

Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen
Volume **26**

Número
Number **2**

Septiembre
September **2005**

Artículo:

Metodología para el estudio de los tejidos biológicos usando matrices de Mueller

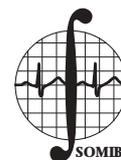
Derechos reservados, Copyright © 2005:
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de
este sitio:

- 📖 Índice de este número
- 📖 Más revistas
- 📖 Búsqueda

*Others sections in
this web site:*

- 📖 *Contents of this number*
- 📖 *More journals*
- 📖 *Search*



Metodología para el estudio de los tejidos biológicos usando matrices de Mueller

R.A. Martínez-Celorio,*
Rafael Espinosa-Luna,**
J.O. Rivera-Vázquez,*
R. Castro-Sánchez*

* Facultad de Ingeniería Mecánica
Eléctrica y Electrónica (FIMEE),
Universidad de Guanajuato.
** Centro de Investigaciones en
Óptica, A.C.

Correspondencia:
R.A. Martínez-Celorio
E-mail: rcelorio@salamanca.ugto.mx
Tel. +52 464 6480911

Artículo recibido: 7/diciembre/2005
Artículo aceptado: 26/enero/2006

RESUMEN

Una metodología para el estudio de los tejidos biológicos mediante las matrices de Mueller es propuesta. La metodología está basada en obtener las diferencias fundamentales entre los elementos de las matrices de Mueller correspondientes a dos muestras de tejidos biológicos, una del seno de una mujer y la otra del tejido del tórax de un hombre. Cada elemento de la matriz es obtenido mediante un arreglo óptico que consiste en un esparcmetro de resolución angular, el cual es robusto y sencillo de construir. Los resultados muestran diferencias sustantivas entre los elementos de la matriz de Mueller de cada tejido. Se discuten las ventajas y desventajas del método propuesto.

Palabras clave:

Matrices de Mueller, esparcimiento de la luz, tejidos biológicos.

ABSTRACT

A methodology for the study of the biological tissues by means of the matrixes of Mueller is proposed. The methodology is based on obtaining the fundamental differences among the elements of the matrix of Mueller corresponding to two samples of biological tissues, one of the breast and the other a man thorax tissue. Each element of the matrix is obtained by using an optic arrangement that consists on Angular Resolution Scattering, which is robust and simple of implementing. The obtained results show differences among the elements of the matrix of Mueller of each tissue. The advantages and disadvantages are discussed.

Key words:

Mueller's matrix, scattering, biological tissues.

1. INTRODUCCIÓN

La óptica médica (OM) es una de las áreas de investigación con mayor importancia en la actualidad, ya que ofrece importantes ventajas sobre otros tipos de técnicas entre las que se pueden mencionar: el uso de dispositivos optoelectrónicos con pequeñas dimensiones y con alta capacidad de respuesta y de almacenamiento. Otra

de las ventajas que ofrece la OM es que constituye técnicas no-destructivas, lo cual permite hacer investigaciones sin daño alguno para los tejidos. Debido principalmente a estas ventajas, la OM es una de las técnicas de gran expectativa para poder investigar y dictaminar enfermedades en los individuos. Por esta razón, varios autores han dedicado muchos trabajos tanto teóricos como experimentales en los cuales implementan las di-

ferentes técnicas en que se divide la OM. Entre estos trabajos se pueden citar: el uso de las técnicas espectroscópicas para poder dictaminar enfermedades del seno, tal como muestran Tromberg et al.¹. Usando técnicas foto-acústicas, Gutiérrez et al.² estudiaron la absorción de sustancias aplicadas sobre la piel. Otros trabajos, por ejemplo, han estado enfocados al desarrollo de teorías como la presentada por Martí et al.³, quienes propusieron una condición para la divergencia de la trayectoria de los rayos que cumplen las leyes de la óptica geométrica, en los problemas de tomografía óptica. También existen trabajos en el área de procesamiento de imágenes médicas, por ejemplo Arrigde et al.⁴ propusieron un método de reconstrucción de imágenes para tomografía óptica y Martínez-Celorio et al.^{5,6} desarrollaron un sistema para medir por técnicas endoscópicas de Moiré desplazamientos de la membrana timpánica.

Una de las técnicas que ofrecen mayor oportunidad para el estudio de los tejidos biológicos lo constituye el uso de las matrices de Mueller (MM), las cuales describen de forma matricial la respuesta óptica de un sistema físico, a través de su relación con los vectores de Stokes⁷ incidentes y de salida que interactúan con un objeto. Entre las múltiples aplicaciones de las MM se puede mencionar el trabajo hecho por Collet et al.⁸, los cuales propusieron una técnica muy sofisticada, basada en cadenas de Markov, para la obtención de imágenes codificadas en estructuras biológicas esqueletizadas. También mediante las MM han sido detalladas las propiedades estadísticas de las superficies rugosas aleatorias unidimensionales⁹, donde merecen especial atención los estudios en geometría de incidencia cónica¹⁰⁻¹⁶.

Sin embargo, entre las aplicaciones más atractivas de las MM, desde el punto de vista de la OM, se encuentra sin lugar a dudas el estudio de tejidos biológicos, donde las mismas han sido usadas para caracterizar el tejido del miocardio¹⁷ calculando el tiempo de resolución del paso de la luz. Por otro lado, Gayen et al.¹⁸ 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.,¹⁹ quienes obtuvieron la profundidad de resolución de la matriz de Mueller del

tejido biológico usando la técnica de tomografía óptica coherente.

En este artículo se presenta una metodología para el estudio de los tejidos biológicos mediante el formulismo de las matrices de Mueller usando un esparcímetero de resolución angular. El objetivo de esta metodología es obtener las diferencias fundamentales entre los elementos de la MM para diferentes tejidos biológicos. Para lograr dicho objetivo, este artículo ha sido dividido en cinco secciones. En la sección 2, se hace un breve desarrollo teórico de las matrices de Mueller. En la sección 3, se describen los componentes fundamentales del arreglo experimental usado para mostrar el método propuesto. En la sección 4 se muestran y discuten los resultados experimentales obtenidos. Finalmente en la sección 5, se presentan las conclusiones de este trabajo.

2. DETALLES TEÓRICOS

Una de las formulaciones más completa de la óptica lo constituye sin dudas la relación entre las matrices de Mueller (MM) y los vectores de Stokes. Las MM describen la manera en que un sistema óptico afecta el estado de polarización de la luz incidente, ya sea bajo la presencia de efectos de reflexión, transmisión, difracción, dispersión, esparcimiento, absorción o de combinaciones entre éstos. Por su parte, mediante los vectores de Stokes se pueden medir los diferentes estados de polarización de la luz. Así, los cambios del estado de polarización de la luz pueden ser atribuidos a la respuesta lineal del medio con el cual la luz interactúa. En la Figura 1, se muestra la interacción de un sistema lineal al cual entra un haz de luz incidente y como resultado de esta interacción se tiene un haz de luz saliente.

La relación entre la entrada y salida de este sistema puede expresarse por medio de una relación matricial dada por:

$$S^{sc} = MS^{inc}, \quad (1)$$

donde: $S^{sc, inc}$ representan a los vectores de Stokes de la irradiancia luminosa incidente (inc) y esparcida (saliente), respectivamente y constituyen una matriz de 4×1 elementos reales; mientras M es la matriz de Mueller asociada al sistema óptico lineal de 4×4 elementos reales. Para un haz de luz monocromática, los parámetros de Stokes salientes están dados por^{7,13-16}:

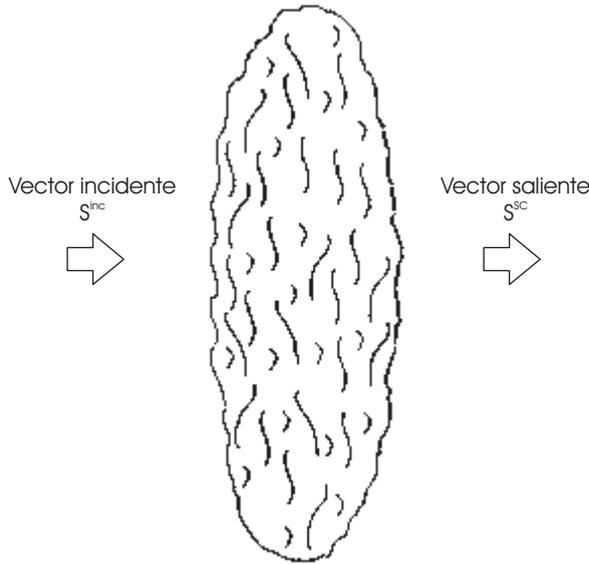


Figura 1. Esquema de interacción de la luz incidente con un sistema óptico lineal.

$$\begin{aligned}
 s_0 &= |E_p|^2 + |E_s|^2 = I_p + I_s, \\
 s_1 &= |E_p|^2 - |E_s|^2 = I_p - I_s, \\
 s_2 &= 2\sqrt{I_p I_s} \cos \varepsilon, \\
 s_3 &= 2\sqrt{I_p I_s} \text{sen} \varepsilon,
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

donde: I_p (I_s) indica la irradiancia del haz en la dirección paralela (perpendicular) al plano de incidencia y ε indica la diferencia de fase entre las componentes ortogonales del vector de intensidad de campo eléctrico. Un detalle a tener en cuenta es que estos vectores de Stokes obedecen el principio de conservación de energía, expresados en la relación:

$$(S_0)^2 \geq (S_1)^2 + (S_2)^2 + (S_3)^2
 \tag{3}$$

donde la desigualdad se cumple cuando existe absorción o depolarización total o parcial del medio con el que interaccionan. La igualdad se preserva cuando no ocurre absorción o depolarización alguna.

Para calcular los elementos de MM existen diferentes métodos, los cuales se diferencian entre sí por la capacidad que tienen de simplificar los cálculos a realizar para obtener cada elemento de MM. Estos métodos dependen del tipo de instrumenta-

ción utilizada. Atendiendo a que se desean estudiar tejidos biológicos y no conocemos la simetría de estos sistemas, los elementos de MM en este trabajo serán obtenidos usando el método de 36 mediciones de irradiancias, el cual es un método más general y aplicable a cualquier sistema físico (este método fue propuesto de manera explícita por Espinosa-Luna et al.¹³⁻¹⁵). Cuando este método es usado es necesario generar diferentes tipos de estados de polarización, que serán representados mediante vectores de Stokes normalizados. Estos vectores de Stokes incidentes se proyectan sobre el objeto bajo estudio, que tiene asociado la MM que se desea calcular; así, la irradiancia esparcida por la superficie del objeto se pasa por un sistema óptico con el objetivo de analizar o determinar los diferentes estados de polarización esparcidos para conformar cada elemento de su MM. Los estados de polarización usados por el método son seis básicamente ($p, s, +, -, r, l$), estos son implementados tanto en el haz incidente como una vez que el haz es esparcido por la muestra. La expresión matemática que caracteriza esta operación se expresa como¹³⁻¹⁵:

$$\begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix}_{sc} = [A] \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix}_{inc}
 \tag{4}$$

donde: [A] representa la matriz asociada al analizador para obtener los mencionados seis estados de polarización que requiere el método.

Considerando que el sistema de detección solamente es sensible a la irradiancia total y que ésta se encuentra contenida en el primer parámetro de Stokes, tenemos que cada elemento puede ser obtenido mediante las siguientes ecuaciones¹³⁻¹⁵:

$$\begin{aligned}
 m_{11} &= \frac{1}{2}(I_{pp} + I_{ps} + I_{sp} + I_{ss}), & m_{12} &= \frac{1}{2}(I_{pp} + I_{ps} - I_{sp} - I_{ss}), \\
 m_{21} &= \frac{1}{2}(I_{pp} - I_{ps} + I_{sp} - I_{ss}), & m_{22} &= \frac{1}{2}(I_{pp} - I_{ps} - I_{sp} + I_{ss}),
 \end{aligned}
 \tag{a)$$

$$\begin{aligned}
 m_{13} &= \frac{1}{2}(I_{+p} + I_{+s} - I_{-p} - I_{-s}), & m_{14} &= \frac{1}{2}(I_{rp} + I_{rs} - I_{lp} - I_{ls}), \\
 m_{23} &= \frac{1}{2}(I_{+p} - I_{+s} - I_{-p} + I_{-s}), & m_{24} &= \frac{1}{2}(I_{rp} - I_{rs} - I_{lp} + I_{ls}),
 \end{aligned}
 \tag{b)$$

$$\begin{aligned}
 m_{31} &= \frac{1}{2}(I_{p+} - I_{p-} + I_{s+} + I_{s-}), & m_{32} &= \frac{1}{2}(I_{p+} - I_{p-} - I_{s+} + I_{s-}), \\
 m_{41} &= \frac{1}{2}(I_{pr} - I_{pl} - I_{sl} + I_{sr}), & m_{42} &= \frac{1}{2}(I_{pr} - I_{pl} - I_{sr} + I_{sl}),
 \end{aligned}
 \tag{c)$$

$$m_{33} = \frac{1}{2}(I_{++} - I_{+-} - I_{-+} + I_{--}), \quad m_{34} = \frac{1}{2}(I_{r+} - I_{r-} - I_{l+} + I_{l-}),$$

$$m_{43} = \frac{1}{2}(I_{+r} - I_{+l} - I_{-r} + I_{-l}), \quad m_{44} = \frac{1}{2}(I_{rr} - I_{rl} - I_{lr} + I_{ll}). \quad (d)$$

donde los términos de la forma I_{ab} 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 . Estas ecuaciones han sido organizadas en forma de cuadrantes para facilitar la discusión de los resultados en las siguientes secciones. Así podemos ver que el primer juego de ecuaciones (a) corresponden con el primer cuadrante de la MM, mientras que los restantes (b), (c) y (d) constituyen los cuadrantes segundo, tercero y cuarto de la MM, respectivamente.

3. DETALLES EXPERIMENTALES

En la Figura 2 se muestra un diagrama en bloques que explica el funcionamiento del arreglo experimental usado para medir los elementos de MM de cada muestra de tejido biológico. Como fuente de iluminación se utilizó un láser no polarizado de He-Ne que emite en forma continua con una longitud de onda de 633 nm y una potencia de salida de 12 mw. La luz saliente del láser se pulsa usando un cortador mecánico (chopper) que es controlado por un generador que trabaja a una frecuencia de 440 Hz. Luego el haz láser se pasa a través de un divisor de haz (BS) 50:50 no polarizado para disminuir la irradiancia del haz de iluminación a la mitad de su valor inicial. Seguidamente, la señal luminosa a la salida del BS es entregada a un sistema óptico incidente (SOI), que está compuesto por un polarizador lineal, una lámina birrefringente

de $\lambda/4$, un filtro espacial y una lente convergente. La función de este SOI es formar el conjunto de vectores de Stokes incidentes necesarios para implementar el método de 36 mediciones como fue explicado en la sección 2. Una vez formado el vector de Stokes incidente, el mismo es usado para iluminar la muestra de tejido bajo estudio. Como muestras de estudio fueron usadas dos rebanadas de tejido biológico del seno y del tórax de pacientes de un diámetro de 1 cm y con un grosor de 60 μm , las cuales fueron preparadas sobre un portaobjeto de microscopio y fueron cubiertas de parafina para su conservación y manejo. Debido a que las muestras ofrecen poca reflexión a la longitud de onda de trabajo, las mismas fueron analizadas por transmisión, colocándose el sistema de detección detrás de la muestra.

El sistema de detección está compuesto por un sistema óptico de salida (SOD), el cual es parecido al SOI, con la diferencia que los elementos están colocados en orden inverso y al final de estos elementos se coloca un fotodetector. El objetivo del SOD es analizar o determinar los vectores de Stokes transmitidos por el tejido. Para estudiar el esparcimiento de la luz por los tejidos, ambas muestras fueron colocadas en una base de motor a pasos que permite hacer un barrido con una resolución de 0.01° . Una vez capturado por el fotodetector el valor de la irradiancia correspondiente al ángulo de esparcimiento en cuestión, la misma es entregada conjuntamente con la señal eléctrica del generador del cortador mecánico a un amplificador de Lock-in, para hacer una detección sincrónica de la señal medida y evitar los efectos de ruido óptico externo a la medición. Finalmente, la señal es introducida a través de una tarjeta de adquisición de

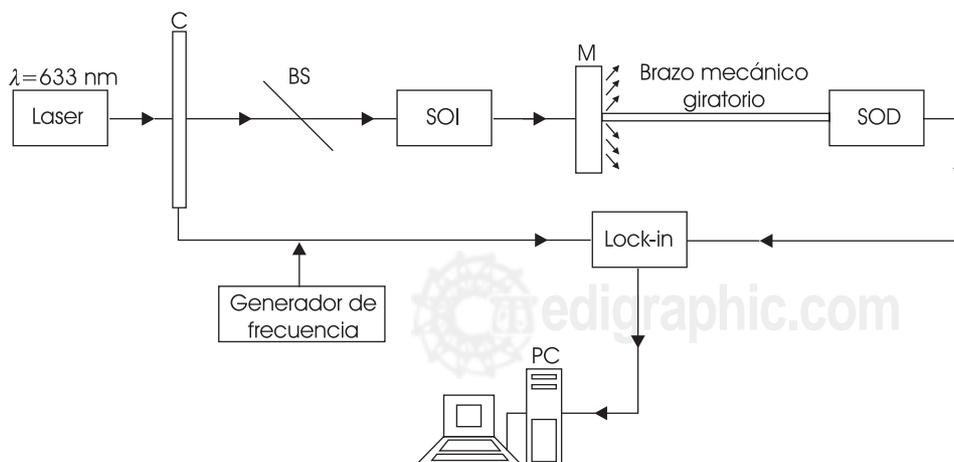


Figura 2. Diagrama a bloques del arreglo experimental usado para medir el esparcimiento de la luz. C es el chopper mecánico; BS divisor de haz; SOI sistema óptico incidente; M muestra; SOD sistema óptico de detección.

señales NI-DAQ PCI-6220 a una computadora personal, donde las señales obtenidas son procesadas por software usando el lenguaje de programación LabView versión 7.0 y Matlab versión 7.0 para la adquisición y el procesamiento de datos respectivamente, ambos programas usan como sistema operativo Windows XP.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Un conjunto total de 72 mediciones de irradiancia (36 valores por cada muestra) fueron medidos usando el arreglo experimental anteriormente detallado para obtener los dieciséis elementos de MM, habiéndose tomado datos cada 0.5 grados dentro de un intervalo angular de 60 grados centrado en la dirección de transmisión directa a incidencia normal para cada medición. Los valores de irradiancia medidos corresponden a valores arbitrarios de irradiancia luminosa. En la Figura 3 se muestra un total de 4 gráficas de valores de irradiancia *versus* ángulo de esparcimiento, éstas corresponden a los elementos I_{pp} , I_{ps} , I_{sp} e I_{ss} , asociadas a la muestra de tejido del tórax de un hombre.

Como se observa en la figura 3, la irradiancia de la luz esparcida correspondiente a los estados co-polarizados (identificados con los subíndices, *pp* o *ss*) son de un orden de magnitud mayor que las

correspondientes a estados de polarización cruzados (*ps* y *sp*); adicionalmente, se pueden apreciar que las mediciones de polarización cruzadas, tienen asociadas curvas más anchas que las co-polarizadas, lo cual significa que el tejido biológico tiende a cambiar los estados de polarización lineal incidente. Otro detalle importante en estas gráficas es que para un ángulo de -180 grados se observa un mínimo en cada una de ellas, que aparece porque en el arreglo experimental fue necesario colocar una pequeña pantalla para evitar que el alto valor de la irradiancia luminosa, que impacta sobre el detector bajo este ángulo, produjera una saturación.

Como el objetivo fundamental es obtener los valores de los elementos de MM en cada muestra, se omitirán las demás gráficas de valores de irradiancia *versus* ángulo de esparcimiento y nos limitaremos a mencionar en cada cálculo de los elementos de MM, los valores de irradiancias usados. Por otro lado, como previamente se mencionó, la MM fue dividida en cuatro cuadrantes para hacer más eficiente la comparación y discusión de los resultados obtenidos para cada tejido estudiado. A continuación se hace una presentación por cada cuadrante.

Primer cuadrante: Está conformado por los elementos m_{11} , m_{12} , m_{21} y m_{22} de la MM y fueron calculados usando los valores de irradiancias mos-

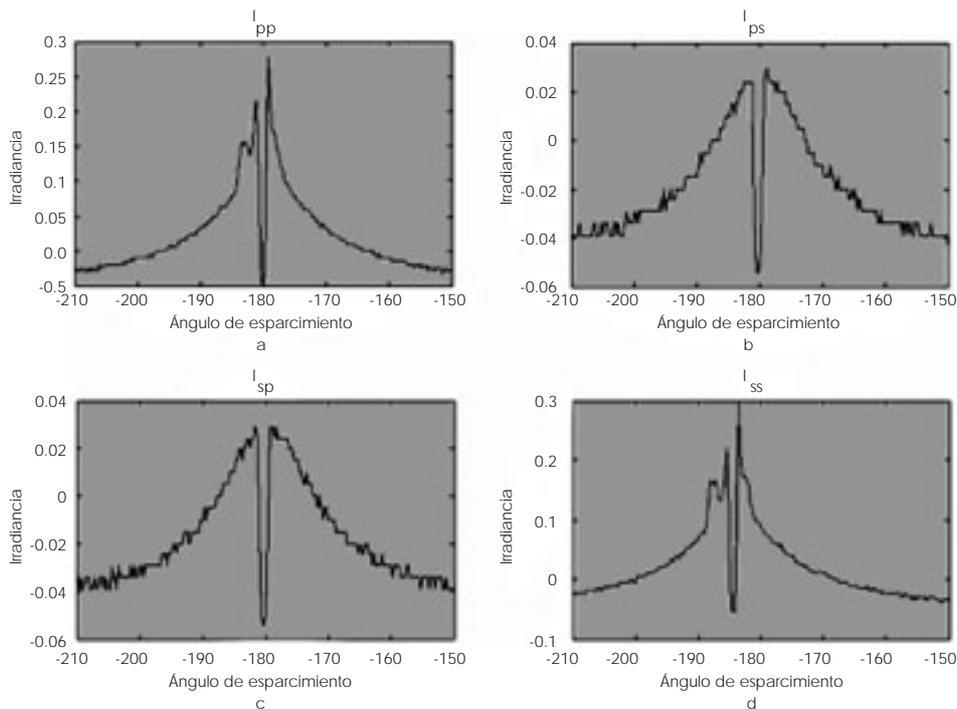


Figura 3. Gráfica de los valores arbitrarios de las irradiancias I_{pp} , I_{ps} , I_{sp} , I_{ss} *versus* ángulo de esparcimiento θ para el tejido torácico.

trados anteriormente: $I_{pp'}$, $I_{ps'}$, I_{sp} e $I_{ss'}$ versus ángulo de esparcimiento. Luego de sustituir estos valores de irradiancia en la Ec. 5.a, se obtuvieron las gráficas correspondientes a los elementos del primer

cuadrante, las cuales son mostradas en la Figura 4(a-h), donde las cuatro primeras gráficas (a-d) corresponden a la muestra de tejido torácico mientras que las restantes al tejido del seno.

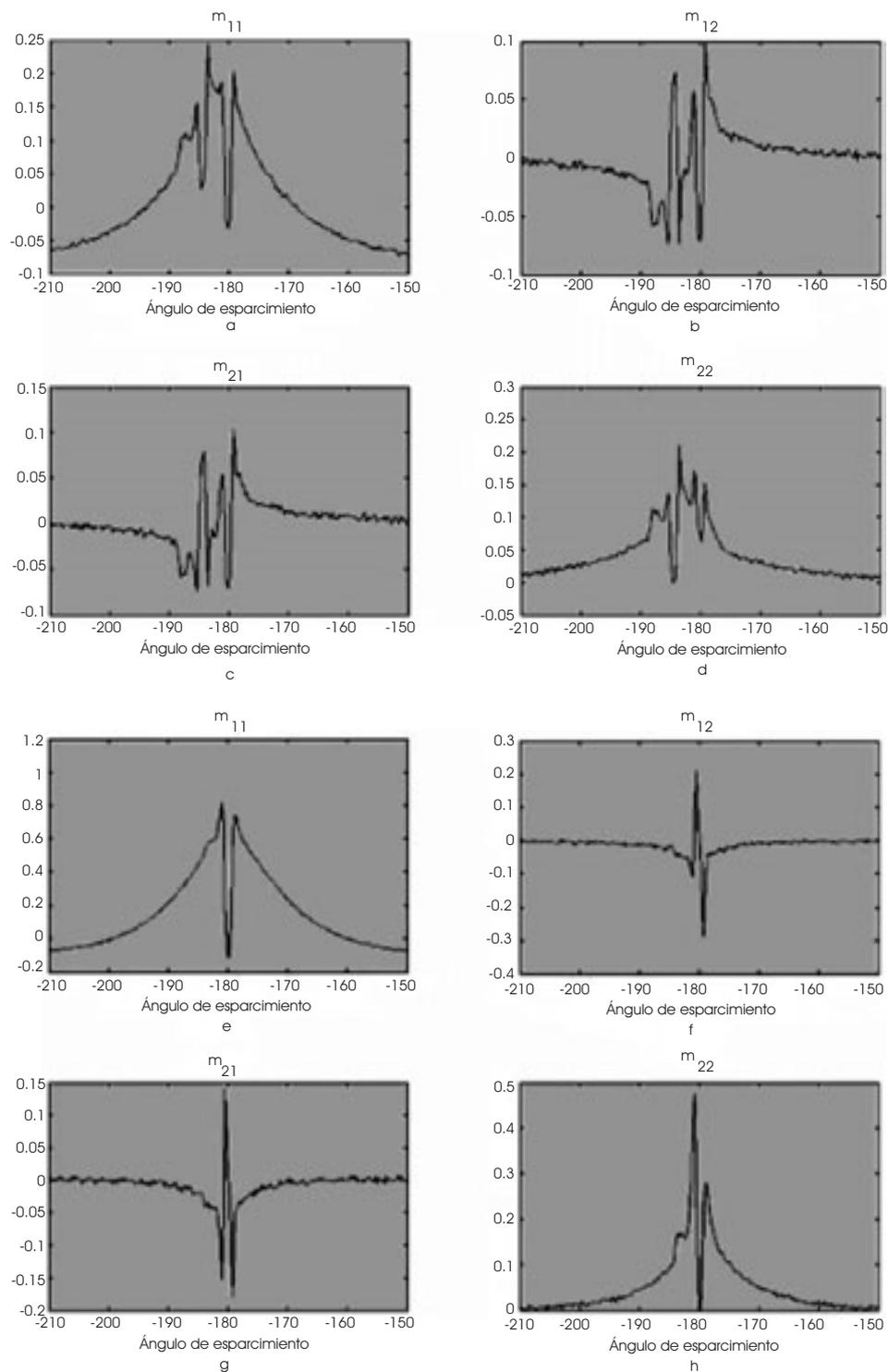


Figura 4. Gráfica de los elementos del primer cuadrante de la MM m_{11} , m_{12} , m_{21} , m_{22} versus θ . (a-d) se corresponde al tejido torácico, mientras que (e-h) al tejido del seno.

Como se puede observar en la figura 4, existe una alta similitud entre los elementos m_{11} y m_{22} e igualmente entre los elementos m_{12} y m_{21} para cada muestra de tejido. Además, las señales de estos presentan muy poco ruido estadístico debido al patrón de moteado esparcido.

Segundo cuadrante: Los elementos de MM correspondientes a este cuadrante son: m_{13} , m_{14} , m_{23} y m_{24} y para su cálculo se usaron los valores de irradiancia $I_{+p'}$, $I_{+s'}$, $I_{-p'}$, $I_{-s'}$, $I_{rp'}$, $I_{rs'}$, I_{lp} e I_{ls} versus ángulo de esparcimiento. En la Figura 5(a-h) se muestran los gráficos de los elementos de MM versus ángulo

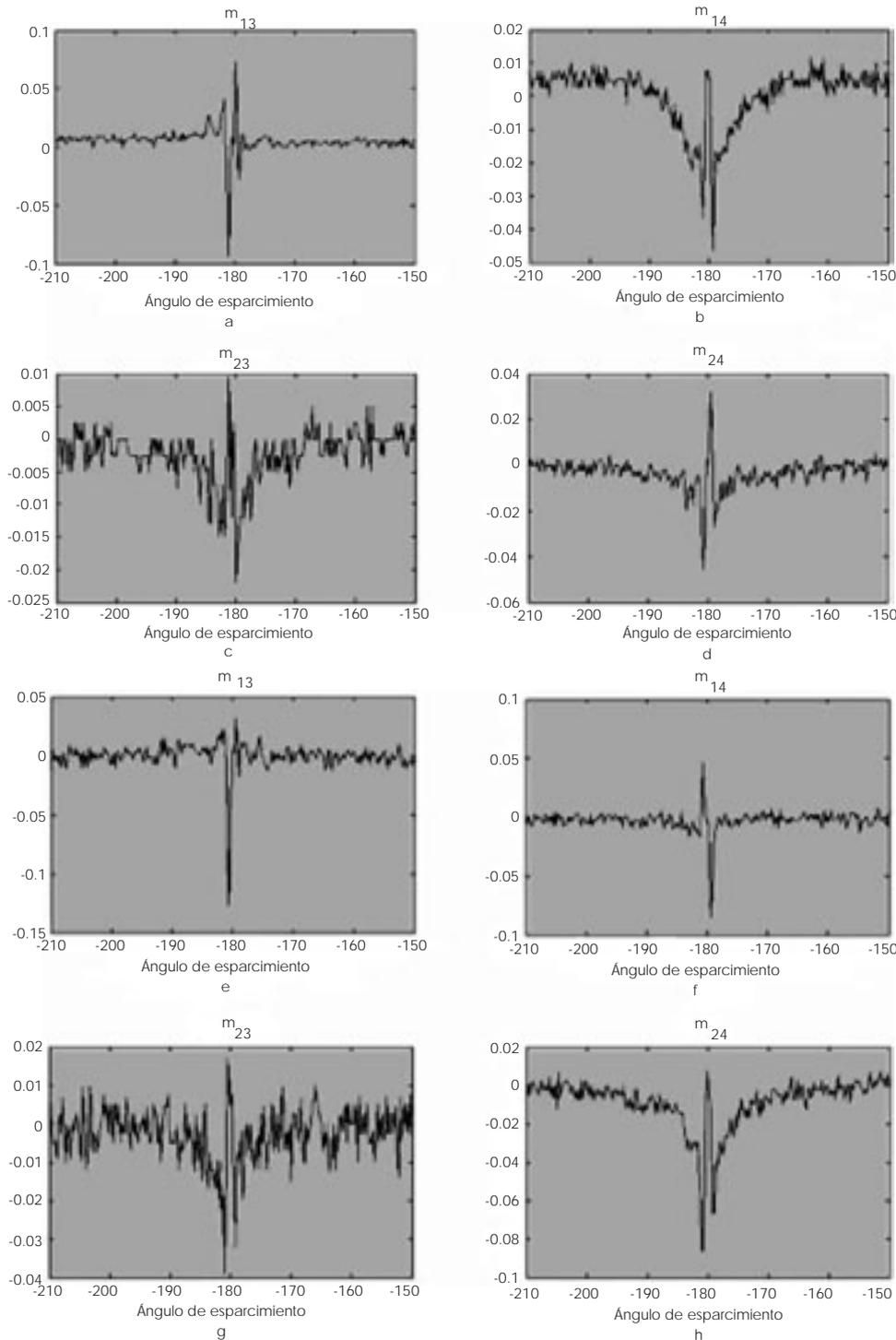


Figura 5. Gráfica de los elementos del segundo cuadrante de MM, m_{13} , m_{14} , m_{23} , m_{24} versus θ . (a-d) se corresponde al tejido torácico, mientras que (e-h) al tejido del seno.

de esparcimiento para ambas muestras, donde Figura 5(a-d) corresponden al tejido del tórax mientras que la Figura 4(e-h) muestra los del seno.

Se puede observar que los elementos m_{13} , m_{14} y m_{24} de la figura 5 tienen una menor cantidad de ruido que el elemento m_{23} y sus amplitudes son pequeñas con valores cercanos a cero.

Tercer cuadrante: Está compuesto por los elementos m_{31} , m_{32} , m_{41} y m_{42} de MM y son calculados mediante los valores de irradiancias medidas experimentalmente: I_{p+} , I_{s+} , I_{p-} , I_{s-} , I_{pr} , I_{sr} , I_{pl} e I_{sl} versus ángulo de esparcimiento. Igualmente a los casos anteriores si se sustituyen estos valores de irradiancia en la Ec. 5.c se pueden obtener los valores de los elementos asociados a este cuadrante, los cuales se muestran en la Figura 6(a-h).

Se observa que salvo m_{31} , los restantes elementos tienen un alto contenido de ruido estadístico, mientras que el elemento m_{31} mantiene una estructura similar a los elementos menos ruidosos de la MM.

Cuarto cuadrante: Está compuesto por los elementos m_{33} , m_{34} , m_{43} y m_{44} de la MM y para su cálculo se usan los valores de irradiancias medidas: I_{++} , I_{+-} , I_{-+} , I_{--} , I_{rp} , I_{rp} , I_{rs} e I_{rs} versus ángulo de esparcimiento. Cuando se sustituyen estos valores en la Ecs. 5.d se obtienen las gráficas de los valores de los elementos de este cuadrante, las cuales se muestran en la Figura 7(a-h).

Observe que los elementos de m_{33} y m_{44} correspondientes a cada muestra de tejido presentan amplitudes significativas, cuando estos son comparados con otros elementos de la MM. Por otro lado los elementos m_{34} y m_{43} presentan alto nivel de ruido y tienen un orden de magnitud menor que los otros dos.

Es evidente que existe un conjunto de elementos de la MM que coinciden en cada muestra que están predominantemente libres de ruido y además estos presentan diferencias sustantivas con respecto a otros similares elementos (de la otra muestra) cuando se comparan entre sí. Estos elementos son los de la diagonal principal (m_{11} , m_{22} , m_{33} , m_{44}) y los componentes del primer cuadrante de la MM. Analizando los elementos de ambas diagonales principales en cada muestra se puede detectar que los mismos tienen una gran diferencia asociada a la diferente composición de los tejidos; por ejemplo, el seno contiene tanto tejido adiposo como canales de fibrilaciones, mientras que el tejido torácico es predominantemente muscular. Por otro lado, si

comparamos el primer elemento en cada muestra, el elemento m_{11} , se observa que existe una palpable diferencia entre ambos a pesar de haber sido calculados bajo las mismas condiciones experimentales. El mismo análisis puede ser realizado con los demás elementos de la diagonal principal y del primer cuadrante fundamentalmente. Por último se puede mencionar que los resultados obtenidos se corresponden con los resultados mostrados por Jiao et al.¹⁹ usando técnicas de imágenes; sin embargo, la técnica presentada en este trabajo presenta una mayor resolución debida a que los equipos electrónicos como los fotodetectores tienen menor cifra de ruido que las cámaras CCD.

5. CONCLUSIONES

En este artículo se ha mostrado una metodología para el estudio de los tejidos biológicos mediante el formulismo de las matrices de Mueller y los vectores de Stokes. Esta metodología ha sido probada en el estudio de dos muestras de tejidos, el tórax de un hombre y el seno de una mujer. El uso de un esparcímetero de resolución angular simplifica considerablemente el instrumental médico, ya que los equipos médicos para tales funciones son muy caros. Los resultados obtenidos muestran que los diferentes elementos de la MM especialmente los elementos de la diagonal principal y del primer cuadrante de MM sirven para discernir una diferencia entre los diferentes tejidos, la cual conllevó a concluir que esta diferencia es debida a la composición del tejido biológico. A pesar de los resultados obtenidos nuestro experimento no estuvo exento de errores los cuales hay que tener en cuenta para incrementar la calidad de las mediciones. Por otro lado, la manipulación de los diferentes componentes ópticos en especial los polarizadores y las láminas retardadoras del arreglo experimental no fue óptima propiciando la incidencia de errores de paralaje en el ajuste de giro de sus ejes de transmisión. Teniendo en cuenta los errores cometidos un cálculo de la cota de error relativo en la medición fue producida considerando los elementos i y j de la matriz de Mueller. El valor de esta cota de error relativo fue del 4.2%, lo cual hace suponer que las mediciones hechas tienen una confiabilidad aceptable. Entre los errores que más contribuyeron a esta medición fueron, además de los mencionados, se encuentran: el filtraje óptico y la calidad de los dispositivos ópticos y mecánicos.

RECONOCIMIENTOS

Los autores quieren agradecer al Centro de Investigaciones en Óptica, A.C. (CIO) y a la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica y Electrónica (FI-

MEE) por las facilidades brindadas para el desarrollo de este trabajo. También deseamos reconocer los apoyos del Dr. Juan Manuel Muñoz Barrett y del Dr. Jorge Martínez. RAMC desea reconocer el apoyo recibido mediante el proyecto PROMEP/103.5/

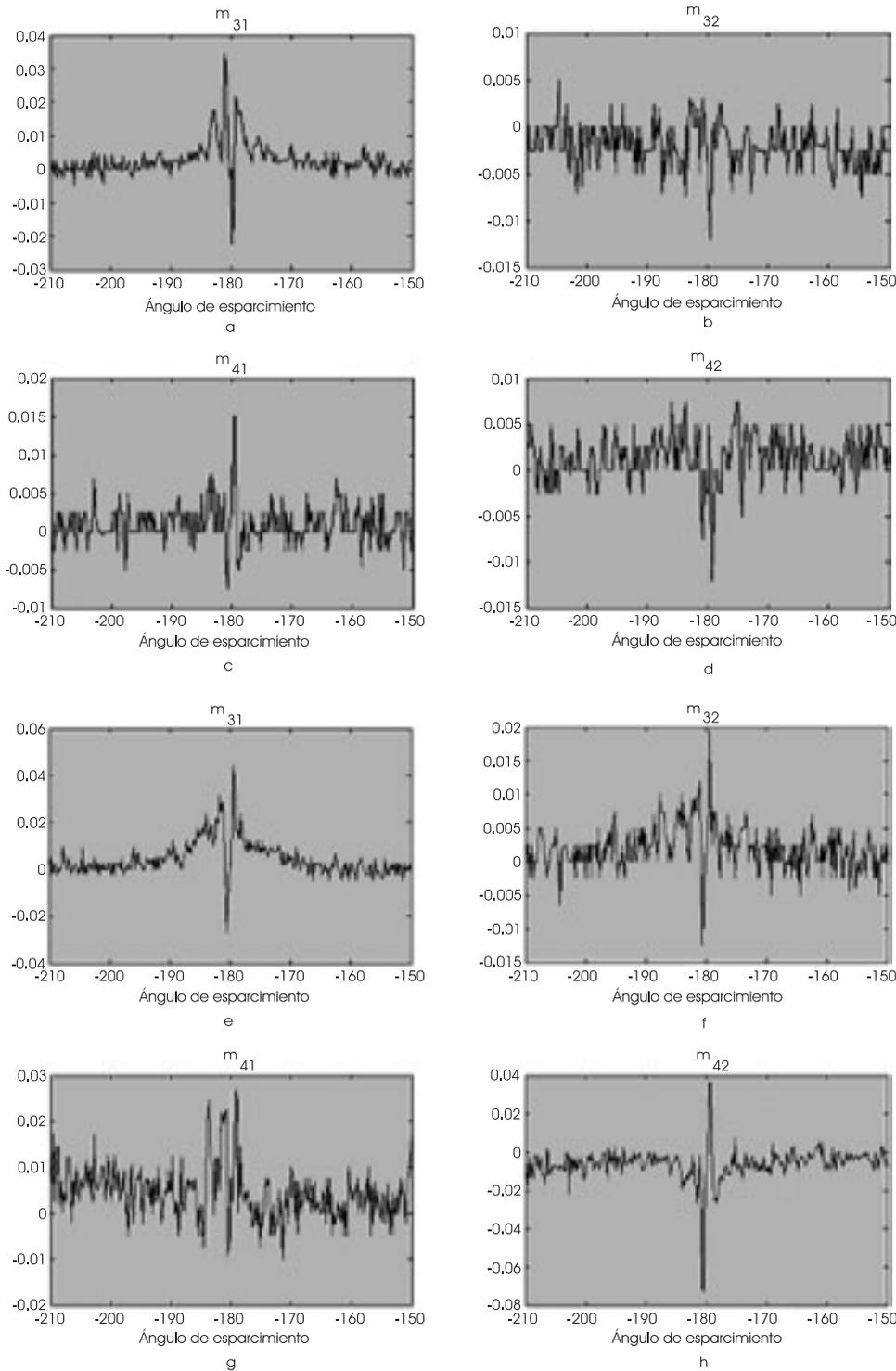


Figura 6. Gráfica de los elementos del tercer cuadrante de MM, m_{31} , m_{32} , m_{41} , m_{42} , versus θ . (a-d) se corresponde al tejido torácico, mientras que (e-h) al tejido del seno.

04/1335 de la SEP. Así mismo, REL desea hacer agradecer al CONACYT el apoyo recibido mediante el proyecto 46969-F y al CONCYTEG el apoyo 05-04-K117-066-A02 para la realización de este trabajo. JORV agradece al CONACYT por la Beca otorgada

para desarrollar sus Estudios de Maestría en la FIMEE con número de registro 183810 y la Beca Investigación otorgada a través del Proyecto 46969-F y al CIO por la beca otorgada para la realización de su tesis de Maestría como estudiante

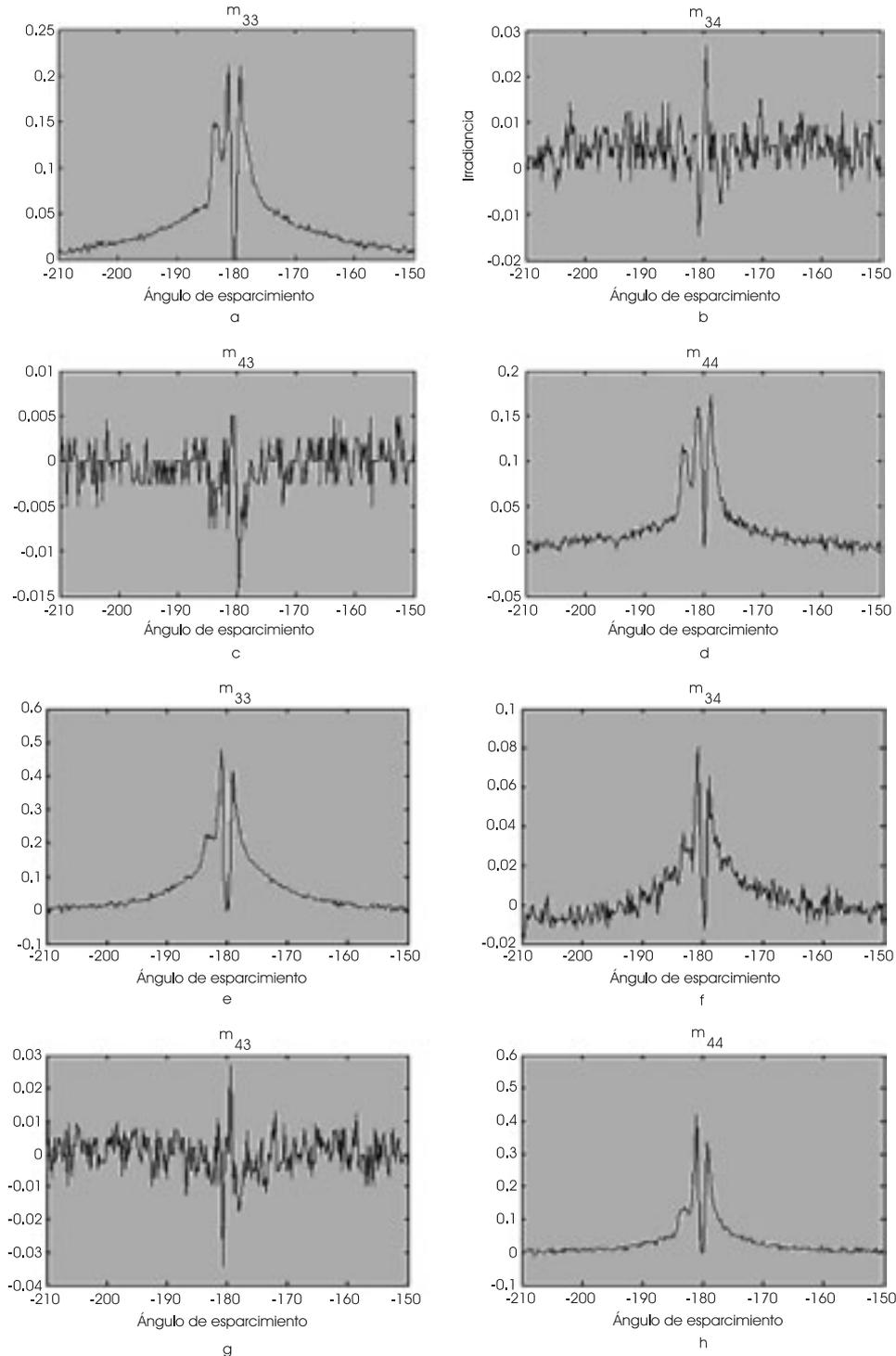


Figura 7. Gráfica de los elementos del cuarto cuadrante de MM, m_{33} , m_{34} , m_{43} , m_{44} versus θ . (a-d) se corresponde al tejido torácico, mientras que (e-h) al tejido del seno.

externo. Las mediciones mostradas en este trabajo se realizaron en el CIO, en el Laboratorio de Polarimetría del Dr. Rafael Espinosa-Luna (reluna@cio.mx).

BIBLIOGRAFÍA

1. Tromberg BJ, Cerussi AE, Jakubowski D, Shah N, Bevilacqua F, Berger AJ, Butter J, Holcombe RF. Functional diffuse optical spectroscopy of Human breast tissue, (2000). http://www.crump.ucla.edu/public/abstracts/tromberg_talk0202.pdf
2. Gutierrez G, Vargas M, Córdova T, Varela J, Bernal J, Sosa M. *In vivo* measurement of human skin absorption of topically applied substances by a photoacoustic technique. *Physiol Meas* 2002; 23: 521-532.
3. Martí-López L, Bouza-Dominguez J, Veden JC, Arridge SR, Martínez-Celorio RA. Validity conditions for radioactive transfer equation. *J Opt Soc Am A* 2003; 20(11): 2046-2056.
4. Schweiger ASR. Image reconstruction in optical tomography. *Phil Trans R Soc Lond. B* 2000; 352: 716-726.
5. Martínez-Celorio RA, Dirckx JJJ, Martí-López L, Peña-Lecona FG. Out-of-plane displacement measurement by means of endoscopic Moiré interferometry. *Rev Sci Inst* 2004; 75(2): 492-497.
6. Martínez-Celorio RA, Dirckx JJJ, Buytaert J, Martí-López L, Decraemer W, Saad JJ. Modified temporal-phase-unwrapping method for measuring in real time the out-of-plane displacements of the tympanic membrane of Mongolian Gerbil. Submitted, *JBO*, 2005.
7. Bickel WS, Bailey WM. Stokes vectors, Mueller matrices, and polarized scattered light. *Am J Phys* 1985; 53(5): 468-478.
8. El-Shenawee M. Remote sensing of penetrable objects buried beneath two-dimensional random rough surfaces by use of the Mueller matrix elements. *J Opt Soc Am A* 2003; 20(1): 183-194.
9. Méndez ER, Navarrete AG, Luna RE. Statistics of the polarization properties of one-dimensional randomly rough surfaces. *J Opt Soc Am A* 1995; 12(11): 2507-2516.
10. Espinosa-Luna R, Méndez ER. Scattering by one-dimensional random rough metallic surfaces in a conical configuration. *Opt Lett* 1995; 20(7): 657-659.
11. Espinosa-Luna R. Scattering by one-dimensional random rough metallic surfaces in a conical configuration: Several polarizations. *Opt Lett* 1996; 21(18): 1418-1420.
12. Espinosa-Luna R, Acosta-Ortiz SE, Zou LF. Mueller matrix for characterization of one-dimensional rough perfectly reflecting surfaces in a conical configuration. *Opt Lett* 1998; 23(14): 1075-1077.
13. Espinosa-Luna R. Scattering by rough surfaces in conical configuration: experimental Mueller matrix. *J Opt Soc Am A* 2002; 27(17): 1510-1512.
14. Espinosa-Luna R, Atondo-Rubio G, Mendoza-Suárez A. Complete determination of the Mueller matrix for one-dimensional rough metallic surfaces. *Opt Commun* (in press), 2005.
15. Atondo-Rubio G, Espinosa-Luna R, Mendoza-Suárez A. Mueller matrix determination for one-dimensional rough surfaces with a reduced number of measurements. *Opt Commun* 2005; 244: 7-13.
16. Espinosa-Luna R, Mendoza-Suárez A, Atondo-Rubio G, Hinojosa S, Rivera-Vázquez JO, Guillén-Bonilla JT. Mueller matrix determination for one-dimensional rough surfaces: Four reduced measurement equivalent sets. *Opt Commun* (in press), 2005.
17. Chia-Wei Sun, Long-Sheng Lu, CC Yang, Yean Woei Kiang. Myocardial tissue characterization based on the time-resolved Stokes-Mueller formalism. *Opt Express* 2002; 10(23): 1347-1353.
18. Cai W, Gayen SK, Zevallos M, Alrubaiee M, Lax M, Alfano RR. Optical Tomographic Image Reconstruction from Ultrafast Time. Sliced Transmission Measurements. *Appl Opt* 1996; 38(19): 4237-4246.
19. Jiao S, Wang LV. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissues measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography. *Opt Lett* 2002; 27(2): 101-103.