

Optimización angular para metrología polarimétrica: buscando el mayor contraste en medidas polarimétricas en tejido biológico.

M. Canabal Carbia⁽¹⁾, I. Macias Guerra⁽¹⁾, C. Rodríguez⁽¹⁾, A. Lizana⁽¹⁾ y J. Campos

⁽¹⁾Grup d'Òptica, Departament de Física, Universitat Autònoma de Barcelona, Bellaterra, España

⁽²⁾monica.canabal@uab.cat

La metrología de polarización es una técnica óptica de gran interés en campos como el de la biomedicina. Una gran ventaja asociada a las imágenes polarimétricas es su capacidad de discriminación entre tejidos, obteniendo contrastes superiores a las imágenes de intensidad. A pesar de que las imágenes polarimétricas son actualmente utilizadas en métodos de diagnóstico de diferentes enfermedades, la configuración angular (de iluminación y medida) en que los polarímetros, instrumentos básicos para esta metrología, toman las medidas no es un parámetro que usualmente se tenga en consideración. Sin embargo, la respuesta polarimétrica de los medios, depende fuertemente de dicha configuración. En este trabajo se presenta un análisis de la dependencia de las visibilidades entre diferentes tejidos en muestras de origen animal según la configuración angular. Los resultados muestran que la configuración óptima de medida depende, en general, del canal polarimétrico utilizado, con gran influencia en la visibilidad, por lo que se destaca el interés de optimizar la configuración angular de medida en función de la muestra.

1. INTRODUCCIÓN

Las técnicas polarimétricas resultan de mucho interés en un gran número de aplicaciones donde el conocimiento del estado de polarización, de los haces luminosos o las propiedades polarimétricas de muestras es esencial. Algunos ejemplos del uso de la polarimetría se dan en astronomía [1], seguridad y detección remota [2], biomedicina [3-4], caracterización de materiales [5], etc. Los polarímetros son el sistema óptico básico empleado en metrología de polarización. Determinan la información polarimétrica mediante medidas radiométricas cuando se analiza el haz de luz mediante elementos polarizantes. Existen numerosas arquitecturas y características que permiten adaptar estos dispositivos a las diferentes aplicaciones: polarímetros de división de amplitud [6], de división de apertura [7], polarímetros basados en elementos giratorios [8], polarímetros basados en cristales líquidos [9] y polarímetros de división de plano focal [10], entre otros. A pesar de la versatilidad de estos elementos metrológicos, la configuración estándar para la medida de muestras no se ha estudiado en detalle en la literatura. Por eso, en este trabajo proponemos el estudio de diferentes configuraciones de medida para un polarímetro de Mueller de imagen completa, el cual pertenece a la categoría de polarímetros para medida de muestras. Este tipo de polarímetros son ampliamente utilizados para la exploración y análisis de tejido biológico, tanto animal como vegetal, ya que son métodos de medida no invasivos [3,11]. Existen diferentes métricas que permiten estudiar la respuesta de las estructuras biológicas a la polarización: (i) los Índices de Pureza Polarimétrica (IPPs), que están conectadas con el tipo de aleatoriedad polarimétrica que un sistema induce a la luz incidente y (ii) las Componentes de Pureza (CPs), que proporcionan información sobre las características de la muestra que producen despolarización (diatenuación, polarizancia y retardo), entre otras [12]. El polarímetro consta de dos partes principales que permiten el desplazamiento angular de las mismas, (1) el Generador de Estados de Polarización y (2) el Analizador de Estados de Polarización (PSG y PSA, por sus siglas en inglés, respectivamente). Se propone el estudio de muestras biológicas mediante diferentes configuraciones angulares del PSG y PSA. Analizando estas métricas según la

configuración angular correspondiente, obtenemos la configuración angular óptima para realzar el contraste entre diferentes estructuras presentes en el tejido.

2. METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

2.1 Formalismo de Mueller-Stokes(M-S) y observables polarimétricos.

2.1.1 Formalismo M-S

Existen diferentes enfoques matemáticos que permiten describir las propiedades polarimétricas de un material [12-14]. El formalismo de este trabajo está basado en la aproximación de Mueller-Stokes, por su conveniencia para la descripción de materiales altamente despolarizantes [15,16], siendo este el caso que nos ocupa al medir tejido biológico. Para describir el estado de polarización de la luz, se emplea un vector de cuatro componentes llamado vector de Stokes:

$$S = (S_0 \quad S_1 \quad S_2 \quad S_3)^T \quad (1)$$

Las componentes del vector de Stokes (S_0 , S_1 , S_2 y S_3) están asociadas a la intensidad de las diferentes polarizaciones del haz de luz medido: S_0 representa la intensidad total del haz (I_{0°), S_1 cuantifica la intensidad horizontal (I_{0°) o vertical (I_{90°) de luz polarizada linealmente, S_2 corresponde a la cantidad de luz diagonal (I_{45°) o antidiagonal (I_{135°) polarizada linealmente y S_3 indica la cantidad de luz polarizada circularmente a dextrógira (I_R) y levógira (I_L).

Para describir la interacción de la luz con un medio material, el medio se describe mediante la Matriz de Mueller (MM), de dimensión 4x4 cuyos coeficientes son reales. La MM codifica toda la información polarimétrica de la muestra (p.ej., el dicroísmo, el retardo o la polarización) [12,13]. La interacción de luz con una muestra se describe del siguiente modo:

$$S_s = M_{\text{muestra}} \cdot S_e, \quad (2)$$

donde S_e es el vector de Stokes que describe en estado de polarización de la luz incidente en la muestra y S_s es el vector de Stokes del estado de polarización de la luz tras interactuar con la misma.

2.1.2 Observables Polarimétricos

Existen diversas formas de descomponer las Matrices de Mueller (MM) para obtener la información polarimétrica de las muestras [18,19]. Mediante la forma compacta, es posible obtener de manera muy sencilla la intensidad (m_{00}), las propiedades dicroicas de la muestra (polarizancia, \mathbf{P} , y diatenuación, \mathbf{D}) y no dicroicas (como el grado de esfericidad, \mathbf{P}_s , retardo y despolarización). Las fórmulas explícitas para la obtención de estos parámetros a partir de las componentes de la MM, así como sus definiciones, se pueden encontrar en detalle en [12]. Para obtener información de las propiedades de la muestra relacionadas con el retardo y la despolarización existen diferentes descomposiciones para MM [12,13]. Mediante la descomposición de Lu-Chipman [20] es posible separar la matriz de Mueller en tres componentes correspondientes a tres matrices puras donde cada una de ellas nos da información sobre las propiedades polarizantes ($\mathbf{M}_{\Delta P}$), retardadoras (\mathbf{M}_R) y diatenuadoras (\mathbf{M}_D).

A partir de la matriz retardadora pura M_R se pueden obtener los observables polarimétricos correspondientes al retardo global, R , el retardo lineal, δ y la rotación óptica, Ψ , entre otros [12]. Existen varios trabajos en los que se ha demostrado la utilidad de emplear métricas que describan las propiedades despolarizantes en muestras biológicas [21,22]. Por lo tanto, emplearemos también estas métricas dentro del marco del estudio angular. Mediante la descomposición de Cloude [12], se obtienen los observables polarimétricos correspondientes a los Índices de Pureza Polarimétrica (IPPs: P_1 , P_2 y P_3), que están relacionados directamente con los autovalores de la matriz de covarianza asociada a la MM [19]. A partir de estos índices se obtiene información sobre la capacidad de una muestra para inducir aleatoriedad en los estados de polarización con los que interacciona. Por último, un observable ampliamente utilizado es el índice de despolarización, P_Δ [19], que puede definirse mediante los observables descritos con anterioridad [12].

2.2 Descripción de las muestras y adquisición de Matrices de Mueller

2.2.1 Polarímetro de Mueller Completo de Imagen

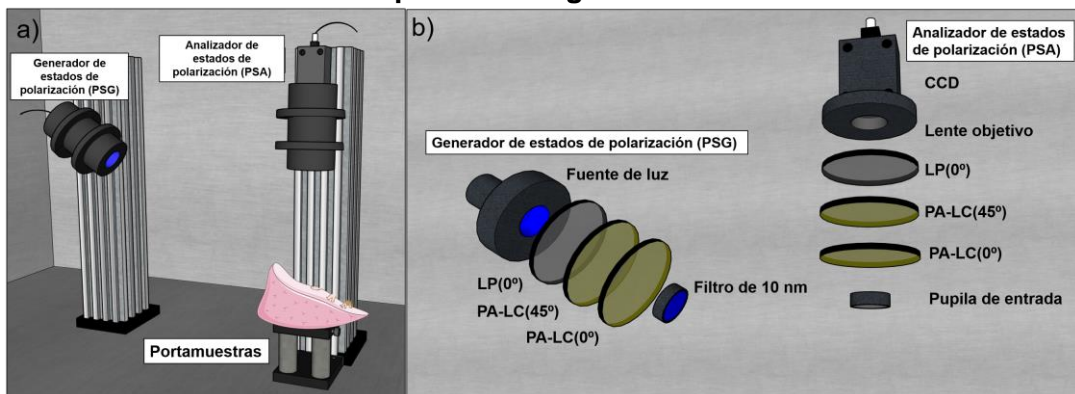


Figura 1: (a) Esquema del polarímetro empleado en este estudio, (b) Esquema detallado de cada uno de los componentes ópticos del polarímetro, correspondientes a los sistemas generador y analizador (PSG y PSA, respectivamente). Parte de la imagen ha sido tomada de *Servier Medical Art*, proporcionado por *Servier*, licencia bajo *Creative Commons Attribution 3.0 unported license*.

El polarímetro está compuesto por dos sistemas ópticos que se encuentran en dos brazos independientes y móviles: el PSG y el PSA (Fig.1), capaces de analizar y generar, respectivamente, cualquier estado de polarización. El PSG está compuesto por dos láminas de Cristales Líquidos Alineados Paralelamente (PA-LC, por sus siglas en inglés) y un Retardador Lineal (LR, por sus siglas en inglés) colocados como se indica en la Fig. 1 (b). La configuración óptica del PSA consta de los mismos componentes que el PSG pero fijados en orden inverso. Los PA-LC nos permiten variar el retardo mediante la aplicación de un voltaje externo [23]. Calibrando adecuadamente ambos brazos del polarímetro [24], es posible generar y analizar cualquier estado de luz totalmente polarizada. La descripción detallada del dispositivo, así como sus especificaciones, pueden ser consultadas en [24]. Para realizar el estudio angular, ambos brazos del polarímetro cuentan con una estructura rotatoria que nos permite controlar su posición angular.

La configuración empleada para tomar las medidas corresponde a la adquisición de la luz dispersada por el tejido tal y como se muestra en la Fig.1. Las MM adquiridas de forma experimental corresponden a imágenes de 512x512 píxeles (equivalente a un área en la

muestra de 1.1x1.1 cm²). Además, de estas imágenes se selecciona una región de interés reducida (ROI), evitando, así, los píxeles saturados debido a reflexiones especulares en la muestra. El objetivo es encontrar la configuración angular que mejore la visibilidad entre diferentes zonas de un tejido. Por ello, el ROI se define una región en la que claramente se diferencien los distintos tejidos y estructuras de la muestra. Las posiciones angulares del PSG empleadas en este estudio son de 56°, 46° y 36°. Para cada una de estas posiciones del PSG, se toman medidas con el PSA entre 0° y 35° en saltos de 5°.

2.2.2 Tratamiento de los resultados

Los tejidos inspeccionados en este trabajo corresponden a una muestra *ex-vivo* de pulmón de cordero. En la Fig.2 se indican las regiones de interés (ROI) de la muestra escogidas para el estudio angular. El estudio está basado en la exploración de la configuración angular que permita obtener una mayor distinción entre dos tejidos diferentes mediante el cálculo de la visibilidad (**V**).

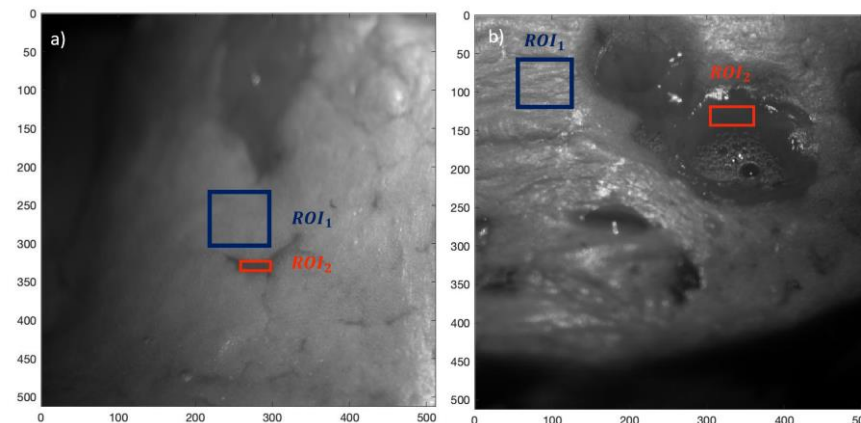


Figura 2: ROIs seleccionados para: (a) la Zona 1 del pulmón, donde se diferencia tejido pulmonar y tejido vascular, (b) la Zona de estudio 2, donde se diferencian tejido pulmonar y anillos bronquiales.

La visibilidad se define como:

$$V = \frac{I_2 - I_1}{I_2 + I_1}, \quad 0 \leq V \leq 1, \quad (3)$$

donde I_1 e I_2 son las intensidades correspondientes a ambos ROI para una misma imagen. Un valor $V=1$ corresponde a una diferenciación máxima entre los tejidos mientras que el valor nulo ($V=0$) corresponde a la total confusión de los dos tejidos bajo estudio. La finalidad es diferenciar entre dos tejidos distintos, tal y como se indica en la **Fig. 2**. Para ello, las intensidades I_1 e I_2 se calculan realizando la media de las intensidades en cada uno de los ROI. Para minimizar el error, las zonas correspondientes a dichos ROIs contienen únicamente información homogénea del tejido, evitando los píxeles saturados. Las dos zonas de estudio (ROI 1 y 2) se han mantenido para cada una de las configuraciones angulares empleadas

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En esta sección se presentan los valores de visibilidad obtenidos para cada una de las métricas en función de la configuración angular empleada, divididos por los bloques de propiedades

polarimétricas introducidos en la Sec. 2.1.2. En primer lugar, se detecta que para la posición angular del detector correspondiente a 35° no es posible obtener la suficiente información de las muestras. Por ello, estas medidas se han descartado. Por otro lado, se han generado las escalas de grises presentadas en las Fig. 3 y Fig. 4: los ejes X e Y corresponden a los ángulos de medida del PSA y PSG, respectivamente. Se añade el valor numérico de la visibilidad para cada configuración angular. El par de valores más elevado se resalta en color naranja.

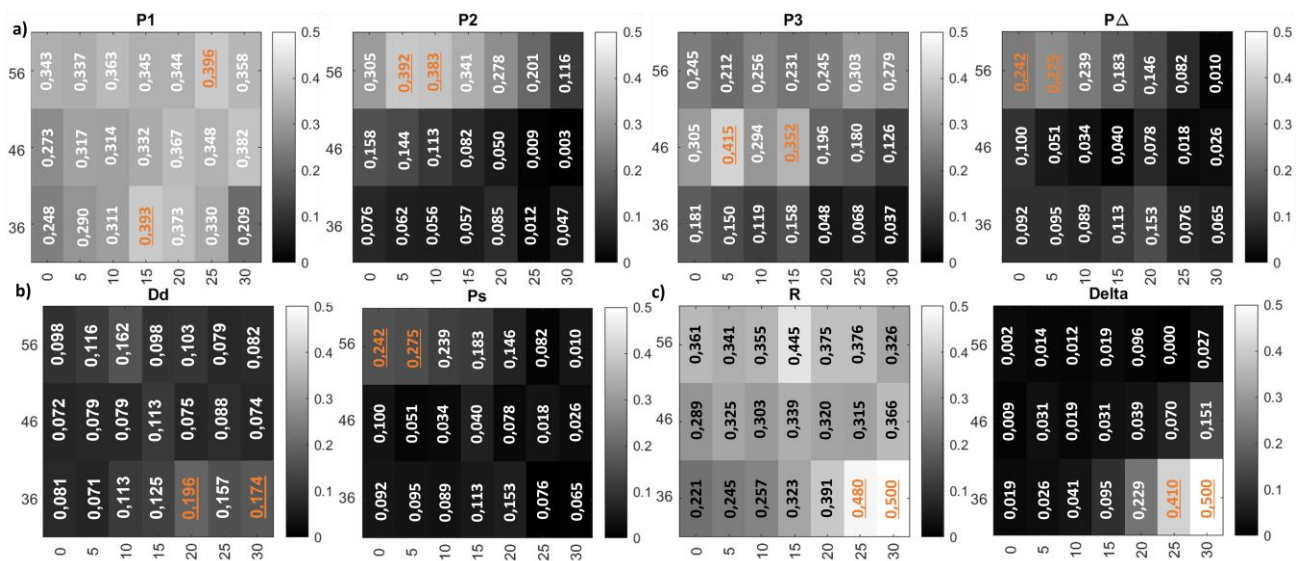


Figura 3: Escalas de grises de las visibilidades correspondientes a la muestra (Fig.2 a) para: a) P_1 , P_2 y P_3 , y P_Δ ; b) D y P_s c) R y Delta.

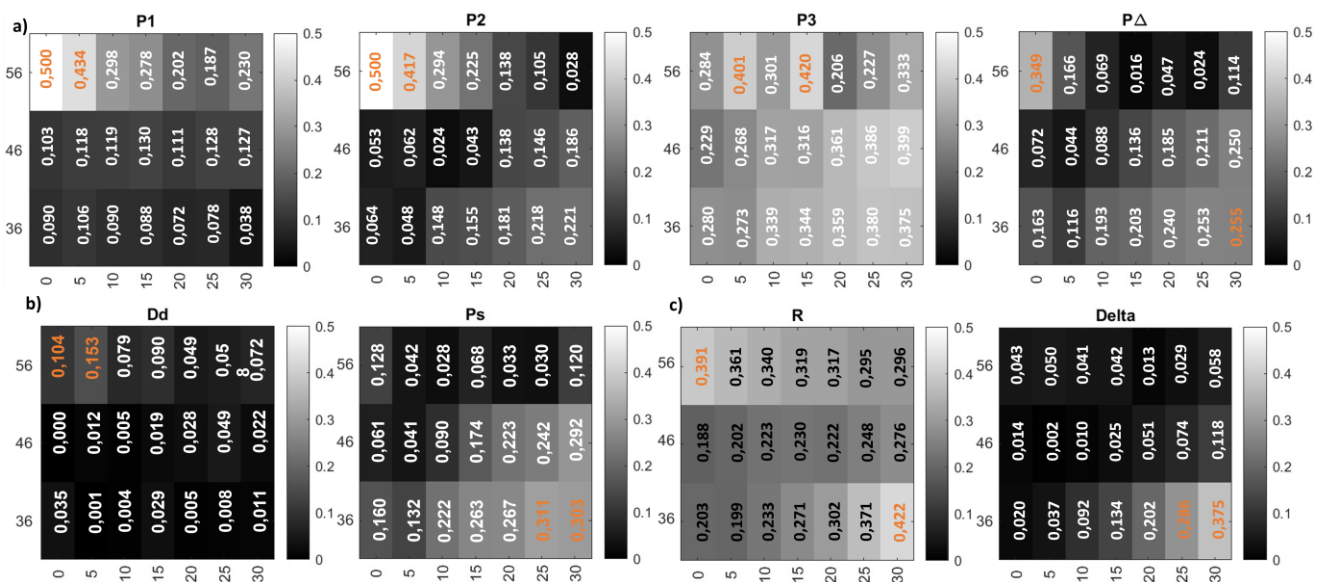


Figura 4: a) Escalas de grises de las visibilidades correspondientes a la muestra (Fig.2 b). para a) P_1 , P_2 y P_3 , y P_Δ ; b) D y P_s c) R y Delta.

Se han descartado los valores de visibilidad correspondientes a la polarización, P y rotación óptica, Φ , sendos ROIs presentan un comportamiento similar en lo que se refiere a estas dos propiedades.

En las **Fig. 3 a)** y **Fig.4 a)** se muestran las visibilidades resultantes para las IPPs y P_{Δ} . El comportamiento de la visibilidad en ambas zonas es similar: la métrica P_1 presenta valores elevados y relativamente uniformes para todas las combinaciones angulares empleadas en la Zona 1, mientras que el resto de las IPPs presentan sus máximos para ángulos del generador elevados (es decir, más cercanos a la vertical del laboratorio). En el caso de P_{Δ} , el rango de ángulos que da lugar a visibilidades elevadas está más restringido que en los casos anteriores: se reduce a un único ángulo para el generador (56°) y entre 0° y 15° para el detector. En el caso de las dos componentes de pureza analizadas en las **Fig.3 b)** y **Fig.4 b)**, no se observan similitudes de comportamiento para las dos zonas del tejido. Para la **Fig.3 b)**, correspondiente a la Zona 1, la configuración óptima para D se encuentra con el PSG colocado a 35° y el PSA en ángulos más verticales, 20° y 30° . Sin embargo, en el caso de P_s , los mayores valores de la visibilidad corresponden al PSG a 56° y el PSA a 0° o 5° . En la Zona 2, **Fig.4 b)**, el comportamiento de la visibilidad máxima se invierte para D y P_s . Por último, R y Delta se comportan de forma muy similar en ambas muestras. Aunque la visibilidad para R tiene valores altos para gran parte de las combinaciones angulares, las posiciones de medida ideales se encuentran con el PSG en una posición angular de 35° y el PSA cerca de la vertical, entre 25° - 30° .

Además, se han observado patrones en el comportamiento de las métricas. La configuración óptima para el bloque de métricas correspondiente a la despolarización corresponde a $\theta_{PSG} = 56^{\circ}$ y θ_{PSA} entre 0° y 15° , lo cual se acerca a la configuración angular normalmente empleada para este tipo de medidas (56° , 0°). Para el caso de las métricas relacionadas con el retardo, en R se encuentran valores de visibilidad elevados para (56° , 0°) en una de las zonas, sin embargo, en la combinación correspondiente a (36° , 30°) se encuentra la configuración angular óptima para medir tanto R como Delta en ambas zonas. En cuanto al comportamiento de las dos métricas correspondientes a las CPs, su comportamiento depende del tejido: en particular, se observa que para P_s en la Zona 1 y la D en la Zona 2, el ángulo óptimo se corresponde con (56° , 0°), mientras que para las métricas restantes las mayores visibilidades se encuentran en los extremos contrarios del mapa de color.

4. CONCLUSIONES

En este trabajo han sido analizadas 10 variables polarimétricas diferentes para el estudio de configuración angular óptima para realizar medidas con un polarímetro de Mueller completo de imagen. Para ello, se han estudiado muestras animales que presentan dos tejidos / estructuras bien diferenciadas. A partir de las medidas polarimétricas obtenidas para distintas configuraciones angulares, se han elaborado gráficos de escalas de grises de las cuales se deduce que no existe una única configuración angular óptima para las medidas polarimétricas. Analizando las métricas por bloques (basándonos en sus propiedades) se observa cierta relación entre las propiedades físicas y biológicas para las cuales varias configuraciones angulares (o, en casos particulares, solo una) conllevan valores elevados de visibilidad.

Estos resultados preliminares van en la dirección de mostrar la importancia de la configuración angular de medias en la visibilidad de diferentes estructuras biológicas, por lo que abre la puerta a estudios en esta línea, buscando configuraciones óptimas que permitan la construcción de modelos de reconocimiento más eficientes.

5. REFERENCIAS

- [1] D. O. Suárez. *Polarimetric Observations of the Sun BT - Astronomical Polarisation from the Infrared to Gamma Rays*, (Springer International Publishing), pp. 147–172, 2019.
- [2] O. Dubovik, Z. Li, M.I. Mishchenko, et al. *Polarimetric remote sensing of atmospheric aerosols: Instruments, methodologies, results, and perspectives*, Spectrosc. Radiat. Transf. **224**, 474–511, 2019.
- [3] C. Rodríguez, A. Van Eeckhout, L. Ferrer, E. Garcia-Caurel, E. González-Arnay, J. Campos, and A. Lizana. *Polarimetric data-based model for tissue recognition*. *Biomedical optics express*, **12**(8), 4852-4872, 2021.
- [4] A. Van Eeckhout, A. Lizana, E. Garcia-Caurel, J.J. Gil, A. Sansa, C. Rodríguez, and J. Campos. *Polarimetric imaging of biological tissues based on the indices of polarimetric purity*. *Journal of biophotonics*, **11**(4), e201700189, 2018.
- [5] J. M. Flores-Camacho, L. D. Sun, N. Saucedo-Zeni, G. Weidlinger, M. Hohage, and P. Zeppenfeld. *Optical anisotropies of metal clusters supported on a birefringent substrate*, Phys. Rev. B **78**(7), 75416, 2008.
- [6] C. Negara, Z. Li, T. Längle, and J. Beyerer. *Simplified Stokes polarimeter based on division-of-amplitude*, in Photonics and Education in Measurement Science, 2019.
- [7] H. Luo, K. Oka, E. Dehoog, M. Kudenov, J. Schiewgerling, and E. L. Dereniak. *Compact and miniature snapshot imaging polarimeter*, Appl. Opt. **47**(24), 4413–4417, 2008.
- [8] A. Peinado, A. Lizana, J. Vidal, C. Lemmi, and J. Campos. *Optimization and performance criteria of a Stokes polarimeter based on two variable retarders*, Opt. Express **18**(10), 9815–9830, 2010
- [9] A. Peinado Capdevila. *Design of polarimeters based on liquid crystals and biaxial crystals for polarization metrology*. Universitat Autònoma de Barcelona, 2014.
- [10] A. Lizana, J. Campos, A. Van Eeckhout, and A. Marquez. *Misalignment error analysis in polychromatic division of focal plane Stokes polarimeters*, OSA Contin. **2**(5), 1565–1575, 2019.
- [11] T. Novikova, I. Meglinski, J.C. Ramella-Roman, and V.V. Tuchin, V. V. *Special section guest editorial: polarized light for biomedical applications*. *Journal of Biomedical Optics*, **21**(7) , 2016.
- [12] J.J. Gil, R. Ossikovski, *Polarized Light and the Mueller Matrix Approach*, CRC Press, Boca Raton, FL, 2016.
- [13] H. Goldstein. *Polarized Light*. 3rd Ed. (CRC Press, 2011).
- [14] R. Espinosa-Luna, E. Bernabeu y G. Atondo-Rubio. *Q(M) and the depolarization index scalar metrics*, Appl. Opt. **47**(10), 1575–1580, 2008.
- [15] G. Stokes. *On the composition and resolution of streams of polarised light from different sources*, Trans. Cambridge Philos. Soc. **9**, 399, 1852.
- [16] R. A. Chipman *Polarimetry: Handbook of Optics* (2nd ed. McGraw Hill, New York, 1995).
- [17] R. Ossikovski, A. De Martino, and S. Guyot. *Forward and reverse product decompositions of depolarizing Mueller matrices*, Opt. Lett. **32**(6), 689–691, 2007.
- [18] R. Ossikovski, *Differential and product Mueller matrix decompositions: a formal comparison*, Opt. Lett. **37**(2), 220–222, 2012.
- [19] J.J Gil, *Polarimetric characterization of light and media: physical quantities involved in polarimetric phenomena*, Eur. Phys. J. Appl. Phys.; **40**(1): 1–47, 2007.
- [20] S.-Y. Lu and R. A. Chipman. *Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition*, J. Opt. Soc. Am. A **13**(5), 1106–1113, 1996.
- [21] A. Van Eeckhout, A. Lizana, E. Garcia-Caurel, J.J Gil, A. Sansa, C. Rodríguez, and J. Campos. *Indices of polarimetric purity to enhance the image quality in biophotonics applications*. In *Biophotonics: Photonic Solutions for Better Health Care VI*, Proceedings SPIE, **10685**, p. 106850B., 2018.

- [22] A. Van Eeckhout, E. Garcia-Caurel, T. Garnatje, M. Durfort, J. C. Escalera, J. Vidal, J. J. Gil, J. Campos, and A. Lizana. *Depolarizing metrics for plant samples imaging*, PLoS One **14**(3), e0213909, 2019.
- [23] A. Peinado, A. Lizana, J. Vidal, C. Lemmi, and J. Campos. *Optimization and performance criteria of a Stokes polarimeter based on two variable retarders*, Opt. Express **18**(10), 9815–9830, 2010.
- [24] C. Rodríguez, A. Van Eeckhout, I. Estévez, L. Ferrer, E. Garcia-Caurel, E. González-Arnay, y A. Lizana. *Organic tissue recognition through polarimetric-based algorithm*. In *Pol. Lig. and Opt. Ang. Mom. for Biom. Diag.*, Proceedings SPIE **11963**, 22-36, 2022.

6. AGRADECIMIENTOS

Generalitat de Catalunya (2017-SGR-001500); Ministerio de Economía, Industria y Competitividad, Gobierno de España (Fondos FEDER, RTI2018-097107-B-C31).