

PROGRAMATICA DEL SISTEMA CIUNAM-INC PARA EL PROCESAMIENTO DE IMAGENES RADIOLOGICAS

Takahashi Ortiz J.E.*

Mondragón Solís J.L.*

García Moreira C.*

Corkidi Blanco G.**

García Mora J.C.**

*Div. Informática - Inst. Nac. Cardiol. "Ignacio Chávez"

**C. Instrumentos - U.N.A.M.

RESUMEN

En base al módulo de digitalización y despliegue de imágenes de video desarrollado conjuntamente por el CI-UNAM y el INC, se está desarrollando un paquete de programas para el proceso de las imágenes, de cuyo estado actual se informa en este trabajo.

En cumplimiento de un convenio suscrito entre el Centro de Instrumentos de la Universidad Nacional Autónoma de México, y el Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez" [1], se trabaja en el desarrollo de un sistema básico de procesamiento de imágenes radiológicas. Dicho sistema tiene por componente físico un módulo de digitalización y despliegue de imágenes a velocidades de video, cuyas características se describen en esta revista [2].

La capacidad de adquirir imágenes através de una cámara de video / almacenarlas en formato digital, permite su procesamiento mediante el uso de computadoras de propósito general y circuitos dedicados de propósito específico. Desde 1920 [3], imágenes transmitidas entre Europa y América mediante el sistema Bartlane han sido procesadas digitalmente. Las aplicaciones militares en aerofotografía, percepción remota y RADAR, así como la investigación espacial [4-5], han impulsado el desarrollo de algoritmos y circuitos electrónicos dedicados, disponibles actualmente para su uso en otros campos de la ciencia.

- En el campo de la Medicina, las primeras publicaciones relacionadas con el manejo digital de imágenes radiológicas datan de finales de los sesentas [6-9]. En la actualidad ya existen varios equipos comerciales desarrollados para este fin. Sin embargo la mayoría están diseñados para usarse solamente con los sistemas de radiología del mismo fabricante, de modo que su adaptación a los ya disponibles se hace muy difícil, cuando no imposible. También incluyen poderosos sistemas de computo cuya justificación se relaciona con la velocidad de ejecución, y el manejo y almacenamiento de los archivos de imágenes, más que con el proceso en sí mismo. Considerando que el número de cálculos es alto: la transformación mas simple de una imagen de 512 x 512 puntos requiere algo más de 262 mil operaciones, es necesario contar con equipo de cómputo veloz. Hasta hace unos años, la alternativa era usar minicomputadoras, sin embargo el desarrollo de dispositivos electrónicos de alto grado de integración y bajo costo hace posible disponer de computadoras más pequeñas (microcomputadoras), con capacidades de procesamiento y memoria comparables y a precios más accesibles.

Además la gran diversidad de casos clínicos encontrados en radiología implica el uso de varios paquetes de programación cuyos costos son elevados, y que en muchos casos incluyen procedimientos que nunca se usan. Aunado a esto se encuentra la gran dinámica del campo, ya que con mucha frecuencia se proponen nuevos algoritmos y se reportan resultados de recientes aplicaciones cuya implementación resulta de gran valor [10-11]. Es deseable entonces, tener la capacidad de desarrollar rutinas de procesamiento de acuerdo a los requerimientos de cada situación. Paradójicamente el diseño de los sistemas comerciales establece un entorno de programación muy restringido, que impide el aprovechamiento óptimo de las facilidades de los equipos de computo que incluyen.

Ante estas alternativas se planteó el desarrollo de un sistema de procesamiento de imágenes de propósito general, que permita el diseño, implementación y depuración de algoritmos en un ambiente de programación cómodo, y en el cual sea posible una fuerte interacción entre el usuario y el propio sistema.

DISEÑO

DESCRIPCION GENERAL: La programación del sistema de procesamiento de imágenes "CIUNAM-INC" ha sido desarrollada en microcomputadoras personales tipo "IBM PC", usando lenguaje Pascal para crear el entorno de programación y la mayoría de las rutinas de aplicación. Conceptualmente se distinguen cinco grupos de procedimientos, estos son: De comunicación, de manejo del sistema, de captura, de despliegue y de procesamiento.

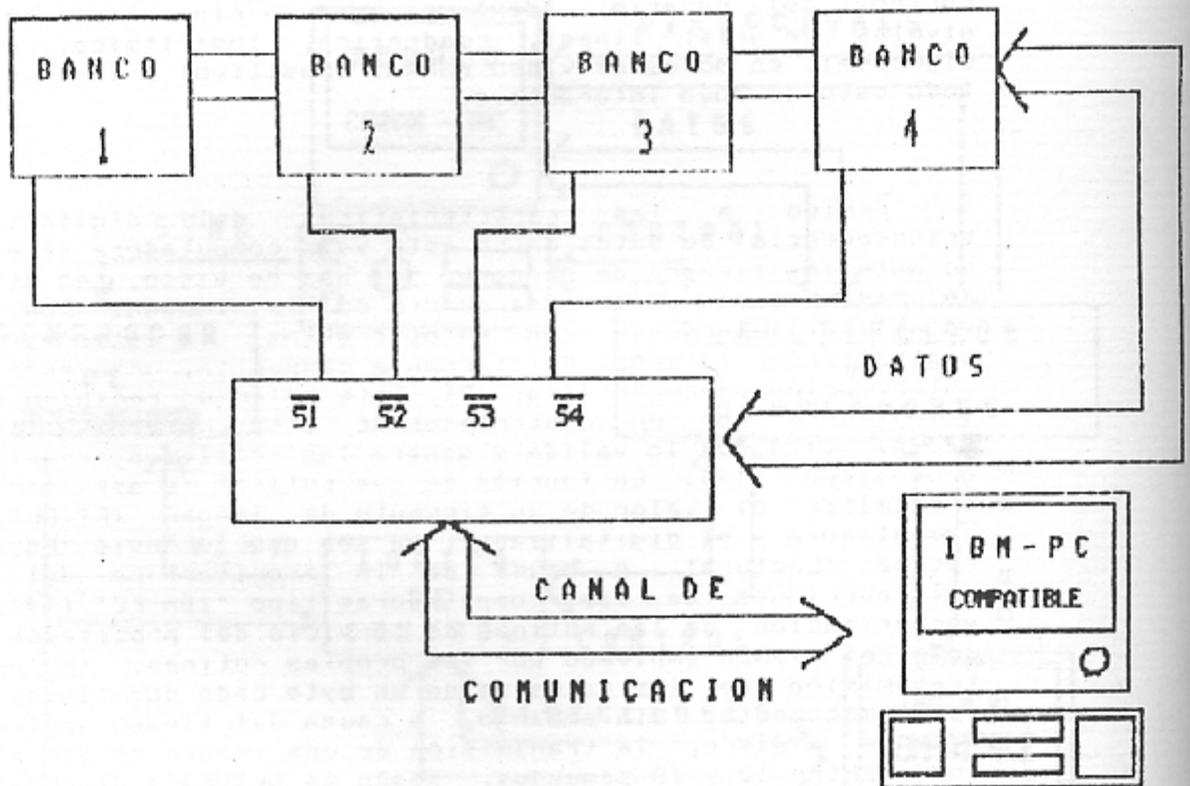


FIGURA 1: ESQUEMA DE SELECCION DE BANCOS DE IMAGEN

PROCEDIMIENTOS DE COMUNICACION: Desde el punto de vista de la programación, el módulo de digitalización y despliegue CIUNAM-INC, está formado por cuatro bancos de memoria de 64 KiloBytes (KB), cada uno de los cuales se selecciona mediante una línea de la interfaz (fig. 1). Una línea más define el formato de trabajo, en el estado alto, los bancos operan independientemente para almacenar imágenes de 256 x 256 pixels. Cuando dicha línea está en estado bajo, indica formato de 512 x 512 pixels, el cual se logra entrelazando electrónicamente los cuatro bancos de 64 KB. El formato y en su caso el banco elegidos, son usados como fuente de la imagen en el monitor, y destino de la que se capta en la cámara. Rutinas básicas de comunicación permiten seleccionar el formato de trabajo y cada uno de los bancos, bajo el control del usuario. Además se generan cinco tipos de escala de niveles de gris: lineal, cuadrática, logarítmica, exponencial y sigmoidal, en modos de video normal (Positivo) e inverso (Negativo), todo esto de modo interactivo.

Debido a las características del digitalizador, la transferencia de datos entre este y la computadora se efectúa solo durante los tiempos de blanqueo del haz de video, es decir al final de cada línea y de cada cuadro de la imagen. Con el fin de establecer sincronía con estos eventos, la interfaz recibe del digitalizador la señal de sincronía compuesta, generando el pulso de interrupción adecuado (fig. 2). Este pulso es recibido dentro de la computadora por un controlador de interrupciones (Intel modelo 8237A) [12] que lo valida y genera las señales necesarias para el procesador [13]. La función de las rutinas de servicio consiste en transmitir el valor de un elemento de imagen (PIXEL), entre la computadora y el digitalizador, ya sea que lo envíe (Escritura) o lo reciba (Lectura). A causa de la arquitectura del sistema de interrupciones de las computadoras tipo "IBM-PC" [14], y de la vectorización de las rutinas de servicio del procesador [15], así como el tiempo empleado por las propias rutinas, la velocidad de transmisión de los datos es de un byte cada dos líneas de imagen, aproximadamente. Sin embargo, a causa del tiempo empleado por los accesos a disco, la transmisión de una imagen de 256 x 256 PIXELS toma entre 10 y 18 segundos, según se trate de discos flexibles o rígidos.

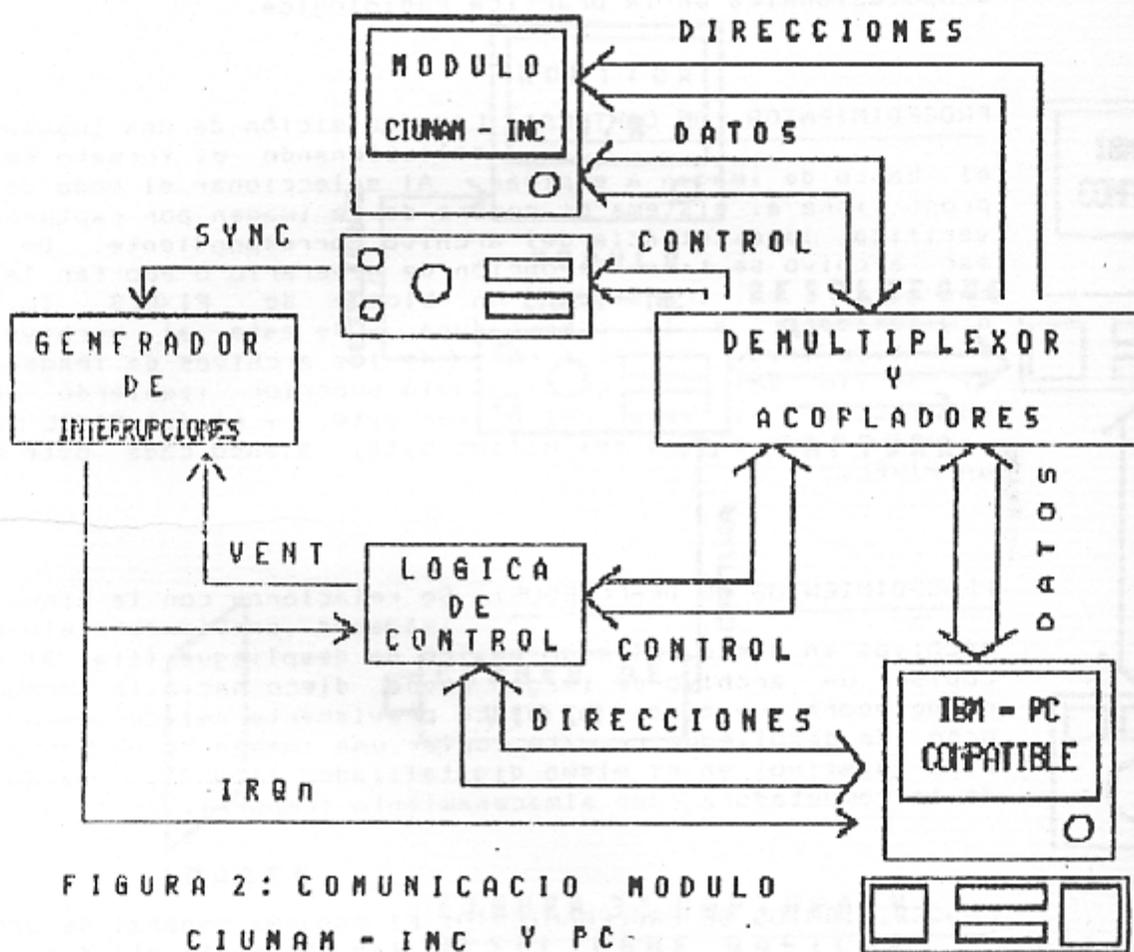


FIGURA 2: COMUNICACION MODULO CIUNAM - INC Y PC

ALGORITMOS IMPLEMENTADOS

DESCRIPCION: Dadas dos imágenes (A) y (B), aplicando la ecuación:

$$I(x,y) = (A(x,y) - B(x,y)) / 2$$

se obtiene la imagen de diferencia (I), que está formada por la diferencia de valores entre los píxeles de las imágenes entre (A) y (B). Este proceso se realiza para cada píxel de la imagen de entrada. Para cada píxel se calcula el valor de la diferencia entre los píxeles de las imágenes de entrada.

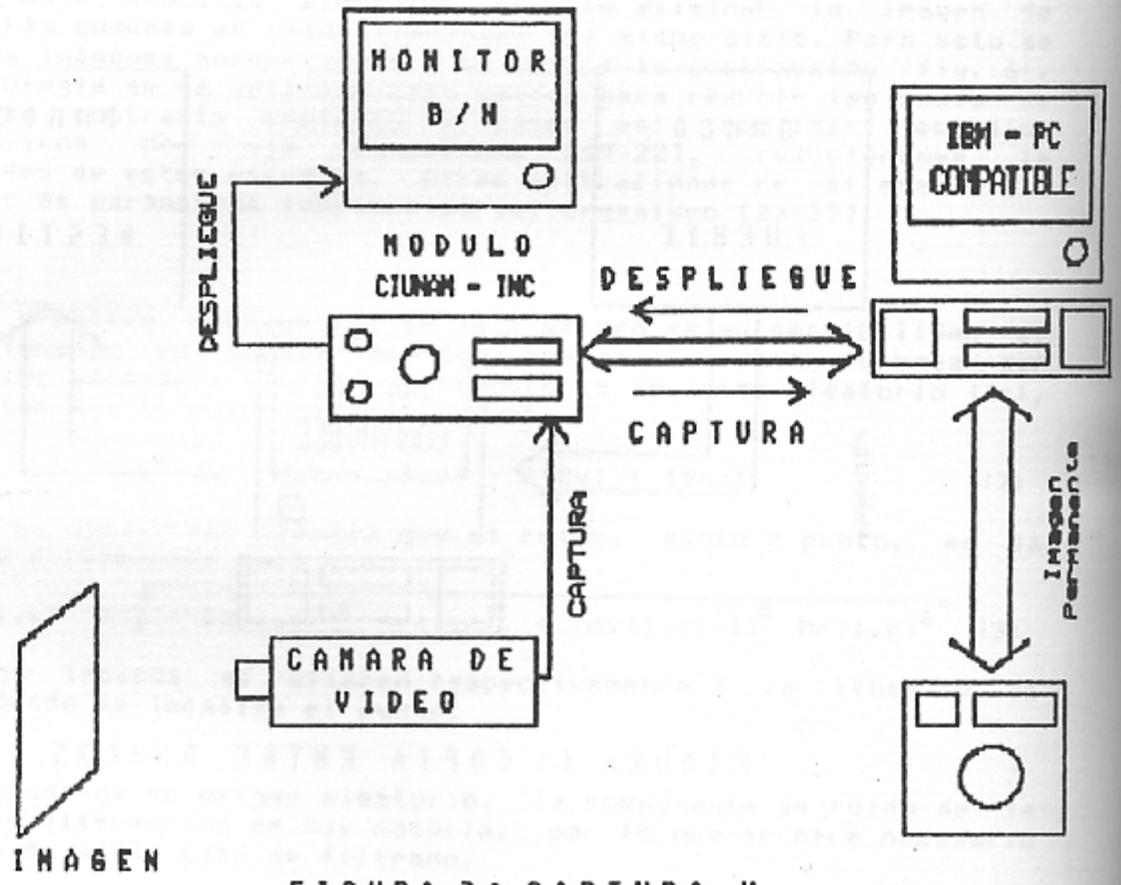


FIGURA 3: CAPTURA Y DESPLIEGUE BASICOS

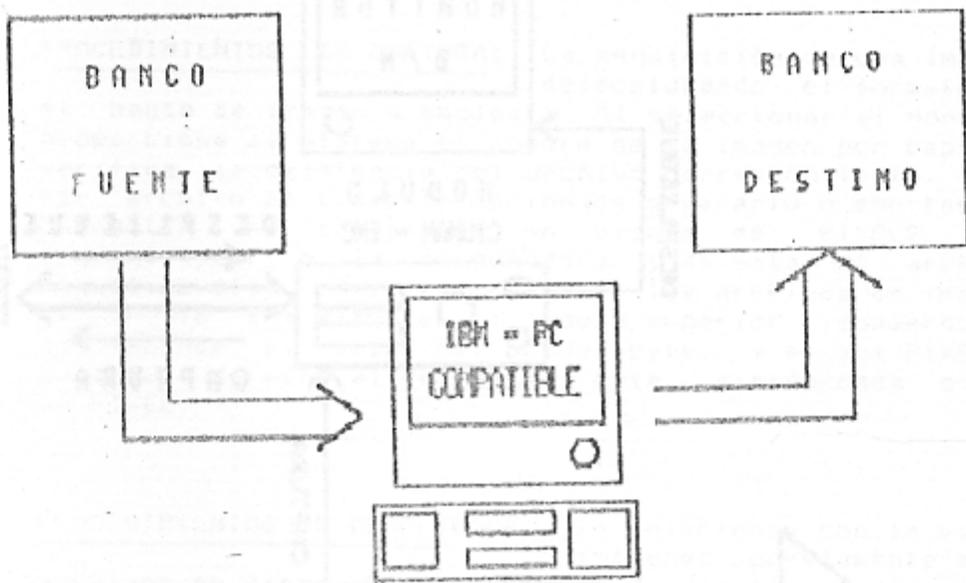


FIGURA 4: COPIA ENTRE BANCOS

El operar con imágenes previamente almacenadas en el digitalizador elimina el tiempo empleado en accesos a disco, de esta manera aumenta la eficiencia del sistema.

ALGORITMOS IMPLEMENTADOS

SUSTRACCIÓN: Dadas dos imágenes (A) y (B), aplicando la ecuación:

$$(D) = (A) - (B) \quad (1)$$

se obtiene la imagen de diferencias (D), que está formada por la diferencia de valores punto a punto de intensidad luminosa entre (A) y (B). Este sencillo algoritmo permite eliminar la imagen de estructuras comunes en visualizaciones del mismo sitio. Para esto se toman dos imágenes secuenciales y se aplica la sustracción (fig. 6). En radiología se ha aplicado este método para reducir las dosis de medio de contraste empleado y poder así realizar estudios angiográficos por vía intravenosa [19-22], reduciéndose la invasividad de estos estudios. Otras aplicaciones se refieren a la obtención de parámetros funcionales del organismo [23-25].

El problema fundamental de este método es su sensibilidad al ruido. Tomando en cuenta que toda imagen (I) está formada por información verdadera (Iv) y una componente de ruido aleatorio (Ir), la ecuación (1) se puede escribir como:

$$(D) = ((Av) + (Ar)) - ((Bv) + (Br)) \quad (2)$$

Se ha demostrado [26-27] que el ruido, punto a punto, en la imagen de diferencias está dada por:

$$Dr(l,c) = \sqrt{(1-Bv(l,c))^2 Ar(l,c)^2 + (Av(l,c)-1)^2 Br(l,c)^2} \quad (3)$$

donde los índices se refieren respectivamente a la línea y la columna donde se localiza el punto.

A causa de su origen aleatorio, la componente de ruido de la imagen de diferencias es muy notoria, por lo que se hace necesario el empleo de algún tipo de filtrado.

Una severa limitante de este método se relaciona con artefactos debidos a movimientos relativos entre las imágenes que participan en la sustracción, es pues requisito indispensable parearlas lo más que sea posible antes de realizar esta operación. Para tal fin resulta de gran utilidad contar con procedimientos que permitan mover las imágenes, trasladándolas en sentidos horizontal y vertical y rotándolas alrededor de un punto.

ALGORITMO DE PROCESAMIENTO

SUBROUTINA: BANDA DE DATOS (A) Y (B). EJECUCION DE LA SUBROUTINA:

(1) (2) (3) (4) (5) (6) (7) (8) (9) (10) (11) (12) (13) (14) (15) (16) (17) (18) (19) (20) (21) (22) (23) (24) (25) (26) (27) (28) (29) (30) (31) (32) (33) (34) (35) (36) (37) (38) (39) (40) (41) (42) (43) (44) (45) (46) (47) (48) (49) (50) (51) (52) (53) (54) (55) (56) (57) (58) (59) (60) (61) (62) (63) (64) (65) (66) (67) (68) (69) (70) (71) (72) (73) (74) (75) (76) (77) (78) (79) (80) (81) (82) (83) (84) (85) (86) (87) (88) (89) (90) (91) (92) (93) (94) (95) (96) (97) (98) (99) (100)

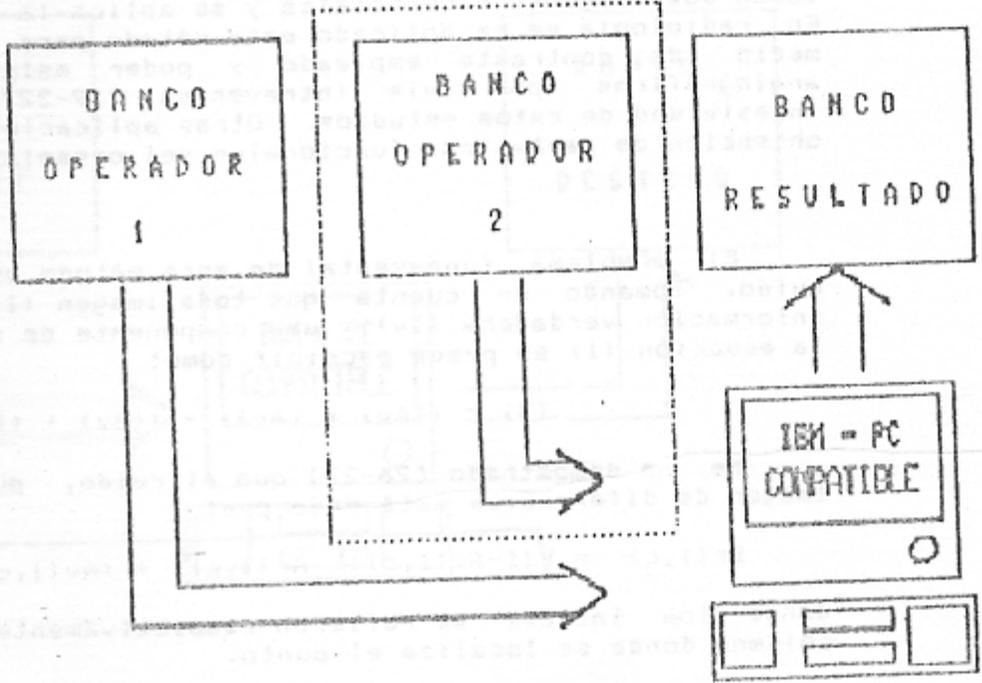


FIGURA 5: ESQUEMA GENERAL DE PROCESAMIENTO

REALCE DE CONTRASTE: Los procesamientos implementados consisten en mapear la intensidad luminosa de los PIXELS de la imagen con escalas de niveles de gris diferentes, de acuerdo a las características de la distribución de dichas intensidades. El sistema incluye la asignación de cinco escalas predefinidas -lineal, cuadrática, logarítmica, exponencial y sigmoïdal. Estas escalas son fijas.

Una segunda alternativa se relaciona con la asignación de escalas generadas en base al histograma de niveles de gris de la imagen original. El método implementado es la linealización del histograma.

Si nombramos r al nivel de gris de un PIXEL en la imagen original y s al que le corresponde en la imagen realzada, entonces estamos interesados en transformaciones del tipo:

$$s = T(r) \quad (4)$$

tales que para r en $[0,1]$, $T(r)$ sea monótonamente creciente y con valores en el mismo intervalo. Considerando las funciones de densidad de probabilidad $Pr(r)$ y $Ps(s)$, es posible demostrar [28] que:

$$Ps(s) = Pr(r) \cdot (dr/ds) \quad \text{para } r = T(s) \quad (5)$$

usando:

$$s = T(r) = \int_0^r Pr(w) dw \quad (6)$$

se obtiene:

$$(ds/dr) = Pr(r) \quad (7)$$

y reemplazando (6) en (5) se tiene:

$$Ps(s) = 1 \quad \text{para toda } r \quad (8)$$

Este resultado indica que usando una función de transformación $T(r)$ igual a la distribución acumulada de r , se obtienen imágenes cuyos niveles de gris tienen densidad uniforme. En términos de realce, implica un incremento sustancial en el rango dinámico de los PIXELS de la imagen. Como se aprecia en la figura 7, el histograma de la imagen resaltada no es perfectamente lineal, esto es debido a la discretización de los niveles de gris y a errores de redondeo y truncamiento del proceso computacional.

ALISADO POR COMPARACION DE UMBRAL: Inherente a los dispositivos de captura y digitalización, el ruido aleatorio deteriora la calidad visual de las imágenes, reduciendo la definición de las estructuras presentes. En muchos casos la componente de ruido de las imágenes que participan en ciertos procesamientos (como la sustracción), degrada la imagen resultado haciendo casi imposible su análisis. En una de sus manifestaciones más obvias, el ruido se presenta como cambios bruscos de intensidad luminosa entre PIXELS contiguos de la imagen. Un método simple para eliminar estas discontinuidades consiste en promediar el valor de los PIXELS que rodean a un punto (fig. 8). Si la diferencia entre el valor del PIXEL central ($V(x,y)$) y el promedio de sus vecinos ($P(x,y)$), es mayor que un umbral previamente establecido (U), se reemplaza el valor original por el del promedio. El alisado por comparación de umbral es un método de fácil implementación, cuya uso permite eliminar las componentes de alta frecuencia operando en el dominio de la imagen (Dominio espacial).

FILTRADO: Una alternativa muy poderosa en el procesamiento digital de imágenes es el empleo de filtros. La elección adecuada de las características de estos permite: resaltar bordes, corregir desenfocamiento, reducir ruido y realzar propiedades específicas [29]. Para obtener una imagen filtrada es necesario convolucionar la función que define la imagen original, con la función que define el filtro. En el caso unidimensional la convolución de dos funciones $i(x)$ y $h(x)$ está definida por [30]:

$$i(x) * h(x) = \int_{-\infty}^{\infty} i(a) h(x - a) da \quad (9)$$

considerando que las imágenes son funciones discretas bidimensionales, la convolución de dos funciones de este tipo $ic(x,y)$ y $hc(x,y)$, se define como [28]:

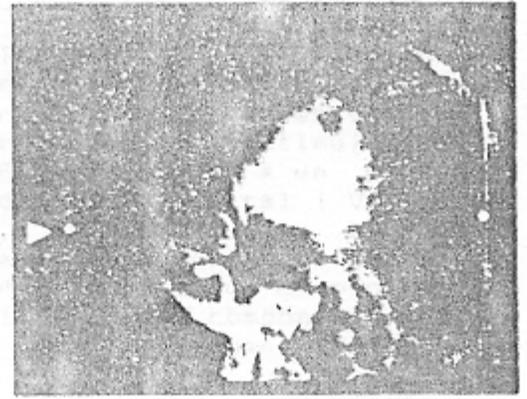
$$ic(x,y) * hc(x,y) = \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=0}^{M-1} ic(n,m) hc(x - n, y - m) \quad (10)$$

siendo $ic(x,y)$ la imagen y $hc(x,y)$ la respuesta a impulso del filtro, con x definida en $\{0..N\}$ e y en $\{0..M\}$.

La aplicación directa de la ecuación (10) requiere de un gran número de operaciones, y de hecho se usa la transformada rápida de Fourier para evaluarla pues reduce los tiempos de cálculo en forma logarítmica. Aún con este aumento en la velocidad, la evaluación de la transformada de una imagen puede durar demasiado, dependiendo de la computadora y la implementación usadas. Como alternativa se propone calcular la convolución usando secuencia finitas por secciones [31].



SIN MEDIO DE CONTRASTE

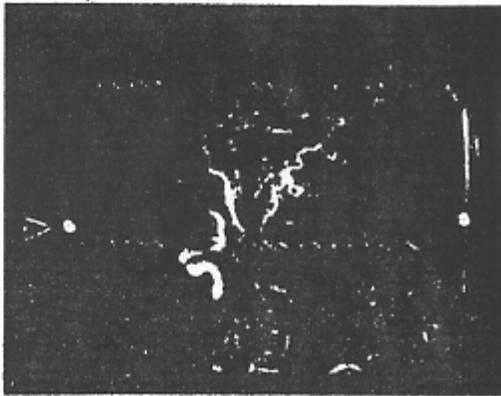


CON MEDIO DE CONTRASTE



DIFERENCIA

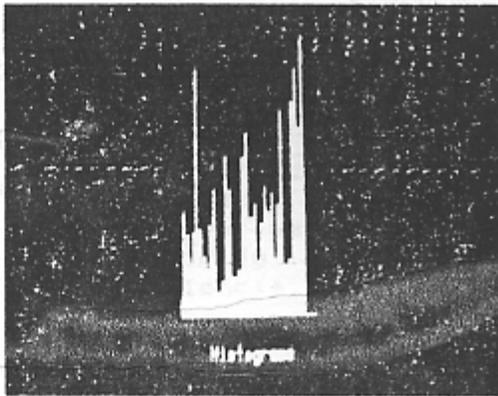
FIGURA 6: SUSTRACCION: NOTESE LA PRESENCIA DE RUIDO ALEATORIO Y LOS ARTEFACTOS DE MOVIMIENTO



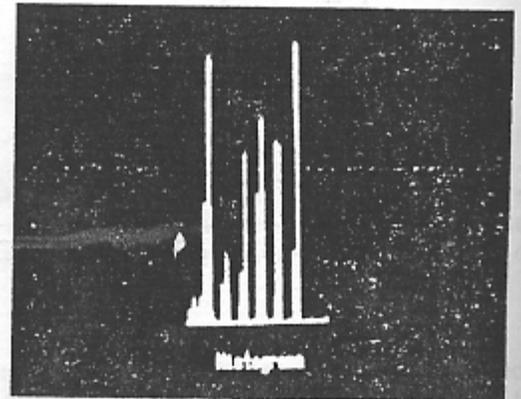
CON Poca ILUMINACION



DESPUES DE LINEALIZAR EL HISTOGRAMA



HISTOGRAM ORIGINAL

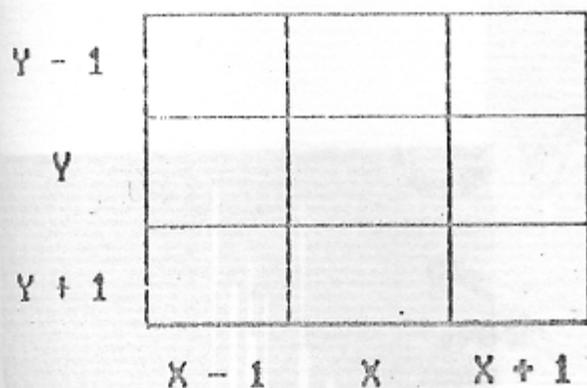


HISTOGRAMA LINEALIZADO

FIGURA 7: LINEALIZACION DEL HISTOGRAMA



$$U(X,Y) := \begin{cases} P(X,Y) & \text{si } |P(X,Y) - U(X,Y)| > U \\ U(X,Y) & \text{en cualquier otro caso} \end{cases}$$



$$P(x,y) := \frac{\sum U(i,j)}{S}$$

M

DONDE: S ESTA FORMADA POR LOS PUNTOS VECINOS A U(i,j)

FIGURA 8: A L I S A D O

Definamos las secuencias unidimensionales:

$$i(n) = \sum_{k=0}^{N_1-1} i_k(n) \quad (11)$$

$$h(n) = h(n) \quad (12)$$

donde

$$i_k(n) = \begin{cases} i(n) & kN_1 < n < (k+1)N_1 - 1 \\ 0 & \text{en cualquier otro caso} \end{cases}$$

siendo N_1 el tamaño del sector de $i(n)$ a convolucionar y N_2 el de $h(n)$. De esta manera la convolución se puede calcular como:

$$y(n) = i(n) * h(n) = \sum_{m=0}^n h(m) \sum_{k=0}^{N_1-1} i(n-m) \quad (13)$$

$$= \sum_{k=0}^{N_1-1} h(n) * i_k(n) = \sum_{k=0}^{N_1-1} y_k(n) \quad (14)$$

Es decir, se calcula la convolución de $N_1 + N_2 - 1$ puntos (pocos) y la convolución completa se forma translapando el resultado de la evaluación seccional. Pensando que $i(n)$ representa la señal de entrada, y $h(n)$ corresponde a la respuesta a impulso del filtro, entonces $y(n)$ es la señal filtrada. Este resultado también es aplicable en dos dimensiones. Hemos implementado este algoritmo convolucionando una matriz de tres por tres puntos con cada punto de la imagen, aplicándolo en filtrado de alta frecuencia (fig. 9).

RESULTADOS Y PERSPECTIVAS

Hasta el momento, el sistema ha sido usado como base para la implementación de los algoritmos mencionados con anterioridad. Los resultados obtenidos han sido suficientemente alentadores, de suerte que varias de las rutinas escritas originalmente en Pascal, se han traducido a lenguaje de ensamblador, aumentando su velocidad y eficiencia.

Actualmente se trabaja en el desarrollo de algoritmos de filtrado en tiempo y en frecuencia, cuantificación de accidentes en la imagen y elaboración de imágenes de parámetros funcionales del corazón y circulación central, que están abriendo nuevos horizontes en radiología [32-33]. Además se planea proveer al módulo de rutinas de manejo de texto y gráficas.

Esperamos que la aplicación clínica de este sistema provea suficiente retroalimentación para continuar con el desarrollo del sistema, de modo que sea posible su implantación como un auxiliar del radiólogo en el diagnóstico.

$Y - 1$	C_1	C_2	C_3
Y	C_4	C_5	C_6
$Y + 1$	C_7	C_8	C_9
	$X - 1$	X	$X + 1$

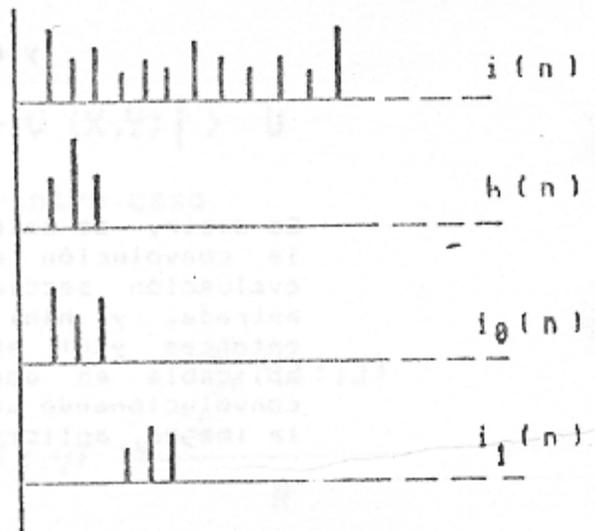


FIGURA 9: CONVOLUCION



IMAGEN ORIGINAL



ALISADA CON UMBRAL DE 5



ALISADA CON UMBRAL DE 10



IMAGEN ORIGINAL



IMAGEN FILTRADAS LAS FRECUENCIA ALTAS



IMAGEN ORIGINAL



IMAGEN FILTRADAS LAS FRECUENCIA ALTAS

REFERENCIAS

- [1] U. N. A. M. - S. S. A.: Programa de Colaboración Interinstitucional. La Gaceta de la U. N. A. M.. Epoca 7, Vol:1,31. p. 3 - 4. 1984.
- [2] Corkidi Blanco G. et al.: Equipo físico del sistema "CIUNAM - INC" para el procesamiento de imágenes radiológicas. Rev. Mexicana de ingeniería biomédica. Vol. 6 No. 2. 1985.
- [3] González Rafael C., Wintz Paul: Digital image processing. Addison-Wesley Publishing Company, Inc. Massachusetts, U. S. A. 1977.
- [4] Moik Johannes G.: Digital processing of remotely sensed images. NASA SP-431. Washington, D. C.. NASA 1980.
- [5] Short Nicholas M.: The Landsat tutorial workbook: Basics of satellite remote sensing. NASA reference publication 1078. Washington, D. C.. NASA 1982.
- [6] Seidbond M.P.: Image storage, reproduction and comparison system. U. S. patent 3582651. Enero, 1971.
- [7] Selzer R. H.: The use of computers to improve biomedical image quality. Fall joint computer conf. A. F. I. P. S. conference. 1968.
- [8] Hall S. L. et al.: A surgery of preprocessing and feature extraction techniques for radiographic images. I. E. E. E. Trans. Comp. C20: p 1032. 1971.
- [9] Dwyer S. J. et al.: Computer analysis of radiographic images. Proc. S. P. I. E.. 35: 107-127. 1972.
- [10] Radtke W. et al.: Assessment of myocardial mass and infarction size by digital angiography. Heintzen P. H., Brenneke R. (Editores). Symposium of Kiel. 1982.
- [11] Bursch J.H. et al.: Arterial blood flow analysis by Digital Angiography. Heintzen P. H., Brenneke R. (Editores). Symposium of Kiel. 1982
- [12] Intel 8259 Interrupt Controller. Component Data Catalog. Intel. 1982.
- [13] Intel 8088 8-Bit HMOS Microprocessor. Component Data Catalog. Intel. 1982.
- [14] MPC Operations Guide. Columbia Data Products Inc.. 1984.
- [15] Morgan Christopher L., Waite Mitchell: Introducción al microprocesador 8086/8088. Byte Books/McGraw Hill. México. 1984.
- [16] Jennings M.S.: Evaluating the Macintosh Finder. Guide to the Apple Personal Computer. BYTE/McGraw Hill. 9:13. 1984
- [17] Histopericolor: Image Analysis System. Numelec. Francia. 1985.
- [18] Kr -ow William. Image Processing for Electron Microscope Investigation of Materials. Mat. Res. Soc. Sympo. Proc. Vol. 31. 1984.
- [19] Crummy A. et al.: Computerized fluoroscopy: Digital subtraction for intravenous angiocardiology and arteriography. AJR 135:1131-1140. Diciembre 1980.
- [20] Sasayama S. et al.: Substraction technique for cineventriculography. AJR. p. 746-753. Octubre 1981.

- [121] Christenson F. et al.: Intravenous Angiography using Digital video subtraction: Intravenous Cervicocerebrovascular angiography. AJR 135: 1145-1152. Diciembre 1980.
- [122] Heaney T. et al.: Digital subtraction angiography of the human system. AJR. 135: 1153-1160. Diciembre 1980.
- [123] Kruger W. et al.: Computerized fluoroscopy in real time for non invasive visualization of the cardiovascular system.
- [124] Engels F. H. C. et al.: Digital video subtraction angiography emphasizing left ventriculography. Ed.-Heintzen P. H., Brennecke R.. Symposium of Kiel 1982.
- [125] Margolis J. R., Tarasiewicz J., Abelleira J. L.: Application of digital subtraction techniques to selective angiography. Ed. Heintzen P. H., Brennecke R.. Symposium of Kiel 1982.
- [126] Doebelin E. O.: Measurement Systems: Application and Design. McGraw Hill. Tokyo Japon. 1975.
- [127] Holman J. P.: Métodos Experimentales para Ingenieros. McGraw Hill. Mexico. 1981.
- [128] González Rafael C., Wintz Paul: Digital image processing. Addison-Wesley Publishing Company, Inc. Massachusetts, U. S. A. 1977.
- [129] Oppenheim Alan V. (Editor): Digital signal processing. Prentice-Hall, Inc.. Englewood Cliffs, N. J.. 1975.
- [130] Oppenheim Alan V. (Editor): Applications of Signal Processing. Prentice Hall, Inc.. Englewood Cliffs, N. J. 1978.
- [131] Rabiner L. R., Gold B.: Theory and Application of Digital Signal Processing. Prentice Hall, Inc.. Englewood Cliffs, N. J. 1975.
- [132] Engels P. et al.: Left ventricle evaluation by digital video subtraction angiocardiology. Radiology 144: 471-474. 1982.
- [133] Nelson J. et al.: Digital subtraction angiography using temporal bandpass filter: Initial clinical results. Radiology 145: 309 - 313. 1982.