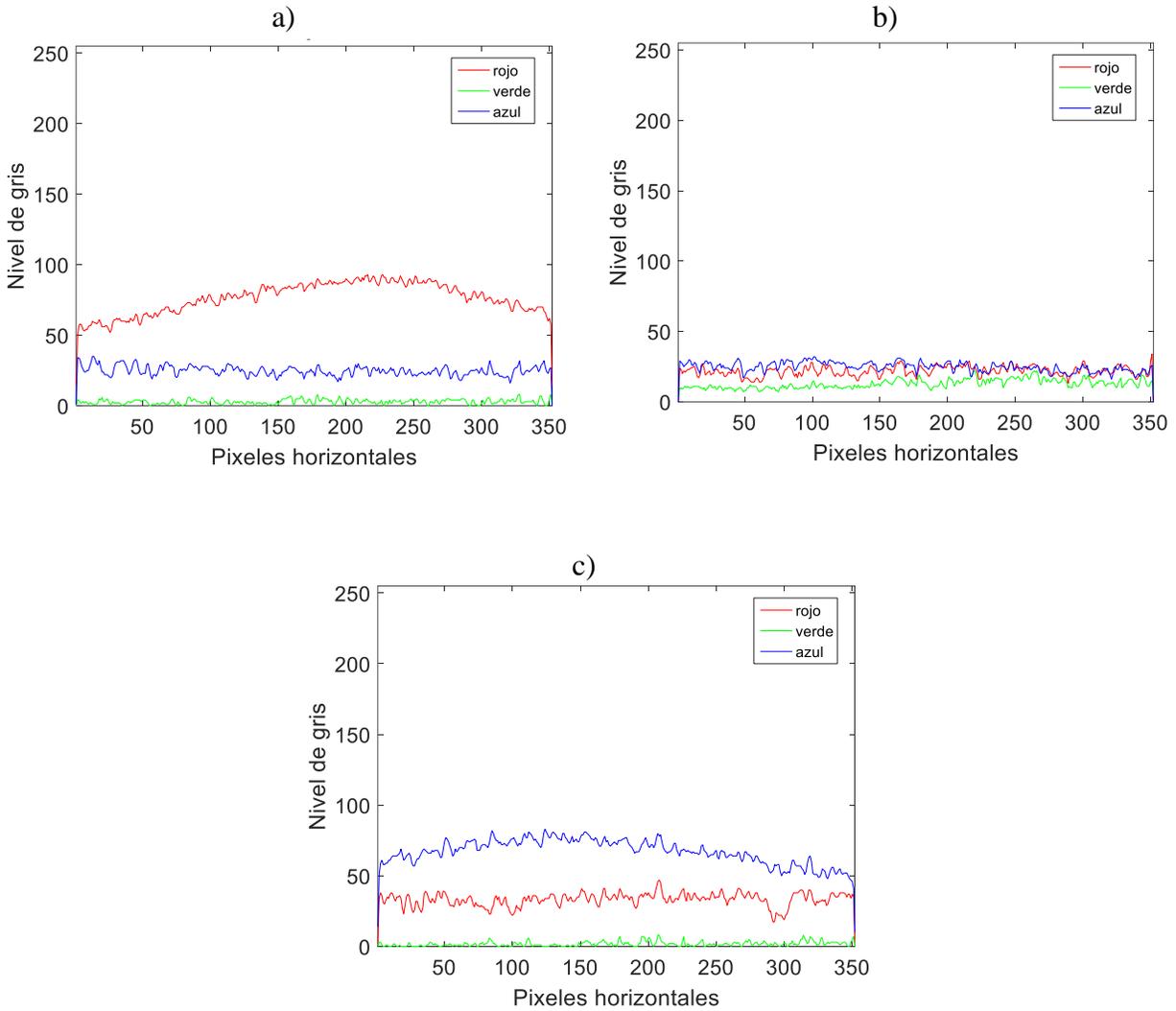


Figura 4.7 Niveles de gris de los píxeles de la fila central del CMOS en cada canal a) R, b) G y c) B de las fotografías de cada emisión del LED capturadas con el arreglo de la Figura 4.6a.

Por otra parte, observamos que el canal RGB predominante para cada banda de emisión del LED corresponde con su emisión, esto es, para la emisión rojo (@628 nm) predomina el canal R, para la verde (@519 nm) el canal G y para el azul (@468 nm) el canal B. En base al canal RGB predominante para cada emisión (Figura 4.7), podemos decir que el CMOS tiene mayor sensibilidad en el rojo, después en el azul y por último en el verde. Sin embargo, como explicamos en la sección 4.3, el espacio de color RGB es solamente una mezcla de los componentes de color rojo, verde y azul y únicamente nos indica la saturación de cada componente para emular el color que vería el ojo humano. Por lo cual, transformamos las fotografías de cada emisión del LED al espacio CIELAB, que como ya mencionamos nos

proporciona una componente  $L$  de luminosidad, la cual proporciona información relacionada con la sensibilidad del sensor.

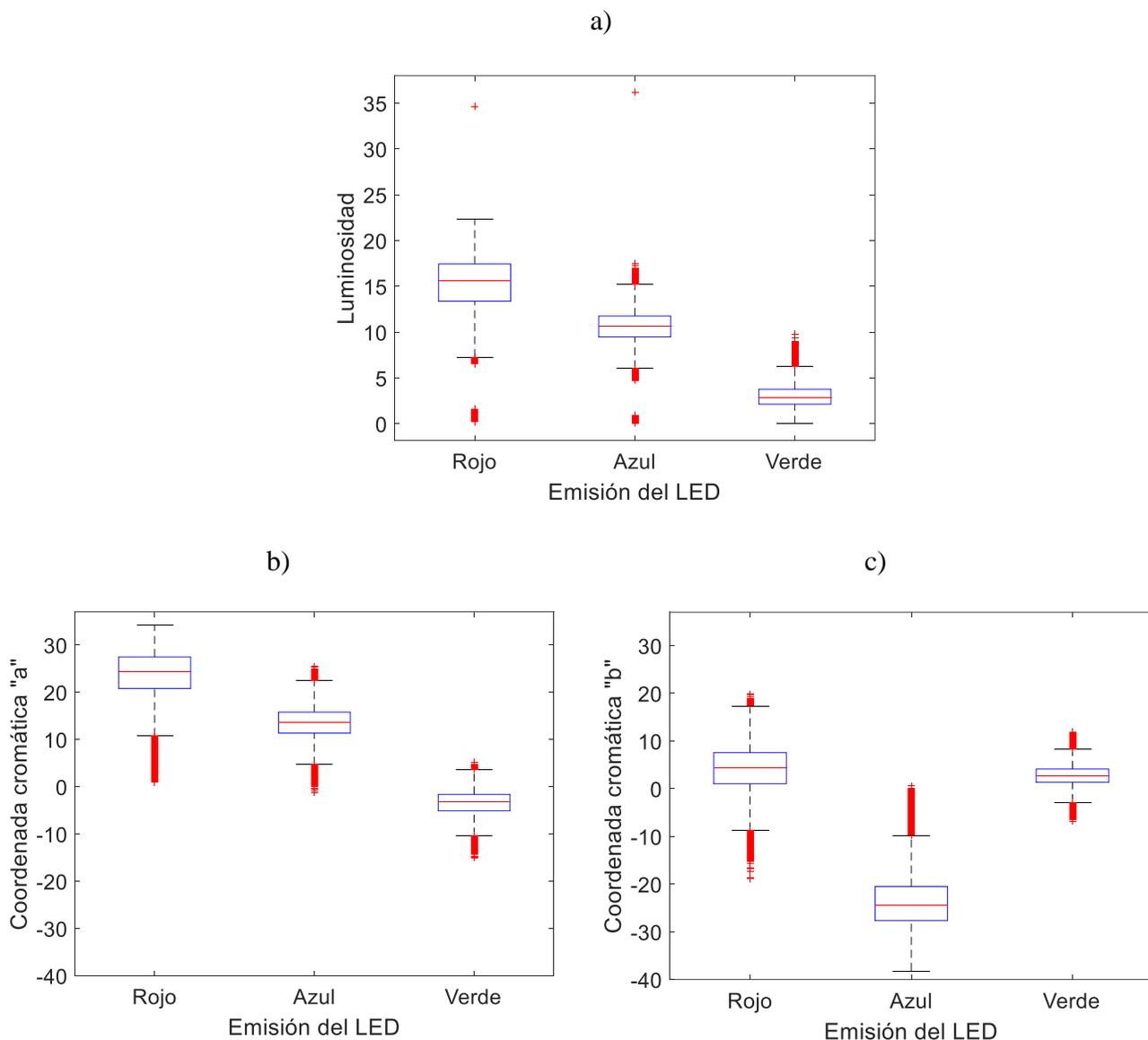


Figura 4.8 Diagramas de cajas de a) Luminosidad, b) coordenada cromática "a" y c) coordenada cromática "b" del espacio de color CIELAB de las fotografías de cada banda de emisión del LED.

En la [Figura 4.8a](#) mostramos mediante diagramas de caja la luminosidad obtenida en cada uno de los píxeles de las fotografías de la emisión del LED. En ella observamos que la mayor luminosidad es en la fotografía de la emisión rojo y la menor luminosidad para la emisión verde. En base a la luminosidad del espacio CIELAB y la saturación observada en

el espacio RGB, concluimos que la sensibilidad del CMOS de la CobraCam M120 es en el orden descendente: rojo, azul y verde.

Por otra parte, Yu *et al.* observaron que en fotodetectores de P3OT/PCBM y P3HT:PCBM [58], [70], la mayor responsividad con filtros de color es en la banda de color rojo y en ambos artículos reportan haber utilizado un filtro rojo pasa largos y para los filtros azul y verde un filtro pasa banda. La responsividad en rojo concuerda con lo mencionado por Seferis *et al.* [71], la mayoría de los fotodetectores de silicio muestran alta QE en las longitudes de onda del color rojo.

Utilizando las coordenadas cromáticas de las fotografías de emisión del LED (Figura 4.8b y Figura 4.8c), en la Figura 4.9 mostramos mediante círculos la ubicación, en el espacio CIELAB, del color predominante cada fotografía (el círculo rojo representa la fotografía de la banda de emisión roja, el verde el de la banda verde y el azul el de la banda azul). Observamos que cada círculo se ubica en el matiz del color de la banda de emisión del LED correspondiente. La saturación de la fotografía de la emisión azul (círculo azul) es menor que la de la emisión roja (círculo rojo), y esto corresponde con las gráficas a y c de la Figura 4.7 donde la intensidad en gris del canal B para la emisión azul es menor que la del canal R para la emisión roja, de igual forma la ubicación en saturación del círculo verde corresponde con el canal G de la emisión verde en la Figura 4.7b.

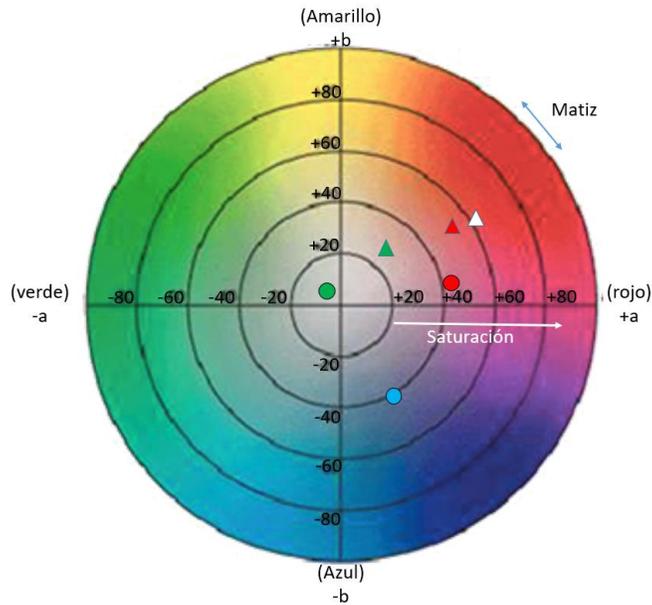


Figura 4.9 Ubicación representativa de las coordenadas cromáticas  $a$  y  $b$  en el espacio de color CIELAB. Los círculos representan el color predominante en las fotografías utilizadas para obtener la sensibilidad del CMOS y los triángulos representan las fotografías obtenidas con el CMOS con y sin recubrimiento.

Los CMOS aquí utilizados tienen mayor responsividad en el rojo que en el verde, y las películas de fósforos que utilizaremos emiten en rojo y verde, 625 y 515 nm respectivamente. Con lo anterior, esperamos que el incremento en responsividad del CMOS con la capa de fósforos rojos sea mayor que la capa de fósforos verdes. Además, como mencionamos en el Capítulo 3, la película que emite en rojo tiene mayor eficiencia cuántica.

## 4.5 Arreglo experimental

En la Figura 4.10 mostramos el esquemático y fotografía del arreglo experimental utilizado para caracterizar el CMOS antes y después de recubrirlo con las películas de fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1. El montaje se compone de un LED UV (@345 nm) que irradia una pantalla de papel albanene y el spot formado es capturado por una lente de cuarzo (Universe kogaku, modelo: UV1228CM), no sin antes pasar por un filtro pasa banda centrado en  $\lambda = 340$  nm y ancho espectral de 12 nm (i.e 340/12 nm), para después formar imagen sobre el sensor CMOS.

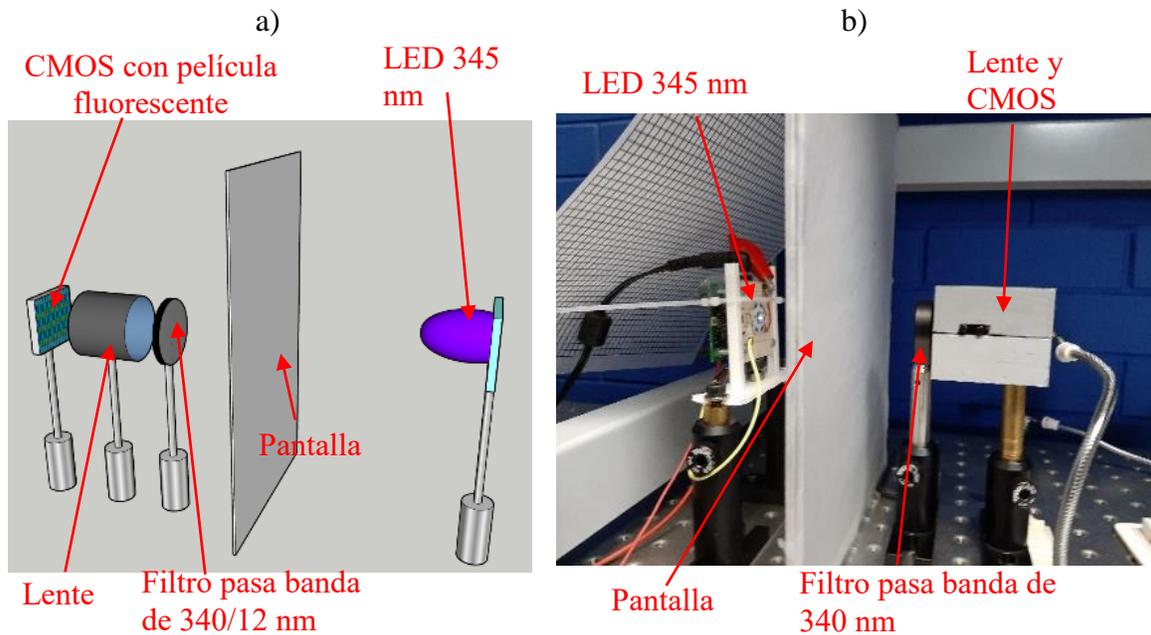


Figura 4.10 a) Esquemático y b) fotografía de arreglo experimental utilizado para caracterizar el CMOS antes y después de recubrirla con películas de fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1.

Utilizando el montaje de la [Figura 4.10](#) tomamos fotografías antes y después de recubrir el CMOS. El spot captado con el CMOS previo al recubrimiento aparece de color rojo en la fotografía ([Figura 4.11a](#)). Al graficar su nivel de intensidades en gris en cada canal RGB ([Figura 4.11b](#)), sin eliminar el offset de oscuridad, observamos que el canal R es el predominante mientras en los canales G y B solamente hay ruido y offset de oscuridad.

Para comprobar o descartar que el color rojo es producto de la radiación del LED, entre la lente y el CMOS, colocamos un filtro pasa largos de 500 nm (HORIBA Scientific, modelo: G00001228 KV500) y tomamos una fotografía ([Figura 4.11c](#)). Al graficar los canales RGB en niveles de gris coincidió con los niveles del offset de oscuridad ([Figura 4.11d](#)), causado por la corriente en el fotodetector cuando no está siendo iluminado [61]. Por lo cual, el color rojo es causado por la radiación del LED.

Existen varias razones por las que un objeto en una fotografía aparezca de color diferente al real, entre ellas está el color de Moire y la transmitancia de los filtros en la MFC. De acuerdo a Lukac y Platoniotis [63], el color de Moire es producido por los patrones de

Moire, de ahí su nombre, generados cuando la escena a capturar tiene superficies rayadas que, debido a la MFC y la resolución del sensor, no es posible muestrear espacialmente de forma adecuada. Dado que nuestras fotografías no son de patrones rayados, el color de Moire es descartado. Por otra parte, como ya hemos mencionado, un sensor típico tiene baja sensibilidad a la luz UVA [5] y si rayos UVA son transmitidos por los filtros de color entonces el color en la fotografía dependerá de la transmitancia de los filtros.

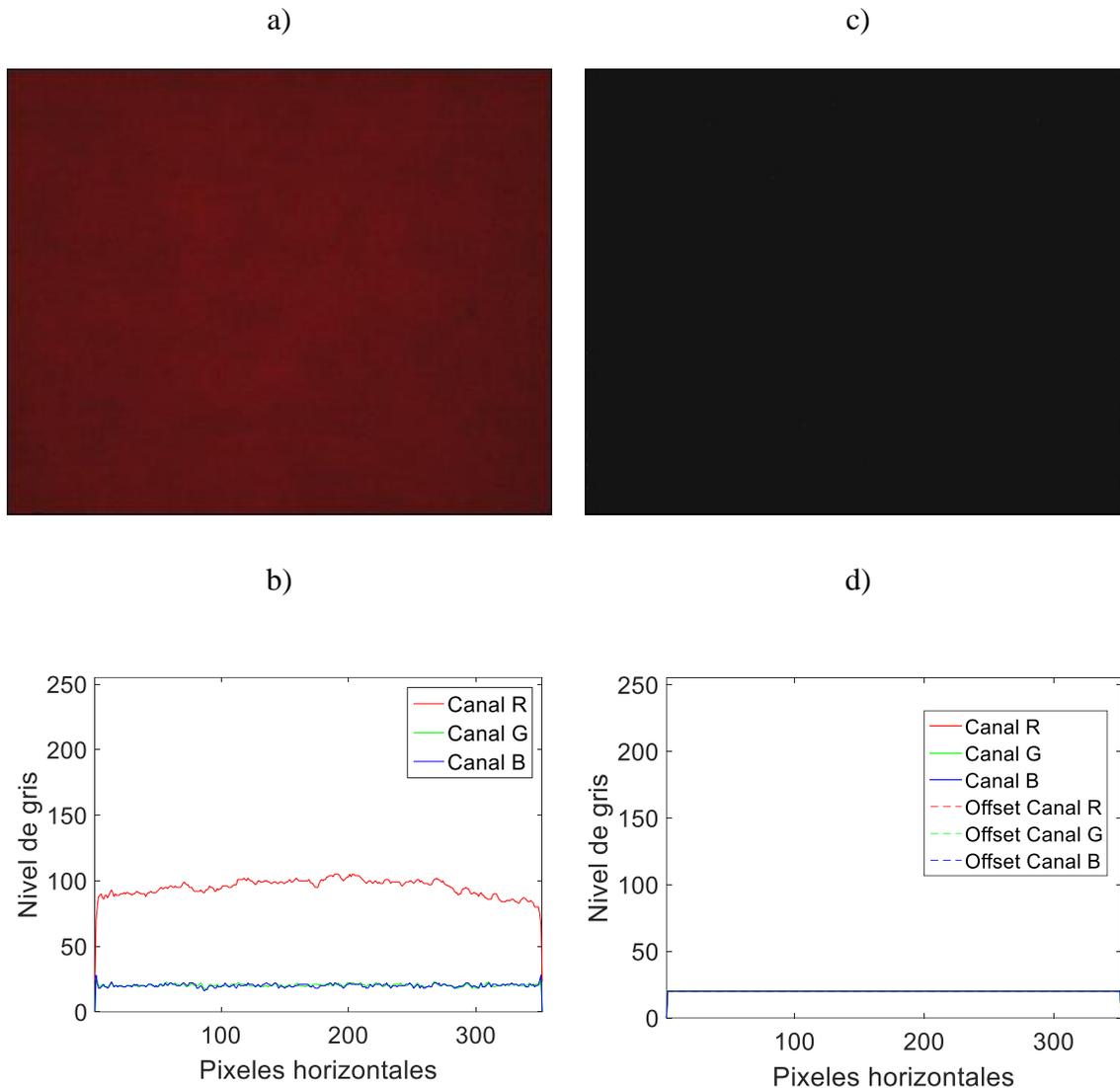


Figura 4.11 Fotografías con CMOS sin recubrir. a) Registro sin filtro KV500 y b) su perfil de intensidades de gris. c) Fotografía con filtro KV500 y d) su perfil de intensidades de gris comparado con el offset de oscuridad del sensor. Las gráficas del inciso b) como el d) corresponden al eje horizontal central de la fotografía.

En la sección 4.2 mencionamos las construcciones de los filtros de color existentes y, como sabemos, en base a ellas dependerá la transmitancia de estos. Anteriormente Frey *et al.* [64] reportaron la fabricación de MFC por configuración metal-dieléctrico-metal y, aunque su análisis solamente fue para el rango visible, en una gráfica donde muestran la transmitancia de sus filtros, el filtro de color azul y rojo además de transmitir en sus respectivas bandas de color también parecen transmitir en longitudes de onda menores a 400 nm (Figura 4.12a). En la revisión de filtros de color estructurales de Yu *et al.* [65] aparece una gráfica (Figura 4.12b) de la transmitancia obtenida mediante matrices metálicas con nano huecos a diferentes periodicidades (de 230 a 410 nm), aunque debido al rango de visualización de los espectros (span) la gráfica es de 400 a 700 nm parece que la transmitancia de dichos filtros se extiende al UVA e IR cercano. También reportan la transmitancia de filtros de color en configuración etalon (interferómetro Fabry Pérot), donde el span es de 400 a 1000 nm; sin embargo, los espectros de transmisión de los filtros rojo, verde y azul pareciera extenderse a una parte del UVA (Figura 4.12c).

Además de los filtros de color por configuración estructural, desde hace tiempo también las MFC se fabrican con colorantes. Dillon *et al.* [72] reportaron la fabricación de una MFC con colorantes por deposición de vapor donde, aunque el span de la transmitancia de los filtros es de 400 a 700 nm (Figura 4.13), pareciera que también transmiten en UVA.

Lo anterior sugiere que los filtros de color pueden transmitir en el UVA. Si en nuestro CMOS el filtro rojo transmite en UVA y no así los filtros verde y azul, explicaría porque la imagen que vemos es en color rojo y no se observa contribución en las capas G y B, lo anterior recordando el funcionamiento de un sensor RGB (sección 4.2). Por otra parte, como mencionamos en el Capítulo 3, los colorantes pueden fluorescer cuando se excitan con UV y en nuestro caso estamos utilizando UVA (@345 nm), por lo cual, otra posible explicación sería que si la MFC está hecha de colorantes fluorescentes, el color rojo observado pudiera provenir de la fluorescencia del filtro rojo. Sin embargo, en trabajo futuro será necesario retirar la MFC de un CMOS para evaluar la transmisión de la MFC, posible fluorescencia y la sensibilidad del CMOS.

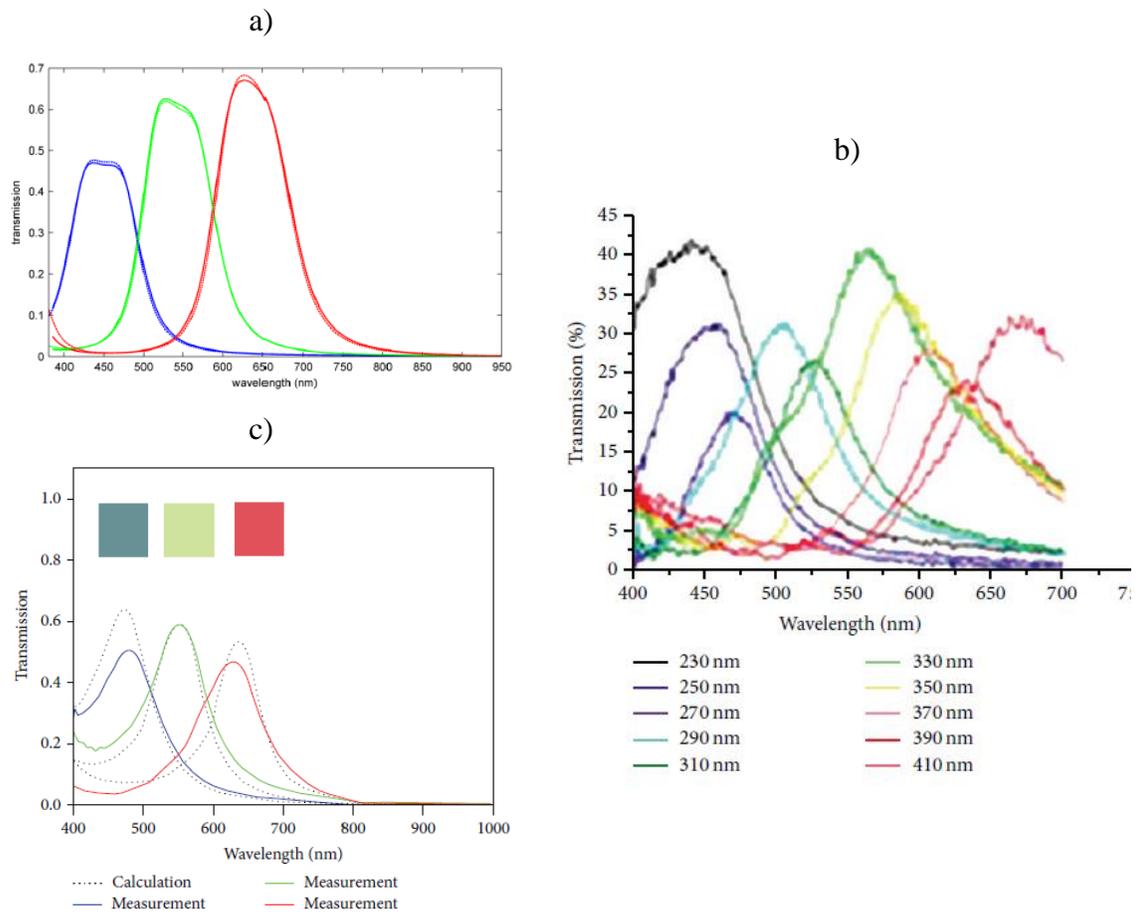


Figura 4.12 Transmítancia de algunas configuraciones de filtros estructurales. a) Configuración metal-dielectrico-metal. [64] b) Matriz metálica con nano huecos para periodicidades entre ellos de 230 a 410 nm. [65] c) filtro en etalon [65]

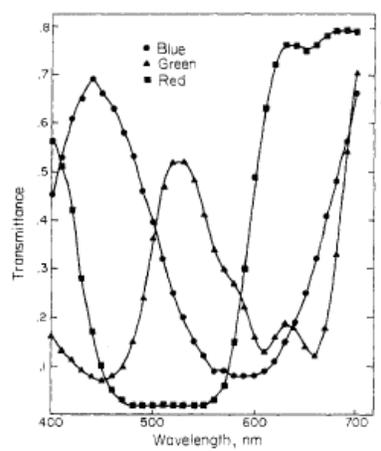


Figura 4.13 Transmítancia de filtros de color fabricados con colorantes por Dillon et al. [72]

## 4.6 Resultados

Con los CMOS recubiertos con las películas de fósforos de PTG505/F y UKL63/F-U1 tomamos fotografías, en la misma área de la pantalla a la misma intensidad de emisión del LED (Figura 4.14), para comparar su comportamiento respecto al obtenida con el sensor sin recubrir (Figura 4.11a). En las fotografías con y sin recubrir el CMOS observamos que el color predominante es el rojo. En la fotografía con el CMOS recubierto con fósforos PTG505/F se observa mayor uniformidad en la luminosidad que con el recubrimiento de fósforos UKL63/F-U1, esto puede ser causa del tamaño y aglomeración en las partículas de fósforos. Lo observado en nuestro caso concuerda con lo mostrado por Franks *et al.* [5] donde recubren un sensor CCD con fósforos que emiten en 540 nm bajo excitación de 265 nm, y en la fotografía con el recubrimiento se observan pequeñas partículas, aunque no tan visibles como en nuestra fotografía con recubrimiento de UKL63/F- U1. En la fotografía de la Figura 4.14b observamos partes circulares con mayor contraste.

Tran *et al.* [73] utilizando partículas de fósforos YAG:Ce en LED blancos comprobaron que al incrementar el tamaño de partículas de fósforos la eficiencia de conversión de estas disminuye. Con lo anterior, podríamos decir que los círculos oscuros observados en Figura 4.14b (para los fósforos UKL63/F-U1) se debe a la aglomeración y/o tamaño de las partículas de fósforos. Dado lo anterior, para los recubrimientos con fósforos UKL63/F-U1 es necesario modificar la técnica de preparación para evitar las aglomeraciones de partículas y disminuir el tamaño de estas.



Figura 4.14 Fotografías con recubrimiento de fósforos en a) PTG505/F y en b) UKL63/F-U1

Observamos que la fotografía con UKL63/F-U1 tiene un color de rojo más intenso que la fotografía con fósforos PTG505/F, lo cual se comprueba en la gráfica de niveles de gris del canal R de las fotografías (Figura 4.15a). Esto se puede deber en primer lugar a la transmitancia de esa película en 345 nm, que como mencionamos en el capítulo 3, es cercana al 60% y en segundo lugar que la fluorescencia de los fósforos utilizados en esa película es en 625 nm, correspondiente al color rojo. En la fotografía con PTG505/F, como observamos en la Figura 4.14a y en las gráficas de niveles de gris de la Figura 4.15, predomina el color rojo pero a diferencia de la fotografía con UKL63/F-U1 este es menos intenso, lo cual se debe a la transmitancia, aproximadamente del 10% de la película para 345 nm.

En las gráficas de nivel de gris de cada canal RGB (Figura 4.15) de las fotografías observamos que en todas ellas predomina el canal R. Aunque al comparar el canal G de las fotografías de los tres casos (Figura 4.15b) observamos que la mayor intensidad de ese canal es en la fotografía con los fósforos PTG505/F (fluorescencia en 515 nm). Esto nos indica que el CMOS está captando fluorescencia de los fósforos PTG505/F.

Para el caso del CMOS con fósforos UKL63/F-U1 la fluorescencia de la película corresponde al canal R, coincidiendo con el canal de detección sin ninguna película sobre el CMOS (Figura 4.11b), mientras que en los canales G y B solamente hay ruido (Figura 4.15). Al comparar con el nivel de gris del canal R de la fotografía con el CMOS sin recubrimiento, pareciera que con los fósforos UKL63/F-U1 el nivel de gris disminuye, es decir que aparentemente la sensibilidad de detección en 345 nm disminuye. Sin embargo, como ya mencionamos, el análisis en espacio RGB solamente nos indica la saturación del matiz de los colores primarios rojo, verde y azul, además que las gráficas de la Figura 4.15 solamente corresponden a un eje de píxeles, por lo cual convertimos las fotografías al espacio CIELAB para hacer el análisis en función de la luminosidad (Figura 4.16).

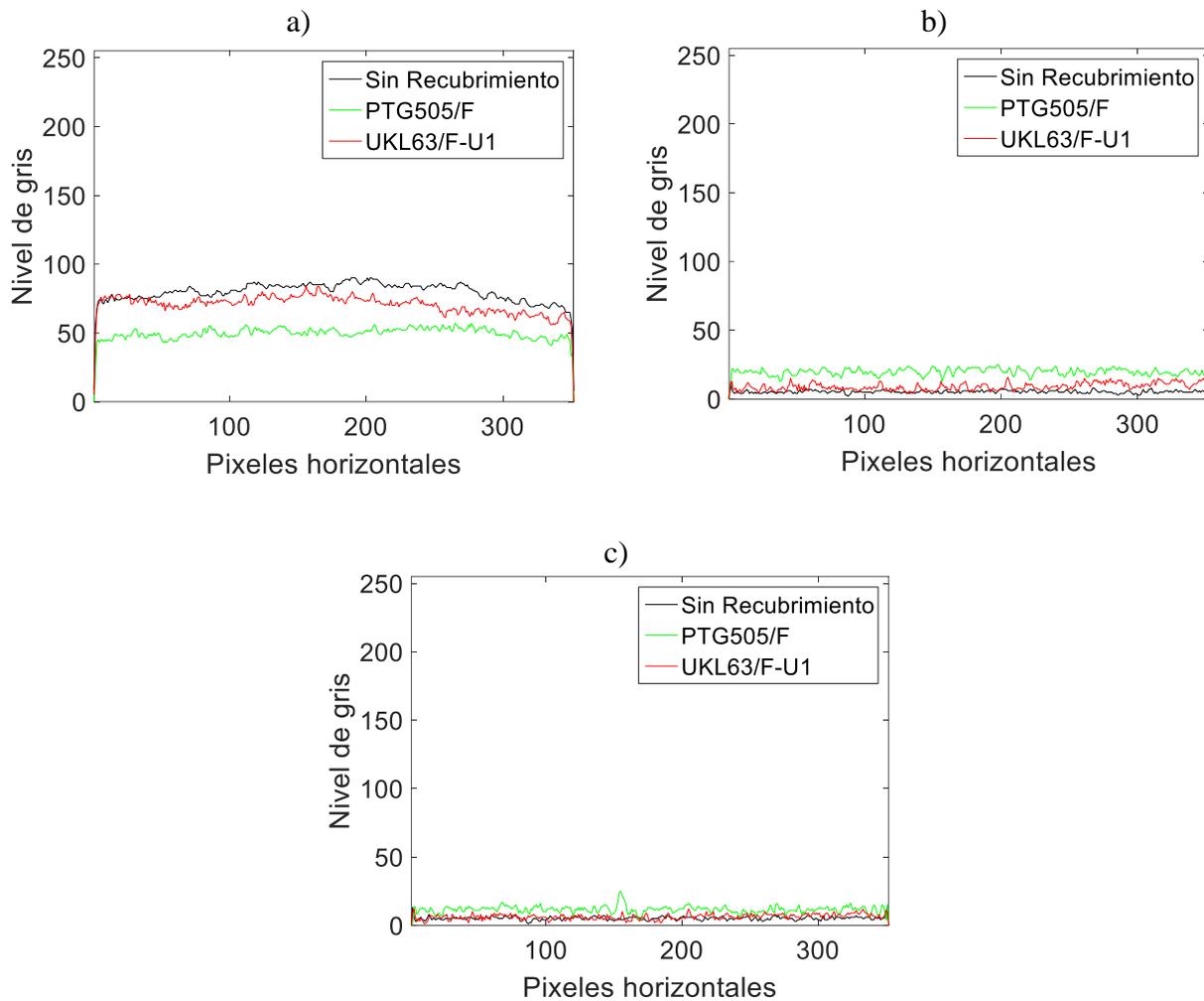


Figura 4.15 Nivel de gris sin offset de oscuridad en el eje horizontal central en a) canal R, b) canal G y c) canal B de las fotografías sin recubrimiento y con recubrimientos de fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1

En la [Figura 4.16](#) mostramos la matriz de luminosidad del espacio de color CIELAB para las fotografías obtenidas con el sensor CMOS con y sin recubrimiento, para un mejor análisis visual, las representamos mediante pseudocolor desde negro (0 luminosidad) hasta amarillo (luminosidad igual a 30/100) como indicamos con la barra de colores. Mientras que sin recubrimiento en el CMOS el spot del LED es fácilmente observable en la parte central de la fotografía donde predomina el color amarillo ([Figura 4.16a](#)), con el recubrimiento de PTG505/F el spot ya no se observa y el color amarillo disminuyó considerablemente en la matriz ([Figura 4.16b](#)), aunque con recubrimiento de UKL63/F-U1 observamos que el color amarillo vuelve a aparecer en la matriz de luminosidad pero se observan círculos con baja luminosidad lo cual corresponde con los círculos negros de la [Figura 4.14b](#).

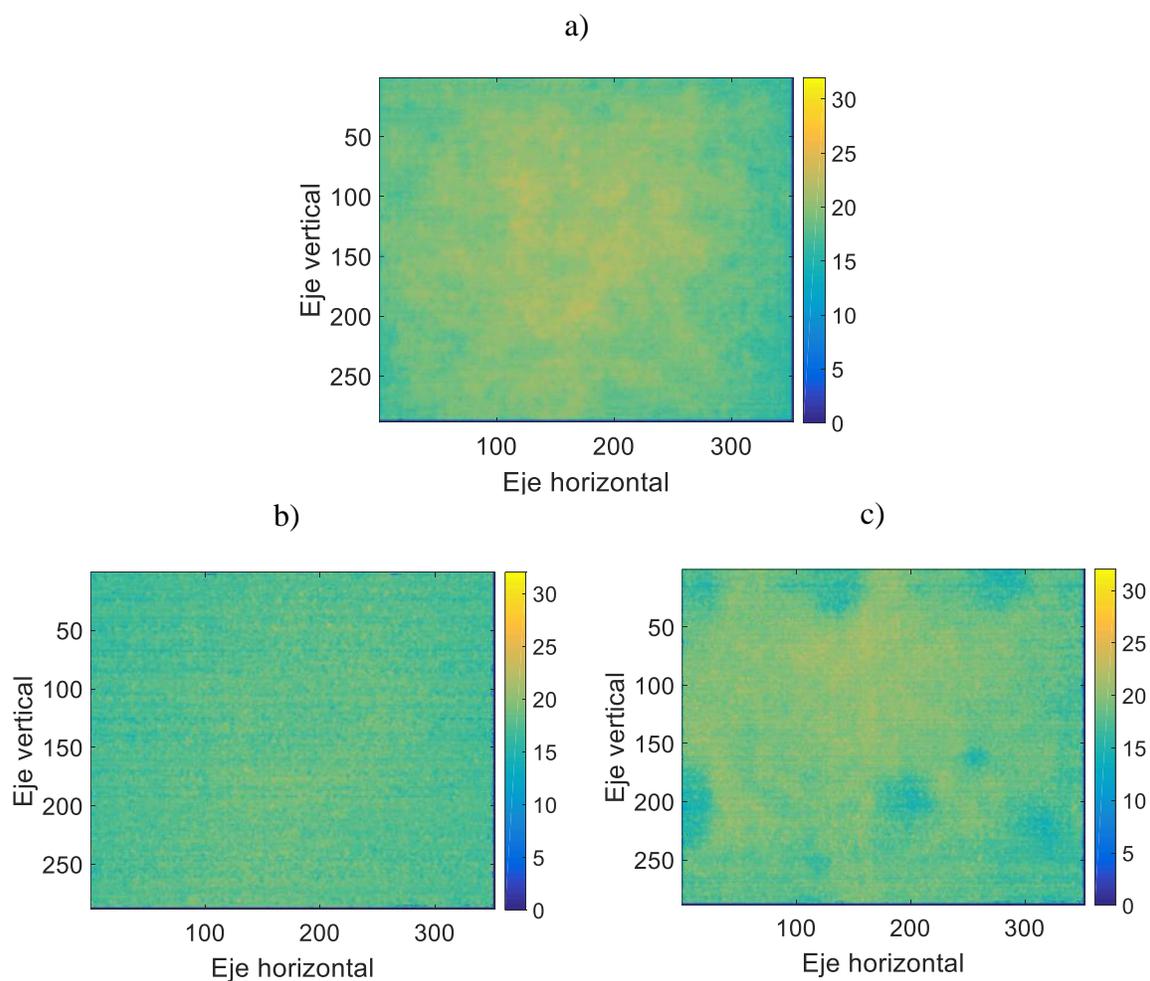
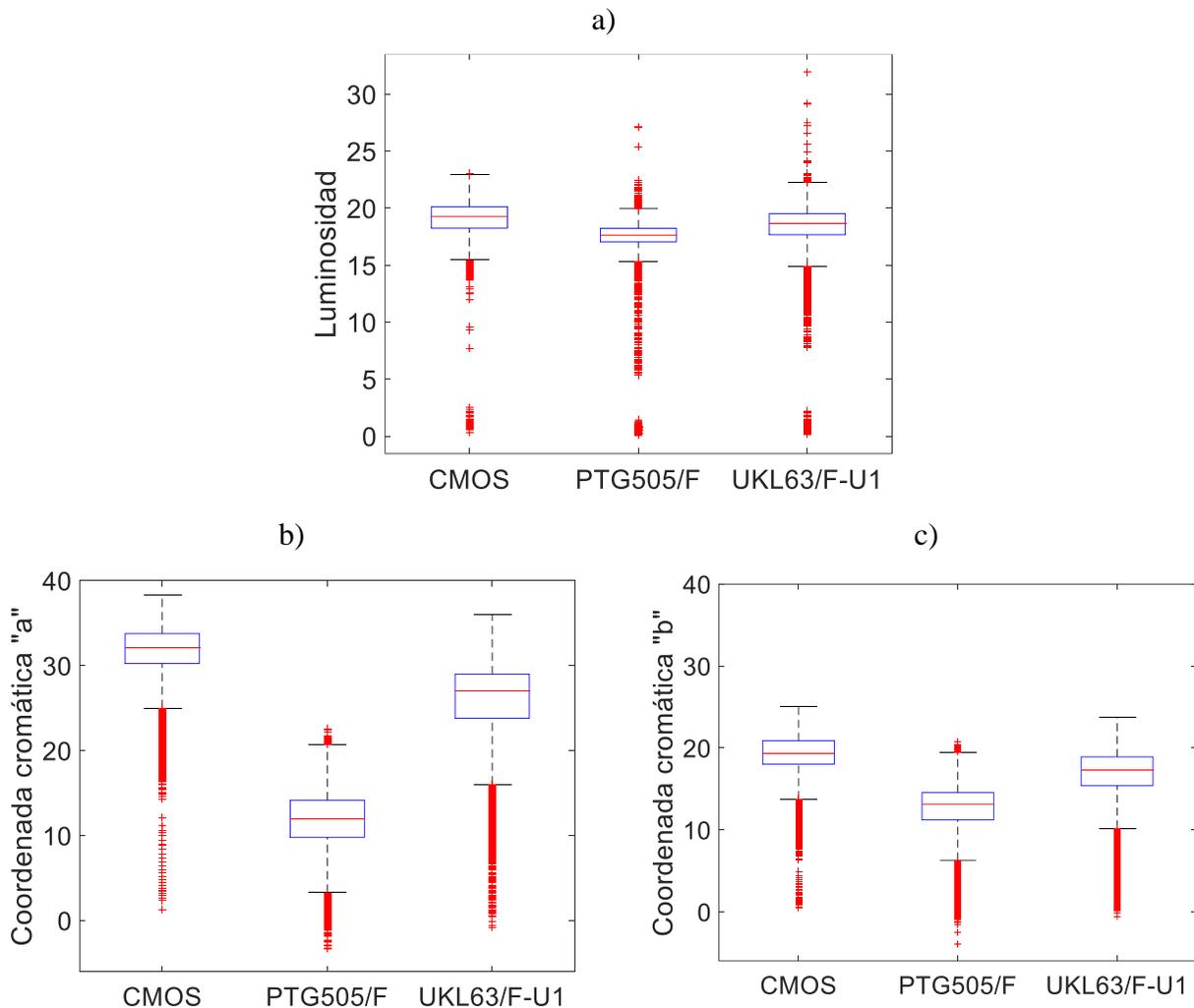


Figura 4.16 Luminosidad en las fotografías con y sin recubrimiento del sensor CMOS. a) CMOS sin recubrir, b) CMOS con película de PTG505/F, c) CMOS con película UKL63/F-U1.

Al graficar en diagramas de cajas la luminosidad en los pixeles (Figura 4.17a) observamos que la mediana de luminosidad en las fotografías con ambos recubrimientos es menor que sin recubrimiento. Sin embargo, los valores atípicos (representados por cruces rojas) superiores incrementan con los recubrimientos, siendo el mayor valor atípico para el recubrimiento de UKL63/F-U1, lo que indica un incremento en la sensibilidad de detección de 345 nm por parte de los CMOS. Mientras que el rango intercuartílico (i.e. altura de la caja) está relacionado con la variabilidad en intensidad de los pixeles que detectan el spot del LED y nos estaría indicando que para el recubrimiento con PTG505/F los pixeles que están detectando el spot del LED tienen menos variabilidad que sin el recubrimiento, a diferencia

de lo que ocurre con el UKL63/F-U1 y sin recubrimiento donde el rango intercuartílico es similar, esto corresponde con el área de las regiones amarillas observadas en la [Figura 4.16](#).



*Figura 4.17 Diagramas de cajas de: a) Luminosidad, b) coordenada cromática "a" y c) coordenada cromática "b" del espacio de color CIELAB de las fotografías con el sensor CMOS sin recubrir y con recubrimientos de películas con PTG505/F y UKL63/F-U1*

Por otra parte, al determinar las coordenadas cromáticas ([Figura 4.17b](#) y [Figura 4.17c](#)) del espacio CIELAB, observamos que el matiz correspondiente a las fotografías es el rojo, lo cual corresponde con lo ya mencionado. Lo anterior lo mostramos en la [Figura 4.9](#) mediante triángulos de color blanco, verde y rojo que representan las fotografías con el sensor sin recubrir, con fósforos PTG505/F y con UKL63/F-U1 respectivamente. De acuerdo a la posición de los triángulos, la saturación del matiz rojo es mayor para la fotografía con el

sensor sin recubrir y menor para el recubrimiento con PTG505/F, esto corresponde con lo observado en la [Figura 4.15a](#).

En la literatura hay referencias de que la utilización de una capa de fósforos sobre un sensor de imagen mejora la sensibilidad a diferentes longitudes de onda. Franks *et al.* [5] mejora en un factor de 3.5 la sensibilidad a 265 nm (perteneciente al UVC). Las películas aquí utilizadas incrementan la sensibilidad en 345 nm en forma no homogénea (i.e. en algunos pixeles) de acuerdo a lo observado en la [Figura 4.17a](#) y [Figura 4.16](#). Esto parece deberse a la distribución de las partículas de fósforos en la película, lo cual se relaciona con la transmitancia en 345 nm. Por lo tanto, es necesario modificar la concentración de fósforos en las películas a fin de tener partículas de fósforos en todas las regiones de la película y en consecuencia disminuir la transmitancia, pero evitando formar múltiples capas de partículas de fósforos para evitar regiones de poca luminosidad como las observadas en la [Figura 4.14b](#) y [Figura 4.16c](#).

## 4.7 Conclusiones

Las películas de fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1 en concentración de 125 mg por cada 50 mg de PMMA por cada mililitro de tolueno mejoran la sensibilidad en 345 nm; sin embargo, no lo hacen de forma homogénea en todo el sensor, i.e. solamente en algunos pixeles. Lo anterior se atribuye al tamaño de partículas y distribución de las mismas sobre el sensor. Por lo cual es necesario modificar la técnica de preparación con fósforos UKL63/F- U1 para disminuir el tamaño de las partículas y evitar las aglomeraciones como se observa en la fotografía con el sensor recubierto con estos fósforos. Además, es necesario aumentar la concentración de fósforos para mejorar la distribución de partículas sobre el sensor.

El efecto que provoca que luz con longitud de onda de 345 nm se vea como rojo en la cámara podría ser causado por la transmitancia de la MFC y la sensibilidad del CMOS en el UVA, o por la posible fluorescencia en la MFC al ser irradiada con 345 nm. Sin embargo, en trabajos posteriores será necesario analizar la MFC para conocer la causa exacta del color

rojo observado. Los efectos anteriores dependen de la MFC y no todos los sensores de imagen tienen la misma construcción en su MFC, por lo cual, que en el CMOS aquí utilizado no incrementara en gran medida la sensibilidad no quiere decir que no la incrementará en otros sensores de imagen. Dado que las pruebas aquí realizadas fueron en un CMOS RGB, como trabajo futuro, es necesario hacer pruebas con una cámara de sensor monocromático, i.e. sin matriz de filtros de color.

## Capítulo 5

### Conclusiones generales y trabajo a futuro

En esta tesis propusimos y evaluamos soluciones a las implicaciones de tener una fuente de luz extendida y una cámara en un SVEA en UV. Para cuantificar la irradiación de la fuente de luz evaluamos el proceso inverso de formación de imagen radiométrica. Y para utilizar cámaras de fácil acceso comercial (i.e. webcams) en un SVEA en UV evaluamos el recubrimiento de las mismas con películas poliméricas fluorescentes utilizando partículas de fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1.

Evaluamos el proceso inverso de formación de imagen radiométrica para cuantificar la irradiación de una fuente de luz extendida. El modelo consistió en irradiar una pantalla con la fuente de luz a analizar y desde el lado opuesto tomar una fotografía del spot generado a partir de la cual se cuantificó la irradiación. En el proceso inverso tomamos en cuenta los factores de transmitancia, tanto de la pantalla como de la lente utilizada, de la viñeta y el efecto del coseno a la cuarta potencia provocadas por la lente, además de la función que relaciona la energía incidente sobre el sensor de imagen y el nivel de gris generado en la misma. Al comparar el resultado del modelo matemático utilizado con el valor teórico, obtuvimos que para aproximar los resultados de irradiación es necesario una ganancia  $K$  que, a su vez está en función de la separación entre la pantalla y la cámara. Los resultados obtenidos indican que, además de los factores tomados en cuenta en el proceso inverso, es necesario considerar otro factor que esté en función de esa distancia. Sin embargo, aplicando la función de la ganancia  $K$  obtenida al modelo evaluado es posible obtener la irradiación sobre una superficie separando como máximo 289 mm la cámara de la pantalla utilizada.

El proceso inverso de formación de imagen radiométrica para cuantificar la irradiación lo evaluamos utilizando un LED y comprobamos que con la metodología utilizada es posible obtener la irradiación sobre una pantalla. Dado que solamente es necesario una cámara, a diferencia de la metodología utilizada por Tan *et al.* [38] es un método más simple

y a diferencia de Popescu et al. [37] es capaz de medir fuentes luz de potencias mayores a fW. En un trabajo futuro es necesario utilizar los resultados de ganancia obtenidos para evaluar un arreglo de LEDs.

Por otra parte, desarrollamos una metodología de fabricación y caracterización de películas poliméricas. Fabricamos películas de PMMA y películas fluorescentes con fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1 suspendidos en PMMA. Utilizamos la técnica de spin-coating para fabricar las películas y obtuvimos películas con espesores uniformes menores a 12  $\mu\text{m}$ . Las películas las caracterizamos en transmitancia y espesor, y, para el caso de las películas fluorescentes, en QE. Desarrollamos una metodología para caracterizar en QE a partir de los espectros de excitación y fluorescencia.

Las películas de PMMA que fabricamos fueron para concentraciones de 50, 100, 150 y 200 mg/ml de PMMA/tolueno. Los espesores obtenidos para estas concentraciones fueron menores a 10  $\mu\text{m}$ . Obtuvimos que el espesor de estas películas es exponencial en función de su concentración. Estas películas tienen transmitancias en 345 nm mayores a 90%. Lo cual es de beneficio para que al momento de suspender partículas de fósforos en estas concentraciones de PMMA/tolueno gran parte de la energía incidente pueda ser absorbida por las partículas de fósforos.

Escogimos la concentración de 50 mg/ml de PMMA/tolueno para suspender en ella partículas de fósforos (PTG505/F y UKL63/F-U1) en el rango de 25 a 125 mg/ml de partículas de fósforos por mililitro de tolueno. Obtuvimos que en este rango de concentraciones de fósforos/tolueno el recubrimiento con UKL63/F-U1 es al menos 18% más traslucido, 2  $\mu\text{m}$  más grueso, así como 18% más eficiente en la concentración de 25 mg/ml y 122% más eficiente en 125 mg/ml que las películas de PTG505/F en las mismas concentraciones.

Observamos que las partículas de fósforos UKL63/F-U1 son no solamente más eficientes que las PTG505/F, sino que además son más densas y por consecuencia las películas obtenidas con UKL63/F-U1 son más delgadas que las de PTG505/F en las mismas concentraciones. Esto también causa que las partículas de fósforos UKL63/F-U1 queden más esparcidas sobre la matriz de PMMA, provocando que la película tenga más transmitancia

que las fabricadas con PTG505/F. Observamos que en concentraciones de 50 mg/ml de PMMA/tolueno solamente es posible agregar máximo 125 mg de partículas de fósforos PTG505/F ya que concentraciones mayores provocan un desprendimiento de la película del sustrato.

Con las películas fluorescentes recubrimos dos sensores de imagen RGB CMOS para evaluar su incremento en sensibilidad en una longitud de onda de 345 nm y observamos que, aunque la sensibilidad se incrementa, no es de forma homogénea ya que solamente se incrementa en algunos pixeles. Las películas utilizadas en los CMOS fueron de fósforos PTG505/F y UKL63/F-U1 en concentración de 125 mg por cada 50 mg de PMMA por cada 1 ml de tolueno.

Las partículas de fósforos UKL63/F-U1 demostraron su potencial para utilizarse en películas poliméricas delgadas y recubrir un CMOS para incrementar su sensibilidad en 345 nm. Sin embargo, es necesario aumentar la concentración de fósforos UKL63/F-U1 en 50 mg de PMMA y evaluar su efecto. También es necesario aumentar la concentración de PMMA para poder agregar mayor cantidad de fósforos y en consecuencia aumentar la QE de las películas. Al obtener imágenes con el CMOS recubierto con la película de UKL63/F-U1 observamos círculos negros provocados por pérdida de fluorescencia debido a la posible aglomeración de partículas de este tipo de fósforos y como trabajo futuro es necesario modificar la técnica de preparación con fósforos UKL63/F-U1 para disminuir el tamaño de las partículas y evitar las aglomeraciones de las mismas como se observa en las fotografías.

## Referencias

- [1] C. Wu, J. Gleysteen, N. T. Teraphongphom, Y. Li, y E. Rosenthal, «In-vivo optical imaging in head and neck oncology: basic principles, clinical applications and future directions», *Int. J. Oral Sci.*, vol. 10, n.º 2, jun. 2018.
- [2] G. Choy, P. Choyke, y S. K. Libutti, «Current Advances in Molecular Imaging: Noninvasive in Vivo Bioluminescent and Fluorescent Optical Imaging in Cancer Research», vol. 2, n.º 4, p. 10, 2003.
- [3] R. B. Northrop, *Noninvasive Instrumentation and Measurement in Medical Diagnosis*. CRC Press, 2001.
- [4] N. B. Meduri, T. Vandergriff, H. Rasmussen, y H. Jacobe, «Phototherapy in the management of atopic dermatitis: a systematic review», *Photodermatol. Photoimmunol. Photomed.*, vol. 23, n.º 4, pp. 106-112, ago. 2007.
- [5] W. A. R. Franks, M. J. Kiik, y A. Nathan, «UV-responsive CCD image sensors with enhanced inorganic phosphor coatings», *IEEE Trans. Electron Devices*, vol. 50, n.º 2, pp. 352-358, feb. 2003.
- [6] I. Moreno y C.-C. Sun, «Three-dimensional measurement of light-emitting diode radiation pattern: a rapid estimation», *Meas. Sci. Technol.*, vol. 20, n.º 7, p. 075306, 2009.
- [7] S. Silverman y A. C. Society, *Oral Cancer*, vol. 1. PMPH-USA, 2003.
- [8] C. Scully y J. Bagan, «Oral squamous cell carcinoma overview», *Oral Oncol.*, vol. 45, n.º 4-5, pp. 301-308, may 2009.
- [9] C. Carreras-Torras y C. Gay-Escoda, «Techniques for early diagnosis of oral squamous cell carcinoma: Systematic review», *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*, vol. 20, n.º 3, pp. e305-e315, may 2015.
- [10] Y. Wang, E. Gutierrez-Herrera, A. Ortega-Martinez, R. R. Anderson, y W. Franco, «UV fluorescence excitation imaging of healing of wounds in skin: Evaluation of wound closure in organ culture model», *Lasers Surg. Med.*, vol. 48, n.º 7, pp. 678-685, sep. 2016.
- [11] B. W. Neville y T. A. Day, «Oral Cancer and Precancerous Lesions», *CA. Cancer J. Clin.*, vol. 52, n.º 4, pp. 195-215, 2002.
- [12] E. Gutierrez-Herrera, A. E. Ortiz, A. Doukas, y W. Franco, «Fluorescence excitation photography of epidermal cellular proliferation», *Br. J. Dermatol.*, vol. 174, n.º 5, pp. 1086-1091, may 2016.
- [13] W. Franco, E. Gutierrez-Herrera, N. Kollias, y A. Doukas, «Review of applications of fluorescence excitation spectroscopy to dermatology», *Br. J. Dermatol.*, vol. 174, n.º 3, pp. 499-504, mar. 2016.
- [14] I. Pavlova, M. Williams, A. El-Naggar, R. Richards-Kortum, y A. Gillenwater, «Understanding the Biological Basis of Autofluorescence Imaging for Oral Cancer Detection: High-Resolution Fluorescence Microscopy in Viable Tissue», *Clin. Cancer Res.*, vol. 14, n.º 8, pp. 2396-2404, abr. 2008.
- [15] P. M. Lane *et al.*, «Simple device for the direct visualization of oral-cavity tissue fluorescence», *J. Biomed. Opt.*, vol. 11, n.º 2, p. 024006, mar. 2006.
- [16] R. R. Zhang *et al.*, «Beyond the margins: real-time detection of cancer using targeted fluorophores», *Nat. Rev. Clin. Oncol.*, vol. 14, n.º 6, pp. 347-364, jun. 2017.
- [17] X.-G. Ni, Q.-Q. Zhang, y G.-Q. Wang, «Narrow band imaging versus autofluorescence imaging for head and neck squamous cell carcinoma detection: a prospective study», *J. Laryngol. Otol.*, vol. 130, n.º 11, pp. 1001-1006, nov. 2016.
- [18] S. P. Singh, A. Deshmukh, P. Chaturvedi, y C. M. Krishna, «In Vivo Raman Spectroscopic Identification of Premalignant Lesions in Oral Buccal Mucosa», *J. Biomed. Opt.*, vol. 17, n.º 10, p. 105002, oct. 2012.

- [19] Woonggyu Jung *et al.*, «Advances in oral cancer detection using optical coherence tomography», *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, vol. 11, n.º 4, pp. 811-817, jul. 2005.
- [20] W. Jerjes, B. Swinson, D. Pickard, G. Thomas, y C. Hopper, «Detection of cervical intranodal metastasis in oral cancer using elastic scattering spectroscopy», *Oral Oncol.*, vol. 40, n.º 7, pp. 673-678, ago. 2004.
- [21] M. Monici, «Cell and tissue autofluorescence research and diagnostic applications», en *Biotechnology Annual Review*, vol. 11, Elsevier, 2005, pp. 227-256.
- [22] H. Stübel, «Die Fluoreszenz tierischer Gewebe in ultraviolettem Licht», *Pflüg. Arch. Für Gesamte Physiol. Menschen Tiere*, vol. 142, n.º 1, pp. 1-14, sep. 1911.
- [23] N. Kollias, R. Gillies, M. Moran, I. E. Kochevar, y R. R. Anderson, «Endogenous Skin Fluorescence Includes Bands that may Serve as Quantitative Markers of Aging and Photoaging», *J. Invest. Dermatol.*, vol. 111, n.º 5, pp. 776-780, nov. 1998.
- [24] D. Fielding, J. Agnew, D. Wright, y R. Hodge, «DAFE autofluorescence assessment of oral cavity, larynx and bronchus in head and neck cancer patients», *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, vol. 3, n.º 4, pp. 259-265, dic. 2006.
- [25] F. J. F. Herth, A. Ernst, y H. D. Becker, «Autofluorescence Bronchoscopy – A Comparison of Two Systems (LIFE and D-Light)», *Respiration*, vol. 70, n.º 4, pp. 395-398, 2003.
- [26] W. Franco *et al.*, «Development of a wide-field fluorescence imaging system for evaluation of wound re-epithelialization», en *Photonic Therapeutics and Diagnostics IX*, 2013, vol. 8565, p. 85650T.
- [27] J. R. Mansfield, K. W. Gossage, C. C. Hoyt, y R. M. Levenson, «Autofluorescence removal, multiplexing, and automated analysis methods for in-vivo fluorescence imaging», *J. Biomed. Opt.*, vol. 10, n.º 4, p. 41207, ago. 2005.
- [28] C. S. Farah, L. McIntosh, A. Georgiou, y M. J. McCullough, «Efficacy of tissue autofluorescence imaging (velscope) in the visualization of oral mucosal lesions», *Head Neck*, vol. 34, n.º 6, pp. 856-862, jun. 2012.
- [29] A. F. Zuluaga, N. Vigneswaran, R. K. Bradley, A. M. Gillenwater, C. M. Nichols, y C. Poh, «Identafi@3000 ultra A Multispectral Tool For Improved Oral Lesion Evaluation», en *Biomedical Optics and 3-D Imaging (2010)*, paper BSuD105, 2010, p. BSuD105.
- [30] M.-A. Mycek y B. W. Pogue, *Handbook of Biomedical Fluorescence*. CRC Press, 2003.
- [31] K. H. Awan, P. R. Morgan, y S. Warnakulasuriya, «Evaluation of an autofluorescence based imaging system (VELscope™) in the detection of oral potentially malignant disorders and benign keratoses», *Oral Oncol.*, vol. 47, n.º 4, pp. 274-277, abr. 2011.
- [32] W. Franco, E. Gutierrez-Herrera, N. Kollias, y A. Doukas, «Review of applications of fluorescence excitation spectroscopy to dermatology», *Br. J. Dermatol.*, vol. 174, n.º 3, pp. 499-504, mar. 2016.
- [33] Y. Wang, E. Gutierrez-Herrera, A. Ortega-Martinez, R. R. Anderson, y W. Franco, «UV fluorescence excitation imaging of healing of wounds in skin: Evaluation of wound closure in organ culture model», *Lasers Surg. Med.*, vol. 48, n.º 7, pp. 678-685, sep. 2016.
- [34] B. Redding, M. A. Choma, y H. Cao, «Speckle-free laser imaging using random laser illumination», *Nat. Photonics*, vol. 6, n.º 6, pp. 355-359, jun. 2012.
- [35] I. Moreno, M. Avendaño-Alejo, y R. I. Tzonchev, «Designing light-emitting diode arrays for uniform near-field irradiance», *Appl. Opt.*, vol. 45, n.º 10, p. 2265, abr. 2006.
- [36] E. Svistun, R. Alizadeh-Naderi, A. El-Naggar, R. Jacob, A. Gillenwater, y R. Richards-Kortum, «Vision enhancement system for detection of oral cavity neoplasia based on autofluorescence», *Head Neck*, vol. 26, n.º 3, pp. 205-215, 2004.
- [37] S. T. Popescu, P. S. Gheorghe, y A. Petris, «Measuring very low optical powers with a common camera», *Appl. Opt.*, vol. 53, n.º 24, pp. 5460-5464, ago. 2014.
- [38] H.-Y. Tan y T. W. Ng, «Light-emitting-diode inspection using a flatbed scanner», *Opt. Eng.*, vol. 47, n.º 10, p. 103602, oct. 2008.

- [39]R. Gordon, «Skin Cancer: An Overview of Epidemiology and Risk Factors», *Semin. Oncol. Nurs.*, vol. 29, n.º 3, pp. 160-169, ago. 2013.
- [40]E. Gutierrez-Herrera, A. E. Ortiz, A. Doukas, y W. Franco, «Fluorescence excitation photography of epidermal cellular proliferation», *Br. J. Dermatol.*, vol. 174, n.º 5, pp. 1086-1091, may 2016.
- [41]L. E. O. Gil, «Desarrollo de una pantalla táctil a bajo costo», *Pist. Educ.*, vol. 37, n.º 115, abr. 2018.
- [42]C. W. Hawryshyn y R. Beauchamp, «Ultraviolet photosensitivity in goldfish: An independent U.V. retinal mechanism», *Vision Res.*, vol. 25, n.º 1, pp. 11-20, ene. 1985.
- [43]D. Malacara y D. M. H., *Optica Basica*. Fondo De Cultura Economica USA, 2004.
- [44]Wonpil Yu, «Practical anti-vignetting methods for digital cameras», *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 50, n.º 4, pp. 975-983, nov. 2004.
- [45]H. Zghal y H. A. Elmaraghy, «Brightness calibration of charge-coupled device camera systems», *Opt. Eng.*, vol. 39, n.º 2, pp. 336-347, feb. 2000.
- [46]D.-Y. Kim y J.-W. Seo, «A diffuser-based three-dimensional measurement of polarization-dependent scattering characteristics of optical films for 3D-display applications», *Opt. Express*, vol. 23, n.º 2, pp. 1063-1072, ene. 2015.
- [47]W. Viehmann, «Thin-Film Scintillators For Extended Ultraviolet (UV) Response Silicon Detectors», en *Measurements of Optical Radiations*, 1979, vol. 0196, pp. 90-96.
- [48]S. J. Alexander, «Phosphor Coated UV- Responsive CCD Image Sensors», p. 178.
- [49]A. J. P. Theuwissen, «CMOS image sensors: State-of-the-art», *Solid-State Electron.*, vol. 52, n.º 9, pp. 1401-1406, sep. 2008.
- [50]M. D. Tyona, «A theoretical study on spin coating technique», *Adv. Mater. Res.*, vol. 2, n.º 4, p. 195, dic. 2013.
- [51]U. Ali, K. J. B. A. Karim, y N. A. Buang, «A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA)», *Polym. Rev.*, vol. 55, n.º 4, pp. 678-705, oct. 2015.
- [52]C. B. Walsh y E. I. Franses, «Ultrathin PMMA films spin-coated from toluene solutions», *Thin Solid Films*, vol. 429, n.º 1, pp. 71-76, abr. 2003.
- [53]H. M. Zidan y M. Abu-Elnader, «Structural and optical properties of pure PMMA and metal chloride-doped PMMA films», *Phys. B Condens. Matter*, vol. 355, n.º 1, pp. 308-317, ene. 2005.
- [54]R. Allison, J. Burns, y A. J. Tuzzolino, «Absolute Fluorescent Quantum Efficiency of Sodium Salicylate\*», *JOSA*, vol. 54, n.º 6, pp. 747-751, jun. 1964.
- [55]W. A. R. Franks, M. J. Kiik, y A. Nathan, «Inorganic phosphor coatings for UV-responsive CCD image sensors», en *Sensors and Camera Systems for Scientific, Industrial, and Digital Photography Applications*, 2000, vol. 3965, pp. 33-41.
- [56]R. T. Wegh, H. Donker, K. D. Oskam, y A. Meijerink, «Visible Quantum Cutting in LiGdF<sub>4</sub>:Eu<sup>3+</sup> Through Downconversion», *Science*, vol. 283, n.º 5402, pp. 663-666, ene. 1999.
- [57]B. Liu, Y. Chen, C. Shi, H. Tang, y Y. Tao, «Visible quantum cutting in BaF<sub>2</sub>:Gd,Eu via downconversion», *J. Lumin.*, vol. 101, n.º 1, pp. 155-159, ene. 2003.
- [58]G. Yu, G. Srdanov, J. Wang, H. Wang, Y. Cao, y A. J. Heeger, «Large area, full-color, digital image sensors made with semiconducting polymers», *Synth. Met.*, vol. 111-112, pp. 133-137, jun. 2000.
- [59]G. R. Sims, F. Griffin, y M. P. Lesser, «Improvements In CCD Quantum Efficiency In The UV And Near-IR», en *Optical Sensors and Electronic Photography*, 1989, vol. 1071, pp. 31-43.
- [60]C. L. Antonio José, D. M. Luis José, y T. Javier, *Fotografía digital*. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte, 2000.
- [61]A. E. Gamal y H. Eltoukhy, «CMOS image sensors», *IEEE Circuits Devices Mag.*, vol. 21, n.º 3, pp. 6-20, may 2005.
- [62]J. Nakamura, *Image Sensors and Signal Processing for Digital Still Cameras*. CRC Press, 2017.
- [63]R. Lukac y K. N. Plataniotis, «Color filter arrays: design and performance analysis», *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 51, n.º 4, pp. 1260-1267, nov. 2005.

- [64]L. Frey *et al.*, «Color filters including infrared cut-off integrated on CMOS image sensor», *Opt. Express*, vol. 19, n.º 14, p. 13073, jul. 2011.
- [65]Y. Yu, L. Wen, S. Song, y Q. Chen, «Transmissive/Reflective Structural Color Filters: Theory and Applications», *J Nanomater.*, vol. 2014, pp. 6:6–6:6, ene. 2014.
- [66]A. CHAPANIS, «COLOR NAMES FOR COLOR SPACE», *Am. Sci.*, vol. 53, n.º 3, pp. 327-346, 1965.
- [67]N. A. Ibraheem, M. M. Hasan, R. Z. Khan, y P. K. Mishra, «Understanding Color Models: A Review», vol. 2, n.º 3, p. 11, 2012.
- [68]G. Agranov, V. Berezin, y R. H. Tsai, «Crosstalk and microlens study in a color CMOS image sensor», *IEEE Trans. Electron Devices*, vol. 50, n.º 1, pp. 4-11, ene. 2003.
- [69]K. Hirakawa, «Cross-talk explained», en *2008 15th IEEE International Conference on Image Processing*, 2008, pp. 677-680.
- [70]G. Yu, J. Wang, J. McElvain, y A. J. Heeger, «Large-Area, Full-Color Image Sensors Made with Semiconducting Polymers», *Adv. Mater.*, vol. 10, n.º 17, pp. 1431-1434, 1998.
- [71]I. E. Seferis *et al.*, «On the response of a europium doped phosphor-coated CMOS digital imaging detector», *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. Accel. Spectrometers Detect. Assoc. Equip.*, vol. 729, pp. 307-315, nov. 2013.
- [72]P. L. P. Dillon, A. T. Brault, J. R. Horak, E. Garcia, T. W. Martin, y W. A. Light, «Fabrication and performance of color filter arrays for solid-state imagers», *IEEE Trans. Electron Devices*, vol. 25, n.º 2, pp. 97-101, feb. 1978.
- [73]N. T. Tran, J. P. You, y F. G. Shi, «Effect of Phosphor Particle Size on Luminous Efficacy of Phosphor-Converted White LED», *J. Light. Technol.*, vol. 27, n.º 22, pp. 5145-5150, nov. 2009.

# Anexos

Anexo A: Lente de cámara (Universe Kogaku, modelo: UV1228CM)

