

Instituto Tecnológico de Costa Rica

Vicerrectoría de Investigación y Extensión

Dirección de Proyectos

Informe final de proyectos de investigación y extensión
realizado en el período 2020-2021

***Análisis de imágenes y cuantificación del color para
el diagnóstico del cáncer de piel tipo melanoma en
Costa Rica***

Documento 1

Dr. Ernesto Montero Zeledón
Dr. Mac Arturo Murillo Fernández
Dr. Luis Alexander Calvo Valverde
M.Sc. Jose Esteban Pérez Hidalgo
Dr. Dionisio Gutiérrez Fallas

Coordinado por la Escuela de Física

Mayo 2022

Tabla de contenidos

1	Código y Título del proyecto	1
2	Autores y direcciones	1
3	Resumen.....	2
4	Palabras clave.....	2
5	Introducción	3
6	Marco Teórico	5
6.1	Los melanomas.....	6
6.2	Visión por computadora.....	8
6.3	Carta de color	9
7	Metodología	10
7.1	Caracterización de la geometría y el color de las imágenes	10
7.2	Selección de la base de imágenes	10
7.3	Perfiles de color.....	11
7.4	Medición del color utilizando el sistema DigiEye© de VeriVide©	11
7.5	Metodología para determinación de las diferencias de los valores cromáticos medidos sobre el ColorChecker© nano en el DigiEye© vs el algoritmo diseñado en informática	12
8	Resultados	14
8.1	Criterios para la caracterización de la geometría y el color de las imágenes	14
8.2	Sistema de adquisición de imágenes de las muestras mediante una cámara digital	20
8.3	Protocolos y algoritmos para medir parámetros de geometría y color.....	23
8.3.1	Selección de las imágenes de las bases de datos.....	26
8.3.2	Balance de blancos.....	27
8.3.3	Perfiles de color.....	28
8.3.4	Corrección de la exposición, negros y blancos.....	28
8.3.5	Medición del color utilizando el Sistema DigiEye de VeriVide.....	29
8.3.6	Obtención de las imágenes de lesiones en la piel.....	31
8.3.7	Comparación de los valores cromáticos obtenidos a través del DigiEye y los obtenidos mediante el algoritmo.....	33
8.3.8	Determinación del efecto de los diferentes iluminantes en la valoración de las lesiones melanocíticas.....	40

8.3.9	Influencia de los iluminantes: preparación experimental y análisis de las imágenes fotográficas.....	40
8.3.10	Preparación de las muestras	41
8.3.11	Estabilización de la imagen del Colorchecker de referencia	42
8.4	Diseño del sistema de presentación de la información utilizando criterios médicos y técnicos	47
9	Discusión y conclusiones	52
9.1	Criterios para la caracterización geométrica y por color de las imágenes.....	52
9.2	Sistema de adquisición de imágenes mediante una cámara digital	52
9.3	Protocolos y algoritmos de medición de los parámetros geométricos y de color.....	53
9.4	Sistema de presentación de la información utilizando los criterios médicos y técnicos..	57
10	Recomendaciones	59
11	Agradecimientos	59
12	Referencias.....	61

1 Código y Título del proyecto

Código del proyecto: 1450024

Título del proyecto: *Análisis de imágenes y cuantificación del color para el diagnóstico del cáncer de piel tipo melanoma en Costa Rica*

2 Autores y direcciones

CUADRO I. PARTICIPANTES, ESCUELAS A LAS QUE PERTENECEN Y DIRECCIONES ELECTRÓNICAS

Grado académico y nombre del investigador	Función e institución a la que pertenece	Correo electrónico
Dr. Ernesto Montero Zeledón	Coordinador, Escuela de Física, TEC	emontero@itcr.ac.cr
Dr. Mac Arturo Murillo Fernández	Experto en color, Escuela de Física, TEC	mamurillo@itcr.ac.cr
Dr. Luis Alexander Calvo Valverde	Visión por computadora, Escuela de Computación, TEC	lcalvo@tec.ac.cr
M.Sc. Jose Esteban Pérez Hidalgo	Procesamiento computacional de imágenes, Escuela de Física, TEC	jose.perez@tec.ac.cr
Dr. Dionisio Gutiérrez Fallas	Análisis de color por computadora, Profesor Honorario de la Escuela de Física (en trámite), TEC	digutierrez2008@gmail.com

3 Resumen

El melanoma es uno de los tipos de cáncer de piel más agresivos, cuya incidencia en Costa Rica ha ido aumentando. Cuanto más temprana sea su detección, más probable es encontrar un tratamiento y una cura. Mediante técnicas de medición de imágenes digitales, se puede realizar la caracterización de algunos de los parámetros que la Academia Americana de Dermatología ha considerado claves para la detección del melanoma. Estos parámetros son conocidos como el “ABCDE” del melanoma: asimetría, irregularidad de los bordes, cambios de color, diámetro y evolución. En nuestro país, muchos profesionales en medicina utilizan los criterios del “ABCDE”, sin embargo, la gran mayoría se basa en la observación y las estimaciones cualitativas. En este proyecto se establecen criterios de medición de los diferentes parámetros dermatológicos mediante técnicas computacionales de procesamiento de imágenes, que puedan apoyar el diagnóstico médico. Además, se establecen las condiciones en que deben realizarse las imágenes de las manchas de la piel, aplicando procedimientos de estandarización del color utilizados en la fotografía profesional. Los resultados señalan que, con la aplicación de una metodología que brinde estabilidad, pueden determinarse las características de las manchas cutáneas de una forma más confiable y reproducible, en apoyo al diagnóstico por el profesional en medicina.

4 Palabras clave

Cáncer de piel, melanoma, método ABCDE, imágenes, Color, visión por computadora

5 Introducción

Los melanomas consisten en una neoplasia (agrupación o crecimiento anormal) de los melanocitos, las células que pigmentan la epidermis. La incidencia de melanomas ocurre tanto en individuos genéticamente susceptibles como en no susceptibles. El melanoma cutáneo es la principal causa de muerte por enfermedades de la piel. Según información de la Caja Costarricense del Seguro Social (CCSS) (Morera, 2014), el cáncer de piel es el de mayor incidencia en nuestro país, aproximadamente, 50 de cada 100 000 personas en Costa Rica son diagnosticados por cáncer de piel; del total de casos de cáncer diagnosticados al año, 1 de cada 4 corresponde a cáncer de piel. Aunque el cáncer de piel es más frecuente en personas mayores de 50 años, de acuerdo con las estadísticas, la incidencia y mortalidad es ligeramente superior en hombres que en mujeres. Sin embargo, la cifra está aumentando en personas de mediana edad, principalmente por el incremento de la exposición a la luz solar (región ultravioleta). Se ha observado que el melanoma es uno de los cánceres de piel más agresivos, y en promedio, cada tres días se diagnostica una persona con este tipo de cáncer (Hernández & Niewg, 2014).

El cambio en apariencia de la piel es uno de los primeros signos de la presencia de un melanoma, por lo que la Academia Americana de Dermatología (American Academy of Dermatology) ha definido un conjunto de criterios, conocidos como “ABCDE” del melanoma, utilizados para diagnosticar y dar seguimiento a los lunares y manchas de la piel (Friedman, Rigel, & Kopf, 1985). Según el “ABCDE” del melanoma, existen características de geometría (**A**simetría, **B**orde, **D**íámetro), de color (**C**olor) y de evolución o cambio de ambos (**E**volución) (Abbasi, Shaw, & Rigel, 2004), que podrían ser indicadores de la presencia de un melanoma. La detección temprana y el tratamiento adecuado aumenta la posibilidad de curar este tipo de padecimiento.

El melanoma afecta a personas, en algunos casos por su propensión genética, otros por sus hábitos laborales (en el campo agrícola y en construcción), como también a quienes se exponen al Sol realizando actividades al aire libre (actividad física o bronceados). Debido a la posición geográfica, nuestro país está expuesto a un variado rango de índices ultravioleta solar (IUV) durante todo el año, como lo señala el Instituto Meteorológico Nacional de Costa Rica (IMN, 2019), desde bajos a altos, la exposición a los rayos del Sol es uno de los factores más importantes que afectan la elevada incidencia del cáncer de piel.

A través de las técnicas de análisis de imágenes y cuantificación del color, es posible utilizar parámetros cuantitativos que faciliten al médico el diagnóstico o llevar un control de la evolución de este tipo de patologías. Aunque existen tecnologías médicas para el análisis de manchas en la piel (dermatoscopia, biopsias, tomografía computarizada (TC), tomografía por emisión de positrones (PET)) (SEOM Sociedad Española de Oncología Médica, 2017), las técnicas de análisis cuantitativas no están plenamente desarrolladas.

Las Escuelas de Física y de Ingeniería en Computación del TEC cuentan con personal y equipo especializado que permiten la medición de propiedades ópticas y geométricas de manchas en la piel, incluyendo los colores, la forma y el tamaño. Eventualmente, con el apoyo de especialistas en

dermatología, los resultados del proyecto podrían contribuir a brindar elementos clave para el diagnóstico temprano de un importante y creciente problema nacional y mundial.

El objetivo general del proyecto fue desarrollar una metodología de análisis de imágenes basada en los criterios dermatológicos “ABCDE” del melanoma, que contribuya al diagnóstico del cáncer de piel en Costa Rica. Los criterios dermatológicos mencionados son conocidos y aplicados por los médicos especialistas en el país, no obstante, solo se usan como una guía de criterios de detección que no se cuantifican de ninguna manera, sino que se evalúan de acuerdo con la experiencia del profesional médico. Este proyecto pretende presentar un protocolo de análisis de imágenes médicas que inicie con la adquisición de las imágenes en un ambiente controlado, hasta su análisis y evaluación por medio del procesamiento de visión por computadora.

Para cumplir con el objetivo general indicado, se plantearon los siguientes objetivos específicos:

1. Establecer los criterios para la caracterización de la geometría y el color de las imágenes.
2. Diseñar el sistema de adquisición de imágenes de las muestras mediante una cámara digital.
3. Desarrollar protocolos y algoritmos de medición de los parámetros de geometría y color.
4. Diseñar el sistema de presentación de la información utilizando los criterios médicos y técnicos.

6 Marco Teórico

No todas las manchas de la piel corresponden a un melanoma. Las manchas cafés o los lunares comunes no suelen representar un riesgo, sin embargo, algunas veces se manifiestan signos que alertan sobre la posibilidad del desarrollo de estas anomalías en la piel. La Academia Americana de Dermatología ha propuesto los criterios “ABCDE” del melanoma con la intención de que aún las personas comunes puedan utilizarlos para reconocer cualquier cambio en los lunares o manchas de su cuerpo (American Academy of Dermatology, 2018). Los lunares o manchas benignas suelen tener geometría circular, mientras que los melanomas, en su estado avanzado, presentan mucha asimetría. Por su parte, el borde de las manchas benignas está muy bien definido, mientras que en el melanoma se presenta de forma muy irregular. Con respecto al color, en las manchas benignas el color es regular, generalmente color café. En el melanoma se puede observar una variedad de colores: diferentes tonos de café, secciones negras, rojas, azules o inclusive, blancas. Con respecto al tamaño, el diámetro de las manchas comunes generalmente es pequeño, sin embargo, en el melanoma se observan diámetros mayores (> 6 mm) cuando se ha desarrollado. También, el diámetro de un melanoma puede ser pequeño en sus primeros estados, por lo que se deben observar los otros criterios. Finalmente, es importante tener registro de la evolución de un melanoma. No se observa un cambio importante en las manchas comunes, pero en el melanoma se podrían presentar los cambios de tamaño, de forma, de color o de otros signos más evidentes, como el sangrado, el endurecimiento o la picazón (National Library of Medicine, 2019).

Están clasificados varios factores de riesgo para el melanoma, como la predisposición genética, la edad, el color de la piel, la cantidad de manchas o lunares, la exposición a los rayos de luz ultravioleta, la inmunosupresión, la historia familiar y la región geográfica del lugar de residencia, entre otros.

Hay cuatro tipos básicos de melanoma, tres de ellos se ubican en las capas externas de la piel: el melanoma de extensión superficial (el más común), el lentigo maligno (más frecuente en personas de edad avanzada), el lentiginoso acral (menos común) y el melanoma modular (el más invasivo) que penetra dentro de la piel e inclusive, puede producir metástasis (Skin Cancer Foundation, 2019).

Las manchas, lunares o los melanomas pueden aparecer en distintas partes del cuerpo, principalmente en el tronco, en las plantas de los pies, la palma de la mano y la cara, por lo que es difícil disponer de una cabina de luz en la que se pueda asegurar las condiciones estándar de iluminación para la obtención de una imagen apta para su caracterización. Hay poca literatura sobre la medición de la geometría (Udrea, Popescu, & Miron, 2016) y el color de los melanomas (Sabbaghi, 2015) (Oh, y otros, 2013), sin embargo, se han realizado estudios que abarcan algunos de los parámetros que contemplan esta investigación, como la caracterización de un dispositivo para la adquisición de la imagen (Pladellorens et al, 2007) o metodologías para la diferenciación de los tumores de piel basados en imágenes dermatoscópicas (Cherifi, 2014). Existen aplicaciones móviles que ayudan a detectar las manchas con probabilidad de corresponder a un melanoma, las cuales están dirigidas a que las personas realicen autoexámenes. Esta investigación se trata del desarrollo de un sistema que apoye al médico en el diagnóstico, registro y seguimiento (a través de mediciones) de manchas de piel que pueden estar asociadas con esta patología.

6.1 Los melanomas

La microscopía de epiluminescencia o dermatoscopia, reúne una serie de técnicas y métodos no invasivos de diagnóstico de lesiones cutáneas, muy utilizadas por los especialistas en dermatología para observar y diagnosticar patologías de la piel muy difícilmente observables a simple vista. La observación de estructuras de la dermis y epidermis mediante imágenes amplificadas a color (Figura 1), con fuentes de iluminación e instrumentos que permiten minimizar los efectos adversos de la reflexión y refracción de la superficie cutánea, ha permitido, por ejemplo, mostrar patrones pigmentados y sistemas vascularizados que no son evidentes al ojo humano (P. Zebayos, 2004).

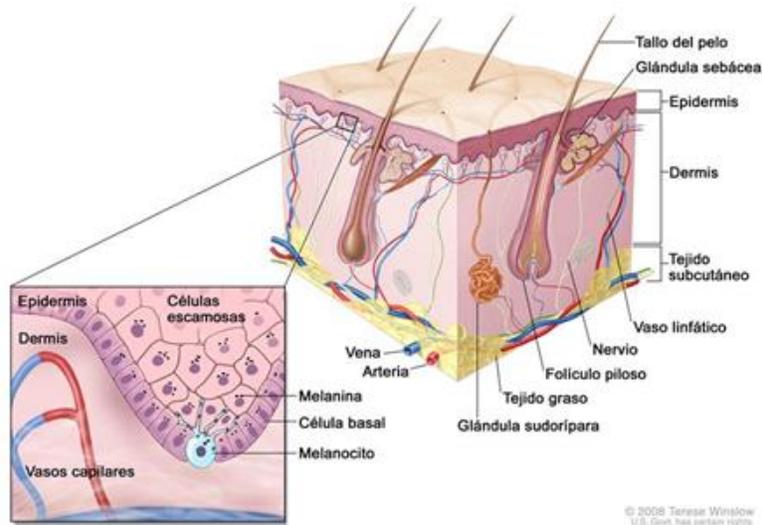


Figura 1 Estructura de la piel. Fuente Terese Winslow LLC, Medical And Scientific Illustration. Solo para uso interno de este informe.

La información de las imágenes dermatoscópicas digitalizadas han permitido, desde su introducción a finales de la década del 90, mejorar significativamente la eficacia de los diagnósticos (M. L. Bafounta, 2001), y la precisión de las intervenciones quirúrgicas, entre muchos otros beneficios. Existen diversos métodos de análisis a partir de las imágenes dermatoscópicas, como por ejemplo el análisis exhaustivo de patrones muy utilizado en los sistemas automatizados (ADDI: *Automated Diagnosis of Dermoscopy Images*) recientemente reforzados con algoritmos de Deep Learning; el método ABCD de Stolz (F. Nachbar, 1994) junto con el índice del Valor Dermatoscópico Total (TDV: *Total Dermoscopic Value*); el método de siete puntos de Argenziano (Argenziano G1, 1998); y el método de 11 puntos de Menzies (Menzies, Crotty, & McCarthy, 1995).

En todos ellos la valoración de los patrones cromáticos tienen una importancia medular. De modo que cualquiera que sea el método de valoración de las lesiones cutáneas, un informe histopatológico completo debe hacer uso indefectible de las lecturas de los patrones y alteraciones de las PSL (PSL: *Photo Stimulated Luminescence*) en el espectro visible, y en algunos casos, de los efectos fluorescentes como las técnicas de hibridación in situ por inmunofluorescencia (FISH: *Fluorescent In Situ Hybridization*).

En el año 2000 tuvo lugar una importante reunión entre los principales expertos mundiales en dermatoscopia donde se establecieron los principales temas de consenso, dentro de las cuales estuvieron los temas relacionados con el color. Los resultados de esta sesión de consenso fueron finalmente publicados, después del I Congreso Mundial de dermatoscopia de 2001 en Roma, en el año 2003 (G. Argenziano et al, 2003). Aunque se consensuaron una gran cantidad de conceptos y términos referentes al color, ésta aún puede considerarse como una metodología subjetiva que requiere de importantes aportes sobre la estandarización de términos colorimétricos. Uno de los avances más importantes fue el desarrollo de una metodología en dos etapas para el diagnóstico de lesiones pigmentadas de la piel (PSL: *Pigmented Skin Lesions*) validado en este congreso (Figura 2) donde (a excepción de los pasos 5 y 6 que fueron añadidos posteriormente) en una primera etapa el observador debe decidir si una lesión es de origen melanocítico o no melanocítico.

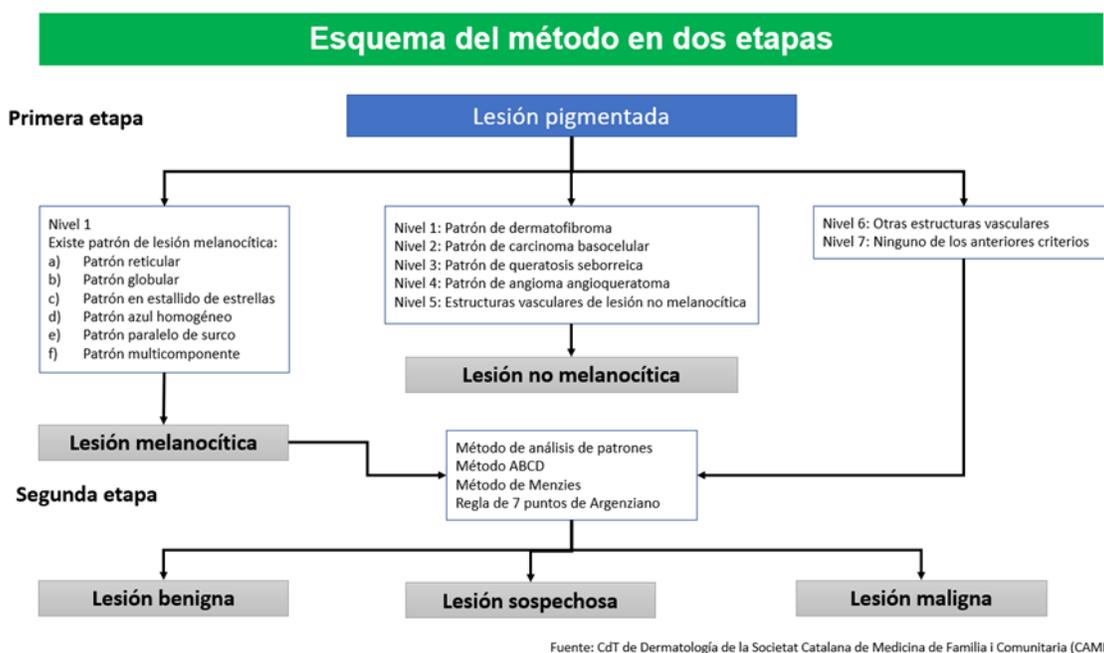


Figura 2 Esquema en dos etapas para el diagnóstico de lesiones pigmentadas. Fuente: CdT de Dermatología Catalana de Medicina de Familia (CAMFIC)

Según la Sociedad Española de Medicina de Familia y Comunitaria (semFYC) “Las lesiones melanocíticas son aquellas formadas por un aumento del número de melanocitos y corresponden a los diferentes tipos de nevus melanocíticos (comúnmente conocidos como lunares) o a melanomas; las no melanocíticas contienen aumento de melanina u otros pigmentos, como el dermatofibroma, el carcinoma basocelular (CBC), la queratosis seborreica y los angiomas o angioqueratomas” (Sandra Pons Cuevas, 2020). Tanto en las lesiones melanocíticas como en las no melanocíticas se encuentran derivaciones benignas como malignas (Figura 3) y su descripción en muchos casos pueden confundirse o pasar inadvertidos (Pulido, 2008).

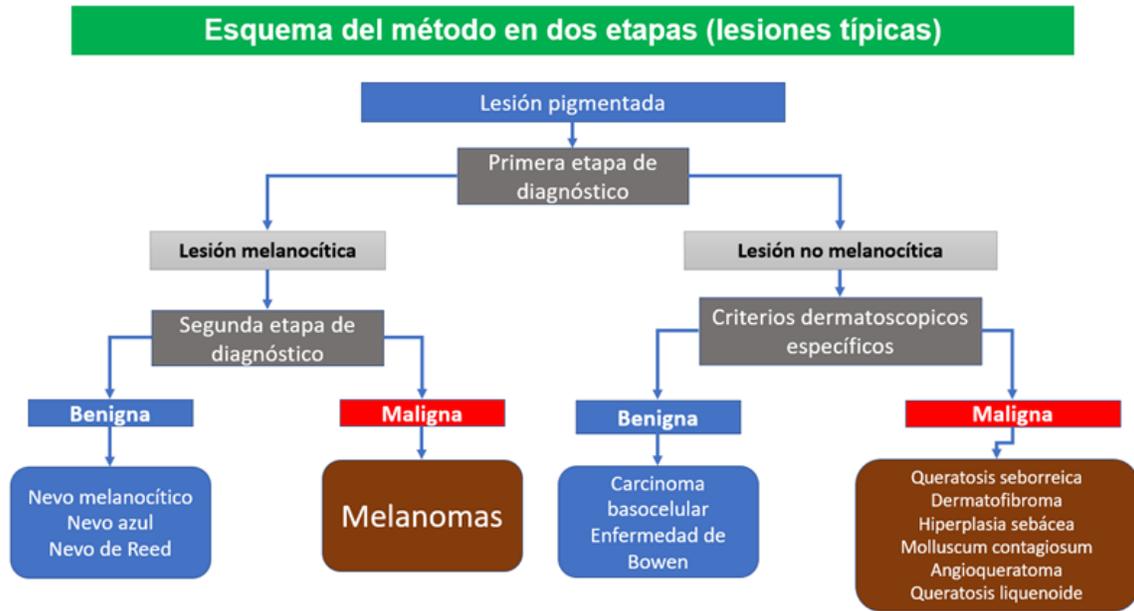


Figura 3. Ejemplos de lesiones pigmentadas según las diferentes etapas de diagnóstico. Fuente: Elaboración propia.

6.2 Visión por computadora

La visión por computadora hace referencia a todo el campo del saber que, utilizando algoritmos de computadora, es capaz de obtener, procesar y analizar imágenes. En particular, reconocer objetos en una imagen y realizar algún proceso determinado según la necesidad de quien lo desarrolla.

La visión por computadora se utiliza hoy en día en una amplia variedad de situaciones del mundo real, entre otras (Szeliski, 2011):

- Reconocimiento óptico de caracteres (OCR): lectura de códigos postales escritos a mano en cartas y reconocimiento automático de matrículas (ANPR).
- Inspección de máquinas: inspección rápida de piezas para garantizar la calidad mediante visión estéreo con iluminación especializada para medir tolerancias en alas de aeronaves o partes de carrocerías de automóviles o buscando defectos en piezas de fundición de acero usando visión de rayos X.
- Minorista: reconocimiento de objetos para líneas de pago automatizadas.
- Construcción de modelos 3D (fotogrametría): construcción totalmente automatizada de modelos 3D de fotografías aéreas utilizadas en sistemas como Bing Maps.
- Imágenes médicas: registro de imágenes preoperatorias e intraoperatorias o realizar estudios a largo plazo de la morfología del cerebro de las personas a medida que envejecen. En la detección de varios tipos de cáncer, entre ellos del melanoma.
- Seguridad automotriz: detección de obstáculos inesperados como peatones en la calle, en condiciones en las que las técnicas de visión activa, como el radar o el Lidar, no funcionan.

La segmentación de objetos es una etapa fundamental en el proceso de visión por computadora. Ésta divide los píxeles en el cuadro de la imagen en dos subconjuntos del objetivo de primer plano y la región de fondo, y genera la máscara de segmentación de objetos (Yao, 2019).

Dadas fotografías de lesiones de piel, el primer paso es segmentar la imagen para detectar lo que es la lesión y lo que es otra zona de la piel, u otros objetos en la imagen, como serían pelos o un reloj, por ejemplo. Segmentada la imagen, ya se puede proceder con la parte de la imagen que contiene la lesión, con lo específico de este proyecto, que es calcular las métricas seleccionadas.

6.3 Carta de color

La carta de color es una herramienta que está constituida de parches de color que se utilizan como referencia para asegurar la fidelidad de los colores en una fotografía. En la carta, usualmente se encuentran colores importantes en el análisis de fotografías¹, la escala de grises y el balance de blancos. En este proyecto se han utilizado las cartas de color de ColorChecker® de la compañía X-Rite®, específicamente los modelos Classic (Figura 4) y Classic mini.



Figura 4. Imagen de los parches de la Cartilla de Color ColorChecker Classic®. Fuente: Elaboración propia.

¹ Por ejemplo, azul de referencia al cielo, verde de referencia a la naturaleza, colores piel oscura y piel clara, rojo, verde y azul para la observación en monitores, cian magenta y amarillo de referencia para la impresión de fotografías

7 Metodología

7.1 Caracterización de la geometría y el color de las imágenes

El propósito de este estudio es desarrollar una metodología de análisis de imágenes de lesiones cutáneas pigmentadas melanocíticas, comúnmente conocidas como “melanomas”, sustentada en criterios dermatológicos ampliamente aceptados por los expertos dermatólogos. Para ello se seleccionó el método “ABCDE” que describe la Asimetría en alguno de sus ejes, la irregularidad de sus Bordes, la caracterización y variación del Color, el Diámetro que cuantifica el tamaño y la Evolución temporal de las lesiones.

El procesamiento de las imágenes se realizó mediante una biblioteca de código abierto en *python* llamada OpenCV (OpenCV, 2015). Esta biblioteca de visión por computadora es ampliamente usada en la comunidad científica por su amplia gama de funciones. Entre ellas cuenta con las funciones necesarias para cargar las imágenes, aplicar máscaras, hacer segmentación, aplicar filtros de colores, detectar contornos, contar pixeles, obtener histogramas de colores, entre otras. Estas funciones fueron las que se utilizaron para completar la manipulación de las imágenes en cada paso del método “ABCDE”.

Se creó un cuaderno interactivo *jupyter notebook* en el lenguaje de programación *python* para llevar a cabo el procesamiento de las imágenes. Debe tenerse en cuenta que el cuaderno actúa como un entorno interactivo que se puede usar para ejecutar bloques de código y agregar áreas de documentación para explicar el propio código. En el cuaderno se cargan las imágenes que se usan como entrada, para luego ser procesadas. Seguidamente se sigue una serie de pasos que resultan en una calificación de la lesión, basada en cada uno de los aspectos del método “ABCDE”.

7.2 Selección de la base de imágenes

El primer paso en el desarrollo metodológico de esta investigación consistió en determinar el método de captura y procesamiento de las imágenes. A nivel mundial, existen bancos de imágenes sobre lesiones melanocíticas accesibles para los expertos, que pueden ser consultadas y utilizadas en las investigaciones científicas. Sin embargo, una desventaja de estos bancos de datos es que raramente se encuentran referencias a las condiciones en que fueron tomadas (iluminación, distancia, características de los equipos, entre otros). La mayor parte de esas imágenes carecen de información que permitan generar imágenes de color estandarizadas, por ejemplo, para poder reproducirlas con parámetros de color confiables, para luego generar validaciones, evitando apreciaciones subjetivas.

Para resolver el problema de la obtención de imágenes reproducibles, se procedió de la siguiente manera: las imágenes fotográficas fueron obtenidas con una cámara digital Canon EOS Rebel T7©, con una resolución de 24 megapíxeles. Mediante el uso de un objetivo Lente Macro Canon© EFS 60 mm para fotografías cercanas, a una distancia estándar de 10 cm. Las condiciones de iluminación se mantuvieron constantes mediante un aro de luz provisto con un iluminante LED S20Beauty Live a temperatura correlativa de color a 5600 K. Todas las imágenes fueron obtenidas en el formato CR2 (RAW), estándar de la cámara fotográfica, en condición semi automática.

7.3 Perfiles de color

Para corregir la exposición de la imagen y asegurar la fidelidad de los colores, se utilizó la Carta de Color Colorchecker®. El procesamiento digital de las fotografías se realizó mediante las herramientas de Adobe, específicamente, el programa de revelado *Lightroom*®.

La imagen de la Carta de Color se procesó en el programa Colorchecker® con el propósito de ajustar los valores en cada uno de los parches de color. Mediante este programa se creó un perfil de color en donde se encontraban los valores de referencia de cada uno de los colores en las condiciones de iluminación establecidas. Para el perfil de color se utilizó en el programa *Lightroom*® para el análisis de cada una de las fotografías de las muestras pertenecientes a la misma sesión, con las mismas condiciones de iluminación.

Mediante el programa *PhotoShop*® se transformaron los archivos CR2, provenientes de la cámara, al formato DNG (Digital Negative Image), el cual es el estándar para los programas de Adobe. Para la corrección de la exposición y el ajuste de blancos de la imagen del Colorchecker® se utilizó el programa *Lightroom*®. El ajuste de blancos es importante para eliminar cualquier dominante de color propio de las características del objetivo y la cámara. En este caso se realizó con el gris neutro de la escala de grises del color de la Carta de Color. La corrección de la exposición se realizó para asegurar condiciones de iluminación estándar entre las diversas fotografías de la misma sesión, para que la temperatura de color fuese semejante a la obtenida con el iluminante estándar D65. Esto se realizó mediante el ajuste de la exposición (Exposure) en el blanco de la escala de grises de la carta de color con respecto a las mediciones obtenidas, utilizando el equipo *VeriVide*® *DigiEye*®, con un iluminante D65 a 10°. También se realizó el ajuste en el negro (Blacks) de la escala de grises.

La imagen ajustada de la Carta de Color se procesó en el programa Colorchecker®, para ajustar los valores en cada uno de los parches de color. La salida de este programa generó un perfil en donde se encontraban los valores de referencia de cada uno de los colores en las condiciones de iluminación establecidas. Para la definición del perfil de color, se utilizó el programa *Lightroom*® para el análisis de cada una de las fotografías de las muestras pertenecientes a la misma sesión.

7.4 Medición del color utilizando el sistema *DigiEye*® de *VeriVide*®

El sistema *DigiEye*® permitió realizar la medición de color en condiciones estandarizadas de iluminación. El equipo cuenta con una fuente de luz bajo el iluminante el estándar D65 (luz de mediodía), con una configuración que asegura la iluminación homogénea sobre la superficie. Mediante una cámara digital de alta resolución, el sistema de medición y tratamiento de la imagen permitió realizar la medición de color en coordenadas de color o los valores RGB en pequeñas áreas seleccionadas.

Para determinar las variaciones de la medición de este sistema estandarizado y la medición con los algoritmos desarrollados en el proyecto, se utilizó como objeto la carta de color *ColorChecker Classic*®.

7.5 Metodología para determinación de las diferencias de los valores cromáticos medidos sobre el ColorChecker© nano en el DigiEye© vs el algoritmo diseñado en informática

Las imágenes de lesiones melanocíticas son capturadas en circunstancias muy diversas, generalmente las condiciones de iluminación no son controladas, la valoración de las mismas es realizada por personas que por lo general carecen o no tienen una evaluación adecuada de su percepción cromática, algunas pueden tener severos trastornos de daltonismo y otras anomalías de percepción cromática que hace que su valoración subjetiva puede verse afectada por esos factores.

Para minimizar los efectos como los mencionados, la propuesta del equipo de trabajo, es que cualesquiera que sean los instrumentos de captura de imágenes, independientemente de cuales fuentes de iluminación posean, y en qué tipo de condiciones ambientales de iluminación sean realizadas, las mismas deben ser analizadas bajo condiciones estándar, donde los valores cromáticos sean llevados a un punto adecuado (ajustadas) y ofrecer una reproducción cromática realista independientemente de los factores mencionados. Para ello se utilizan cuadros o parches estandarizados como los ColorCheckers© de la compañía XRite©, que mediante 24 parches o cuadros patentados estable unos valores de referencia que al ser incluidos en una imagen fotográfica cualquiera o en este caso las imágenes de lesiones melanocíticas pueden ajustarse a las condiciones estándar, obteniendo así la imagen libre de distorsiones cromáticas. Al conocerse los valores (coordenadas cromáticas) de cada uno de ellos, y al ser incluidos en la imagen a analizar, la imagen tomada bajo condiciones no controladas puede ajustarse a los valores originales propuestos por la cartilla.

Ahora bien, esas imágenes pueden ser valoradas de forma subjetiva u objetiva. Si se valoran de forma subjetiva como las mencionadas, las valoraciones pueden estar sujetas a los problemas, defectos y condiciones de iluminación del observador, lo que también puede llevar a diagnósticos, tratamientos y decisiones erróneas. Si las imágenes son evaluadas a distancia, además de las limitaciones mencionadas surgen las limitaciones de los equipos (calidad de la imagen, distorsiones de transmisión, entre otros) que se suma a la cadena de valoraciones subjetivas.

Para evitar lo anterior, el equipo también ha propuesto el análisis de las imágenes calibradas mediante un algoritmo diseñado que puede ser adaptado a cualquier dispositivo de análisis de imágenes. Este algoritmo fue diseñado por el equipo de informática del ITCR, que a partir de las mismas imágenes tomadas en el DigiEye©, se pueden evaluar.

Los valores o coordenadas cromáticas de los parches de color del ColorChecker© nano son valores estándar que se utilizan para calibrar las imágenes fotográficas cuando son tomadas en diferentes contextos, donde las condiciones de iluminación son distintas. Sus valores son utilizados para ajustar los valores originales y evitar distorsiones cromáticas que suelen ocasionar las distintas fuentes de iluminación.

El DigiEye© de la compañía inglesa VeriVide©, es un equipo cuyo sistema sin contacto, captura imágenes digitales y mide el color y la apariencia final de imágenes 2D y 3D en un entorno especial de iluminación controlada. DigiEye© puede medir objetos y superficies no homogéneas, que los espectrofotómetros normales no pueden medir. Su utilidad radica en que contiene su propio

sistema de calibración mediante cartillas similares al ColorChecker©, en que también se efectúa un balance automático de blancos y escala de grises. Su sistema DigiPix© permite generar patrones de color, lo que permite la reproducción exacta de tonalidades, generar diferencias de color con diferentes fórmulas estándar (incluidos ΔE_{ab} y ΔE_{00}); recoloración de la imagen original manteniendo la textura y formas originales; comunicar los valores cromáticos en sus diferentes presentaciones, agrupa punto (píxeles) de la imagen objetivo generando las diferencias respectivas; y exportar a otros sistemas.

8 Resultados

Para realizar la exposición de resultados, se ha utilizado como guía el cuadro de objetivos actividades y productos presentado en la propuesta del proyecto, así como la información del cronograma. Toda esta información se puede consultar en el Documento 2 que acompaña este informe.

8.1 Criterios para la caracterización de la geometría y el color de las imágenes

El primer objetivo específico consistió en el establecimiento de los criterios para la caracterización geométrica y de color de las imágenes. Por lo tanto, se presenta una descripción del proceso de análisis por visión por computadora que se propone. En este apartado deben entenderse los procesos descritos como un resultado en sí mismo. El procesamiento de las imágenes requiere de un proceso posterior de pruebas, calibración y validación. Este proceso no se realizó como parte del proyecto y queda pendiente como trabajo futuro.

Como ya se ha mencionado, para la ejecución de este proyecto se seleccionó la técnica "ABCDE" (2018, WHO Clasification). La explicación de cada uno de los criterios utilizados y su implementación se describe a continuación.

A - Asimetría

Esta sección hace referencia a la asimetría de una lesión. Entre más asimétrica es una lesión es más probable que sea clasificada como melanoma. A continuación, se presenta una explicación del funcionamiento del código desarrollado.

Se asume que un nevo (lunar) debe ser lo más circular posible (Bono, 1999). Idealmente un círculo. Por lo cual se idealiza este concepto y se compara la imagen con un círculo. Esto se hace por medio de un puntaje. Si este puntaje es muy alto se dice que el objeto no es simétrico y si es muy bajo se considera simétrico. Para lograr esto primeramente se le debe aplicar un umbral a la imagen de forma que la piel sana y la piel no sana (lesión) se distingan claramente. En este caso se optó por una imagen binaria en la cual el valor de 0 (negro) corresponda a piel sana y 255 (blanco) a la lesión.

Se utilizó el umbral de Otsu, ya que este tiene menos dependencia del tono de piel y es capaz de adaptarse (Poorna, 2020). Esto con el propósito de mantener el código relevante y que necesite poco mantenimiento a futuro. Una vez que ya se aplicó Otsu, se selecciona la lesión continua de mayor tamaño, suponiendo que este representa la mayor área de la lesión. Se rellena el umbral seleccionado, de manera que no tenga ningún pixel negro dentro de sí. Con esto listo, se deshace de los demás umbrales para que estos no provoquen problemas en la siguiente etapa.

El siguiente paso consiste en dos partes, primero se gira la imagen con respecto a su centro. De manera que se dé una vuelta completa, esto con el objetivo de poder analizar la imagen desde diferentes ángulos, de forma que no se prefiera uno sobre otro. Luego se calcula un centro tanto en el eje "y" como "x". De forma que se pueda dividir la imagen a lo largo de los dos ejes para hacer el cálculo de la simetría. Cada vez que se gira la imagen se vuelven a calcular los centros de los ejes. Para calcular la simetría se hace una resta de ambos lados de forma que si uno es más largo que el

otro no se considera simétrico. Los resultados de las restas se suman a contador global que más tarde determinará si una imagen es simétrica o no. Como ejemplo del proceso, se muestra la siguiente figura:

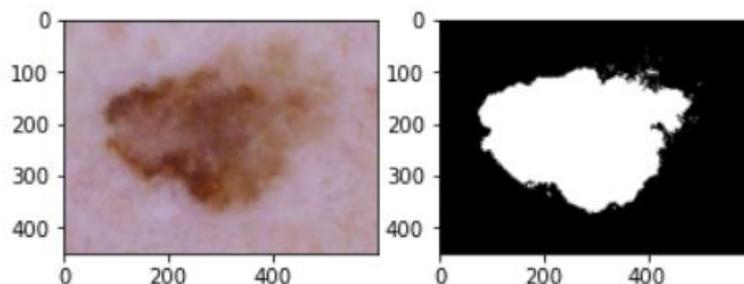


Figura 5: Imagen de un melanoma (Iz) y detección del borde (Der.) Fuente: BD libre.

Con esta información, la asimetría se puede calcular como el promedio de los valores absolutos de las diferencias de los ejes, dividido entre el tamaño promedio de los ejes. Es evidente que cuando se habla de tamaño de los ejes, no se requiere factor de escala, pues al ser un cociente, este factor no importa. Factores de asimetría altos (mayores a 0,4), indican alta asimetría, factores de asimetría bajos indican lo contrario, es decir, alta simetría (menores de 0,2). Las pruebas realizadas indican que el criterio utilizado es una manera objetiva de estimar la asimetría de una mancha de piel, sin necesidad de otras valoraciones. Este criterio se puede aplicar a las manchas de piel con fotografías de las manchas obtenidas con buena resolución, no requieren una iluminación estándar ni de una regla para determinar el tamaño.

B - Bordes

La detección de bordes es una de las tareas que se han implementado de numerosas formas para los melanomas. Cada implementación tiene sus ventajas y desventajas. En la sección anterior, se utilizó el umbral de Otsu para detectar el borde. Sin embargo, en esta sección, el borde de la lesión no se refiere a la detección del borde. Para eso se volverá a utilizar Otsu. En este contexto, el borde se refiere a las cualidades que los dermatólogos buscan en la periferia de las lesiones, que permite distinguir la lesión del resto de la piel. Hay dos cualidades principales que los médicos buscan en los posibles bordes del melanoma, su definición y regularidad. (Friedman, 1985). Dado que ambas cualidades son importantes en el diagnóstico de un melanoma, se desarrollaron dos algoritmos diferentes para este atributo.

Primero se describirá el proceso para detectar bordes mal definidos de la lesión cutánea. Esto se refiere a aquellas fronteras cuyos extremos no están claramente definidos. Por esta razón, el código se implementa con la ayuda de una función de detección de bordes. Se utilizó el algoritmo de Otsu dado que el código ya se implementó en la parte de asimetría. El código funciona de la siguiente manera: después de que se detecta un borde inicial y se ha calculado un valor de umbral (esto se obtiene de la función de umbral de OpenCV), este valor se incrementa y disminuye en un 10%. Esto provoca cambios en la detección de la lesión, lo que significa que, si el borde de la lesión no es

pronunciado, el cambio se notará mucho. Se hace una comparación entre ambas nuevas áreas. Cuanto mayor sea el cambio, mayor será la puntuación que tendrá una lesión. Cuanto mayor sea la puntuación, más se considerará como melanoma.

En la siguiente figura, se puede observar cómo se vería esto en un borde de imagen bien definido. En comparación con la figura subsiguiente, que posee bordes menos definidos.

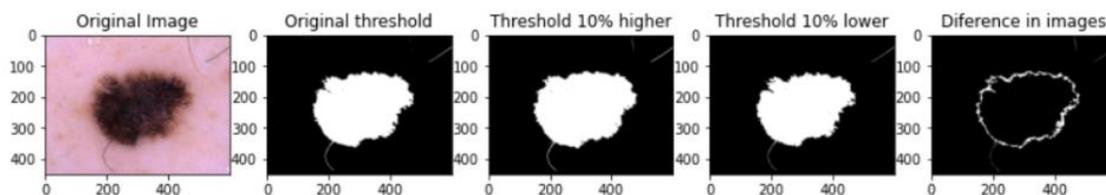


Figura 6: Ejemplo de melanoma con bordes bien definidos

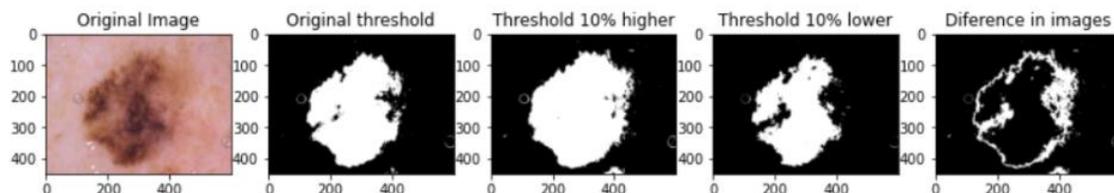


Figura 7: Ejemplo de melanoma con bordes poco definidos

En segundo lugar, está la dimensión, fractalidad o (a veces denominado) "irregularidad" de los bordes (Friedman, 1985; Naheed, 2004; Mahdiraji, 2018). Este es un campo más estudiado y aplicado para la detección del melanoma mediante visión artificial. En este caso, se utilizaron dimensiones fractales (Andreassi, 1999; Carbonetto, 2010; Coldman, 1993; Qin, 2010; Vocaturo 2018), pero existen otros métodos (Lee, 2000; Aribisala, 2005). Este código necesita poca explicación porque está compuesto por dos partes diferentes. Primero, la imagen se convierte en una representación binaria. Nuevamente, usando el umbral de Otsu. Después de esto, se utiliza un algoritmo de dimensión fractal de recuento de cajas para estimar la dimensión fractal de la imagen. Esto se hace con una puntuación. Esa puntuación suele estar entre 1 y 2. Cuanto más alta sea la puntuación (significa que este es irregular), más melanoma se considerará como la lesión.

C - Color

La presencia de varios colores en una lesión cutánea es una señal de advertencia. Se considera uno de los primeros signos de advertencia de un melanoma. Si bien los lunares benignos suelen tener un solo tono de marrón, un melanoma puede tener diferentes tonos de color, esto se llama abigarramiento (Bono, 1999). Esta es la clave para determinar el factor C (color) en "ABCDE".

Dado que se trata de un análisis de color para un sistema de procesamiento de imágenes, el espacio de color debe elegirse con cuidado. Especialmente dado que elegir el incorrecto podría conducir a

resultados incorrectos. En este caso se eligió CIELab, ya que toma en cuenta más colores, además, no depende del medio en el que se representa (pantalla, impresora, otros) (Kaur, 2012; Sabbaghi, 2015). Para esta aplicación se eligió un análisis de histograma. Se han propuesto varias formas de estimar los colores del melanoma (Annaby, 2021). Sin embargo, el uso de histogramas ha demostrado ser eficaz (Soumya, 2016).

El proceso de imágenes en esta categoría consta de 3 partes principales. Primero se aplica un umbral a las imágenes para obtener una máscara binaria (representación) de la lesión. Una vez más, se utilizó el umbral de Otsu. Una vez ya calculada la máscara, se debe volver a aplicar a la imagen original, esta es la segunda parte. El último paso es utilizar un histograma y calcular el cambio, así como los colores que tiene la lesión. Cuanto mayor sea la variación, mayor será el valor que se devuelve.

Algunos colores son más importantes que otros, los colores más oscuros y de tonos azules parecen tener mayores implicaciones del melanoma. (Menzies, 2013) Para dar cuenta de esto, el algoritmo cuenta con un peso. Cuanto más oscuro sea el tono, mayor valor representa para el resultado general.

MCDM

El MCDM no es una de las propiedades del "ABCDE", sino que este representa una métrica para medir la diferencia que hay entre colores. Este método fue una decisión por parte de los investigadores, para de esta forma poder calcular la dispersión de los colores que se ubican dentro de las lesiones. Sin embargo, para poder analizar este resultado era necesario primero separar o segmentar los diferentes colores que se encuentran en las lesiones. CIELab se ha utilizado en implementaciones previas (Wang, 2015) (Wang, 2018).

Para la segmentación de los colores se utilizó CIElch, el cual es un espacio relacionado con el CIELab. La diferencia es que CIElch emplea coordenadas polares. Por lo que c representa la distancia y h el ángulo. La coordinada L representa la claridad del color que tiene valores entre 0 (negro) y 100 (blanco). Para realizar el análisis se opta por dividir el ángulo del espacio de color en n espacios. Lo más habitual es que este espacio se divida en tres grupos angulares de color: naranja-rojizo, verde amarillento, violeta-azulado.

Primeramente, se decidió utilizar una imagen típica de una rueda de colores. Estas usualmente se hacen con el formato de RGB. Por lo que cuando se transformó al formato CIELab y después a CIElch se mostraban algunos colores, pero otros no. Por lo que no se pudo verificar que el código funcionara de manera correcta. Por esta razón se decidió buscar una imagen creada para CIELab. Esta se puede observar en la figura 1. Sin embargo, como se observa esta tampoco muestra una buena representación de los colores. Las líneas no se definen bien y algunos colores son más grandes que otros. El problema proviene del formato en el cual la imagen se ha guardado, esta no muestra a fidelidad como fue generada.

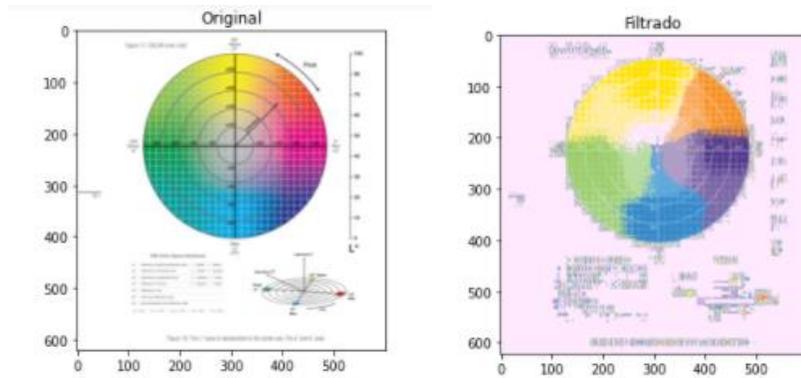


Figura 8. Ejemplo de imagen del espacio de color CIE Lab original y con el filtrado.

Para resolver el problema de utilizar una imagen que no se adapta adecuadamente al sistema CIE Lch, se decidió generar una imagen propia. Con el propósito de probar el código previo. El código para generar la imagen se puede mostrar en función `cac_l_cielab`.

La métrica que se varía es la de los ángulos en el código. Esto se puede verificar con la figura 9, la cual muestra lo que ocurre al variar la cantidad de espacios cambia la imagen resultante. Por otra parte, se aclara que no se toma en cuenta la característica L de la imagen. Para demostrar esto, se puede tomar como referencia lo que se observa en la figura 10. En la cual todas las muestras representan los mismos valores de c y h, solo se varía el criterio L. Se puede observar que el resultado es el mismo, aunque no sean los mismos colores. El código permite ingresar el valor L como parámetro para realizar pruebas adicionales.

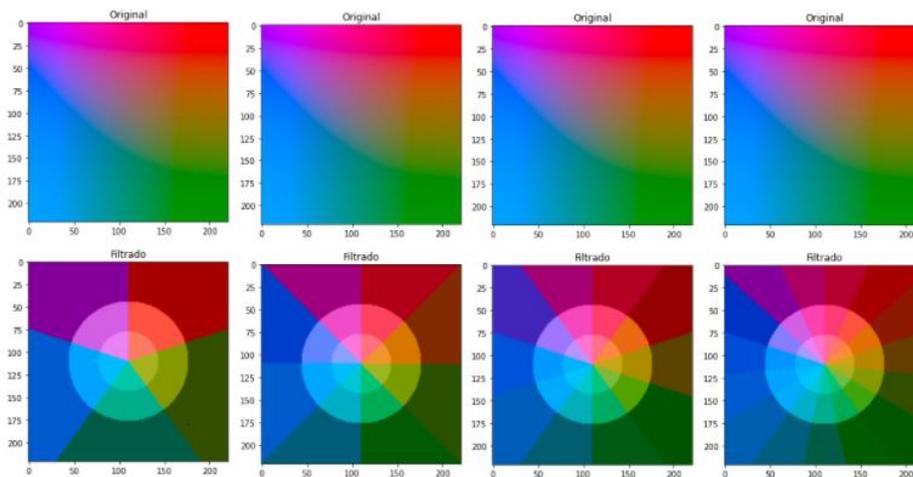


Figura 9. Imagen segmentada

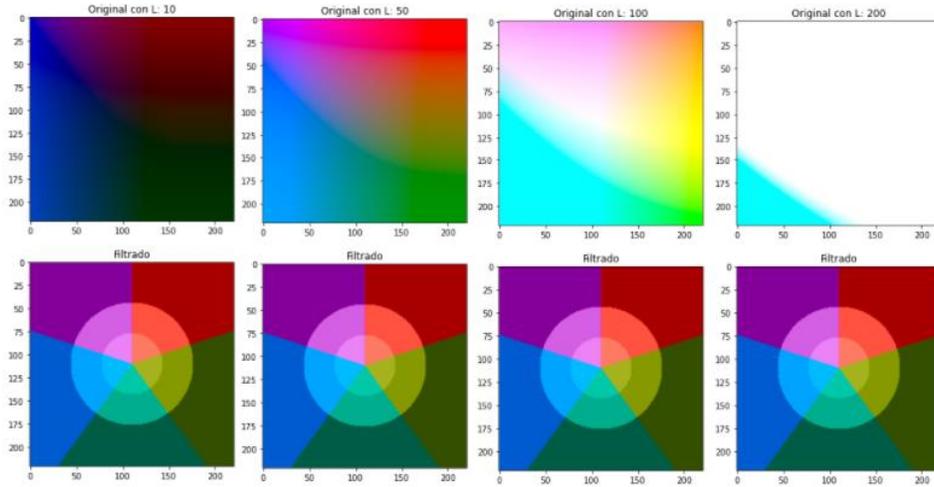


Figura 10. Imagen con diferentes valores de L^* (Claridad)

Para imágenes de melanomas el procedimiento agrega una acción más, la cual consiste en la separación de la piel sana de la lesión. Esto se hace de la misma forma que en el proceso del color. Para que se ejecute de manera correcta primeramente se hace un enmascaramiento de la imagen y después se analizan los colores. Se puede observar algunos resultados de ejemplo en la figura 11.

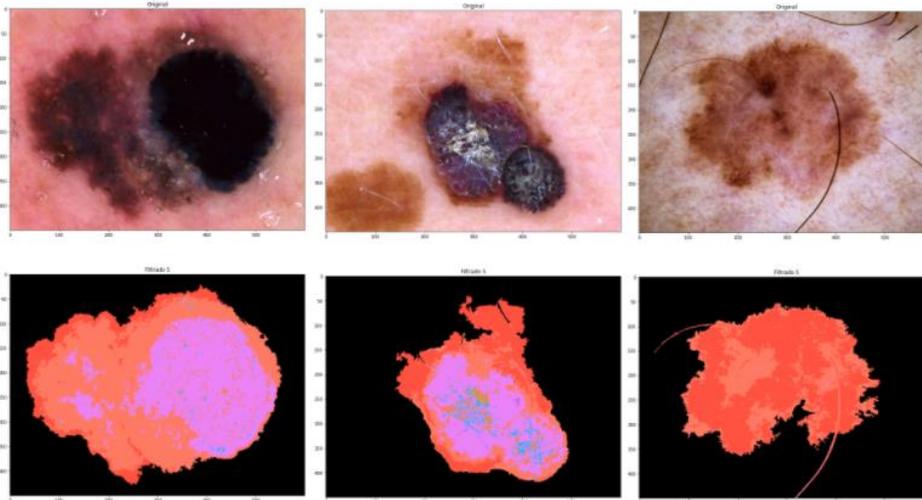


Figura 11. Pruebas con la segmentación de colores a partir de tres distintos tipos de melanomas.

D - Dimensión

La última característica es la dimensión, que también se denomina diámetro (Friedman, 1985). En aras de la coherencia, se considerará aquí como una dimensión. Los dermatólogos generalmente clasifican el tamaño del melanoma potencial como aquellos cuya dimensión es superior a 6 mm (Friedman, 1985; Crovari 2014).

Para calcular esta métrica se utilizará el área. Se aplicó un umbral a la imagen (de nuevo se utilizó Otsu) para separar la piel sana de la no sana. Una vez hecho esto, el siguiente paso es contar el número de píxeles de lesión (píxeles blancos) que están presentes.

Sin embargo, todavía queda la cuestión de la representación del tamaño físico que representa cada píxel. Este problema se corrige gracias a una herramienta que se está desarrollando junto con este código. Esto tiene como objetivo fijar el ángulo y la distancia entre la piel y la cámara, para mantener cada píxel siempre del mismo tamaño. La correlación, por el momento, no la estableceremos. Este valor se maneja actualmente con una variable.

E - Evolución

En realidad, este atributo no requiere una programación adicional, sino que la Evolución hace referencia a comparar los resultados ABCD en el tiempo, de manera longitudinal. En el presente proyecto, la propuesta es presentar los resultados en el tiempo para que el especialista sea quien tome las decisiones al respecto. Parte del proyecto no era hacer directamente el proceso de diagnóstico, sino aportar con las métricas para que el especialista médico tome las decisiones respectivas.

Finalmente, es importante indicar que, en conjunto con la presente investigación, se desarrolló un trabajo sobre la segmentación automática de imágenes de cáncer de melanoma, esto con el fin de, más adelante y fuera de presente proyecto, dar un paso hacia el uso de algoritmos de aprendizaje profundo en el proceso de detección de lesiones.

8.2 Sistema de adquisición de imágenes de las muestras mediante una cámara digital

En esta sección se realiza el análisis de los resultados relacionados con el segundo objetivo específico, que consistió en el desarrollo de un dispositivo de iluminación para la adquisición de imágenes con cámara digital. En el primer semestre de 2020 se buscó cumplir con el segundo objetivo del proyecto en los términos originalmente previstos. Para ello se contó con dos estudiantes colaboradores. Uno de ellos era un asistente voluntario de la carrera de Ingeniería Electrónica y el otro era un asistente de investigación de la carrera Ingeniería de Materiales. Luego de las primeras reuniones, se acordó generar los primeros diseños del dispositivo basados en las ideas de los investigadores y adaptaciones sugeridas por los asistentes:

1. Dispositivo de iluminación con simetría hemisférica.
2. Apertura superior para acoplar la cámara fotográfica y una apertura inferior para colocarlo sobre la mancha a fotografiar.
3. Uso de iluminación blanca de tipo LED.

Para el segundo semestre de 2020, también se contrató a dos asistentes, uno de Ingeniería de Materiales (Abraham López Díaz) y el otro de Ingeniería Mecatrónica (Mauro Zumbado Ruíz). Este segundo, estudiante de último año de su carrera y dispuesto a orientar su Proyecto de Graduación a las necesidades del proyecto de investigación. Sin embargo, el retraso producido en la compra de

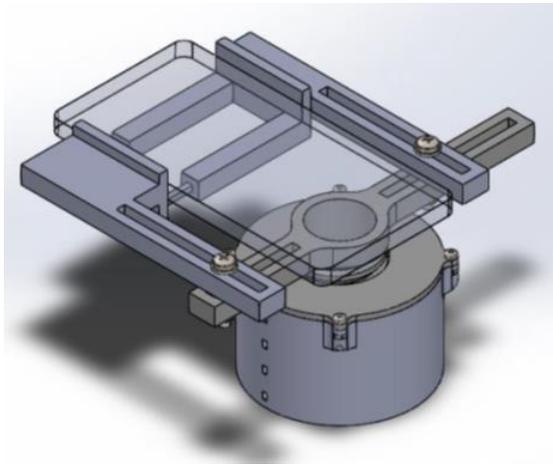
la cámara fotográfica y la lente macro causada por la pandemia afectó la propuesta para el diseño del dispositivo de iluminación, pues el diseño de dicho dispositivo dependía de las características de la cámara fotográfica que se adquiriera en el proyecto (dimensiones y tipo de acople). Esto obligó a modificar el enfoque del Proyecto del estudiante de Ingeniería Mecatrónica, haciendo que el diseño no se basara en el uso de un equipo fotográfico profesional, sino en un dispositivo que pudiera acoplarse a cámaras fotográficas de distintos modelos y marcas de teléfono móvil. La alternativa difería de la que se había contemplado en la propuesta, pero cumplía el objetivo y presentaba ventajas. Esta modificación permitiría el análisis de imágenes obtenidas con cámaras fotográficas de distintos teléfonos, pero definiendo con precisión el tipo de iluminación y la distancia a la que se tomaba la fotografía. Además, la iluminación con fuentes LED de bajo consumo, con iluminante D65 (que se había contemplado en el diseño), permitía suponer que podían evitarse algunos de los inconvenientes que surgen cuando no se utilizan fuentes de iluminación estandarizadas.

Sin embargo, los resultados obtenidos con el dispositivo de iluminación producido mostraron que la geometría cilíndrica empleada en el diseño presenta ventajas, pero también inconvenientes. Las mayores ventajas son:

1. Capacidad de adaptación a los distintos tipos de cámara fotográfica de los teléfonos,
2. Facilidad de producción con impresión 3D,
3. Sencillez del acople con las cámaras,
4. Uniformidad angular de la iluminación,
5. Facilidad con que se puede fotografiar la piel a pesar de sus irregularidades (Figura 12 a).

Por otra parte, presenta la desventaja de generar una ligera variación de la intensidad de la iluminación en la coordenada radial de la superficie fotografiada que a su vez es consecuencia de la ubicación interna de las luces LED (que iluminan hacia el frente y no hacia abajo) y de la presencia de un eje central dentro del dispositivo (Figura 12 b). Dicha variación radial de la iluminación genera en la fotografía un color que no es uniforme, con un tono ligeramente más oscuro en la parte central, aunque el patrón de color que se haya utilizado en la fotografía sí sea uniforme. Esta inhomogeneidad de la iluminación se podría mejorar en una segunda fase del proceso de diseño de dos caminos: uno, mediante un procesamiento digital de la imagen fotografiada y, otro, mediante introducción de cambios al diseño original.

Finalmente, el Proyecto de Graduación del estudiante fue defendido exitosamente en el primer semestre de 2021 bajo el título “Diseño de un prototipo de dispositivo de iluminación acoplable a una cámara fotográfica para el análisis de manchas de piel mediante procesamiento de imágenes digitales”.



(a)



(b)

Figura 12. (a) Dispositivo de iluminación para fotografiar manchas de la piel con celular, (b) Parte inferior del dispositivo de iluminación con las filas de luces led encendidas.

Con este desarrollo se completa en su totalidad el objetivo planteado en el proyecto, si bien es apropiada una segunda fase donde se realicen mejoras en el diseño del dispositivo. Para cumplir este propósito, en el segundo semestre de 2021 se contrató al asistente de investigación Kristhian Solano, quien además era estudiante de último año de Ingeniería en Diseño Industrial. Para ese momento, el tiempo ya se había convertido en un factor que iba en contra del objetivo de completar una segunda fase de diseño, por lo que hubo que evaluar las alternativas. Se comenzó con la revisión del proyecto desarrollado por Mauro Zumbado, el asistente anterior, y establecer posibles opciones para la mejora del dispositivo. Pero, además, se realizó una revisión exhaustiva de los productos comerciales de iluminación para cámara fotográfica profesional existentes que podrían utilizarse para este proyecto.

Luego de realizar la revisión del proyecto de graduación y el análisis de la información de productos del mercado, se llega a la conclusión que no conviene continuar con la mejora del diseño, especialmente por el tiempo que requieren las pruebas y porque los asistentes de Ingeniería de Materiales y de Mecatrónica que participaron en la primera fase de desarrollo del dispositivo habían terminado sus respectivas carreras, lo que implicaría la contratación de nuevos asistentes y más tiempo en su curva de aprendizaje. Pero también, porque algunas de las soluciones comerciales disponibles en el mercado podrían ofrecer resultados consistentes y reproducibles. Debido a ello, se buscó la forma de adquirir uno de los dispositivos comerciales utilizando los recursos del proyecto. Sin embargo, esto no fue posible debido a que los procesos de compra de la VIE (que se modificaron como consecuencia de la Regla Fiscal que entró en vigor en 2021) ya no permitían el traslado de recursos operativos del proyecto a las partidas de bienes duraderos y, en consecuencia, fue imposible adquirir el dispositivo comercial y hubo que ejecutar los recursos para cumplir otros fines.

Adicionalmente, debido a que por la pandemia tuvimos que recurrir al uso de bases de datos públicas de imágenes de manchas cutáneas, por la imposibilidad de utilizar imágenes propias o

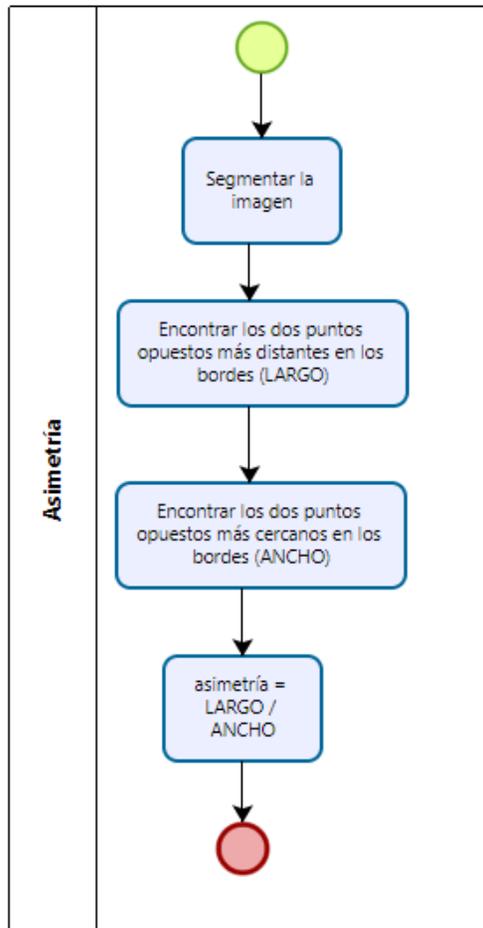
facilitadas por el médico dermatólogo que participaba en el proyecto, hubo que adaptar el proceso de análisis de las imágenes del proyecto de investigación, lo que, en el fondo, fue restando importancia a la parte del proyecto que estaba encargada de generar el dispositivo de iluminación para la obtención de las imágenes y, consecuentemente, hizo que este objetivo perdiera relevancia dentro del proyecto.

No obstante, se buscó generar imágenes propias con la cámara profesional que habíamos adquirido y se procedió a la compra de complementos de iluminación como aros de luz y filtros de aumento para la cámara fotográfica del proyecto, con recursos financieros aportados por los investigadores. Para conseguir el mejor uso de los equipos y accesorios de fotografía, contamos con la asesoría y apoyo del profesor jubilado del CEDA Mario Villalobos, quien nos brindó una capacitación en el uso de la cámara digital, de los dispositivos y de los filtros mencionados. El análisis de estas imágenes formó parte de las experiencias analizadas en el objetivo correspondiente.

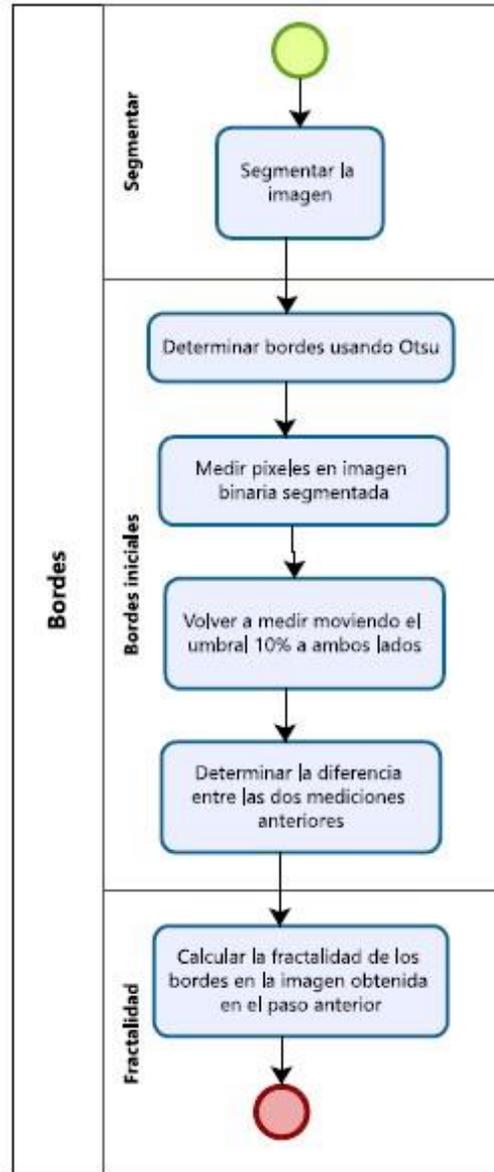
Como se puede apreciar, a diferencia de un proyecto habitual, el contexto de la pandemia condicionó significativamente la ejecución del proyecto y el cumplimiento de los objetivos, por lo que existe una relación profunda, difícil de separar, entre los problemas enfrentados y las actividades realizadas.

8.3 Protocolos y algoritmos para medir parámetros de geometría y color

Esta sección está relacionada con los resultados del tercer objetivo específico. Según lo planificado, los algoritmos para la medición de las variables geométricas de las manchas cutáneas se implementaron en el lenguaje de programación Python. En la Figura 13 se muestra el diagrama de flujo de cada uno de los cinco algoritmos implementados para la medición a la asimetría (a), los bordes (b), el color (c), la dimensión (d) y la evolución (e) de la mancha cutánea. Aunque el algoritmo para la determinación de la evolución de la mancha cutánea fue desarrollado, no se pudo evaluar, por la imposibilidad de contar con imágenes que mostraran la evolución de las manchas de piel.



(a)



(b)

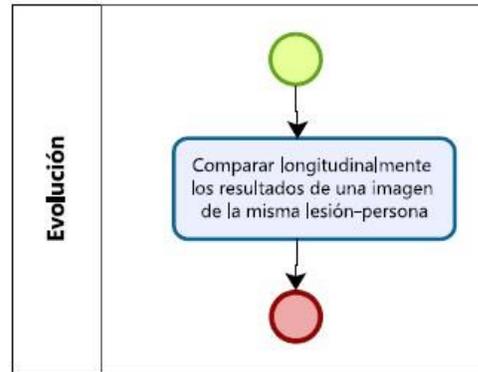
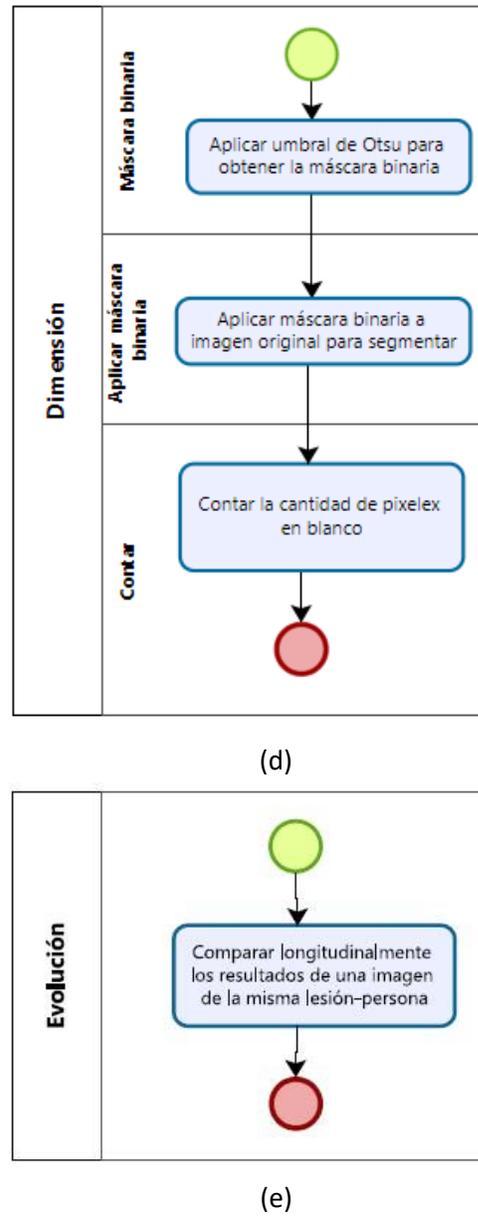
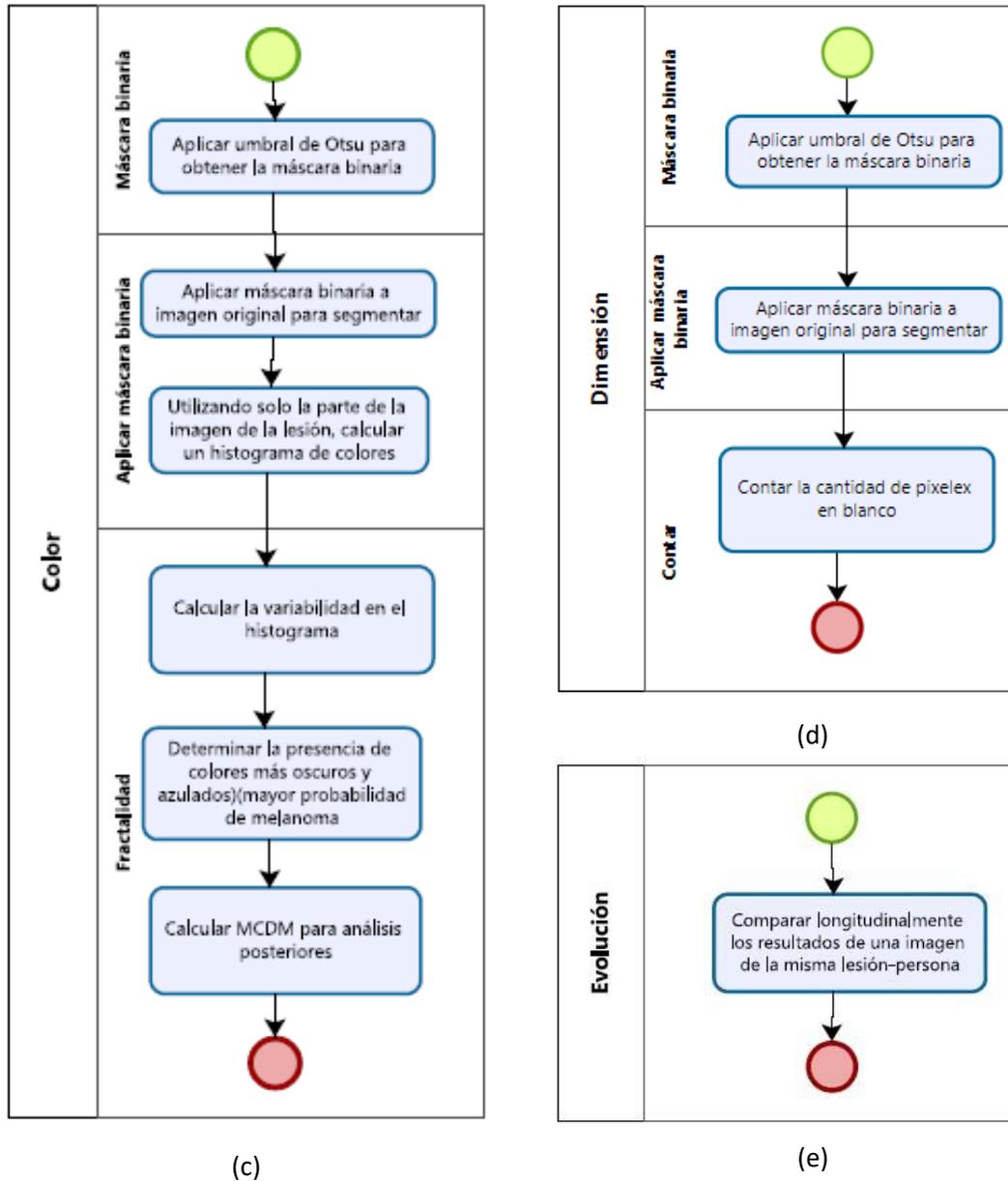


Figura 13. Diagrama de flujo con los algoritmos de medición de las variables geométricas a partir de la imagen, donde se aprecia (a) la asimetría, (b) los bordes, (c) el color, (d) la dimensión y (e) la evolución.

8.3.1 Selección de las imágenes de las bases de datos

En esta sección se continúa el análisis de los resultados relacionados con el tercer objetivo específico del proyecto. Para realizar las pruebas de los algoritmos y protocolos de análisis de las imágenes, se realizó una búsqueda de bases de datos. Se encontraron varias bases de datos y a partir de ellas se realizó la selección de las muestras de lesiones melanocíticas. La base de datos seleccionada para realizar los análisis corresponde a *HAM10000 (Human Against Machine with 10000 training images) dataset*. A partir de esta base de datos se seleccionaron las imágenes que cumplieran con los criterios de interés, relacionados con el tamaño, las irregularidades del contorno, la asimetría de la forma, la diversidad de los colores. En la figura 14 se puede observar algunas de las imágenes seleccionadas.

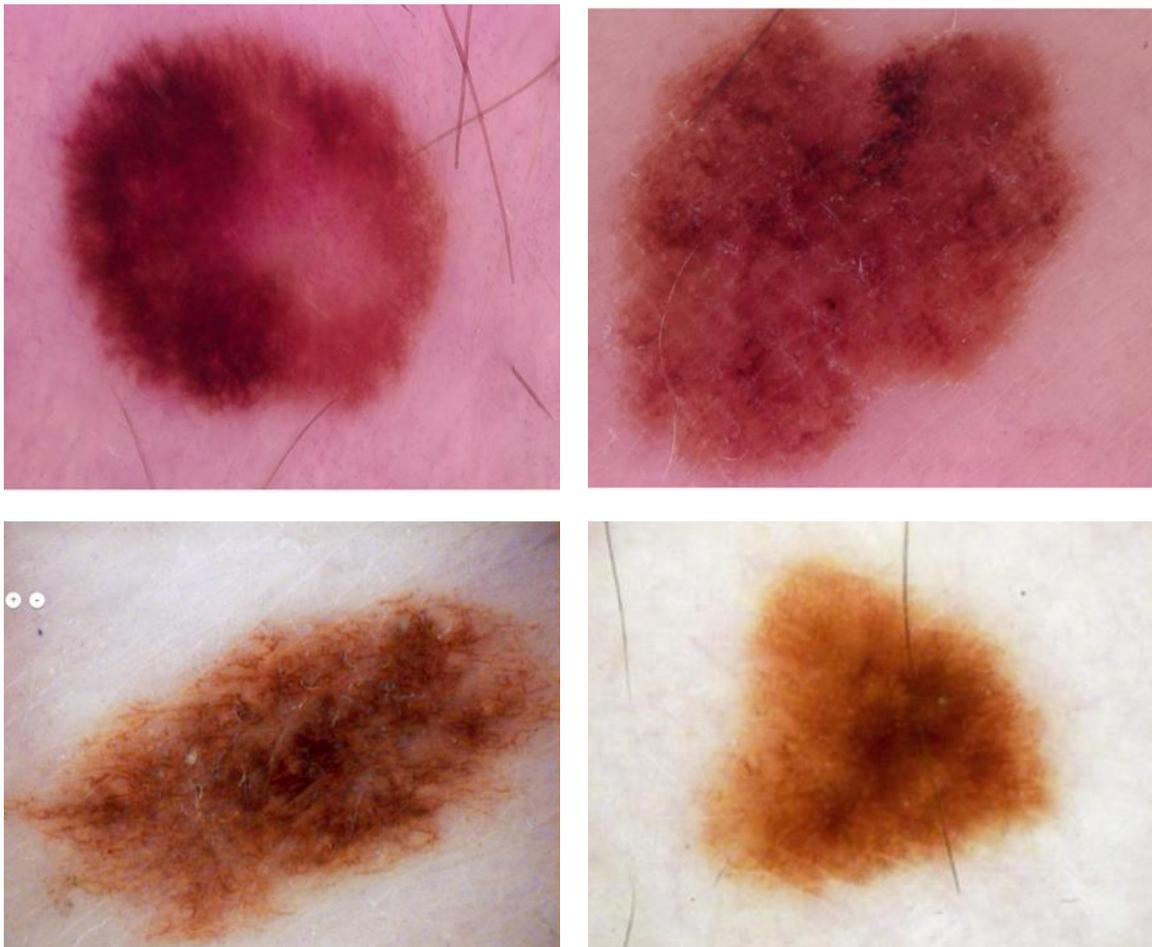


Figura 14. Imágenes de algunas lesiones melanocíticas. Fuente HAM10000 (“Human Against Machine with 10000 training images”) dataset.

8.3.2 Balance de blancos

En esta sección se continua el análisis de los resultados relacionados con el tercer objetivo específico del proyecto. En la figura 15 se muestra los parches de color del *Color Checker* tal como se obtiene de la cámara fotográfica. En la escala de grises de la última fila se puede observar el efecto de color hacia el rojo. Esta dominante se aprecia en los parámetros observados en el software de procesamiento. En la figura 16 se aprecia el resultado del balance de blancos. En esta imagen los tonos grises presentan los mismos valores RGB relativos a cada parche y se ha eliminado el exceso de rojo.



Figura 15. *Color Checker*® nano sin balance de blancos.



Figura 16. *Color Checker*® nano con balance de blancos.

8.3.3 Perfiles de color

En la figura 17 se puede observar el efecto de la aplicación del perfil de color en una sección de la fotografía de la carta de color. Obsérvese el efecto en los azules y verdes. En este caso, aunque a la vista las diferencias son pequeñas, en las mediciones y en la apreciación de color son importantes. También se puede observar que, en los grises, el perfil de color no afecta el balance de blancos pues en ambas imágenes se observan los mismo tonos de gris.

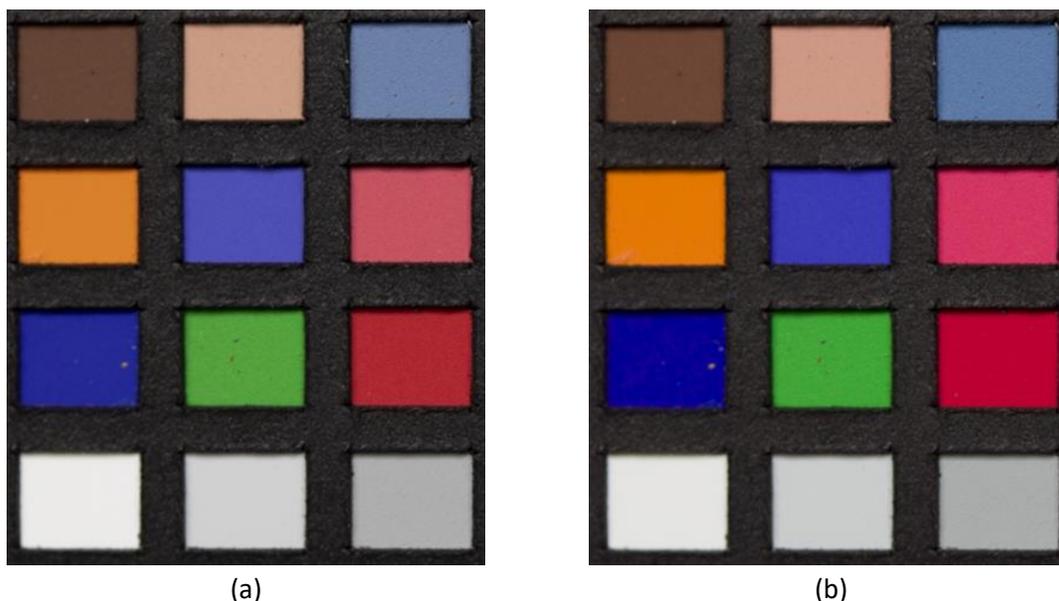


Figura 17 Imagen de los parches de color del ColorChecker® nano: (a) sin utilizar el perfil de color y (b) con la corrección el ajuste de color a través del perfil de color.

8.3.4 Corrección de la exposición, negros y blancos

La corrección de la exposición de los blancos y los negros de la imagen del *ColorChecker*® se realizó mediante el programa *Lightroom*®. La corrección de la exposición se realiza para asegurar condiciones de iluminación estándar entre las diversas fotografías de la misma sesión, con el propósito de que la temperatura de color sea semejante a la obtenida con el iluminante estándar CIE D65. Esto se realizó mediante el ajuste de la exposición (*Exposure*) en el parche blanco de la escala de grises de la carta de color con respecto a las mediciones obtenidas utilizando el equipo *DigiEye*® de la compañía *VeriVide*©. También se realiza el ajuste (*Blacks*) en el parche negro de la escala de grises. Estos valores no son importantes en la creación del perfil de color a través del *ColorChecker*®, pero sí lo son para la creación de los *presets* que se utilizan para el procesamiento de las imágenes del Melanoma.

Si no es necesario el ajuste a las condiciones de iluminación del estándar D65, no son necesarias estas correcciones, únicamente se requerirá la utilización del perfil de color obtenido con el estándar de color y el equilibrio de los blancos.

8.3.5 Medición del color utilizando el Sistema DigiEye de VeriVide

En la tabla 1. se observan algunos de los valores $L^*a^*b^*$ obtenidos con ambos sistemas de medición, los algoritmos y el sistema DigiEye. Mediante el sistema DigiEye se obtiene un único valor del área seleccionada. Los valores $L^*a^*b^*$ corresponden a un promedio de seis valores obtenidos en cuadrados de 1 mm de lado. Por otra parte, las mediciones realizadas con los algoritmos se realizan en cada píxel, por lo que las mediciones corresponden al promedio del promedio de los valores obtenidos en seis regiones sobre áreas seleccionadas de la fotografía, que previamente fueron segmentadas.

Tabla 1. Valores CIE- $L^*a^*b^*$ de algunos de los parches de color obtenidos con el sistema DigiEye® y con los algoritmos.

Característica	Parche de color	Valores $L^*a^*b^*$ (DigiEye®)			Valores $L^*a^*b^*$ (algoritmos)		
Piel oscura y clara	1-1	35,62	13,18	11,98	31,38	10,13	13,82
	1-2	61,65	16,35	17,82	62,48	11,61	12,00
Azul, Verde y Rojo	3-1	28,96	7,16	-44,91	29,41	26,50	-53,01
	3-2	51,95	-29,82	30,44	56,36	-30,23	34,65
	3-3	38,49	42,67	23,68	36,44	39,81	25,81
Grisés neutros	4-1	91,67	-1,04	1,42	85,73	-0,81	0,82
	4-4	48,73	-0,12	-0,13	50,70	-0,62	-0,49
	4-6	21,08	1,97	-1,25	10,86	0,25	-0,60

Es importante mencionar que, en las mediciones realizadas mediante los algoritmos, no se discriminan los valores obtenidos en píxeles que contienen información de color más dispersa. Estos píxeles son imperceptibles por el ojo humano, sin embargo, están presentes en la imagen digital en forma aleatoria y son debidos a las irregularidades del tono en el parche, en la rugosidad de la superficie y en la sensibilidad de la cámara. En la Figuras 18 se aprecia cómo para un cuadro de color aparentemente uniforme, se está produciendo en realidad una dispersión importante de los datos de color, como se demuestra en las imágenes de la Figura 19.

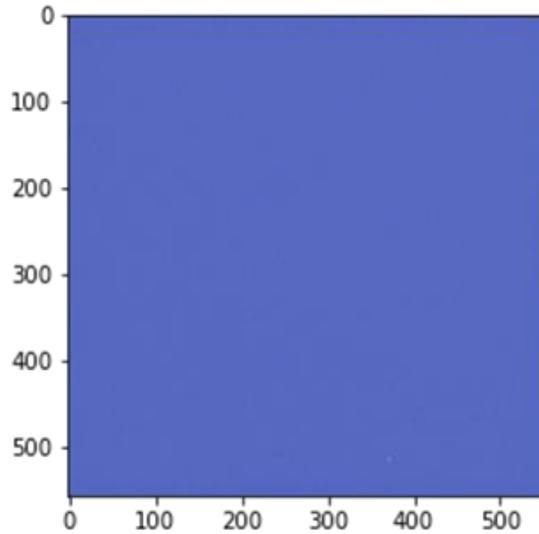
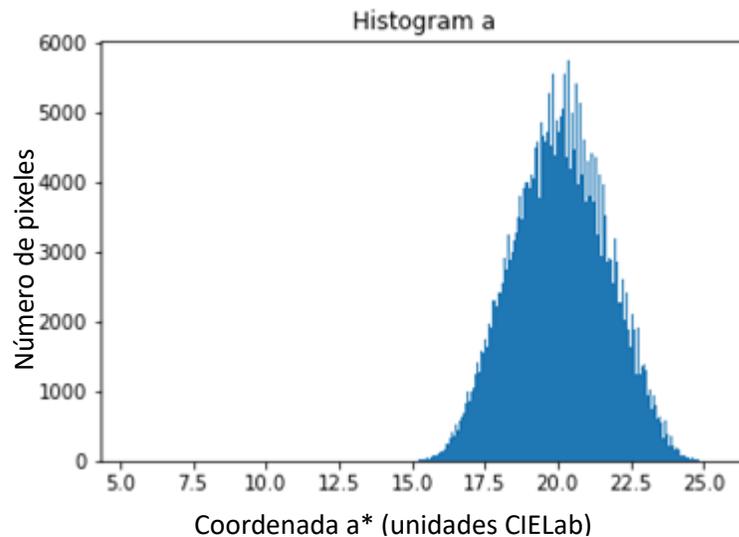


Figura 18. Muestra de la imagen del parche de color azul de la carta ColorChecker®.

En la Figura 19 se aprecia la dispersión de las coordenadas de color de los píxeles de la imagen de la Figura 18, mediante el uso de histogramas. En el eje *a* de coordenadas de color (rojo-verde) se aprecia una dispersión de valores desde 15 hasta 25 con una forma de curva de campana. En el eje *b* de coordenadas de color (amarillo-azul) se aprecia una dispersión de valores desde -55 hasta -45, con una forma de campana, semejante a la anterior. Finalmente, el histograma correspondiente a la coordenada de la claridad, eje *L*, se aprecia una menor dispersión de los datos, pues toma valores desde 44 hasta 50, también con una forma acampanada. Pero en todo caso, lo importante es apreciar que la homogeneidad aparente del color de la imagen fotografiada contrasta con el análisis de color pixel por pixel de la imagen.



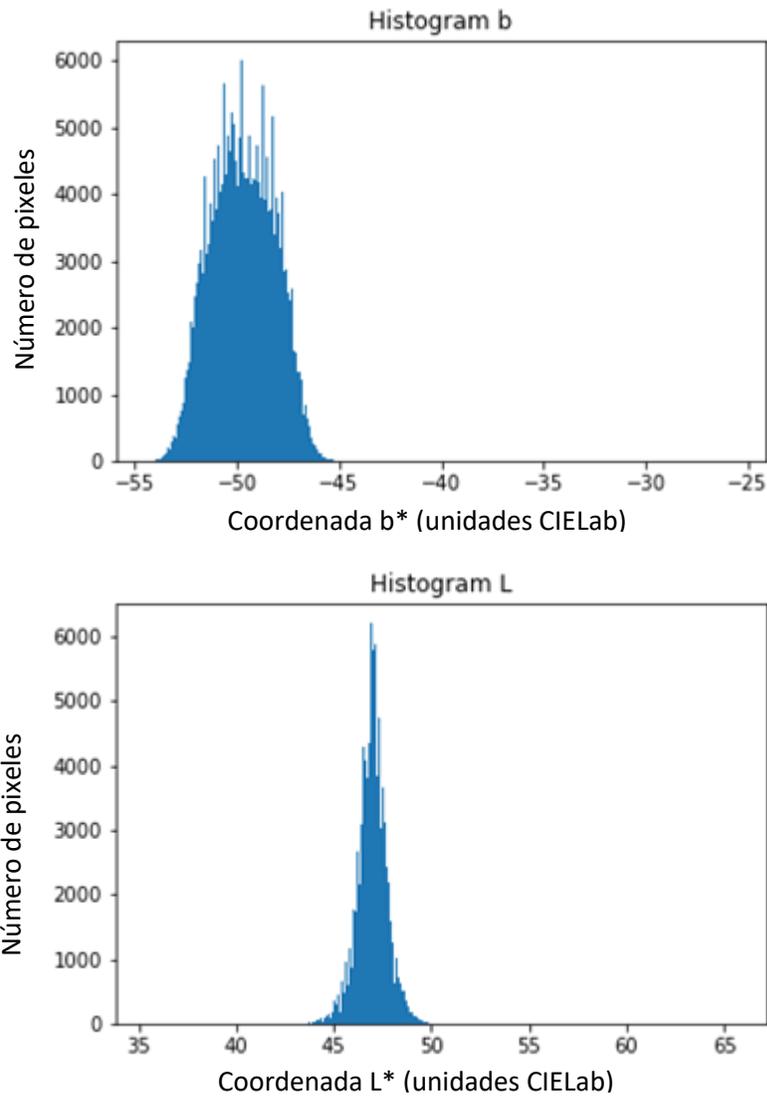


Figura 19. Distribución de las coordenadas $L^*a^*b^*$ obtenidas mediante los algoritmos implementados.

Adicionalmente, el histograma de la coordenada L muestra un pico pronunciado y estrecho, lo que indica una buena uniformidad en la iluminación sobre la carta de color al obtener la fotografía del parche de color.

8.3.6 Obtención de las imágenes de lesiones en la piel

Las imágenes de las lesiones o manchas en la piel se han obtenido utilizando un soporte con abertura que permite apoyarlo sobre la zona en dónde se encuentra la lesión. Este soporte asegura el plano perpendicular al eje de la cámara y permite posicionar la escala de medida de referencia y la carta de color sobre el plano. El soporte es de color negro opaco, lo que contribuye a eliminar los reflejos indeseados al tomar la fotografía.

Cada lesión por fotografiarse requiere de tres imágenes: Una cercana para determinar la forma y el contorno, otra más lejana para determinar el color y la última fotografía es del patrón de colores ColorChecker nano, para la corrección de la imagen utilizada.

La imagen cercana, permite enfocar claramente el contorno y así facilitar las mediciones que caracterizarán la geometría. Esta fotografía requiere adjuntar una escala de medida, que será utilizada en la calibración del sistema (figura 20).

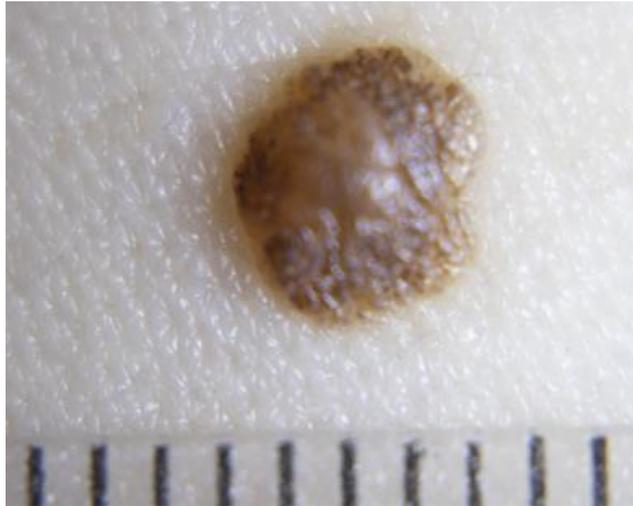


Figura 20. Imagen de una lesión benigna (nevus o lunar).

Esta imagen se utiliza para realizar las mediciones de la geometría de la lesión, pues de este modo se distingue con claridad su forma y el contorno. Como la fotografía se toma a distancias muy cercanas, la imagen no es adecuada para la medición del color, pues como este lunar tiene volumen, no es posible realizar el enfoque de todos los planos simultáneamente.

En general, para las mediciones de color se requiere de una toma más lejana, con especial cuidado en conseguir homogeneidad de la iluminación sobre el área (Figura 21), que permita observar diferencias de los tonos y que evite las sombras.



Figura 21 Segmento de una imagen de una lesión benigna (nevus o lunar) para la medición del color.

Esta imagen no requiere de la escala de medida, pues solo se utiliza para las mediciones de las coordenadas de color. Como la imagen es de alta resolución, para la realización de las mediciones se extrae el segmento de la imagen a ser analizado, únicamente la región de importancia.

Como se comentó, la tercera imagen importante es la de la carta de color bajo las mismas condiciones de iluminación con las que se ha realizado la segunda imagen. La imagen de la carta de color se utilizará para generar un perfil de color y ajustar la segunda imagen a los estándares de color de la carta. Con el ajuste de blancos, esta imagen ajustada es la que se utiliza para realizar las mediciones de color con los algoritmos desarrollados.

8.3.7 Comparación de los valores cromáticos obtenidos a través del DigiEye y los obtenidos mediante el algoritmo

Las imágenes del *ColorChecker nano* fotografiadas en el *DigiEye* se analizan con en la herramienta *DigiPix* que viene con el software del equipo y además, con el algoritmo informático desarrollado. Para efectos del experimento que nos interesa sobre lesiones melanocíticas, no todos los cuadros del *ColorChecker* interesan (Figura 22), sino solo aquellos que verdaderamente podrían tener impacto en los experimentos (Figura 23). En otras palabras, los tonos piel, los valores RGB.

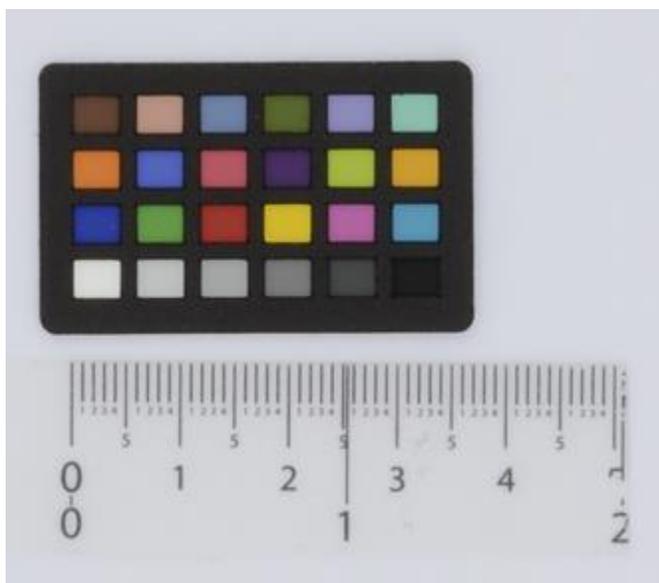


Figura 22: ColorChecker© tipo nano.

1-1	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6
2-1	2-2	2-3	2-4	2-5	2-6
3-1	3-2	3-3	3-4	3-5	3-6
4-1	4-2	4-3	4-4	4-5	4-6

Figura 23: Numeración de los parches de interés donde las NF1-1 y NF1-2 corresponden a los colores piel; los NF3-1, NF3-2 y NF3-3 corresponde a los colores primarios Azul, Verde y Rojo respectivamente. Y los tonos neutros de la escala de grises desde el blanco (NF4-1) al Negro (NF4-6), pasando por los tonos grises (NF4-2, NF4-3, NF4-4; NF4-5).

Los resultados más relevantes de la comparación de las mediciones realizadas entre el *ColorChecker* y las mediciones de los parches mediante el algoritmo computacional son:

1. La variabilidad medida mediante el MCDM es mayor en las mediciones del algoritmo que en el DigiEye© (para todos los parches seleccionados en la Figura 24). A pesar de que se supone que es la misma fuente de las mediciones, se podrían explicar mediante las siguientes fuentes de la variación:
 - a. El algoritmo analiza todos los píxeles de cada área y realiza varias mediciones que se convierten en miles
 - b. El procedimiento con el DigiEye© consiste en la extracción de seis muestras de 1 mm x 1mm de cada parche de color, por lo que es realidad, se trabaja con el color promedio de los promedios de cada una de las seis muestras.
 - c. El algoritmo que utiliza el DigiEye© presenta alguna diferencia con el algoritmo programado. Además, la variabilidad de los colores está cerca del límite de lo que el ojo humano puede percibir.

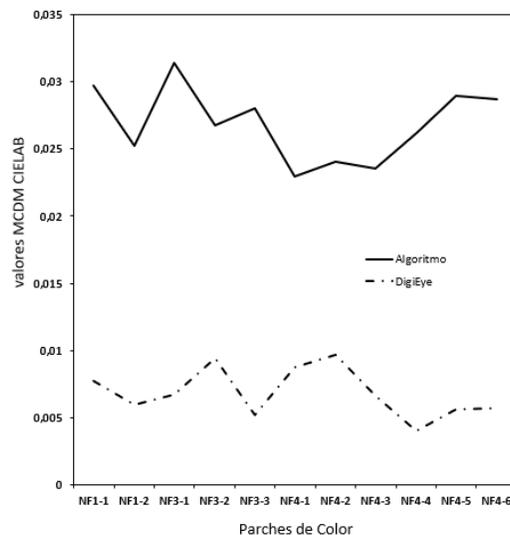


Figura 24: Niveles de variabilidad (en Unidades CIELab) medidos sobre los parches seleccionados del *ColorChecker nano*, en el *DigiEye* y el algoritmo programado.

La Figura 24 muestra los niveles de variabilidad obtenidos con los dos procedimientos. Se aprecia que la dispersión de los colores es sistemáticamente mayor para el algoritmo, sin embargo, ambas líneas presentan valores relativamente estables.

Según los valores del MCDM sobre los parches seleccionados del *ColorChecker nano*, medidos en el *DigiEye* y el algoritmo computacional implementado, la mayor variabilidad según el algoritmo está en el azul (NF3-1), donde hay mayor amplitud, mientras que para el *DigiEye* está en el segundo cuadro de la escala de grises (NF4-2) como lo muestra la tabla 1. El mínimo de variabilidad para el algoritmo está en el blanco (NF4-1) mientras que para el *DigiEye* en el medio tono gris (NF4-4). En resumen, exceptuando los dos tonos azul y negro, todos los demás se mantuvieron en un rango medio-bajo, poco perceptible. La escala de grises tiene unas diferencias crecientes. Las diferencias en los colores piel están cerca de 4.

Los niveles altos de variabilidad en el algoritmo pueden originarse en el elevado número de muestras (píxeles) considerados, pues se consideran todos los del parche de color. Por su parte, en el *DigiEye* solo se incluyen seis sub-muestras de 1 mm² que no se incluyen los bordes de los parches, donde pareciera que se exacerban las diferencias.

Tabla 2: Niveles del MCDM sobre los parches seleccionados del *ColorChecker nano*, medidos en el *DigiEye* y el algoritmo programado.

	Algoritmo	DigiEye
Cuadro	MCDM	MCDM
NF1-1	2,972	0,775
NF1-2	2,525	0,598
NF3-1	3,139	0,672
NF3-2	2,679	0,943
NF3-3	2,800	0,522
NF4-1	2,296	0,876
NF4-2	2,407	0,968
NF4-3	2,355	0,662
NF4-4	2,620	0,400
NF4-5	2,895	0,560
NF4-6	2,870	0,572
Promedio	2,687	0,686
Max	3,139	0,968
Min	2,296	0,400

- En la evaluación de las diferencias de color realizadas con la fórmula CIEDE2000, la mayor diferencia (9,75) se encuentra en los azules (NF3-1) y en la segunda más alta, la diferencia (7,21) se encuentra en el tono negro (NF4-6). Por su parte, la diferencia (3,90) en el tono blanco (NF4-1), la sitúa en un valor de diferencia bajo, apenas perceptible, mientras que el rojo (NF3-3) los grises (NF4-2, NF4-3 y NF 4-4) se encuentran en el rango inferior.
- Los efectos de las mediciones realizadas con ambos métodos (ver punto 1 anterior) tiene repercusión en los resultados. Las mayores diferencias de color en los tonos azul y negro, es coincidente con los problemas que presenta esta fórmula para las diferencias de color con ese tipo de tonos. Este problema de la fórmula también se aprecia en la Figura 25, cuando se comparan las diferencias de color obtenidas con el algoritmo programado.

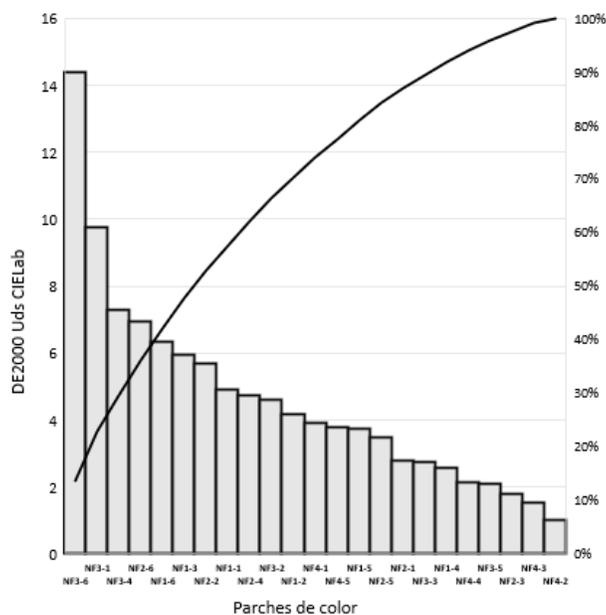


Figura 25: Medición del ΔE_{00} en todos los parches del ColorChecker®.

- La fórmula CIEDE2000 para la determinación de la diferencia de color, tiene el propósito de brindar un espacio más homogéneo para la comparación de las diferencias de color, frente a la clásica ΔE_{ab} . Esta situación se aprecia con claridad cuando se analizan los resultados obtenidos con ambas fórmulas, como se muestra en la Tabla 3. En ambos métodos los tonos azulados (NF3-1) y los negros (NF4-6) son los más elevados. Sin embargo, la sensibilidad para la medición de diferencias prácticamente imperceptibles para los tonos azules, la hace especialmente apta para los análisis de lesiones melanocíticas. En este punto debe recordarse que una característica de muchos melanomas es la presencia de tonos azulados.

Tabla 3: Comparación de valores de ΔE_{00} y el ΔE_{ab} en los parches seleccionados.

Cuadro	ΔE_{2000}	ΔE_{ab}
NF1-1	4,90	5,55
NF1-2	4,18	7,55
NF3-1	9,75	20,97
NF3-2	4,59	6,11
NF3-3	2,76	4,12
NF4-1	3,90	6,03
NF4-2	1,01	1,19
NF4-3	1,54	1,88
NF4-4	2,14	2,07
NF4-5	3,79	4,70
NF4-6	7,21	10,38

Tabla 4: Diferencias entre los valores de las coordenadas cromáticas L^* , a^* , b^* .

Cuadro	Alg.	DigiEye	ΔL^*	Alg.	DigiEye	Δa^*	Alg.	DigiEye	Δb^*
	L^*_1	L^*_2	$L^*_1-L^*_2$	a^*_1	a^*_2	$a^*_1-a^*_2$	b^*_1	b^*_2	$b^*_1-b^*_2$
Color-Checker ©									
NF1-1	31,38	35,62	-4,24	10,13	13,18	-3,06	13,82	11,98	1,85
NF1-2	62,48	61,65	0,83	11,61	16,35	-4,74	12,00	17,82	-5,82
NF3-1	29,41	28,96	0,45	26,50	7,16	19,34	-53,01	-44,91	-8,11
NF3-2	56,36	51,95	4,41	-30,23	-29,82	-0,42	34,65	30,44	4,21
NF3-3	36,44	38,49	-2,05	39,81	42,67	-2,86	25,81	23,68	2,13
NF4-1	85,73	91,67	-5,95	-0,81	-1,04	0,23	0,42	1,42	-1,00
NF4-2	76,33	77,39	-1,06	-0,79	-1,17	0,38	-0,79	-0,40	-0,39
NF4-3	66,88	65,04	1,83	-0,82	-0,80	-0,03	-0,37	0,05	-0,42
NF4-4	50,70	48,73	1,97	-0,62	-0,12	-0,51	-0,49	-0,13	-0,37
NF4-5	29,35	34,00	-4,66	-0,61	0,03	-0,64	-0,82	-0,81	-0,01
NF4-6	10,86	21,08	-10,22	0,25	1,97	-1,72	-0,60	-1,25	0,65
Max	85,73	91,67	4,41	39,81	42,67	19,34	34,65	30,44	4,21
Min	10,86	21,08	-10,22	-30,23	-29,82	-4,74	-53,01	-44,91	-8,11

En la Tabla 4, se indican las diferencias entre los valores de las coordenadas L* (Claridad), a* (eje rojo verde) y b* (eje azul amarillo) en unidades CIELab.

- La comparación de los valores de claridad tiene las mayores diferencias comparativas en los tonos de piel oscuro (NF1-1) que está entre los rangos mayores (Tabla 4), quizás el verde (NF3-2), el blanco (NF4-1) y el negro intenso (NF4-6) en el que se percibe la mayor diferencia. Todas las demás tienen un comportamiento muy similar (Figura 26).

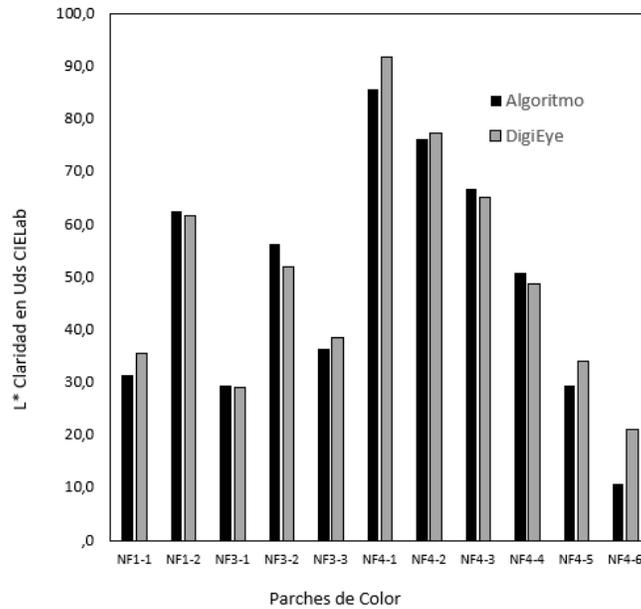


Figura 26: Comparación de mediciones de la claridad (L*) entre el DigiEye y el algoritmo desarrollado.

- La comparación de los valores en el eje rojo-verde (Figura 27) tiene las mayores diferencias comparativas en los azules (NF3-1), un poco menos en los colores piel y el rojo (NF3-3), la escala de grises es prácticamente igual.

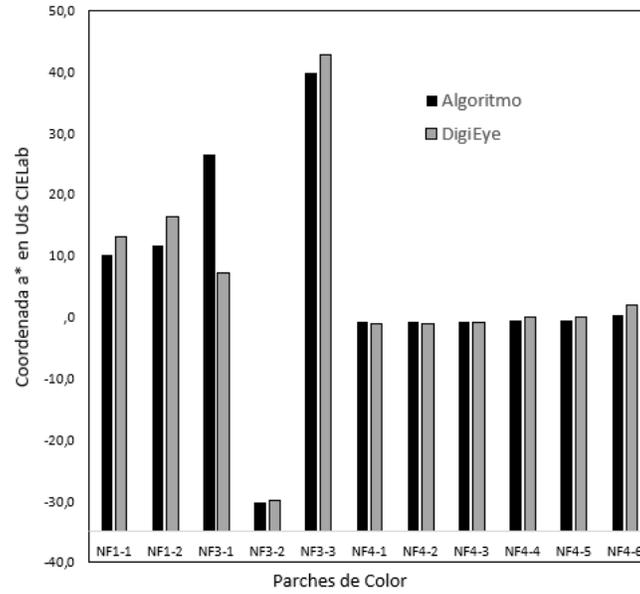


Figura 27: Comparación de mediciones entre el DigiEye y el algoritmo desarrollado del eje rojo-verde (coordenada a*).

- La comparación de los valores de la coordenada b* (Figura 28) tiene las mayores diferencias comparativas en los tonos de azules (NF3-1) y los tonos piel (NF1-1 y NF1-2), un poco menores en los tonos rojo (NF3-2) y verde (NF3-3), las escalas de grises son prácticamente idénticas.

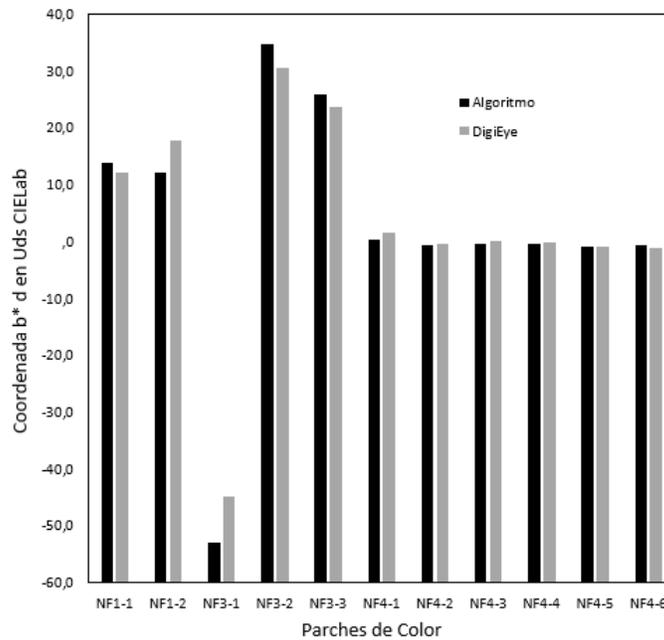


Figura 28: Comparación de mediciones entre el DigiEye y el algoritmo desarrollado del eje amarillo-azul (coordenada b*).

8.3.8 Determinación del efecto de los diferentes iluminantes en la valoración de las lesiones melanocíticas

En la práctica médica, en los instrumentos de valoración de lesiones melanocíticas se han utilizado distintos tipos de fuentes de luz. Por ejemplo, en la última década los dermatoscopios han incorporado el uso de fuentes LED de distintos tipos, incluidas fuentes de luz polarizada. También se han extendido el uso de aplicaciones móviles para el análisis cutáneo que contienen fuentes de luz muy diversas.

Para una valoración objetiva, de imágenes de color, se prefieren fuentes de luz que puedan abarcar la mayor parte del espectro, de tal manera que se puedan captar claramente las distintas tonalidades que puedan presentar los distintos tipos de lesiones melanocíticas. La fuente de luz estandarizada que mayor riqueza cromática posee son las fuentes de luz homologadas con el iluminante D65, es decir que tienen una temperatura correlativa de color de 6500 K, que es lo que se conoce popularmente como luz día.

Ahora, debido al uso masivo de luces LED en el mercado y la gran variedad de tonalidades e intensidades que presentan, se hace necesario demostrar los efectos comparativos de la calidad de tales fuentes de iluminación, que podrían utilizarse en la valoración. Para demostrar el efecto en la calidad de la imagen, más concretamente en los valores cromáticos y cómo podrían influir en la valoración subjetiva de las imágenes, sobre una cartilla estandarizada de colores.

8.3.9 Influencia de los iluminantes: preparación experimental y análisis de las imágenes fotográficas

Las fotografías para el experimento fueron obtenidas con una cámara digital Cámara Canon EOS Revel T7©, con una resolución de 24 megapíxeles y mediante el uso de un objetivo Lente Macro Canon© EFS 60 mm para fotografías cercanas, a una distancia estándar de 10 cm. Las condiciones de iluminación se mantuvieron constantes mediante un aro de luz provisto con un iluminante LED S20Beauty Live a 5600 K de temperatura correlativa de color. Para efectos del experimento, se analizaron tres versiones de iluminación denominadas respectivamente LED F1 (imitación luz día), y disminuciones sucesivas con LED F2 y LED F3.

Todas las imágenes fueron obtenidas en el formato RAW, en condición semi automática. Para la manipulación primaria de los archivos se utilizó la aplicación RawTherapee® 5.8. Para realizar el equilibrio de blancos, corregir la exposición de la imagen y asegurar la fidelidad de los colores, se utilizó patrón de colores Color Checker Nano X-Ride (4X6 cm). El procesamiento digital de las fotografías se realizó mediante las herramientas de Adobe (PhotoShop®, Lightroom® y Camera RAW®).

Mediante PhotoShop se transformaron los archivos CR2, provenientes de la cámara, al formato DNG (Digital Negative Image), el cuál es el estándar para los programas de Adobe. Para la corrección de la exposición y el ajuste de blancos de la imagen del Colorchecker se utiliza el programa Lightroom. El ajuste de blancos es importante para eliminar cualquier dominante de color propio de las características del objetivo y la cámara. En este caso se realizó con el gris neutro de la escala de grises del color de la Carta de Color. La corrección de la exposición se realiza para asegurar condiciones de iluminación estándar entre las diversas fotografías de la misma sesión, para que la temperatura de color sea semejante a la obtenida con el iluminante estándar D65. Esto se realizó

mediante el ajuste de la exposición (Exposure) en el blanco de la escala de grises de la carta de color con respecto a las mediciones obtenidas utilizando el equipo DigiEye de VeriVide. También se realiza el ajuste en el negro (Blacks) de la escala de grises.

La imagen de la Carta de Color se procesa en el programa del Colorchecker, para ajustar los valores en cada uno de los parches de color. La salida de este programa es la creación de un perfil en donde se encuentran los valores de referencia de cada uno de los colores en las condiciones de iluminación establecidas. El perfil de color se utiliza en el programa Lightroom para el análisis de cada una de las fotografías de las muestras pertenecientes a la misma sesión.

8.3.10 Preparación de las muestras

Se prepararon 15 muestras de manchas de color imitando posibles lesiones melanocíticas. Las tonalidades y las dimensiones fueron especialmente seleccionadas sobre un sustrato blanco neutro, y se realizaron tres tomas por muestra para un total de 45 mediciones, cada una con diferentes tipos de iluminación LED (F1, F2 y F3).

Todas las muestras fueron colocadas en la misma posición y distancia de la fuente de luz y la cámara (Figura 31). Todas las tomas de imagen fueron tomadas con la posición manual de la Cámara Canon EOS Revel T7, para un mejor control de la escena. Se aseguró que los parámetros de la cámara fueran los mismos en todas las ocasiones.

Las tomas de imagen del Colorchecker fueron tomadas en las mismas condiciones para todas las muestras. Se aseguró que las condiciones ambientales de iluminación no interfirieran en las diferentes fotografías realizadas, todas las tomas fueron realizadas en condiciones estandarizadas. Las imágenes de las muestras fueron catalogadas por el N° de muestra (M), tipo de fuente (F) y numeración de la imagen. Ejemplo “M01-F01-001” que indica Muestra 01, Fuente 01 e imagen 001.



Figura 29: Montaje del aro de luz y las muestras.

8.3.11 Estabilización de la imagen del Colorchecker de referencia

Las imágenes del ColorChecker nano fueron adquiridas con la cámara fotográfica del proyecto (Figura 30). Estas imágenes permitieron obtener la siguiente información

- Coordenadas cromáticas en valores porcentuales RGB.
- Coordenadas cromáticas en valores porcentuales HSV.
- Dimensiones cromáticas en valores $L^*a^*b^*$.
- Dimensiones de la muestra de color.
- Las coordenadas posicionales x-y.
- Valores RGB en el espectro.
- Indicaciones espectrales de la ubicación puntual.

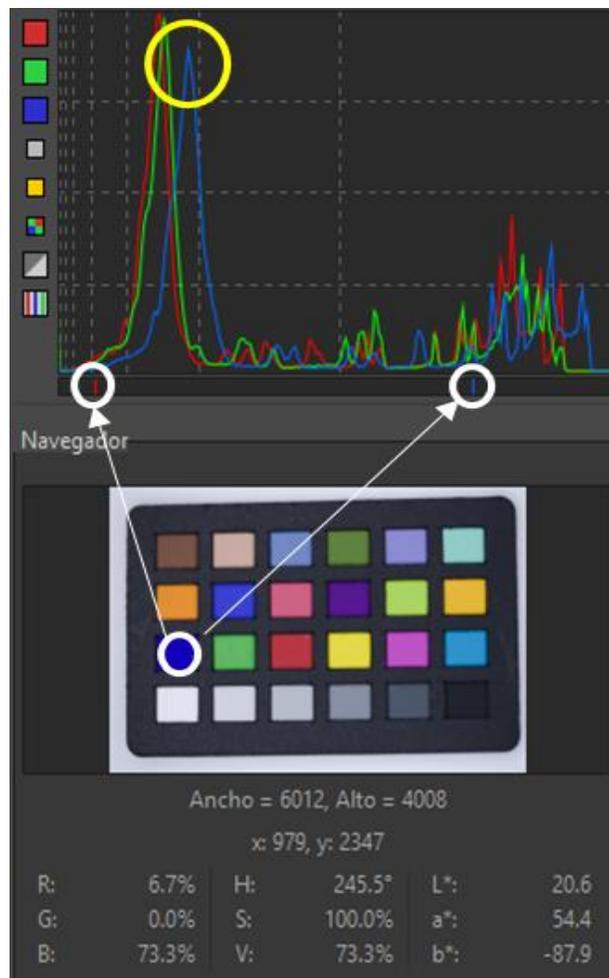


Figura 30: Panel de control de las mediciones cromáticas en el programa Lightroom con la imagen del ColorChecker.

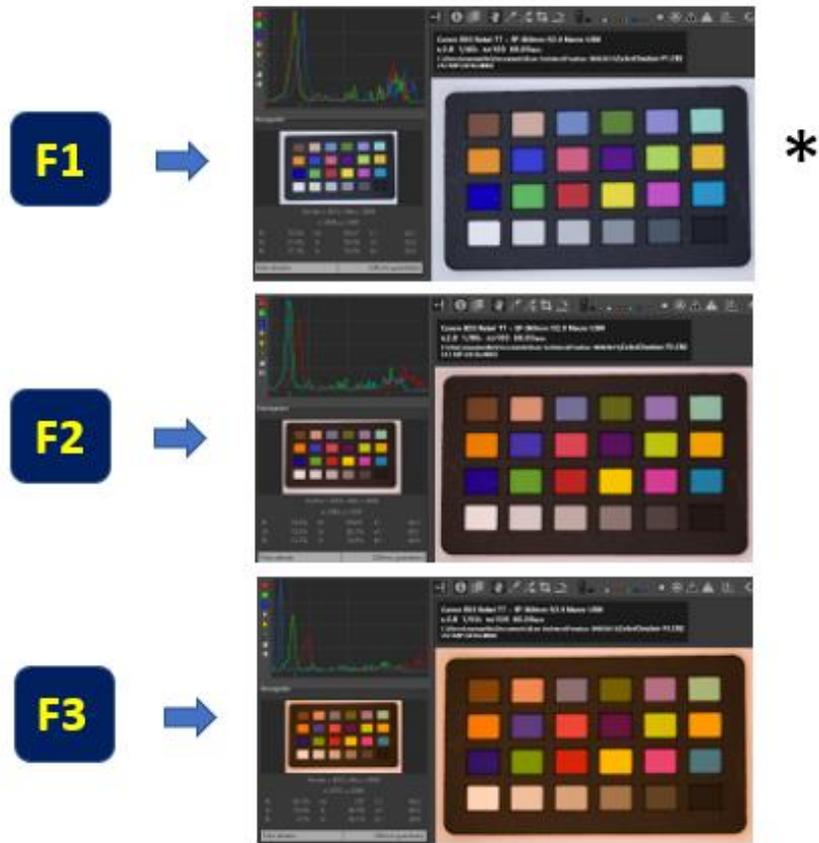


Figura 31: Imágenes del ColorChecker nano con el programa Lightroom, para los tres diferentes tipos de LED (F1, F2 y F3)

Como se puede apreciar en la figura 31, las tomas estabilizadas del Colorchecker bajo tres distintas fuentes de luz, los valores de las coordenadas cromáticas disminuyen conforme se alejan de los valores del blanco de referencia, especialmente en las zonas extremas. Por ejemplo, al analizar los valores del rojo, se aprecia que hay una disminución significativa. Los valores cromáticos originales, tomados bajo condiciones estandarizadas de los parches de color, son utilizados para ajustar las condiciones de la fotografía original bajo las distintas fuentes de luz, a los valores originales.

Si este ejercicio no se realiza, la apreciación visual subjetiva de la valoración médica de una lesión melanocítica, por ejemplo, podría perder detalles característicos, y prestarse para diagnósticos erróneos.

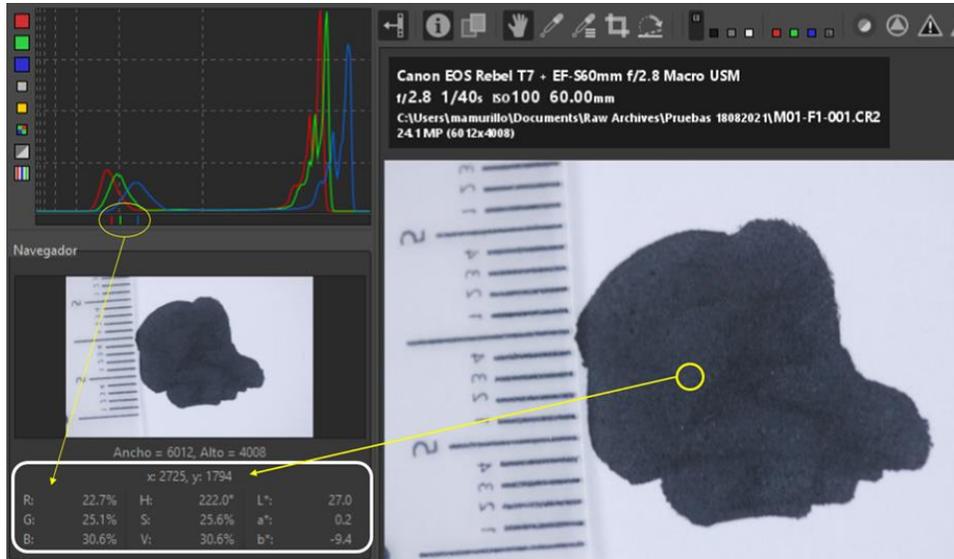


Figura 32: Análisis con Lightroom de la imagen de una mancha negra, muestra M01-F1-001, incluye una escala en mm.

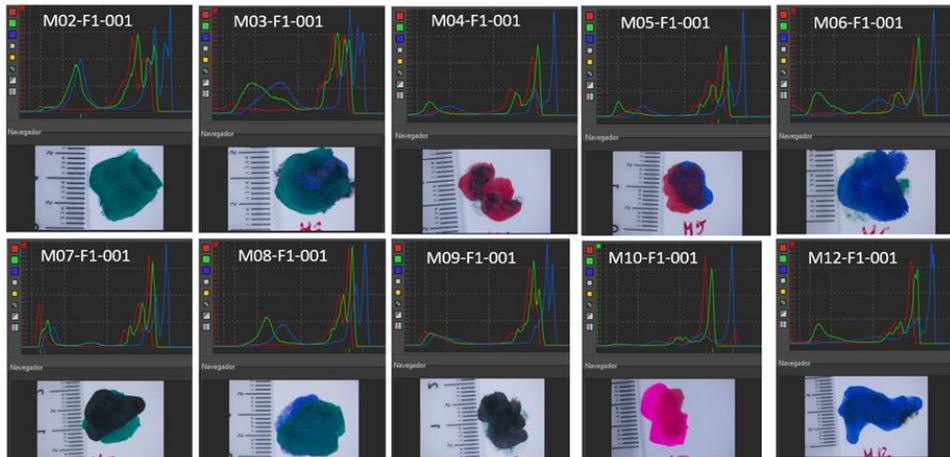


Figura 33: Análisis de 10 muestras distintas mediante la aplicación Lightroom, donde se exponen los valores de las coordenadas cromáticas bajo condiciones estandarizadas con la fuente LED-F1.

El análisis de diferentes muestras artificiales (Figuras 32 y 33), que incluyeron colores típicos de una posible lesión melanocítica, permite apreciar que cada una de ellas puede ser perfectamente caracterizada por sus valores cromáticos. De hecho, en cada caso, se puede apreciar que las muestras tienen coordenadas características cromáticas medidas en un punto seleccionado.

En cada una de las muestras se seleccionaron puntos con coordenadas establecidas (Figura 34), lo que permite la repetibilidad de la medición bajo condiciones distintas. La ubicación (en coordenadas x-y) permite determinar en ese mismo punto cuales eran las coordenadas cromáticas en caso de que cambiaran las condiciones de iluminación.

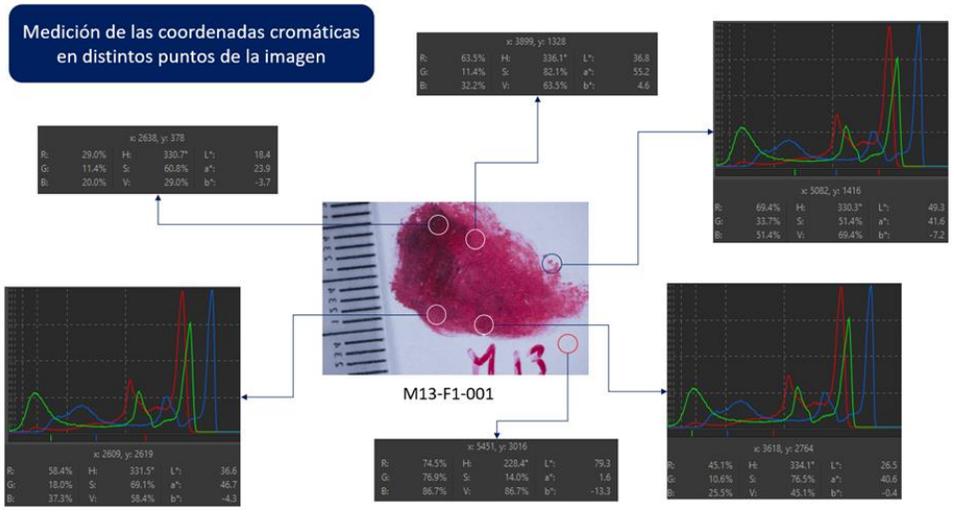


Figura 34: Mediciones cromáticas en la muestra M13, en distintas posiciones dentro de la imagen.

Para el caso de las lesiones cutáneas reales, esta valoración sería sumamente relevante, pues permitiría establecer observaciones objetivas para una misma lesión, los valores cromáticos precisos en puntos determinados. Esto podría permitir la identificación de diferentes estadios en una misma lesión, hacer comparaciones en un seguimiento clínico.

Las valoraciones cromáticas con esta metodología permitieron establecer análisis objetivos sin que dependan de las condiciones de percepción visual de los médicos. Para los casos de personas con trastornos o deficiencias visuales cromáticas, puede resultar especialmente útil. Se pueden establecer además secciones de análisis de la lesión vs la piel sana, extensión de la lesión en áreas determinadas, transferir información en caso de interconsultas médicas o valoraciones con telemedicina.

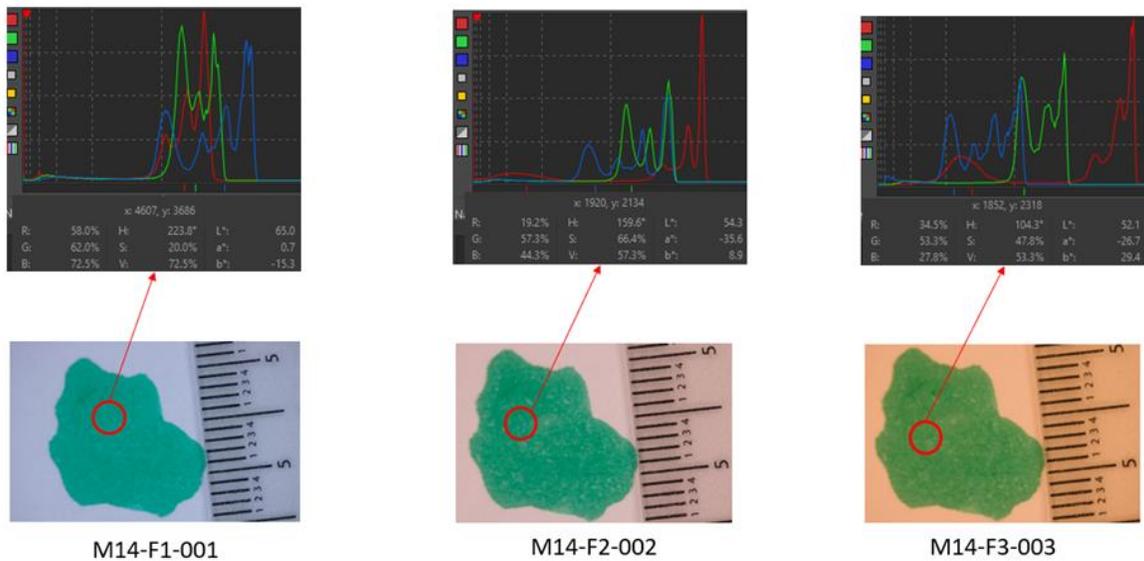


Figura 35. Valoraciones cromáticas de la muestra M14, de tonalidad verde distribuida aproximadamente uniforme bajo tres distintas fuentes (F1, F2 y F3) alrededor de una misma zona.

En los casos de las muestras analizadas bajo tres distintas fuentes (Figura 35), se pudo establecer la pérdida cromática en sus diferentes rangos del espectro. Como ejemplo la muestra M14 en el caso de la fuente LED F1, permitió visualizar el contenido RGB, conforme se varían las fuentes, la muestra se va volviendo más rojiza, hay pérdida de azul y verde, lo cual se puede observar claramente en las imágenes 2 y 3.

Las mediciones en un mismo punto se pueden observar (Tabla 5) la disminución en la claridad (L^*) por tanto el oscurecimiento de la muestra, en el eje rojo-verde (a^*) hay un claro desplazamiento hacia el rojo, y en el eje azul amarillo (b^*) hacia el amarillo. También permite identificar en el modelo HSV el deterioro del Matiz (H), la Saturación (S) y el valor (V).

Tabla 5. Medición de las coordenadas cromáticas de una muestra con tres distintos tipos de iluminación (LED F1, LED F2, y LED F3).

Muestra	M14-F1-001	M14-F2-002	M14-F3-003
R	58,0 %	19,2 %	34,5 %
G	62,0 %	57,3 %	53,3 %
B	72,5 %	44,3 %	27,8 %
H	223,8°	159,6°	104,3°
S	20,0 %	66,4 %	47,8 %
V	72,5 %	57,3 %	53,5 %
L^*	65,0	54,3	52,1
a^*	0,7	-35,6	-26,7
b^*	-15,3	8,9	29,4

Otra medición que fue posible realizar a las muestras, fue la diferencia cromática dentro de la propia imagen (Figura 36) donde se puede observar que la diferencia entre las dos zonas, utilizando la fórmula del diferencial cromático ΔE_{ab} o la más moderna ΔE_{00} , permitió establecer claramente valores muy elevados que muestran una clara distinción entre ambas. Esta técnica puede establecer pequeñas diferencias imperceptibles al ojo humano, que podrían indicar cambios en la estructura o cambios de apariencia asociados al riesgo de un melanoma, lo que podría ser de muchísima utilidad para la valoración clínica de las lesiones melanocíticas.

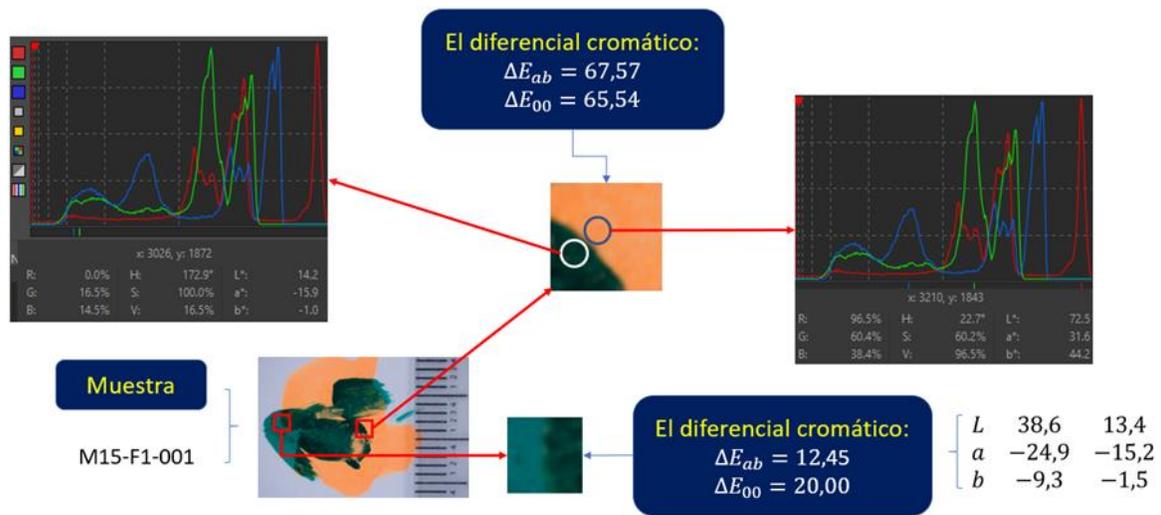


Figura 36. Diferencias de color altamente contrastantes en una muestra de simulación de una lesión melanocítica, mediante la fórmula de diferencias cromáticas ΔE_{ab} y ΔE_{00} .

8.4 Diseño del sistema de presentación de la información utilizando criterios médicos y técnicos

A pesar de los problemas provocados por la pandemia, el equipo del proyecto hizo el esfuerzo por proponer un diseño del sistema de presentación de la información utilizando referencias documentales, pero también buscó la colaboración de otros profesionales en medicina. En este sentido, se contó con el apoyo y criterio del Dr. Daniel Gutiérrez Araya, quien es patólogo, y quien nos orientó en cuanto a la forma habitual de presentar la información médica en interfaces de este tipo. Gracias a su apoyo, fue posible realizar la validación del tipo de información y la forma en que podía presentarse al personal médico, de modo que resultara de fácil consulta, semejante a la forma en que se puede buscar en este tipo de software.

Para la presentación de la información se tomaron en cuenta algunos aspectos importantes:

- La selección de la información que sería pertinente para el médico,
- la necesidad de creación de una base de datos que contenga la información debidamente clasificada,
- el diseño de los componentes que debería tener el sistema y
- el entorno que integre todos los requerimientos, de uso sencillo y agradable.

Al acceder al entorno de trabajo, el médico tendría a disposición la barra de menú habitual para la administración de la sesión de trabajo: un menú de Archivo que le permitirá abrir un expediente, guardar, cerrar y salir del programa. El menú de edición que le permite copiar y pegar, entre otras opciones. Un menú de ayuda en el que podrá acceder al documento de ayuda y explicación de las variables y detalles del programa (Figura 37).

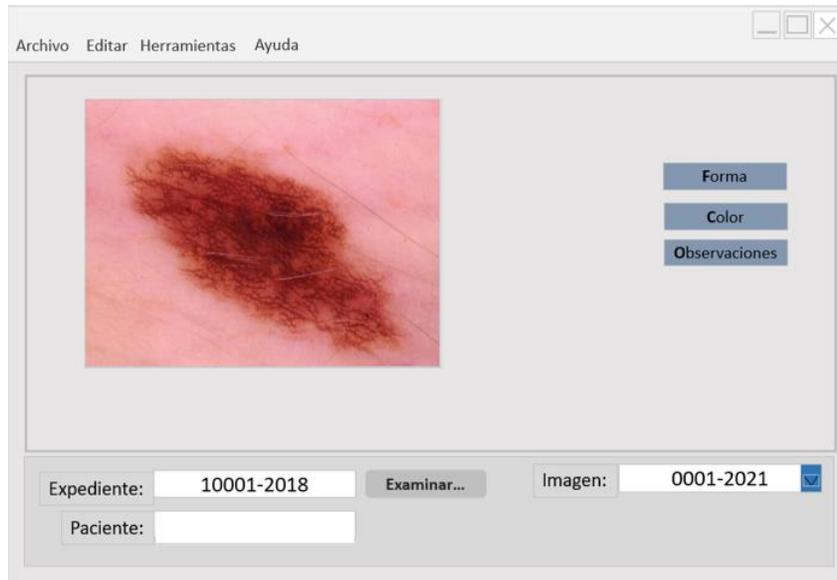


Figura 37. Ventana de inicio sugerida para el programa de presentación de la información. Imagen utilizada solo para propósitos del informe.

Al seleccionar el expediente, que puede realizarse a través del botón Examinar, el médico podrá seleccionar una imagen contenida en la base de datos. Los botones de Forma, Color y Observaciones facilitan el análisis e interpretaciones de la fotografía. Estos procedimientos también se pueden acceder en el menú Herramientas, en la barra de menús.

Al oprimir el botón forma, el programa presenta la información de todas las variables que han sido consideradas pertinentes en este trabajo de investigación. El factor de gran importancia es la presentación de las mediciones en este tipo de patologías, pues solo algunas de ellas (como el tamaño) es habitualmente utilizado en nuestro país, el resto se utiliza en forma cualitativa (Figura 38).

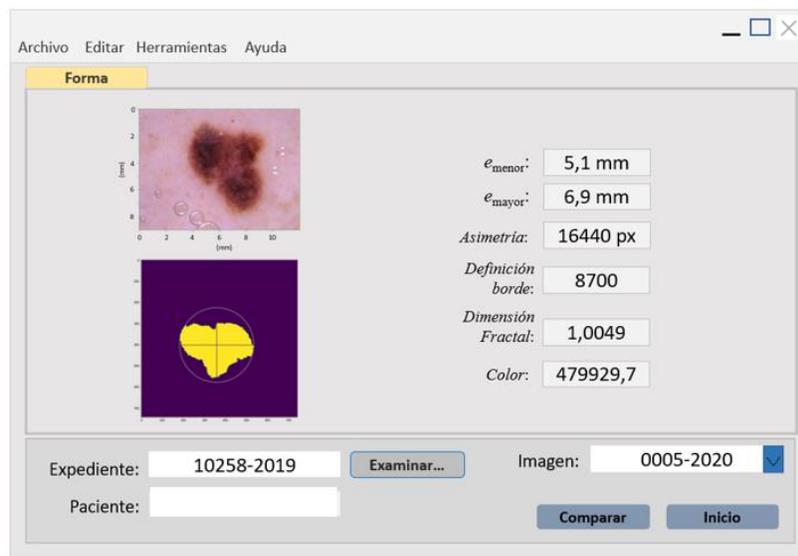


Figura 38. Formato propuesto para el software de las mediciones de la lesión melanocítica.

En esta ventana, oprimiendo el botón Comparar se tiene la posibilidad de comparar dos imágenes de la misma lesión. Estas imágenes han sido obtenidas en periodos de tiempo diferente y podrán realizarse comparaciones para evaluar los cambios importantes (Figura 39).

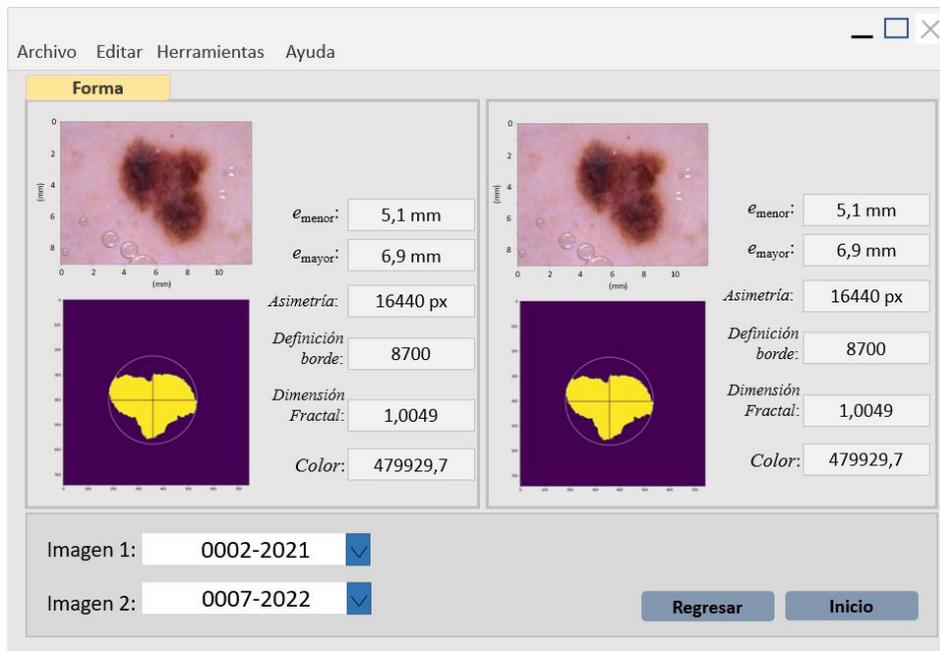


Figura 39. Formato propuesto para la comparación de dos manchas cutáneas.

En la ventana de inicio, con el botón color se podría observar una separación de los colores de importancia de las lesiones melanocíticas. En el cuadro de lista de color, se puede seleccionar uno de los colores de importancia; mediante los algoritmos se desplegará la presentación (Figura 40).

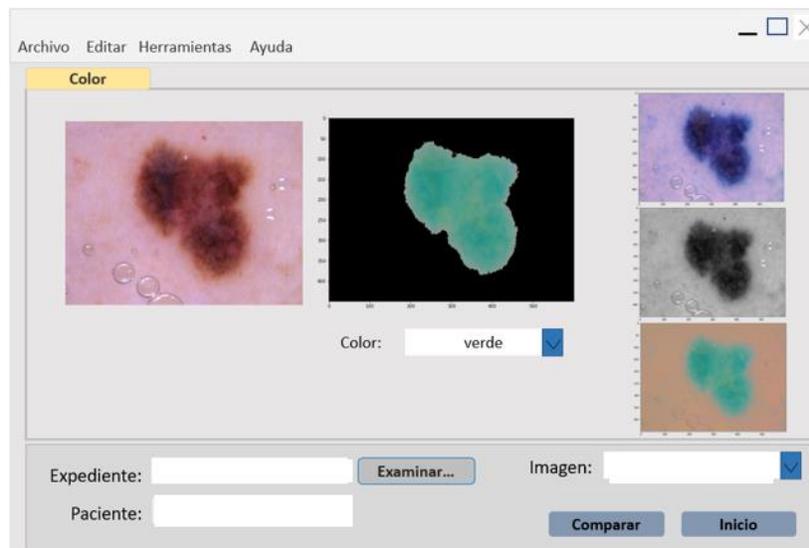


Figura 40. Formato propuesto para la selección de colores asociados con lesiones cutáneas.

En este punto, también es muy importante la comparación entre dos imágenes que hayan sido adquiridas en periodos de tiempo diferentes. Esto se puede lograr con el botón Comparar en la ventana de color (Figura 41).

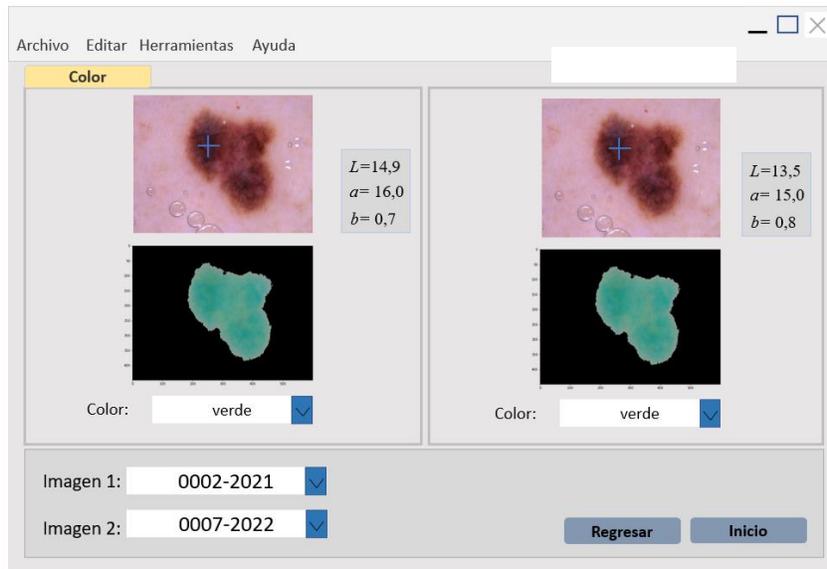


Figura 41. Formato propuesto para la comparación de colores y medición del color de dos imágenes.

Esta ventana es muy importante porque permitirá al médico seleccionar un punto o una pequeña zona de 1 mm^2 y se presentarán la medición promedio de las coordenadas de color Lab. Con ello se podría evaluar, principalmente, los cambios significativos de color.

Finalmente, en las Herramientas del menú y en la ventana de inicio, se puede desplegar la ventana de observaciones. Esta ventana es de suma importancia, pues en todo momento del análisis, el médico podrá anotar sus observaciones del análisis de las fotografías y serán almacenadas para su posterior uso (Figura 42).

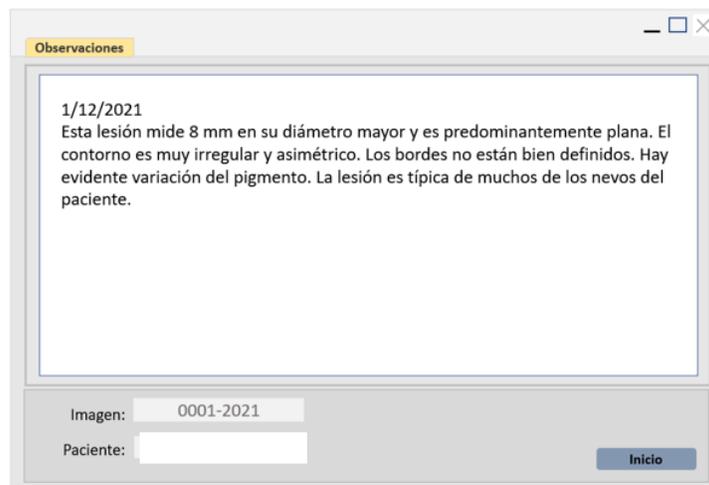


Figura 42. Formato de propuesta para ventana de observaciones de la imagen analizada.

En esta figura se presentan las observaciones típicas realizadas por un médico. Como se puede observar, la mayoría de ellas son anotaciones cualitativas, sin embargo, el uso del programa permitiría registrar algunas mediciones o valoraciones cuantitativas.

9 Discusión y conclusiones

En esta última sección del informe se realiza un análisis de los resultados en el contexto de los productos esperados. Con ello se busca generar conclusiones generales que permitan establecer el cumplimiento de los objetivos. Las conclusiones presentadas están asociadas con los objetivos específicos en el mismo orden en que se propusieron en el proyecto. Para confirmar esta relación, se puede consultar el Documento 2, donde aparecen los objetivos y los productos esperados.

9.1 Criterios para la caracterización geométrica y por color de las imágenes

El método de caracterización de imágenes “ABCDE” es un método ampliamente utilizado por la comunidad como guía para identificar lesiones melanocíticas. Si bien el método no es estándar, ya que algunos de los pasos se interpretan de maneras un poco distintas en la literatura, le permite a al personal médico experto tener un mejor criterio para discriminar con un alto grado de confianza el tipo de lesión que se examina.

Las mayores discrepancias en las diferentes interpretaciones del método “ABCDE” que se hayan en la literatura se dan en cómo se cuantifica en color (C), el tamaño (D) y la evolución (E) del estado de la lesión. Generalmente no se usa un criterio técnico para medir el color, sino que se interpreta de manera subjetiva, de acuerdo con la experiencia y la capacidad para distinguir los colores de cada médico dermatólogo. En el caso de la evolución, se requiere un seguimiento del estado de la lesión, proceso que no siempre se realiza de manera rigurosa.

Para el presente estudio se midieron las características de las lesiones usando bibliotecas de visión por computadora de amplio uso en la comunidad científica. Al final de cada paso del procesamiento se obtuvo un valor numérico que cuantifica cada paso del proceso. De esta manera es posible brindar un criterio más objetivo que se puede utilizar para comparar distintas lesiones, sin las perturbaciones que generan las interpretaciones subjetivas. El protocolo desarrollado puede apoyar y complementar el criterio del médico experto en el diagnóstico de una lesión melanocítica, disminuyendo la influencia de factores externos. Cabe mencionar que para que el protocolo propuesto pueda ser utilizado requiere de un proceso de validación de resultados

Del estudio de la literatura se determinó que el criterio de color (C) es el que se identifica con menos rigurosidad en la práctica médica. En este estudio se aportó una base teórica sólida para medir este parámetro. Sin embargo, es necesario que las imágenes de las lesiones se capturen bajo un ambiente controlado. Entre las condiciones necesarias para obtener imágenes estándar están: condiciones de iluminación adecuadas, distancia fija entre la lesión y el equipo fotográfico, tamaño estándar de la imagen capturada. Si las fotografías no se toman en un ambiente controlado, se requiere un procesamiento previo a través de software especializado.

9.2 Sistema de adquisición de imágenes mediante una cámara digital

A pesar de las circunstancias adversas causadas por la pandemia, se completa el diseño y puesta en funcionamiento del dispositivo, de acuerdo con el objetivo del proyecto. Sin embargo, se crea un

dispositivo funcional para una amplia variedad de cámaras fotográficas digitales de teléfonos celulares y no para la cámara fotográfica profesional del proyecto.

Para desarrollar el dispositivo, se incorporó al estudiante Mauro Zumbado de Ingeniería de Mecatrónica, quien realizó su Proyecto de Graduación para optar por el grado de Licenciado, con una propuesta dirigida al desarrollo del dispositivo de iluminación de nuestro proyecto. Al dispositivo se le realizaron pruebas de funcionamiento que permitieron determinar su aplicabilidad, pero también sus puntos de mejora. El proyecto fue presentado y defendido exitosamente en el primer semestre de 2021.

Como se mencionó, el dispositivo creado presenta resultados satisfactorios, pero también algunos inconvenientes que podrían resolverse en una segunda fase de análisis del proyecto, ya sea mediante un procesamiento digital de las imágenes o mediante el rediseño del dispositivo. Para valorar las opciones, se contó con la colaboración de un asistente de último año de Ingeniería en Diseño Industrial, quien realizó una evaluación del dispositivo y de la posibilidad de continuar con la segunda fase de mejoramiento del dispositivo. Sin embargo, se llegó a la conclusión que éste ya no era una prioridad para el proyecto debido a que el proyecto se estaba apoyando en imágenes tomadas de bases de datos públicas de lesiones de la piel. Aparte de ello, había que contratar nuevos asistentes, pues los anteriores se habían graduado, lo que implicaba contratar asistentes sin conocimiento sobre el tema, por lo cual se iba a requerir una curva de aprendizaje para la que no había tiempo.

Con la ayuda del asistente de Ingeniería en Diseño Industrial, también se consideró la opción de adquirir un dispositivo de iluminación comercial para cámaras fotográficas profesionales. Para ello, se evaluaron los dispositivos y se seleccionó uno que estaba dentro de las posibilidades financieras del proyecto, pero los mecanismos de compra actuales de la VIE no permitieron el movimiento de recursos hacia los objetos de gasto correspondientes. A esto se sumó el hecho de que se perdió contacto con el especialista en dermatología, quien nos brindaría su apoyo en el acceso a bases de datos de imágenes de lesiones cutáneas y la adquisición de nuevas imágenes. Todas estas situaciones adversas, contribuyeron a que este objetivo perdiera relevancia dentro del desarrollo del proyecto, pues hubo que buscar alternativas efectivas para el desarrollo del proyecto en el contexto de la pandemia.

9.3 Protocolos y algoritmos de medición de los parámetros geométricos y de color

El resultado de desarrollar la metodología de análisis e implementación del proceso para la medición de las variables de forma y color, a partir de la imagen de una lesión melanocítica, se puede visualizar en cuatro fases (Figura 43) que se describen a continuación:

Fase 1: Rutinas para el procesamiento de las imágenes

1.1. Seleccionar las rutinas de la biblioteca de código abierto en Python (OpenCV, 2015)

Esta selección de rutinas de la biblioteca de Python, incluye rutinas ampliamente probadas y validadas en los sitios expertos.

1.2. Crear el cuaderno Interactivo Jupyter notebook para el procesamiento de imágenes

(Cargar y procesar Asimetría, Bordes, Color, Diámetro)

Este paso incluye una también una cuidadosa selección de la biblioteca de imágenes de prueba, que cumpla con las necesidades planteadas para el proyecto, en variedad (de lesiones melanocíticas típicas), cantidad (disponibilidad de ejemplos), calidad (de imagen, en sus diferentes variables de color, forma), información de respaldo (tipo de contenido, respaldo de profesionales, validación por expertos, reconocimiento internacional).

Fase 2: Adquisición de las imágenes

2.1 Seleccionar el método de captura de las imágenes propias.

Esta selección, requiere de una cantidad de pruebas, que cumplan con los estándares de las imágenes de reproducción, incluye tipo de imágenes, objetos, rutinas de prueba.

2.2. Asegurar las condiciones estandarizadas de iluminación y escenificación.

El aseguramiento de las condiciones de iluminación incluye, la fuente de luz, el ambiente de trabajo, posibles interferencias, registro de rutinas de captura de imágenes, ángulos de iluminación, hora de trabajo.

2.3. Adquirir la imagen con la Cámara Digital.

Este paso incluyó la selección del tipo de equipo de trabajo, escoger los aditamentos, análisis de las experiencias en este tipo de captura de imágenes (Canon EOS RebelT7© con sus aditamentos, y fuente de luz).

2.4 Adquirir las imágenes del ColorChecker© en las mismas condiciones de iluminación y escenificación.

Fase 3: Procesamiento de las imágenes

3.1 Generar imágenes calibradas de la cartilla de color ColorChecker© utilizando el equipo DigiEye© de VeriVide©.

Se utiliza un iluminante D65 a 10°. Con los ajustes correspondientes en el negro (Blacks) de la escala de grises.

3.2 Transformar a archivos del formato RAW (CR2) al formato DNG (Digital Negative Image) con la aplicación Photoshop.

Este protocolo permite trabajar con imágenes con una calidad excepcional, de ahí que los formatos Raw son altamente densos, los equipos necesarios y la aplicación Photoshop sean necesarios para su decodificación.

3.3. Utilizar el programa Lightroom© para realizar un balance de blancos y la corrección de la exposición (con información de 4.1) a partir de la imagen del ColorChecker©.

Esta calibración es requerida para generar imágenes con el color verdadero.

3.4. Establecer el archivo de parámetros preestablecidos de Lightroom© con el perfil de color, el balance de blancos y el ajuste de la exposición.

Perfil requerido con los ajustes necesarios para obtener una imagen corregida.

3.5. Procesar todas las imágenes utilizando el archivo de parámetros preestablecidos.

3.6. Almacenar todas las imágenes en el formato JPG.

Fase 4: Medición de las variables de color y de forma

4.1 Utilizar las rutinas del cuaderno interactivo para medir las variables de diámetro, asimetría, bordes y color de las imágenes estandarizadas.

4.2 Crear una base de datos con toda la información clasificada.

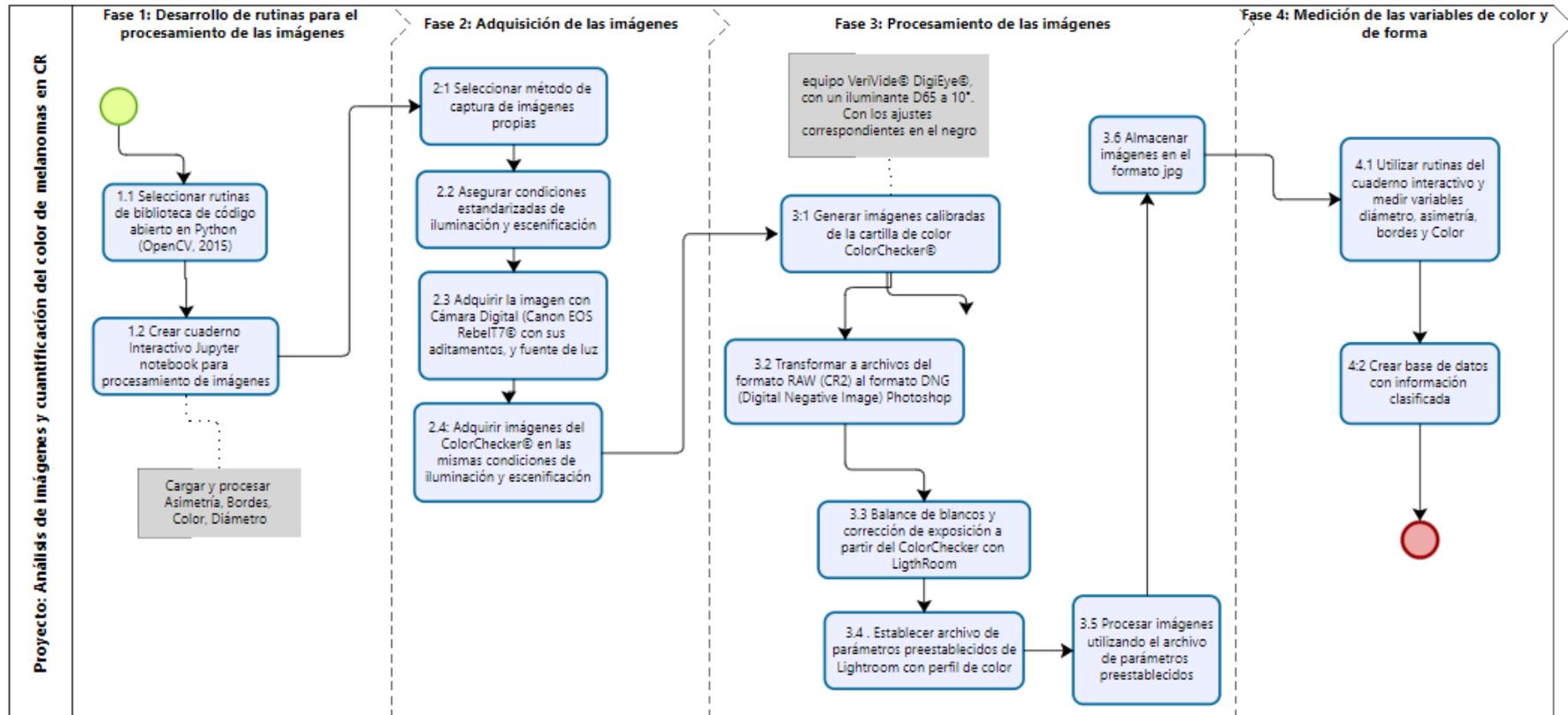


Figura 43: Diagrama de flujo para la medición de parámetros de forma y color a partir de una imagen de la lesión.

Respecto del análisis de muestras que simulan las tonalidades de una lesión cutánea

De las pruebas realizadas mediante la simulación de muestras de lesiones melanocíticas, se estable como principales conclusiones:

- a. La necesidad de estandarizar la toma de imágenes de lesiones melanocíticas bajo estándares replicables.
- b. La utilización de fuentes de luz con un alto contenido espectral cromático como la D55 o D65 son ideales, pues muestran las condiciones cromáticas más relevantes, con un alto contenido cromático que puede identificar las características profundas de una muestra de lesión cutánea, por ejemplo.
- c. Se comprende la importancia del análisis de muestras de lesiones cutáneas con fuentes de luz con alto contenido cromático.
- d. La valoración subjetiva de lesiones cutáneas bajo distintas fuentes de luz, puede llevar a diagnósticos errados, obviar señales de alerta, o generar tratamientos inadecuados.
- e. El establecimiento de las coordenadas cromáticas en cada sección de una lesión puede proporcionar una buena idea de su malignidad o benignidad según sea el caso, dar indicios de asimetría cromática, e incluso analizar posibles cambios en el estado de las lesiones.
- f. La valoración de diferencias cromáticas dentro de una misma lesión melanocítica podría permitir la tipificación de cambios internos en la lesión, establecer contrastes importantes (entre la parte sana y la dañada, en una misma sección). Además, podría servir para la determinación de la extensión de la lesión, la profundidad, la malignidad y con ello, facilitar la identificación del melanoma y ofrecer valiosa información para una intervención quirúrgica, cuando fuera necesario.

9.4 Sistema de presentación de la información utilizando los criterios médicos y técnicos

Respecto al diseño del sistema de presentación de la información utilizando criterios médicos y técnicos, se puede concluir:

- a. Se ha logrado proponer un diseño para la posible presentación de la información obtenida a partir de las variables que han sido medidas en el proyecto de investigación.
- b. Aunque no fue posible la incorporación estable de un médico dermatólogo, la participación del Dr. Gutierrez Araya permitió validar la propuesta con un criterio médico, dado que nos brindó su criterio y nos permitió dar un paso en el proceso de validación, aunque no definitivo, ante la ausencia de un dermatólogo.
- c. El diseño propuesto aún requiere de más pruebas del usuario, sin embargo, sería una tarea simple corregir la presentación o añadir más información, entre otras opciones, para alcanzar un estado óptimo. Con el diseño validado, y ya fuera del alcance el presente proyecto, es factible un desarrollo computacional para plasmar el diseño propuesto en un software.
- d. Según nos comenta el Dr. Gutiérrez Araya, en nuestro país es frecuente la eliminación de la lesión por medios quirúrgicos, cuando se tiene sospechas de que es una lesión melanocítica. Sin embargo, el registro de la evolución de las manchas, como se presenta en el diseño propuesto, sería de gran importancia cuando existe la presencia de una gran

cantidad de manchas, lo que permitiría llevar un control de prevención y así colaborar con el personal médico en un mejor seguimiento al caso y darle más elementos de juicio para su decisión final.

10 Recomendaciones

Se presentan seguidamente varias recomendaciones una vez terminadas la presente investigación:

- I. En una etapa posterior a este proyecto, se podrá implementar el diseño propuesto en el Objetivo 4, esto para hacer pruebas en ejecución del programa. Idealmente se recomienda que sea un desarrollo web de manera que no implique complicados procesos de instalación.
- II. A partir del uso de la presente propuesta, se podrían etiquetar más fotografías esto con el fin de poder utilizar otros métodos de diagnóstico utilizando técnicas de aprendizaje profundo (Deep Learning).
- III. Gracias a los avances realizados en el trabajo adjunto a la presente investigación, relacionado con la segmentación automática de imágenes de lesiones, se podrá dar un paso más para trabajar en el diagnóstico utilizando técnicas de inteligencia artificial, en particular la clasificación de imágenes médicas. Para esta labor se requerirá conseguir imágenes etiquetadas, tanto nacionales como de conjuntos de datos en internet (las cuáles si existen y están disponibles de manera gratuita).
- IV. En el marco de los recortes presupuestarios a la investigación, no parece conveniente continuar con el desarrollo de un dispositivo de investigación, pues como se pudo ver en este proyecto, el proceso requiere tiempo y recursos que suponen un riesgo para el cumplimiento de los objetivos. Por esta razón, se recomienda continuar la implementación de tecnologías comerciales de iluminación de costo moderado, desarrolladas (a veces) para otras aplicaciones.
- V. Se recomienda avanzar en la cuantificación de los modelos “ABCDE”, a partir de las propuestas realizadas, de tal manera que los profesionales en Dermatología puedan desarrollar criterios avanzados de valoración cuantificables de lesiones melanocíticas, en todas sus dimensiones.
- VI. La integración de los criterios de la escala “ABCDE” mediante valoraciones cuantitativas puede dar pie a integrar otros sistemas de valoración, una línea de investigación posible en el marco de este proyecto.
- VII. Generar una aplicación computacional dirigida a profesionales en dermatología que utilice todas las rutinas y protocolos desarrollados. Para ello se requerirá un proceso de validación de la información y del formato de presentación, con un grupo de profesionales en dermatología.

11 Agradecimientos

Se agradece a la Vicerrectoría de Investigación y Extensión del Instituto Tecnológico de Costa Rica por el apoyo a la presente investigación.

Queremos agradecer al Dr. Jairo López, director de la Sección de Dermatología del Hospital México, su apoyo inicial y todos los aportes y criterios brindados en las primeras reuniones que mantuvimos al inicio del proyecto. Estas permitieron a los investigadores del TEC tener un criterio más fundamentado para el análisis de los colores y de la aplicación del método “ABCDE”.

También queremos agradecer al Dr. Daniel Gutiérrez Araya su colaboración en el desarrollo del sistema de presentación de la información, pues para desarrollarlo requeríamos un profesional en

medicina con afinidad en este tipo de información. El Dr. Gutiérrez Araya nos brindó los criterios médicos y técnicos que nos facilitaron el cumplimiento del último de los objetivos específicos del proyecto.

Asimismo, queremos agradecer la colaboración del profesor jubilado del TEC, Mario Villalobos, quien fue profesor de fotografía y comunicación visual del CEDA, y continúa ligado a la institución como profesor de cursos a través de la FUDATEC.

También queremos agradecer la colaboración de los asistentes del proyecto, quienes apoyaron en distintas labores: búsqueda y gestión de bases de datos con imágenes de manchas y cáncer de piel, generación de rutinas computacionales para el análisis de las imágenes, diseño, impresión y construcción del dispositivo de iluminación, así como evaluación de las opciones comerciales para la adquisición de fotografías. En la Tabla 6, se indican los asistentes, las áreas en las que apoyaron al proyecto, así como el período de su nombramiento.

Tabla 6. Asistentes del proyecto, objetivo apoyado y período en el que colaboraron.

Nombre del asistente	Objetivo apoyado	Periodo de nombramiento
Abraham López Díaz	Desarrollo del dispositivo de iluminación.	I-2020, II-2020
Mauro Zumbado Ruíz	Desarrollo del dispositivo de iluminación.	II-2020
Karen Dayana Tovar Parra	Segmentación de imágenes utilizando aprendizaje automático.	II-2020, I-2021
Miguel Andrés Araya James	Implementación de rutinas de Phyton para el análisis de las imágenes de manchas cutáneas.	II-2020, I-2021, II-2021
Kristhian Solano Camacho	Evaluación del dispositivo de iluminación.	II-2021
Luis Daniel López Salas	Programación del procesamiento de imágenes en Python.	I-2021, II-2021

12 Referencias

- Andreassi, L., Perotti, R., Rubegni, P., Burroni, M., Cevenini, G., Biagioli, M., ... & Barbini, P. (1999). Archives of dermatology. Digital dermoscopy analysis for the differentiation of atypical nevi and early melanoma : a new quantitative semiology, 135(12), 1459-1465.
- Annaby, M.H., Elwer, A.M., Rushdi, M.A. et al. (2021). Melanoma Detection Using Spatial and Spectral Analysis on Superpixel Graphs. J Digit Imaging, 162–181. <https://doi-org.ezproxy.itcr.ac.cr/10.1007/s10278-020-00401-6>
- Aribisala, B. S., & Claridge, E. (2005). A border irregularity measure using a modified conditional entropy method as a malignant melanoma predictor. In International Conference Image Analysis and Recognition. (914-921). Elsevier.
- Bono, A., Tomatis, S., Bartoli, C., Tragni, G., Radaelli, G., Maurichi, A., & Marchesini, R. (1999). The ABCD system of melanoma detection: A spectrophotometric analysis of the asymmetry, border, color, and dimension. Cancer: Interdisciplinary International Journal of the American Cancer Society, 85(1), 72-77.
- Carbonetto, S. H., & Lew, S. E. (2010). Characterization of border structure using fractal dimension in melanomas. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. IEEE, 4088-4091.
- Crovari Eulufi, F., & Manzor Véliz, M. (2014). Manual de patología quirúrgica. Universidad Católica de Chile. <https://www-digitaliapublishing-com.ezproxy.itcr.ac.cr/a/3826>
- Elder, D. Bastian, B.C., Cree I.A., Massi D., Scolyer R. A. (2020). The 2018 WHO Classification of Cutaneous, Mucosal, and Uveal Melanoma, Detailed Analysis of 9 Distinct Subtypes Defined by Their Evolutionary Pathway. College of American Pathologists.
- Friedman, R. J., Rigel, D. S. & Kopf, A. W. (1985). Early detection of malignant melanoma: The role of physician examination and self-examination of the skin. CA: A Cancer Journal for Clinician, 35(3), 130–151. <https://doi.org/10.3322/canjclin.35.3.130>
- Kaur, A., & Kranthi, B. V. (2012). Comparison between YCbCr color space and CIE Lab color space for skin color segmentation. International Journal of Applied Information Systems, 3(4), 30-33.
- Lee, T. K., & Atkins, M. S. (2000). New approach to measure border irregularity for melanocytic lesions. In Medical Imaging 2000. Image Processing International Society for Optics and Photonics. (3979), 668-675.
- Mahdiraji, S. A., Baleghi, Y. & Sakhaei, S. M. (2018). BIBS, a New Descriptor for Melanoma/Non-Melanoma Discrimination. Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE), 1397-1402.
- McCamy C. S., Marcus, H., and Davidson J. G. (1976). A Color-Rendition Chart. Journal of Applied Photographic Engineering 2, 95-99.

Menzies SW, Moloney FJ, Byth K, et al. (2013). Dermoscopic Evaluation of Nodular Melanoma. *JAMA Dermatol*, 149(6), 699–709.

Naheed R. Abbasi, M. P. H. (2004). Early diagnosis of cutaneous melanoma. *JAMA*, p. 8. <https://jamanetwork.com/journals/jama/fullarticle/199929>.

Ng, V., & Coldman, (1993). A. Diagnosis of melanoma with fractal dimensions. In Proceedings of TENCON'93. IEEE Region 10 International Conference on Computers, Communications and Automation IEEE, (4), 514-517.

(2015). Open-Source Computer Vision Library. OpenCV.

Poorna, S. S., Reddy, M. R. K., Akhil, N., Kamath, S., Mohan, L., Anuraj, K., & Pradeep, H. S. (2020) Computer Vision Aided Study for Melanoma Detection: A Deep Learning Versus Conventional Supervised Learning Approach. In *Advanced Computing and Intelligent Engineering*, 75-83.

Qin, B., Ma, L., & Xu, W. (2010). Comparative study on boundary Structural Irregularity using Local FD and Curvature analysis for Melanoma detection. *4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering IEEE*, 1-4.

Sabbaghi, S., Aldeen, M., Garnavi, R., Varigos, G., Doliantis, C. & Nicolopoulos, J. (2015). Automated colour identification in melanocytic lesions. *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 3021-3024.

Soumya, R. S., Neethu, S., Niju, T. S., Renjini, A., & Aneesh, R. P. (2016). Advanced earlier melanoma detection algorithm using colour correlogram. *International Conference on Communication Systems and Networks (ComNet) IEEE*, 190-194.

Szeliski, Richard. (2011). *Computer Vision. Algorithms and Applications*. London. Springer.

Vocaturro, E., Zumpano, E., & Veltri, P. (2018). Features for melanoma lesions characterization in computer vision systems. *9th International Conference on Information, Intelligence, Systems and Applications (IISA)*. IEEE. 1-8.

Wang, M., Xiao, K., Luo, M. R., Pointer, M., Cheung, V., & Wuerger, S. (2018). An investigation into the variability of skin colour measurements. *Color Research & Application*, 43(4), 458-470.

Wang, M., Xiao, K., Wuerger, S., Cheung, V., & Luo, M. R. (2015). Measuring human skin colour. *Color and Imaging Conference Society for Imaging Science and Technology*, Vol 1, 230-234.

Yao, Rui et al. (2019). Video Object Segmentation and Tracking: A Survey. 1(1), Art. 1. <https://arxiv.org/abs/1904.09172>.