

REVISTA MEXICANA DE INGENIERIA BIOMEDICA

Volumen 14

Número 2

Septiembre de 1993

Publicación Oficial de la **Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica (SOMIB)**
Apartado Postal 73-014 C.P. 03311



Fundada en 1977

Afiliada a la "International Federation of Medical and Biological Engineering" (IFMBE)



Integrante del Consejo Regional Para América Latina (CORAL), copatrocinado por la IFMBE y el "Institute of Electrical and Electronic Engineers" (IEEE) a través de su "Engineering in Medicine and Biology Society" (IEEE/EMBS).



Mesa Directiva de la **SOMIB** (1992-1993)

Presidente:	Ernesto Suaste Gómez
Vicepresidente:	Juán Mercadillo Aguilar.
Secretario/Tesorero:	Genaro Rodríguez Rossini.
Secretario:	Juán de Dios Castañeda
Vocales:	Mónica Pérez Bravo Andrés Madrigal Gómez

Editor: Carlos García Moreira
Comité Editoria: Carlos García Moreira, César González Beltrán,
Fernando Prieto H, Joaquín Aspiroz Lehan

Comisión de la Revista: Oscar Yañez, Raquel Valdés Cristerna,
Hortensia González, Jaime García Ruíz

Reprografista: David Martínez Briseño

REPRESENTACION DE LA ESTRUCTURA TRI-DIMENSIONAL DEL FONDO DE OJO MEDIANTE ESTEREO - VISION

RAMIREZ CORTES Juan Manuel

BAEZ LOPEZ David

Dpto. Ing. Electrónica , Esc.Ingeniería ;
Universidad de las Américas , Cholula , Edo.Puebla
MEXICO

RESUMEN Se presenta un sistema para obtener imágenes con efecto de profundidad, a partir de fotografías estereoscópicas del fondo de ojo. Se describe el esquema general para la reconstrucción, basado en modelo de visión no-convergente. Se discuten los pasos de procesamiento, se muestra el algoritmo para obtener el mapa de disparidades mediante correlación entre sub-sectores de la imagen, y finalmente se presentan resultados obtenidos en pacientes con glaucoma de ángulo recto.

El glaucoma de angulo abierto es una enfermedad del ojo de tipo degenerativa consistente en una atrofia en la cabeza del nervio óptico provocada por una excesiva presión intraocular. Esta atrofia es de tipo irreversible, sin embargo, cuando el problema es detectado a tiempo, el paciente se puede someter a un tratamiento que le permite conservar su vista y hacer una vida normal bajo el seguimiento y asesoría adecuados por parte del especialista (6). Los indicativos del médico para diagnosticar la enfermedad son tres: Dolor superior al normal cuando se aplica presión al ojo, atrofia de la cabeza del nervio óptico manifestada en forma de una concavidad en ésta, misma que es detectada normalmente a través de un examen visual por parte del médico, y finalmente pérdida del campo visual. Cabe aclarar que esto último se presenta en pacientes en donde el grado de avance de la enfermedad es ya muy alto y las molestias provocadas por la reducción del campo visual son ya muy evidentes. El estado terminal del glaucoma de ángulo abierto es ceguera total.

En este contexto, el análisis computarizado de imágenes del globo ocular para el diagnóstico y seguimiento del glaucoma está representando en los últimos años una alternativa de apoyo importante para el especialista (8). El objetivo fundamental es el desarrollo de sistemas de precisión que apoyen el examen visual cualitativo de la topografía del fondo del globo ocular y que puedan entregar información cuantitativa, susceptible de ser almacenada con el objeto de crear una historia clínica del paciente. Existen algunos equipos recientemente desarrollados con este propósito. Entre ellos destacan: CLSO Confocal laser scanner ophthalmoscope (2), consistente en un barrido de laser de baja potencia a diferentes planos focales. El sistema de luz infraroja basada e la proyección de un patrón de barras al fondo del globo ocular, y la reconstrucción tridimensional basada en la deformación del patrón de barras, detectado por medio de equipo de video sensible al infrarojo (5,9). Para la mayoría de clínicas de oftalmología este tipo de equipo de uso específico resulta demasiado sofisticado, además de proporcionar una precisión que aún es cuestionada por los especialistas. A la fecha se continúan reportando estudios y resultados sobre la exactitud, confiabilidad y reproducibilidad de los resultados obtenidos por medio de estos equipos.

El análisis visual de fotografías estereo ha sido una práctica común en esta área, incorporándose recientemente metodologías computarizadas para su evaluación numérica (1), sin llegar a obtener imágenes de profundidad como en el caso de los métodos mencionados anteriormente. En este trabajo se presenta una metodología para la obtención de la topografía del fondo del globo ocular desarrollado bajo el principio de imágenes estereo. Se dispone inicialmente de diapositivas obtenidas por medio de fotografía convencional a través de una micro-cámara sujeta por medio de un adaptador conocido como separador de Allen (1) colocada enfrente del paciente a quien previamente se le ha dilatado la pupila. Estas fotografías fueron digitalizadas por medio del sistema de procesamiento digital de imágenes Megavision-100 el cual cuenta con lentes y accesorios de adaptación para digitalización de diapositivas. Este sistema está conectado a una estación de trabajo SUN 3/60, la cual funciona como computadora anfitriona en el sistema completo. Las operaciones realizadas sobre estas imágenes digitalizadas se describen en detalle en las siguientes secciones.

PRE-PROCESAMIENTO DE LAS IMAGENES DIGITALIZADAS

El primer paso requerido antes de poder llevar a cabo las operaciones involucradas en el algoritmo estereo, es el empalme o registro de las imágenes. Esto se puede realizar en el dominio del espacio a través de funciones de correlación. La función de correlación entre dos imágenes se define como:

$$\mathfrak{R}_R(x, y) = f(x, y) * g(x, y) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f(m, n) g(x+m, y+n) \quad [1]$$

Esta operación entrega como resultado una función bi-dimensional con un valor máximo conocido como el pico de la correlación, correspondiente a las coordenadas cuyo translación provocaría máxima similitud entre las dos imágenes. Cuando esta operación es realizada entre dos imágenes idénticas se conoce como función de autocorrelación, en cuyo caso el valor máximo está dado por:

$$V_m = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f^2(m, n) \quad [2]$$

La función de correlación es también utilizada para determinar disparidades o diferencias translacionales entre sectores de las dos imágenes estereo, tal como se explica en la sección correspondiente. En cualquier caso, el objetivo es ajustar las coordenadas de las dos imágenes en forma tal que los rasgos fundamentales de éstas coincidan perfectamente para poder realizar la exploración en detalle requerida. La sensibilidad de la correlación entre dos imágenes requerida tanto en el registro como en los detalles del algoritmo estereo, se ve incrementada cuando se utilizan imágenes binarias. Por esta razón, las imágenes originales del fondo del globo ocular, se hacen pasar inicialmente por un operador Laplaciano de detección de orillas realizado a través de una convolución en el dominio del espacio y después por una transformación sobre los niveles de gris para obtener una imagen binarizada (3). La mascarilla de convolución correspondiente al operador Laplaciano, así como la función de transformación, se muestran en la figura 1.

Una vez que las imágenes se encuentran perfectamente alineadas y binarizadas, el algoritmo para búsqueda de disparidades puede ser ejecutado. Los detalles se describen en la siguiente sección.

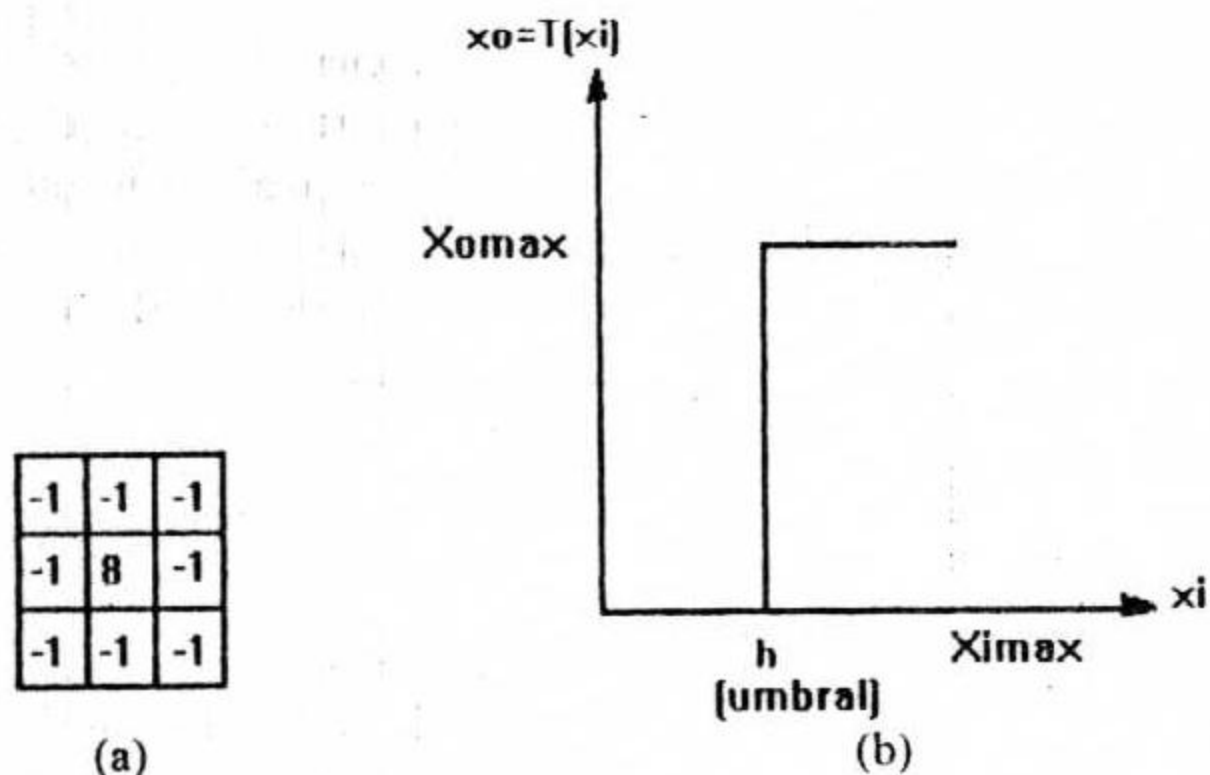


Figura 1. Pre-procesamiento de las imágenes estereo. (a) Mascarilla de convolución tipo Laplaciano. (b) Transformación de binarización sobre los niveles de gris.

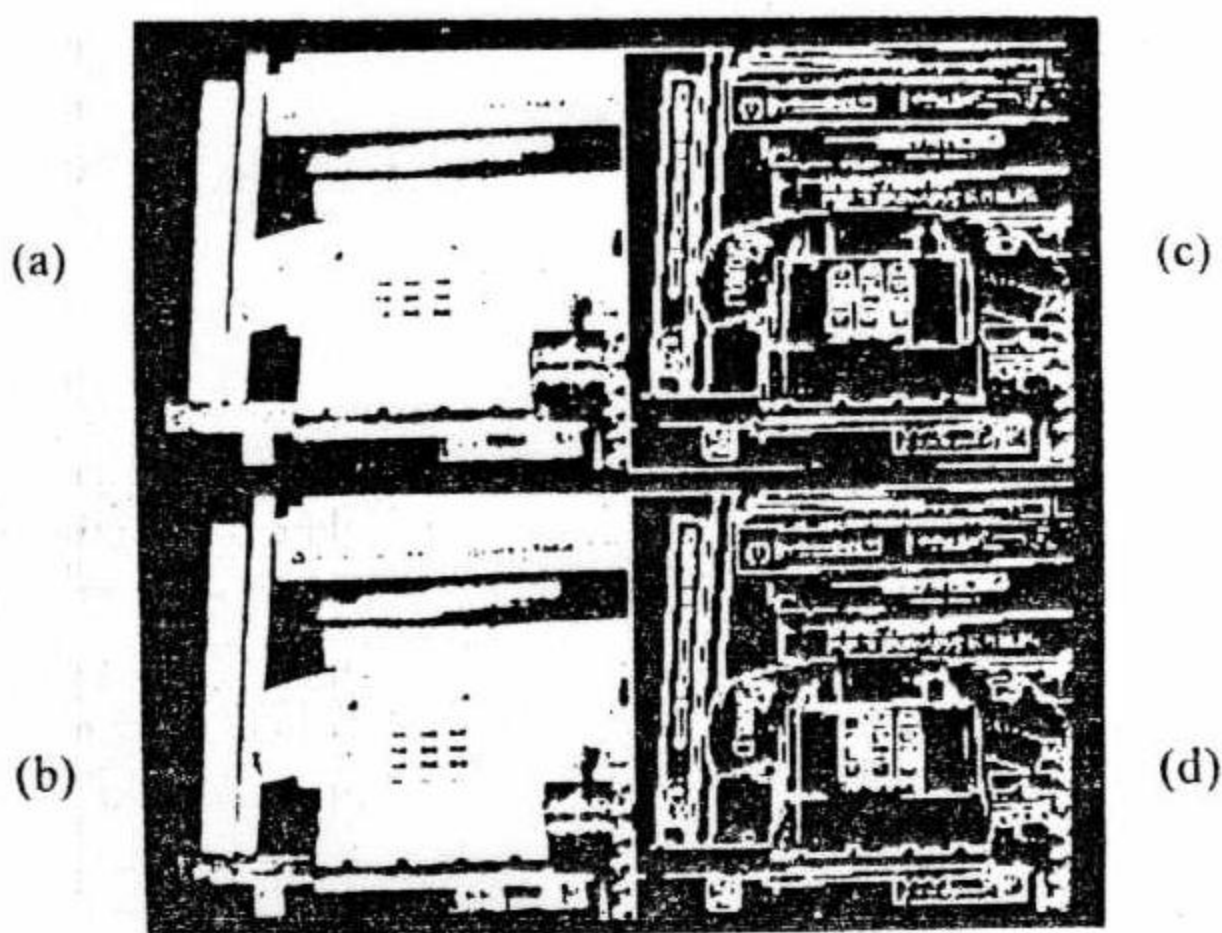


Figura 2. Ejemplo del pre-procesamiento realizado. (a,b) Imágenes estereo originales. (c,d) Imágenes estereo obtenidas después de aplicar detección de orillas y binarización.

GENERACION DEL MAPA DE DISPARIDADES

Visión estereo es un método para la recuperación de información de profundidad por triangulación de puntos correspondientes en dos imágenes de la misma escena tomadas desde perspectivas levemente diferentes. Uno de los modelos más aceptados de visión estereo es el propuesto por Grimson (4) en su estudio sobre el sistema visual humano. A través de un análisis de la geometría del modelo de visión no convergente, como el desarrollado por Gonzalez y Wintz (3), se demuestra que la diferencia translacional o disparidad entre puntos correspondientes contiene la información de profundidad que se desea encontrar. La sensación de profundidad puede ser percibida observando las imágenes con un estereoscopio. La fusión estereoscópica de las dos imágenes es realizada en el cerebro asociando puntos correspondientes en forma inmediata, sin embargo, cuando se desea que este trabajo lo realice la computadora, se requiere seguir una estrategia de exploración en búsqueda de disparidades. De acuerdo con el modelo de visión estereo no-convergente considerado, se espera encontrar

diferencias translacionales unicamente en sentido horizontal. Esto se realiza a través de operaciones de correlación entre ventanas con tamaño decreciente. En el primer paso, se realiza una partición de las imágenes en cuatro ventanas, realizando una operación de correlación cruzada entre los sectores correspondientes. Dado que se espera encontrar disparidades unicamente en sentido horizontal, la función de correlación definida en la ecuación 1 se reduce a:

$$\mathfrak{R}_{fr}(x) = \sum_{m=0, n=0}^{M-1, N-1} f(m, n)g(x + m, n) \quad [3]$$

Es decir, el rastreo entre ventanas se realiza deslizando una de las dos ventanas unicamente en sentido horizontal, donde M corresponde con la dimensión de la ventana. El pico de correlación corresponde con la disparidad entre ventanas y se guarda en el mapa de disparidades en todas las coordenadas correspondientes a ese sector. Una segunda partición en cuatro sub-ventanas es realizada en el segundo paso, repitiendo las operaciones de correlación entre ventanas correspondientes. El valor de la disparidad obtenida en esta segunda etapa es entonces acumulada en el mapa de disparidades en la posición de la sub-ventana correspondiente. Este proceso se repite hasta obtener los detalles mas finos. El cuadro mínimo de exploración con el cual se obtuvieron resultados satisfactorios fue de 4x4 pixels. En ese nivel se suspendió la búsqueda de disparidades.

ESTEREOGRAMAS DE PUNTOS ALEATORIOS

Una de las formas de evaluar modelos de visión estereo es el uso de estereogramas de puntos aleatorios (4). En este tipo de ejercicios, las imágenes estereo son construídas artificialmente con ayuda de la computadora. Se tiene inicialmente un cuadro formado por puntos distribuídos aleatoriamente. A continuación, se realizan corrimientos en la imagen, de acuerdo con la figura tridimensional que se desee simular. En la figura 3 se tiene un estereograma de puntos aleatorios con corrimientos que simulan una pirámide de tres capas vista por arriba. El lector interesado, puede ver que colocando una tarjeta en la punta de su nariz y relajando su vista hasta conseguir la fusión estereoscópica percibe la sensación de relieve.

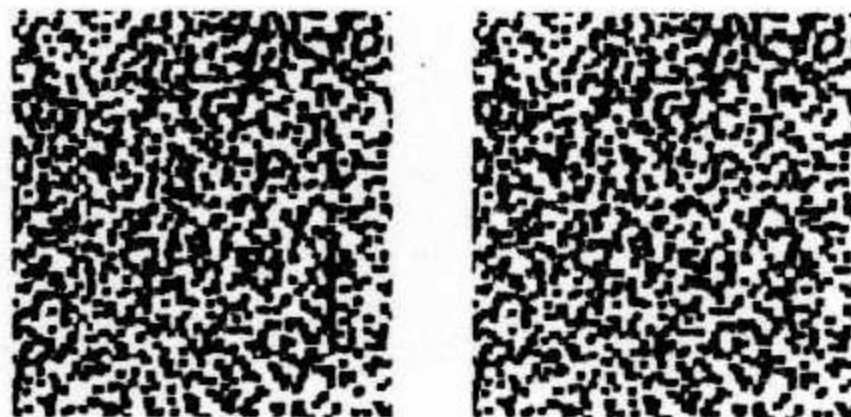


Figura 3. Estereograma de puntos aleatorios simulando una pirámide de tres capas.

El objetivo del algoritmo estereo es, en este caso, que sea capaz de recuperar en el lugar correcto las disparidades introducidas artificialmente, pudiéndose reconstruir la imagen de profundidad correspondiente a través de diferentes niveles de gris, cuya intensidad sea proporcional a la supuesta distancia entre el observador y los detalles del objeto.

INTERPOLACION

En el caso ideal, se quisiera obtener un mapa de disparidades completamente denso, sin embargo, de acuerdo con la descripción anterior, el mapa de disparidades estará compuesto por pequeños bloques del tamaño de la ventana mínima. En el algoritmo desarrollado para este trabajo, se utilizó una ventana mínima de 4x4 pixels.

Las imágenes de profundidad correspondientes a la topografía del fondo del globo ocular, tienen la característica de corresponder a superficies suaves, lo cual permite considerar el uso de algún esquema de interpolación que pueda ser aplicado a las imágenes de profundidad obtenidas con el algoritmo estereo descrito. Esta interpolación se realizó en el dominio de la frecuencia a través de un esquema de filtrado lineal. La función de transferencia del filtro está dada por la ecuación 4. En una comunicación previa hemos demostrado que esta función realiza una interpolación cúbica en dos dimensiones.

$$N(u,v) = \frac{I_o(u,v)}{I_i(u,v)} = \left[Sa\left(\frac{u\Delta}{2}\right) Sa\left(\frac{v\Delta}{2}\right) \right]^4 \quad [4]$$

donde $Sa(\alpha) = \frac{\text{sen}(\alpha)}{\alpha} \quad [5]$

RESULTADOS

El sistema fué probado inicialmente con estereogramas de puntos aleatorios. La tabla muestra los resultados obtenidos a través de experimentación con un conjunto de estereogramas generados con diferentes densidades de puntos. La tabla 1 señala una precisión promedio del 95 %. Esta figura es posible estimarla puesto que los estereogramas de puntos aleatorios son generados en la computadora y se tiene

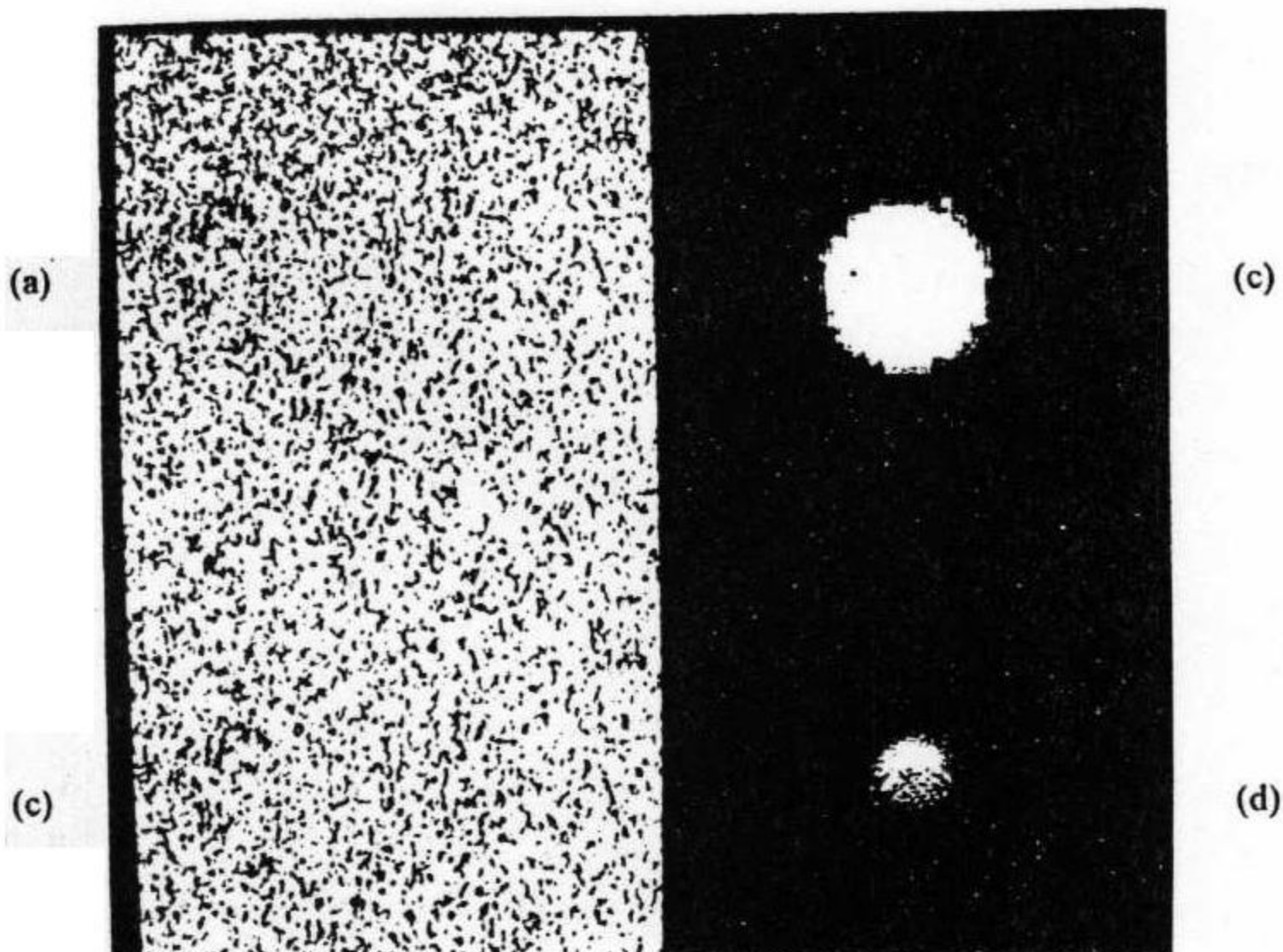


figura. 4 (a)(b) Estereograma de puntos aleatorios simulando una superficie semi-esférica convexa. (c) Imagen recuperada con información de profundidad en niveles de gris. (d) Visualización tri-dimensional de la imagen anterior.

información precisa del mapa de disparidades que debiera ser obtenido en el caso ideal. En la figura 4 se muestra el mapa de disparidades obtenido para una superficie convexa semi-esférica. En la figura 5 se muestra el resultado obtenido al aplicar una interpolación cúbica a una superficie semiesférica cóncava obtenida a través del algoritmo estereo. Esta superficie corresponde con la parte interna de una pelota utilizada como modelo de experimentación. Finalmente, la figura 6 muestra la visualización tridimensional de la topografía de la cabeza del nervio óptico a partir de imágenes estereo obtenida a través de la metodología descrita en este trabajo.

Tabla 1. Resultados obtenidos sobre estereogramas generados por computadora.

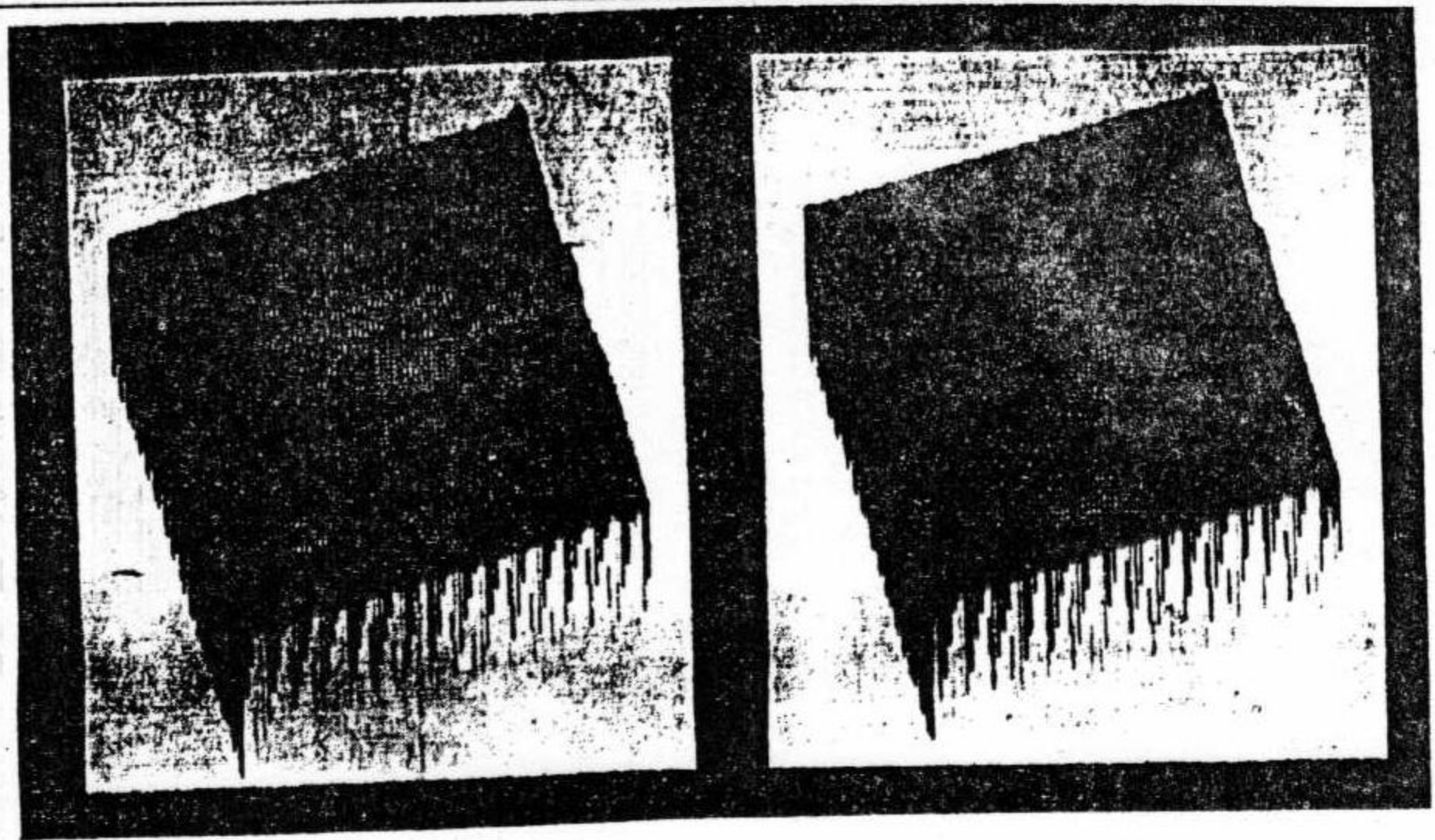
ESTEREOGRAMA:	Densidad:	% de blocks con el valor de disparidad correctamente recuperado.
Pirámide de dos niveles	40 %	96 %
	50 %	98 %
	60 %	98 %
Pirámide de tres niveles	40 %	94 %
	50 %	94 %
	60 %	97 %
Semiesfera	40 %	90 %
	50 %	92 %
	60 %	94 %
	promedio	95 %

CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó un sistema de procesamiento digital de imágenes para la obtención de imágenes de profundidad a partir del concepto de visión estereo, con aplicación a imágenes médicas. Específicamente, el sistema se realizó con el objetivo de obtener una visualización de la topografía tridimensional del fondo del globo ocular, como un auxiliar para el especialista en el diagnóstico y seguimiento de problemas relacionados con deformación en la cabeza del nervio óptico. El sistema fue evaluado por medio de estereogramas generados por computadora, y por medio de imágenes estereo de modelos de superficies cóncavas con resultados satisfactorios. Este sistema se encuentra actualmente en la etapa de prueba sobre un conjunto de imágenes reales, con el objeto de determinar grado de exactitud y reproducibilidad del método.

AGRADECIMIENTOS

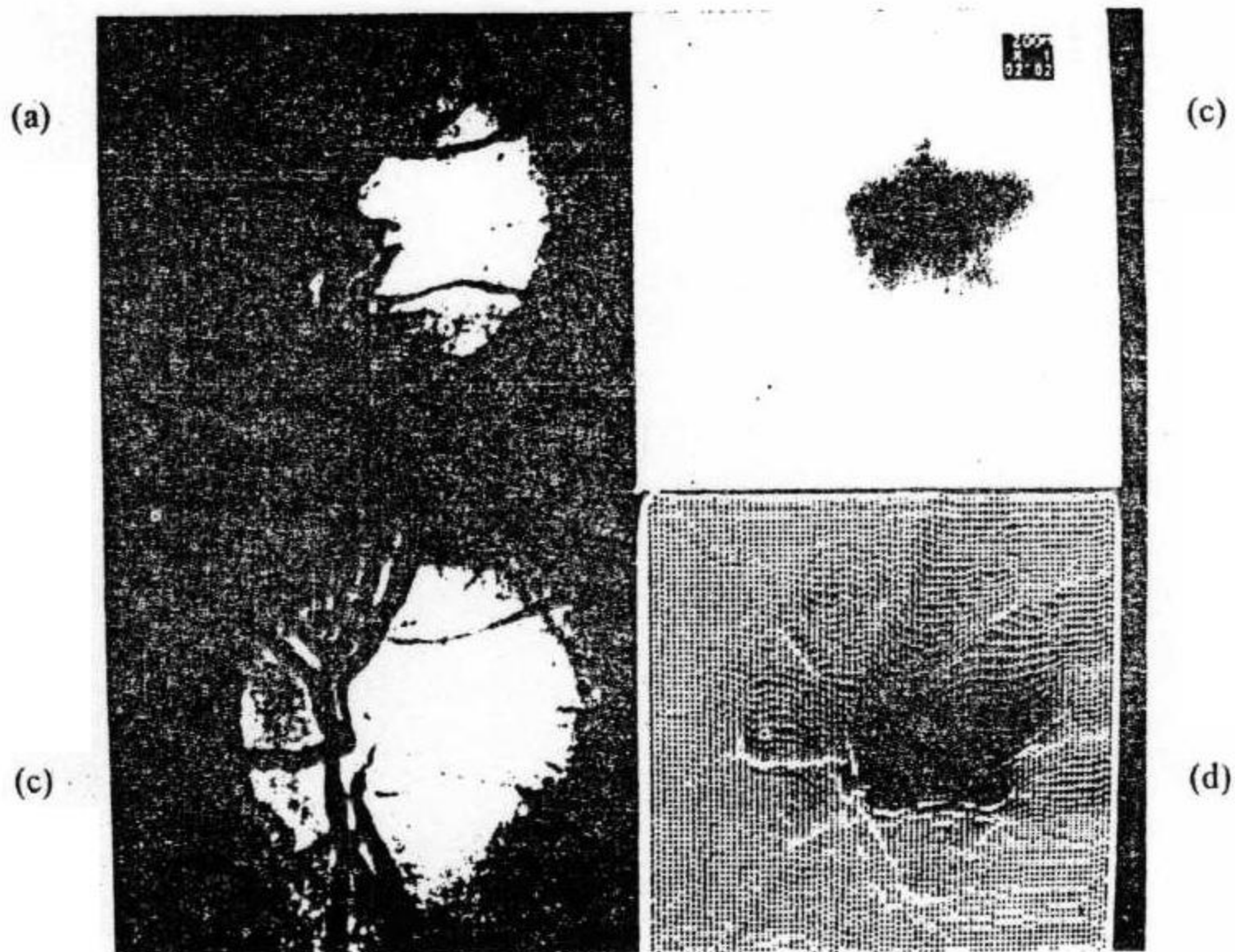
Parte de este trabajo fue realizado en el Laboratorio de Procesamiento de Imágenes y Visión por Computadora de Texas Tech University, U.S.A. Se agradece a la directora del laboratorio, Dra. Sunanda Mitra, todas las facilidades prestadas para la realización del proyecto. Las diapositivas estereo del nervio óptico, fueron facilitadas por el Dr. Jose Morales, director del area de glaucoma del departamento de Oftalmología, Escuela de Medicina, Texas Tech University, U.S.A.



(a)

(b)

Figura 5. Interpolación cúbica aplicada a una superficie semiesférica cóncava. (a) Imagen de profundidad obtenida a partir del algoritmo estereo. (b) Imagen suavizada por interpolación.



(a)

(c)

(b)

(d)

Figura 6. Visualización tridimensional de la cabeza del nervio óptico. (a)(b) Fotografías estereo digitalizadas. (c) Imagen de profundidad en niveles de gris. (d) Visualización tri-dimensional de la imagen anterior.

REFERENCIAS

1. Caprioli J., Klingbeil U., Sears M., and Pope B. Reproducibility of optic disc measurements with computerized analysis of stereoscopic video images. *Archive of Ophthalmology* 104: 318-327; 1986.
2. Dreher A.W., P.C. Tso, and R.N. Weinreb, "Reproducibility of topographic measurements of the normal and glaucomatous optic nerve head with the laser tomographic scanner", *American Journal of Ophthalmology* 111: 221-229; 1991.
3. González R.C. and Wintz P. "Digital Image Processing", Second Edition, Addison-Wesley Publishing Company, New York, 1987.
4. Grimson W.E.L. "From images to surfaces; a computational study of the human early visual system", (MIT) Press, Cambridge, Massachusetts, 1981.
5. Mikelberg F.S., Douglas G.R., Schulzer M., Cornsweet T.N., and Wijsman K. Reliability of optic disc topographic measurements recorded with a video ophthalmograph. *American Journal of Ophthalmology* 98: 98-102; 1984.
6. Pederson J.E., Anderson D.R. The mode of progressive disc cupping in ocular hypertension and glaucoma. *Arch Ophthalmology* 98:490; 1980.
7. Ramírez J.M., Báez López D. Interpolación de imágenes tipo B-splines cúbica en términos de filtrado lineal", memorias del III Congreso Internacional de Electrónica y Comunicaciones 1993. pags. 84-89, editado por M.C. Oscar Mohtero Hernández, Universidad de las Américas. Puebla, México, abril 1993.
8. Shields M.B. The future of computerized image analysis in the management of glaucoma. *American Journal of Ophthalmology* 108: 319-323; 1989.
9. Varma R., Douglas G.R., Steinman W.C., Wijsman K., Mawson D., and Spaeth D. A comparative evaluation of three methods of analyzing optic disc topography. *Ophthalmic Surgery* 20:11: 813-819; 1989.