



Abril 17-19, La Habana

Esparcímetro de resolución angular para tejidos biológicos

R. Castro Sánchez,^a R. A. Martínez Celorio,^a L. Martí López,^b J. T. Vega Durán,^c A. Vega Corona,^a D. Hernández-Fusillier,^a B. González Rolón^a y R. A. Rodríguez-Cruz^a

a) Universidad de Guanajuato, Tampico no. 912. C. P. 36730, Salamanca, Guanajuato, México; castro@salamanca.ugto.mx

b) CEADEN, Calle 30, no. 502 esq. 5ta. Miramar, Ciudad de La Habana. Cuba.

c) CICATA, Cerro Blanco # 41 Col. Colinas del Cimatario, Querétaro, Qro., México. C.P. 76090.

Recibido el 1/02/2008. Aprobado en versión final el 1/08/2008.

Sumario. Un Esparcímetro de Resolución Angular (ARS) para estudiar el esparcimiento de la luz en tejidos biológicos es propuesto. El ARS está basado en obtener la matriz de Mueller para descubrir las diferencias principales entre sus elementos. Para hacer más compacto el ARS dos moduladores fotoelásticos fueron usados, los cuales permiten obtener varios estados de polarización. Los resultados muestran un arreglo económico y robusto el cual puede ser utilizado para diagnosticar patologías clínicas. Se discuten las ventajas y desventajas del diseño propuesto.

Abstract. An Angular Resolution Scattering (ARS) for studying light scattering in biological tissues is proposed. ARS is based on obtaining Mueller's matrix to detect the main differences between its elements. Two photo-elastic modulator were used to make a compact arrangement, which allow us to obtain several polarization states. The measurements have been obtained from an economical and robust device, which could be used in medical applications. The advantages and disadvantages of the proposed method are discussed.

Keywords: Scattering 73.50.Bk, Electromagnetic wave optics 42.25.Bs.

1 Introducción

Una de las técnicas que ofrecen mayor oportunidad para el estudio de los tejidos biológicos lo constituye el uso de las matrices de Mueller (M), las cuales describen de forma matricial la respuesta óptica de un sistema físico, a través de su relación con los vectores de Stokes¹ incidentes y de salida que interactúan con un objeto. Entre las múltiples aplicaciones de las M se puede mencionar el trabajo hecho por Collet et al.², los cuales propusieron una técnica muy sofisticada, basada en cadenas de Markov, para la obtención de imágenes codificadas en estructuras biológicas esquelizadas. También mediante las M han sido detalladas las propiedades estadísticas de las superficies rugosas aleatorias³, donde merecen espe-

cial atención los estudios en geometría de incidencia cónica.^{4,5}

Sin embargo, entre las aplicaciones más atractivas de las M, desde el punto de vista de la Óptica Médica (OM), se encuentra el estudio de tejidos biológicos, donde las mismas han sido usadas para caracterizar el tejido del miocardio⁶ calculando el tiempo de resolución del paso de la luz. Por otro lado, Gayen et. al.⁷ mostraron un estudio de las características espectrales de polarización, tanto temporal como espacial cuando la luz atraviesa tanto a un tejido normal como a uno cancerígeno del seno de pacientes. Otras de las aportaciones importantes al estudio de los tejidos mediante el formulismo de Stokes-Mueller fue realizada por Jiao et. al.,⁸ quienes obtuvieron la profundidad de resolución de la matriz de Mueller del

tejido biológico usando la técnica de tomografía óptica coherente.

En este trabajo se diseña, construye y caracteriza un Esparcímetero de Resolución Angular de Luz (ERA) para estudiar la interacción de la luz polarizada con los tejidos biológicos. Este estudio se lleva a cabo usando el formalismo matemático de las matrices de Mueller y los vectores de Stokes. El trabajo ha sido dividido en 6 secciones. En la sección 2, se muestran los detalles teóricos del trabajo. La sección 3 se explica el arreglo experimental usado para demostrar el mismo. Seguidamente, en la sección 4 se muestran y discuten los resultados obtenidos y finalmente se brindan las conclusiones en la sección 5.

2 Detalles teóricos

Las matrices de Mueller sirven para describir la manera en que un sistema óptico afecta el estado de polarización de la luz por efectos de reflexión, transmisión, difracción, dispersión, esparcimiento, absorción o de combinaciones entre éstos. La información sobre la forma específica de las matrices de Mueller se obtiene, a través de la manipulación de los estados de polarización incidentes y de la determinación de los estados de luz polarizada una vez que la misma atraviesa el sistema de estudio. En la figura 1 se ilustra de una manera general, la relación de los estados de polarizaciones incidentes y de salida, mediante la respuesta lineal de un sistema físico que se describen mediante el formalismo matricial de los llamados vectores de Stokes.

Así la relación matemática entre ambos vectores de Stokes (S^{inc} y S^{so}) está dada a través de la conocida matriz de Mueller (M), la cual se expresa por:

$$S^{so} = M S^{inc} \quad (1)$$

donde: M es una matriz de 4×4 de elementos reales y los vectores de Stokes son de dimensión 4×1 ; es decir, los cuales se definen mediante:

$$S_k^{so, inc} = [S_0, S_1, S_2, S_3]^T \quad (2)$$

donde: S_k representa un elemento del vector de Stokes ($k = 0, 1, 2, 3$) y el símbolo T indica la operación transpuesta. Esta forma se mantiene tanto para los vectores de Stokes incidentes como para los salientes. Para un haz de luz no monocromática, observando hacia la fuente de luz, los parámetros de Stokes salientes están dados por:^{1,4,5}

$$\begin{aligned} S_0 &= \langle E_p E_p^* \rangle + \langle E_s E_s^* \rangle \\ S_1 &= \langle E_p E_p^* \rangle - \langle E_s E_s^* \rangle \\ S_2 &= \langle E_p E_s^* \rangle + \langle E_s E_p^* \rangle \\ S_3 &= \langle E_p E_s^* \rangle - \langle E_s E_p^* \rangle \end{aligned} \quad (3)$$

donde los paréntesis $\langle \dots \rangle$ indican promedio en el ensamble y los subíndices p y s se refieren a las polarizaciones lineal paralela y perpendicular al plano de incidencia, respectivamente.

Para un haz de luz monocromático, los elementos de

Stokes se reducen a:^{1,4,5}

$$\begin{aligned} S_0 &= I_p + I_s \\ S_1 &= I_p - I_s \\ S_2 &= 2\sqrt{I_p I_s} \cos(\varepsilon) \\ S_3 &= 2\sqrt{I_p I_s} \sin(\varepsilon) \end{aligned} \quad (4)$$

donde I_p (I_s) indica la intensidad del haz en la dirección paralela (perpendicular) al plano de incidencia y ε indica la diferencia de fase entre las componentes ortogonales del campo eléctrico.

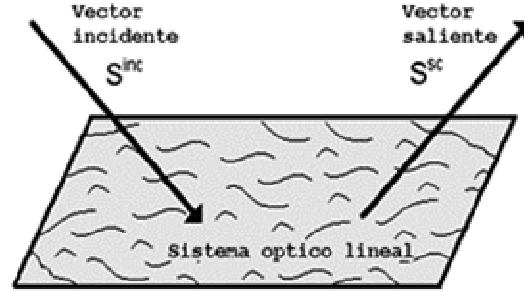


Figura 1. Relación entre los vectores de Stokes incidentes y de salida en un sistema óptico lineal.

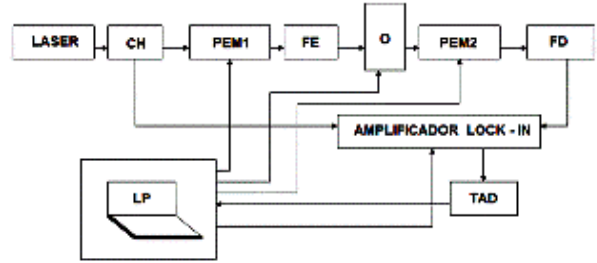


Figura 2. Diagrama en bloques del Esparcímetero de Resolución Angular de Luz.

Para calcular los 16 elementos de M existen diferentes métodos: (método de las 36 mediciones, método de las 16 mediciones, método de O'Donnell, método Espinosa-Luna),^{1,3-5} cuyas diferencias entre sí es la capacidad que tienen de simplificar los cálculos a realizar para obtener cada elemento. El método que se utilice depende de la simetría del sistema bajo estudio; atendiendo a que se desea estudiar tejidos biológicos y no se conoce la simetría del mismo, los elementos de M serán estudiados por el método más general que es el de 36 mediciones de irradiancias. Cuando este método es usado, se requiere generar diferentes tipos de estados de polarización, los cuales serán llamados vectores de Stokes incidentes. Estos haces incidentes se proyectan sobre el objeto bajo estudio, que tiene asociada una matriz de Mueller. Luego, la irradiancia esparcida por la superficie del objeto se hace pasar por un sistema óptico, el cual puede ser manipulado con el objetivo de obtener los diferentes estados de polarización con los que interactuará el sistema

físico bajo estudio. Esto equivale a aplicar la expresión siguiente, donde [A] representa la matriz asociada al analizador para obtener los mencionados seis estados de polarización que requiere el método.⁹

$$\begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix} = [A] \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Considerando que el sistema de detección solamente es sensible a la irradiancia total y que esta se encuentra contenida en el primer parámetro de Stokes, tenemos que cada elemento puede ser obtenido por las ecuaciones 4 de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} m_{11} &= \frac{1}{2}(I_{pp} + I_{ps} + I_{sp} + I_{ss}) & m_{12} &= \frac{1}{2}(I_{pp} + I_{ps} - I_{sp} - I_{ss}) \\ m_{13} &= \frac{1}{2}(I_{+p} + I_{+s} - I_{-p} - I_{-s}) & m_{14} &= \frac{1}{2}(I_{pp} + I_{rs} - I_{lp} - I_{ls}) \\ m_{21} &= \frac{1}{2}(I_{pp} - I_{ps} + I_{sp} - I_{ss}) & m_{22} &= \frac{1}{2}(I_{pp} - I_{ps} - I_{sp} + I_{ss}) \\ m_{23} &= \frac{1}{2}(I_{+p} - I_{+s} - I_{-p} + I_{-s}) & m_{24} &= \frac{1}{2}(I_{pp} - I_{rs} - I_{lp} + I_{ls}) \\ m_{31} &= \frac{1}{2}(I_{p+} - I_{p-} + I_{s+} + I_{s-}) & m_{32} &= \frac{1}{2}(I_{p+} - I_{p-} - I_{s+} + I_{s-}) \\ m_{33} &= \frac{1}{2}(I_{++} - I_{+-} - I_{-+} + I_{--}) & m_{34} &= \frac{1}{2}(I_{r+} - I_{r-} - I_{ls} + I_{ll}) \\ m_{41} &= \frac{1}{2}(I_{pr} - I_{pl} - I_{sl} + I_{sr}) & m_{42} &= \frac{1}{2}(I_{pr} - I_{pl} - I_{sr} + I_{sl}) \\ m_{43} &= \frac{1}{2}(I_{+r} - I_{+l} - I_{-r} + I_{-l}) & m_{44} &= \frac{1}{2}(I_{rr} - I_{rl} - I_{lr} + I_{ll}) \end{aligned} \quad (6)$$

donde los términos de la forma *Iab* indican las irradiancias medidas por el detector cuando se tiene luz incidente con polarización *a* y la luz detectada corresponde al estado de polarización *b*.

3 Detalles experimentales

La figura 2 muestra un diagrama a bloques que explica el funcionamiento del Esparcímetero de Resolución Angular propuesto, el cual permite medir cada uno de los elementos de la Matriz de Mueller asociado a un objeto (O). Para demostrar la aplicación se usaron de objetos dos muestras de tejidos biológicos una de tejido torácico y otra del seno.

Como fuente de iluminación del ERA se utilizó un Láser no polarizado de He-Ne de longitud de onda de 633 nm y una potencia de salida de 17 mW que trabaja en modo TEM₀₀.

La irradiancia a la salida del Láser fue pulsada por un chopper (CH) que es controlado por un generador que trabaja a una frecuencia de 440 Hz. Luego, esta irradiancia se pasa por un modulador foto-elástico (PEM1), el cual es capaz de cambiar los estados de polarización de la luz mediante el principio físico de fotoelasticidad permitiendo formar los 6 vectores de Stokes deseados. Seguidamente, se hace pasar el haz de luz por un filtro espacial (FE) y un diafragma para iluminar uniformemente la muestra del tejido a analizar y limitar la región de iluminación al área de la misma. Las muestras fueron montadas en láminas portaobjetos para su análisis

y siguiendo una metodología para estudios patológicos; además el análisis fue realizado por transmisión.

Así, una vez que la luz atraviesa la muestra, se hace pasar por otro modulador fotoelástico (PEM2) para reconstruir los vectores de Stokes de salida, los cuales son detectados mediante un fotodetector de luz con amplificador, cuya señal se lleva a la entrada de un amplificador de lock-in, el cual permite detectar por fase usando como referencia la señal de frecuencia del chopper.

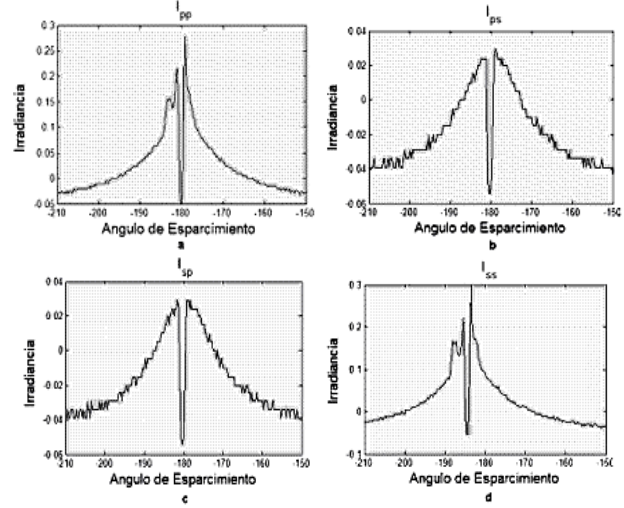


Figura 3. Valores de la irradiancia para el tejido del tórax, en (a) I_{pp} , mientras que (b-d) representan a I_{ps} , I_{sp} e I_{ss} , respectivamente.

Finalmente, la señal de salida del Lock-in es introducida por medio de una Tarjeta de Adquisición de Datos (TAD) en la computadora (LP). Todo este proceso es realizado por software y los datos son guardados en forma de archivos de datos con extensión “.txt”. Para analizar estos datos y obtener la información del patrón de esparcimiento del tejido, se usó lenguaje gráfico LabView versión 8.0 y lenguaje de programación Matlab versión 7.3, para sistema operativo de Windows XP.

El diseño mecánico del esparcímetero se basa en un brazo mecánico que es girado mediante un nano-motor a pasos, el cual está controlado por software mediante la computadora. Este brazo se encuentra compensado para poder girar en el plano horizontal para disminuir las vibraciones debido a que se encuentra en forma de viga en cantilever con respecto a su punto de apoyo que es el motor a pasos. También, se tiene compensada la inercia para efectuar lectura durante el barrido horizontal. Así, el grado de vibración perpendicular al plano horizontal es de $\pm 50\mu\text{m}$ por diseño y en la dirección del plano es de $100\mu\text{m}$, aproximadamente.

4 Resultados y discusión

Un total de 4 señales de irradiancia versus ángulo de esparcimiento fueron obtenidas para cada una de las muestras usadas. Los 4 valores de irradiancia para el tejido del tórax se muestran en la figura 3, donde la gráfica 3a

se corresponde con I_{pp} , mientras que las gráficas (b-d) representan a I_{ps} , I_{sp} e I_{ss} , respectivamente. Los valores anteriores son usados para determinar cada uno de los elementos de la matriz de Mueller del tejido del tórax usando la Ec. 6. En la figura 4 se muestran los elementos del primer cuadrante de M (m_{11} , m_{12} , m_{21} y m_{22}), donde la gráfica 4a representa a m_{11} , mientras las gráficas 4b-d representan los elementos m_{12} , m_{21} y m_{22} , respectivamente. La figura 5 representa los elementos de M correspondientes a una muestra de tejido del seno, donde se ha seguido la misma notación que en el caso anterior. Si se comparan ambos resultados es evidente que existe una diferencia entre los mismos, debida a la composición de ambos tejidos, por ejemplo el seno tiene predominantemente tejido adiposo como canales de fibrilaciones mientras que el torácico es predominantemente muscular.

La precisión del ERA con que fueron hechas estas mediciones depende de factores como el ángulo de paso del nano-rotor utilizado NRS360M, el cual tiene una resolución de $1.8^\circ/\text{paso}$. Por otro lado, el uso de un amplificador de Lock-in nos permite detectar en fase la señal, disminuyendo considerablemente el ruido debido a variaciones de iluminación y permitiendo trabajar en ambientes iluminados, lo que hace ver que la sensibilidad es alta aunque en nuestro dispositivo hemos usado un fotodetector con sensibilidad de 1mV una opción posible sería sustituir el mismo por un fotomultiplicador y poder alcanzar sensibilidades de $1\mu\text{V}$.

El programa de trabajo del ERA se encuentra dividido en dos partes, una primera de captura y otra de análisis. Ambas partes tiene un ambiente agradable al usuario y permiten controlar diversos parámetros tales como: frecuencia de trabajo del chopper, la cual hemos mantenido para demostrar el principio de trabajo en 440Hz, aunque en principio se puede variar desde 25 Hz a 1 KHz. Otro parámetro que es la diferencia de fase introducida mediante el modulador fotoelástico de luz, el cual permite tener una precisión de $\pm 0.001^\circ$ en el ángulo de fase introducida para obtener los diferentes estados de polarización. Por otro lado, la parte del programa dedicada a la captura y procesamiento de la señal permite mostrar los gráficos de todos los elementos de M con una alta calidad y realizar operaciones entre ellos, tales como: aritméticas, lógicas y estadísticas como la correlación, desviación típica, etc.

Finalmente, el tiempo de respuesta del sistema, completamente automatizado, desde que la muestra es colocada en el mismo es de aproximadamente 3 min. usando una computadora para el control y análisis con un microprocesador de 1.63 GHz y memoria RAM de 2 GByte y un disco duro de 80 GByte. Este tiempo fue calculado realizando dos barridos de 180° sobre la muestra para obtener dos valores de irradiancia por ángulo de esparcimiento, lo cual permite mejorar la precisión del sistema.

5 Conclusiones

En este trabajo se mostró el diseño y caracterización de un Esparcímetero de Resolución Angular de Luz para estudiar los tejidos biológicos, el cual permite obtener todos los elementos de la Matriz de Mueller para caracterizar el patrón de radiación de un objeto. El ERA presenta una alta resolución y precisión en los resultados brindados cuando es comparado con sistemas que utilizan cámaras CCD para mostrar sus resultados; sin embargo, la forma gráfica de comunicar los resultados no es atractiva a los especialistas. La principal desventaja de ERA radica en el tiempo de respuesta del análisis, el cual depende de la precisión que se desea obtener pues al aumentar esta la cantidad de datos a adquirir aumenta y por ende el tiempo de análisis.

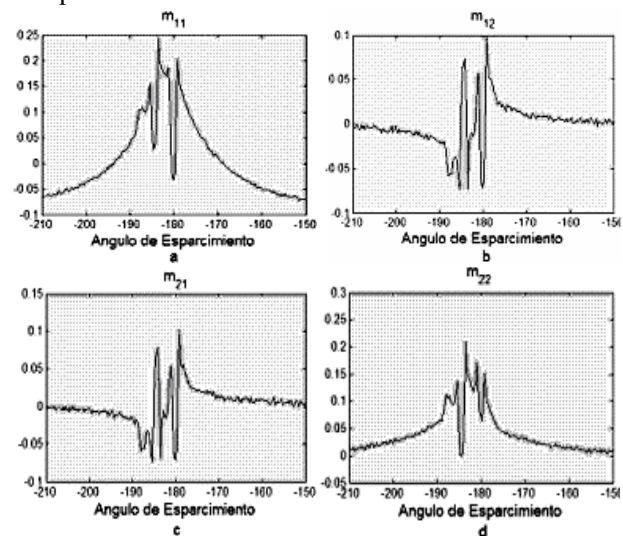


Figura 4. Elementos del primer cuadrante de la matriz de Mueller, en (a) m_{11} , mientras que (b-d) representan los elementos m_{12} , m_{21} y m_{22} , respectivamente.

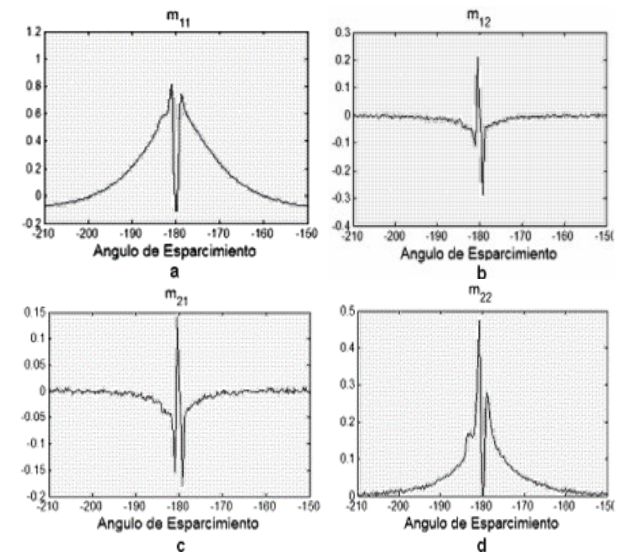


Figura 5. Elementos del primer cuadrante de la matriz de Mueller correspondientes a una muestra de tejido del seno; en (a) m_{11} , mientras que (b-d) m_{12} , m_{21} y m_{22} , respectivamente.

La caracterización del ERA se realizó con dos tipos de

tejidos biológicos y los resultados muestran diferencias significativas entre los elementos comunes de ambas matrices de Mueller obtenidas, a pesar que las muestras preparadas y las mediciones se realizaron usando la misma metodología.

Nosotros caracterizamos el error relativos en el experimento usando los elementos $i j$ y $j i$ de la matriz de Mueller, obteniéndose un valor de 1.5% aproximado de este error lo cual hace suponer una confiabilidad aceptable. Las mediciones mostradas se realizaron por transmisión aunque el ERA permite la opción de medir por reflexión.

Agradecimientos

Los autores desean expresar su agradecimiento a la Universidad de Guanajuato por las facilidades brindadas para desarrollar dicho trabajo. Se agradece a la Dirección de Investigación y Posgrado (DINPO) de la Universidad de Guanajuato y a CONACYT por su apoyo económico para la realización del proyecto.

Referencias

1. William S. Bickel and Wilbur M. Bailey, Am. J. Phys. Vol. 53, 468-478 (1985).
2. A. Collet, Phil. Trans. R. Soc. Lond., isbn: B-456-837-76, (1993).
3. Magda El-Shenawee, J. Opt. Soc. Am. A, Vol. 20, No 1, 183-194 (2003).
4. E. R. Méndez, A.G. Navarrete, and R. E. Luna, JOA A, Vol. 12, 2507-2516 (1995).
5. Rafael Espinosa-Luna and E. R. Méndez, Opt. Lett. Vol. 20, No. 7, 657-659 (1995).
6. Chia-Wei Sun, Long-Sheng Lu, C.C. Yang, and Yean Woei Kiang, Opt. Exp. Vol. 10, 1347-1353 (2002).
7. W. Cai, S. K. Gayen, M. Zevallos, M. Alrubaiee, M. Lax, and R. R. Alfano, Appl. Opt. Vol. 38, No. 19, 4237-4246 (1996).
8. Shuliang Jiao and Lihong V. Wang, Opt. Let. Vol. 27, No 2, 101-103 (2002).
9. R. A. Martínez-Celorio, Rafael Espinosa-Luna, J. O. Rivera-Vázquez, R. Castro-Sánchez, RMIB Vol. XXVI, No 2, (2006).