

# Imagen multiespectral polarizada para el diagnóstico del cáncer de piel

Laura Rey-Barroso<sup>1\*</sup>, Francisco J. Burgos-Fernández<sup>1</sup>, Fernando Díaz-Doutón<sup>1</sup>, Sara Peña-Gutiérrez<sup>1</sup>, Santiago Royo<sup>1</sup>, Miguel Ares<sup>1</sup>, Susana Puig<sup>2</sup>, Josep Malvehy<sup>2</sup>, Giovanni Pellacani<sup>3</sup> y Meritxell Vilaseca<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas. Rambla de Sant Nebridi 10, Terrassa*

<sup>2</sup>*Hospital Clínico de Barcelona, Servicio de Dermatología. Calle de Villarroel 170, Barcelona*

<sup>3</sup>*Università degli Studi di Modena e Reggio Emilia. Via Università 4, Módena*

<http://www.cd6.upc.edu>

## 1. Introducción

La incidencia del cáncer de piel aumenta cada año, por lo que su diagnóstico y tratamiento son cruciales. La Organización Mundial de la Salud estima que 60.000 personas mueren cada año por cáncer de piel: 48.000 por melanoma, el más agresivo, y 12.000 por otros tipos no melanocíticos. La inspección visual y la dermatoscopia son el diagnóstico clásico, pero suelen producir un alto porcentaje de falsos positivos. Hoy en día, el estándar de referencia es la biopsia que consiste en la extirpación quirúrgica y el análisis histológico. Esto representa un gran coste económico y personal al ser un proceso invasivo. Con este propósito, la técnica está evolucionando hacia el análisis cuantitativo y no invasivo que ofrece la óptica y la fotónica. Un ejemplo es la imagen multiespectral que evalúa varias bandas espectrales con alta resolución espacial, mostrando características espectrales de las lesiones que pueden variar al volverse malignas. Además, la textura de la lesión puede cambiar y con ello el estado de polarización de la luz reflejada. Sin embargo, la mayoría de las imágenes multiespectrales solo se adquieren utilizando un analizador (dos polarizadores completamente cruzados, 90°) para disminuir la reflexión especular de la superficie de la piel.

Por lo general, los sistemas multiespectrales para el análisis de la piel trabajan de 400 nm a 950 nm [1], llegando algunos hasta 1613 nm [2]. Utilizan iluminación indirecta por medio de filtros sintonizables de cristal líquido [3] o ruedas de filtros [4], o bien iluminación directa mediante fuentes de luz multiplexadas [1,2]. A pesar de que la sensibilidad y la especificidad de estos sistemas han alcanzado valores similares a los obtenidos por dermatólogos a través de la dermatoscopia, aún no han superado a los de una biopsia. Existen dispositivos multiespectrales comerciales, como SIAScope® y MelaFind®, capaces de detectar lesiones malignas como el melanoma. Estos proporcionan valores muy altos de sensibilidad, pero bajos de especificidad. Por otro lado, se sabe que la polarización de la luz puede proporcionar información adicional ya que es una característica física más general que la intensidad y ortogonal a la longitud de onda [5]. La combinación de imágenes multiespectrales con los estados de polarización de la luz en diferentes ángulos puede representar un paso adelante en el análisis de las lesiones de la piel [6, 7]. Por lo tanto, en este trabajo proponemos la evaluación no invasiva de lesiones de la piel a través de un sistema multiespectral polarizado (SMP) que incluye un analizador con configuraciones de polarización de 0°, 45° y 90°.

## 2. Sistema de imagen multiespectral polarizado y estudio clínico

El SMP desarrollado (Fig. 1) trabaja en los rangos visible (VIS) e infrarrojo cercano (NIR) y en tres configuraciones de polarización [7]. Consiste en una cámara CCD DMK 23U445 de 12 bits y 1280 x 960 píxeles (The Imaging Source Europe GmbH) con un objetivo Cinegon 1.8 / 16 (Schneider-Kreuznack), permitiendo un campo de visión de 15 mm x 20 mm. La iluminación consta de un anillo de 32 LEDs con cuatro unidades por canal espectral: 414 nm, 447 nm, 477 nm, 524 nm, 671 nm, 735 nm, 890 nm y 995 nm. Además, se incluyeron dos polarizadores que trabajan de 400 nm a 700 nm y con un 38% de transmisión para luz no polarizada; uno está ubicado frente a los LEDs y el otro frente al objetivo. El último se rota con respecto al primero para adquirir las imágenes espectrales en tres ángulos de polarización: 90° (polarizadores cruzados), 45° y 0° (polarizadores paralelos). Al estar cruzados, se elimina el reflejo

---

\* e-mail: laura.rey.barroso@upc.edu

especular de la piel, mientras que cuando son paralelos aparecen reflejos especulares los cuales no sufren cambios del estado de polarización. Este efecto es más notable en longitudes de onda más cortas, ya que generalmente son fuertemente reflejadas por la superficie de la piel. Dado que los polarizadores trabajan hasta 700 nm, las tres últimas bandas espectrales (735 nm, 890 nm y 995 nm) no se consideraron.

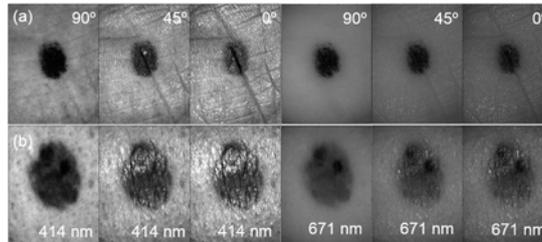


**Figura 1:** Componentes del SMP: 1. cámara, 2. objetivo, 3. anillo LED, 4. polarizadores.

Las medidas clínicas se llevaron a cabo en el Hospital Clínic i Provincial de Barcelona y en la Università degli Studi di Modena e Reggio Emilia, en el marco del proyecto europeo DIAGNOPTICS ("Diagnosis of skin cancer using optics"). Todos los pacientes dieron su consentimiento informado por escrito y se obtuvo la aprobación del comité ético. El estudio cumplió con los principios de la Declaración de Helsinki de 1975 (revisión de Tokio, 2004). Las lesiones fueron diagnosticadas por dermatólogos utilizando un dermoscopio comercial y el microscopio de barrido láser confocal VivaScope® 1500 de MAVIG GmbH. Cuando se sospechó malignidad, se extirpó la lesión y se realizó un análisis histológico. Se evaluaron un total de 654 lesiones cutáneas de las cuales el 94,8% (620) se pudo medir con el prototipo desarrollado mientras que el 5,2% (34) restante, no fue posible medirlo debido a la localización de la lesión. En este trabajo se presenta un estudio preliminar de 20 nevus y 20 melanomas del conjunto total de lesiones.

### 3. Cálculo de parámetros de polarización y análisis estadístico

Se obtuvieron las imágenes en cinco bandas espectrales desde 414 nm a 671 nm y para las configuraciones de polarización de 0°, 45° y 90° para las lesiones incluidas en el estudio. La Fig. 2 muestra ejemplos de las mismas para 414 nm y 671 nm, para un nevus y un melanoma. Se puede observar que las reflexiones especulares se eliminan a 90° pero están muy presentes a 0°. Dependiendo del tipo de piel y lesión, la intensidad de la luz polarizada reflejada puede variar en las diferentes longitudes de onda.



**Figura 2:** Imágenes obtenidas con el SMP de un nevus (a) y un melanoma (b) a 90°, 45°, 0° para 414 nm y 671 nm.

El estado de polarización medido con el sistema desarrollado es parcialmente lineal, ya que el estado total de polarización solo se ha podido evaluar por medio de imágenes de Stokes [8]. Según la literatura, la luz lineal y parcialmente polarizada se describe mediante tres parámetros: la orientación de la polarización lineal, conocida como ángulo de polarización  $\theta$  (Ec. (1)); la intensidad de la imagen que se calcula como la suma de las imágenes de polarización en 0° y 90° (Ec. (2)) [5]; la proporción relativa de polarización lineal, conocida como el grado de polarización, que varía entre 0 y 1 desde la luz no polarizada hasta la completamente polarizada linealmente; sin embargo, a menudo se reemplaza por el contraste de estado ortogonal, *OSC*, que es menos complejo (Ec. (3)) [9].

$$\theta = \frac{1}{2} \tan^{-1} \left( \frac{I_0 + I_{90} + 2I_{45}}{I_{90} - I_0} \right) + 90 \quad (1)$$

$$si (I_{90} < I_0) [if (I_{45} < I_0) \theta = \theta + 90 si no \theta = \theta - 90]$$

$$Intensidad = I_0 + I_{90} \quad (2)$$

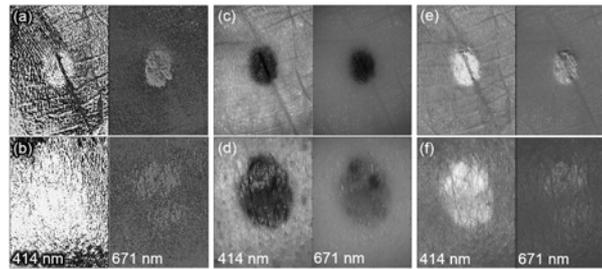
$$OSC = \frac{I_{90} - I_0}{(I_{90} + I_0)} \quad (3)$$

donde  $I_0$ ,  $I_{45}$  y  $I_{90}$  corresponden al nivel digital de las imágenes en las configuraciones de  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  y  $90^\circ$ .

Una vez calculados estos parámetros para todas las lesiones, estas se segmentaron de la piel sana circundante para aislar la información de polarización, y se calcularon los descriptores estadísticos de primer orden (promedio, desviación estándar, máximo y mínimo) así como parámetros provenientes del histograma de la imagen (energía, entropía y tercer momento central) [10]. Estos estadísticos de primer orden se compararon entre las dos etiologías mediante el programa SPSS<sup>®</sup> statistics V23.0 (IBM Corp.). Las diferencias se consideraron estadísticamente significativas para  $p < 0,05$ . Se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov (KS) para evaluar la distribución normal de todos los parámetros y la prueba de la t-Student (TS) para comparar los parámetros distribuidos normalmente entre los grupos. Para las variables no paramétricas, se utilizó la prueba U de Mann-Whitney (MWU).

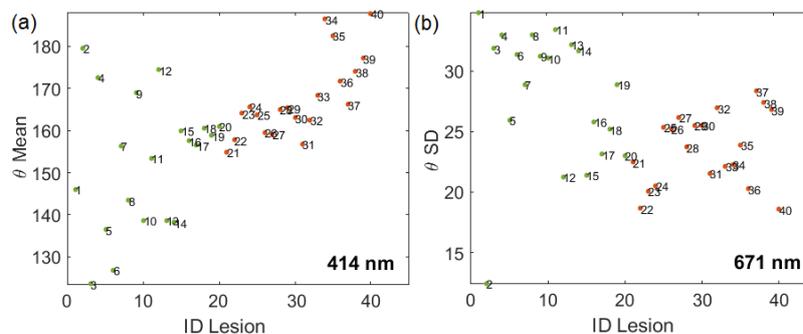
#### 4. Resultados

Las lesiones presentadas en la Fig. 2 también se muestran posteriormente una vez procesadas. La Fig. 3 contiene las imágenes espectrales para los parámetros de polarización descritos en las Ecs. (1-3). Respecto al ángulo de polarización  $\theta$ , el nevus se puede distinguir en ambas longitudes de onda (Fig. 3(a)) pero el melanoma es apenas visible, intuyéndose sólo a 671 nm (Fig. 3(b)). En las imágenes de intensidad que se muestran en la Fig. 3 (c) y (d), el componente especular disminuye a medida que la luz penetra más en el tejido y está más dispersa para longitudes de onda más largas, mientras que la intensidad aumenta especialmente a 671 nm en el caso del melanoma. En términos de contraste de estado ortogonal  $OSC$  (Fig. 3 (e) y (f)), se obtuvieron valores más altos en las bandas espectrales más cortas, lo que significa que una mayor polarización parcial de la luz reflejada.



**Figura 3:** Imágenes desde 414 nm y 671 nm para un nevus (a), (c) y (e) y un melanoma (b), (d) y (f) del ángulo de polarización  $\theta$  de  $40^\circ$  a  $180^\circ$  (a) y (b), intensidad de 0,02 a 0,12 (c) y (d) y estado de contraste ortogonal  $OSC$  de -0,4 a 0,8 (e) y (f).

La prueba KS encontró descriptores estadísticos con distribución normal y no normal y, por lo tanto, se aplicaron las pruebas MWU y TS para hallar diferencias estadísticamente significativas entre los nevus y los melanomas. El promedio y la desviación estándar del ángulo de polarización a 414 nm mostraron diferencias con  $p < 0,001$ . Otros parámetros que se consideraron relevantes fueron aquellos con  $p < 0,05$ , entre los cuales destacó la desviación estándar del ángulo de polarización a diferentes longitudes de onda. Como ejemplo, la Fig. 4 contiene diagramas de dispersión del promedio del ángulo de polarización a 414 nm y la desviación estándar del ángulo de polarización a 671 nm. A 414 nm, los melanomas mostraron valores medios más altos del ángulo de polarización, mientras que los valores de los nevus se mantuvieron por debajo. El diagrama de dispersión para la desviación estándar a 671 nm reveló el comportamiento opuesto con los melanomas, que presentan valores más bajos.



**Figura 4:** Los descriptores estadísticos donde los puntos verdes son nevus y los puntos naranjas son melanomas. Promedio del ángulo de polarización a 414 nm con  $p < 0,001$  (a) y desviación estándar del ángulo de polarización a 671 nm con  $p < 0,05$  (b).

## 5. Conclusiones

En este trabajo, se utiliza un sistema de imagen polarizado multiespectral para mejorar el diagnóstico de cáncer de piel, especialmente para discriminar entre melanomas y nevus. Las imágenes del SMP mostraron diferencias cualitativas entre estos tipos de lesiones que se cuantificaron a través del ángulo de polarización, intensidad y contraste del estado ortogonal. El uso de descriptores estadísticos de primer orden y el análisis estadístico posterior reveló diferencias estadísticamente significativas entre los melanomas y los nevus, especialmente en longitudes de onda corta y, principalmente, para el promedio y la desviación estándar del ángulo de polarización. El trabajo futuro se centrará en procesar todo el conjunto de lesiones de la piel para incluirlas en el análisis estadístico. Además, se considerará el uso de algoritmos supervisados de aprendizaje automático como un método alternativo para clasificar las lesiones de la piel.

**Agradecimientos:** Al Ministerio de Economía y Empresa por la financiación del proyecto DPI2017-89414-R.

## Bibliografía

- [1] X. Delpueyo, M. Vilaseca, S. Royo, M. Ares, L. Rey-Barroso, F. Sanabria, S. Puig, J. Malvehy, G. Pellacani, J. Vázquez, G. Solomita, T. Bosch, “Multispectral imaging system based on light emitting diodes for the detection of melanomas and basal cell carcinomas: a pilot study” *J. Biomed. Optics. and Technol.*, 22, 65006 (2017)
- [2] L. Rey-Barroso, F. J. Burgos-Fernández, X. Delpueyo, M. Ares, S. Royo, J. Malvehy, S. Puig, M. Vilaseca, “Visible and Extended Near-Infrared Multispectral Imaging for Skin Cancer Diagnosis” *Sensors*, 18 (2018)
- [3] I. Kuzmina, I. Diebele, D. Jakovels, J. Spigulis, L. Valeine, J. Kapostinsh, A. Berzina, “Towards noncontact skin melanoma selection by multispectral imaging analysis” *J. Biomed. Opt.*, 16 (2011)
- [4] R. Jolivot, Y. Benezeth, F. Marzani, “Skin parameter map retrieval from a dedicated multispectral imaging system applied to dermatology/cosmetology” *Int. J. Biomed. Imaging*, 2013 (2013)
- [5] L. B. Wolff, “Polarization vision: a new sensory approach to image understanding” *Image Vision Comput.*, 15 (1997)
- [6] F. Vasefi, N. MacKinnon, R.B. Saager, A.J. Durkin, R. Chave, E. H. Lindsley, D. L. Farkas, “Polarization-Sensitive Hyperspectral Imaging in vivo: A Multimode Dermoscope for Skin Analysis” *Nature Sci. Repts.*, 4, 4924 (2014)
- [7] P. Ghassemi, T. E. Travis, L. T. Moffatt, J. W. Shupp, J. C. Ramella-Roman, “A polarized multispectral imaging system for quantitative assessment of hypertrophic scars” *Biomed. Opt. Express*, 5, 10 (2014)
- [8] J. Dupont, M. Boffety and F. Goudail, “Precision of polarimetric orthogonal state contrast estimation in coherent images corrupted by speckle, Poisson, and additive noise” *JOSA A.*, 35, 6 (2018)
- [9] D. L. Andrews, *Instrumentation in Photonics, Volume 4: Biomedical Photonics, Spectroscopy, and Microscopy* (John Wiley & Sons, Hoboken, NJ, 2015) pg. 279.
- [10] G. Ritter and J. Wilson, *Image Features and Descriptors in Handbook of Computer Vision Algorithms in Image Algebra*, (CRC Press, Boca Raton, FL, 2000)