

Artículos originales

Principios generales de la angiografía por sustracción de imágenes

ANSELMO BORDONAVA*, MARIO I. LUGONES, EZIO ZUFFARDI, LUIS M. DE LA FUENTE
Técnicos CARLOS RABINOVICH, LUIS SZNEIDER

Praxis Médica, Buenos Aires

* Para optar a Miembro Titular de la Sociedad Argentina de Cardiología.

Trabajo recibido para su publicación: 7/1984. Aceptado: 8/1984.

Dirección para separatas: Praxis Médica, Viamonte 1871, (1056) Buenos Aires, Argentina.

De los sistemas radiográficos digitales en uso, el video fluoroscópico digital, también llamado angiografía por sustracción digital (ASD), ha recibido gran impulso en los últimos años.¹⁻⁴

Su incorporación a los habituales métodos de diagnóstico por imágenes en nuestro medio obliga a la presentación de las características de la ASD con una sucinta información técnico-operativa e introducción al lenguaje propio de este sistema, tomados de la experiencia adquirida.

Aunque nuestra intención es ir comunicando sucesivamente, en forma detallada, con datos exactos, las aplicaciones, alcances y limitaciones de esta técnica en los distintos territorios vasculares, creemos útil para la orientación de los lectores referirles en forma sucinta un panorama basado en la experiencia de nuestro grupo hasta el presente que sirva de orientación inicial del lugar que ocupa en este momento esta tecnología recientemente incorporada a los habituales métodos de diagnóstico.

1) ASD en el estudio de las enfermedades vasculoencefálicas

a) *De los vasos de cuello extracraneanos.* Es aconsejable para su estudio la realización de ASD con inyección venosa de material de contraste. Se obtienen excelentes imágenes en un alto porcentaje

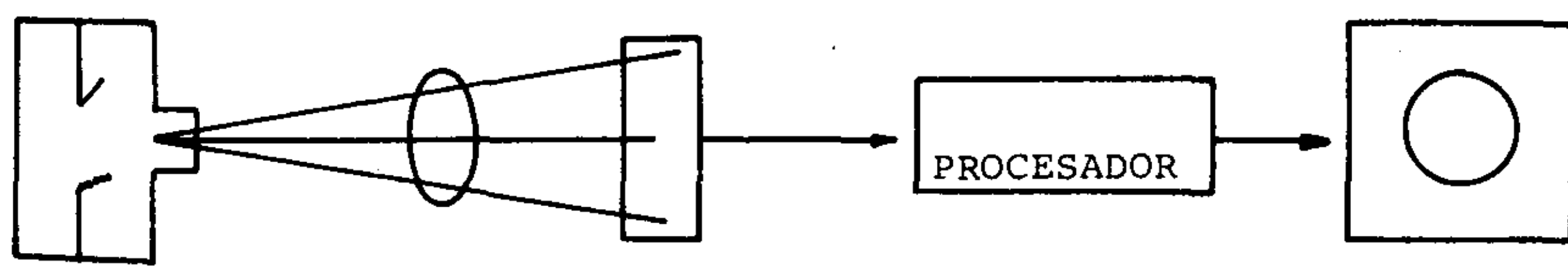
de los estudios. Se define con precisión la presencia de patología obstructiva vascular con bajo porcentaje de falsos negativos, sobre todo en presencia de obstrucciones significativas.

b) *De los vasos intracraneanos.* Con los equipos disponibles en nuestro medio debe preferirse en este momento la realización de ASD por inyección arterial selectiva o no selectiva (en aorta para territorios carotídeos o en subclavia para territorio vertebrobasilar) para definir con precisión la presencia de patología y obtener adecuada información diagnóstica.

2) Para el estudio de la aorta abdominal y de las arterias renales

El estudio realizado por inyección venosa es de gran utilidad, obteniéndose buenas imágenes de aorta abdominal hasta la bifurcación aortoiliaca. Con respecto al estudio de patología vascularrenal, se obtiene alto porcentaje de estudios de excelente calidad, siendo de gran utilidad en la hipertensión renovascular, pudiendo obtenerse muestras selectivas para determinación de renina en el mismo procedimiento, sobre todo si se utiliza la vía femoral para la introducción del catéter para realizar la inyección venosa.

Este método es también de gran ayuda para el seguimiento angiográfico de los procedimientos te-



rapéuticos (angioplastia y cirugía de revascularización).

Es de tener en cuenta que, en casos con insuficiencia renal, la arteriografía renal con ASD por vía arterial con inyección selectiva puede realizarse con mínimas cantidades de material de contraste sin los riesgos habituales.

3) *En el estudio de las patologías arteriales distales*

En el estudio arteriográfico distal de miembros inferiores y superiores es aconsejable en el momento arterial la realización de ASD selectiva por vía arterial para obtener buena resolución espacial. La principal ventaja es el bajo volumen de material de contraste diluido que se utiliza. La principal limitación es el tamaño del intensificador de imágenes que circunscribe el área a explorar.

4) *En la evaluación de la función ventricular derecha e izquierda*

A este nivel, una vez demostrada una buena correlación con el patrón de oro cineangiográfico para la determinación de la función ventricular basal y con el ventriculograma radioisotópico para el esfuerzo, puede llegar a ocupar un lugar en el diagnóstico y pronóstico de las distintas cardiopatías.

5) *Aplicaciones especiales*

En el estudio de fístulas AV en distintos territorios es de gran utilidad pues permite, debido a la alta resolución de contraste que se obtiene, visualizar con nitidez el retorno venoso.

En el seguimiento de distintos procedimientos la ASD por vía venosa está probando ser de gran utilidad. Por ejemplo, en el seguimiento angiográfico de angioplastia transluminal de coartaciones de aorta, de obstrucciones vertebrales o en los aneurismas disecantes operados.

En los casos especiales de los procedimientos terapéuticos por cateterismo, la evaluación de las imágenes se ve favorecida por el conocimiento preciso de la anomalía vascular.

PRINCIPIOS GENERALES

Un sistema radiológico convencional consta de: ^{5, 6}

- 1) Una fuente de rayos (tubo/generador).
- 2) Receptor de imágenes (film/pantalla).
- 3) Procesador de film.
- 4) Dispositivo para visualizar el film.

En un sistema videofluoroscópico, un intensificador de imágenes radiológicas reemplaza al film como receptor de imágenes.^{7, 8}

El intensificador transforma los fotones de luz en electrones de alta energía que dan una imagen

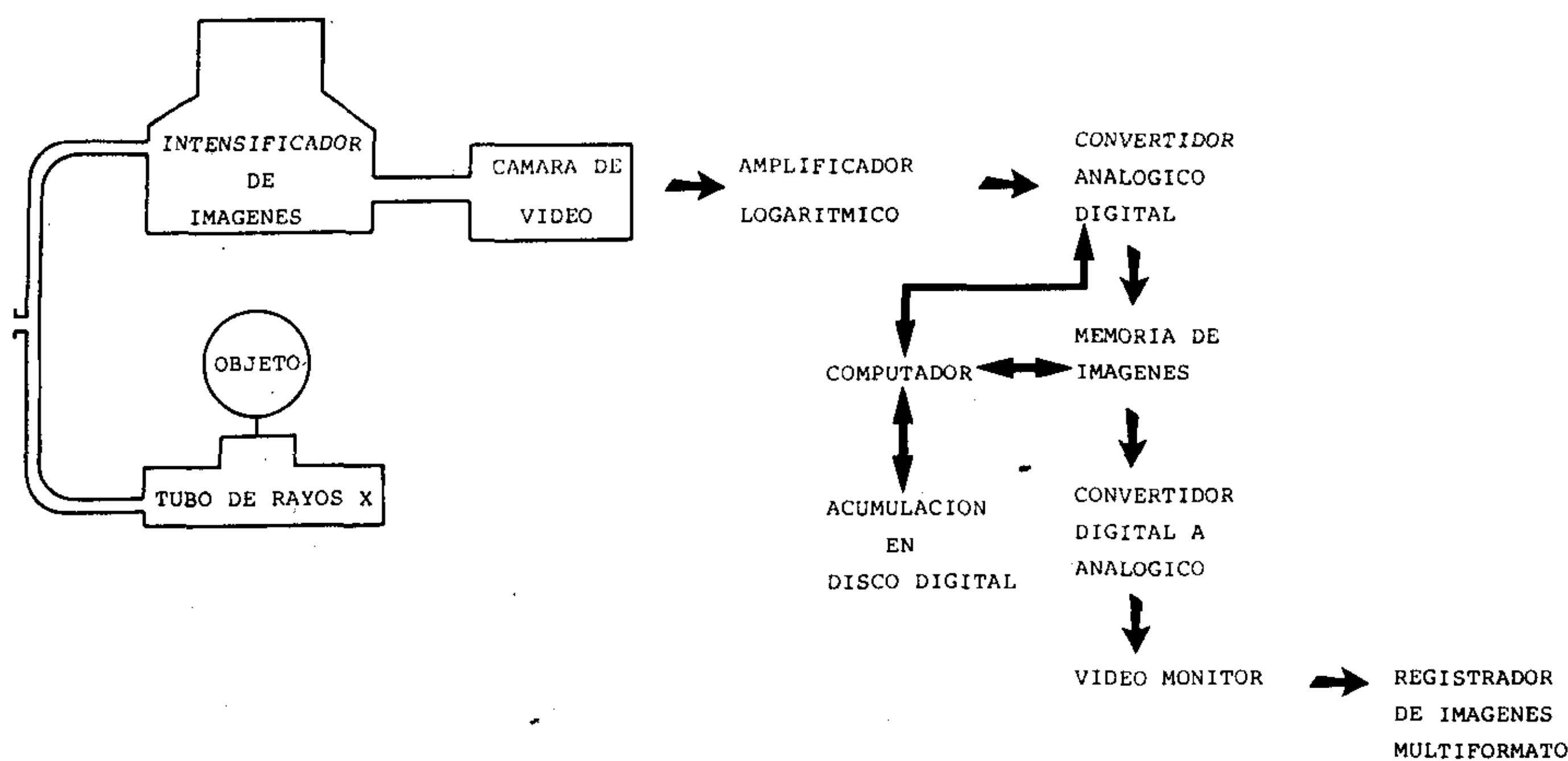


Fig. 2. Esquema de los componentes de un campo de radiología digital.

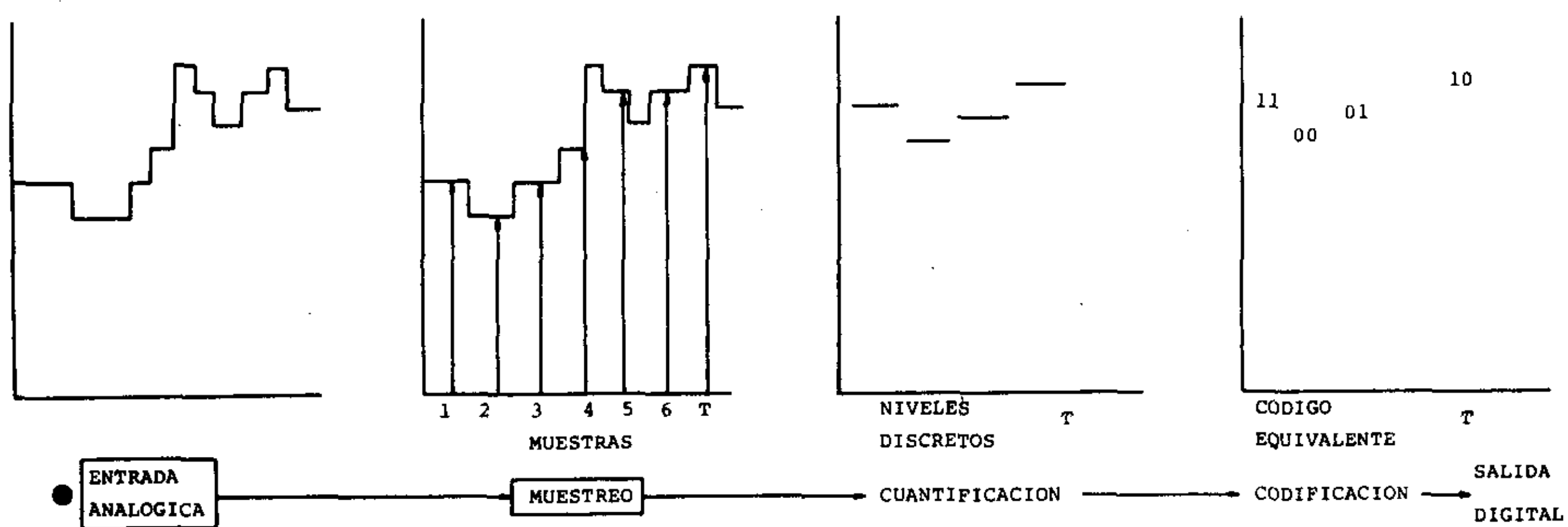


Fig. 3. Esquema del muestreo de los impulsos eléctricos entregados por la cámara de video para ser transformados en código binario para la acumulación digital.

de brillo aumentado y reducida que es captada por una cámara de video. La imagen es luego visualizada en un monitor o es registrada en un videodisco o videotape (sistema de acumulación analógica) (Fig. 1).

La radiología digital utiliza luego de la cámara un convertidor analógico digital (CAD) que convierte las señales de video en números que son almacenados en la memoria de una computadora y posteriormente en un disco magnético (sistemas de acumulación digital) (Fig. 2).

Los números de cada parte de la imagen (código binario) así acumulados a alta velocidad pueden ser luego transferidos a un monitor o a un tape por medio de un convertidor digital analógico (CDA) (Fig. 3).

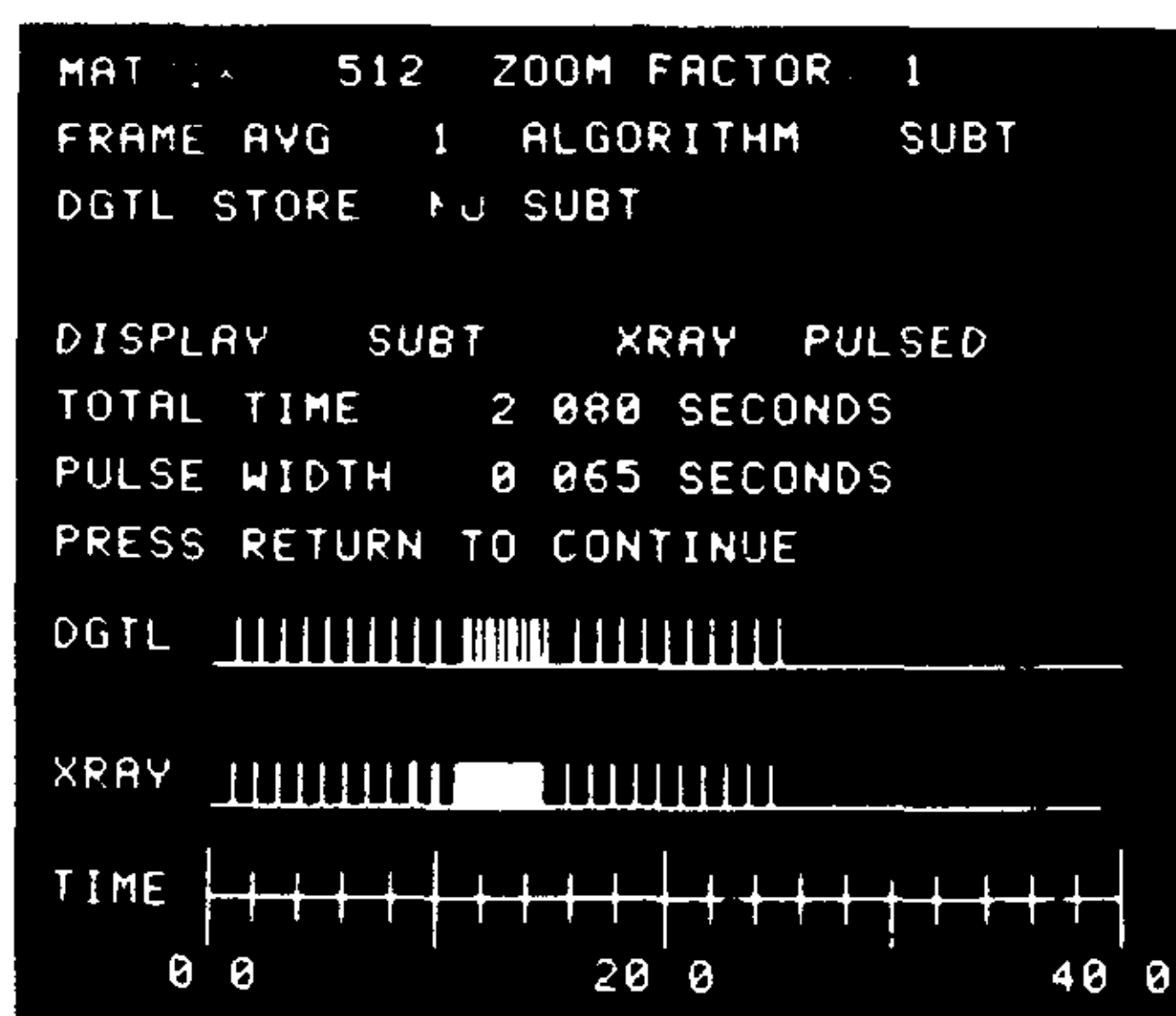
Cámara de video. La imagen óptica del intensificador es explorada por una corriente de electrones que barren el campo en forma horizontal convirtiéndola en señales eléctricas. En los sistemas standard utilizados, la información surge de la exploración de 525 líneas.⁶

Resolución vertical. Es la habilidad de resolver líneas horizontales.

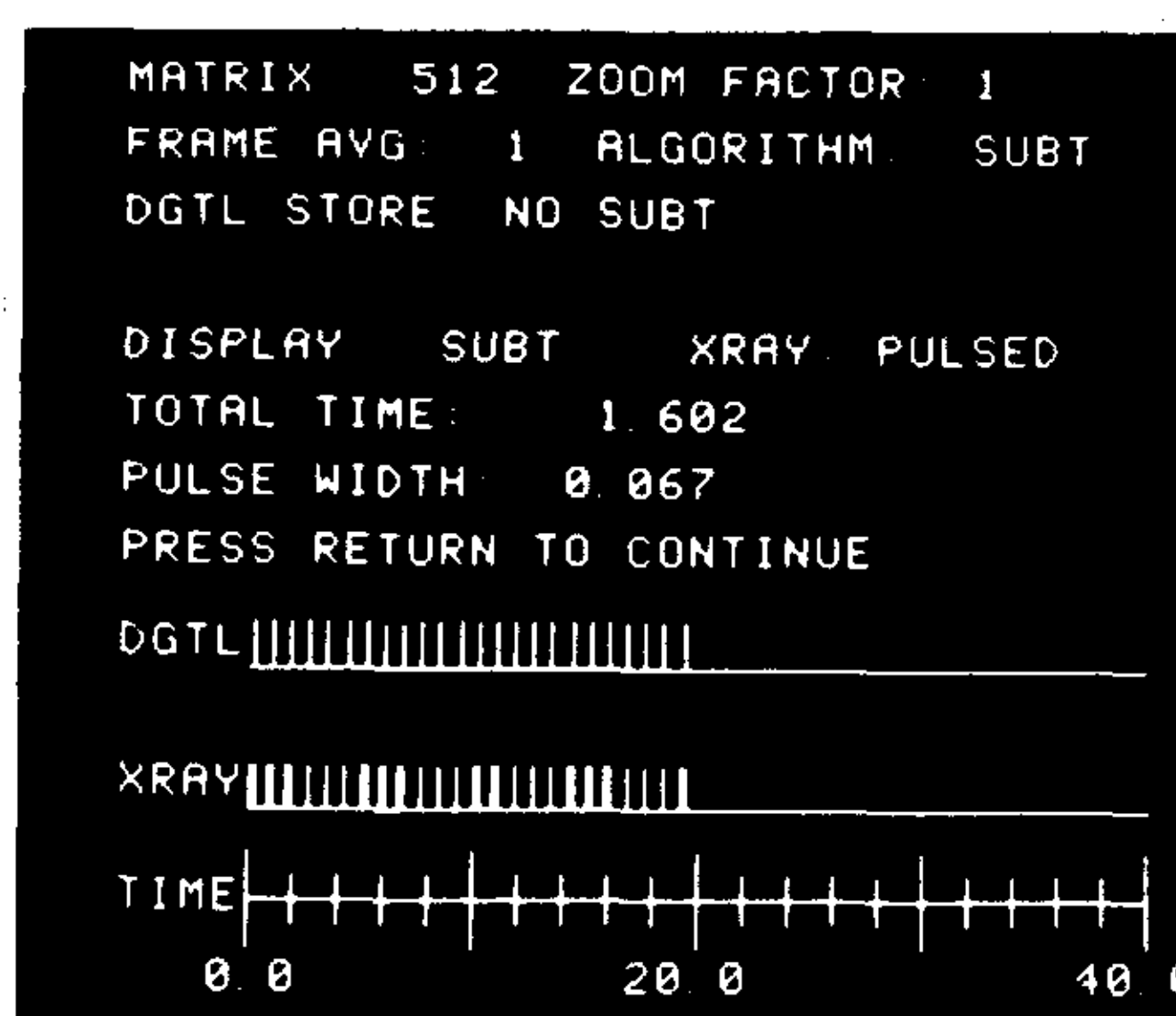
Se incrementa al estar más cerca las líneas horizontales (a mayor número, mayor resolución); lo habitual son 525 líneas.^{6,9-11}

Resolución horizontal. Está dada por la capacidad de responder a la interfase blanco-negro. En la interfase se genera una onda cuadrada que es mayor cuanto más alta a la respuesta de frecuencia del sistema. La resolución horizontal surge de multiplicar la frecuencia (40 msec standard para 512 líneas) en megahertz por el tiempo de scan de cada línea horizontal.^{6,9-12}

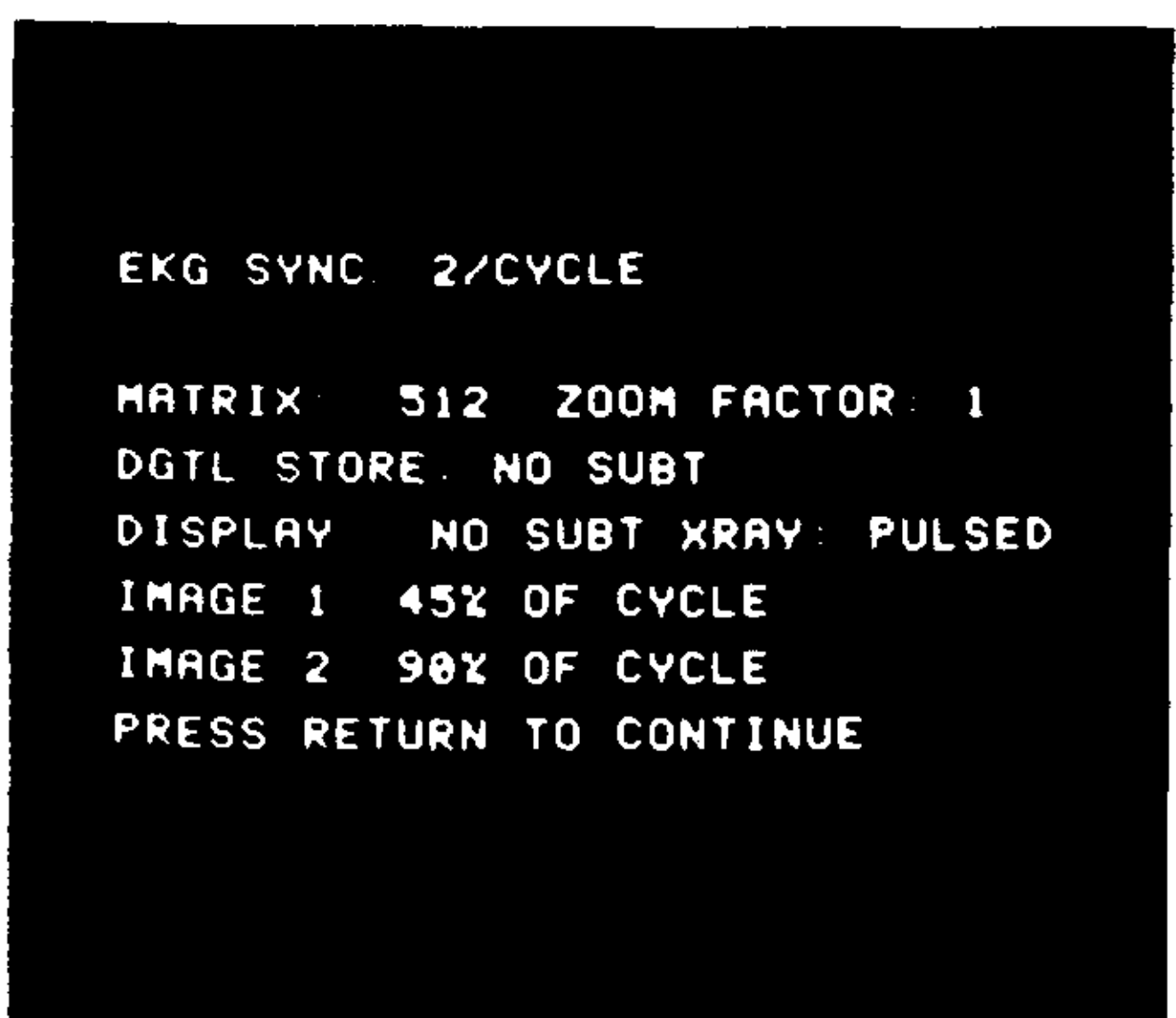
Amplificador logarítmico digital. La información de la cámara de televisión debe ser procesada en forma logarítmica. Su función puede ser explicada con un ejemplo: a pesar de que una arteria obtenga igual densidad de contraste en su recorrido, si en uno de sus extremos se interpone una mayor densidad de tejidos, éstos producen una atenuación exponencial de los rayos, perdiéndose la visualización del vaso. El amplificador logarítmico compensa la atenuación exponencial de radiología, haciendo desaparecer la diferencia generada por la densidad de tejidos, de tal modo que, siendo la concentración de material de contraste homogé-



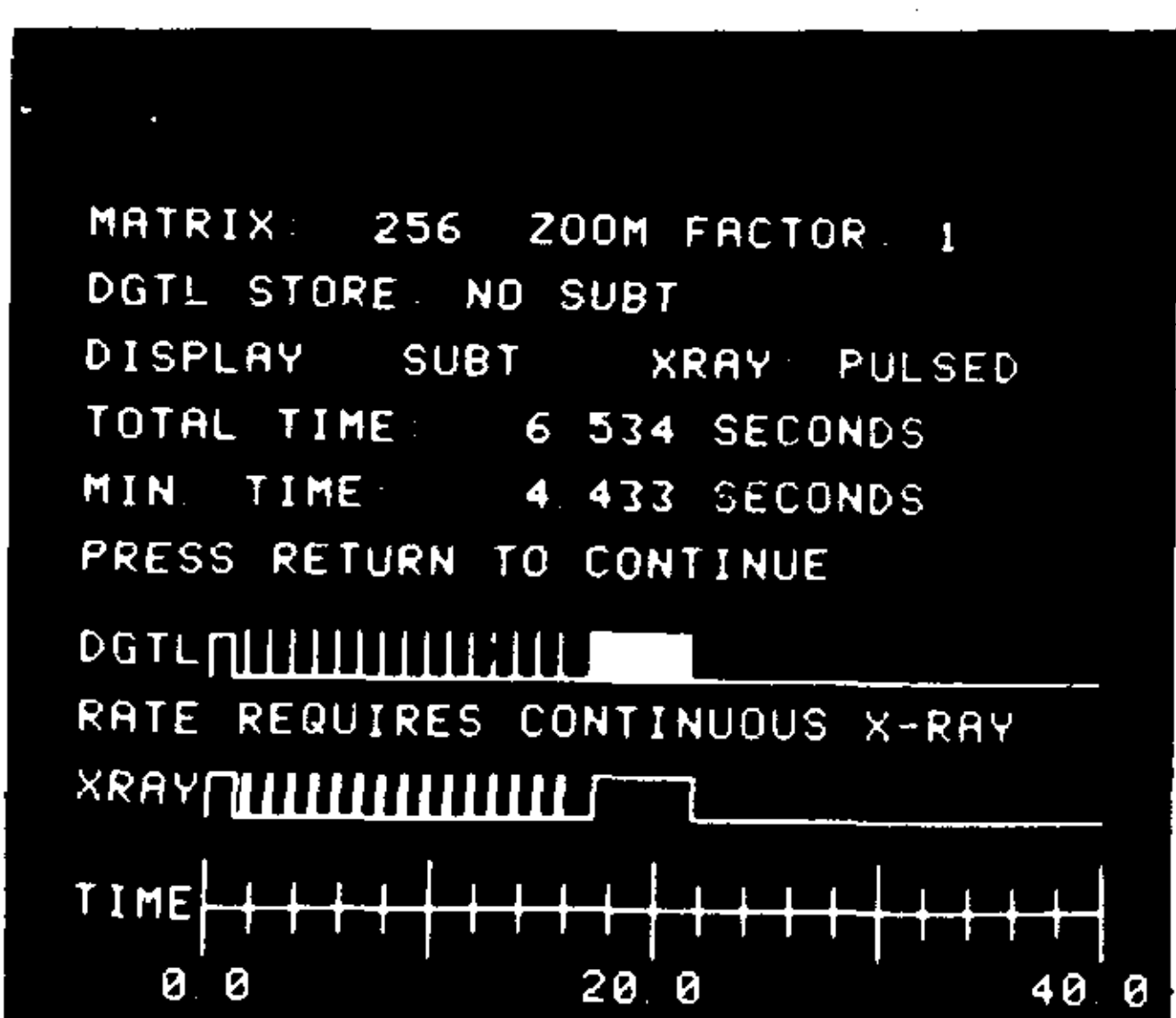
A



B



C



D

Fig. 4. A: Programa de adquisición por pulsos en tres segmentos: inicial, de un cuadro por segmento; medio, de cinco cuadros por segmento, y final, de un cuadro por segmento. B: Programa por pulsos de un cuadro por segmento. C: Programa por pulsos gatillado por ECG. D: Programa de adquisición con radiación continua a 25 cuadros por segmento. (Nótese que se utiliza una matriz de 256x256.)

SETUP :

- 1 SOURCE
- 2 MATRIX/ZOOM
- 3 PULSE WIDTH
- 4 ALGORITHM
- 5 DISPLAY
- 6 DELAYS FROM R-WAVE
- 7 REVIEW
- 8 PROCEED

Fig. 5. Menú para programar Matriz y Zoom, Ancho de pulso, Algoritmo, Display, Retraso respecto a onda R si se utilizó la modalidad gatillada por ECG y si no la programación de los segmentos (destinación de rayos X).



Fig. 6. Arriba: ventriculograma realizado por vía venosa adquirido con matriz 256 x 256 cropped. Nótese la diferencia de granulación con el mismo ventrículo adquirido. Abajo: con matriz de 512 x 512 elementos.

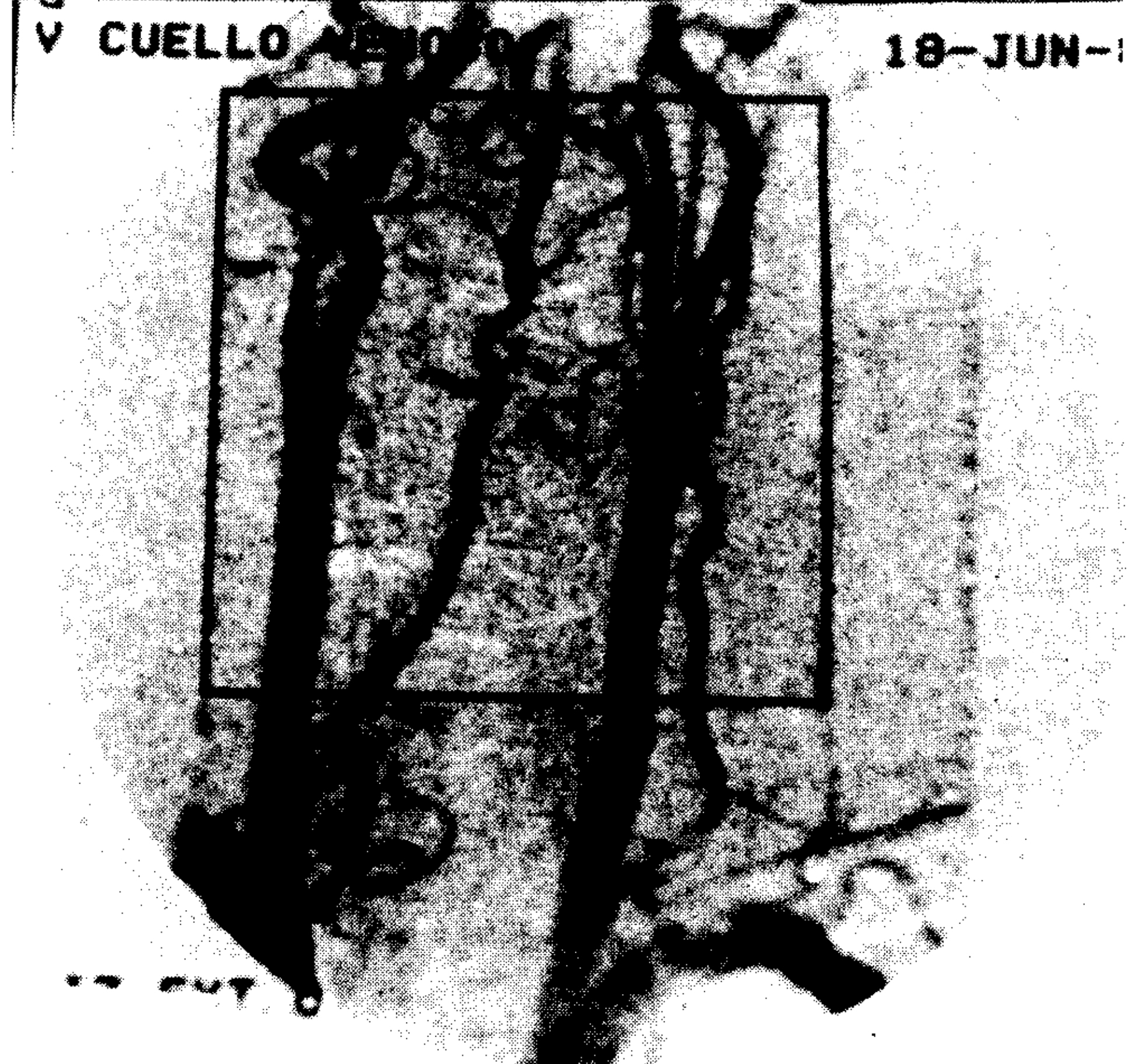
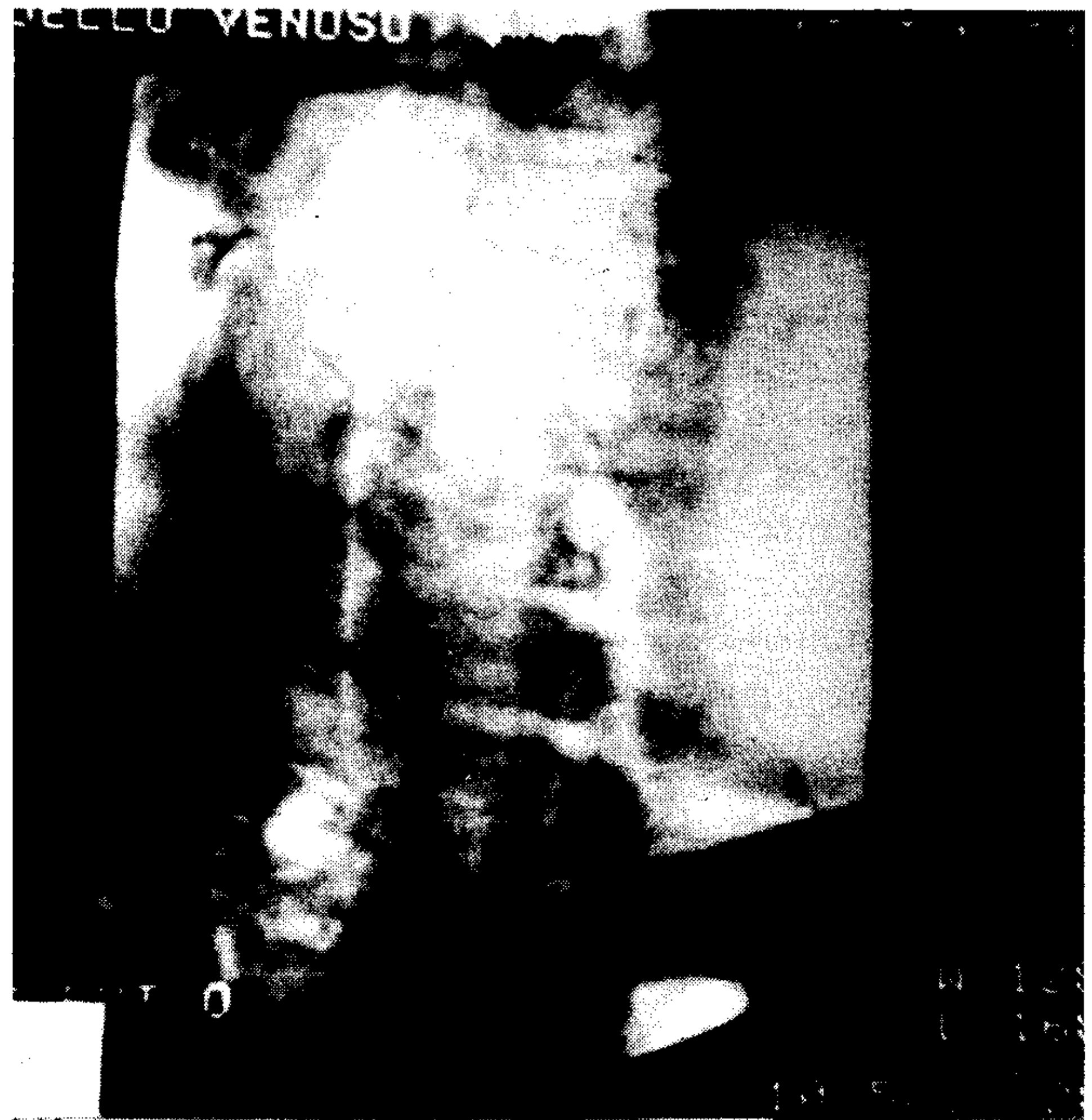


Fig. 7. Arriba: imagen no sustraída. Nótese la tenue opacificación de ambas carótidas. Abajo: imagen con sustracción. El material de contraste se realza de 8 a 10 veces.

nea, se visualizará el vaso en todo su recorrido con igual nitidez.

Convertidor analógico digital (CAD). Cada línea horizontal de la imagen se representa por una onda de voltaje que varía en proporción al brillo de la imagen en ese punto.

El CAD toma muestras de esa onda en intervalos determinados. Esa frecuencia determina la cantidad de números generada por cada scan horizontal: completan 261,149 muestras cada 1/30 de

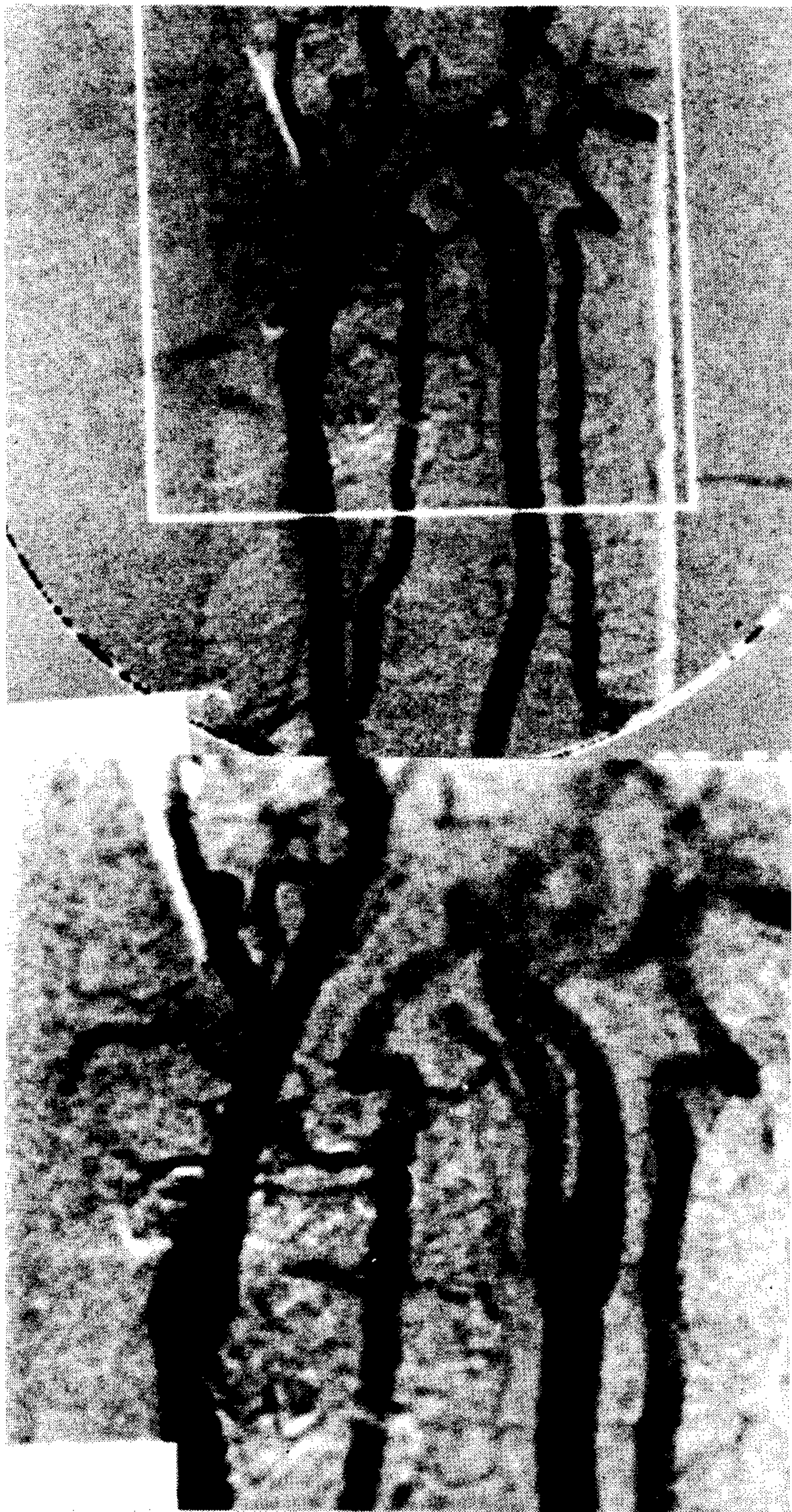


Fig. 8. Arriba: imagen sustraída de un estudio en el que durante la adquisición el paciente movió el cuello; por lo tanto, la imagen inicial utilizada como máscara está desplazada respecto de la imagen analizada. Abajo: imagen obtenida luego de la corrección del movimiento.

segundo. Esto corresponde a una matriz de 512 elementos horizontales por 512 elementos verticales (512x512). La línea horizontal es muestreada 512 veces, siendo 512 las líneas horizontales muestreadas (también puede ser 256x256 ó 128x128).

Con intensificadores de 4" se obtiene un límite de resolución espacial para la matriz de 512x512 de dos pares de líneas por mm contra cinco pares de líneas por mm del cine para un intensificador

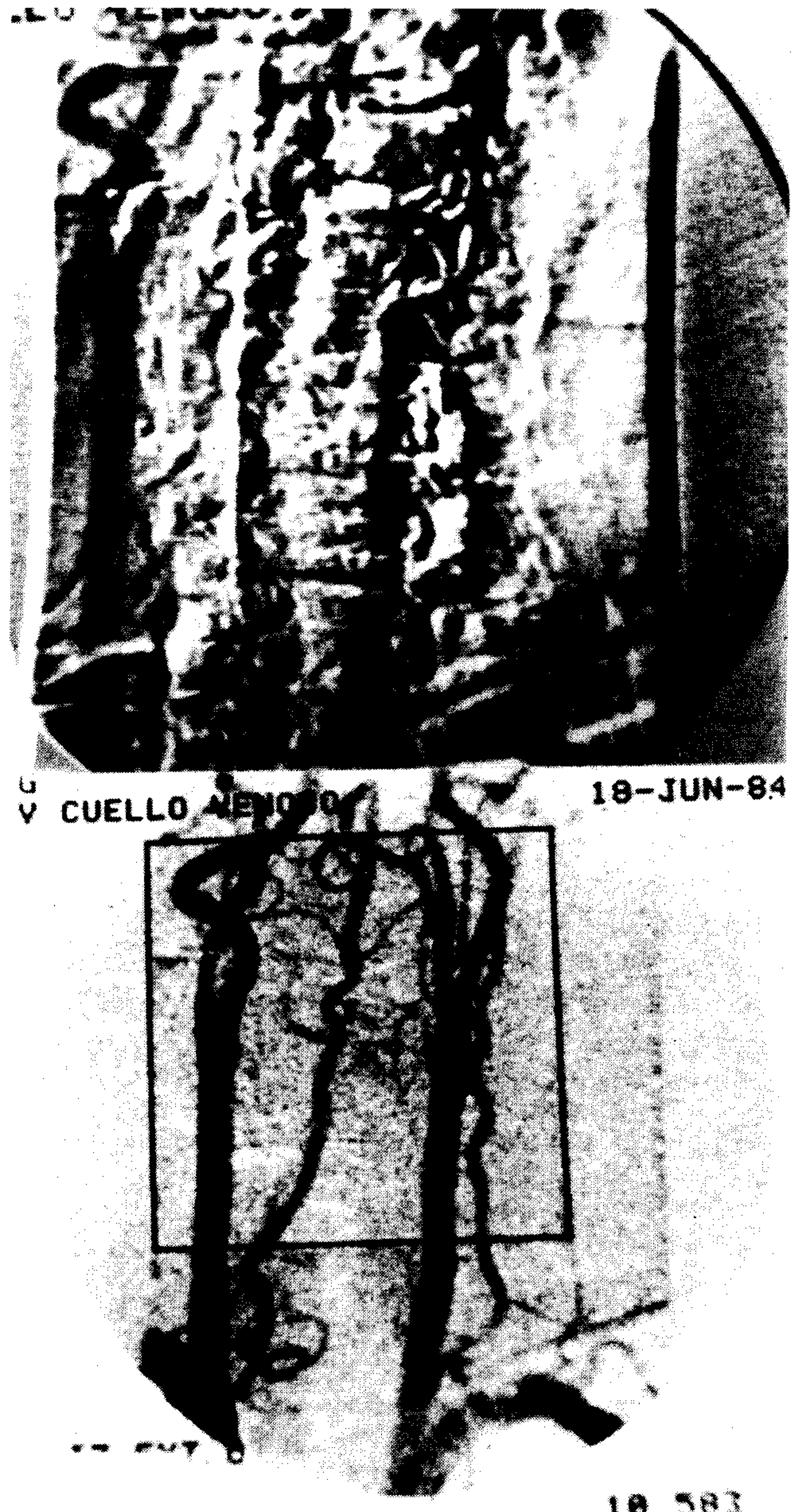


Fig. 9. Magnificación. Arriba: se enmarca un área de interés. Abajo: se magnifica. Obsérvese que la imagen posee más grano.

de 9" de un par de líneas por mm (esto para zonas bien opacificadas, disminuyendo con menor opacificación).

Esta característica limita el tamaño de los intensificadores pues exigen matrices más grandes, estableciendo un límite para el *campo de visión*.

La magnitud de los números generados en cada uno de los 512 por 512 puntos da la *resolución de contraste* (escala de grises). Generalmente se discriminan 256 niveles de gris (8 bit).^{3, 13, 14}

Acumulación de imágenes. Una vez que la imagen es adquirida en la memoria (generalmente se

utilizan computadoras de 32 K, 16 bit de memoria, 64 kilobytes) se transfiere a una unidad de acumulación mayor, generalmente un disco digital magnético.

El sistema de acumulación es en parte electrónico y en parte mecánico. La parte mecánica es la que limita la velocidad de transferencia de datos. Dos son las características principales de estos sistemas:

1) La velocidad de transferencia de datos ya aludida es afectada por la velocidad del componente mecánico y por el número de pixels (elementos) por imagen.

En los sistemas standard se llega a 8 imágenes/segundo para una matriz de 512x512 (la velocidad se multiplica x 4 con una matriz 256x256).

2) Capacidad total de almacenaje es la cantidad de imágenes que pueden ser contenidas. En nuestro equipo 1.640 imágenes (512x512) (474 megabyte) 6.560 (256x256).^{6, 14, 15}

¿Qué es el "hardware"? Este término hace referencia a los componentes físicos del sistema (circuitos, luces, gabinetes, etc.) y elementos periféricos (disco, cinta, etc.).

¿Qué es el "software"? Este término se refiere a las instrucciones que determinan las funciones y el orden en que las realiza el "hardware" (en otras palabras, los programas).

Formas de digitalizar (Fig. 4)

1) Por *pulsos* ("snap shot") la exposición a rayos X es corta, con elevada intensidad, y la exposición está sincronizada con la digitalización de la imagen. Provee imágenes de bajo ruido y poco movimiento para matrices de 512x512 pixels, aunque no admite en los equipos convencionales más de 8 imágenes/segundo hasta el momento. (El límite de nuestro equipo es de 6 imágenes/segundo para matriz de 512x512.)

2) *Continuo*. El sistema opera con relativa baja intensidad de rayos X. Las imágenes tienen relativamente alto ruido pero se digitalizan hasta 50 o más imágenes por segundo.^{6, 16}

UTILIZACION DE ASD

Describiremos a continuación las características de nuestro sistema de procesamiento de imágenes para radiología digital marca ADAC modelo DPS 4060, fabricado en Estados Unidos por ADAC Laboratories. Creemos que será de utilidad, puesto que existe gran similitud con las posibilidades de los demás equipos en plaza para orientar sobre las distintas fases en que se divide el estudio.

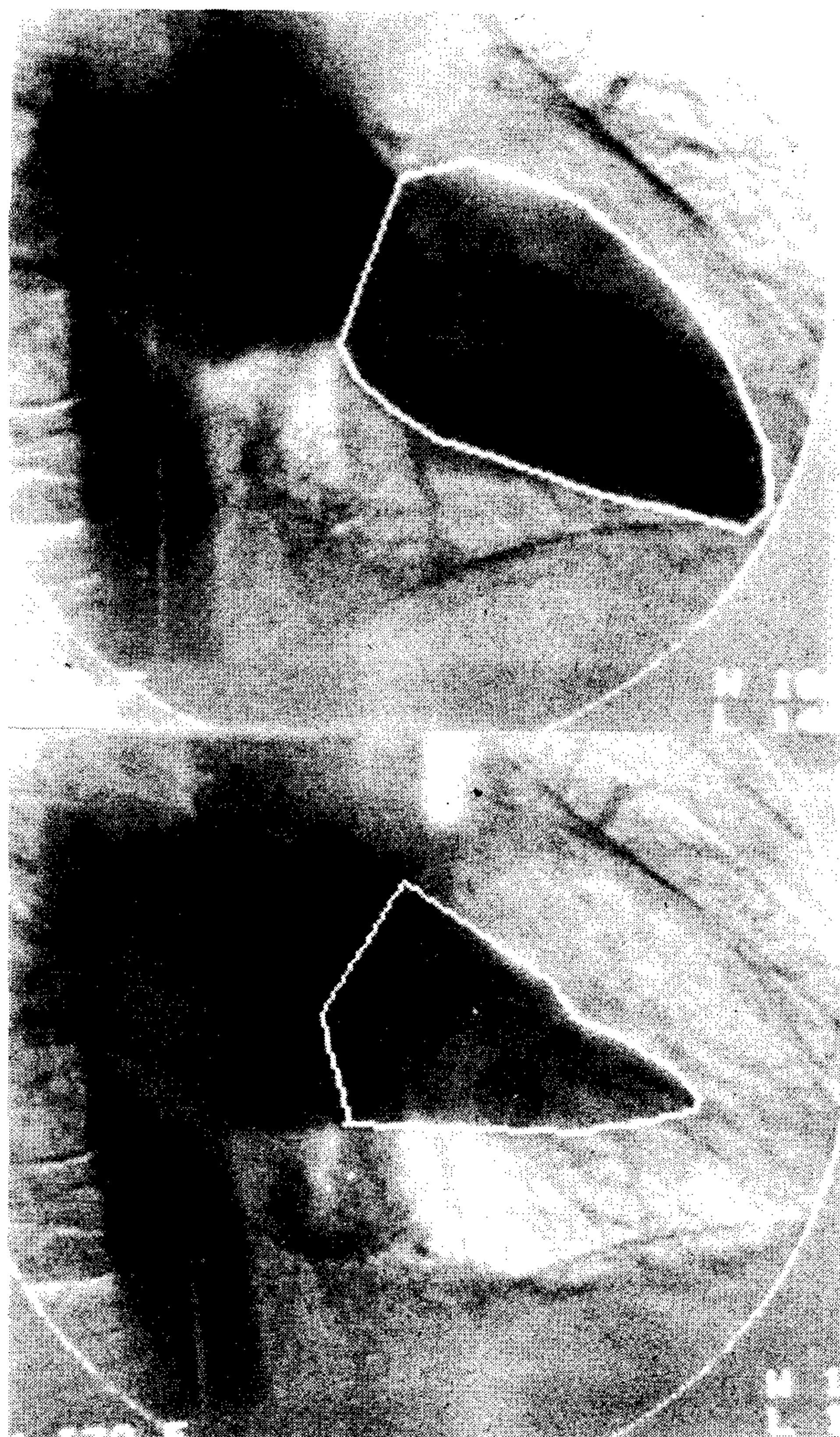


Fig. 10. Delineación con lápiz de luz de los bordes ventriculares en diástole y sístole para cálculo de función ventricular.

ADQUISICION DE IMAGENES

Previa constatación de la capacidad de imágenes disponible en el disco digital para incluir el estudio, se procede a cargar los datos del paciente. Luego se debe seleccionar el modo de adquisición. Nuestro equipo ofrece cinco posibilidades.

1) *PPR* ("Pulsed Progressive Readout"). Corresponde a la digitalización por pulsos; se adquiere información durante la generación de pulso.

2) *PPR*. "GATED". Las imágenes se adquieren sincronizadas con el ECG. Pueden adquirirse una o dos imágenes por ciclo, debiendo programarse el retraso con respecto a la onda R que se desea.

3) *Fast Frame* (cuadros rápidos). Admite un segmento de hasta 30 cuadros por segundo pero

debe utilizarse una matriz 256x256 cropped (omite datos del límite superior e inferior de la imagen, lo que permite aumento de la velocidad de adquisición. Exige radiación continua).

4) *Non PPR*. Corresponde a la digitalización continua, adquiriéndose información a períodos programados durante la generación continua de rayos X.

5) *Non PPR GATED*. Las imágenes se adquieren del modo en que se hace con *Non PPR* pero sincronizadas con ECG.

Seleccionado el modo, se procede a programar (Fig. 5):

1) La matriz a utilizar (para velocidades de adquisición de más de ocho cuadros por segundo, se deben utilizar matrices de 256x256) (Fig. 6).

2) El ancho de pulso en el caso de trabajar con PPR (habitualmente 20 a 60 mseg).

3) Con el *Algorithm Display* se establece si la adquisición a realizar será de imágenes ya sustraídas o no sustraídas, con máscara o sin máscara.

Destination X Ray. Permite programar la cantidad de imágenes por segundo y la duración en segundos de la adquisición a esa frecuencia, pudiendo establecerse hasta 10 segmentos de esas características.

Aceptado el perfil de adquisición se realiza un test técnico de la imagen en la proyección radiológica previamente seleccionada por fluoroscopia. Se obtiene la grafía de seis curvas de otros tantos campos en que se divide la imagen. Permiten apreciar si la cantidad de radiación es aceptable (las curvas deben estar entre el 50% y 100%) y detectar la presencia de áreas de heterogénea densidad de rayos que pueden ser armonizadas con la utilización de filtros especiales que mejoren la calidad de imagen evitando la saturación.

Cada paso en la programación de segmentos de imágenes permite la colocación de un retraso (*delay*) que habitualmente no se utiliza, pudiendo asimismo pasarse normalmente durante el estudio de un segmento a otro.

Se programan dos a cuatro imágenes antes de la aparición de material de contraste para ser utilizadas como *máscara*. Las imágenes de los tejidos registradas serán luego *sustraídas* de las imágenes con contraste, de tal modo que sólo el contraste (idealmente) podrá verse, realizándose así su visualización en alrededor de 8 a 10 veces (Fig. 7).

La adquisición se finaliza al terminar los segmentos programados o en cualquier punto de ésta en forma manual.

Posteriormente se selecciona el nombre del territorio vascular explorado para ser incluido como información.

Inmediatamente puede procederse a reproducir las imágenes obtenidas, lo que permite establecer la calidad de la información lograda y de la patología presente, orientando la continuación del estudio. Finalizado el mismo, las imágenes pueden ser procesadas.

Procesamiento de imágenes. Las posibilidades de manejo de imágenes obtenidas que ofrece nuestro equipo y la mayoría de los sistemas en uso son las siguientes:

1) Las imágenes del disco pueden ser vistas según fueron adquiridas, a la velocidad límite de transferencia de imágenes del sistema (6 cuadros por segundo).

2) También pueden verse desde la memoria (sin limitaciones mecánicas) hasta 30 cuadros por segundo.

3) *Reportes*. Muestra imagen del cálculo de fracción de eyección o de motilidad parietal radial procesados de imágenes cardíacas.

4) *Datos demográficos*. Permite contener los datos del paciente e incorporar información adicional.

MANIPULACION DE IMAGENES

5) *Sustracción de máscara*. Permite procesar imágenes cambiando la selección de la imagen a usar como máscara. Con corrección de movimiento esas imágenes pueden ser guardadas en el disco o la memoria.

6) *Sustracción de imágenes y registro*. Permite seleccionar la imagen a utilizar como máscara (imagen que se sustrae de las sucesivas imágenes, realizando el contraste, visualizando con nitidez las estructuras opacificadas).

La imagen puede ser mejorada produciendo transformaciones de distinto tipo de la máscara, permitiendo la corrección de artefactos de movimiento (Fig. 8).

Además puede obtenerse la magnificación de hasta 32 veces de sectores de la imagen. (La magnificación se produce aumentando la distancia entre los puntos de la matriz; por lo tanto, a mayor magnificación, menor resolución espacial) (Fig. 9).

Puede mejorarse la imagen con la aplicación de filtros y manipulación de la escala de grises.

7) Con creación manual se puede dibujar imágenes de fin de diástole y fin de sístole con lápiz de luz (Fig. 10).

8) Permite obtener la fracción de eyección por el método de área longitudinal.

9) Permite obtener la motilidad parietal radial.

Finalmente, las imágenes sustraídas y corregidas pueden ser registradas en placas radiográficas de 25x20 cm. En cada placa se obtienen cuatro imágenes de 7x8 cm.

BIBLIOGRAFIA

1. Mistretta CA, Crummy AB, Strother CM: Digital angiography: a perspective. *Radiology* 139: 273, 1981.
2. Ovitt TW, Capp MP, Fisher HD: The development of a digital video subtraction svstem for intravenous angiography. *Proc SPIE* 167: 61, 1978.
3. James AE, Goddant J, Price RR, Jones T, Powis R: Advances in instrument design and image recording. *Radiol Clin of North Amer* 18: 3-20, 1980.
4. Nudelman S, Capp MP, Fisher HD: Photoelectronic imaging for diagnostic radiology and digital computer. *Proc SPIE* 164: 138, 1978.
5. White RI: Fundamentals of vascular radiology. Lea & Febiger, Philadelphia, 1976.
6. Price RR, Rollo FD, Monahan WG, James AE: Digital radiography. A focus on clinical utility. Grune & Stratton, 1982.
7. Harrington P, Boxt LM, Murray PD: Digital subtraction angiography. Overview of technical principles. *AJR* 139: 781-786, 1980.
8. Mistretta CA, Crummy AB: Digital fluoroscopy. In Coulam CM, Erickson JJ, Rollo FD, James AE: Physical basis of medical imaging, p 107. Appleton Century Craft, New York, 1981.
9. Arnold B, Eisember H, Borges D: Digital videoangiography system evaluation. *Applied Radiology* 10 (6): 81-90, 1981.
10. Couvillon LA, Brenkus LM: The commercial systems for digital radiology. *Diagnostic Imaging* 4: 3, 1982.
11. Brody WR, Canel DM, Sommer F et al: Dual energy projection radiography: initial clinical experience. *AJR* 137: 201, 1981.
12. Gibbs SJ, Price RR, James AE: Image perception. In Coulam CM, Erickson JJ, Rollo FD, James AE Jr (eds): The physical basis of medical imaging, p 295. Appleton-Century-Crafts, New York, 1981.
13. Erickson JJ, Price RR, Rollo FD, Pendergrass AP, Gerlock J, Partam CL, James AE Jr: A digital radiographic system. *Radiographics* 1: 49-60, 1981.
14. Mistretta CA: Digital videoangiography. *Diagnostic Imaging* 3: 14, 1981.
15. Stanson AW: Digital subtraction angiography. *Mayo Clinic Proc* 57: 725-726, 1982.
16. Ovitt TW, Christenson PC, Fisher HD: Intravenous angiography using digital video subtraction: X ray imaging system. *AJR* 135: 1141-1144, 1980.

COMPLETE YA SU SELECTA BIBLIOTECA CARDIOLOGICA

NOVEDADES

Rodríguez, A.; de la Fuente, L. M.: **Terapéutica por catéter en la cardiopatía isquémica.**
(Angioplastia transluminal, trombolisis coronaria)

Petty, T.: **Atención respiratoria intensiva y rehabilitadora**

Liotta, D.; Cabrol, Ch.; Cooley, D. A.: **Cirugía cardíaca y cardiología**

Braunwald, E.; Mock M. B.; Watson, J.: **Insuficiencia cardíaca congestiva**

Rosenbaum, M. B.; Elizari, M. V.: **Fronteras en la electrofisiología cardíaca**

Mangiola, R.; Ritota, M.: **Arritmias cardíacas. Interpretación ECG práctica**

Pick, A.; Langendorf, R.: **Interpretación de arritmias complejas**

Grossman, W.: **Cateterización y angiografía cardíaca**

Stein, E.: **Interpretación de ruidos y soplos cardíacos (Manual y Cassette de 60' de duración)**

Pasqualini, R. Q.: **El Síndrome de Tiresias y otros escritos para médicos**

EN PREPARACION

Tuero, P.: **Enfermedad tromboembólica y embolismo pulmonar**

Valentinuzzi, M. E.: **Fibrilación-defibrilación cardíaca. Revisión crítica**

Bertolasi, C. A.; Turri, D.; Gimeno, G.: **Cardiología clínica (3 tomos, aproxim. 2.400 págs.)**

Editorial **INTER-Médica** S.A.I.C.I.

Junín 917, piso 1º "A" - Casilla Correo 4625 - Buenos Aires - Argentina - Teléfonos: 83-3234/3148