

Dra. Rossana Bosco Bruno,<sup>1</sup>  
Dr. Antonio Eblen-Zajjur

## Procesamiento digital de bajo costo en imágenes ecográficas de patología hepática focal sólida y tiroidea nodular

### RESUMEN

**Introducción:** La interpretación de imágenes ecográficas de tiroides e hígado presenta particular dificultad por la superposición de estructuras y contaminación por artefactos. La red global digital ofrece programas de procesamiento de imágenes sin costo, dado el interés científico y académico.

**Objetivo:** Sistematizar el uso de un software capaz de procesar imágenes ecográficas para incrementar la cantidad de información presente en ellas y no detectable por inspección directa, a bajo costo.

**Metodología:** Se procesaron imágenes ecográficas de patología hepática focal sólida y tiroidea nodular, aplicando el software Image Tool 3.0 (IT), en un computador personal, usando una serie de algoritmos: filtraje lineal (realce de la imagen, detección de bordes), no lineal (mediana, dilatación, filtros direccionales), cálculo de diámetros y área bidimensional, así como la determinación de perfiles densimétricos, para incrementar la información diagnóstica obtenida de las imágenes.

**Resultados:** Las imágenes procesadas poseen calidad

diagnóstica superior a la original.

**Conclusión:** IT permite procesar digitalmente imágenes, con un análisis objetivo y rápido de lesiones con las ventajas del almacenamiento, acceso digital, cuantificación de áreas, tamaños y perfiles de densidad ecosonográficos.

**Palabras clave:** Ecosonografía, procesamiento de imágenes, densimetría, hígado, tiroides.

*continúa en la pág. 244*

<sup>1</sup> Del Departamento de Ciencias Fisiológicas, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Carabobo. P.O. Box 3798, El Trigal, Valencia, Venezuela.  
Copias (copies): Dra. Rossana Bosco Bruno E-mail: rbosco@uc.edu.ve

### Introducción

El análisis de las imágenes médicas es cada vez más importante, tanto para la práctica médica diaria como para la investigación.<sup>1</sup> Dicho análisis precisa la aplicación de ciertas técnicas, englobadas en la concepción genérica de procesamiento digital de imágenes (PDI),<sup>1-3</sup> que tiene el objetivo de mejorar la apariencia de la imagen, destacar algunos elementos que la conforman, resaltar aspectos de la información que ella contiene o atenuar detalles irrelevantes, de modo que se facilite su posterior análisis.<sup>3,4</sup>

En lo que respecta a la ecografía, ésta representa una de las subespecialidades imagenológicas de ma-

yor auge en los últimos tiempos.<sup>5,6</sup> La señal detectada corresponde a reflexiones de ecos que se producen debido a los cambios de impedancia acústica en las interfaces tisulares.<sup>7</sup>

Si bien la resolución geométrica de la ecografía es inferior a la de otras modalidades como la Tomografía Computarizada y la Resonancia Magnética Nuclear, su ventaja se fundamenta en la elevada velocidad de adquisición (15 a 30 imágenes por segundo), lo cual permite la exploración de órganos en movimiento y la naturaleza no ionizante del proceso.<sup>5-7</sup>

Convencionalmente, los equipos ecográficos comerciales de mayor distribución en el mercado ofrecen escasas posibilidades de procesamiento de la imagen,<sup>2,8-10</sup> esto se suma al hecho de que el explorador, a menudo, restringe su uso a la obtención de la imagen

## ABSTRACT

**Introduction:** The interpretation of thyroid and liver echographic imaging presents a particular objection, due to the superposition of structures and obstruction or contamination from devices. Digital global network offers imaging processing programs free of charge, given the scientifically academic interest.

**Purpose:** To systematize the use of the software echographic

imaging processing to increase the amount of information therein and non detectable by the direct and low cost inspection.

**Methodology:** Nodular thyroid and solid focal hepatic pathology echographic imaging were processed, applying the Image to 3.0 IT software, in a personal computer, using a series of algorithms. Linear filtration (reacting the image, detecting borders, non linear mean, dilation, directional filters), calculation of diameters and bi-dimensional areas, as well as determining densitometry profiles, to increase

diagnostic information obtained from images.

**Results:** The images processed have a superior diagnosis quality, compared to the original one.

**Conclusion:** It allows processing images digitally, with an objective and fast analysis of injuries with the following advantages: storing, digital access, areas quantification, echosonography for density profile.

**Key words:** Echosonography, imaging processing, densitometry, liver, thyroid.

misma y a las conclusiones que él pueda obtener de la inspección directa, en pantalla, de dicha representación anatómica.

En la actualidad están disponibles en la red digital de Internet una serie de programas PDI de uso genérico, producidos con interés académico y científico y ofrecidos sin costo monetario, entre ellos se encuentran Image Tool 3.0, TNImage, Image Analyzer, entre otros. Estos programas ofrecen una gran cantidad de alternativas PDI como filtros, reguladores de contraste, brillo, ecualización de tonos, algoritmos de perfilado y detección, así como conteo y medición de elementos, densimetría de tonos, cuantificación RGB por nombrar algunas posibilidades.

A menudo, tanto las lesiones hepáticas focales sólidas como las tiroideas nodulares pueden presentar dificultades en cuanto a su identificación y/o caracterización; esto puede ser debido a factores tales como superposición de estructuras, por ser una representación bidimensional de órganos tridimensionales, contaminación por ruido, o bien por similitud con otras patologías que exhiben características ecográficas semejantes.

Es por ello que este proyecto tiene por objetivo sistematizar el uso de un software capaz de procesar estas imágenes ecográficas a fin de incrementar la cantidad de información presente en ellas pero no detectable por la inspección directa.<sup>8-9</sup> Si a esta ventaja se añade que la misma pueda ser realizada a muy bajo costo, entonces se lograría incrementar la población beneficiada por el uso de un método con potencia,

sensibilidad y especificidad diagnóstica, especialmente en nuestro medio caracterizado por restricciones tecnológicas impuestas por los altos costos.

## Materiales y Métodos

Las imágenes fueron procesadas en un computador personal con un procesador Pentium IV, 2.8 GHz; RAM de 512 MB, presentadas en pantalla a través de un monitor de 17" y almacenadas en un disco duro de 80 Gb, 7200 rpm.

Se empleó el software Image Tool® (IT), versión 3.0, de dominio público, desarrollado por el Centro de Ciencias de la Salud de la Universidad de Texas, en San Antonio, Texas, USA, y disponible en la Internet;<sup>11</sup> el mismo funciona bajo un ambiente Windows 3.51, 95, 2000 o XP.

Imágenes ecográficas bidimensionales, de 8 bits y de 10 KB a 62 KB relativas a patología hepática focal sólida y tiroidea nodular, respectivamente, fueron seleccionadas para su procesamiento. Dichas imágenes se obtuvieron en la Internet,<sup>12,13</sup> en formato Joint Processor Group (JPG), uno de los formatos de compresión más difundidos para exportación de imágenes de ecografía clínica. Estas imágenes capturadas en su estado original se encuentran a color, aun cuando a la inspección directa el observador sólo aprecie tonos de gris.

Se ejecutaron algoritmos, secuencialmente y por etapas, a través del programa IT partiendo de imágenes ecográficas nativas siguiendo dos etapas: Una de preparación de imágenes seguida por el procesamiento propiamente dicho.

## Preparación de imágenes

Las imágenes originales, a color, se convirtieron a tonos de gris, condición necesaria para que IT pudiera aplicar otros algoritmos. Adicionalmente, esta conversión permite la determinación ulterior de los perfiles densitométricos, con lo cual se evalúa la homogeneidad de la imagen en un trazo sobre el área de interés.

## Procesamiento

Esta etapa se llevó a cabo para realzar el objeto de estudio en la imagen nativa. El procesamiento comprendió la aplicación de técnicas de realce a través de la modificación del brillo y contraste, aplicación de filtros y detección de bordes, para luego proceder a la suavización y eliminación de ruido.

Se estudiaron las formas u objetos que intervienen en la imagen aplicando técnicas de segmentación para dividir las partes constitutivas y por lo tanto ascender un nivel de abstracción respecto de la información original. Fue aquí donde se procesó la imagen para quedarse sólo con las partes de interés y realizar las cuantificaciones respectivas. Se calcularon con precisión medidas como área y longitudes de objetos con formas irregulares. Se aplicó el método geométrico de interpolación para lograr zoom o amplificación de un área en particular de la imagen. Este método, en conjunto con la segmentación, permitió obtener información que a simple vista no era evidente, además logró recuperar la geometría del objeto. El producto fue tratado con un filtro lineal de perfilado leve a fin de atenuar el ruido espacial generado en la frecuencia del área seleccionada y amplificada.

## Análisis

Fue la etapa en la que se representa la imagen de salida, agrupando resultados precedentes para realizar una interpretación final. Se hizo énfasis en las nuevas características ecográficas de la imagen que podían incrementar las posibilidades diagnósticas. La evaluación de los resultados se realizó mediante comparación ciega cualitativa por expertos entre la imagen original y la procesada, siendo codificada esta última como de calidad diagnóstica superior, similar o inferior con respecto a la primera.

## Resultados

Secuencia de procesamiento de una imagen ecográfica correspondiente a un angioma hepático.

La *figura 1* corresponde a un ecosonograma del lóbulo derecho hepático con una imagen nodular, de forma oval, ubicada en el seno del parénquima; hiperecótica, con ecos internos homogéneos, de márgenes bien definidos, con aparente reforzamiento acústico posterior. La imagen no cuenta con la información correspondiente a dimensiones del nódulo, a pesar de conte-



**Figura 1.** Ecografía transabdominal del lóbulo hepático derecho donde se aprecia un área nodular ovoidea, ecogénica, de bordes precisos.

ner el patrón punteado de calibración en su margen superior.

## Preparación de la imagen

Se procedió a la transformación de la imagen de color (*Figura 2a*) a tonos de gris de 8 bits (*Figura 2b*).

## Procesamiento

**a) Perfiles densimétricos.** Se definieron cuatro líneas horizontales que pasan por la imagen nodular (*Figura 3*). En esta propuesta la longitud de cada línea pasa por el nódulo e incluye parte del área perinodular, manteniendo constante las coordenadas en el eje de las abscisas. En el eje de las ordenadas se va incrementando la distancia entre las líneas en pasos de 12 píxeles (*Figura 3a*). Así se obtuvo la representación gráfica del perfil densitométrico de cada uno de los trazos (*Figura 3b*), los cuales orientaron con respecto al tipo de procesamiento que era necesario aplicar sobre el objeto de estudio. En el gráfico se infiere que las áreas de mayor ecogenicidad (correspondientes al

nódulo propiamente dicho) poseen perfiles densitométricos semejantes.

**b) Filtro mediana 3x3.** Es un procedimiento lineal, útil para reducir el ruido impulsivo presente en la imagen.

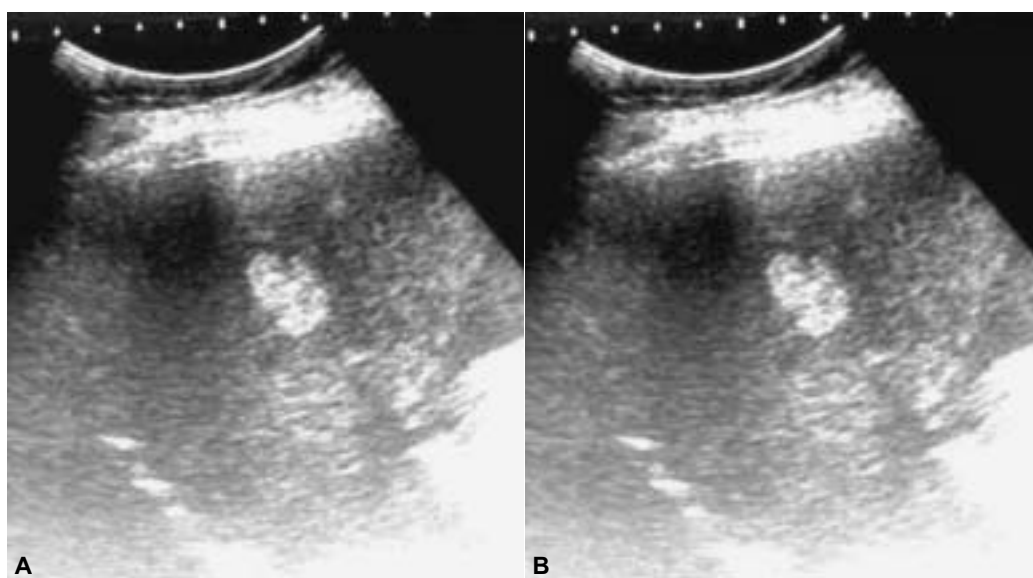
La calidad de la imagen resultante (*Figura 4b*) fue similar a la de la imagen previa (*Figura 4a*), mostrando una mayor difusión en las imágenes particulares.

**c) Realce de brillo y contraste.** La imagen posee un rango de intensidad reducido en comparación al rango disponible de grises, lo que determina un pobre contraste (*Figura 5a*). El reescalamiento de la intensidad de los píxeles mejoró el contraste. Por ello fue posible realzar visualmente la imagen, ajustando su brillo. Con este procedimiento se logró disminuir significa-

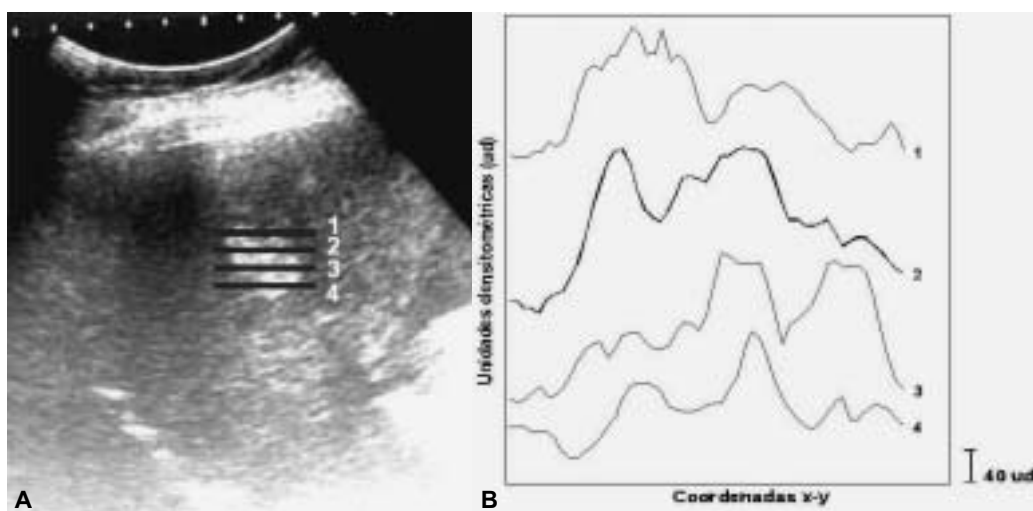
tivamente el área hipoeoica ubicada en el cuadrante superior derecho del lóbulo hepático (*Figura 5b*), que no había sufrido modificación con el filtro de mediana; así como también se realizó el área correspondiente al reforzamiento acústico posterior, generada por la presencia del nódulo. La imagen resultante exhibió características diagnósticas superiores a la imagen predecesora.

**d) Detector de bordes.** La información de bordes es utilizada inicialmente para separar regiones, las propiedades espaciales y espectrales sirven para unir áreas con la misma textura, siendo éste el paso previo para la binarización de la imagen.

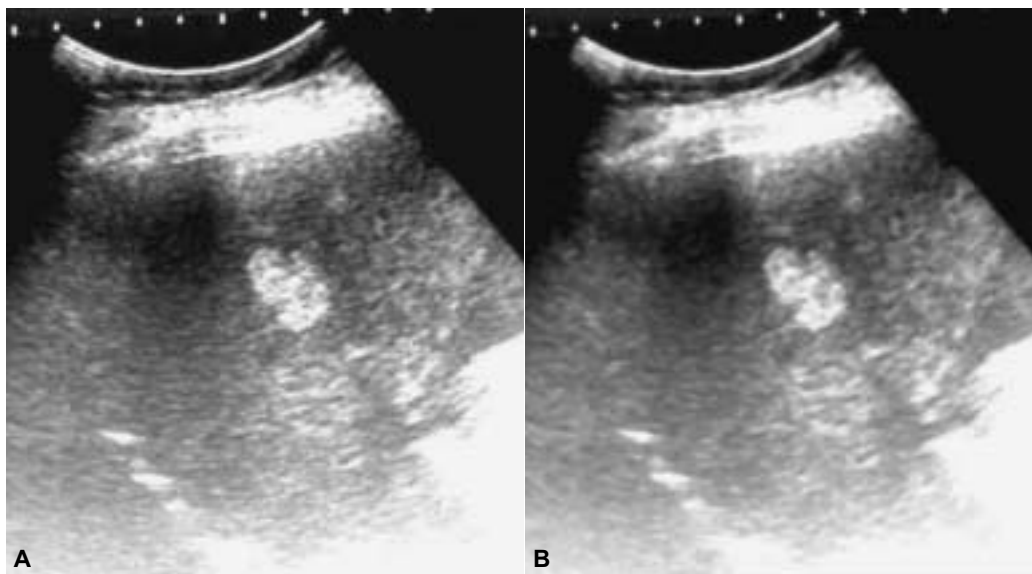
Este algoritmo se aplicó sobre la *Figura 6a*; el mismo no aportó avances desde el punto de



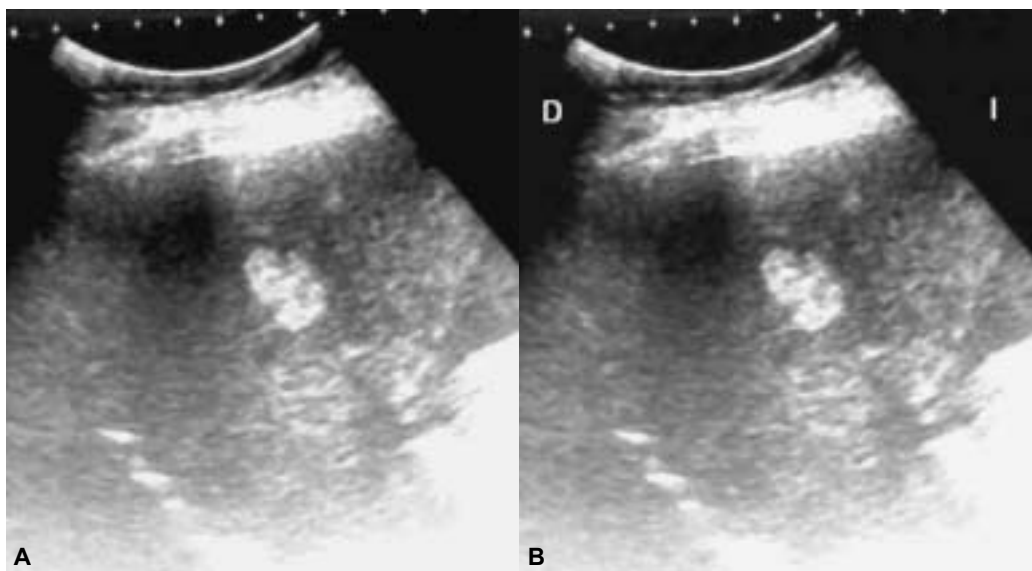
**Figura 2.** Ecografía del lóbulo hepático derecho. **A)** a color. **B)** luego de la transformación a tonos de gris.



**Figura 3.** Ecografía hepática del lóbulo derecho. Se muestra la selección y ubicación de las líneas sobre la imagen nodular para la determinación de los perfiles densitométricos. **(A)** Perfil densitométrico de los planos de selección (1, 2, 3, 4) a través del nódulo hepático **(B)**.



**Figura 4. A)** Ecografía hepática del lóbulo derecho previa transformación con el filtro mediana 3x3. **B)** Imagen resultante de la aplicación del filtro mediana 3x3. Se puede apreciar la reducción del ruido impulsivo en la globalidad de la imagen.



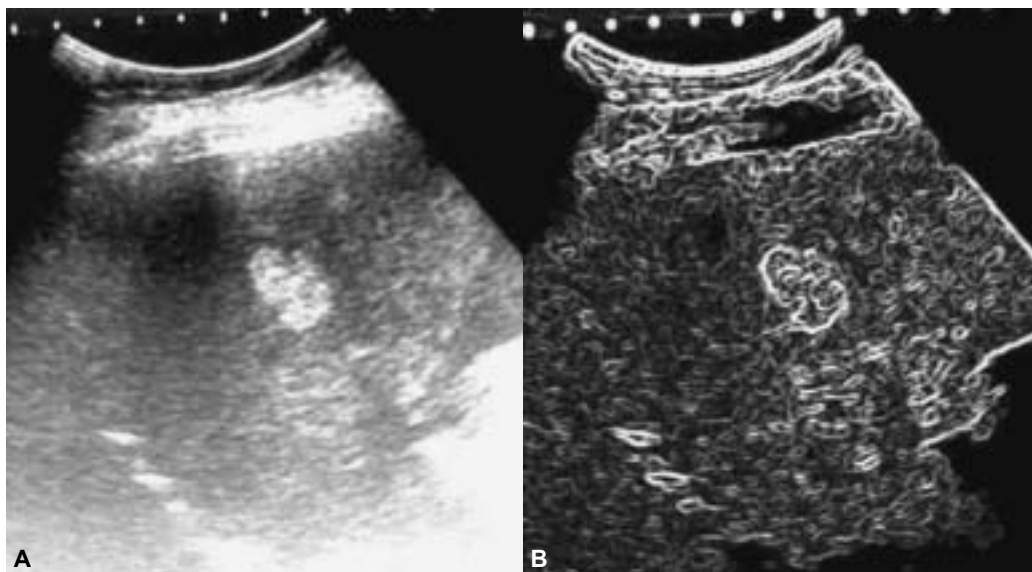
**Figura 5. A)** Ecografía hepática del lóbulo derecho previa al realce del brillo y el contraste. **B)** Realce de brillo y contraste; se evidencia la reducción significativa del área hipoeoica ubicada en el cuadrante superior derecho del lóbulo.

vista de la calidad diagnóstica de la imagen resultante, pero sí permitió la demarcación de la lesión y su medición precisa (*Figura 6b*), así como la realización del procesamiento ulterior.

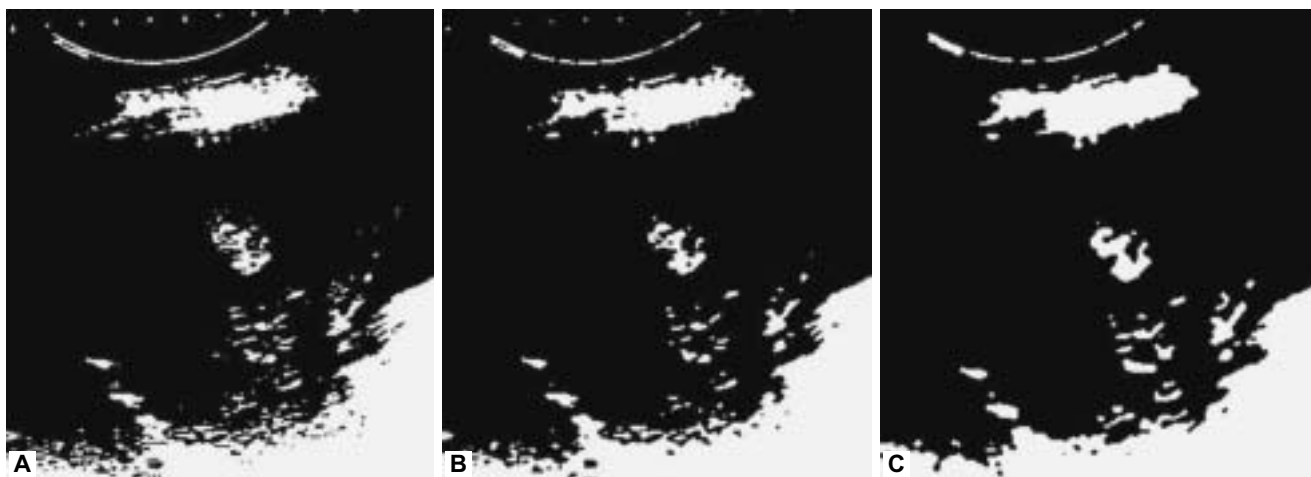
**e) Segmentación por dilatación o crecimiento de regiones.** Es de interés médico describir las dimensiones, así como el área que ocupa la lesión. Se procedió a la binarización manual de la imagen (*Figura 7a*); seguidamente se suavizó a través del filtro de mediana 3x3 (*Figura 7b*) y se realizó la segmentación de la misma por dilatación (*Figura 7c*). Una vez efectuados estos pasos, la determinación de los parámetros relativos a dimensiones y área se facilitó, puesto que la imagen de interés sobresalía del resto de la lámina.

Usando la capacidad de medición de IT se logró la cuantificación imagenológica de la lesión, obteniendo además la información correspondiente a niveles de gris que integran el objeto de estudio, según se muestra en el *cuadro 1*. Se pudieron precisar también otros parámetros, tales como perímetro de la lesión, 113,3 píxeles y área, 742 píxeles.<sup>2</sup> Con el objeto de complementar la información de relevancia clínica, se realizó el cálculo de los diámetros y área del objeto, en milímetros, tomando como referencia el marco calibrador ubicado en el margen superior de la imagen: Diámetros: 22.6 x 14.7mm; área: 32.2 mm<sup>2</sup>.

**f) Zoom interpolado.** Se seleccionó el área correspondiente al nódulo hepático (*Figura 8a*) y



**Figura 6.** Ecografía hepática del lóbulo derecho. **A)** Previa a la aplicación del detector de bordes. **B)** Imagen resultante de la aplicación del detector de bordes. Se puede apreciar con nitidez la demarcación de la lesión nodular, así como la extensión del reforzamiento acústico posterior que ella genera.



**Figura 7.** **A)** Imagen correspondiente a una ecografía del lóbulo hepático derecho posterior a la binarización. **B)** Tratamiento con el filtro de mediana 3x3 buscando el suavizamiento de la imagen y disminución del ruido. **C)** Segmentación por dilatación, lo que permitió delimitar con precisión el área a ser medida.

**Cuadro I.** Longitud medida de acuerdo con los diámetros longitudinal y transversal, promedio de niveles de gris (PNG), desviación estándar (DE) y valores mínimo (Mín) y máximo (Max) de tonos de grises involucrados en la imagen nodular hepática de la *figura 7c*.

Diámetro	Longitud (píxeles)	PNG	DE	Min	Max
Longitudinal	41.11	181	117	0	255
Transverso	26.91	115	130	0	255

sobre ella se aplicó una ampliación por interpolación 2:1 (*Figura 8b*) para lograr un acercamiento virtual al mismo. Sin embargo, las ampliificaciones moderadas y extremas empeoran

la definición de la imagen. Sobre la imagen ampliada se aplicó posteriormente un filtro de perfilado leve (*Figura 8c*) para disminuir el ruido espacial.

**g) Filtro direccional “Sombra izquierda”.** Permitted llevar a cabo un ensanchamiento de bordes en dirección a la izquierda sin afectar las demás direcciones de la imagen original (*Figura 9a*). En la figura resultante (*Figura 9b*) se puede apreciar el relieve que adquiere el objeto nodular, así como también el reforzamiento acústico posterior que él genera. La calidad de la misma es superior en cuanto a información diagnóstica en comparación con la imagen previa.



## Análisis

El procesamiento digital permitió realzar ciertos hallazgos ecográficos relativos a la lesión, los cuales describen, en efecto, una imagen hiperecoica, oval, de 22.6 x 14.7mm; bordes bien definidos, reforzamiento acústico posterior marcado, sin modificaciones del parénquima hepático perinodular.

## Secuencia de procesamiento de una imagen ecográfica correspondiente a un nódulo tiroideo

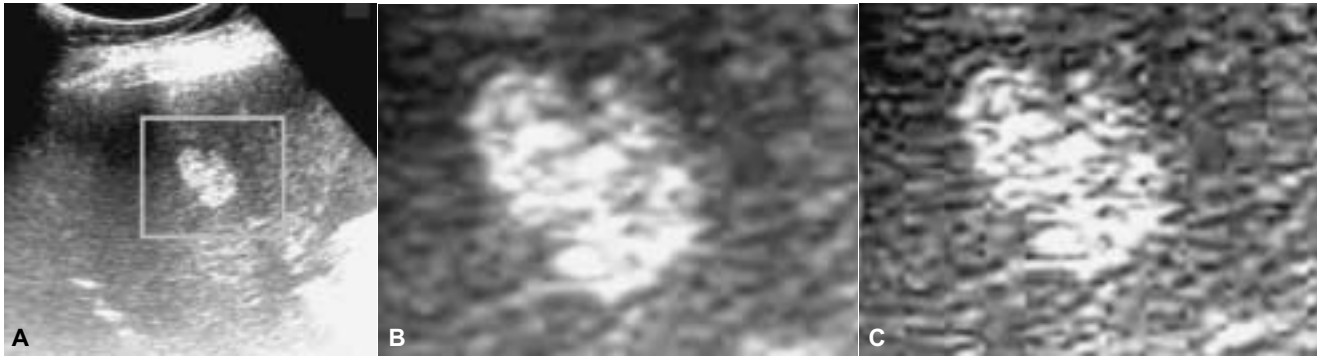
La *figura 10a* corresponde a un ecosonograma de un lóbulo tiroideo que muestra en su seno una imagen hipoeoica, heterogénea, oval, de bordes imprecisos, cuyas dimensiones se desconocen.

## Preparación de la imagen

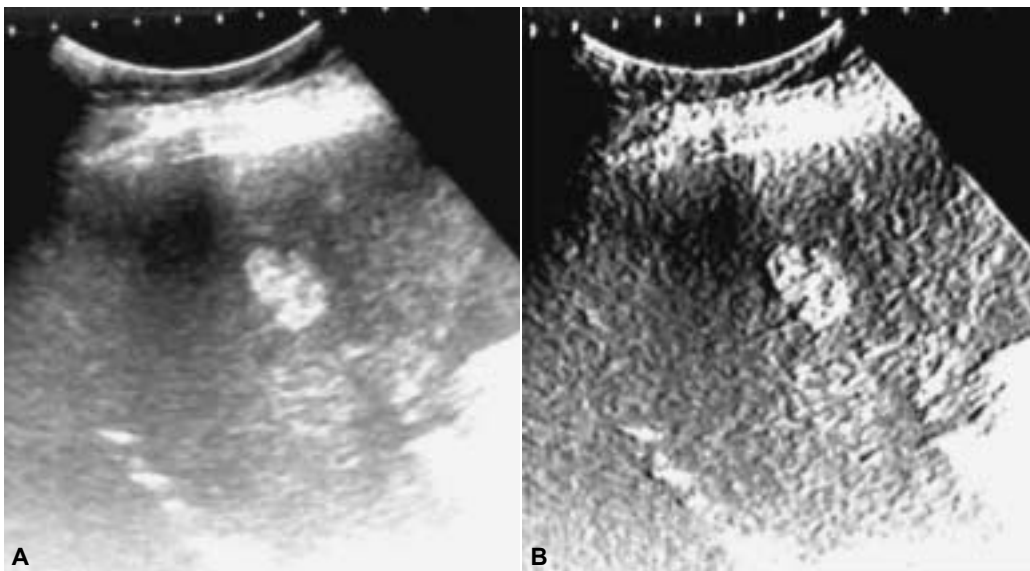
Se efectuó la transformación de la imagen entrante (*Figura 10a*) a tonos de gris de 8 bits (*Figura 10b*).

## Procesamiento

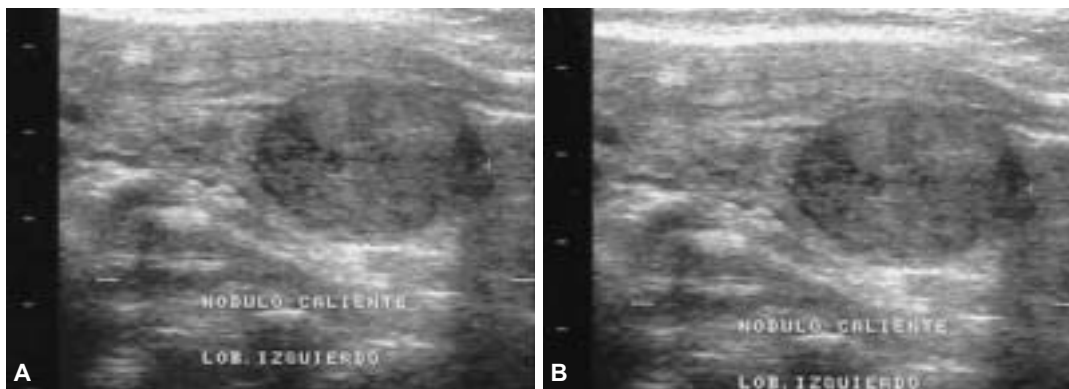
1. **Perfiles densimétricos.** Previa definición de cuatro líneas dispuestas en sentido horizontal que incluyen la imagen nodular (*Figura 11a*), se obtuvo los valores numéricos correspondientes a densidad óptica del nódulo, los cuales mostraron unidades densitométricas heterogéneas según se muestra la *figura 11b*.
2. **Realce de brillo y contraste.** Trabajando sobre la *figura 12a*, se logró la acentuación cualitativa del área nodular, con respecto al parénquima que lo circunda (*Figura 12b*).
3. **Filtro pasa bajo 3x3.** Aplicado sobre la *figura 13a*, atenuó la información de alta frecuencia, homogeneizando la imagen. La imagen resultante es de calidad diagnóstica superior (*Figura 13b*).
4. **Filtro "Sharpen a little" o de perfilado leve.** Añadió nitidez a la imagen (*Figura 14a*), facilitando el cálculo de los dimensiones del nódulo (*Figura 14b*), así



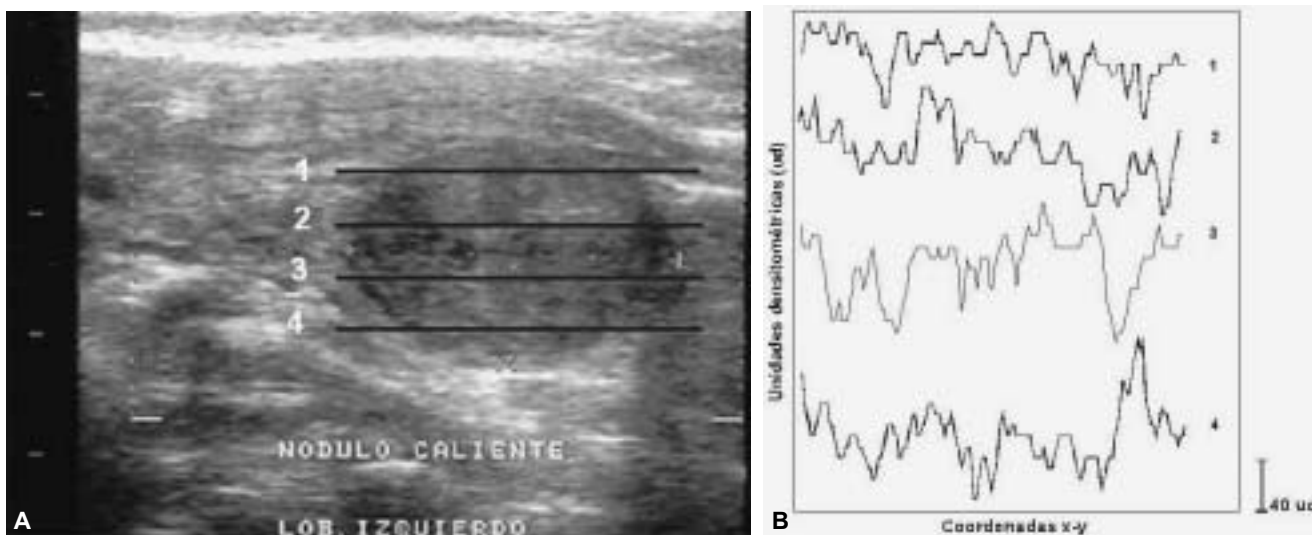
**Figura 8.** Ecografía del lóbulo hepático derecho. **A)** Área de selección cuadrangular que incluye el nódulo hepático. **B)** Zoom de acercamiento; nótese la amplificación que adquiere el objeto previamente seleccionado. Esta interpolación ha causado un incremento del ruido espacial que debió ser tratado con el filtro "sharpen a little" (**C**).



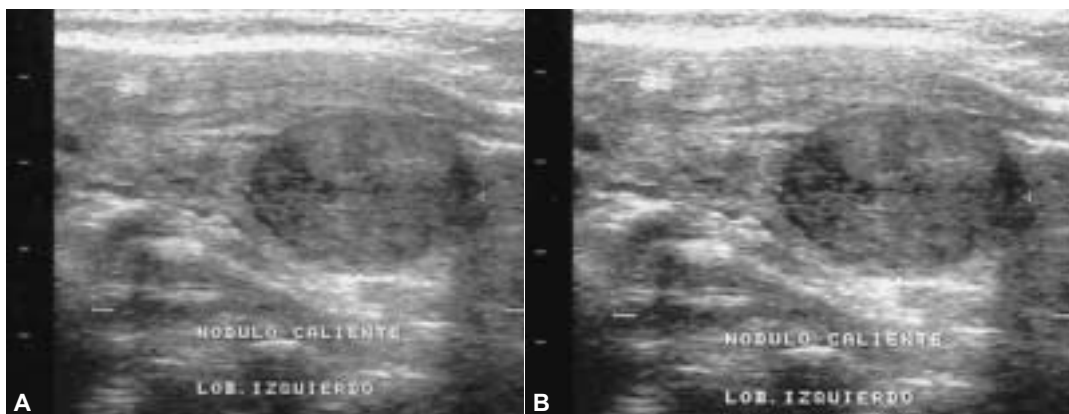
**Figura 9.** **A)** Ecografía hepática del lóbulo derecho previa al tratamiento con el filtro morfológico "Sombra Izquierda". **B)** Imagen resultante de la aplicación del filtro "Sombra izquierda". Nótese cómo la imagen adquiere profundidad por realce de su relieve.



**Figura 10.** Ecografía de un lóbulo tiroideo que muestra una imagen nodular, hipoeoica, heterogénea, a color **(A)**. **B)** Posterior a su transformación en tonos de gris.



**Figura 11.** Ecografía tiroidea. **A)** Selección y ubicación de las líneas horizontales sobre la imagen nodular para la determinación de los perfiles densitométricos. **B)** Variaciones del perfil densitométrico de las líneas horizontales seleccionadas (1, 2, 3, 4) sobre el nódulo.

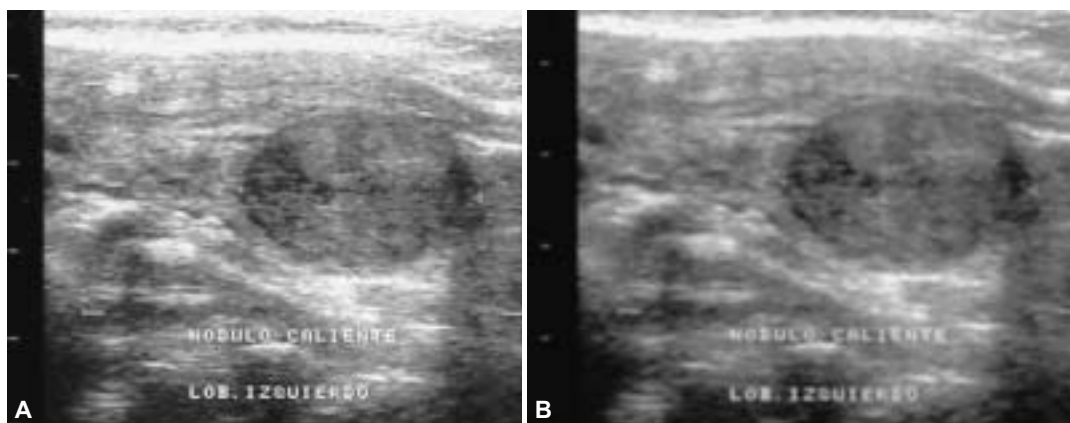


**Figura 12.** Ecografía del tiroides. **A)** Previa modificación del brillo y contraste. **B)** Posterior al realce de brillo y contraste. Se puede apreciar la acentuación de los tonos de gris del área nodular.

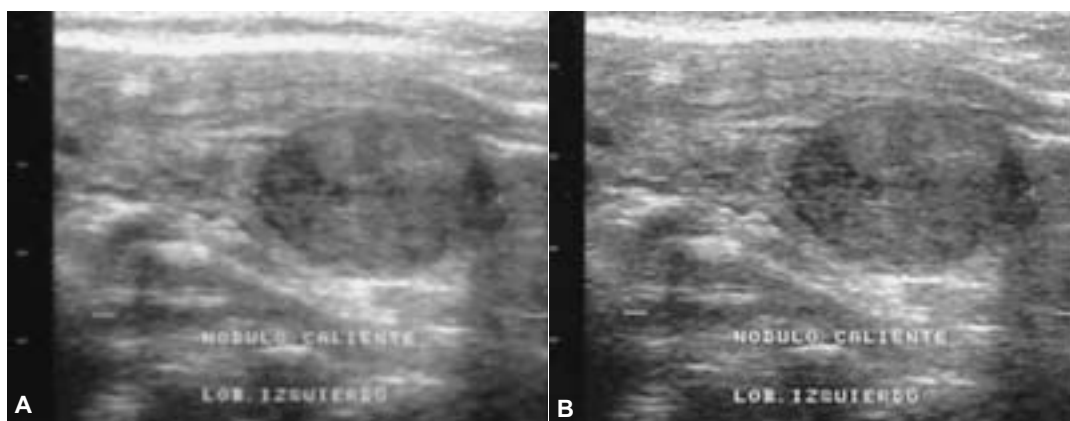
como de los niveles de gris involucrados en el mismo, según se muestra en el *cuadro II*. El perímetro de la lesión fue de 423.82 píxeles y el área de 11,800 píxeles.<sup>2</sup> Utilizando los marcos calibradores puntea-

dos situados en los márgenes laterales de la imagen, se calculó el valor de los diámetros y área bidimensional del nódulo, en unidades de longitud y superficie: Diámetros: 37.6 x 5.52mm; área: 159.8 mm<sup>2</sup>





**Figura 13.** Ecografía tiroidea. **A)** Previa aplicación del filtro pasa bajo 3x3. **B)** Imagen resultante, suavizada.



**Figura 14.** Ecografía tiroidea. **A)** Previo al tratamiento con el filtro "Sharpen a little". **B)** El algoritmo aplicado añadió nitidez a la lesión nodular.

**Cuadro II.** Diámetros, promedio de los niveles de gris (PNG), desviación estándar (DE), valores mínimo (Mín) y máximo (Máx) de tonos de grises correspondientes al nódulo tiroideo de la *figura 14b*.

Diámetro	Longitud (píxeles)	PNG	DE	Mín	Max
Transverso	148.08	62	21	19	123
Longitudinal	99.50	88	19	33	165

**5. Zoom interpolado.** Al igual que en el caso del nódulo hepático, se seleccionó el área correspondiente al nódulo tiroideo (*Figura 15a*) y se amplió digitalmente con un acercamiento interpolado 2:1. La *figura 15b* es el resultado de la amplificación de píxeles pero, sin menoscabo de su calidad y nitidez.

**6. Filtro direccional "Sombra izquierda".** Aplicando este filtro sobre la *figura 16a*, se logró imprimir relieve a la imagen ecográfica (*Figura 16b*), acentuando el área nodular y haciéndola superior desde el punto de vista diagnóstico.

## Análisis

La *figura 16b* muestra una imagen nodular, oval, de 37.6 x 55.2 mm; hipoeoica, homogénea, de bordes bien

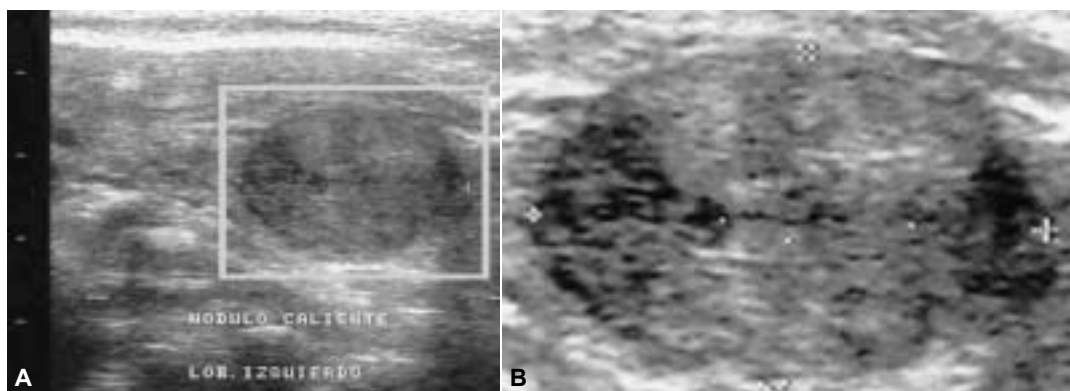
delimitados, con halo sonoluciente periférico incompleto y discreto reforzamiento acústico posterior.

## Discusión

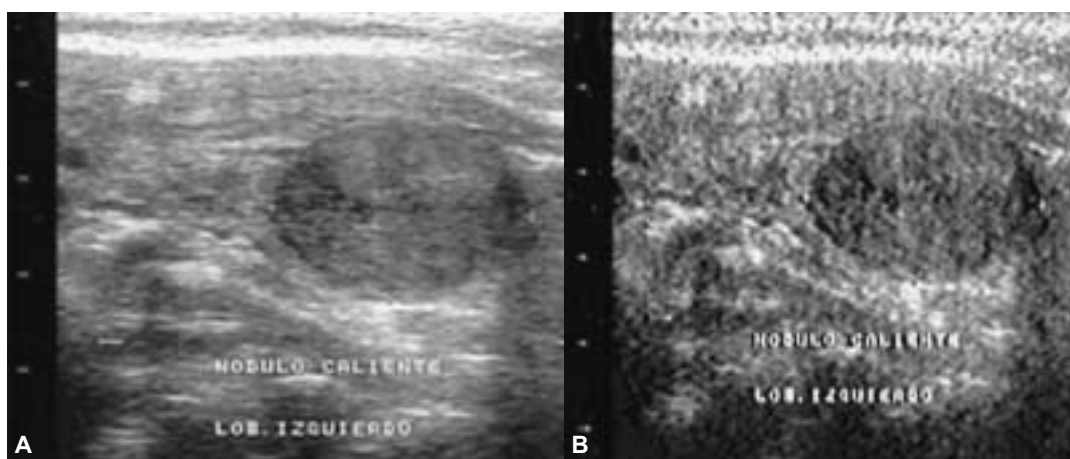
La evolución de la tecnología de imagen digital afecta de manera importante las actividades médicas, especialmente a los servicios de diagnóstico.<sup>2,9</sup> La digitalización de la imagen médica procedente de la ecografía ha sustituido a las clásicas placas de emulsión fotográfica.<sup>3</sup> El procedimiento digital presenta múltiples ventajas en relación con la tradicional, pues además de poder imprimir la imagen, permite procesarla para mejorar su calidad, conservarla sin pérdidas indefinidamente, distribuirla de forma rápida y eficaz, así como recuperarla con rapidez en cualquier momento y enviarla a distancia.<sup>14,15</sup>

Son variados los algoritmos que se pueden aplicar sobre una imagen, su selección dependerá de las necesidades del usuario; unos de los más empleados son las técnicas de realce de contraste que, mejoran la calidad de las imágenes en general, pero bajo los criterios subjetivos de quien realiza la manipulación.<sup>4,14-17</sup>

Es necesario acotar que, la secuencia de procesamiento debe ser individualizada para cada tipo de imagen,<sup>18,19</sup> como lo demuestran las secuencias aplicadas



**Figura 15. A)** Eco-grafía tiroidea que muestra un área de selección cuadrangular. **B)** Zoom de acercamiento interpolado que permitió la amplificación del nódulo tiroideo sin mayor incremento del ruido espacial.



**Figura 16. A)** Eco-grafía tiroidea previa a la aplicación del filtro "Sombra izquierda". **B)** El resultado de la aplicación del filtro sumó profundidad a la imagen nodular a expensas de la demarcación de su relieve.

en las imágenes tratadas en este estudio y a criterio del especialista. Además, independientemente de la secuencia elegida, ella no revelará nunca una información nueva que no esté contenida en la imagen. El PDI solamente presentará la misma información existente en los datos brutos, pero de una forma más clara para el usuario.<sup>20,21</sup>

## Conclusiones

La incorporación del software IT al tratamiento de imágenes ecográficas, viene dada por las múltiples posibilidades de manipulación que nos ofrece: Modificación del brillo y contraste, filtrado, segmentación, duplicación de la imagen, amplificación, cuantificación de las dimensiones de sus objetos y además su almacenaje y/o transmisión de un computador a otro en breves segundos y a un bajo costo.

Se logró la ejecución de una serie de técnicas PDI que comprenden operaciones, cuyo resultado final es una imagen que, conservando la información inicial de fondo, ha incrementado su valor resultante, en función de las nuevas características ecográficas que exhibe.

Para lograr el realce de la imagen, se precisó ejecutar algoritmos que conllevaron al suavizamiento de la misma y la modificación del brillo y contraste, principal-

mente, en función de los rangos de niveles de gris de la lámina de entrada determinados según su perfil densitométrico. Esto ofrece como resultado una imagen mucho más contrastada.

La aplicación de los filtros comprendió el uso de operaciones de matrices alrededor del píxel tratado, a fin de resaltar o minimizar aspectos de la imagen e inclusive, reducir efectos de ruido. El uso de algunas máscaras predefinidas para la aplicación de cada tipo de filtro aplicado acorta el tiempo de elección de éste.

El PDI persigue básicamente incrementar la capacidad diagnóstica con una calidad de imagen constante y a muy bajo costo. Tiene la ventaja de estar disponible como software de libre acceso, que fácilmente puede ser incorporado a las rutinas de procesamiento de imágenes obtenidas a partir de cualquier equipo comercial, ya que éste, por sí sólo, no es capaz de ejecutar todas las técnicas y algoritmos de procesamiento descritos, lo que beneficia ampliamente al paciente estudiado.

## Agradecimiento

Este trabajo fue financiado por el Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico de la Universidad de Carabobo, Venezuela (CDCH-UC 490-2004).

## Referencias

1. LaBerge JM, Andriole KP. Digital image processing: a primer for JVIR authors and readers: Part 1. The fundamentals. *J Vasc Interv Radiol* 2003; 14: 1223-30.
2. Kim Y, Kim JH, Basoglu C, Winter TC. Programmable ultrasound imaging using multimedia technologies: A next-generation ultrasound machine. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 1997; 1: 19-29.
3. Halazonetis DJ, Abelson MN. Digital image processing: How to retouch your clinical photographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 118: 469-75.
4. LaBerge JM, Andriole KP. Digital image processing: A primer for JVIR authors and readers: Part 3. Digital image editing. *J Vasc Interv Radiol* 2003; 14: 1481-7.
5. Santin G. *Vademecum radiológico*. México, D.F.: McGraw-Hill Interamericana; 2001, p. 53-6.
6. Krebs C, Giyanani V, Eisenberg R. *Ultrasound atlas of disease processes*. New Jersey, USA: Appleton and Lange; 1993. p. 1-6, 29.
7. Rumack C, Wilson S, Charboneau W. *Diagnostic ultrasound*. 2nd Ed. St. Louis, USA: Mosby Year Book; 1998, p. 6-17.
8. Ermert H. *Diagnostic ultrasound*. Biomed Tech (Berl) 2003; 48: 114-5.
9. Hansen CL. Digital image processing for clinicians. Part I. Basics of image formation. *J Nucl Cardiol* 2002; 9: 343-9.
10. LaBerge JM, Andriole KP. Digital image processing: a primer for JVIR authors and readers. Part 2. Digital image acquisition. *J Vasc Interv Radiol* 2003; 14: 1365-72.
11. Brent S. UTHSCSA Image Tool. Versión 3.0 (2002). Disponible en: <ftp://maxra6.uthscsa.edu>
12. Casares S. Lesiones hepáticas. LOES hiperecoicas (2002). Disponible en: [www.medspain.com/curso\\_eco/leccion\\_17\\_eco.htm](http://www.medspain.com/curso_eco/leccion_17_eco.htm)
13. Velasco E. Ecografía tiroidea convencional y Doppler color. Ecografía tiroidea: Ecogenicidad. Disponible en: [www.tiroides2000.org/tiroidea.htm](http://www.tiroides2000.org/tiroidea.htm)
14. Gehlbach SM, Alvarez RE. Digital ultrasound imaging techniques using vector sampling and raster line reconstruction. *Ultrason Imaging* 1981; 3: 83-107.
15. Hansen CL. Digital image processing for clinicians. Part II. Filtering. *J Nucl Cardiol* 2002; 9: 429-37.
16. Lim J. *Two-dimensional signal and image processing*. New Jersey, USA: Prentice-Hall International Editions; 1990, p. 495-7.
17. Pavlidis T. *Algorithms for graphics and image processing*. New York, NY: Springer-verlag; 1982, p. 118-30.
18. Balter S. Digital images. *Catheter Cardiovasc Interv* 1999; 46: 487-96.
19. Sader R, Zeilhofer HF, Deppe H, Horch HH, Nuber B, Hornung B. New possibilities in computer-assisted image processing for ultrasound diagnosis in mouth-jaw-facial surgery. *Bildgebung* 1995; 62: 38-43.
20. Lehmann TM, Meinzer HP, Tolxdorff T. Advances in biomedical image analysis-past, present and future challenges. *Methods Inf Med* 2004; 43: 308-14.
21. van der Steen AF, Thijssen JM, van der Laak JA, Ebben GP, de Wilde PC. Correlation of histology and acoustic parameters of liver tissue on a microscopic scale. *Ultrasound Med Biol* 1994; 20: 177-86.