

SISTEMA DE ADQUISICION Y DESPLIEGUE EN TIEMPO REAL DE IMAGENES PARA SU PROCESAMIENTO.

Corkidí B.G.⁺

Solar S.A.⁺

García M.C.^o

- + Laboratorio de Procesamiento de Imágenes, Centro de Instrumentos, UNAM.
- o División de Informática, Instituto Nacional de Cardiología.

RESUMEN

Se diseñó un sistema que adquiere y despliega en tiempo de video (1/30 seg) cuatro imágenes de 256 x 256 elementos mínimos de imagen (PIXEL) con 128 niveles de gris, o bien una imagen entrelazada de 512 x 512 PIXELS con 7 bits de profundidad. También se diseñó la interfaz de este sistema hacia una microcomputadora de 8 bits y de algunas pruebas de procesamiento digital de imágenes realizadas en este equipo tales como la sustracción digital y el aumento de contraste por el método de "Linearización de Histogramas".

Introducción.

A raíz de un interés común de el Centro de Instrumentos de la UNAM con el Instituto Nacional de Cardiología, por el procesamiento digital de imágenes médicas, se formalizó un convenio de trabajo interinstitucional (1), para desarrollar un sistema que permite mejorar sustancialmente algunos estudios radiológicos especializados y en menor grado, la casi totalidad de los generales, pero en todos los casos genera un gran ahorro de recursos por reducir drásticamente el consumo de material fotográfico.

Se pretende sustituir, con equipos de diseño y producción nacional, las importaciones que a corto plazo serán solicitadas por el cuerpo médico nacional, porque dicha tecnología se halla en rápida expansión a nivel internacional y ya se ofrecen algunos equipos en el mercado.

También se considera necesario definir e iniciar la implantación de normas nacionales para el uso de esta tecnología, anticipándose a su difusión masiva y evitando la adopción de patrones de consumo ajenos a las necesidades y recursos del país.

Básicamente esta tecnología consiste en capturar la señal de video generada por una cámara acoplada al intensificador fotoelectrónico de imágenes del equipo radiológico, almacenarla transitoriamente en forma digital en un banco de memoria de estado sólido de acceso rápido, transferirla a una microcomputadora para procesamiento y almacenamiento permanente, y finalmente desplegar las imágenes mejoradas mediante procesamiento, utilizando una pantalla de video.

La aplicación médica más directa consiste en capturar una imagen antes de la inyección de un medio de contraste (radio-opaco), y otra después de la inyección, corregir según el desplazamiento corporal ocurrido entre ambas, y luego restar punto a punto los datos de la irradiación de modo que resulten eliminados los detalles que se repiten en ambas imágenes y entonces se visualicen únicamente las diferencias, es decir, las estructuras que contienen el indicador radio-opaco.

Mediante esta técnica de sustracción digital se obtiene una sustancial mejora de calidad en las imágenes del corazón, de los vasos cerebrales, de los renales y de los periféricos, toda vez que se remueve de la radiografía la imagen de los huesos.

En el caso del corazón, que realiza un amplio movimiento, es preciso establecer sincronía con el electrocardiograma, para obtener ambas imágenes durante la misma fase del ciclo cardíaco.

La metodología fue introducida hacia el año de 1976 por Kruger (2)(3), Wood (4)(5) y Heintzein (6)(7), y rápidamente concitó la atención de los cardiólogos, porque además de las ventajas ya mencionadas se halló que es posible realizar los estudios cardíacos con dosis muy bajas de medio de contraste(8)(9) y por lo tanto en condiciones menos perturbadoras (el medio de contraste afecta la contractilidad del miocardio y además posee propiedades reológicas diferentes a las de la sangre). Asimismo en el estudio de las arterias del cerebro, riñones y extremidades, la técnica de sustracción resultó de mucho valor para el diagnóstico clínico (10)(11).

Otras aplicaciones consisten en la implantación de algoritmos de filtrado espacial y temporal para eliminar ruido, y realzar los perfiles mediante redistribución del espectro de potencia para llevarlo al rango óptimo del ojo humano (30 transiciones claro-oscuro por grado del campo visual). Si bien tales técnicas eran ya conocidas en ingeniería de radar y aerofotografía (ambas con énfasis en el reconocimiento militar), los primeros resultados clínicos obtenidos estimularon mucho el interés de los médicos, porque ahora se disponía de métodos matemáticos y computacionales para mejorar en forma controlada la calidad de cualquier radiografía (12)(13)(14)(15).

Para demostrar la factibilidad de este proyecto, se trabajó primeramente diseñando un sistema de adquisición de imágenes de 256 X 256 X 7 PIXELS (16) cuyo tiempo de adquisición en memoria fue de aproximadamente 3 seg., tiempo y resolución adecuado para adquirir imágenes estáticas y hacer los primeros ensayos de despliegue, pero no para trabajar con imágenes dinámicas de corazón.

Se trabajó posteriormente en lograr la adquisición y despliegue en tiempo real de imágenes y con el doble de resolución (17) y se hicieron los primeros ensayos de procesamiento (18), siendo éste el sistema que a continuación se presenta.

ALGUNOS PARAMETROS PARA LA SELECCION DE LA MEMORIA DE VIDEO

Para poder desplegar una imagen digital en un monitor de televisión PTSC y mantenerla fija a la vista, es necesario tener almacenada esa imagen de alguna forma y vaciar su contenido a velocidades televisivas, es decir, convertir esa información digital en información analógica y presentarla 60 veces por segundo en un monitor de TV. Un elemento que nos permite lograr esto, o sea el adquirir y vaciar una imagen a velocidades de video, es una memoria de estado sólido la cual puede contener una gran cantidad de información en un espacio pequeño. Dentro de este tipo de memorias, tenemos la opción de utilizar las de tipo estático y las de tipo dinámico.

Para almacenar en memoria de estado sólido una imagen de 512 X 512 PIXELS con profundidad de 7 bits se requiere de 256 Kbytes de memoria, cantidad que hace atractivo el pensar en usar memoria de tipo dinámico ya que su costo actualmente es por lo menos dos veces inferior al costo de memoria de tipo estática, y su relación de integración es de por lo menos cuatro veces mayor. La única desventaja en el uso de memoria dinámica, es que su manejo es más complicado y delicado; sin embargo recientemente Texas Instruments (19) sacó a la venta un circuito integrado controlador de memoria dinámica, el cual facilita sustancialmente el manejo de ésta, ya que dirige 64 Kbytes de memoria en forma multiplexada, genera sincrónicamente las señales de control de línea y de columna, y refresca automáticamente la memoria a intervalos preseleccionables. La aparición de este circuito integrado hizo que la balanza se inclinara definitivamente hacia el uso de memoria de tipo dinámica. Por lo que nuestro banco de memoria de video está formado por una tarjeta de 20 X 10 cm que contiene 32 memorias de 64 Kbits y un circuito controlador.

TRANSDUCTOR DE IMAGEN Y CONVERSION A/D

El dispositivo que usaremos como transductor de imagen visible a señal eléctrica será una cámara de televisión comercial que nos proporciona una imagen entrelazada en 1/30 seg, tiempo que impone un límite en la adquisición de la imagen es decir que el tiempo mínimo de adquisición será justamente 1/30 seg. Este intervalo de tiempo se divide en dos partes; el primer 1/60 seg, el vidición (u otro elemento transductor) realiza el rastreo de líneas pares y durante el segundo 1/60 seg, las impares (20). Este dispositivo además de ser eficiente, muy conocido y económico, es el utilizado por los intensificadores fotoelectrónicos de imagen de aparatos de rayos X para monitorear las imágenes médicas, implicando un acoplamiento directo de nuestro sistema a este tipo de aparatos comerciales utilizados en hospitales y algunas clínicas. La señal analógica que nos proporciona la cámara de TV es acoplada a un convertidor analógico-digital de 7 bits de tipo Flash (TMC1070) que puede realizar conversiones hasta de 10 Mhz. El

acoplamiento a dicho convertidor es a través de un amplificador de banda ancha que acondiciona la señal de video a niveles de voltaje requeridos por este dispositivo (+3Volts).

GENERADOR DE DIRECCIONES Y SINCRONIA

Para refrescar continuamente la pantalla, es necesario proporcionar al controlador de memoria dinámica las direcciones consecutivas de las diferentes localidades de memoria a alta velocidad. Para este fin se utiliza el circuito generador de direcciones que consiste básicamente en un conjunto de contadores que reciben una señal de reloj de 4 Mhz la cual dividen 16 veces, proporcionando 16 bits de direccionamiento consecutivo de memoria. Cabe hacer notar aquí que como la memoria de video va a tener accesos a velocidades de video, no será necesario el refrescar la memoria dinámica ya que los intervalos de acceso son menores al tiempo máximo de retención de dato. El canal de direcciones hacia el controlador de memoria está aislado por amplificadores (BUFFER) de salida a tripe estado. Esto permite pasar el control de direcciones a la computadora.

El sistema se diseñó de tal manera que sólo en los tiempos de bloqueo de rayo tanto horizontal como vertical, el control de direcciones y datos se pasa a la computadora. Durante el resto del tiempo, el control lo posee el digitalizador. Esto permite que los procesos de acceso de la computadora hacia el digitalizador sean transparentes en la pantalla.

Se tiene acceso mediante un conector externo al canal de direcciones el cual permanece en alta impedancia por ser un canal de entrada exclusivamente.

Las señales de bloqueo de rayo y de sincronía antes mencionadas son generadas digitalmente a partir de las salidas de los contadores que producen las direcciones. Usando lógicas combinatoria, generamos pulsos de bloqueo y sincronía vertical y horizontal de acuerdo a las normas televisivas (20). Estas señales se presentan independientemente y mezcladas.

Para presentar en el monitor de T.V. una imagen entrelazada, es necesario que la sincronía horizontal de un campo con respecto a su posterior, esté defazada 180°.

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE 1 CUADRO DE T.V.

El instante en el cual se desea adquirir una imagen se puede hacer manualmente apretando un botón, o mediante una señal de control de la computadora. Sin embargo esta señal manual o automática no necesariamente va en fase con el inicio del cuadro televisivo. Entonces fue necesario construir un circuito que abre una compuerta para permitir el paso de la señal de video digital, justo en el inicio del cuadro televisivo inmediatamente posterior al momento de dar la señal de control. Esta compuerta se cierra cuando ya permitió el paso de dos campos televisivos. El convertidor A/D sigue en todo instante proporcionando

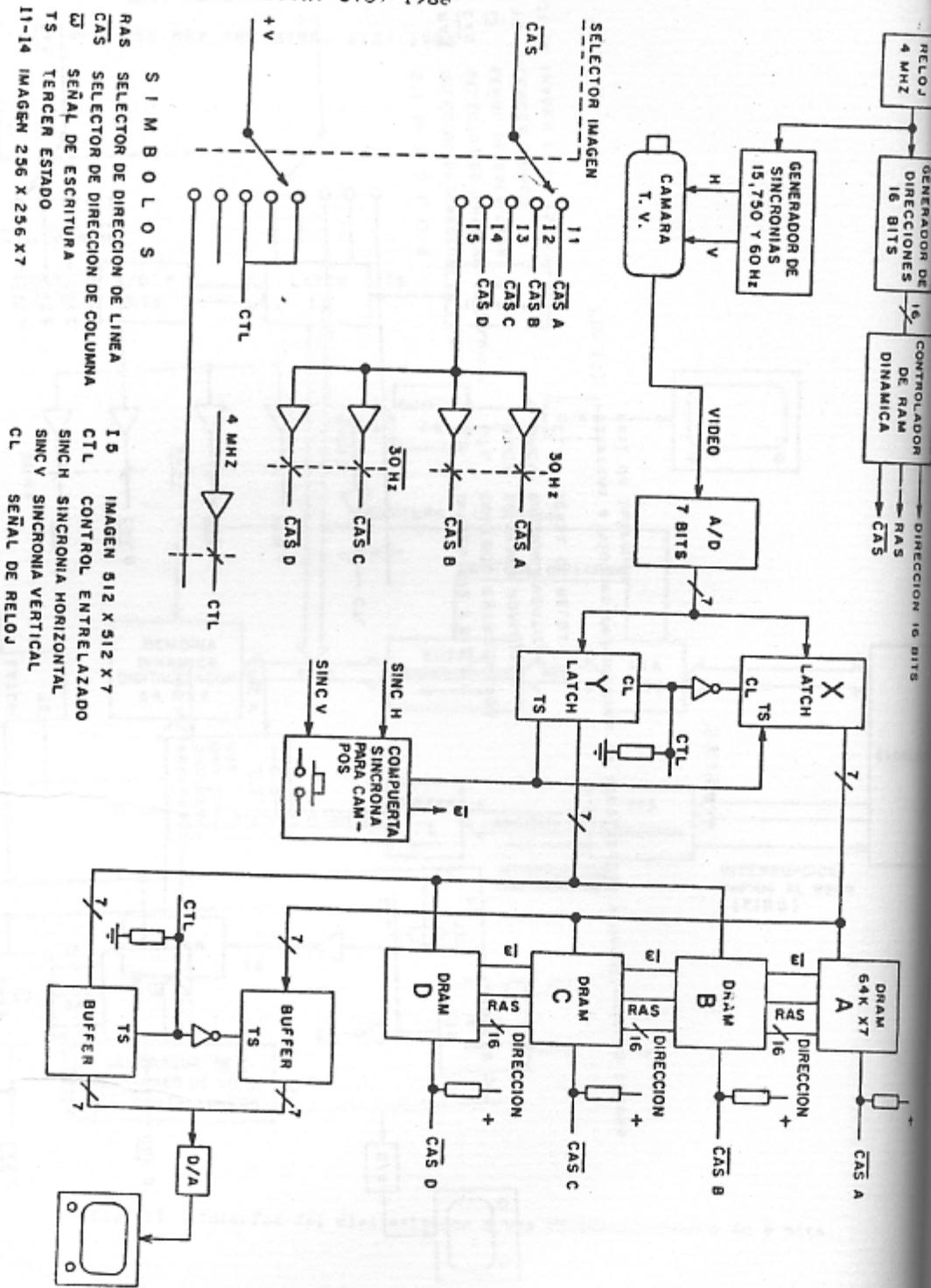


Fig. (:) Diagrama a bloques del sistema de adquisición y despliegue en tiempo real de imágenes.

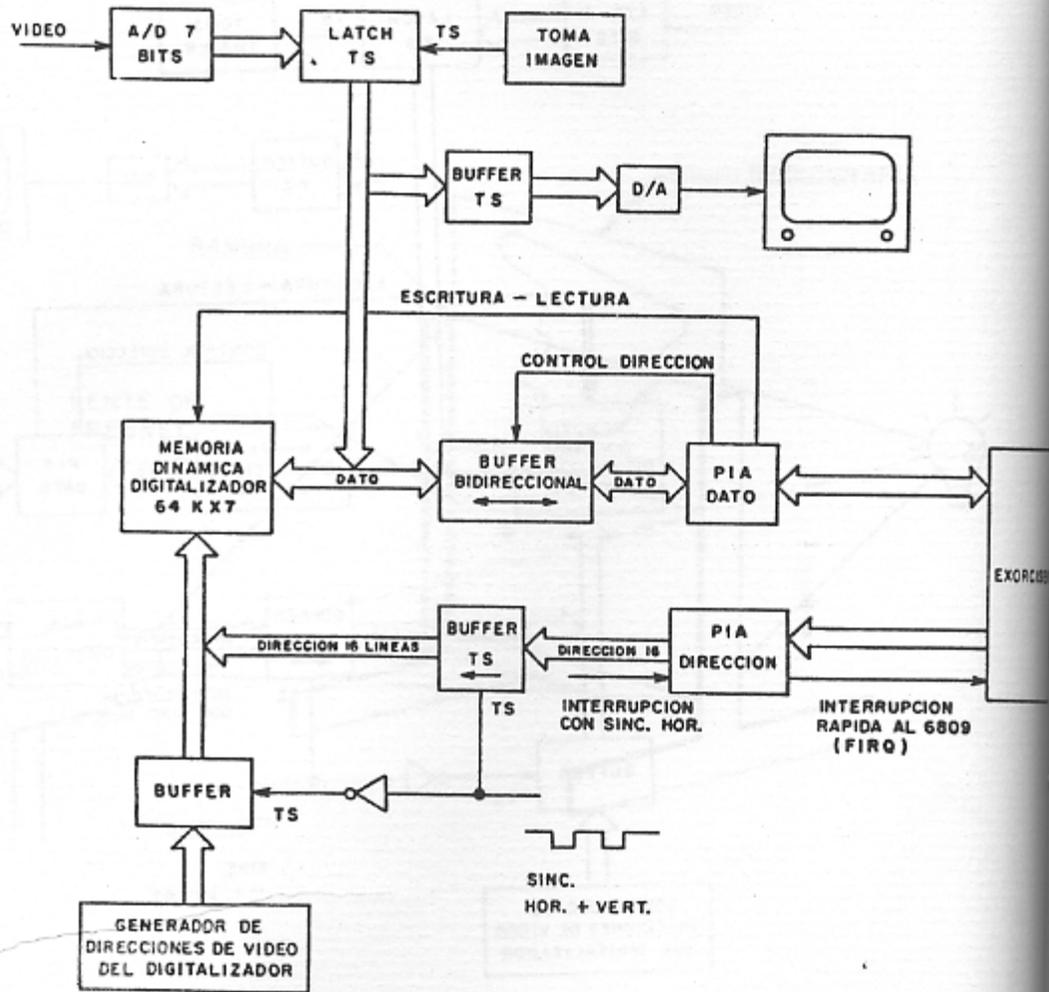


Fig (2) Interfaz del digitalizador a una Microcomputadora de 8 bits.

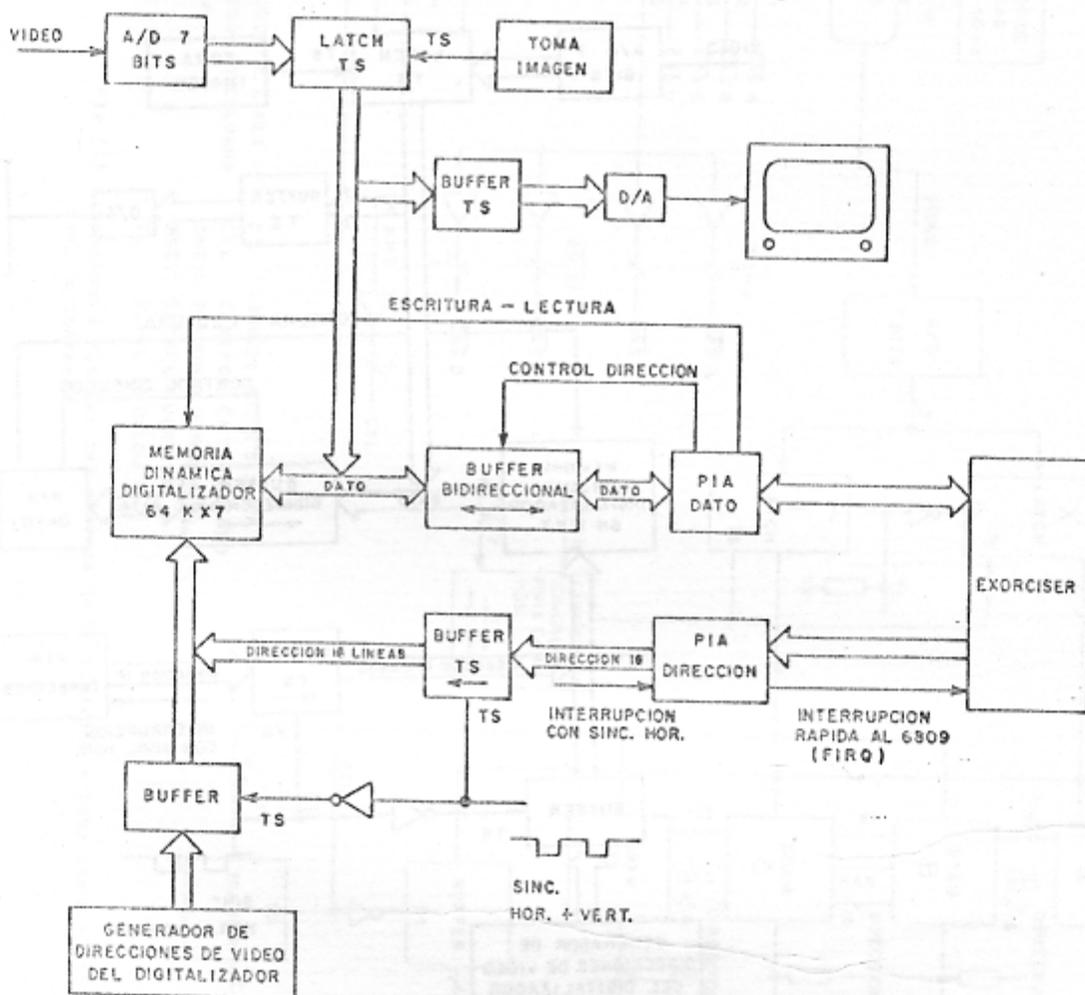


Fig (2) Interfaz del digitalizador a una Microcomputadora de 8 bits.

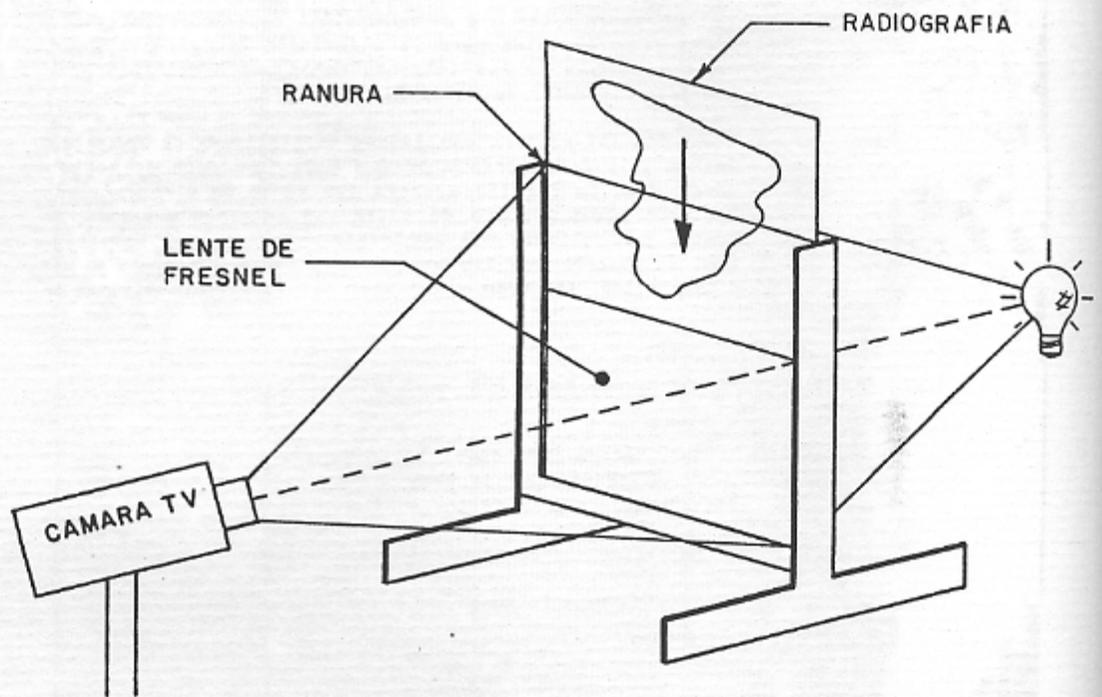


FIG (3) Dispositivo de iluminación de una Radiografía usando una Lente de Fresnel.

Una vez hecho esto, sin mover el dispositivo, se saca la radiografía por la ranura, y se introduce la segunda, quedando ésta en la misma posición que la primera, o sea alineada. Se digitaliza y se almacena en una segunda sección de disco magnético.

Teniendo almacenadas las 2 imágenes de 256 X 256 PIXELS se procede a hacer la resta. Como el espacio de memoria libre que tenemos en la Exorciser permite almacenar únicamente una imagen, se procedió de la manera siguiente la cual en resumen baja de disco a memoria el primer tercio de la Imagen 1 y el primer tercio de la Imagen 2. Resta punto a punto y almacena ese tercio de resultado en memoria y lo sube a disco. Repite la secuencia pero ahora con los segundos tercios y posteriormente con los últimos tercios de las imágenes para obtener la resta total.

Cabe hacer notar que se recurrió a este procedimiento de sustracción sólo con fines experimentales pero la alineación de imágenes debe realizarse por medios computacionales, y las imágenes deben ser adquiridas directamente de la cámara del intensificador de rayos X.

La Fig (4) muestra una imagen digitalizada de 256 X 256 PIXELS con 128 niveles de gris de un cráneo previo a la inyección de medio de contraste en vasos cerebrales. La Fig (5) muestra las zonas de circulación de medio de contraste. Restando punto a punto de estas dos imágenes y multiplicando el resultado por cuatro para obtener más contraste, obtenemos el resultado de la Fig (6) en el cual se observa que las estructuras óseas y comunes a las dos radiografías han desaparecido, logrando visualizar más fácilmente algunas arterias.

REALCE DE CONTRASTE POR EL METODO DE "LINEARIZACION DE HISTOGRAMAS"

Este método (22) consiste en general, en obtener una imagen con una densidad uniforme de niveles de gris. Esto implica un aumento en el rango dinámico en los niveles de gris de los PIXELS.

Se presenta a continuación la teoría de la Linearización de Histogramas.

Consideremos la función de transformación:

$$s = T(r) = \int_0^r P_r(w) dw \quad 0 \leq r \leq 1 \quad (1)$$

donde la variable r representa el nivel de gris de cada PIXEL, y w una variable muda de integración.

El lado derecho de la ecuación se reconoce como la función de distribución acumulativa de r .

De la ecuación 1), la derivada de s con respecto a r es:

$$\frac{ds}{dr} = P_r(r) \quad (2)$$

Sabemos que si $P_r(r)$ y $T(r)$ son conocidas y que $T^{-1}(s)$ satisface la condición de poseer un valor único y ser monótonicamente creciente en el intervalo



Fig (4) Imagen digital de 256 X 256 pixels con 128 niveles de gris de un cráneo previo a la inyección de medio de contraste.



Fig (5) Imagen posterior a la inyección del medio radio-opaco.

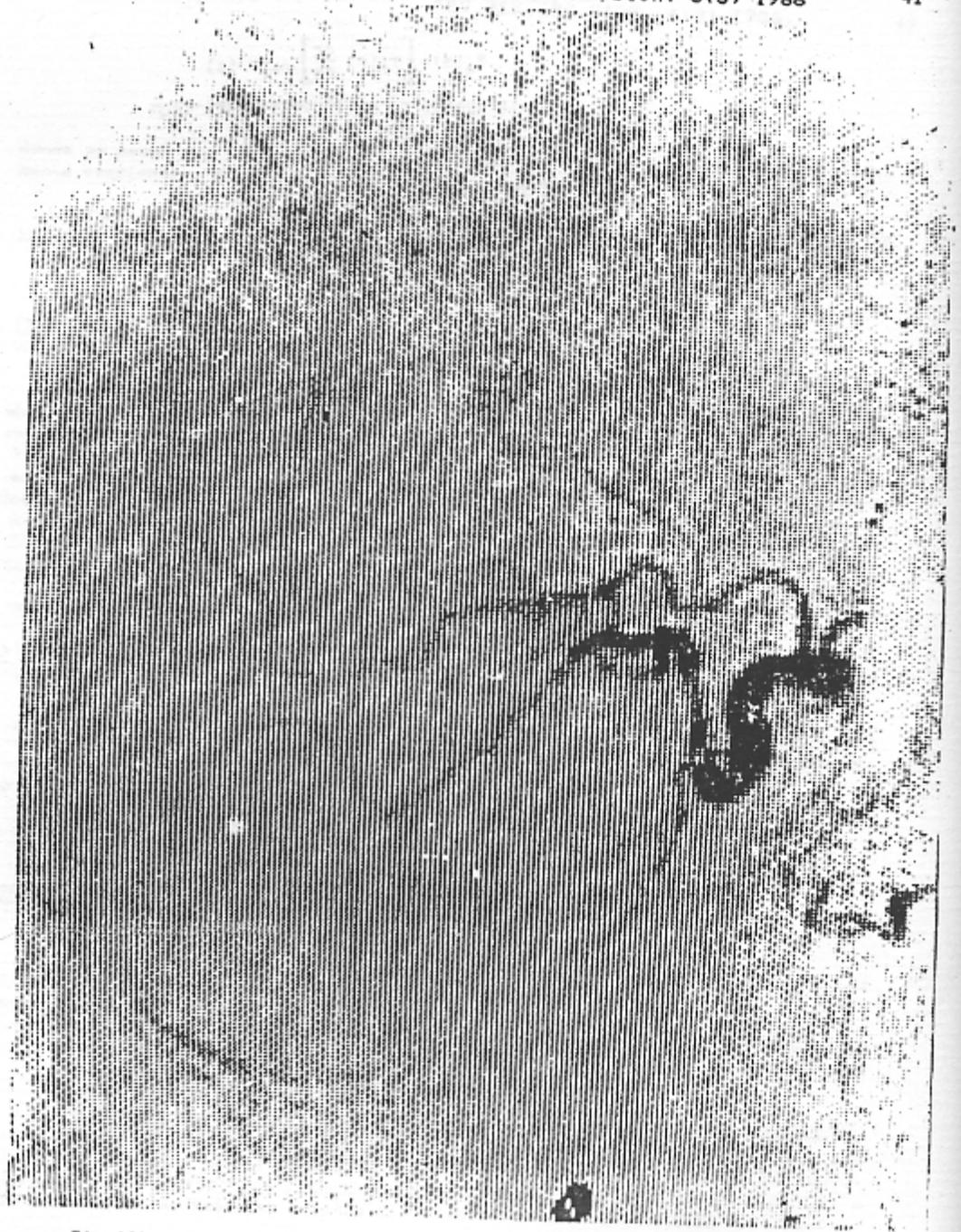


Fig (6) Sustracción digital de las Figs (4) y (5), con realce de contraste.

$0 \leq r \leq 1$, entonces la función de probabilidad de densidad de los niveles de gris transformados está dado por la relación:

$$P_S(s) = \left[P_R(r) \frac{dr}{ds} \right]_{r=T^{-1}(s)} \quad 3)$$

Sustituyendo $\frac{dr}{ds}$ en 3) obtenemos.

$$\begin{aligned} P_S(s) &= \left[P_R(r) \frac{1}{P_R(r)} \right]_{r=T^{-1}(s)} \\ &= [1]_{r=T^{-1}(s)} \\ &= 1 \quad 0 \leq s \leq 1 \end{aligned}$$

lo cual indica una densidad uniforme en el intervalo de definición de la variable transformada s .

Entonces si le aplicamos a una imagen una función de transformación igual a la función de distribución acumulativa de r , se produce una imagen cuyos niveles de gris tienen una densidad uniforme.

Para que esta teoría sea aplicable al procesamiento digital de imágenes, los conceptos mencionados anteriormente se deben expresar en forma discreta.

Para niveles de gris que asumen valores discretos, su probabilidad de aparición está dada por la relación:

$$Pr(r_k) = \frac{n_k}{n} \quad 0 \leq r_k \leq 1$$

$$k = 0, 1, \dots, L-1$$

donde L es el número de niveles de gris, $P_R(r_k)$ es la probabilidad de aparición de cada nivel de gris k , n_k es el número de veces que este nivel aparece en la imagen y n es el número total de PIXELS de la imagen.

La forma discreta de la ecuación 1) es:

$$S_k = T(r_k) = \sum_{j=0}^k \frac{n_j}{n} \quad 4)$$

$$\begin{aligned} &= \sum_{j=0}^k P_R(r_j) \quad 0 \leq r_k \leq 1 \\ & \quad k = 0, 1, \dots, L-1 \end{aligned}$$

La función de transformación inversa se denota:

$$r_k = T^{-1}(s_k)$$

$$0 \leq s_k \leq 1$$

donde se asume que $T(r_k)$ y $T^{-1}(s_k)$ satisfacen las condiciones de ser monótonicamente crecientes, poseer un valor único y que $0 \leq T(r) \leq 1$ para $0 \leq r \leq 1$.

La función de transformación $T(r_k)$ puede ser computada directamente con la imagen a procesar a partir de la ecuación 4).

PROCEDIMIENTO PRACTICO

El programa obtiene primeramente el histograma de niveles de gris de la imagen a procesar. Este histograma se almacena en forma de una matriz "A" de 4×32 lo cual da 128 datos. Dividimos esta matriz "A" entre el número total de PIXELS o sea 256×256 para obtener la matriz "B" de probabilidad. A partir de esta matriz "B" "Probabilidad" obtenemos la matriz Acumulativa "C" que se logra acumulando progresivamente los datos de la matriz "Probabilidad", o sea sumando de izquierda a derecha al nuevo valor de la matriz los anteriores acumulados. Esta matriz "Acumulativa" será la función de transformación de la imagen.

A continuación obtenemos una matriz "NORMA" de niveles normalizados de gris o sea que el nivel negro será 0 y el nivel blanco será 1.

Posteriormente, cada valor transformado de "Acumula" se mapea a su valor más cercano de la matriz "NORMA" y obtenemos una matriz "E".

Generamos una matriz "F" que contiene los niveles de gris secuenciales de 1 a 128 y reasignamos niveles usando "A", "E", "F" obteniendo el histograma linealizado "G".

La Fig (7) y (8) muestran uno de los resultados obtenidos.

CONCLUSIONES

Existe una gran diversidad de técnicas de procesamiento de imágenes entre las cuales se encuentran el suavizado de imágenes usando filtros pasabajas, o técnicas de promediación de imágenes; técnicas de resaltamiento de bordes usando filtros pasaltas o por diferenciación, técnicas de pseudocoloración para una mejor visualización de detalles, técnicas de restauración y reconocimiento de patrones y síntesis de imágenes entre otros.

Algunos factores que imponen un límite en un procesador de imágenes son su capacidad de procesamiento que en gran parte depende del sistema de cómputo con el que se cuenta y las funciones que pueda realizar por circuitería (convolución, funciones aritméticas, transformadas, etc), y su capacidad de memoria, o sea la cantidad de imágenes secuenciales que pueda almacenar a alta velocidad.

La tendencia actual de los procesadores de imágenes es hacer crecer su capacidad de memoria, y mientras más planos de memoria contengan, podrán realizar

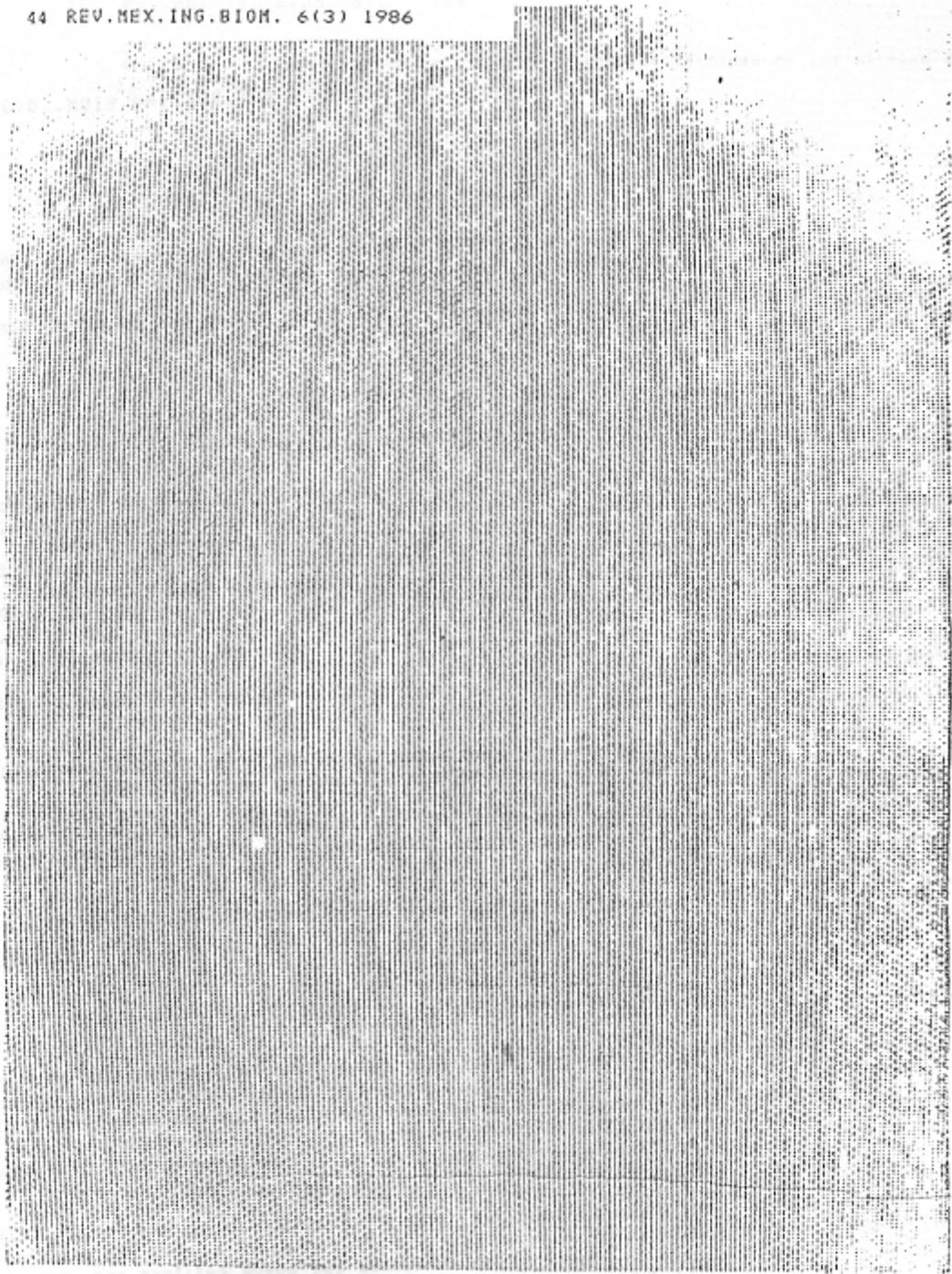


Fig (7) Imagen digital con muy bajo contraste.



Fig (8) Imagen de la Fig (7) procesada con el método de Linearización de Histogramas.

procesos más complejos ya que para algunas evaluaciones cuantitativas de parámetros fisiológicos, es necesario adquirir series secuenciales importantes de imágenes que permitan su evaluación dinámica. Esto permite también hacer reconstrucciones tridimensionales de órganos a partir de cortes bidimensionales.

El equipo diseñado permite, sin grandes erogaciones en equipo importado, hacer algunos procesamientos de imágenes adaptando el sistema a la infraestructura particular de cada usuario. Y además, permitirá promover a nivel nacional algunas técnicas de procesamiento de imágenes que serán muy útiles en sectores como: salud, educación, científico e industrial.

REFERENCIAS

- (1) U.N.A.M.-S.S.A. Programa de Colaboración Interinstitucional. La Gaceta de la UNAM época 7 vol. 1, 31 3-4; 1984.
- (2) KRUGER R., MISTRETTA C., RIEDERER S. et al. Digital Video Processor For Generalized Subtraction Imaging. 24th Int. Conf. on Medical Physics (Ottawa) Physics (Canada) 32, sect. 7, 1976.
- (3) KRUGER R., MISTRETTA C., CRUMMY A., et al. Digital K-edge Subtraction Angiography. Radiology 125: 234-245; 1977.
- (4) WOOD E., STURM R., SANDERS J. Data Processing in Cardiovascular Physiology with particular reference to Roentgen Videodensimetry. Mayo Clinic Proc. 39: 849-861; 1964.
- (5) WOOD E., Applied Cardiopulmonary Physiology. New Horizons for Study of the Cardiopulmonary and Circulatory Systems. Chest 69: 3-9; 1976.
- (6) HEINTZEN P., BRENNER R., BURSCH J. Computer Quantitation of Angiographic Images. Simp. Non-Invasive Cardiovasc. Measure. (Stanford) Am. Heart Assoc.: 26-28; 1978.
- (7) HEINTZEN P., BURSCH J. Roentgen Video Techniques for Dynamic Studies of Structure and Function of the Heart and Circulation. (Stuttgart): Thieme; 1978.
- (8) KRUGER R., MISTRETTA C. et al. Computerized Fluoroscopy in Real Time for Noninvasive Visualization of the Cardiovascular System. Radiology 130: 49-57; 1979.
- (9) MISTRETTA C., CRUMMY A., STROTHER C. Digital Angiography: a perspective. Radiology 139: 273-277; 1981
- (10) CHRISTENSON P., OVITT T. et al. Intravenous Angiography Using Digital Video Subtraction: Cervicocerebrovascular Angiography. Am. J. Radiol. 135: 1145-1152; 1980.
- (11) CRUMMY A., STROTHER C., SACKETT J. et al. Computerized Fluoroscopy: Digital Subtraction for Intravenous Angiocardiology and Arteriography. Am. J. Radiol. 135: 1131-1140; 1980.
- (12) KRUGER R. A Method for Time-Domain Filtering Using Computerized Fluoroscopy. Medical Physics 8: 466-470; 1981.
- (13) WIEDER S., ADAMS P. Improved Routine Chest Radiography with a Digital Filter. Am J. Radiol. 137: 695-698; 1981.

- (14) RABINER L., GOLD B.
Theory and Application of Digital Signal Processing. (Englewood Cliffs):
Prantice Hall, 1975.
 - (15) OPPENHEIM A.
Application of Digital Signal Processing. (Englewood Cliffs): Prantice Hall
1978.
 - (16) CORKIDI G., SOLAR A.
Digitalizador de Imágenes Radiológicas. Reporte Técnico, Centro de
Instrumentos UNAM. B-076-1; 1983
 - (17) CORKIDI G., SOLAR A.
Sistema de Adquisición y Despliegue en Tiempo Real de Imágenes.
Reporte Técnico, Centro de Instrumentos UNAM. B-089-1; 1985.
 - (18) CORKIDI G.
Desarrollo y Prueba de Algoritmos Básicos para Procesamiento de Imágenes.
Reporte Técnico, Centro de Instrumentos UNAM. B-110-1; 1985.
 - (19) TEXAS INSTRUMENTS.
TMS4500 Dynamic Ram Controller. Memory Support LSI: 1-14; 1982.
 - (20) NOLL M.
Televisión para Radiotécnicos. A. Canadiani Editor, Madrid: 25-29,45; 1966.
 - (21) CORKIDI G.
Transferencia de Imágenes Adquiridas en Tiempo Real a la Exorciser II.
Reporte Técnico, Centro de Instrumentos UNAM. B-109-1; 1985.
 - (22) GONZALEZ R., WINTZ P.
Digital Image Processing. Addison-Wesley Publishing Company Inc.; 1977.
-