

R. 6.735



T.D.  
C/42



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

FACULTAD DE MEDICINA.

"PROTOCOLO COMPUTERIZADO PARA EL ESTUDIO DE  
LA FUNCION GLOBAL Y REGIONAL DEL VENTRICULO  
IZQUIERDO CON ISOTOPOS RADIACTIVOS".

Tesis presentada por  
JAVIER CLAVERO SALVADOR  
para aspirar al grado de  
Doctor en Medicina y Cirugia.



JUAN RAMON ZARAGOZA ROBERA, CATEDRATICO DE TERAPEUTICA FISICA DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD DE SEVILLA,

C E R T I F I C A:

Que D. JAVIER CLAVERO SALVADOR, Licenciado en Medicina y Cirugia por la Facultad de Medicina de la Universidad de Sevilla, ha realizado bajo mi dirección y la del Doctor D. MANUEL GOMEZ PALACIOS, el presente trabajo titulado: "PROTOCOLO COMPUTERIZADO PARA EL ESTUDIO DE LA FUNCION GLOBAL Y REGIONAL DEL VENTRICULO IZQUIERDO CON ISOTOPOS RADIOACTIVOS".

El cual presenta como Tesis para aspirar al grado de DOCTOR.

Y para que conste donde proceda, firmo el presente en Sevilla a uno de Febrero de mil novecientos ochenta y dos.

Edo. Dr. M. Gómez Palacios.

Edo. Prof. J.R. Zaragoza.

A mis padres.

### AGRADECIMIENTO.

Al Dr. D. Manuel Gómez Palacios, sin cuyos profundos conocimientos de programación no hubiese podido realizarse este trabajo.

Al Proff. H. Rösler (Inselspital, Berna) y al Dr. M. Ramos (Ciudad Sanitaria Principes de España, Hospitalet), que nos suministraron los programas - para procesar los estudios de primer paso.

Al Dr. J. Jones (Vanderbilt University, Nashville, Tennessee) que nos facilitó los programas - para el procesado de las imágenes obtenidas en la exploración de equilibrio y nos resolvió cuantos - problemas le planteamos.

Al Servicio de Cardiología del Hospital Universitario de Sevilla, y en especial a los Dres. P. Lázaro y M. Amo que desde el primer momento nos han animado en la realización del trabajo y nos han - orientado desde su perspectiva clínica.

Al Servicio de Hemodinámica del Hospital Universitario de Sevilla que nos proporcionaron cuantos datos les requerimos.

## INDICE.

-- PLANTEAMIENTO Y OBJETIVOS DEL TRABAJO.

-- INTRODUCCION.

### I.- INSTRUMENTACION Y PROCESO DE DATOS.

#### 1.- INSTRUMENTACION Y COLIMACION

#### 2.- CONSIDERACIONES SOBRE HARD-WARE

A.- Convertidor Analógico-digital

B.- Disparador fisiológico de ECG o "gate"

C.- Pantalla

-- Escala de grises

-- Color

-- Tamaño de la imagen

-- Cine display

#### 3.- CONSIDERACIONES SOBRE SOFT-WARE

A.- Mecanismo de prioridad

B.- Relación con el exterior

C.- Indice de programas

D.- Indice de macros

E.- Clasificación de programas

F.- Organización de los datos del paciente

G.- Gamma-11

### II.- RADIOFARMACOS.

III.- METODOLOGIA Y CONSIDERACIONES TECNICAS.

- 1.- COLOCACION DEL PACIENTE
- 2.- INYECCION DEL TRAZADOR
- 3.- NUMERO Y DURACION DE LAS IMAGENES

IV.- PROCESADO DE LAS IMAGENES DE PRIMER PASO.

- 1.- ESTUDIO DE LA CURVA ACTIVIDAD/TIEMPO
- 2.- OBTENCION DEL CICLO CARDIACO REPRESENTATIVO
- 3.- OBTENCION DE LA CURVA VOLUMETRICA
- 4.- DELIMITACION DEL PLANO VALVULAR
- 5.- SUSTRACCION DE FONDO Y DELIMITACION DE BORDES
- 6.- CALCULO DE LA FRACCION DE EYECCION POR EL METODO DE CUENTAS
- 7.- IMAGENES FUNCIONALES Y VALORACION DE LA FUNCION REGIONAL

V.- PROCESADO DE LAS IMAGENES DE EQUILIBRIO.

VI.- NUESTRO PROTOCOLO.

- 1.- IMAGENES Y VALORACION DEL MOVIMIENTO DE PARED
- 2.- CALCULO DE VOLUMENES
- 3.- CALCULO DE INDICES
- 4.- TIEMPO CIRCULATORIO PULMONAR Y VOLUMEN SANGUINEO DEL LECHO PULMONAR

5.- SALIDA DE LA HOJA DE PROTOCOLO

VII.- FICHEROS Y USO DE LA MEMORIA EN NUESTRO PROGRAMA.

VIII.- DIAGRAMA DE FLUJOS Y DESCRIPCION DE SUBROUTINAS.

1.- SUBROUTINA BORDES

2.- PROGRAMAS PARED-1 Y PARED-2

IX.- ESTUDIO COMPARATIVO CON LA VENTRICULOGRAFIA DE CONTRASTE.

X.- APLICACION CLINICA.

1.- ENFERMEDAD CORONARIA

2.- MIOCARDIOPATIA CONGESTIVA

3.- MIOCARDIOPATIA HIPERTROFICA

XI.- OTROS PARAMETROS DE LA CURVA VOLUMETRICA.

XII.- CONCLUSIONES.

XIII.- BIBLIOGRAFIA.

XIV.- ANEXOS.

- 1.- SECUENCIA DE MACROS PARA PROCESADO DE LAS  
IMAGENES DE PRIMER PASO
- 2.- SECUENCIA DE MACROS PARA PROCESADO DE LAS  
IMAGENES DE EQUILIBRIO
- 3.- LISTADOS DE NUESTRO PROTOCOLO.



PLANTEAMIENTO Y OBJETIVOS DEL TRABAJO.

Durante la pasada década hemos asistido a un importante desarrollo de técnicas nucleares aplicadas al estudio del corazón, hasta el punto de que hoy se habla de "Cardiología Nuclear" como especialidad (o más modestamente "subespecialidad") con entidad propia y en algunos países desarrollados, especialmente Alemania Federal y U.S.A., existe un número creciente de Servicios y profesionales especialistas dedicados exclusivamente a desarrollar y aplicar estas técnicas.

Tras la radiocardiografía, la captación positiva del infarto agudo de miocardio, el diagnóstico y cuantificación de shunts y las imágenes de perfusión miocárdica con talio-201, han sido los estudios de función ventricular realizados con ayuda de computadores los que en los últimos años han despertado -- mayor expectación en los medios cardiológicos y de Medicina Nuclear.

En nuestro país el desarrollo de éstas exploraciones sufre un considerable retraso por causas en parte ligadas a la recesión económica que padecemos y su repercusión en la puesta al día de los equipos hospitalarios. El Hospital Universitario de Sevilla no ha sido ajeno a tal situación, pero aún partiendo de esta circunstancia adversa, pensamos que el gran

impacto que estaban teniendo estas técnicas en la -  
cardiología de los países más desarrollados y las -  
posibilidades que quedaban abiertas para investigar  
y seguir avanzando hacía importante el intentar no -  
perder el tren en marcha.

Contabamos para ello con un computador existen-  
te en el Servicio de Medicina Nuclear que, aunque no  
pensado inicialmente para ello ya que su adquisición  
data de 1975, podría sernos útil si le adaptabamos -  
los programas necesarios.

Así nos decidimos a contactar con alguno de los  
Centros de mayor prestigio internacional en Cardiolo  
gía Nuclear, y en concreto conseguimos del Inselspi-  
tal en Berna y de la Vanderbilt University en Nash--  
ville programas para el procesado de las imágenes ob-  
tenidas con las técnicas de primer paso y de equili-  
brio.

Con la puesta a punto de estos programas en nues-  
tro computador iniciamos la realización de estudios  
en estrecha colaboración con los Servicios de Cardio-  
logía y Coronarias. Los resultados iniciales obteni-  
dos fueron buenos en cuanto a los valores de fracción  
de eyección. No obstante una vez familiarizados con  
la técnica de exploración y con los programas de pro-  
cesado y recogiendo sugerencias de los Cardiólogos,

comprobamos déficits de importancia en estos programas. Estas deficiencias se referían tanto a la dificultad de interpretar y valorar objetivamente las -- anormalidades de movilidad de la pared ventricular -- desde las imágenes funcionales visualizadas en el monitor o reproducidas en Polaroid, como a la falta de obtención de parámetros importantes, como los volúmenes, para conocer el estado funcional del ventrículo izquierdo.

Esto nos decidió a plantearnos un trabajo de programación propio con el objeto de subsanar estas deficiencias y completar un protocolo de estudio funcional del ventrículo izquierdo.

Las funciones que nos propusimos deberían cum--plir este protocolo computarizado serían las siguientes:

- 1.- Integración de los resultados de las exploraciones de primer paso y equilibrio en un -- sólo estudio, obteniendo imágenes en papel a tamaño cercano al real en las dos proyecciones oblicuas anterior derecha e izquierda.
- 2.- Poder visualizar en estas imágenes los bor--des de telediastole y telesistole superpuestos.
- 3.- Valoración de la movilidad de la pared ven-

tricular en base a estas imágenes superpuestas.

- 4.- Cálculo de la fracción de eyección por el método de cuentas en ambas técnicas de primer paso y equilibrio.
- 5.- Cálculo por métodos planimétricos del volumen telediastólico, y, consiguientemente, - del volumen telesistólico, volumen latido y gasto cardíaco.
- 6.- Cálculo de la superficie corporal y los correspondientes índices de los volúmenes anteriores.
- 7.- Cálculo del tiempo de tránsito pulmonar y el volumen sanguíneo del lecho pulmonar.
- 8.- Completar todo ello con un pequeño informe-resumen final.
- 9.- Recoger todo lo anterior presentado en una sola hoja de impresora con la posibilidad de obtener el número de copias que se deseen de forma automatizada.

El objetivo a conseguir lo veíamos claro y concreto. Se trataba de obtener con un mínimo de molestias para el paciente, un estudio de la funcionalidad ventricular completo, rápido y reproducible que pudiera ser de aplicación rutinaria en la clínica.

Un protocolo de tales características no sólo -

sustituye en gran medida a la ventriculografía de contraste obtenida mediante cateterización cardiaca, sino que en algunos aspectos es claramente superior, como en su carácter no invasivo, en no provocar alteraciones hemodinámicas, en obtener dos proyecciones con una sólo inyección, en el método de cálculo de la fracción de eyección que no requiere asunciones geométricas, en la obtención de datos como el tiempo de tránsito pulmonar, el volumen sanguíneo del lecho pulmonar y la curva volumétrica de un ciclo cardiaco representativo desde la que pueden deducirse parámetros de contractilidad y distensibilidad miocárdicas, y, por último, es superior también en la economía y rapidez del método.

Por contra, con estas exploraciones no podremos medir presiones, analizar gasometria y sólo indirectamente podremos valorar la funcionalidad valvular.

Hemos de decir para finalizar que la gran aceptación del protocolo que hemos desarrollado se ha traducido en una espectacular demanda de exploraciones que pueden ser hoy realizadas de forma normal en nuestro Servicio de Medicina Nuclear, y en las peticiones que hemos recibido de otros Centros Hospitalarios para la puesta en práctica en dichos Centros. Con él creemos que podemos ayudar al necesario impulso que deben re-

cibir estas exploraciones en nuestro país para poner esta parte de la Cardiología y de la Medicina Nuclear al nivel que se merece. Los resultados clínicos obtenidos y que presentamos en la segunda parte de este trabajo nos hacen creer que su impacto, no se debe tanto a esnobismo u otras razones similares ligadas a la novedad, sino a un riguroso valor diagnóstico.

INTRODUCCION.



Desde la introducción del cateterismo para la valoración de la función cardíaca por ventriculografía con contraste, ha sido preocupación constante de los Cardiólogos la búsqueda de métodos no invasores para medir las alteraciones de la hemodinámica del corazón.

De las técnicas que han despertado más expectativa y esperanzas fundadas, son las relacionadas con la utilización de isótopos radiactivos para el cálculo de la fracción de eyección del ventrículo izquierdo, sus volúmenes diastólicos y sistólicos y la valoración de la movilidad regional de la pared ventricular.

En contraste con la cateterización cardíaca, estas técnicas isotópicas son enteramente seguras, repetibles, no inducen alteraciones hemodinámicas mensurables y pueden practicarse en la mayoría de los Servicios de Medicina Nuclear con un gasto adicional relativamente reducido de equipo especializado.

La mayoría de los Cardiólogos estarían de acuerdo en que, aunque la fracción de eyección no caracteriza de forma completa ni perfecta el estado funcional del ventrículo izquierdo, sí proporciona una buena valoración general del rendimiento de la bomba. La determinación de la fracción de eyección es clínicamente útil en la evaluación de pacientes con una gran

variedad de trastornos, incluyendo cardiopatías congénitas, miocardiopatías, enfermedad valvular y coronariopatías.

El uso de trazadores radiactivos fué publicado por vez primera por BLUMGART y cols. (1927), pero ha sido en los últimos diez años, y más especialmente - en los últimos cinco, cuando se han producido los - avances necesarios para hacer el cálculo de la fracción de eyección y otros parámetros de la función - ventricular de una forma efectiva y práctica que permite su utilización rutinaria en la clínica.

BLUMGART utilizó gas radom inyectado en vena y una cámara iónica como detector para medir el tiempo circulatorio en el hombre. Veinte años más tarde -- PRINZMETAL y cols. (1948) describieron las características de la cardiografía de primer paso en sujetos - normales y en pacientes con cardiopatías congénitas. Para ello utilizaron  $^{131}\text{I}$ -yoduro sódico como trazador y un contador Geiger-Müller.

En los primeros años sesenta tuvo lugar un mayor desarrollo de la instrumentación en Medicina Nuclear. Ello permitió a DONATO y cols. (1962, 1973) aplicar el análisis cuantitativo al radiocardiograma obtenido con un tubo de centelleo y un colimador, evaluando éste método en un gran número de pacientes.

Los primeros estudios cardiacos a través de imágenes secuenciales rápidas fueron realizados con la prototípica gammacámara. Hoy día estos estudios han experimentado una importante extensión en la práctica clínica gracias al mayor desarrollo de las gammacámaras y a la posibilidad de computar los datos (BUDINGER y ROLLO, 1977). Estas técnicas son relativamente no invasivas, en general sólo requieren una inyección intravenosa del trazador radiactivo, y aportan importantes datos funcionales tanto de ventrículo izquierdo como del ventrículo derecho, sin el riesgo y con niveles de radiación del paciente muy inferiores a los existentes en la ventriculografía con contraste.

Utilizando el método de niveles de cuentas se puede medir la fracción de eyección sin las asunciones geométricas sobre las cavidades cardíacas que son precisas en la cineangiografía con contraste.

En suma, los trazadores radiactivos empleados no causan cambios hemodinámicos por ellos mismos, como sí es el caso de los contrastes yodados intraventricularmente. Se pueden practicar estudios seriados sin dificultad ni riesgo en pacientes ambulatorios y en pacientes en mal estado ya que no se requiere especial colaboración de éstos.

Los estudios de imágenes nucleares para la eva-

luación de la función ventricular pueden dividirse en dos grandes grupos: 1ª.- Técnica de primer paso, y 2ª.- Técnica de equilibrio con disparador fisiológico o "gate". Ambas técnicas pueden considerarse complementarias y cada una de ellas presenta ventajas e inconvenientes completamente distintos, como han descrito STRAUSS y PITT (1978).

La más importante de las ventajas del método de primer paso es que dá acceso a la proyección oblicua anterior derecha (OAD). De los siete segmentos en que clásicamente divide el estudio angiográfico al ventrículo izquierdo, cinco se ven mejor en esta proyección. La medida de los volúmenes de ventrículo izquierdo por métodos planimétricos sólo es posible a partir de esta proyección.

El estudio en equilibrio-gate debe hacerse obligatoriamente en proyección oblicua anterior izquierda (OAI) y dá acceso a la visualización del septo y el segmento postero-lateral que no pueden evaluarse en la proyección (OAD). Además el estudio en equilibrio permite, junto con la proyección OAD obtenida en la exploración de primer paso, calcular los volúmenes ventriculares por el método de los dos planos.

La dificultad de ambos métodos estriba en que son necesarios programas computarizados complejos pa-

ra el procesado de las imágenes obtenidas. Estos programas se encuentran hoy día en pleno desarrollo, - siendo empleados con cierta diversidad por las instituciones que trabajan en este campo, ya que cada servicio puede elaborar sus propios programas de procesado de imágenes. Estos programas van tendiendo a la mayor automatización con el objeto de eliminar en lo posible el factor subjetivo en el proceso y hacerlos más rápidos y factibles de establecerse como técni--cas rutinarias.

Métodos de estudio que se basen demasiado en la pericia del operador para interpretar las imágenes, o que sean demasiado laboriosos, caerán pronto en - desuso. Para que una técnica de diagnóstico adquiera un valor clínico debe ser factible su utilización rutinaria, y ésto conlleva la reproductividad y relativa facilidad del método.

En las siguientes páginas, tras un repaso a los medios y técnicas utilizadas en éstas exploraciones, hacemos una descripción de nuestro programa y presentamos un estudio clínico-estadístico fruto de la aplicación del protocolo a 72 pacientes con enfermedad - cardíaca y a 7 personas sin enfermedad cardíaca conocida que fué tomado como grupo control. Así mismo -- hacemos un estudio comparativo de los datos aporta--

dos por la ventriculografía de contraste en 18 pa--  
cientes y una valoración de otros datos obtenidos de  
la curva volumétrica ventricular (curva actividad/ -  
tiempo del ciclo cardíaco representativo) como son -  
la  $dV/dT$  y los índices de tiempos sistólicos.

I.- INSTRUMENTACION Y PROCESO DE DATOS.

La cardiología nuclear está compuesta de una serie de métodos y técnicas diagnósticas, algunas de las cuales exigen procesos de cálculo que exceden a las necesidades normales de las exploraciones de Medicina Nuclear.

Los métodos utilizados en Cardiología Nuclear pueden ser divididos en dos categorías generales. En la primera entran aquéllos métodos que buscan conseguir una imagen de buena calidad de la actividad estática distribuida en el corazón. Tales son las imágenes de perfusión miocárdica y las imágenes de infarto positivo (vease MCLAUGHLIN, 1977; POE, 1977; POLINER, 1977; NARAHARA, 1977; HAMILTON, 1978 y MEADE 1978). Estos procedimientos en sus formas simples implican en general procesos relativamente sencillos.

La segunda categoría difiere de la anterior en que se fundamentan en crear, no una sola, sino una serie de imágenes, cada una de las cuales presentan una duración muy corta comparadas con la duración de un ciclo cardíaco. Hasta el momento esta categoría está definida por dos procedimientos que visualizan y cuantifican la función cardíaca, el llamado método de primer paso y la técnica de equilibrio con disparador fisiológico de ECG o equilibrio-gate (MULLINS, 1969; VAN DYKE, 1972; ASHBURN, 1973; FOILLAND, 1977; BACHARACH, --



1977; HARVEY, 1978; TOBINICK, 1978; MARSHALL, 1978; BODENHEIMER, 1978; QURESHI, 1978; GREEN, 1978; BERGEE, 1979).

Estas exploraciones, en contraste con las anteriores, se caracterizan por el alto nivel de datos - que requieren ser procesados. Estos métodos necesitan, pues, computadores y programas de complejidad superior a los utilizados para otros estudios de Medicina Nuclear.

Las páginas siguientes las dedicamos a evaluar la instrumentación y procedimientos que son necesarios para éstos estudios.

## 1.- INSTRUMENTACION Y COLIMACION.

Existen dos tipos fundamentales de gammacámaras utilizadas para la obtención de imágenes en Medicina Nuclear. Estas son la clásica cámara de Anger de cristal simple, y la gammacámara multicristal. La cámara de Anger presenta en general una mayor resolución intrínseca, mientras que la multicristal presenta un tiempo muerto menor. En principio, tanto los estudios de primer paso como los de equilibrio pueden realizarse con cualquiera de los tipos de gammacámaras (BENDER, 1963 y ANGER, 1965).

En la mayoría de las generaciones de cámaras Anger se suele producir una pérdida de datos entre el 20% y el 30% a niveles de 30.000 cuentas/segundo. El colimador de agujeros paralelos y alta sensibilidad es el que evita la mayor pérdida de cuentas.

En los estudios de equilibrio es aconsejable perder campo de proyección de la gammacámara para incluir fundamentalmente el corazón. De esta forma el nivel de cuentas puede reducirse significativamente, con la consiguiente reducción de la pérdida de datos. A la vez se le presenta al computador el mínimo de datos superfluos y libra de la adquisición estructuras extrañas como hígado y bazo.

En Cardiología Nuclear es de primera importancia la obtención de datos cuantitativos, como es el caso de la fracción de eyección. La corrección del tiempo muerto de la gammacámara que pudiera afectar a la sensibilidad del método se ha planteado en ocasiones como necesaria. Existe una extensa bibliografía sobre este tema (WICKS, 1977; KOWALSKY, 1978; ADAMS, 1978; LIM, 1978).

El tiempo muerto de la cámara de Anger debe ser determinado del nivel de cuentas presente en la totalidad del campo, que puede diferir del espacio observado por el usuario del computador. Este nivel de cuentas del campo completo es ligeramente diferente al final de la sístole que al final de la diástole. Así los valores de corrección obtenidos en telediástole y en telesístole deberían ser aplicados separadamente a la telediastole y a la telesistole, por ejemplo, -- cuando se calcula la fracción de eyección.

En la práctica, la corrección del tiempo muerto no es decisiva, o en todo caso, sólo requiere una pequeña corrección. La cámara de Anger realiza adecuadamente estos estudios, pero con pérdida de datos, -- mientras que la cámara multicristal los realiza con menor pérdida de datos, pero con pérdida de resolu--ción.

Para nuestros estudios utilizamos una gammacáma

ra monocristal de alta resolución (marca Ohio-Nuclear) de 37 fotomultiplicadores. Tanto para los estudios de primer paso como para el equilibrio-gate empleamos un colimador plano de agujeros paralelos y alta resolución, obteniendo, para dosis inyectadas de 25 mCi de  $^{99m}\text{Tc}$ , contajes por segundo del orden de 16.000 para el primer paso y 12.000 para el equilibrio.

## 2.- CONSIDERACIONES SOBRE HARD-WARE.

Después que el flujo de datos haya emergido de la gammacámara, éstos deben ser organizados en imágenes y finalmente analizados para extraer su contenido diagnóstico. Para ello se requiere un sistema de proceso de datos que normalmente consta de los componentes incluidos en la Figura 1.

Todos los sistemas deben disponer al menos de una Unidad Central de Procesamiento (CPU), de memoria, de una terminal y, generalmente, de algún mecanismo de almacenamiento (disco o cinta magnética).

La mayoría de los sistemas comerciales incorporan todos estos elementos, por lo que su discusión no presenta especial interés. Nos centraremos en aquellos componentes que tienen un interés específico para los estudios de función cardíaca. Estos son fundamentalmente el convertidor analógico digital, el sistema "gate" y la pantalla o monitor.

### A.- CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL.

La señal x - y de la gammacámara debe ser convertida en forma digital para poder ser procesada por el computador. Esto lo realiza el convertidor analógico-digital (CAD). Se requieren dos convertidores, uno para la señal x y otro para la señal y.

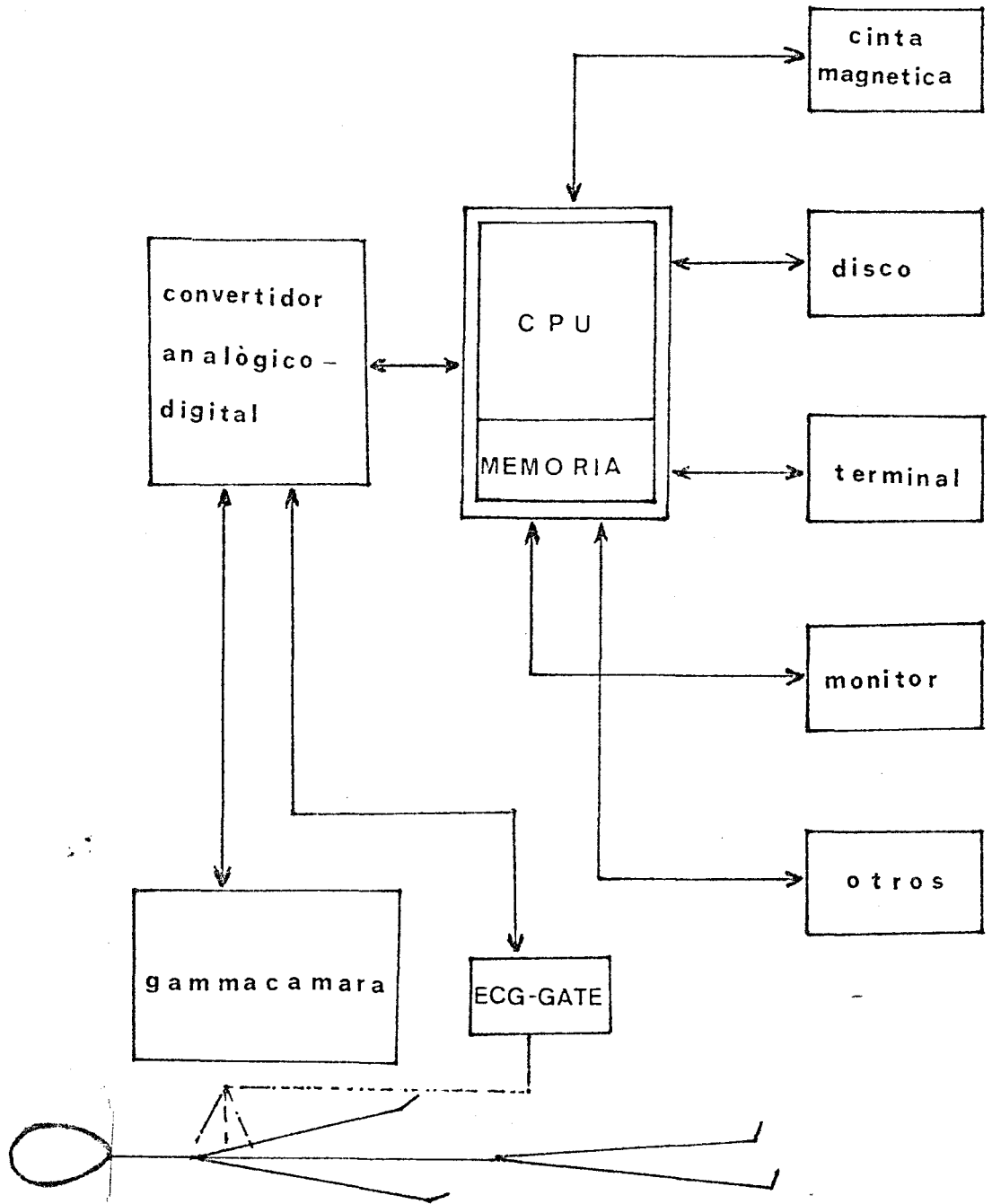


Figura 1.- Representación esquemática del equipo básico para adquisición y procesado de imágenes en Cardiología Nuclear.

El CAD emplea un tiempo (del orden de microsegundos) en realizar la conversión, durante el cuál se encuentra inhabilitado para transmitir otro impulso que reciba. No obstante, el tiempo muerto del CAD suele ser inferior al propio de la gammacámara, por lo cuál es ésta y no el CAD el factor limitante en cuanto a pérdida de datos por tiempo muerto.

Ocasionalmente los CAD presentan sistemas "buffers" analógicos para reducir la pérdida de datos cuando se dan niveles elevados de cuentas. Se trata de un "almacenamiento" electrónico de las entradas analógicas x-y en uno de los dos circuitos posibles. Mientras el CAD está ocupado con la señal almacenada en el circuito A, encontrándose de esta forma "muerto" un segundo impulso puede ser almacenado en el circuito B.

Típicamente los CAD digitalizan imágenes en órdenes o matrices de 32, 64 ó 128 elementos por cada lado. Por razones ligadas a la lógica binaria utilizada en los sistemas digitales, valores intermedios a los anteriores no son convenientes. Frecuentemente la memoria del computador limita el número de imágenes y la matriz en que pueden ser colectadas. Una imagen de 64x64 consume cuatro veces más memoria que una de 32x32 y cuatro veces menos que una de 128x128.

El usuario del computador debe a menudo dejar de lado la resolución de las imágenes digitalizadas en favor de conseguir el suficiente número de imágenes.

Un sistema hard-ware de muchos CAD permite conseguir una mayor resolución sin reducir el número de imágenes, éste es el "hardware-zoom", utilizado generalmente para los estudios de equilibrio. Su principio es el siguiente: con una resolución de 64x64 cada imagen requiere 4.096 words de memoria. Cuando el campo completo de la gammacámara se digitaliza, las estructuras cardíacas podrían, por ejemplo, ocupar 1/4 de la imagen. Así, sólo 1/4 de las celdillas (esto es, 32x32) pueden ocupar el corazón. Si se digitaliza previamente este cuadrante en 32x32 la imagen resultante sería idéntica a la conseguida en matriz de 64x64.

El zoom no es necesariamente un mecanismo de hard-ware. El mismo efecto puede conseguirse en software, por ejemplo, extendiendo a 64x64 por una selección programada sólo de una porción de 32x32 de la imagen de 64x64. Este proceso es sin embargo lento y ello representa una importante limitación.

#### B.- DISPARADOR FISIOLÓGICO DE ECG O GATE.

El ECG-gate es un requerimiento necesario para los estudios de equilibrio y opcional para el primer



paso.

Este dispositivo consiste en un monitor de electrocardiograma conectado al computador mediante un circuito que produce un impulso ("disparo") en cada máximo de una onda R. Al recibir cada disparo (onda R) el computador inicia la toma de imágenes a la frecuencia o duración que se haya programado. De esta forma es posible crear imágenes de duración limitada en cada fase del ciclo cardíaco sumando varios cientos de éstos, en el caso del estudio en equilibrio (Fig. 2).

#### C.- PANTALLA.

Es uno de los componentes hard-ware más importantes en el equipamiento de la cardiología nuclear. La utilidad diagnóstica de un computador está directamente relacionada con la calidad del monitor. Una pantalla que proporcione datos óptimos para, por ejemplo, rayos X o fotografía de satélites, puede ser de poca utilidad para cardiología nuclear porque presente dificultades de interpretación para el médico.

Hay dos tipos generales de monitores, el tubo de rayos catódicos, y el monitor video. El tubo de rayos catódicos típico representa cada celdilla como un punto en la pantalla. El tamaño de cada punto está prefijado. El tamaño de la imagen queda definido

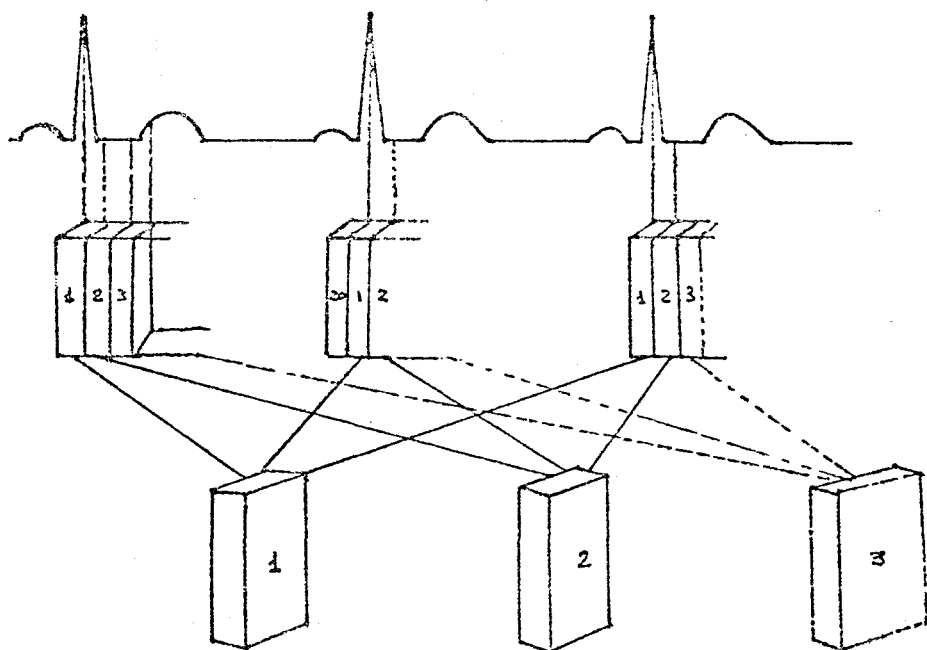


Figura 2.- Esquema del sistema de adquisición de imágenes de la gammacámara con el sistema "gate-ECG".

simplemente por el incremento de la distancia entre puntos. La pantalla de rayos catódicos generalmente no tiene memoria propia, ésta debe ser continuamente refrescada por la memoria del computador.

El monitor video consiste generalmente de un sistema de memoria separada (memoria video) y un monitor video (TV por ejemplo). El monitor video refresca la memoria de la pantalla continuamente desde su propio sistema de memoria. La imagen está normalmente en forma de matriz cuadrada. Todas las celdillas están juntas, adyacentes, sin espacio entre ellas. El agrandamiento de la imagen se produce aumentando el tamaño de cada celdilla cuadrada, de forma que siempre todas permanezcan juntas.

Tanto para los estudios de primer paso como en el equilibrio-gate, el monitor debe tener la capacidad de reproducir imágenes aceptables a partir de imágenes de baja resolución (32x32 o más raramente, 64x64) que son las típicas que se obtienen en estas exploraciones.

#### C.1.- Escala de grises.

Uno de los más importantes parámetros que describen a un sistema de monitor para Cardiología Nuclear es el número de gradaciones de grises diferentes que se puede representar en la pantalla. Una escala de 16 gradaciones es suficiente para la mayoría de los pro-

cedimientos. Escalas menores suelen producir el efecto "layering", ensalzando artificialmente los límites entre los niveles de grises. Si se realizan muchas manipulaciones de la imagen (smoothings, etc.) es posible que se necesiten algunas gradaciones más ya que en éstas imágenes se produce más manifiestamente el efecto "layering".

### C.2.- Color.

La utilización del monitor en color se ha extendido en las exploraciones de cardiología nuclear. A partir de los tres colores (rojo, verde y azul) y variando en cada combinación la intensidad de brillo de cada uno de ellos, es posible construir tablas diversas de colores (Fig. 3 y 41).

El color es útil para definir información espacial de las imágenes y es conveniente para superponer gráficas.

Nosotros empleamos diversas tablas de colores - para, como veremos más adelante (cap. 6 D y E), definir el plano valvular y determinar el fondo a sustraer en las imágenes en OAD de primer paso.

### C.3.- Tamaño de la imagen.

Dada las limitaciones de memoria que existen en los computadores normalmente utilizados para Medici-

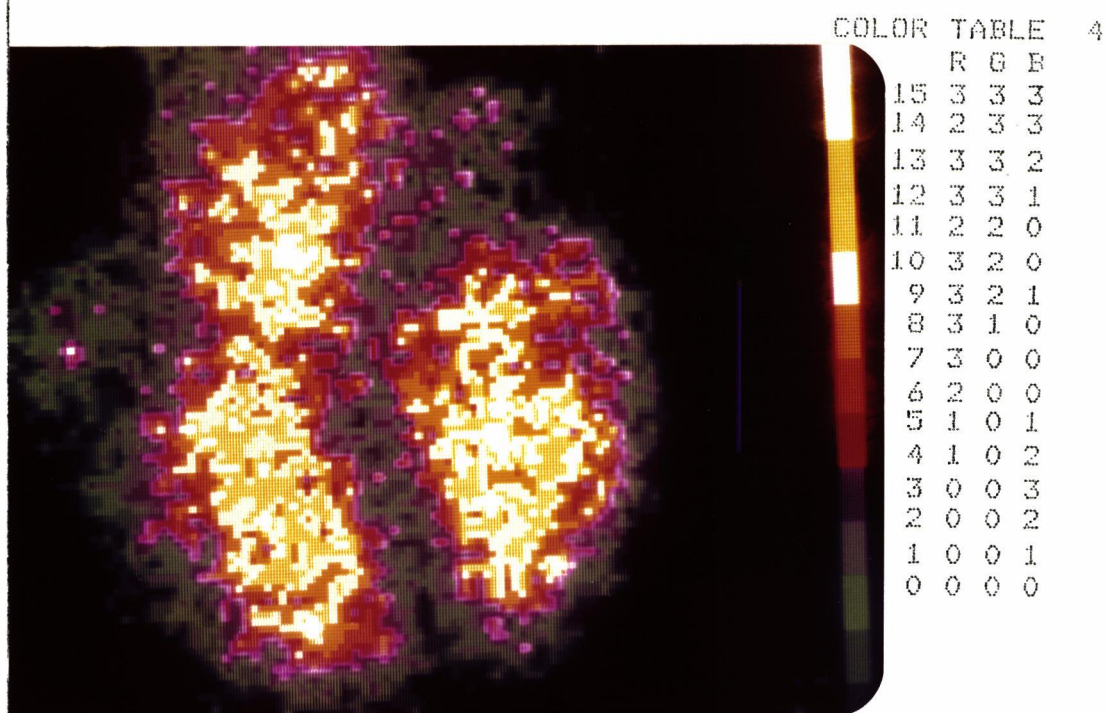


Figura 3.- Imagen de exploración en equilibrio con tabla de colores comúnmente utilizada. A la derecha de la imagen las gradaciones de color(R: rojo, G: verde, B: azul).

na Nuclear, los datos de los estudios de primer paso y equilibrio se coleccionan a una baja resolución digital, normalmente en matriz de 32x32 y, menos frecuentemente, en matriz de 64x64. Los datos pueden visualizarse sin embargo a más alta resolución usando métodos de interpolación para crear artificialmente puntos intermedios (Fig. 4).

El monitor debe exponer la imagen a un tamaño suficiente para que el operador, a una distancia normal de trabajo de 1 a 1.5 metros, pueda percibir sin esfuerzo los detalles. En el equipo con que trabajamos existe la posibilidad de visualizar la imagen -- agrandada en cuatro veces. Esto lo solemos utilizar para delimitar las regiones de interés con mayor comodidad y para obtener reproducciones fotográficas en polaroid.

#### C.4.- Cine display.

Cualquier monitor para cardiología nuclear debe disponer de sistema para exponer en pantalla imágenes secuenciales en forma dinámica. Nosotros empleamos esta posibilidad de forma sistemática en los estudios de primer paso para visualizar el paso del trazador a través de las cámaras cardíacas de forma dinámica. De esta forma tenemos un control inmediato de la --/ corrección o no de la inyección y una primera infor-

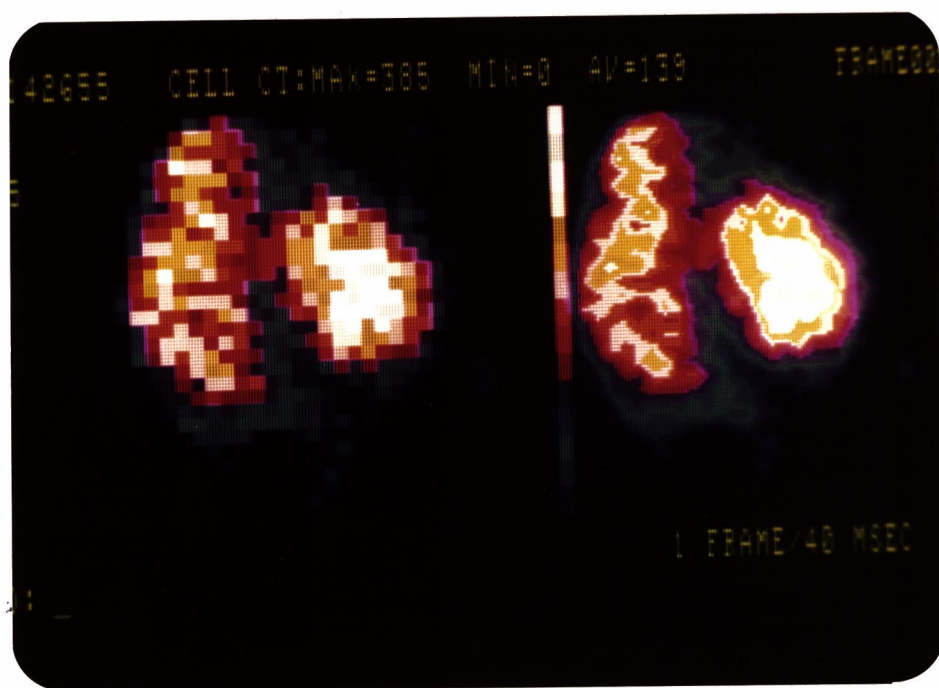


Figura 4.- Ejemplo de interpolación en una imagen de gate-equilibrio adquirida en matriz de  $32 \times 32$  (izquierda) y "transformada" artificialmente a matriz de  $128 \times 128$  (derecha).

mación de la anatomía cardíaca.

Ocasionalmente utilizamos el cine-display para visualizar las imágenes secuenciales del ciclo cardíaco representativo de primer paso o de equilibrio y estudiar de ésta forma la movilidad de la pared ventricular. Es posible así exponer de doce a veinticinco imágenes, o más, para cada ciclo a una frecuencia cardíaca de 80 pul./min. dando el efecto de cine.

Se puede producir un cine-display adecuado sin "flicker" aparente pasando de forma continua un ciclo de imágenes almacenadas en un disco. Pero es más efectivo disponer de la suficiente memoria (en video o mediante CRT) para almacenar la secuencia de imágenes completa.



### 3.- CONSIDERACIONES SOBRE SOFTWARE.

Al adquirir y procesar el computador los datos de medicina nuclear, muchas de sus posibilidades o funciones están ligadas a la exigencia constante de reconocimiento de los datos. Los dispositivos conectados al computador disponen de forma constante de información que han de transmitir o recibir a, o desde, el procesador central. Ejemplo de estos dispositivos que se encuentran en constante intercomunicación con la CPU son el reloj de tiempo real, la pantalla, el lápiz electrónico o "joy-stick", el teletipo o impresora, el plotter, el sistema de disco o cinta magnética y la gammacámara.

#### A.- MECANISMO DE PRIORIDAD.

La organización del flujo de datos a, o desde, los sistemas enumerados representa una estructura compleja. Sin una organización adecuada el flujo de datos puede hacerse confuso y dar como resultado una pérdida de parte de los mismos. El llamado "Programa Ejecutivo" regula el flujo de datos utilizando una técnica denominada "mecanismo de prioridad". De esta forma cada instrumento conectado al sistema central tiene un grado de prioridad asignado y los datos que pide o aporta no pueden interferirse con los del resto.

Una situación fácil que puede considerarse es el conflicto que podría existir entre los datos que fluyen de la gammacámara y las instrucciones que se reciben desde la terminal (teletipo). Cuando se reciben las cuentas de la gammacámara deben ser colocadas de forma inmediata en memoria. Cualquier retraso en este proceso conllevará un aumento del tiempo muerto con la consiguiente pérdida de cuentas.

Si el operador está introduciendo instrucciones desde la terminal al mismo tiempo que se está produciendo la adquisición de datos de la gammacámara, el Programa Ejecutivo debe siempre transmitir los datos de la gammacámara antes que las entradas del operador.

En el esquema de prioridades la gammacámara siempre recibe el máximo de prioridad sobre el resto de los dispositivos de hard-ware conectados a la CPU. Entre la detección de datos de la gammacámara, el tiempo que vaya quedando libre puede ser utilizado para reconocer y procesar entradas de menor prioridad. No obstante, en las condiciones actuales, el operador de hecho no percibe retrasos apreciables en la entrada de sus datos. Las decisiones del Programa Ejecutivo ocurren a tal velocidad que el usuario del computador no puede apreciar estos retrasos. En la práctica

para el observador es como si la adquisición de la gammacámara y la entrada de datos de la terminal ocupasen simultáneamente.

#### B.- RELACION CON EL EXTERIOR.

Además de la organización del flujo de datos, otra importante responsabilidad del "Programa Ejecutivo" es la relación con la persona que utiliza el computador. El sistema puede ser complejo e incómodo para el operador, a menos que el Programa Ejecutivo -- ofrezca claridad y métodos directos para seleccionar el procesamiento de las imágenes.

El procedimiento básico del sistema para el procesamiento de imágenes consiste en separar las muchas posibilidades y funciones que se han de utilizar en unos cuantos módulos. Cuando el operador decide analizar una imagen, selecciona exclusivamente el módulo que realiza la función deseada.

Para análisis más complejos de las imágenes pueden combinarse varios módulos para realizar muchas -- funciones. El procedimiento modular exige del operador que esté familiarizado con un gran número de funciones de procesamiento de imágenes incluidas en el sistema, y saber combinarlas en el orden adecuado.

Actualmente se utilizan dos procedimientos de mo

dulación de las funciones del computador, que de hecho se pueden, y nosotros así lo hacemos, utilizar conjuntamente: sistema de "índice de programas" y sistema de "índice de macros".

#### C.- INDICE DE PROGRAMAS.

Cuando no se ejecuta ningún programa el sistema se encuentra normalmente bajo control del Programa - Ejecutivo. Este espera instrucciones de la terminal. El procesamiento de las imágenes no comienza hasta que el operador introduce el nombre o número del programa apropiado. Es por tanto responsabilidad del operador iniciar el procesamiento de las imágenes introduciendo la instrucción adecuada.

La figura 5-A ilustra la separación de funciones utilizando el sistema de índice de programas.

Todas las funciones del sistema de procesado están agrupadas en módulos llamados "programas". El operador selecciona las funciones subsecuentes al bloque que desee. La figura 5-B ilustra una aplicación más concreta de este procedimiento. Se muestran dos programas, el primero (Programa-1) controla la imagen en pantalla, el segundo (Programa-2) controla la selección de regiones de interés. El Programa-1, por ejemplo, permite al operador elegir una de las cuatro posibilidades de procesado: 1, smooth; 2, rotar; 3, sus

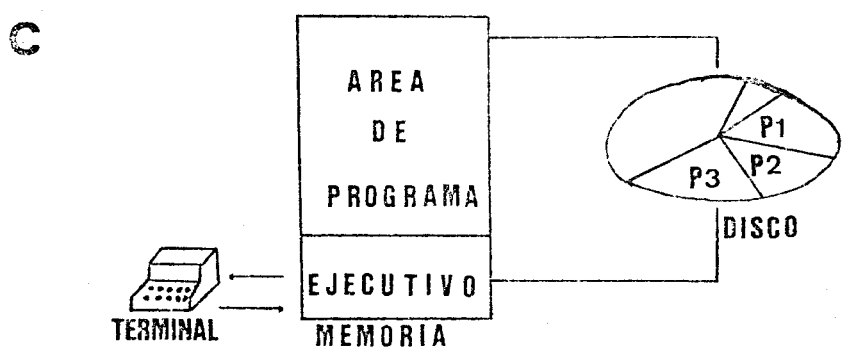
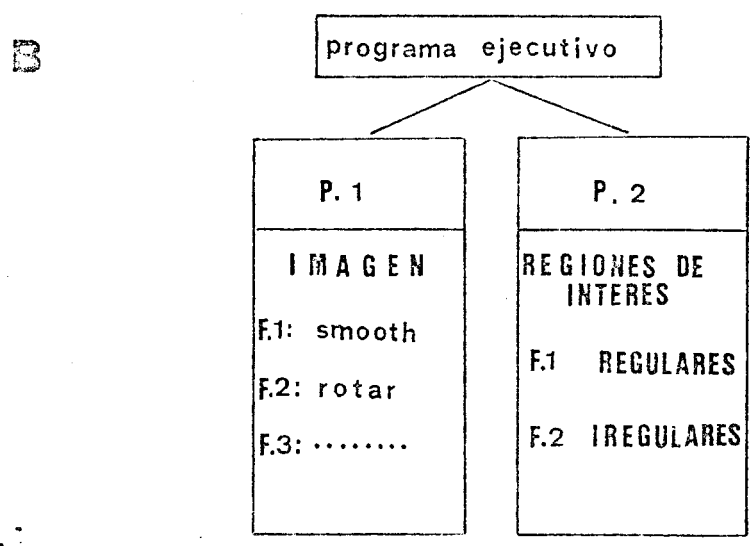
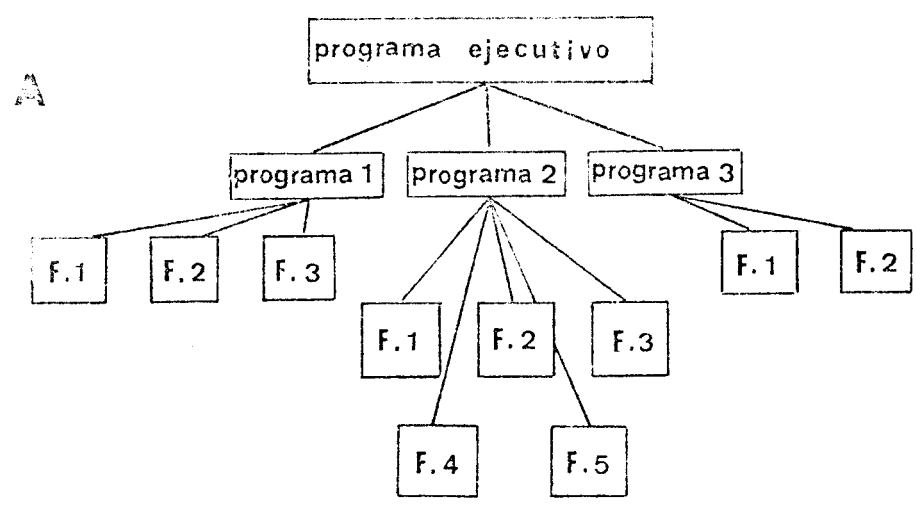


Figura 5.- Indice de programas. A.- Separación de funciones en programas. B.- Un ejemplo de A. C.- Interacción entre Programa Ejecutivo, operador y disco. (Según Lieberman, 1977).

tracción de fondo; 4, corrección de campo.

El diagrama de la figura 5-C muestra la interacción entre el operador, el Programa Ejecutivo y el disco. Dado que el procesamiento de imágenes de Cardiología Nuclear ofrece tantas posibilidades distintas, no todos los programas se encuentran en memoria al mismo tiempo. En efecto, sólo el Programa Ejecutivo permanece siempre en memoria. El resto de los programas se encuentran almacenados en el disco y son sacados a la memoria en el momento adecuado por el Programa Ejecutivo. Si, por ejemplo, el operador llamase al Programa-2 para ejecución el Programa Ejecutivo localizará el Programa-2 en el disco, lo colocará en memoria y transferirá el control del sistema al Programa-2. Si se llama a otro programa, el Programa Ejecutivo lo cargará en memoria sustituyendo al Programa-2.

Una consecuencia importante de ésto es que dos programas no pueden ser ejecutados simultáneamente. Si el operador desea dejar un programa y seleccionar otro, debe volver al control del Programa Ejecutivo.

Para facilitar la comunicación conveniente entre los diversos niveles de programas y el Programa Ejecutivo, existen instrucciones de interrupción. Pulsando una tecla determinada el programa regresa a un nivel superior, retomando el control del sistema el Programa Ejecutivo.

La figura 8-A muestra un sistema típico basado en el índice de programas, tal y como se expone en el monitor.

#### D.- INDICE DE MACROS.

Representa un procedimiento para organizar las funciones de análisis de imágenes con secuencias predefinidas. Cada macro provee una o más funciones de procesamiento. Todos los macros se encuentran almacenados en el disco y son llamados por el Programa Ejecutivo en el momento necesario (Fig. 6 A y B).

Si se tiene establecido un protocolo fijo para análisis de imágenes puede definirse una sucesión de macros creando un programa definido. Este es el sistema que empleamos para el procesamiento de las imágenes de primer paso y de equilibrio, como mostramos en el apéndice I.

#### E.- CLASIFICACION DE PROGRAMAS.

Los muchos tipos de programas que incluyen los sistemas de Medicina Nuclear pueden ser clasificados como sigue:

-- Programas de adquisición, incluyen los datos del paciente y de la exploración. Esto puede programarse para cada estudio de forma manual, o puede contarse con programas de adquisición predefinidos. En

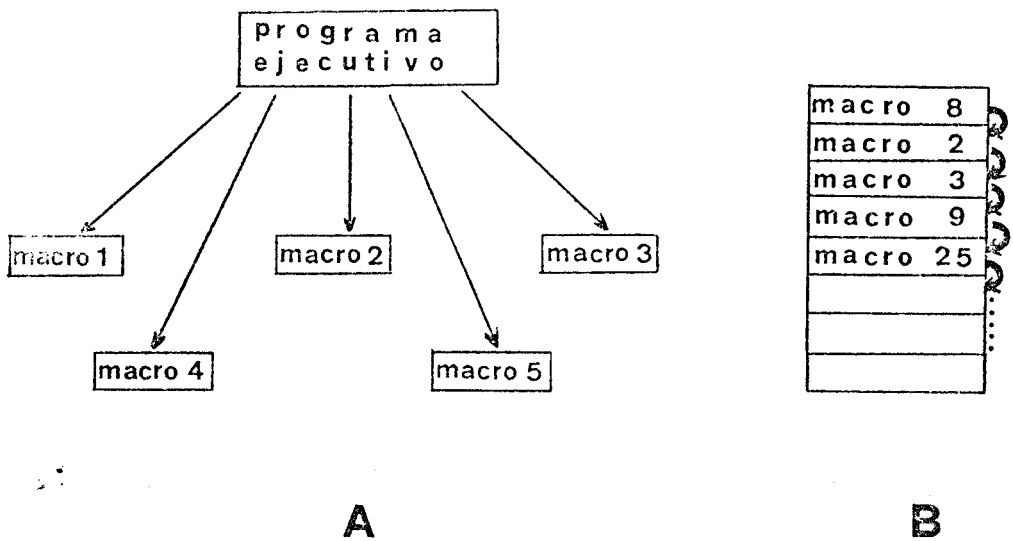


Figura 6.- Índice de macros. A.- Separación de funciones en macros. B.- Secuencia de macros definida por el usuario.



este caso, llamando en el índice de programas predefinidos al que interesa, sólo hay que introducir parte de los datos del paciente o de la exploración para que el programa empiece a ejecutarse.

-- Visualización y mejoras de la imagen, incluyen todas las posibilidades de color-blanco y negro, tamaño, display de imágenes múltiples, smooth, interpolación, sustracción de fondo... etc.

--- Selección de regiones de interés, la selección puede hacerse por cuadrículas regulares (regiones regulares), para lo que sólo es necesario marcar los dos puntos que definen un rectángulo. La selección de regiones irregulares son las que se utilizan en Cardiología Nuclear para definir la cámara ventricular. Dos son los métodos más empleados, el "lá--piz electrónico" que dibuja directamente en la pantalla la zona deseada, y el "joy-stick" que conduce, con un manipulador externo, el punto de unión de los ejes coordinados por la zona que se desea delimitar.

La delimitación de regiones de interés irregulares puede hacerse de forma manual o mediante métodos semiautomáticos para lo que se utiliza los niveles de actividad para delimitar los bordes deseados.

- Generación y manipulación de curvas actividad/tiempo, las curvas se establecen según los niveles de -  
contaje de la región de interés en cada imagen se--  
cuencial y son el punto de partida para la obten- /  
ción de datos cuantitativos.
- Programas de utilidad, para, por ejemplo, conocer  
el nivel de ocupación del disco, borrar estudios, -  
transferir estudios de un disco a otro, etc.
- Protocolos específicos para aplicación clínica, es-  
tos son los macros de los que antes hemos hablado y  
que son generalmente elaborados en cada Servicio -  
por el propio usuario.

#### F.- ORGANIZACION DE LOS DATOS DEL PACIENTE.

Una responsabilidad fundamental del computador -  
de Medicina Nuclear consiste en la adecuada organiza-  
ción de los datos del paciente y su almacenaje en el  
disco. El procedimiento más común de organización de  
los estudios es a través del uso del "índice de pa--  
cientes" (Fig. 8-B).

Cuando deseamos acceder a un estudio para proce-  
der a su análisis, el computador nos muestra en panta-  
lla el índice de pacientes numerados, y nos reclama -  
el número del estudio que deseamos procesar.

En la Figura 7 mostramos un esquema de la organi-  
zación de los estudios en el disco magnético.

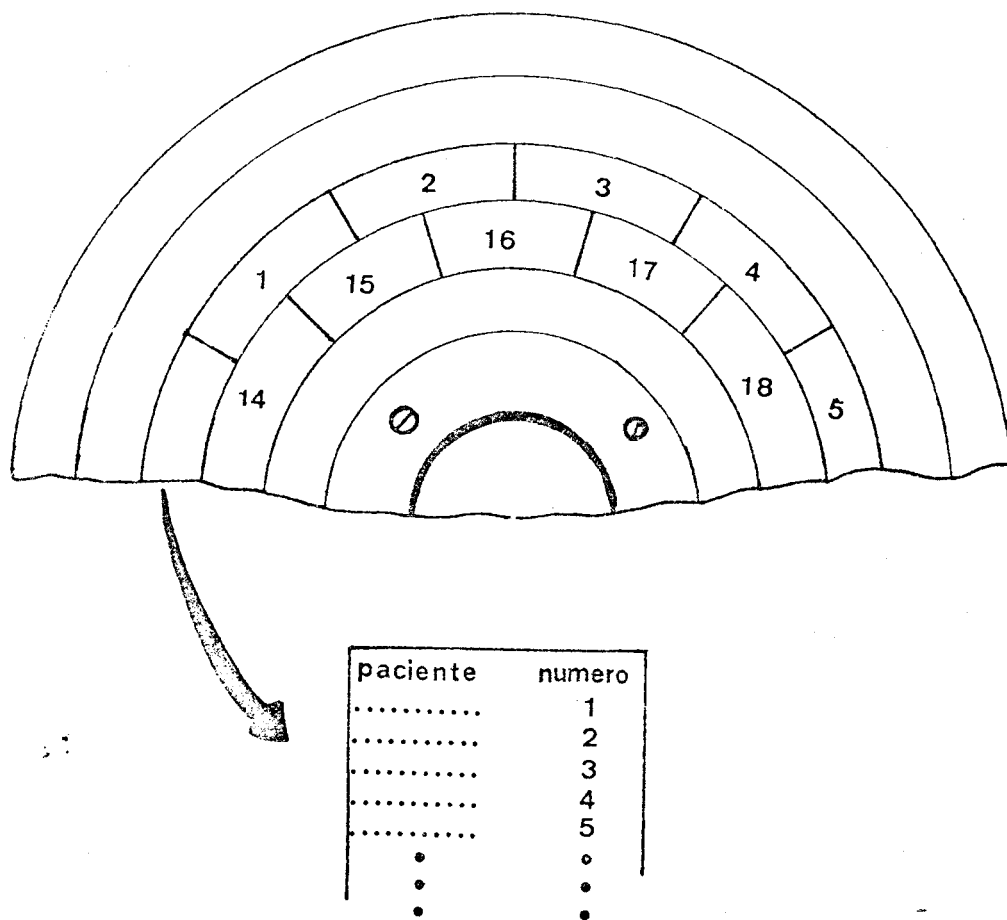


Figura 7.- Organización de los datos de pacientes en el disco magnético en "índice de - pacientes".

```

GAMMA-11 V3.0
BACKGROUND COMMAND TABLE

SET-UP AND ACQUIRE PATIENT STUDY
SET-UP AND ACQUIRE FLOOD STUDY
ACQUIRE STUDY USING PREDEFINED STUDY
REPEAT PREVIOUS ACQUISITION
SET-UP A PREDEFINED STUDY
MODIFY A PREDEFINED STUDY
DELETE A PREDEFINED STUDY
MONITOR PATIENT DATA
SYSTEM SUMMARY
DATA ANALYSIS AND REVIEW
CONTINUE ANALYSIS
DELETE PATIENT STUDIES
TRANSFER PATIENT STUDIES

TO REFERENCE A DISK UNIT OTHER THAN UNIT 0
APPEND THE UNIT NUMBER (0-7) TO THE COMMAND

PLEASE ENTER COMMAND:

```

A

```

11/16/81 INDEX TO PATIENT STUDIES PAGE 1

1000 FCO FNDEZ RIOS, 1, BEPCI REP ID, D, 16-11-81
1001 FCO FNDEZ RIOS, 1, COB-GATE, D, 16-11-81
1002 FCO FNDEZ RIOS, 1, COB DINAMIC, D, 16-11-81
1003 LAZARO TOCINO GCIA, 1, BEPCI REP ID, D, 26-10-81
1004 LAZARO TOCINO GCIA, 1, COB-GATE, D, 26-10-81
1005 RAEL DE LA CALLE, 1, COBAZON, S, 9-10-81
1006 BLAS MADEBO GARFIES, 1, BEPCI REP ID, D, 29-9-81
1007 MARTINEZ RICARDO, 1, BEPCI REP ID, D, 14-9-81
1008 ULTRA GONZALEZ REINA, 1, COBAZON, S, 14-9-81
1009 CASIM, MESAS MESAS, 1, BEPCI REP ID, D, 7-9-81
1010 FCO, D, NARANJO, 1, BEPCI REP ID, D, 4-9-81
1011 VERMINA MOTA, 1, COBAZON, S, 14-8-81

SELECT STUDY BY NUMBER, OR
TO PRINT THE ABOVE
TO DISPLAY NEXT PAGE
TO DISPLAY ET-11 FILE NAMES

```

B

Figura 8.- A.- Ejemplo de índice de programas tal como se expone en la pantalla.  
B.- Ejemplo de índice de pacientes.

G.- GAMMA-11.

Gamma-11 es el nombre con el que la Empresa DIGITAL comercializa un paquete de programas de computador destinado a la adquisición y análisis de datos - procedentes de la gammacámara. Programas de este tipo se comercializan por otras Empresas del mismo ámbito con un esquema general muy común al que hemos expuesto en las páginas anteriores.

La diferencia más interesante que presentan los programas de Gamma-11, consiste en la posibilidad de acceder mediante subrutinas especiales que forman parte del paquete, a ficheros magnéticos especiales (en el disco) que contengan datos "vírgenes" o manipulados de interés. Estos pueden ser matrices con o sin regiones de interés, curvas actividad/tiempo y datos auxiliares a las mismas. Los ficheros previstos con esta finalidad son llamados SAVE'S AREAS y alcanzan un número total de 64. De esta forma el usuario puede desarrollar sus propios programas en BASIC o FORTRAN, que mediante las "subrutinas de soporte Gamma-11", utilicen datos "vírgenes" o manipulados mediante los propios comandos de Gamma-11 y almacenados en algunas de las SAVE'S AREAS o, incluso, que modifiquen el contenido de estas SAVE'S AREAS.

De esta forma siempre es posible para el usuario,

con cierto conocimiento de soft-ware, ampliar las posibilidades reales de cálculo y manipulación de imágenes sobre la base de los datos adquiridos inicialmente.

Utilizando estas posibilidades se desarrollan programas complejos para el procesado de las imágenes de primer paso y equilibrio. Existe cierta diversidad de estos programas, servidos por casas comerciales, o, de forma más general elaborados en los propios Servicios de Medicina Nuclear.

En nuestro protocolo hemos utilizado la secuencia de macros programados en la Clínica de Medicina Nuclear del Inselspital de Berna para el procesado de las imágenes de primer paso, y la secuencia elaborada en el Departamento de Medicina Nuclear de Vanderbilt University, Nashville, para el procesado de las imágenes de equilibrio. El resto de programas que completan el protocolo han sido elaborados en su totalidad en nuestro Servicio de Medicina Nuclear (Hospital Universitario de Sevilla).

II.- RADIOFARMACOS.

Para cámaras de centelleo cualquier radiofármaco marcado con  $^{99m}\text{Tc}$  se puede utilizar para el estudio de primer paso, ya que todos permanecen en el lecho vascular el tiempo necesario para hacer la adquisición.

La alta actividad específica que presenta el  $^{99m}\text{Tc}$ -pertecnetato (el eluido tal y como sale del generador) lo hace, sin embargo, el trazador ideal.

Se puede emplear también, en otras circunstancias, compuestos de  $^{99m}\text{Tc}$  con otras sustancias. Por ejemplo, cuando se van a practicar dos estudios consecutivos (reposo y esfuerzo), la primera inyección se puede hacer con  $^{99m}\text{Tc}$  unido a un coloide (sulfuro, succinato, albumina, etc.) que es aclarado rápidamente por el sistema reticuloendotelial y deja una mínima actividad sanguínea. La segunda inyección se puede hacer entonces con pertecnetato (MARSHALL, 1977; BERGER, 1979).

Un trazador alternativo para la primera inyección, cuando se van a realizar un par de ellas, o cuando se requieren tres estudios consecutivos, es el  $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA (ácido dietileno-triamino-pentaacético) que se aclara rápidamente por vía renal.

El estudio de primer paso puede combinarse con imágenes de infarto positivo utilizando  $^{99m}\text{Tc}$ -Sn-piro-



fosfato (VAN HOVE, 1977; TOBLINICK, 1978), o con otras exploraciones de medicina nuclear, como la gammagrafía ósea o cerebral.

Para los estudios de equilibrio es imprescindible que el trazador inyectado permanezca un tiempo suficientemente largo en el lecho vascular. Entre los compuestos de  $^{99m}\text{Tc}$  más frecuentemente utilizados se encuentran la albumina, hematíes marcados "in vitro" y hematíes marcados "in vivo".

En nuestro protocolo combinamos el estudio de primer paso con el equilibrio-gate aprovechando la misma inyección de  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnetato. Es decir, hacemos el marcaje "in vivo" de los hematíes para el estudio de equilibrio. Para ello, de 10 a 20 minutos antes de la inyección del trazador, inyectamos intravenosamente Sn-pirofosfato frío (no marcado). Al inyectar posteriormente el  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnetato para el estudio de primer paso, éste entra en el cuerpo del hematíe tras haber sido permeabilizada la membrana por el pirofosfato (FOLLAND, 1977; WACKERS, 1979).

En todos los casos utilizamos entre 12 y 25 mCi en cada inyección, con dosis total que no exceda los 35 mCi para el adulto. El nivel de irradiación de cuerpo completo y órganos con estas dosis queda dentro de los límites aceptados (ROLLO, 1977). El máximo de ra-

diación de cuerpo completo por estudio es de 0.40 rads, según MARSHALL (1978).

III.- METODOLOGIA Y CONSIDERACIONES TECNICAS.

Los análisis cuantitativos tanto para la exploración de primer paso como para el equilibrio-gate, dependen en lo fundamental del principio de los indicadores diluidos (MEIER, 1954; ANDREAS, 1954). La más importante asunción de éste método es la mezcla homogénea del trazador con la sangre, de forma que cambios en los niveles de cuentas se correspondan con cambios volumétricos proporcionales. Estudios recientes demuestran que se pueden producir mezclas incompletas del trazador con la masa sanguínea cuando éste se inyecta dentro de la misma (SWAN, 1960; MASERI, 1968). Sin embargo, cuando la mezcla se realiza en un compartimento próximo al ventrículo que se analiza se asume que la mezcla es adecuada.

### 1.- COLOCACION DEL PACIENTE.

El estudio de primer paso puede practicarse en - supino, en pié o en cualquier posición que se desee. La proyección puede ser antero-posterior, oblicua anterior derecha o izquierda, oblicua posterior izquierda, etc. La separación temporal de la radioactividad en el interior de cada cámara cardíaca posibilita esta diversidad sin necesidad de técnicas tomográficas y es una ventaja de esta técnica cuando se requiere - estudio regional de la movilidad de la pared. Cada ser- vicio puede estandarizar esta exploración en una o más posiciones dependiendo de los datos requeridos y el - tipo de estudio a realizar.

El estudio de equilibrio-gate puede practicarse - también en cualquier posición, aunque el mayor tiempo de adquisición que requiere hace aconsejable practicar lo en supino, en la situación más cómoda para el pa- ciente.

En estos estudios la proyección ha de ser obliga- toriamente la oblicua anterior izquierda, con una in- clinación entre 40 y 45 grados, cuando más visible -- sea el septum en el monitor. Se trata de conseguir la mayor separación espacial posible entre la actividad de ventrículo derecho y ventrículo izquierdo, y esto sólo es posible en esta proyección.

Nosotros practicamos sistemáticamente la proyección oblicua anterior derecha en la técnica de primer paso para conseguir la visualización del máximo de pared del ventrículo izquierdo y poder aplicar planimetría para el cálculo de volúmenes. A continuación obtenemos la proyección oblicua anterior izquierda con la técnica de equilibrio-gate con lo que visualizamos el septo y la pared posterior.

## 2.- INYECCION DEL TRAZADOR.

La técnica de inyección del trazador es de importancia crítica en el estudio de primer paso. La inyección debe ser hecha en vena antecubital del brazo derecho, en yugular o directamente en arteria pulmonar con un cateter, siempre con un pequeño volumen y a modo de bolo rápido.

Cuando se realiza en vena antecubital, como hacemos nosotros, es preferible elegir la vena basilica medial del brazo derecho, dado que es la ruta más directa de este lugar a la vena cava superior (WATSON, 1973).

Con cualquiera de los lugares periféricos de inyección puede insertarse dentro de la vena un cateter de polietileno. Si el paciente presenta ansiedad debe esperarse cinco minutos para minimizar en lo posible la contribución de la actividad simpática asociada al pinchazo en vena. Para facilitar la cuidadosa inyección del bolo, el cateter se conecta a un tubo de extensión conteniendo un volumen de al menos 3 cc., y una tercera vía se conecta en otra terminal. Después de llenar el tubo con suero salino, el bolo radiactivo, contenido en menos de 1 cc., se introduce dentro del tubo con 0.1 cc. de aire como separación antes y después de la dosis. Cuando el estudio se va a comenzar, la dosis se empuja tan rápidamente como sea posible con 20 cc. de suero salino contenido en una jeringa separada unida -

al sistema.

Es muy importante no utilizar una vena más distal o más pequeña, pues el bolo producido será inadecuado. El control de la inyección puede realizarse visualmente en cada estudio analizando la curva actividad/tiempo del tránsito de actividad a través de la vena cava superior o de subclavia.

La inyección para el estudio de equilibrio, en el caso de hacerse independientemente del primer paso, no presenta especiales problemas. Al menos no más que -- cualquier otra inyección intravenosa.



### 3.- NUMERO Y DURACION DE LAS IMAGENES.

Los datos recibidos por el computador desde la gammacámara, deben estructurarse espacialmente (almacenados en matrices de un tamaño determinado) y temporalmente (acumulando en cada matriz los contajes correspondientes a un determinado intervalo de tiempo). Esta estructuración puede quedar determinada irreversiblemente desde el momento mismo de la adquisición de datos (modo "frame") o bien puede quedar pendiente para un momento posterior (modo "listado").

En el modo "frame" los impulsos emergentes del convertidor analógico-digital se almacenan en el disco en forma de matriz de tamaño predefinido y durante un tiempo también prefijado como parámetros de la adquisición. Esta frecuencia suele ser de 20 a 25 imágenes por segundo (duración de estas de 50 a 40 milisegundos) para los estudios de primer paso, y de 25 a 40 imágenes por segundo (25 a 40 ms de duración por imagen) para los estudios de equilibrio.

En el modo listado cada impulso procedente de un destello de la gammacámara es almacenado como un par de valores numéricos correspondientes a sus coordenadas x, y en el campo enfocado. Esta lista de valores numéricos va intercalada con señales "de reloj" periódicas (del orden de 10 milisegundos). Se mantiene por tanto

toda la información espacial y temporal de los impulsos pero sin definir a priori, es decir, durante la adquisición, la estructura o secuencia de almacenamiento. - Estructura que en cualquier momento posterior y mediante un programa auxiliar puede determinarse y crear un segundo bloque de datos ya estructurados en "frame".

Nosotros realizamos una adquisición en modo frame de 500 imágenes en 25 segundos, esto es, una imagen cada 50 ms. o 20 imágenes por segundo, en los estudios de primer paso. Iniciamos la toma de imágenes inmediatamente después de la inyección cuando vemos en el monitor de la gammacámara la entrada del bolo radiactivo en vena cava superior.

En los estudios de equilibrio obtenemos 25 imágenes para cada ciclo a una frecuencia de 25 imágenes -- por segundo (40 ms. de duración por imagen).

Estos intervalos se consideran adecuados para estudios en reposo. Para estudios en ejercicio, cuando se presentan niveles altos de frecuencia cardíaca, debería aumentarse la frecuencia de imágenes (intervalos de 20 - 30 ms.) (WILLIAMS, 1978).

IV.- PROCESADO DE LAS IMAGENES DE PRIMER PASO.

### 1.- ESTUDIO DE LA CURVA ACTIVIDAD TIEMPO.

El programa para la obtención del ciclo cardíaco representativo a partir de las imágenes de primer paso la iniciamos llamando al macro "PPASO" (apendice I). - Con ello visualizamos el conjunto de las imágenes obtenidas (500) sumadas en bloques de 20 en 20, esto es, a una frecuencia de una imagen por segundo. (Fig. 9 A y B). Así es posible visualizar en pantalla el paso del trazador por cavidades cardíacas, obtener una valoración morfológica de las mismas y seleccionar aquella imagen en que mejor se pueda detallar los límites de ventrículo derecho y de ventrículo izquierdo para la selección de regiones de interés. Estas se delimitan en cada una de las imágenes seleccionadas como región B para el ventrículo derecho y región C para el ventrículo izquierdo. - La región A queda para una posible introducción de la señal de ECG. Seguidamente se obtienen las curvas actividad/tiempo correspondientes a estas regiones (Fig. - 10.A). Estas curvas quedan almacenadas de forma automática en la SAVE'S AREA 4 y podrán ser leídas para manipulaciones o cálculos posteriores.

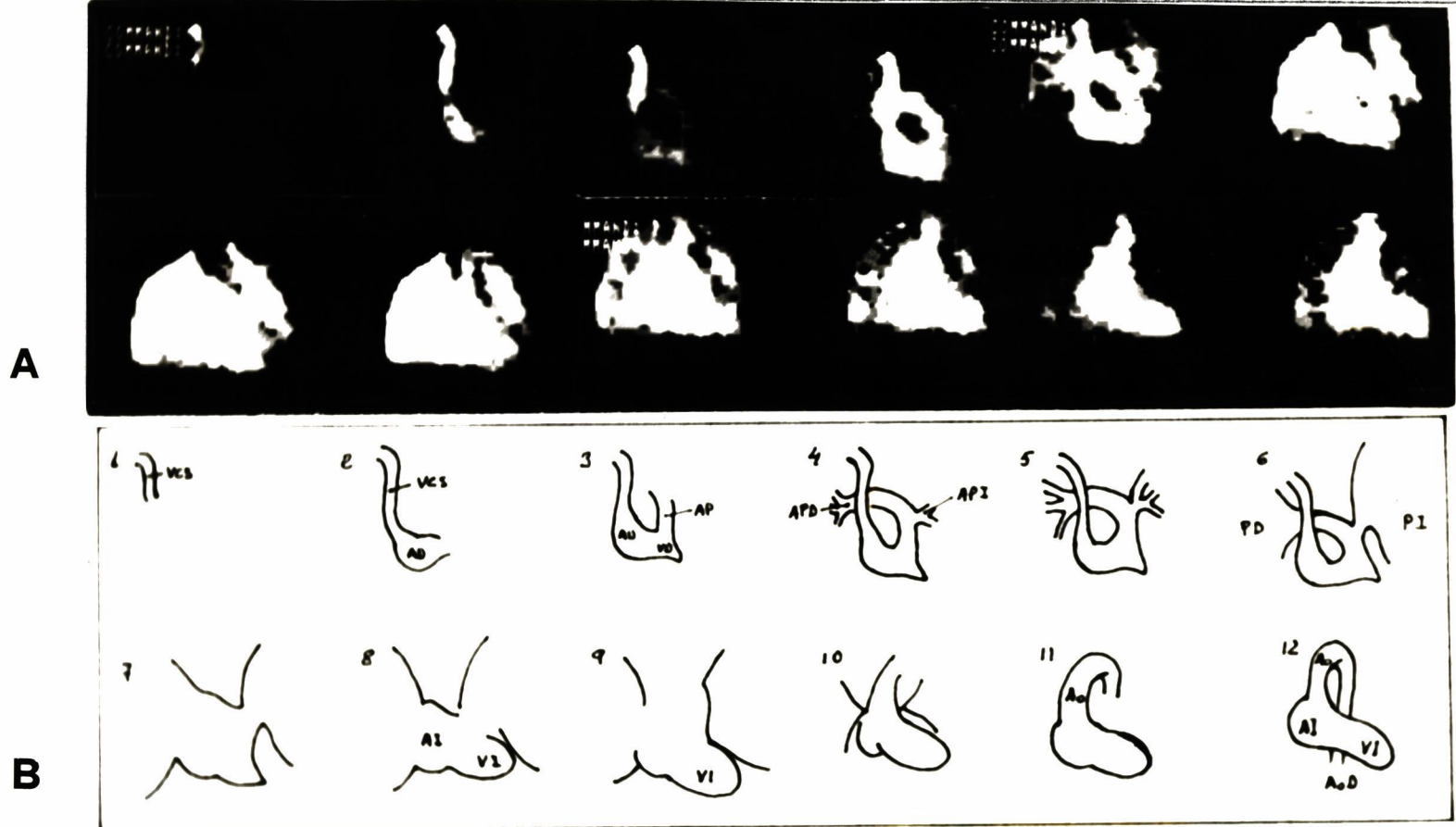


Figura 9.- A. Imágenes de primer paso, frecuencia de una imagen/segundo. B. Representación esquemática de las anteriores. VCS= vena cav. sup.; AD= aurícula derecha; VD= ventrículo derecho; AP= arteria pulmonar; PD y PI= pulmón derecho e izquierdo; AI y VI= aurícula y ventrículo izquierdos; Ao= aorta.

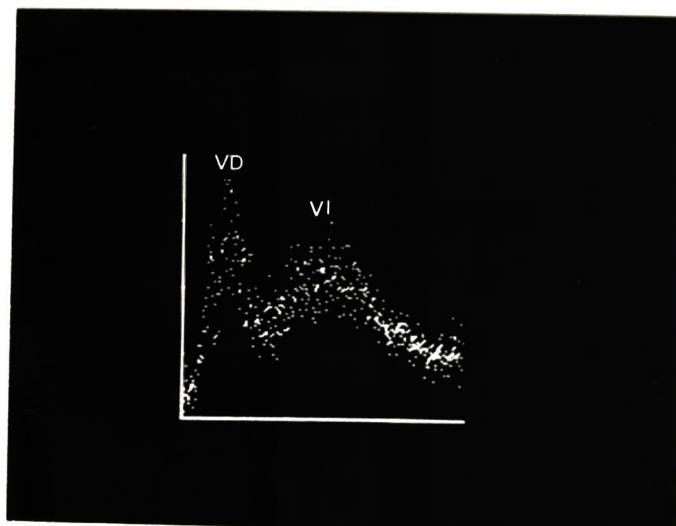
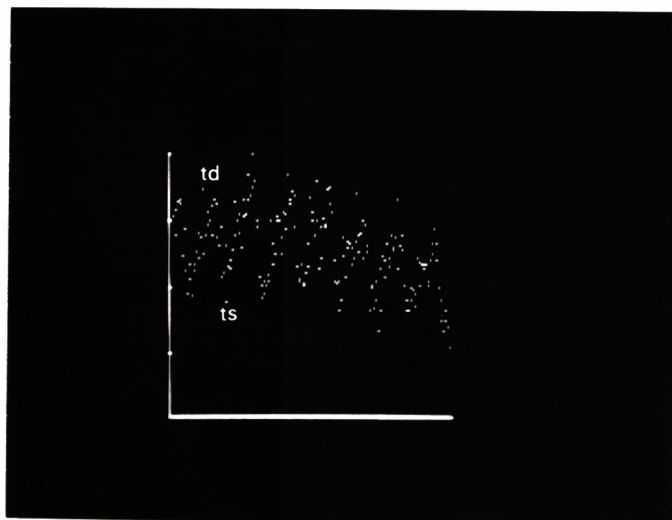
**A****B**

Figura 10.- A. Curva de actividad/tiempo de la región de ventrículo izquierdo (primer paso).  
B. Detalle de la curva anterior que representa el paso del trazador por VI con los picos superiores de telediástole y los inferiores de telesístole.

## 2.- OBTENCION DEL CICLO CARDIACO REPRESENTATIVO.

En la proyección que realizamos el estudio de primer paso, oblicua anterior derecha, el ventrículo derecho se superpone al izquierdo. Por ello las curvas de alta frecuencia que obtenemos de las regiones correspondientes a ambos ventrículos van a recoger cuentas que no pertenecen a la propia cavidad. La morfología de las curvas se corresponden con un primer pico representativo del paso del bolo radiactivo por ventrículo derecho, y un segundo pico más aplanado y largo, que representa los niveles de actividad en ventrículo izquierdo (Fig. 10.A).

Según queramos obtener un ciclo representativo de ventrículo derecho e izquierdo, iniciaremos el proceso de la curva correspondiente.

El programa lee la curva almacenada en la SAVE'S - AREA 4 y solicita al operador marque con dos puntos la porción de la misma que interesa, esto es, el tiempo de tránsito del bolo por la cámara. Esta porción de la curva se expone en pantalla (Fig. 10.B) y en ella es fácilmente identificable los picos máximos de actividad -- correspondientes a diástoles y los valles de menor actividad correspondientes a final de sístole. Cada dos picos queda enmarcado un ciclo cardíaco. El usuario debe marcar estos picos en un número no inferior a 6 y rechazando los de duración anormal (extrasistoles), de

forma que queden seleccionados un mínimo de cinco ciclos cardíacos. El programa entonces suma punto a punto (imagen a imagen) cada uno de los ciclos que han sido seleccionados, obteniendo como resultado una serie de imágenes (de 12 a 25, según la frecuencia cardíaca) que se corresponden con un ciclo cardíaco representativo, a una frecuencia de una imagen por cada 50 mseg. - (Fig. 11). Esta secuencia es normalmente almacenada en el disco como un nuevo estudio y su análisis se inicia a partir del índice de pacientes.



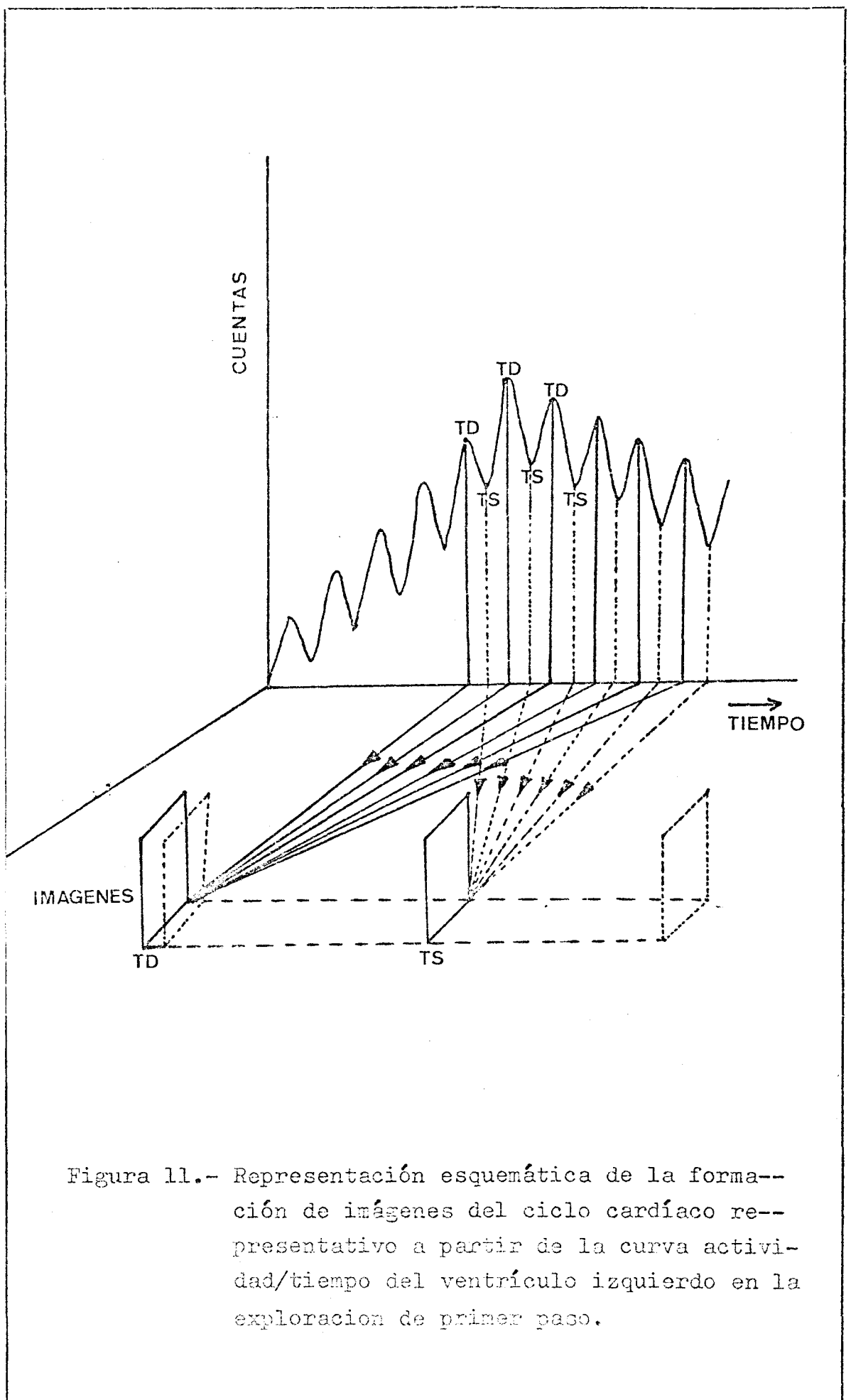


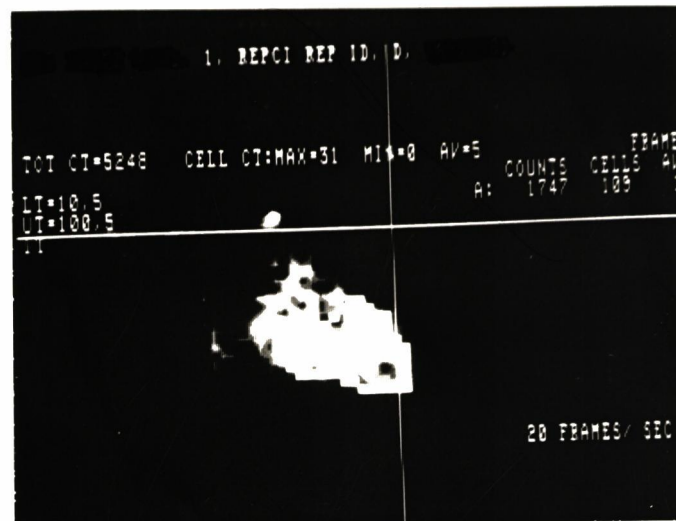
Figura 11.- Representación esquemática de la formación de imágenes del ciclo cardíaco representativo a partir de la curva actividad/tiempo del ventrículo izquierdo en la exploración de primer paso.

### 3.- CURVA VOLUMÉTRICA.

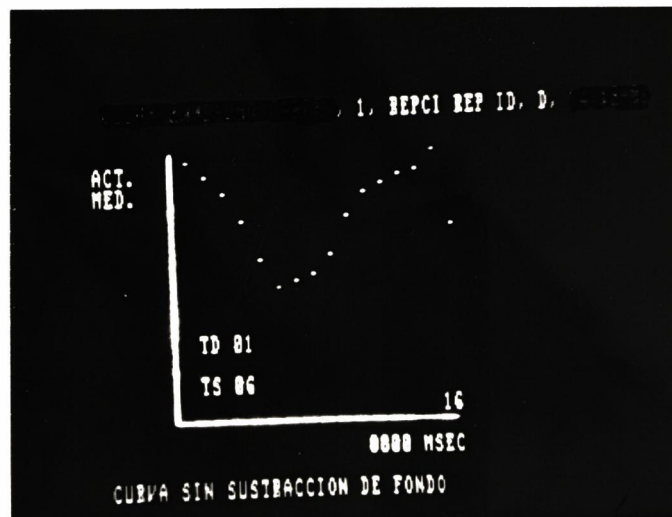
Si en la secuencia de imágenes representativas de un ciclo cardíaco seleccionamos la porción correspondiente a ventrículo izquierdo como región de interés y obtenemos la curva actividad/tiempo, ésta nos representará los cambios volumétricos ocurridos en el ventrículo durante el ciclo (Fig. 12.A y B y 13).

En realidad, la curva representa la gráfica volumétrica ventricular más la actividad de fondo, pero en ella es fácilmente identificable el punto inicial de máxima actividad que corresponde a telediástole, la caída volumétrica en sístole con un punto final de mínima actividad correspondiente a telesístole, y la porción de llenado con una primera parte de mayor pendiente (llenado ventricular rápido) y la porción final donde la pendiente se suaviza (llenado ventricular lento).

A partir de esta curva es posible realizar los cálculos de la fracción de eyección y otros parámetros de interés como la  $dV/dt$  o los índices de tiempos sistólicos, pero para ello es preciso resolver dos problemas fundamentales: uno es la delimitación precisa de todo el contorno de la cavidad ventricular, y el otro la necesaria sustracción de la actividad no correspondiente a la cavidad ventricular (actividad residual en ventrículo derecho, lengüeta pulmonar o miocardio), es to es, la actividad de fondo.



A



B

Figura 12.- A. Delimitación de la región ventricular.  
 B. Curva actividad/tiempo correspondiente a ventrículo izquierdo sin sustracción de fondo.

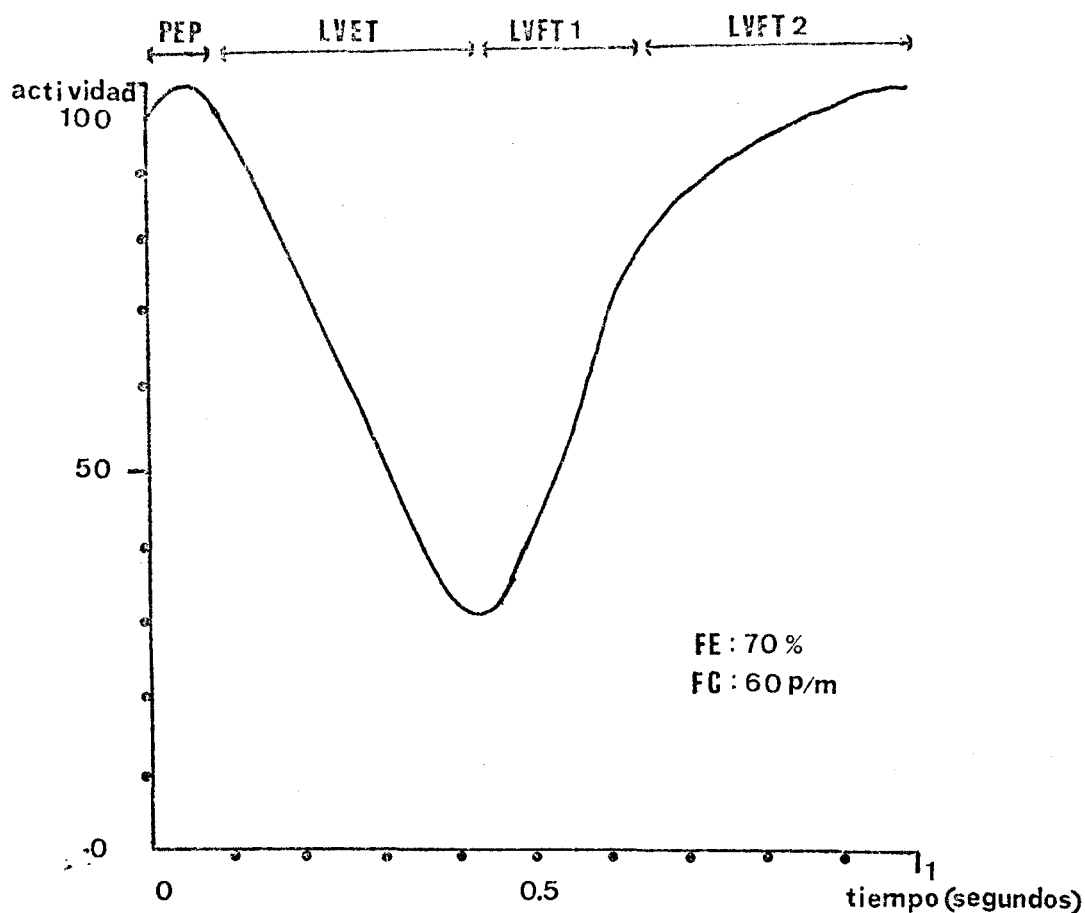


Figura 13.- Curva actividad/tiempo del ventrículo izquierdo con el fondo sustraído mostrando los intervalos sistólicos y diastólicos. PEP= periodo prefígnico. LEVT= tiempo de eyección. LVFT 1= tiempo de llenado ventricular rápido. LVFT 2= tiempo de llenado ventricular lento. FE= fracción de eyección. FC= frecuencia cardíaca.

#### 4.- DELIMITACION DEL PLANO VALVULAR.

La delimitación del plano valvular representa una situación crítica y a veces difícil en el procesado de las imágenes de primer paso en la proyección oblicua - anterior derecha. La introducción de actividad procedente del átrium o de aorta en la región de interés de ventrículo izquierdo redundará en una errónea infravaloración de la fracción de eyección y en una visualización equivocada de la movilidad de los segmentos basales de la pared ventricular. Por el contrario, la delimitación por defecto del ventrículo a nivel del plano aortico--mitral dará como resultado un incremento erróneo de la fracción de eyección.

Normalmente la región valvular es fácilmente identificable en la imagen de telediástole y, o en la imagen de telesístole, aunque en ocasiones la situación - se hace más difícil.

El programa que utilizamos para este procesado, - presenta una secuencia de macros dedicados exclusivamente a salvar este problema. Para ello utiliza una especial tabla de colores (Fig. 14.C) que dá a la máxima - actividad el color rojo, el azul para la mínima y en - el centro, niveles 8 y 9, deja una zona vacia (negro).

El programa calcula los gradientes de actividad,

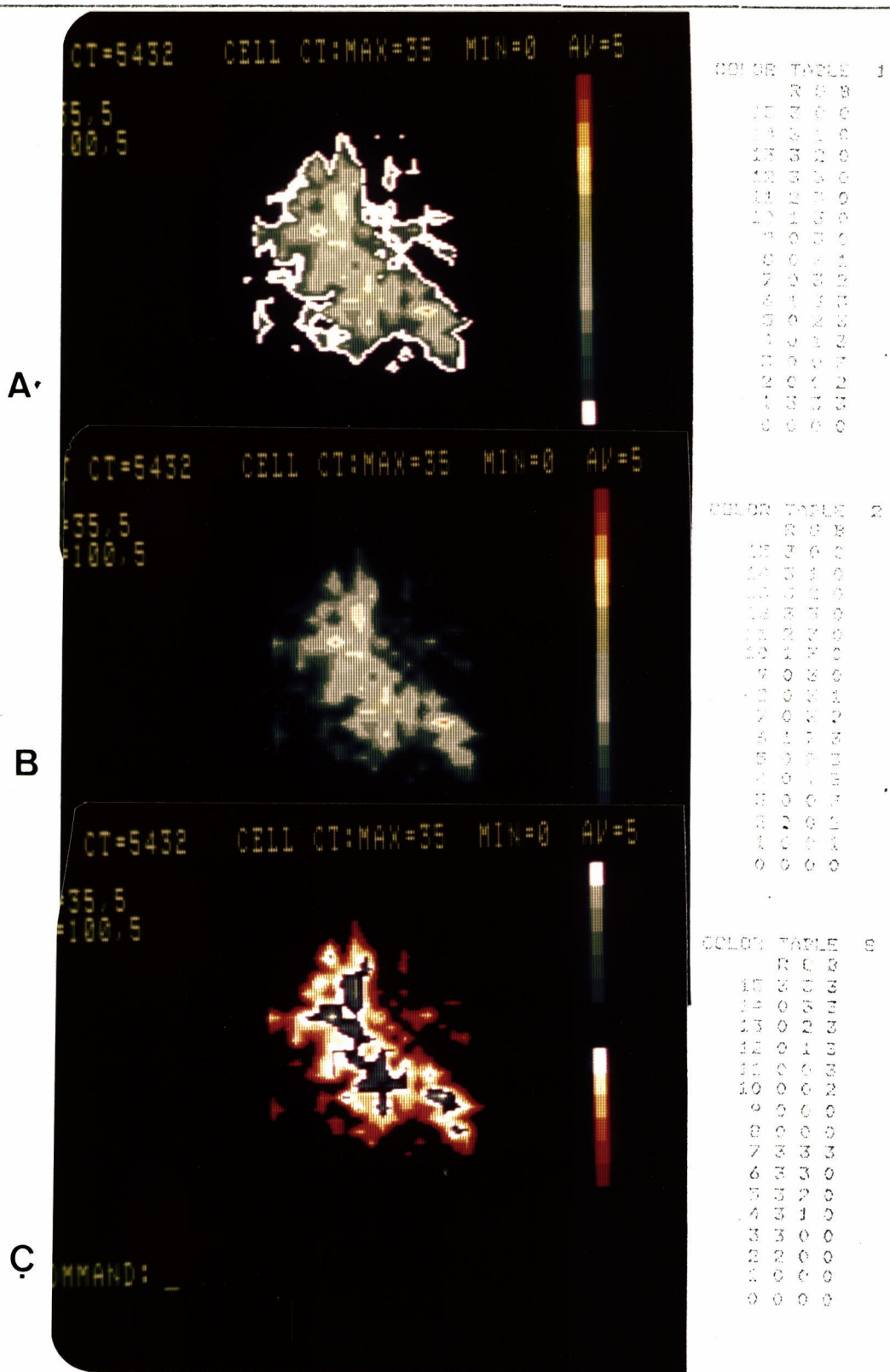


Figura 14.- Tablas de colores utilizadas por el programa de H. RUSLER para el procesamiento de las imágenes de primer paso.

esto es, la velocidad de vaciado o llenado o  $dV/dt$ , en cada una de las celdillas de la porción sistólica de la curva, exponiendo en pantalla la región de llenado (aurículas y grandes vasos) en rojo y la región de vaciado (ventrículo) en azul. Entre el azul y el rojo -- suele quedar un espacio en negro que representa el plano valvular y es la zona que marcamos como región de interés (Fig. 15.A).

Este procedimiento es útil cuando la diferencia de gradientes de llenado y vaciado es marcada (fracción de eyección por encima del 50%); pero en caso contrario, cuando la fracción de eyección se encuentra disminuida, los resultados del procedimiento no son tan señalados. Por ello el programa continúa, como método de control, con la visualización de las imágenes de telediástole y telesístole sobreponiendo en ellas la zona valvular marcada anteriormente (Fig. 15, C y D). Así es fácil controlar si ha sido correcta la delimitación. En caso contrario, es posible volver atrás e iniciar la delimitación de nuevo.

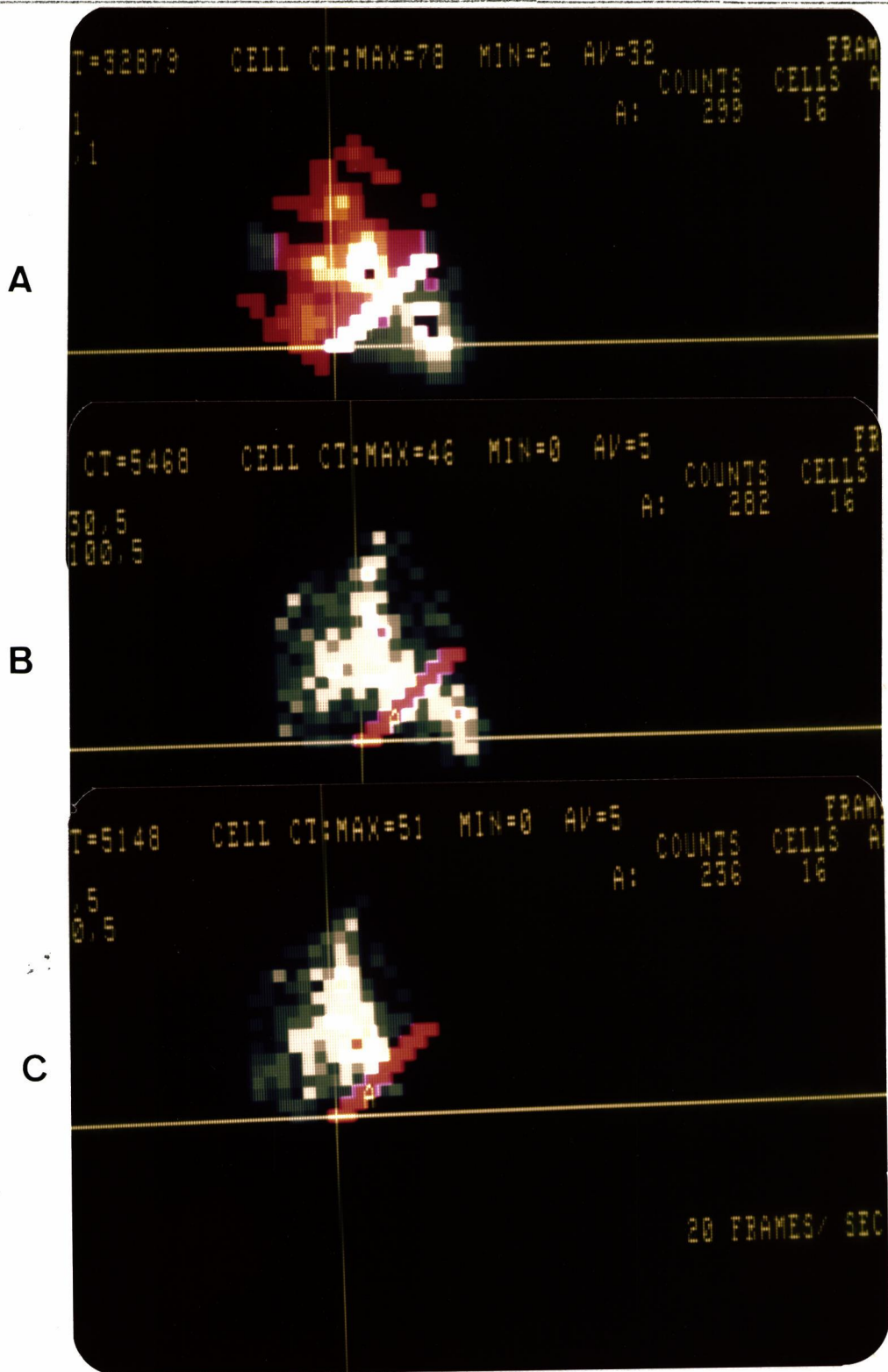


Figura 15.- A. Delimitación del plano valvular con la imagen  $dV/dt$  y la tabla especial de colores. B y C. Control de la delimitación en la imagen de TD y TS.



5.- SUSTRACCION DE FONDO Y DELIMITACION DE BORDES DEL  
VENTRICULO IZQUIERDO.

Para delimitar la actividad de fondo del ventrículo izquierdo se han empleado tres procedimientos fundamentales. El método desarrollado por MARSHALL y cols. (1978) utiliza la curva actividad/tiempo para ayudar a determinar el fondo. Inmediatamente antes del primer ciclo correspondiente a ventrículo izquierdo se eligen una serie de imágenes. Estas imágenes representan la actividad sobrepuesta de aurícula izquierda y pulmón - al tiempo que toda la actividad se encuentra en estas estructuras. Esto provee una corrección de fondo regional que permite la definición de los bordes de ventrículo izquierdo. Es necesario elegir el mismo número de imágenes de fondo que de ciclos para ser analizados.

Un procedimiento alternativo sugerido por SCHELBERT y HENNING (1975) delimita una región de interés alrededor del apex del ventrículo izquierdo y genera una curva actividad/tiempo de baja frecuencia de esta región. Después de normalizar esta curva respecto a la del ventrículo izquierdo, la curva de fondo se sustrae de la curva ventricular.

Otros autores han practicado la sustracción de un porcentaje constante, como un 35% para la proyección oblicua anterior derecha (BODENHEIMER, 1978) o -

eliminar la actividad de fondo utilizando los isocontornos (KURTZ, 1976).

El sistema que utilizamos está basado en parte en este último procedimiento, aunque ayudándose de una determinada tabla de colores (Fig. 14.A) para facilitar la visualización del borde de la cavidad ventricular. Esta tabla es la misma que la normalmente utilizada para el procesamiento de estas imágenes exceptuando el nivel -- más bajo en que cambia el azul oscuro por el blanco intenso.

El sistema expone en pantalla la imagen telediastólica con una sustracción de fondo del 30% (LT=30) (Fig. 16). La imagen ventricular queda así bordeada por una línea blanca correspondiente a los niveles más bajos de contaje por encima de este 30%. Cambiando el LT unos puntos por encima y por debajo de este nivel inicial de 30 se chequea la imagen hasta conseguir que esta línea blanca alrededor del ventrículo sea lo más delgada y continua posible y cambie poco al cambiar el LT hacia arriba y hacia abajo. Este nivel de sustracción de fondo queda seleccionado para diastole y el programa continúa con la imagen de telesistole que se manipula de la misma forma.

El programa entonces calcula la media de las cuentas sustraídas en telediástole y telesístole y propone el LT que corresponde a este número de cuentas sustraídas en cada una de las imágenes de telediastole y telesistole.

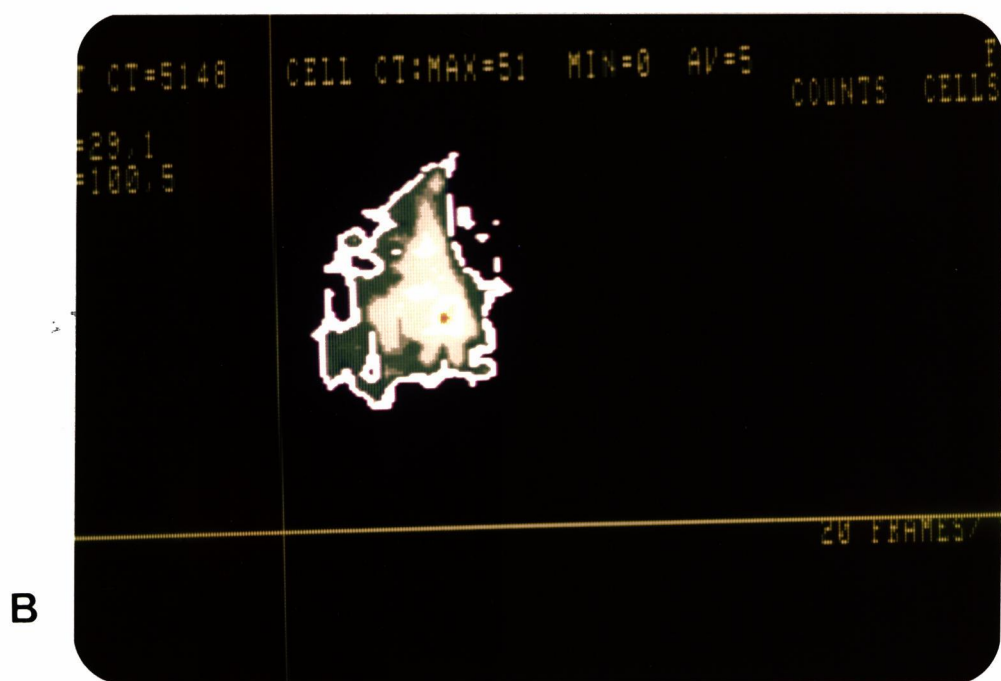
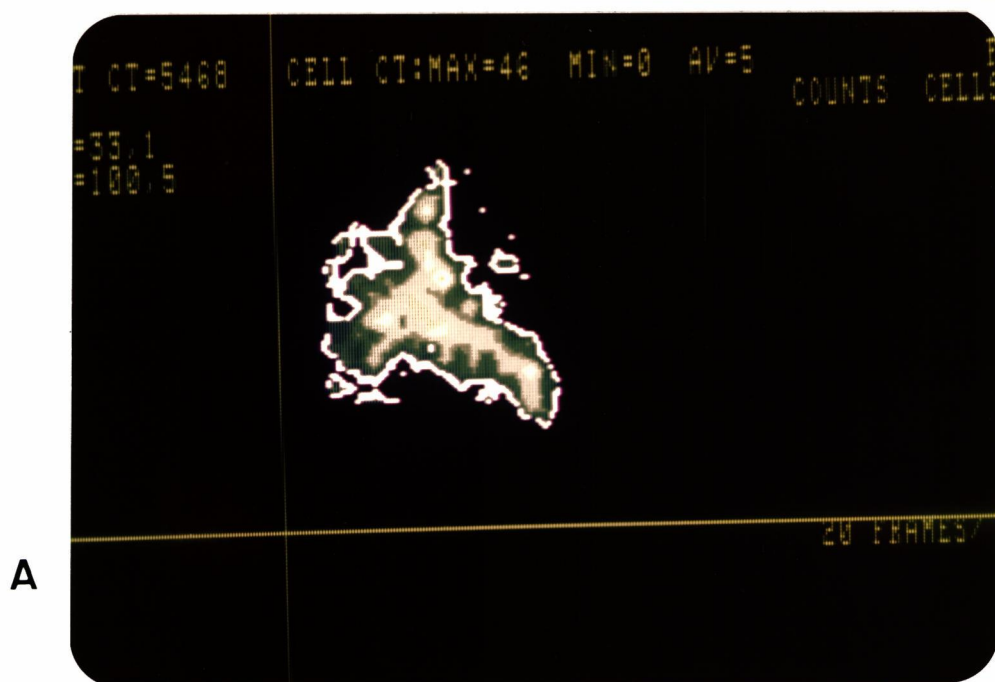


Figura 16.- Visualización de las imágenes de telediastole (A) y telesistole (B) con la tabla de colores específica para determinar los bordes ventriculares.

A partir de aquí es posible delimitar los bordes de la cavidad ventricular por un procedimiento semiautomático. Tras seguir con el cursor el plano valvular determinado con anterioridad, se delimita en exceso - la región ventricular que con la instrucción adecuada queda reducida a los límites anteriormente fijados con el LT. Esto se realiza tanto en la imagen de telediástole como en la de telesístole (Fig. 17).

Seguidamente se delimita una última región de interés bordeando los límites del ventrículo izquierdo - en telesístole, como región de fondo, cuyas cuentas - serán sustraídas en el calculo de la fracción de eyeción.

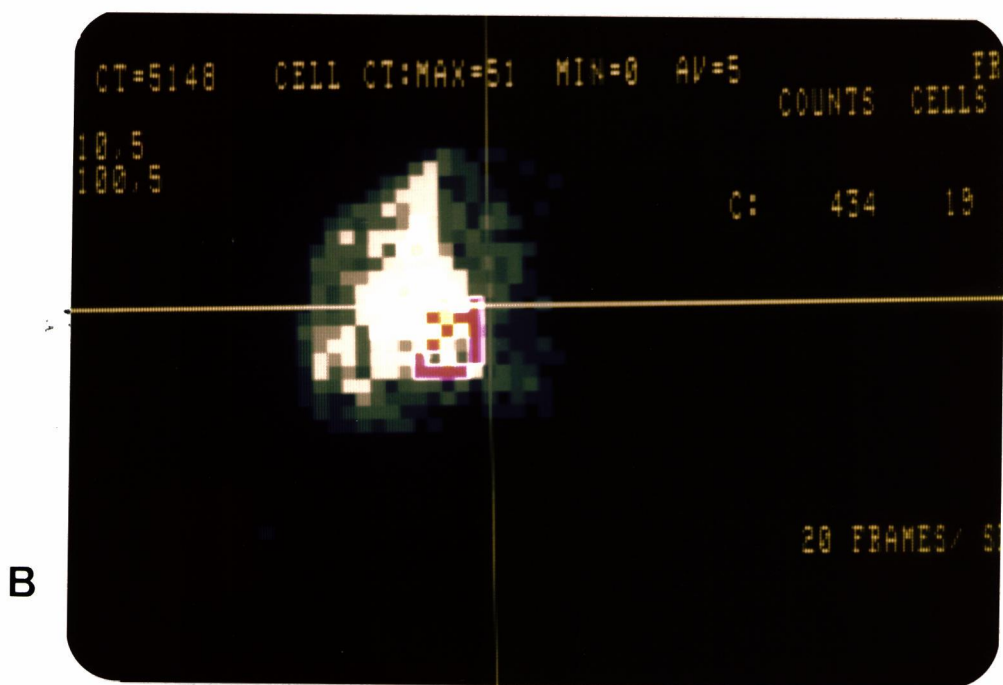
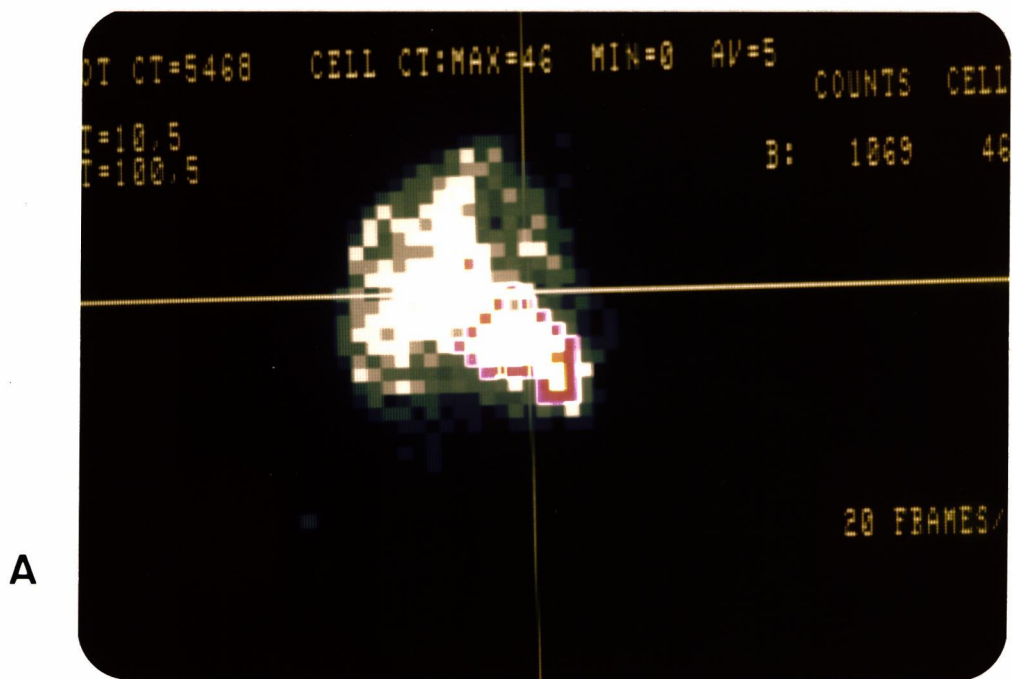


Figura 17.- Delimitación de los bordes ventriculares a partir de la sustracción de fondo previamente determinada.

A. telediastole. B. telesístole.

6.-- CALCULO DE LA FRACCION DE EYECCION POR EL METODO DE CUENTAS.

El procedimiento de cuentas para el cálculo de la fracción de eyección fué practicado primero por PARKER y cols. (1972) que utilizaron los cambios en las cuentas ventriculares para representar cambios relativos en el volumen ventricular. Los datos que obtuvieron correlacionaban bien con la ventriculografía con contraste.

En las técnicas de primer paso y equilibrio, la actividad captada en la región ventricular es proporcional al volúmen en el ventrículo izquierdo. Estudios realizados por ALPERT y cols. (1974) y GREEN y cols. (1974) confirman la fiabilidad del método de cuentas tanto para medir la fracción de eyección como para reconstruir la curva volumétrica del ventrículo izquierdo. Aunque el método no está completamente libre de consideraciones geométricas, debido a la atenuación que sufre la fuente al incrementarse la profundidad, es claro que su dependencia de asunciones geométricas es decisivamente menor que en el caso de la ventriculografía de contraste o que en los métodos ecocardiográficos. En volúmenes ventriculares de 300 cc. o menos, el método de cuentas se relaciona linealmente de forma absoluta con el volúmen. Sobre 300 cc. existe una progresiva divergencia de las cuentas percibidas y el verdadero volu

men ventricular, de forma que a los 500 cc. el método puede presentar errores que deben ser tenidos en cuenta (GREEN, 1974).

La fracción de eyección ventricular puede determinarse como un promedio de varios ciclos individuales (VAN DYKE, 1972; KURTZ, 1976; JENGO, 1978), o, como hacemos nosotros, de una suma de ciclos formados al añadir imagen a imagen varios ciclos (MARSHALL, 1977; HECHT, 1978; RERYCH, 1978; SHAD, 1977).

La fracción de eyección se calcula por la fórmula:

$$FE = \frac{\text{cuentas en TD} - \text{cuentas en TS}}{\text{cuentas en TD} - \text{cuentas de fondo}}$$

La incertidumbre estadística es una fuente potencial de error que necesita tomarse en cuenta cuando se procesan estos estudios para el cálculo de la fracción de eyección. El promedio de error estadístico en la medida de la fracción de eyección es la suma de los errores individuales en el conteo de telediastole, telesistole y fondo. El error disminuye tomando el promedio de varios ciclos, formando un ciclo cardíaco representativo (MARSHALL, 1977; BERGER, 1979).

Para un nivel de cuentas en la imagen de telediastole con fondo corregido de 100 cuentas/imagen, una fracción de eyección de 50% podría tener un error programado de 14%, asumiendo un nivel de cuentas de fon

do de  $1/3$  de las cuentas de teladiástole. En contraste, para niveles de 1.000 cuentas/imágen, la misma fracción de eyección tendría una desviación standard de 5%; y para niveles de 5.000 cuentas la desviación standard quedaría reducida a 2%. Este nivel de cuentas y error estadístico son semejantes en los estudios de equilibrio (BERGER, 1979).

En nuestras exploraciones, en los estudios de primer paso, obtenemos niveles de cuentas que oscilan entre 2.500 cuentas/imágen y 10.000 cuentas/imágen. En los estudios de equilibrio los niveles de cuentas son sensiblemente superiores, entre las 180.000 y 200.000 cuentas por imágen.



## 7.- IMAGENES FUNCIONALES Y VALORACION DE LA FUNCION REGIONAL.

El estudio de la función regional de ventrículo izquierdo es una consecuencia importante derivada de los estudios de primer paso y equilibrio. Las consideraciones estadísticas juegan un importante papel en la valoración del movimiento de pared en estos estudios. La relativamente alta densidad de cuentas que obtenemos en las imágenes del ciclo cardíaco representativo, como hemos visto en el apartado anterior, permite este análisis (SHAD, 1977; MICKEL, 1978; BODENHEIMER, 1979).

Varios procedimientos se han venido utilizando para analizar estos datos. En primer lugar, al área ocupada por la telediástole se le puede restar el área ocupada por la telesístole, lo que nos dará como resultado una imagen representativa del movimiento de pared (Fig. 18.A).

Un segundo método consiste en superponer los perímetros ventriculares en telediastole y telesístole y evaluar el movimiento de pared como la diferencia entre ellos (MARSHALL, 1977; RERYCH, 1978). Este es el sistema que hemos introducido en nuestro protocolo como veremos más adelante (Fig. 23).

El ciclo cardíaco completo puede ser visualizado

en la pantalla en modo cine, como una película sin -- fin, en la que se puede valorar el grado de contrac-- ción de cada porción de la pared. Este sistema requie re pericia y en general conlleva un gran componente - de interpretación subjetiva.

Las imágenes digitales pueden ser procesadas pa-- ra formar representaciones funcionales de la actividad regional (SHAD, 1977; VAN HOVE, 1977; BODENHEIMER, -- 1979). Así, restando celdilla a celdilla a la activi-- dad en telediástole la actividad en telesístole, obte-- nemos una imagen representativa del volumen latido re-- gional (Fig. 18.B). Si dividimos esta diferencia por -- la actividad en telediástole obtenemos una imagen re-- presentativa de la fracción de eyección regional (Fig. 18.C).

Por este mismo mecanismo, es posible representar las imágenes de caída o incremento de actividad, esto es, vaciado o llenado de las cavidades o  $dV/dt$ , obte-- nida celdilla a celdilla. Estas imágenes se denominan imágenes de gradiente sistólico, si se obtienen de la porción sistólica de la curva, y gradiente diastolico si se obtienen de la porción diastólica de la curva. En total pueden obtenerse cuatro imágenes que corres-- ponden a los gradientes sistólicos positivo y negati-- vo y gradientes diastólicos positivo y negativo (Fig. 18.D y 19).

Las imágenes de gradientes son útiles para el diagnóstico de aneurismas ventriculares (Fig. 18.D).

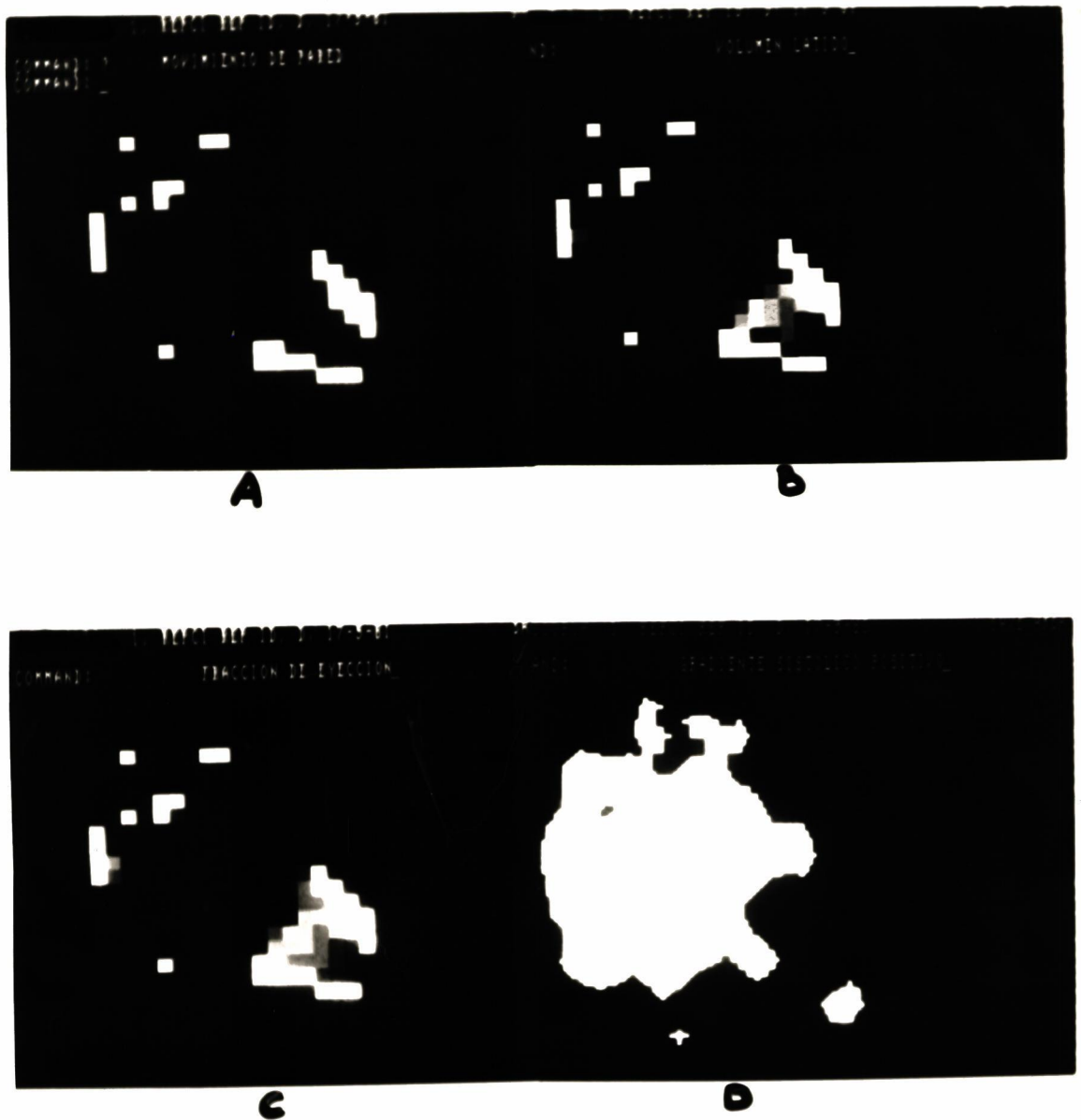


Figura 18.- Imágenes funcionales de estudio de primer pa-  
so en proyección OAD. A. Imágen de movimien-  
to de pared. B. Imágen del volumen latido.  
C. Imágen de la fracción de eyección regio-  
nal. D. Imágen de gradiente sistólico posi-  
tivo. Se trata de un paciente con un aneuris-  
ma apical que puede observarse con claridad  
en las cuatro imágenes.

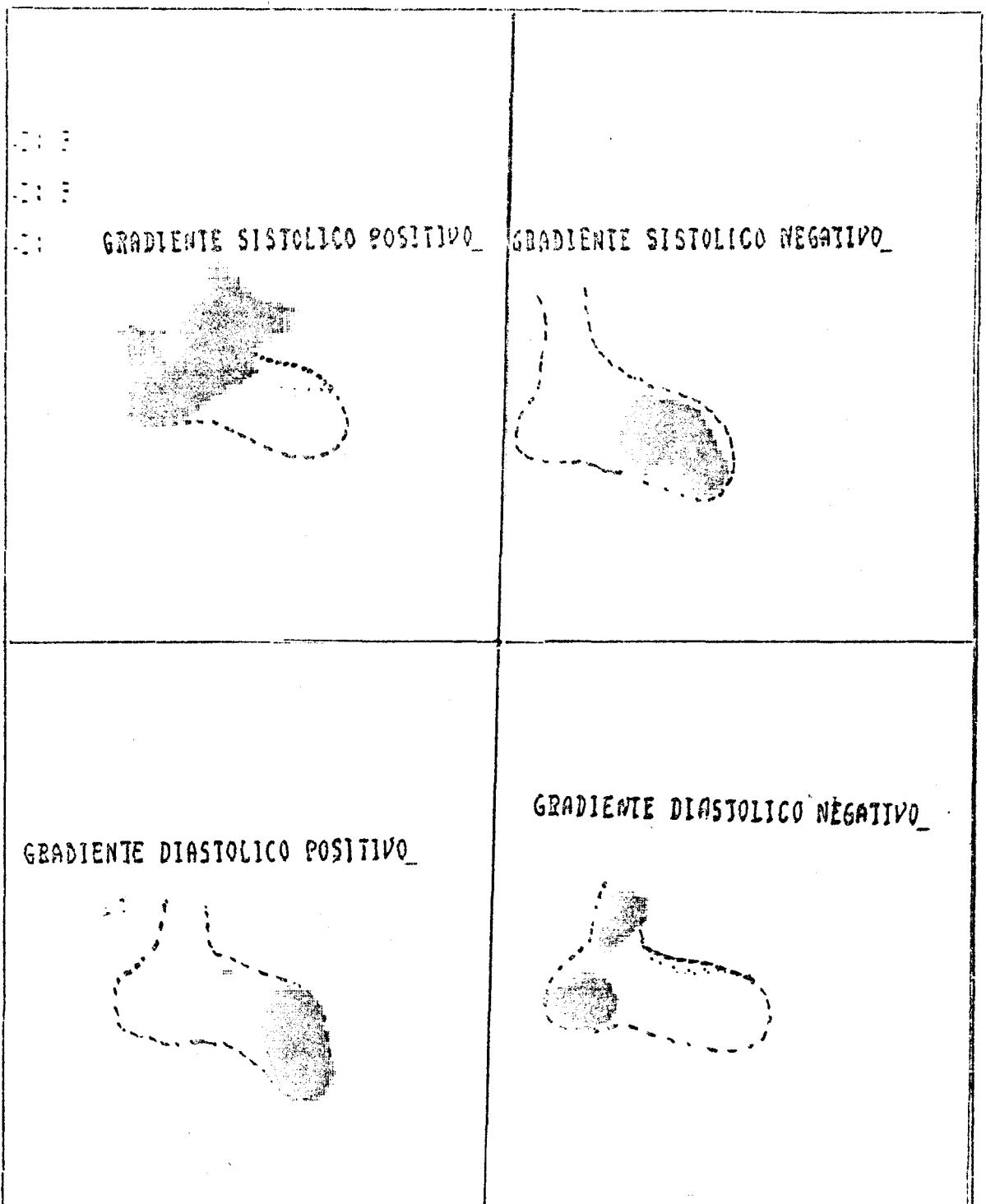


Figura 19.- Imágenes de gradientes sistólicos y diastólicos fotografiados directamente del monitor del computador.

V.- PROCESADO DE LAS IMAGENES DE EQUILIBRIO.

Las imágenes obtenidas con gate en equilibrio son en general menos laboriosas de procesar que las obtenidas por la técnica de primer paso. De entrada, después de la adquisición, disponemos de un ciclo cardíaco representativo fruto de la adición de entre 300 y 600, e incluso más ciclos. Así es posible obtener directamente la curva actividad/tiempo de la región ventricular que representa la variación volumétrica en esta cámara (Fig. 20 y 21).

Sin embargo, el problema fundamental en el caso de estos estudios es la actividad de fondo. El trazador se encuentra circulando por todo el lecho vascular y por tanto una gran proporción de los impactos recibidos tanto sobre el área de ventrículo izquierdo como en las estructuras adyacentes, no pertenecen a la cavidad ventricular. La delimitación de los bordes de la cámara ventricular izquierda corre pareja con la solución del problema del fondo. Las consideraciones y métodos que describimos para la técnica de primer paso son asumibles para estas imágenes de equilibrio, aunque es necesario hacer constar la decisiva mayor repercusión del problema del fondo en estas exploraciones.

La sustracción de fondo por defecto puede traducirse en niveles de fracción de eyección por debajo de la realidad. Sustracción de fondo por exceso se traduce

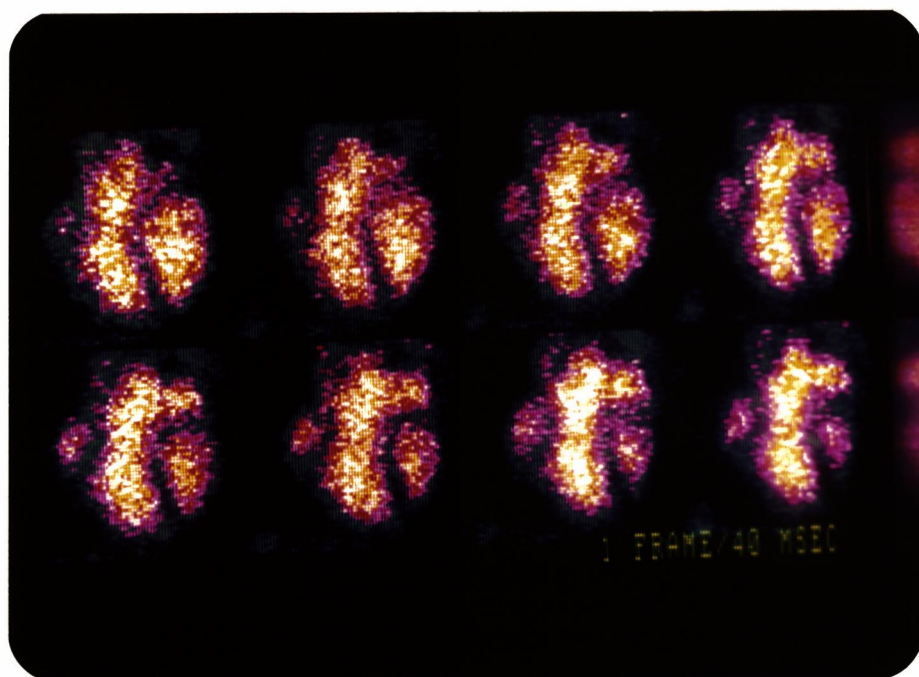


Figura 20.- Imágenes secuenciales obtenidas con la técnica de equilibrio en OAI. La primera corresponde a telediastole. La última, 8ª, a telesístole.



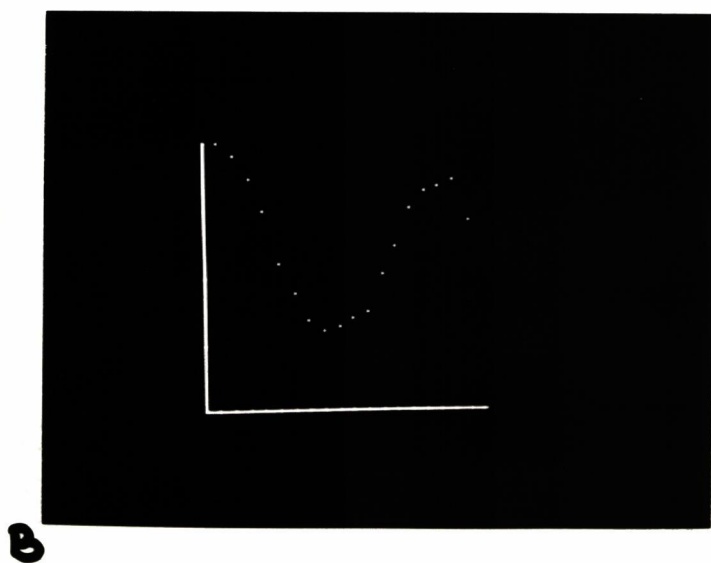
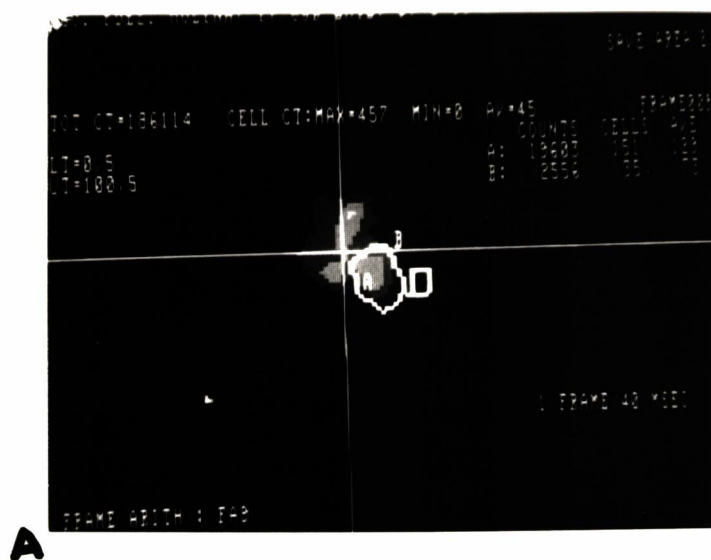


Figura 21.- A. Delimitación de la región ventricular (región A) y de fondo (región B) en el procesamiento de las imágenes de equilibrio. B. Curva actividad/tiempo tras sustraer el fondo en el mismo estudio.

ce en resultados de fracción de eyección anormalmente alta. Los tres procedimientos de que hablabamos para la sustracción de fondo en la técnica de primer paso, se han empleado igualmente en estos métodos en equilibrio.

Para procesar éstas imágenes hemos utilizado un programa desarrollado en Vanderbilt University (Nashville), para la delimitación automática de los bordes de la cavidad ventricular.

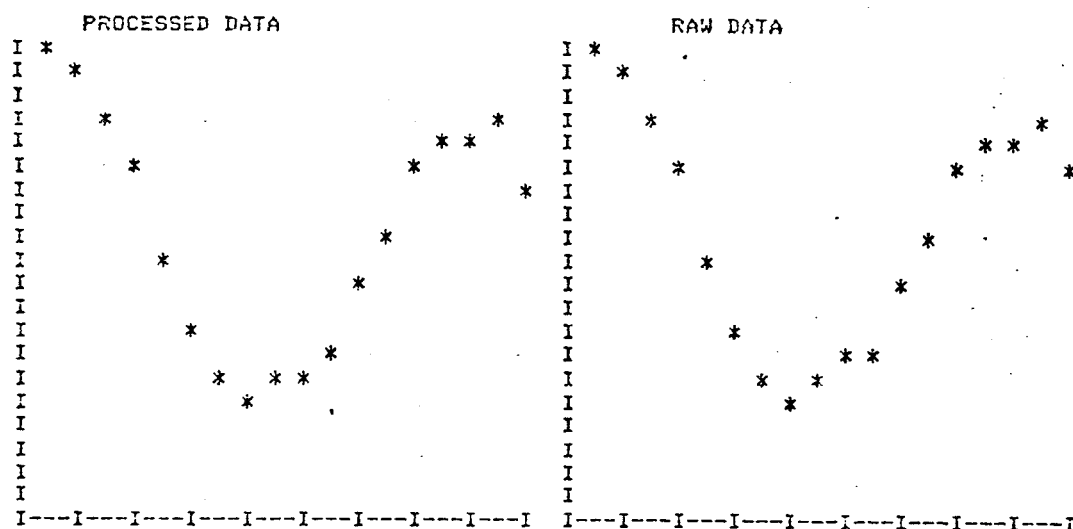
El programa consta de una primera secuencia de macros y subrutinas Fortran para la mejora de la calidad de la imagen. Para ello genera dos nuevos estudios, uno interpolando la matriz de  $32 \times 32$ , en que se ha hecho la adquisición, a matriz de  $64 \times 64$  en cada una de las imágenes del ciclo. El segundo, que será sobre el que se realicen los cálculos, practicando dos "smoothing", uno temporal y otro espacial de igual forma, en cada una de las imágenes.

Sobre el estudio así formado, se señala una región de interés alrededor del ventrículo izquierdo. El programa calcula el porcentaje de fondo a sustraer a partir del nivel medio de cuentas existente en la imagen de telediástole y telesístole, que oscila entre el 45 y 65%. Seguidamente delimita de forma automática el perímetro de la cámara ventricular en cada una de las imágenes secuenciales y genera la curva -

volumétrica (Fig. 21.B) y una región de fondo adyacente al ventrículo izquierdo (región B de la Fig. 21.A) que es necesario controlar quede fuera de éste y no recoja actividad de bazo. A partir de aquí calcula la fracción de eyección por el método de cuentas ya visto en la técnica de primer paso. En la Fig. 22 puede apreciarse un protocolo de salida con la representación de la curva volumétrica, fracción de eyección, etc.

## GATED CARDIAC BLOOD POOL REPORT

JUAN GLEZ GONZALEZ, 1, COR-GATE, D, 11-11-81



L. VENTRICLE EJECTION FRACTION	0.70 +/- 0.01	0.71 +/- 0.01
END DIASTOLE COUNTS/100	94.	95.
END SYSTOLE COUNTS/100	28.	28.
EJECTED COUNTS/100	65.	67.
MEAN EJECTION RATE (PER SECOND)	3.00	3.02
MAXIMUM EJECTION RATE	7.07	7.36

FRAME TIME = 40 MSEC  
HEART RATE = 80 BEATS/MIN

2 CYCLES REJECTED OUT OF  
866 TOTAL CYCLES

MEAN R-R INTERVAL TIME WAS 751 MSEC  
WITH A TOLERANCE OF 100 MSEC  
TOTAL ACQUISITION TIME WAS 650 SECONDS

Figura 22.- Protocolo de salida de un estudio de equilibrio con la curva volumétrica y datos - cuantitativos.

VI.- NUESTRO PROTOCOLO COMPUTERIZADO.

La complejidad y las múltiples posibilidades de manipulación de las imágenes digitales en Medicina Nuclear, y especialmente en Cardiología, puede llevar a una dinámica de sofisticación que en muchos casos - pueda satisfacer inquietudes teóricas de técnicos y científicos pero que en última instancia diga poca cosa al clínico. Para que la importancia, que ya hoy - con toda claridad se vislumbra en estas técnicas de cardiología nuclear, se concrete en una utilidad rutinaria, sin que el componente de novedad sea el principal aliciente para su realización, es necesario que - se simplifiquen los resultados a aquellos que puedan estandarizarse en la práctica clínica, que se automatice al máximo el proceso para evitar en lo posible - el componente subjetivo en la interpretación, y reducir cuanto sea posible el tiempo de procesado.

Con esta idea de base, el protocolo que hemos desarrollado realiza las siguientes funciones:

- 1.- Integra los resultados de la técnica de primer paso y de equilibrio, cuya adquisición se hace de una sola vez, aprovechando la misma inyección de trazador.
- 2.- Obtiene imágenes en dos proyecciones (oblicua anterior derecha e izquierda) de los bordes de sístole y diástole superpuestos, que son suficiente-

mente claras y comprensibles para cualquier médico aunque no esté familiarizado, e incluso ni siquiera conozca la técnica, y en las que es fácilmente valorable la movilidad de los 7 segmentos de la pared ventricular izquierda.

- 3.- Incluye en la misma hoja de salida del protocolo - por teletipo del computador, la valoración de la - movilidad de los diversos segmentos de la pared - ventricular, el cálculo automatizado de los volúme - nes ventriculares, sus respectivos índices y tiempo circulatorio pulmonar y volumen sanguíneo del - lecho pulmonar, y un pequeño informe a redactar por el médico que realiza la exploración, (Fig. 23).

HOSPITAL UNIVERSITARIO DE SEVILLA  
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR (I.P.No 378000-1492)

FUNCIÓN DEL VE  
ESTUDIO DE PRIMER

CLASIFICACIÓN: ~~ZAHERRUNA-CARON~~, I, REPOY REP ID, D, 14-12-81

OAD (30 grados) PRIMER PASO

OAI (45 grados) EQUILIBRIO

```

DDDDDD
  D   D
...SSS   DDD
  .   S   D
....  SS SSSS DDDDDDD
.   SSS S   SSSSSS D
.   S  SS           S   DDD
....  S           S   D
  D S   SS          S   DDD
  D SSSSSSSSSSSSSS   D
  D           D
DDDDDDDDDD           DDD
                D   D
            DDDDDDDDDDDDD

```

```

DDDDDD
  DDD   DD
DD      D
D SSSSSSSS   DD
D S           SS   D
D S           SS   DD
D SS          S   D
D S           S   D
D S           S   DD
D   SSSS   SS   D
DD           SSS   D
  D           DD
  DD        D
            DDD   D
            DDDDDDDDD

```

S=SISTOLE      D=DIASTOLE      . =PUNTOS COMUNES DE SISTOLE Y DIASTOLE

MOVIMIENTO DE PARED:

SEGMENTO ANTERO-BASAL:	NORMAL
SEGMENTO ANTERO-LATERAL:	NORMAL
SEGMENTO AFICAL:	NORMAL
SEGMENTO INFERIOR:	NORMAL
SEGMENTO POSTERO-BASAL:	NORMAL
SEGMENTO POSTERO-LATERAL:	NORMAL
SEPTUM:	NORMAL

FRECUENCIA CARDIACA: 75.1at/min

TALLA: 169.0 cms

PESO: 80.0 Kgs

SUPERFICIE CORPORAL: 1.91 m<sup>2</sup>

FRACCIÓN DE EYECCION (PRIMER PASO): 78.0%

FRACCIÓN DE EYECCION (EQUILI-GATE): 73.0%

FRACCIÓN DE EYECCION (MEDIA): 75.5%

En el calculo del volumen latido se ha usado la fraccion de eyeccion media

VOLUMEN TELEDIASTOLICO: 103.5cc      54.3cc/m<sup>2</sup>

VOLUMEN TELESISTOLICO: 25.4cc      13.3cc/m<sup>2</sup>

VOLUMEN LATIDO: 78.2cc      41.0cc/m<sup>2</sup>

GASTO: 5961.5cc/min      3073.3cc/m<sup>2</sup>.min

El valor del GASTO no es valido si existe insuficiencia valvular

TIEMPO TRANS. PULMONAR: 5.5ss

VOL. SANG. LECHO PULM.: 537.3cc

INFORME:

EL ESTUDIO SE ENCUENTRA EN TODOS SUS PARAMETROS DENTRO DE LA NORMALIDAD.

Paciente estudiado por Dr. CLAVERO sobre computador PIP 11/34 y programas de DIGITAL(G-11); H. ROSLER(Berna); J. JONES(Nashville); y GOMEZ PALACIOS(Sevilla)

Figura 23.- Protocolo de la exploración de primer paso y equilibrio tal como sale del teletipo del computador, una vez terminado el procesamiento.



### 1.- IMÁGENES Y VALORACION DEL MOVIMIENTO DE PARED.

Las imágenes correspondientes a telediástole y telesístole resultantes del estudio de primer paso quedan almacenadas en las SAVE'S AREAS 20 y 21 respectivamente. Las imágenes de telediástole y telesístole resultantes del estudio de equilibrio quedan almacenadas en las SAVE'S AREAS 5 y 6 respectivamente. El programa extrae de estas áreas de almacenamiento los bordes ventriculares y los expone superpuestos en el papel de la terminal. Los de primer paso a la izquierda y los de equilibrio a la derecha de la hoja de protocolo.

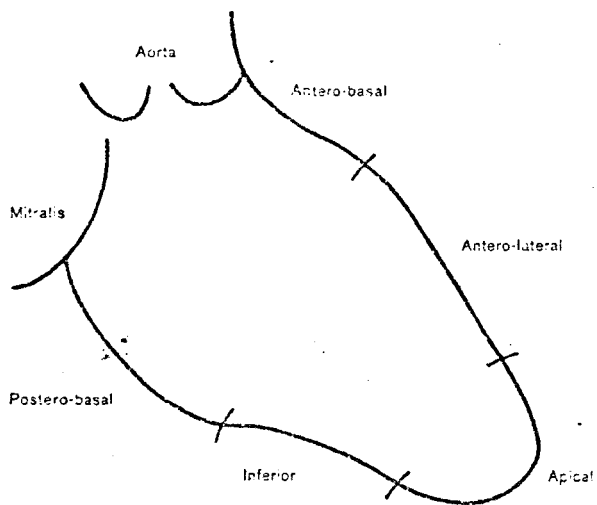
La calificación del movimiento de pared se realiza sobre la base de las imágenes expuestas con seis valoraciones:

- 1.- Normal
- 2.- Hipoquinesia ligera
- 3.- Hipoquinesia moderada
- 4.- Hipoquinesia marcada
- 5.- Aquinesia
- 6.- Disquinesia

Esta valoración se realiza sobre cada uno de los siete segmentos en que la ventriculografía divide clásicamente al ventrículo izquierdo. Estos son el segmento antero-basal, el antero-lateral, el apical, el inferior

o diafragmático, el postero-basal, el postero-lateral y el septum, (Fig. 24).

OBLICUA ANTERIOR DERECHA



OBLICUA ANTERIOR IZQUIERDA

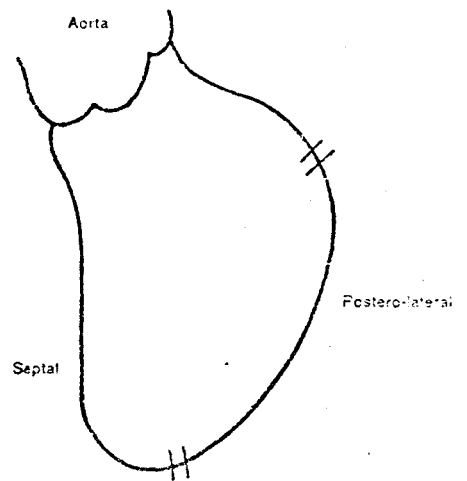


Figura 24.- División en segmentos de la pared ventricular izquierda en las dos proyecciones que utilizamos en nuestro protocolo.

## 2.- CALCULO DE VOLUMENES.

A partir de las imágenes obtenidas en el papel es fácil hacer mediciones para practicar el cálculo del volumen telediastólico por el método descrito por DODGE y SANDLER (1962, 1968) basado en métodos planimétricos.

Si disponemos de las dos proyecciones oblicuas anterior derecha e izquierda puede utilizarse la fórmula para el cálculo del volumen telediastólico del modelo biplano:

$$VTD = 0.849 \frac{Ad \cdot Ai}{L} \cdot Fesc^3$$

En donde:

VTD = volumen telediastólico del ventrículo izquierdo.

Ad = área ocupada por la diástole en la proyección oblicua anterior derecha.

Ai = área ocupada por la diástole en la proyección oblicua anterior izquierda.

L = Longitud del eje mayor medido en la proyección oblicua anterior derecha.

Fesc = factor de escala.

Si sólo disponemos de la imagen oblicua anterior derecha de la exploración de primer paso, podemos aplicar la fórmula, variante para el monoplaneo, que sigue:

$$VTD = 0.52 \cdot L \cdot T^2 \cdot Fesc^3$$

En donde:

L = longitud del eje mayor medido desde el centro del plano valvular hasta la punta del ventrículo.

T = longitud del eje menor medido en la perpendicular al eje mayor en su punto medio.

El factor escala para nuestro protocolo lo calculamos después de hacer múltiples mediciones sobre la imagen recogida de diversos fantomas de dimensiones conocidas, colocados a una distancia aproximada a la que queda el corazón respecto al colimador. Para nuestro equipo el valor obtenido fué de  $1.2 \pm 0.086$ . Es obvio que para cada equipo este valor debe ser determinado empíricamente.

El ventrículo izquierdo tiene un volumen telediastólico aproximado para el adulto de 150 cc. según STRAUSS (1979).

A partir de la fracción de eyección calculada por el método de cuentas y el volumen telediastólico calculado por planimetría, es posible calcular directamente el volumen telesistólico, el volumen latido y el gasto cardíaco, por las fórmulas que siguen:

$$VL = VTD \times FE/100$$

$$VTS = VTD - VL$$

$$GC = VL \times FC$$

En donde:

VL = volumen latido

VTD = volumen telediastólico

VTS = volumen telesistólico

GC = gasto cardíaco

FC = frecuencia cardíaca.

El programa presenta la posibilidad de utilizar la fracción de eyección correspondiente al primer paso, la correspondiente al equilibrio o el valor medio de ambas para efectuar estos cálculos. En cualquiera de los casos en la hoja de protocolo emitida queda reflejado el valor que se ha utilizado.

El valor del gasto cardíaco calculado por este sistema no tiene en cuenta la existencia de regurgitación valvular, por tanto sólo puede valorarse en el caso de que no exista insuficiencia aortica o mitral.

### 3.- CALCULO DE INDICES.

Opcionalmente el programa calcula los índices -- correspondientes a los volúmenes telediastólico y telesistólico, al volumen latido y al gasto cardíaco dividiendo su valor por la superficie corporal.

El valor de la superficie corporal también es calculado por el programa a partir del peso P en Kg. y la talla T en cms., que son recabados como datos, de acuerdo con la fórmula de Du Bois y Du Bois:

$$Sc(\text{cm}^2) = P^{0.425} \times T^{0.725} \times 71.84$$

#### 4.- TIEMPO DE TRANSITO PULMONAR Y VOLUMEN SANGUINEO DEL LECHO PULMONAR.

La velocidad de circulación de un trazador por cámaras cardíacas y círculo menor fué el primer parámetro que se intentó medir para evaluar la función cardíaca por técnicas isotópicas (BLUNGART, 1927). La importancia que en un primer momento se le pretendió dar a este parámetro ha quedado superada por otros como la fracción de eyección y la valoración del movimiento de la pared ventricular que dan un reflejo más fidedigno del estado funcional del ventrículo izquierdo.

No obstante, el tiempo de tránsito pulmonar continúa siendo un dato auxiliar de importancia en algunas circunstancias y su cálculo no representa grandes dificultades dentro de un protocolo como el que hemos desarrollado.

En circunstancias en que, por ejemplo, frente a un estado del ventrículo izquierdo normal (fracción de eyección conservada), con movimiento de pared sin patología, nos encontremos con un tiempo de tránsito pulmonar alargado podemos sospechar la existencia de una estenosis mitral.

El tiempo de tránsito pulmonar lo calculamos utilizando las curvas actividad/tiempo del estudio de primer paso y que han quedado almacenadas en la SAVE'S



AREA 4. En la curva correspondiente a la región de ventrículo derecho identificamos el punto de máxima actividad, donde la pendiente de la curva comienza su descenso. Lo mismo hacemos en la curva de ventrículo iz--quierdo que representa el paso del trazador por esta -cámara. El tiempo de tránsito pulmonar es la diferen--cia de tiempo que separa ambos máximos.

En situaciones de fallo en la función ventricular izquierda se produce normalmente un incremento en la -presión diastólica del ventrículo. Dado que el pulmón es un órgano con baja presión y flujo sanguíneo eleva-do, el incremento en la presión telediastólica del ventrículo izquierdo comporta un incremento en el volumen sanguíneo pulmonar. NICHOLS y cols. (1974) utilizaron una cámara de positrones y monóxido de carbono-C11 mar-cando a los hematíes para determinar cambios en el volu-men sanguíneo pulmonar en pacientes con patología coro-naria.

El volumen sanguíneo pulmonar se incrementaba en aquellos pacientes que desarrollaban isquemia miocárdi-ca durante el ejercicio, mientras que no había cambios significativos en aquellos individuos que no presenta-ban isquemia. El incremento del volumen sanguíneo pul-monar comenzaba al inicio del ejercicio y precedía a la isquemia en el electrocardiograma o al dolor. OKADA y cols. (1979) observaron cambios similares en el volu-men sanguíneo pulmonar en pacientes estudiados con la

técnica de equilibrio-gate convencional.

El cálculo del volumen sanguíneo pulmonar se basa en el principio de STEWART-HAMILTON (1897, 1932) de - que el volumen de un canal de flujo es el producto del flujo y del tiempo medio de tránsito. La fórmula es:

$$VSP = TTP.GC,$$

En donde:

VSP = volumen sanguíneo pulmonar

TTP = tiempo de tránsito pulmonar

GC = gasto cardíaco.

## 5.- SALIDA DE LA HOJA DE PROTOCOLO.

Todos los datos que hemos expuesto, mas algunos otros como es el nombre del paciente, fecha del estudio, frecuencia cardíaca, talla, peso y un opcional informe o comentario redactado por el médico, aparecen enmarcados en una sola hoja de la impresora (Fig. 23).

En el caso más extremo, la altura máxima de las imágenes compatible con este formato es de aproximadamente 10.5 cms. (25 líneas) que corresponde a un tamaño real de 12.6 cms. y que representaría un ventrículo izquierdo con eje longitudinal mayor de 18 cms., lo que es excepcional. No obstante en el caso hipotético de que se diesen imágenes de mayor altura aparecerían igual con el único inconveniente de que el protocolo puede rebasar el tamaño de una hoja de la impresora.

La anchura máxima para una sola imagen es de unos 27 cms. en papel (106 columnas) que corresponden a un tamaño real de 32.4 cms., con lo que nunca habrá problemas de espacio. Cuando existan imágenes de primer paso y equilibrio, la anchura máxima queda limitada a la mitad del valor anterior. En el caso improbable, de que se sobrepase, no aparecerá la imagen de equilibrio, aunque siguen siendo posible todos los cálculos relacionados con ella.

El número de hojas de protocolo impresas se pue-

de fijar a voluntad del usuario como una más de las -  
opciones del programa.

VII.- FICHEROS Y USO DE LA MEMORIA EN NUESTRO PROGRAMA.

El primer problema que se nos planteó en la elaboración del programa proviene del hecho de que la información referente a las imágenes de primer paso de telediastole (región B de la SAVE'S AREA 20) y de la telesístole (región C de la SAVE'S AREA 21) imágenes que son las de mayor interés para nosotros, no es accesible mediante las "subrutinas de soporte gamma-11". Una dificultad adicional en este punto es que ésta información está contenida en los bits 3 y 2 respectivamente de cada una de las 64x64 palabras (de 16 bits) - que corresponden a cada una de las celdillas perteneciente a la sístole o a la diástole. Este proceso como se indica más adelante, se realiza en la subrutina que llamamos "BORDES".

∴ Puesto que los tres bits menos significativos de la palabra proporcionan el valor del dígito menos significativo de la misma en código octal, hemos analizado el valor de este dígito octal en todas las palabras de las SAVE'S AREAS que contienen la información correspondiente a las regiones de interés. Es decir, en todas las palabras de los bloques 17 al 32 inclusives - de las SAVE'S AREAS 20 y 21. Y para facilitar este proceso el programa se inicia realizando un volcado en octal ("DUMP") de parte de las SAVE'S AREAS 20 y 21 (bloque 17 al 32) en ficheros auxiliares que hemos denominado PARED 3.DMP y PARED 4.DMP respectivamente.

Con respecto a las imágenes de la exploración en equilibrio contenidas en la SAVE'S AREAS 5 y 6, su traslado al papel de la impresora no presenta las mismas dificultades, ya que, como resultado del procesamiento con el programa que hemos utilizado corresponden a la matriz propiamente almacenada y, por tanto, se puede acceder cómodamente a cada uno de sus elementos o celdillas mediante las "subrutinas de soporte - Gamma-11".

No obstante una vez editada la subrutina BORDES enfocada hacia el análisis de las regiones de interés y, teniendo en cuenta que, por una parte en la SAVE'S AREAS 5 y 6 los elementos de la matriz que definen la diastole y la sistole corresponden simplemente a "palabras" de valor distinto a cero, y que, por otra la utilización de las "subrutinas de soporte Gamma-11" - aportan el inconveniente adicional de mayor tamaño - del programa ejecutable, decidimos utilizar para el análisis de las imágenes de equilibrio el mismo sistema que para las imágenes de primer paso. Así hacemos un "DUMP" de los bloques 1 al 16 de las SAVE'S AREAS 5 y 6 en los ficheros PARED 1.DMP y PARED 2.DMP, sobre los que posteriormente actúa la subrutina BORDES.

El análisis de las imágenes de telediastole y telesistole correspondientes al primer paso y a equilibrio obliga a definir tres matrices de dimensiones -- 64x106 que por sí solas ocupan una importante canti--

dad de memoria. Esto, junto con la complejidad del programa con aproximadamente 400 instrucciones y varias subrutinas de soporte gamma-11, determinó que en la fase final de puesta a punto del mismo apareciesen problemas de saturación de memoria. Para evitar este problema, sin excesivo detrimento del tiempo de ejecución, la solución adoptada ha sido utilizar una zona común de memoria para dos de las tres matrices citadas anteriormente (COMMON/ET2/).

Por la propia lógica del programa esto no crea conflictos de pérdida de información si sólo se analizan imágenes de primer paso. Pero no sucede lo mismo si hay que analizar también imágenes de equilibrio. En este caso el programa salva la información necesaria empleando un fichero secuencial denominado TEMPO.DAT. Por otra parte, se han separado como dos programas -- ejecutables distintos todo el proceso correspondiente al análisis de imágenes de primer paso y de equilibrio (Programa PARED 1) y el proceso de impresión de las imágenes, lectura de datos y cálculo de volúmenes, proceso que si bien es de menor complejidad analítica, lleva consigo un gran número de instrucciones de entrada y salida que confieren al programa un importante volumen de ocupación de memoria (Programa PARED 2). Los datos procesados en PARED 1 y necesarios en PARED 2 (los correspondientes a la matriz MATRIS que contiene las imágenes, y algunos más) son almacenados por PARED 1 en el fichero secuencial TEMPO.DAT de donde son leídos



por PARED 2.

Después de esto la dimensión del programa ejecutable es de aproximadamente 35 Kbytes y el tiempo de ejecución en el peor de los casos es siempre inferior a 2 minutos.

Todos los ficheros citados en este apartado se definen en el disco 1 (el disco "0" es el del sistema) y quedan borrados automáticamente al finalizar el programa.

Para realizar la secuencia de creación de ficheros por vaciado de SAVE'S AREAS, ejecución del programa propiamente dicho y borrado de los ficheros creados, se ha utilizado un fichero de ejecución indirecta (PARED.COM) cuyo contenido puede verse en las páginas de listados.

VIII.- DIAGRAMAS DE FLUJOS Y DESCRIPCION DE SUBROUTINAS.

### 1.- SUBROUTINA BORDES.

El objeto de esta subrutina es el de rellenar una matriz (MATRIX) con caracteres que sean "S" si el elemento corresponde a un punto del borde de la sístole, "D" si corresponde al borde de la diástole y "." si es un punto común a sístole y diástole. Los elementos -- correspondientes a puntos no situados en los bordes de ben quedar rellenos con un blanco o "espacio" (indicado como "^" en el diagrama de flujos). Los datos que utiliza para ello la subrutina son el contenido de algunos de los ficheros creados por el DUMP. En el diagrama de flujos se indica el proceso seguido para cada una de las palabras del fichero o celdillas de la matriz, proceso que lógicamente se repite hasta agotar todas las palabras y celdillas (64 x 106 bucles).

La subrutina se inicia con la lectura del fichero correspondiente indicado por el argumento K.FILE. El argumento KROI indica cuál es la región de interés que se debe analizar; en las imágenes de primer paso KROI=2 para la diástole y KROI=3 para la sístole. En las imágenes de equilibrio se ha convenido dar el valor KROI=0. En este caso la única condición que debe cumplir la palabra analizada para corresponder a un borde de sístole o de diástole es la de tomar un valor distinto de cero. En los otros dos casos la palabra debe tomar los valores 2 ó 3, o mayor que tres como se indi

ca en el diagrama.

De esta forma se rellena la matriz (MATRIZ) con valores de 1 si el elemento corresponde al borde o al interior de la imagen, o de cero en caso contrario.

En función de los valores de MATRIZ se rellenan los de MATRIX con blancos ("^") si el elemento no es del borde de la imagen; o con el caracter correspondiente ("S" o "D") si corresponde a un borde. La subrutina se ejecuta consecutivamente para la imagen de sistole o de diástole. En cada ejecución el contenido de MATRIZ se renueva, pero no así el de MATRIX, que de una ejecución para la siguiente debe conservar sus valores para obtener una imagen superpuesta. Por esta razón, como se indica en el diagrama de flujos, si el elemento MATRIX (N, M) en cuestión pertenece al borde, pero no almacena de la vez anterior un blanco, se rellena con un punto, para indicar que es un punto común a sistole y diástole.

Otro bloque a comentar es el que aparece en la parte inferior derecha del diagrama. Las imágenes de sistole y diástole en el estudio de equilibrio aparecen ya de por sí "huecas", es decir, definidas sólo por sus bordes mientras que en el primer paso aparecen rellenas. El procedimiento utilizado para definir los bordes (que el elemento MATRIX (N, M)=1 y todos los de alrededor = 0) delimita nítidamente estos en las

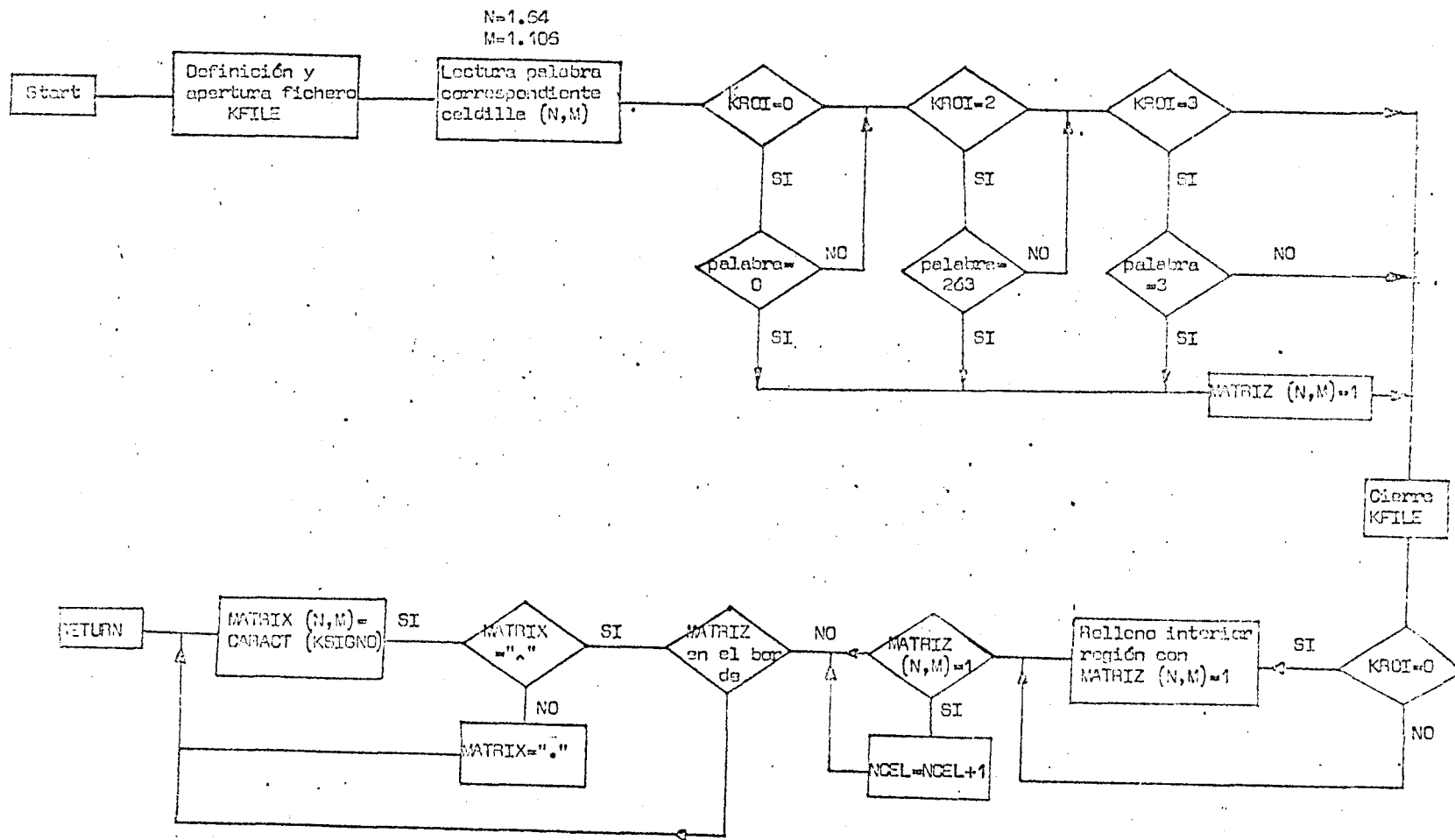


Figura 25.- Diagrama de flujos de la subrutina BORDES.

imágenes "rellenas" correspondiente a primer paso, pero mantiene cierta indefinición (caracteres dobles) - en las imágenes de equilibrio. Para evitar esto se - hace un "relleno" previo de las imágenes de equilibrio.

Una función adicional que cumple esta subrutina es la de calcular el número de celdillas (NCEL) que - ocupa cada imagen, número que en el caso de la imagen de telediástole se utiliza para calcular la superfi-- cie de la misma y poder obtener de esta forma el volu men telediastólico. El procedimiento consiste en ir - contando el número de elementos de MATRIZ cuyo valor sea igual a uno.

Hemos preferido este procedimiento sobre el de - utilización de "subrutinas de soporte gamma-11" por el hecho de que éstas son de aplicación inmediata en las imágenes de primer paso, pero no así en las de equili brio que aparecen "huecas" y en las que la subrutina permitiría extraer de forma directa solo el número de celdillas que constituyen el contorno. Por otra parte esta posibilidad implicaría un aumento del tamaño del programa ejecutable.

## 2.- PROGRAMAS PARED 1 Y PARED 2.

Los diagramas de flujos que presentamos son necesariamente simplificados. Comentamos sobre ellos lo imprescindible para su comprensión, que por otra parte consideramos más fácil que en la subrutina BORDES.

NOP = 0 si existe estudio de primer paso exclusivamente.

NOP = 1 si existe estudio de primer paso y equilibrio.

Las imágenes superpuestas de primer paso se obtienen ejecutando dos veces la subrutina BORDES. La subrutina INDEX establece los límites izquierdo-derecho y superior-inferior de la imagen, y el contenido de MATRIZ inscrito en el rectángulo así definido se encuentra en el ángulo inferior izquierdo de MATRIS.

Si sólo existen imágenes de primer paso, el programa PARED 1 finaliza grabando en fichero los datos necesarios para continuar la ejecución de PARED 2. En caso contrario se obtienen las imágenes de equilibrio que quedan definidas por el contenido de la mitad derecha de MATRIS.

En el diagrama de flujos correspondiente a PARED 2, PACIEN es el vector alfanumérico conteniendo la "línea del paciente" tal y como aparece en las imágenes de gamma-11.

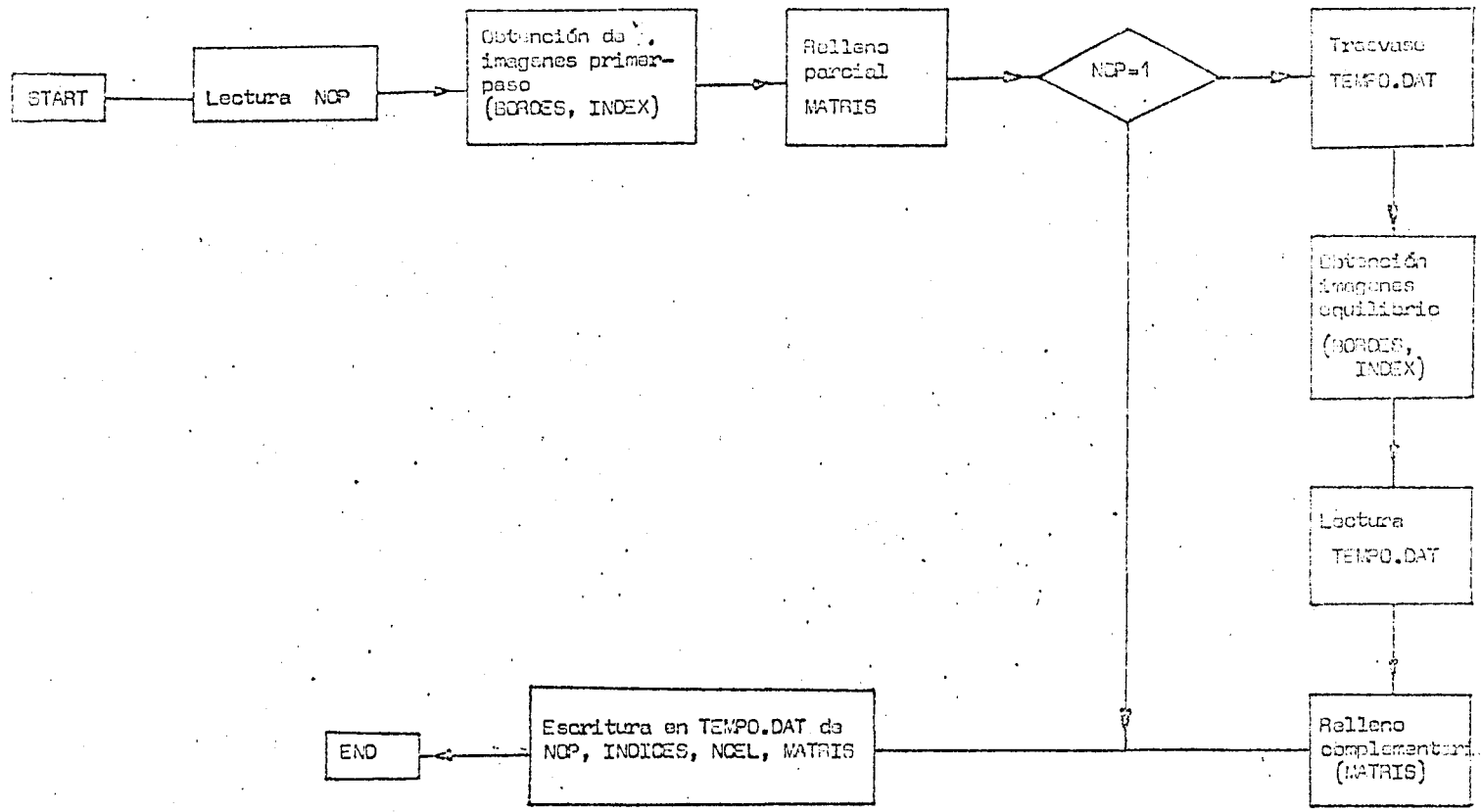


Figura 26.- Diagrama de flujos de la subrutina PARED 1.



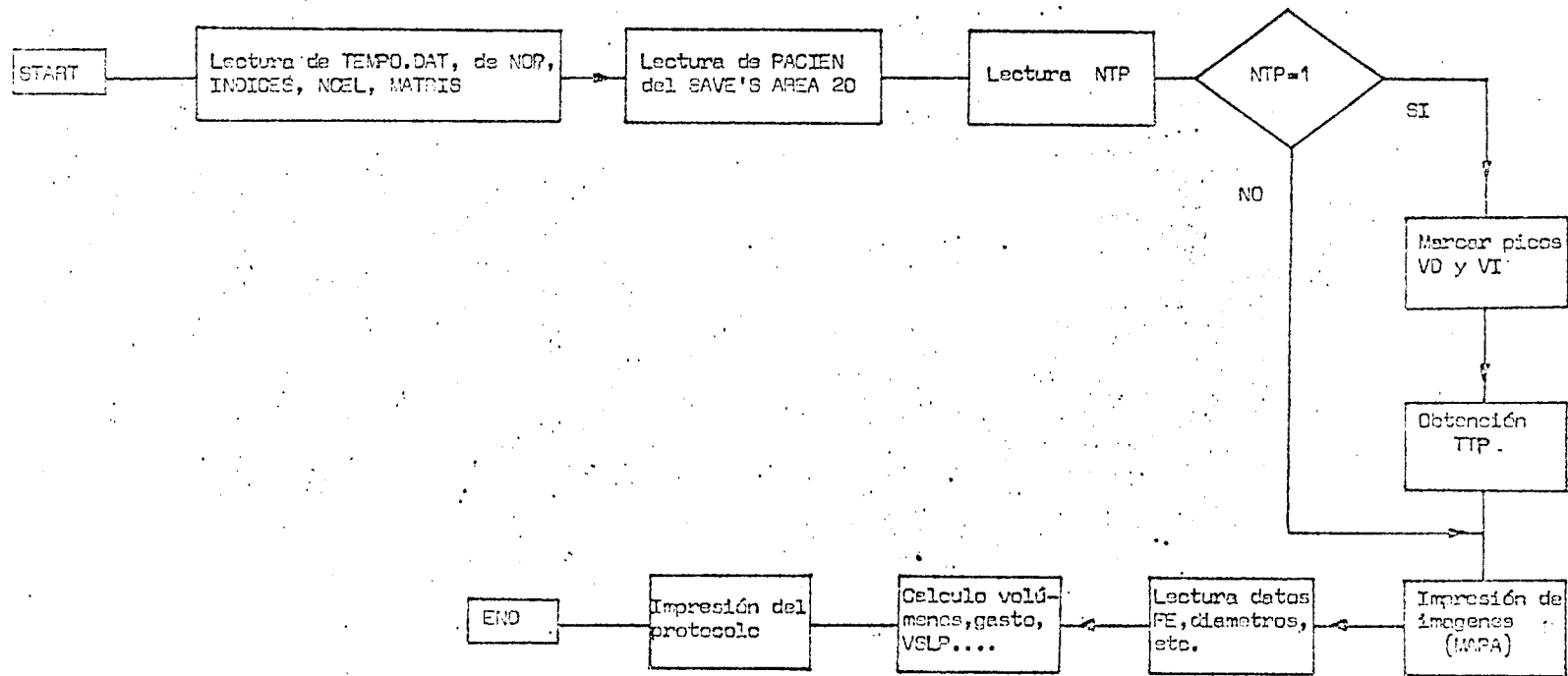


Figura 27.- Diagrama de flujos de la subrutina PARED 2.

NTP = 1 significa que se va a estudiar el tiempo de tránsito pulmonar (TTP) y el volumen sanguíneo del lecho pulmonar (VSLP). El marcaje de los máximos -- correspondientes a ventrículo derecho y ventrículo izquierdo se realiza mediante la subrutina de soporte gamma-11 FGPICK.

El programa finaliza con el cálculo de volúmenes y la impresión de imágenes y resultados en la hoja de protocolo.

Si existen imágenes de equilibrio, el contenido de MATRIX correspondiente a la imagen de primer paso se almacena en el fichero TEMPO-DAT, ya que el área de memoria de MATRIS va a ser nuevamente usada por MATRIZ según ya se conoce. Por supuesto MATRIX, también va a quedar alterada conteniendo ahora las imágenes de equilibrio.

Cuando estas se han obtenido, MATRIS se rellena en su parte izquierda con el contenido de TEMPO.DAT (imágenes de primer paso) y en su parte derecha con el contenido de MATRIX (imágenes de equilibrio). MATRIS no vuelve a ser alterada a lo largo del programa de modo que su lectura e impresión por parte de la subrutina MAPA es inmediata cuantas veces sea requerido a lo largo del programa (como parte de la hoja de protocolo).

Por último en cuanto a la subrutinas INDEX y --

MAPA creemos que su función ha quedado suficientemente clara a lo largo de la exposición anterior. Dada su - simplicidad es suficiente el exámen de los listados - (ANEXO 3) para su comprensión.

IX.- ESTUDIO COMPARATIVO CON LA VENTRICULOGRAFIA DE CONTRASTE.

Estudiamos un total de dieciocho pacientes comprendidos entre los 18 y los 68 años (media de 49.5). A todos se les practicó ventriculografía con contraste y ventriculografía isotópica de primer paso en un intervalo de tiempo que en ningún caso superó los cinco días, no produciéndose cambios significativos en la clínica del paciente ni en la medicación.

La ventriculografía de contraste se practicó, como la isotópica, en proyección oblicua anterior derecha a una inclinación de  $30^{\circ}$ . Se calcularon volúmenes telediastólico y telesistólico a partir de las imágenes obtenidas del cine, por métodos planimétricos aplicados al monoplano (SANDLER, 1968). Los cálculos e informes de ambas exploraciones se realizaron independientemente, en cada Servicio de Angiología y Hemodinámica y de Medicina Nuclear, realizándose el estudio comparativo retrospectivamente según los informes que se habían enviado al clínico. No se hicieron cambios ni retoques a estos informes.

Numerosos estudios tanto con gammacámara mono o multicristal han demostrado la buena correlación de la fracción de eyección obtenida con la técnica de primer paso y la obtenida con la ventriculografía de contraste (MARSHALL, 1977; HARVEY, 1978; BERGER, 1979; QURESHI, 1978; WACKERS, 1979; BODENHEIMER, 1978). Los diversos autores han encontrado niveles de correlación

que van desde  $R=0.8$  de PODENHEIMER (1978), a  $R=0.95$  de HARVEY y cols. (1978). En nuestra serie obtuvimos un coeficiente  $R=0.88$  con una significatividad  $p<0.001$  (Fig. 28). El valor medio para la fracción de eyección por medio de contraste fué de  $42.7 \pm 17.2$  y en el caso del primer paso su valor fué de  $41.6 \pm 15.5$ .

La fracción de eyección medida por las dos técnicas isotópicas, primer paso y equilibrio, tiene también una buena correlación. En nuestro caso, en 49 pacientes a los que les fué practicada ambas exploraciones consecutivamente encontramos un coeficiente  $R=0.93$  con una significatividad  $p<0.001$  (Fig. 29).

Respecto a los valores obtenidos en el volumen telediastólico calculado por ventriculografía de contraste e isotópica de primer paso, obtuvimos una  $R=0.76$  con significatividad  $p<0.001$  (Fig. 30). Las medidas de los valores obtenidos por ambas técnicas fué de  $196 \pm 90$  y de  $230 \pm 106$  respectivamente.

El nivel de correlación en los valores del volumen latido bajaban a una  $R=0.63$ , aunque continuaba habiendo una significatividad aceptable  $p<0.01$ . (Fig. 31).

En la tabla 1 mostramos los valores obtenidos con ventriculografía de contraste e isotópica, en los dieciocho pacientes estudiados, de la fracción de eyección y el volumen telediastólico. En la tabla 2 se recoge el grado de coincidencias en la valoración de la movi--

lidad regional de la pared ventricular en ambas técnicas. La calificación del movimiento la simplificamos a 4 gradaciones: 1. normal; 2. hipoquinesia; 3. aquinesia y 4. disquinesia. El estudio se hizo analizando in dependientemente cada uno de los cinco segmentos (antero-basal, antero-lateral, apical, inferior y postero-basal) que se observan en la proyección oblicua anterior derecha. Del total de 90 segmentos analizados encontramos una coincidencia de 64 que representa el 71%. Si sumamos las coincidencias a las desviaciones en un solo grado obtenemos 85, lo que representa el 94.4%.

En las figuras 32 hasta 40 mostramos las imágenes obtenidas, de telediástole y telesístole, por la ventriculografía isotópica y de contraste, superponiendo ambos límites para valorar la movilidad regional de la pared ventricular.

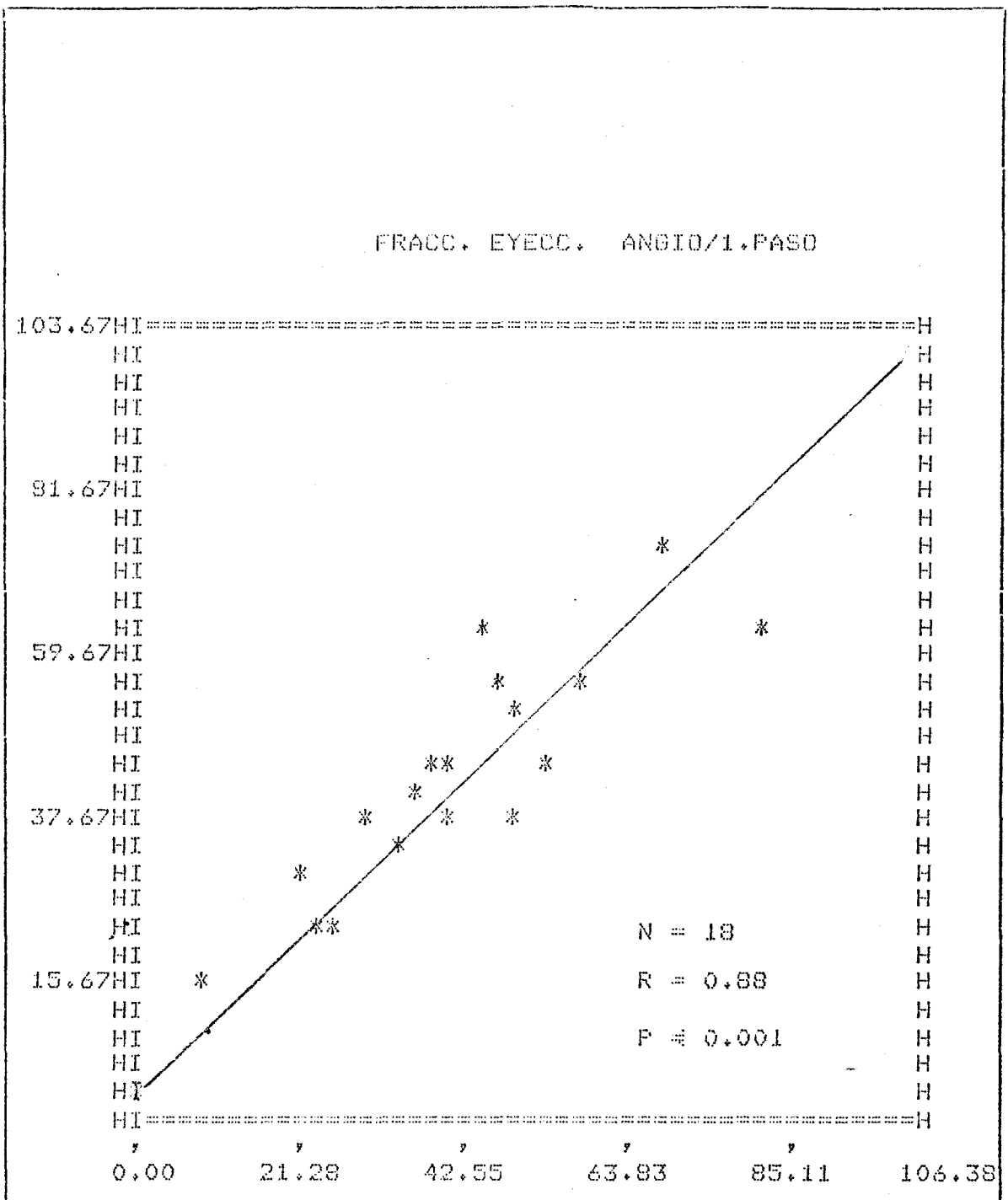


Figura 28.- Correlación de los valores de fracción de eyección obtenidos con ventriculografía de contraste (valores de abscisa) - e isotópica (valores de ordenada).



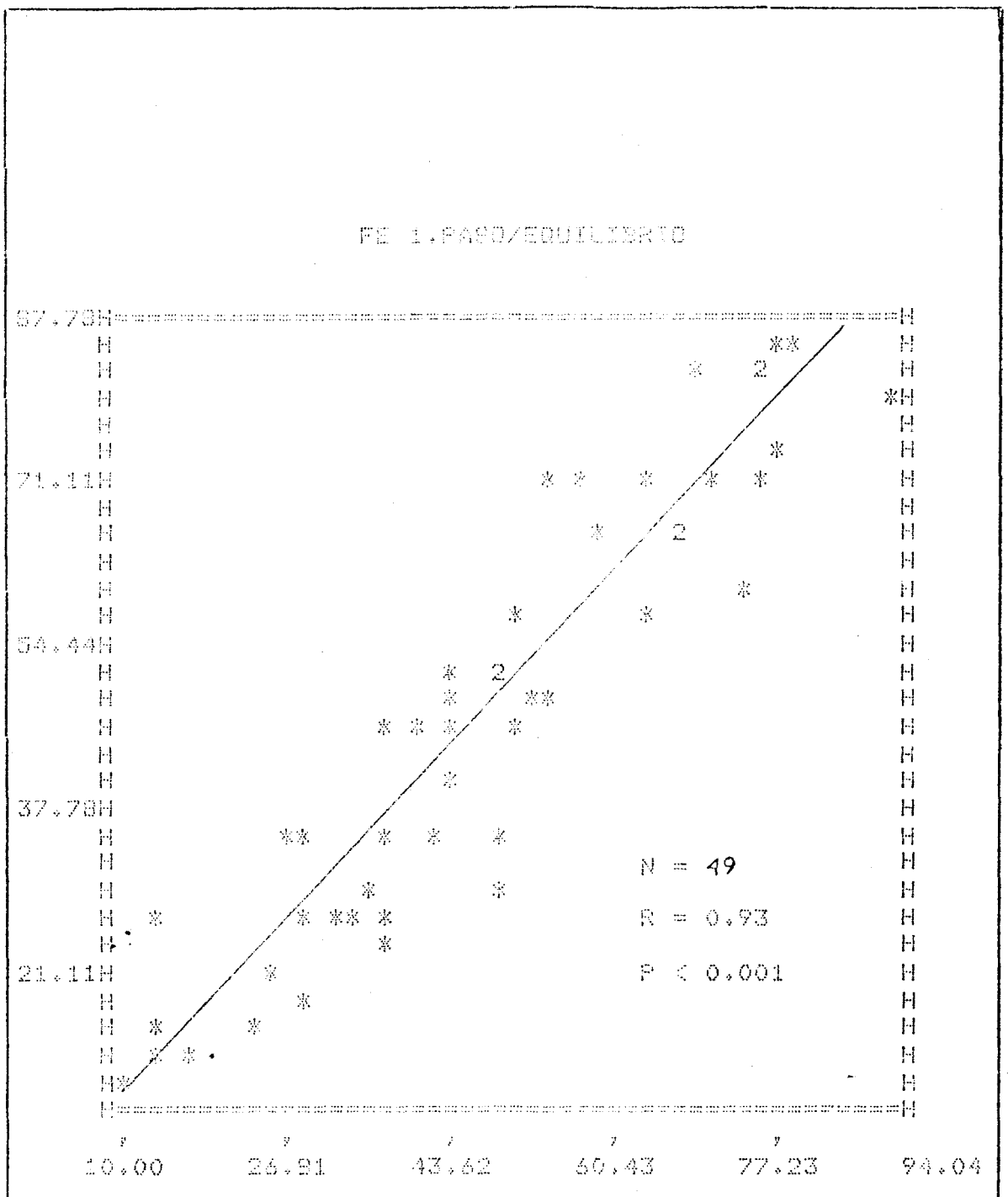


Figura 29.- Correlación de valores de fracción de eyección encontrados en la técnica de primer paso (valores de abscisa) y - equilibrio (valores de ordenada), (2= coincidencia de dos puntos).

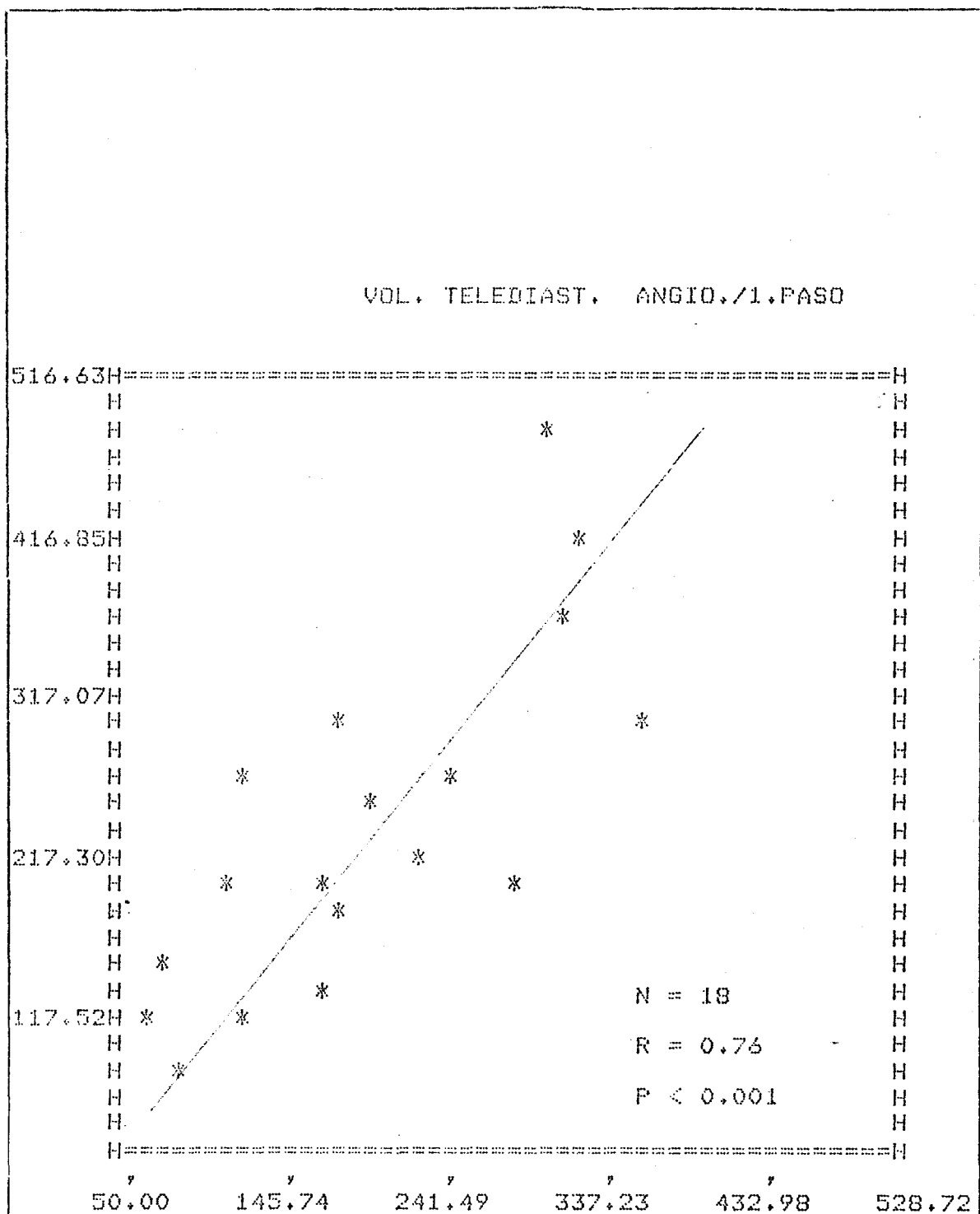


Figura 30.- Correlación de los valores del volúmen telediastólico obtenidos por ventriculo<sub>g</sub>rafía de contraste (valores de abscisa) e isotópica (ordenada).

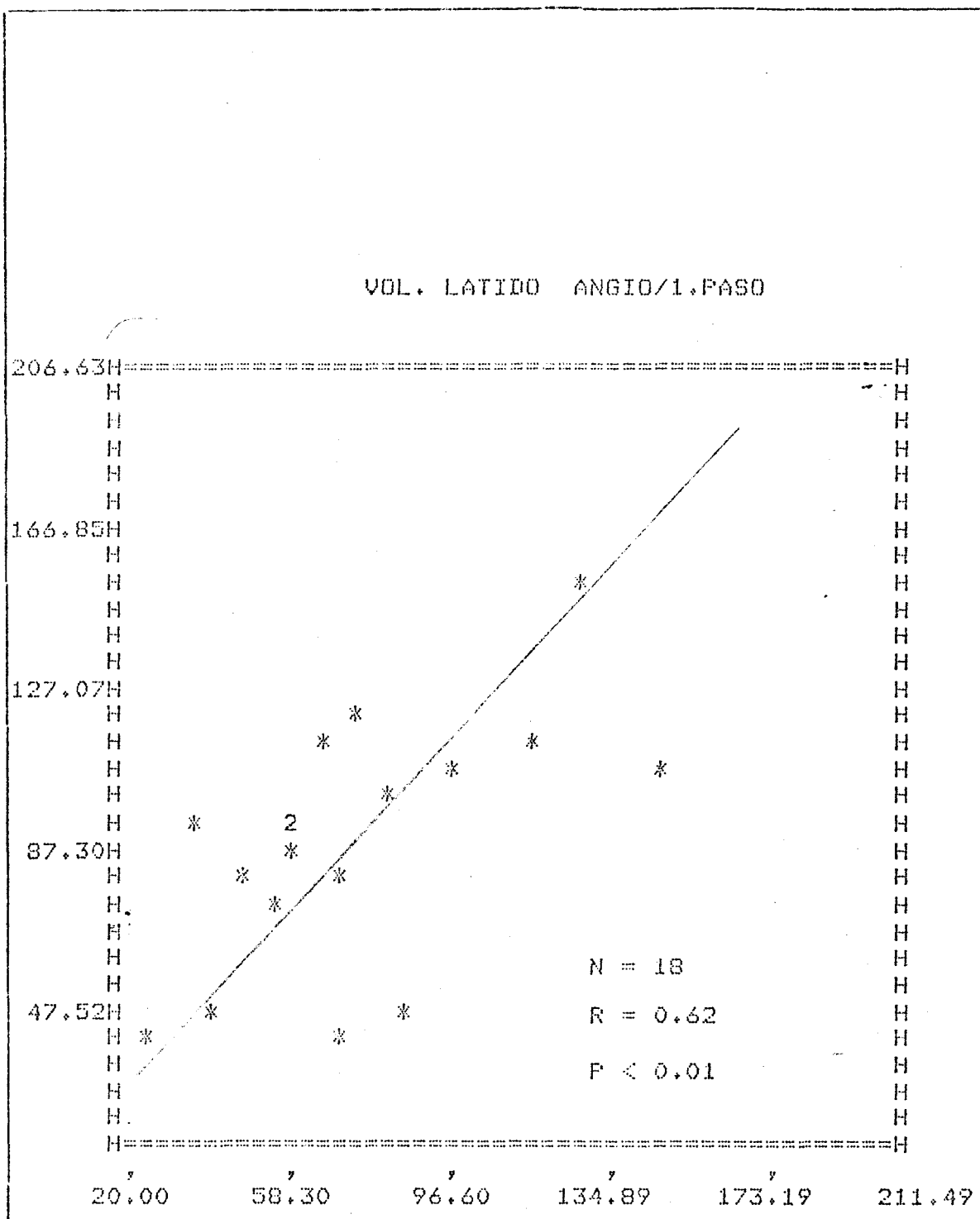


Figura 31.- Correlación de los valores de volumen latido obtenidos por ventriculografía de - contraste (valores de abscisa) e isotópica (valores de ordenada). (El 2 equivale a coincidencia de dos puntos).

PACIENTE NUMERO	EDAD	FRACC. EYECCION		VTD	
		V.Ctrs.	V.Isot.	V.Ctrs.	V.Isot.
1	42	82	62	75	146
2	39	58	53	170	198
3	46	27	21	300	477
4	48	41	37	357	288
5	45	51	51	228	210
6	46	37	39	180	287
7	46	23	28	321	409
8	18	30	36	198	244
9	68	42	42	311	361
10	49	36	34	122	265
11	46	69	73	70	104
12	61	25	20	280	200
13	62	10	15	242	253
14	59	50	36	174	131
15	58	54	44	116	198
16	63	48	55	84	84
17	44	45	60	121	114
18	52	40	43	176	180

Tabla 1.- Valores de fracción de eyección y volumen telediastólico obtenidos en dieciocho pacientes con ventriculografía de contraste e isotópica, junto a la edad de cada uno.

## VENTRICULOGRAFIA ISOTOPICA

		NORMAL	HIPOQUIN.	AQUIN.	DISQUIN.
VENTR. CON CONTRAST.	NORMAL	23	14	0	0
	HIPOQUIN.	3	33	3	1
	AQUIN.	1	1	4	4
	DISQUIN.	0	3	0	4

N = 90 coincidencias = 64, 71%

coinc. mas dif.

de 1 grado = 85, 94.4%

Tabla 2.- Grado de coincidencias de la calificación del movimiento de la pared del ventrículo izquierdo en ventriculografía de contraste e isotópica considerando independientemente cada uno de los segmentos valorados, (N=90).

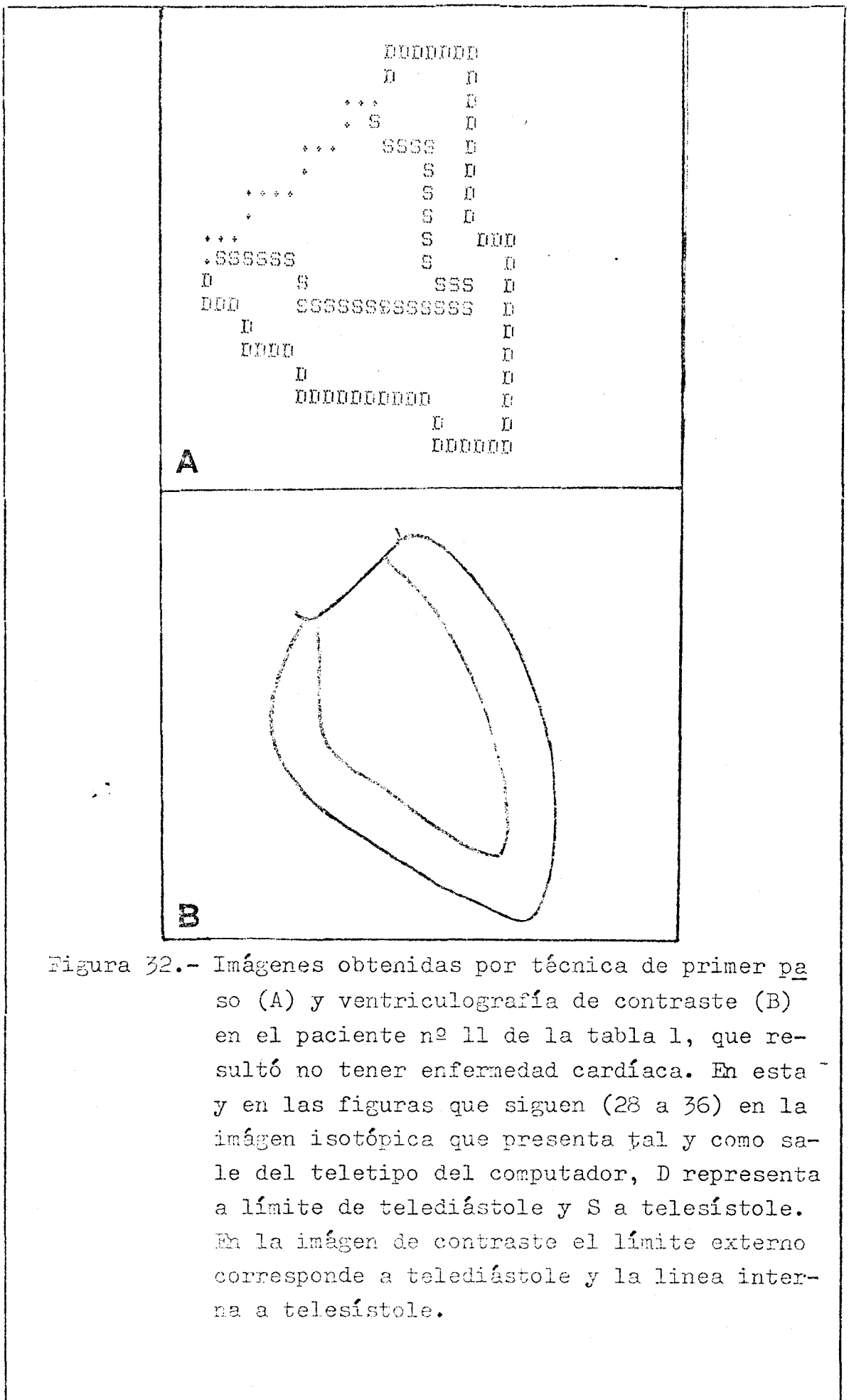


Figura 32.- Imágenes obtenidas por técnica de primer pa-  
so (A) y ventriculografía de contraste (B)  
en el paciente nº 11 de la tabla 1, que re-  
sultó no tener enfermedad cardíaca. En esta  
y en las figuras que siguen (28 a 36) en la  
imagen isotópica que presenta tal y como sa-  
le del teletipo del computador, D representa  
a límite de telediástole y S a telesístole.  
En la imagen de contraste el límite externo  
corresponde a telediástole y la línea inter-  
na a telesístole.

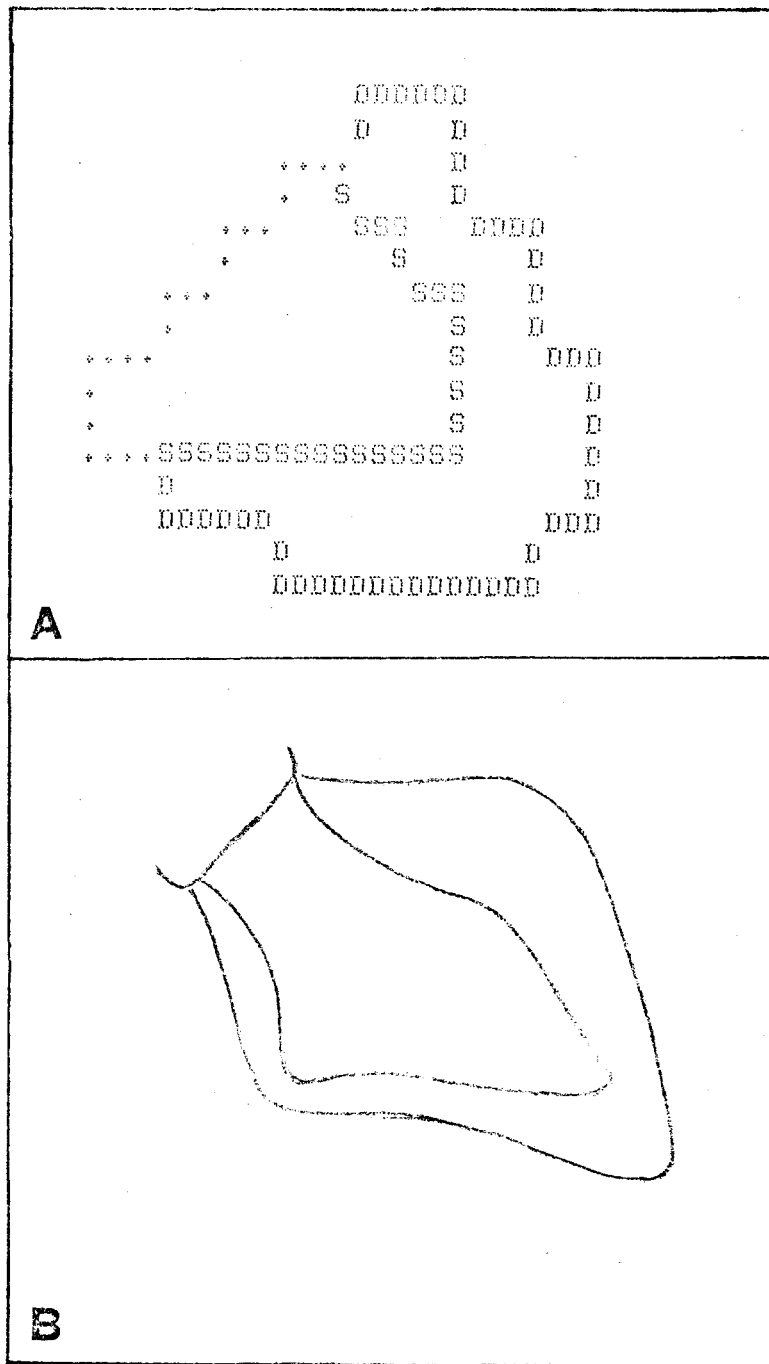


Figura 33.- A. Imágenes de primer paso. B. Imágenes de la ventriculografía de contraste en el paciente nº 1 de la tabla 1. Estudio normal.

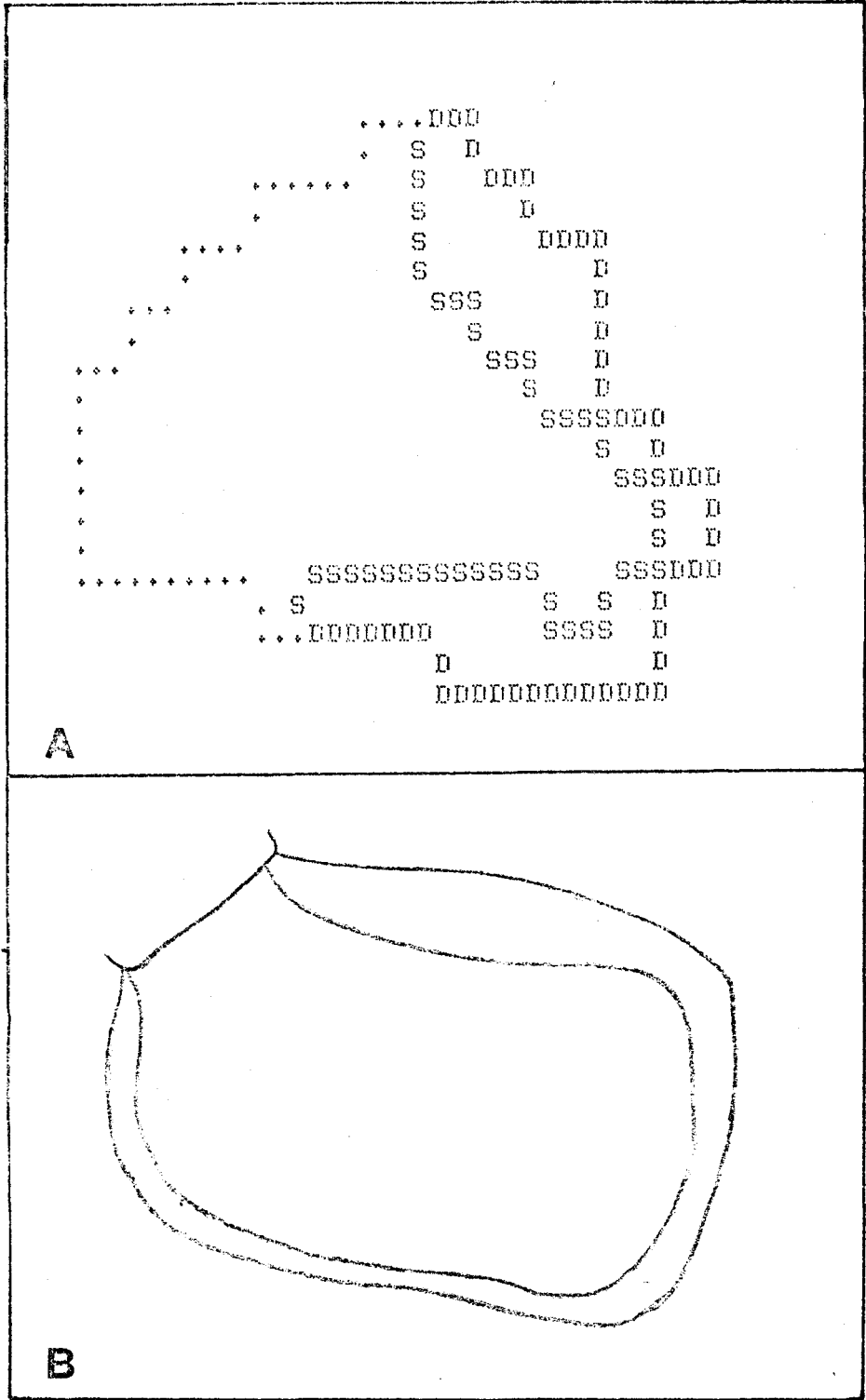


Figura 34.- Imágenes isotópicas y de contraste en un paciente con historia de enfermedad coronaria. Corresponde al nº 10 de la tabla 1.



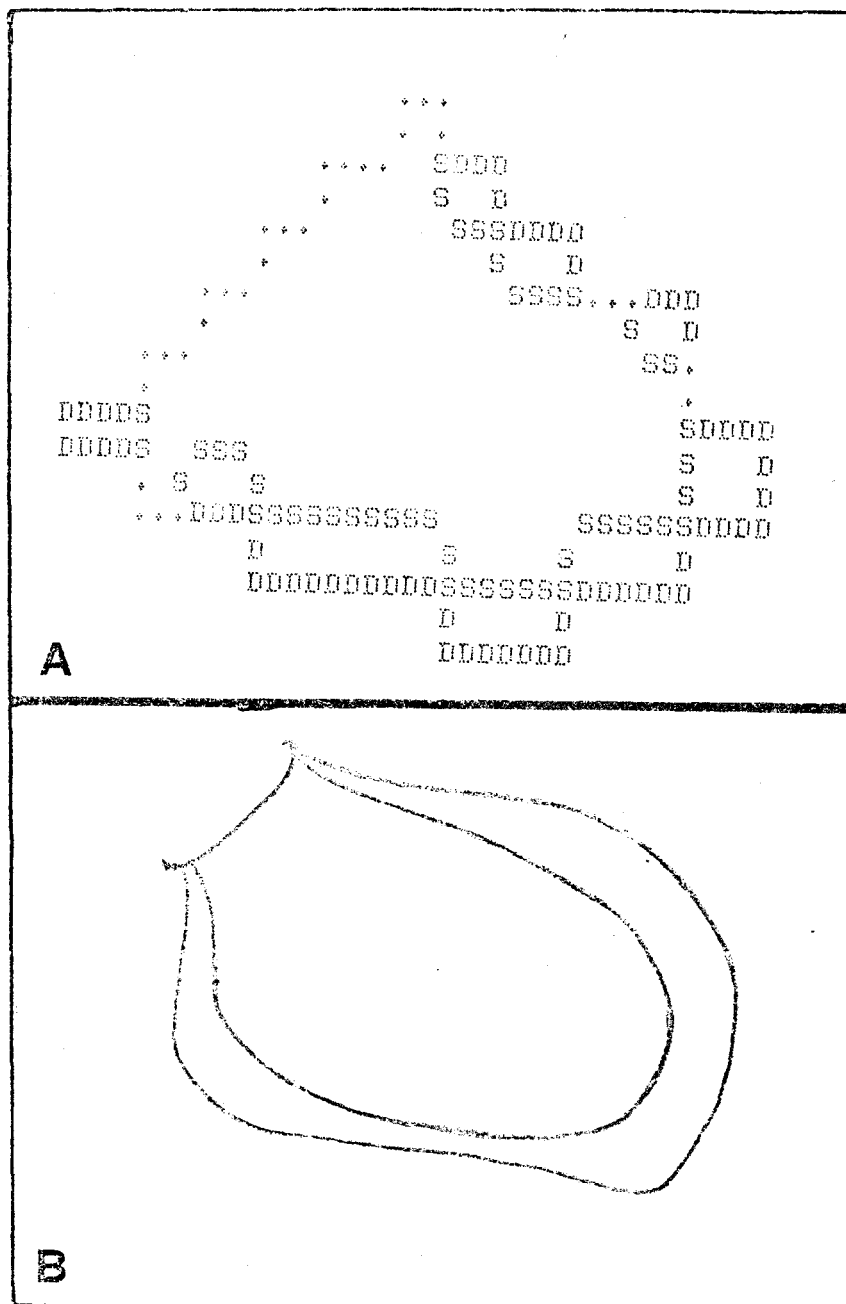


Figura 35.- Imágenes isotópicas (A) y de contraste (B) en un paciente con historia de enfermedad coronaria. Corresponde al paciente nº 15 de la tabla 1.

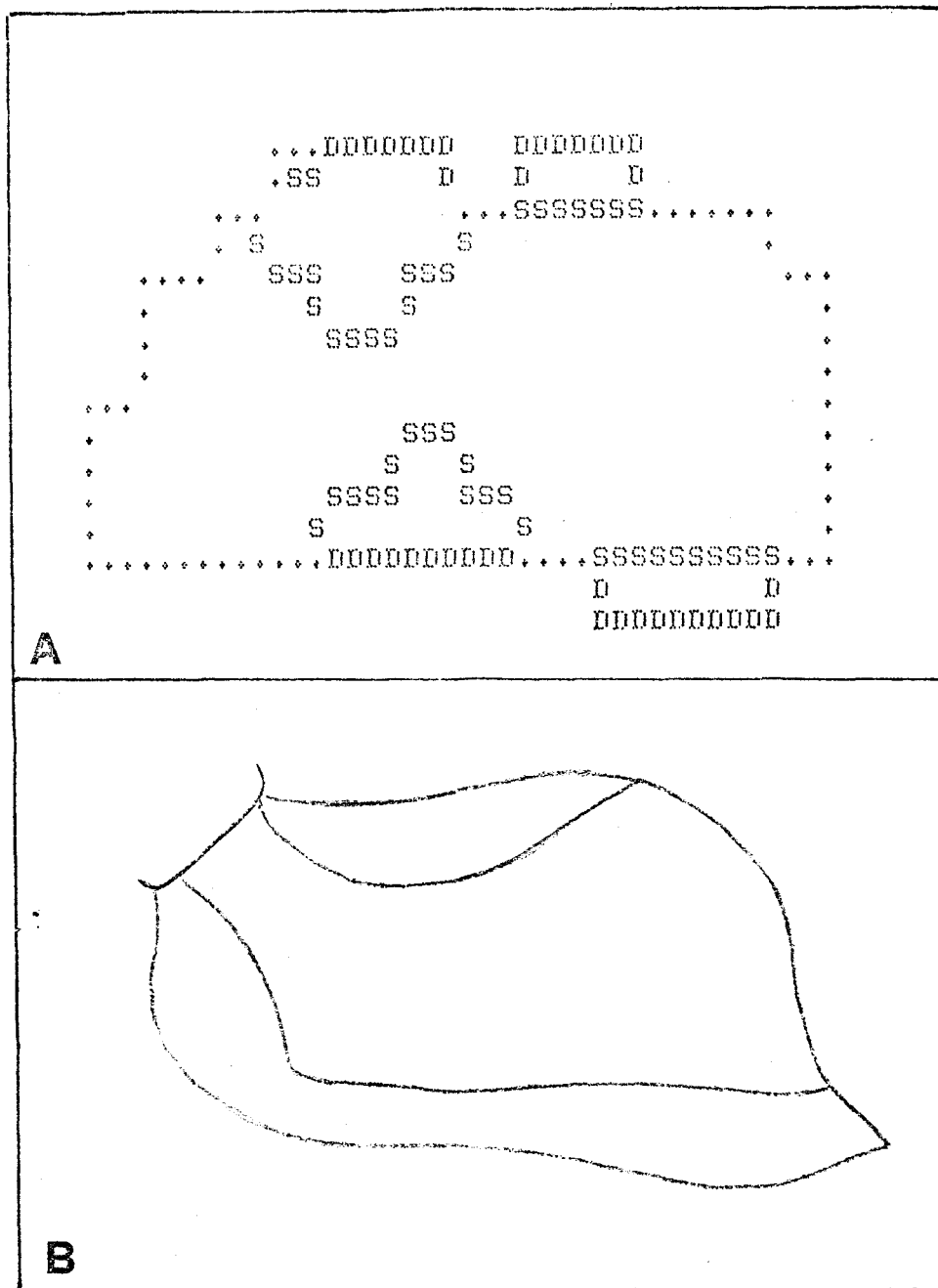


Figura 36.- Paciente nº 4 de la tabla 1. Aneurisma antero-lateral y apical que se ve con toda claridad en la imagen isotópica (A) y de contraste (B).

```

          SSSS
           S S
        ...DDD.DDDDDD
           S      D
        ...      SSSSSSDDDDDDD
           S      D
        ....     SSSS   DDD
           S      D
        ...     SSS   DDDD
           S      D
        .SSSSSS  SSS   D
        D      S    S   D
        DDDDDDDSSS  S   D
           D S      S   D
           D S      SDDD
           D S
        DDD...DDDDSSSSSSSSSSSSSSSSSSSSSS.
           S SD      D
        SSSSDDDDDDDDDDDDDDDDDDDDDD
    
```

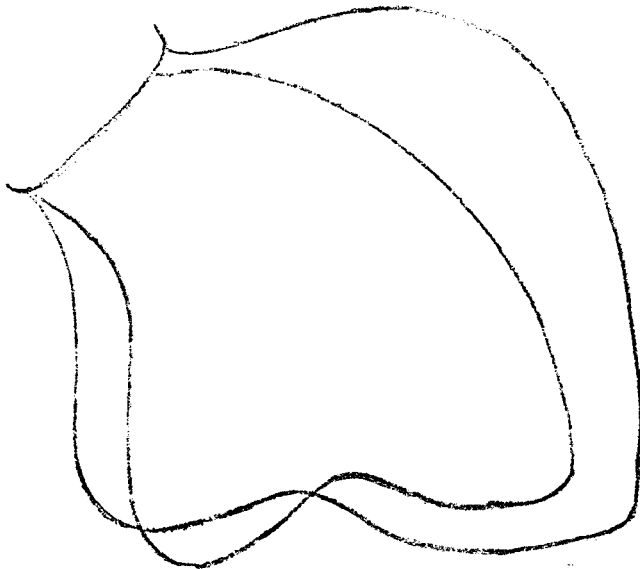


Figura 37.- Paciente nº 9 de la tabla 1. Imágen aneurismática postero basal que se puede observar en ambas imágenes isotópica (A) y de contraste (B).

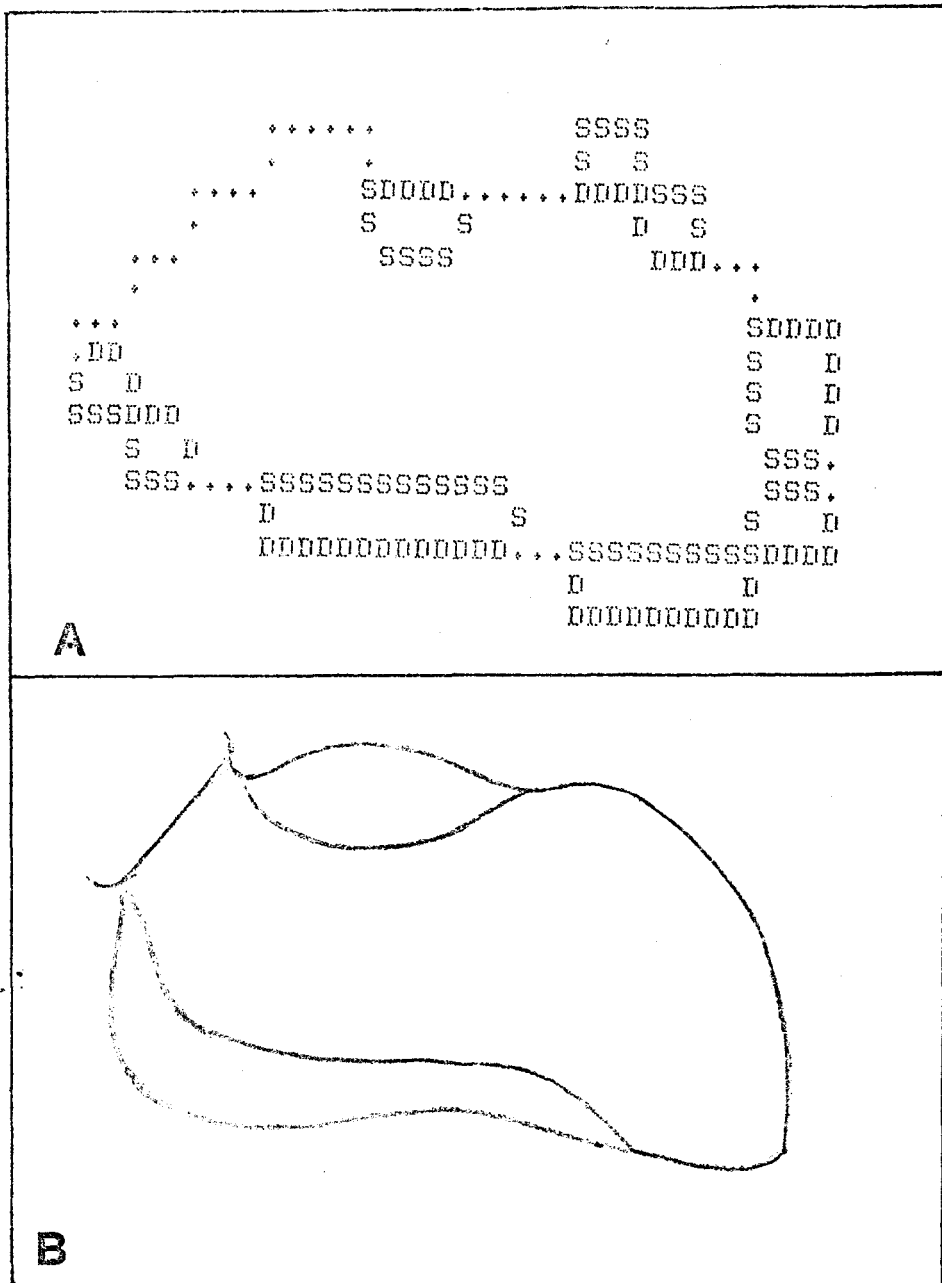


Figura 38.- Paciente nº 12 de la tabla 1. Aneurisma ven-  
tricular que aparece como antero-lateral en  
la imagen isotópica (A) y antero-lateral y  
apical en la de contraste (B).

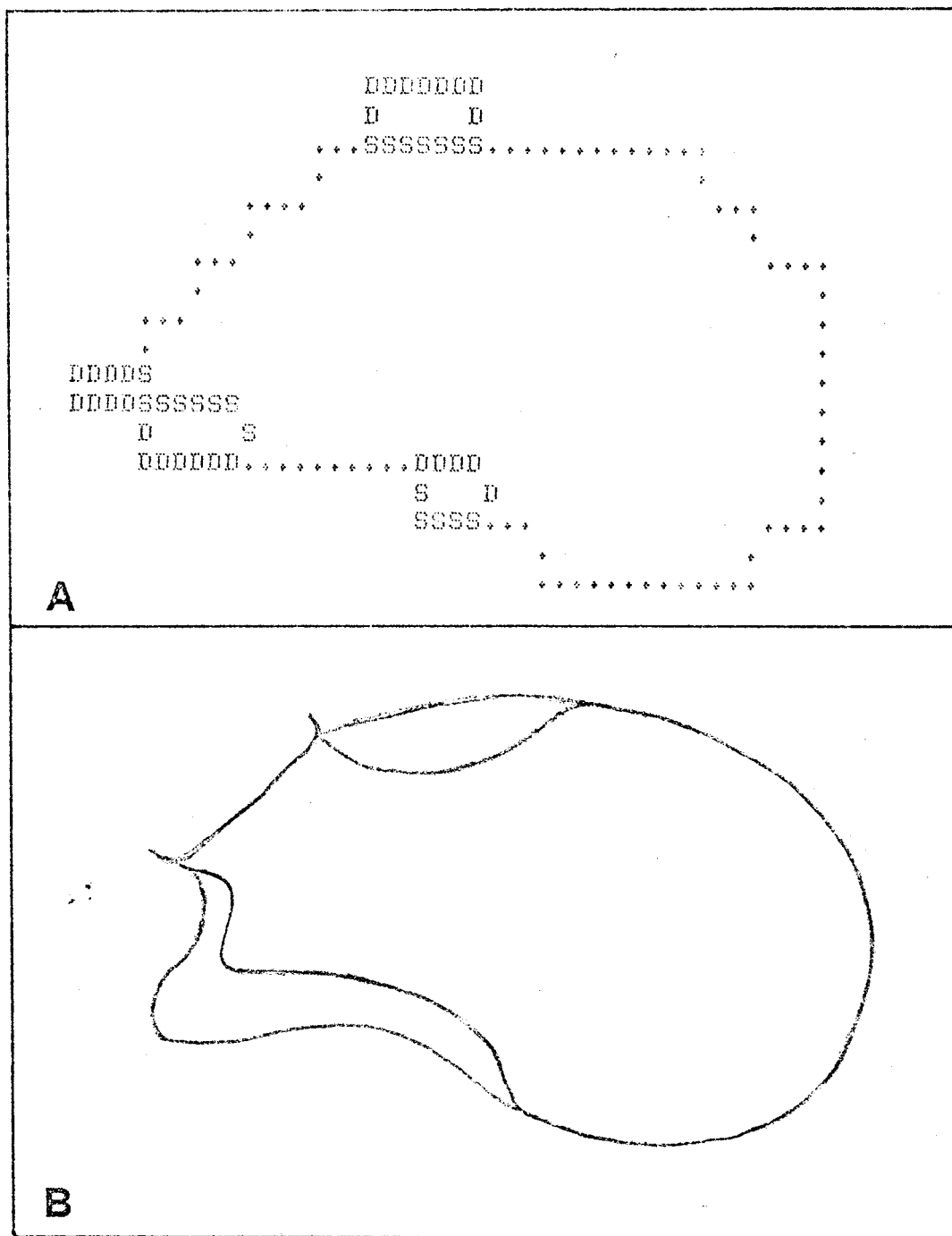


Figura 39.- Paciente nº 13 de la tabla 1. Gran bolsa aneurismática que ocupa los segmentos antero-lateral, apical e inferior en ambas imágenes, isotópica (A) y contraste (B).

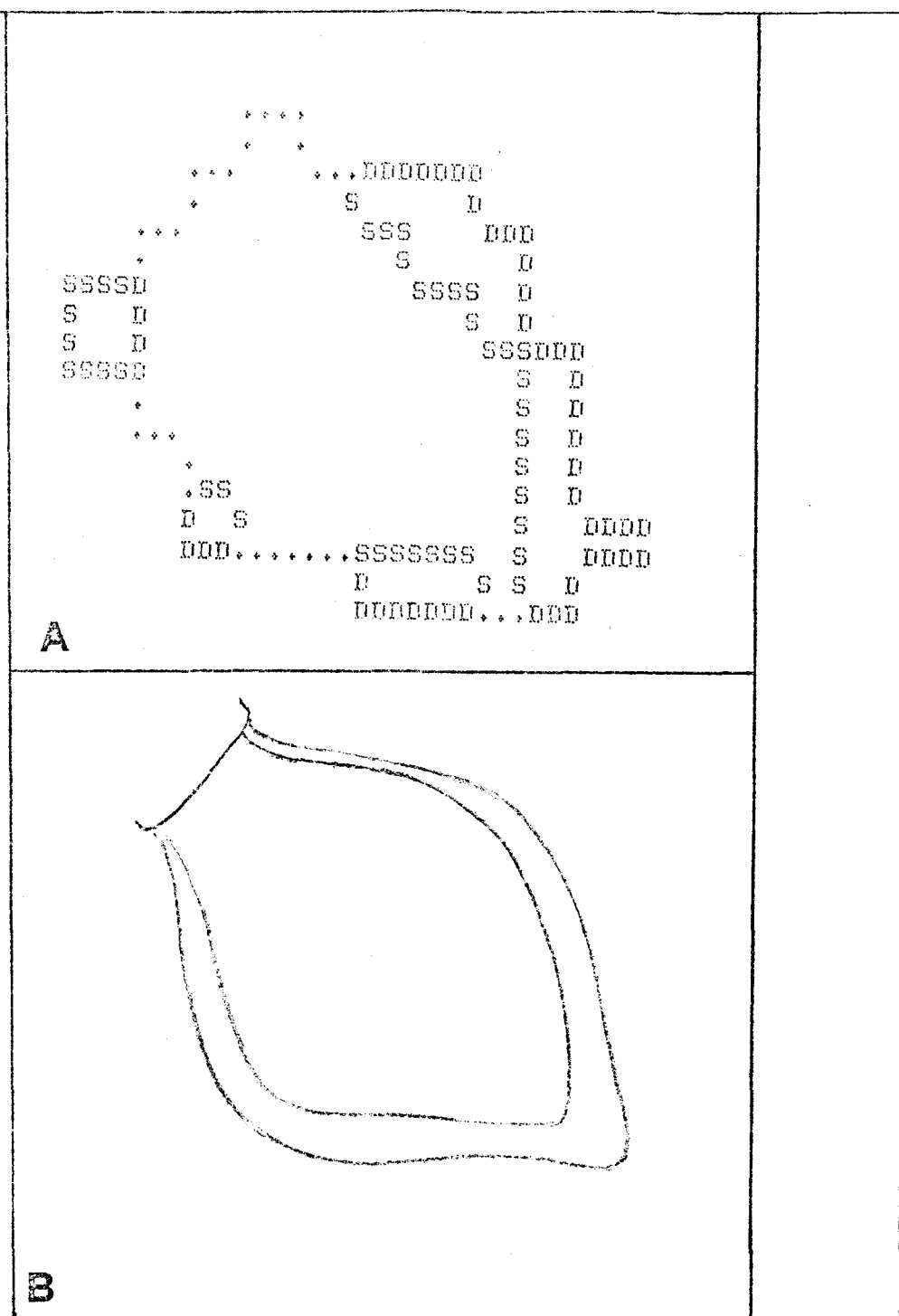


Figura 40.- Paciente nº 8 de la tabla 1, diagnosticado de miocardiopatía congestiva. Fracción de eyección baja, volumen telediastólico aumentado e hipoquinesia de todos los segmentos de la pared ventricular en ambas imágenes, isotópica (A) y de contraste (B).

X.- APLICACION CLINICA.

Hemos estudiado con nuestro protocolo un total de 72 pacientes que nos fueron remitidos al Servicio de Medicina Nuclear por los Servicios de Cardiología, Unidad Coronaria y Cirugía Cardiovascular para evaluación de la función ventricular izquierda. Las edades estaban comprendidas entre los 13 y los 70 años. En todos ellos calculamos fracción de eyección, volúmenes telediastólico y telesistólico, volumen latido y gasto cardíaco, y valoramos la movilidad de la pared en la proyección oblicua anterior derecha por el procedimiento de primer paso. En 49 de ellos practicamos además estudio de equilibrio-gate.

Los valores de fracción de eyección obtenidos en todos estos pacientes los correlacionamos con el volumen telediastólico de los mismos. Obtenemos un valor  $R=0.71$  con un coeficiente de significatividad  $p<0.001$  (Fig. 41). Esta correlación, ya de por sí significativa, mejoraría sin duda al emplear para los volúmenes telediastólicos el índice por  $m^2$  de superficie corporal. Nosotros no lo hicimos por no disponer de los datos de talla y peso de todos los individuos.

De entre los pacientes estudiados hicimos cuatro grupos. En el primero incluimos los pacientes con enfermedad coronaria: 28 casos. En el segundo pacientes diagnosticados de miocardiopatía congestiva: 20 casos. En el tercero pacientes diagnosticados de miocardiopa-



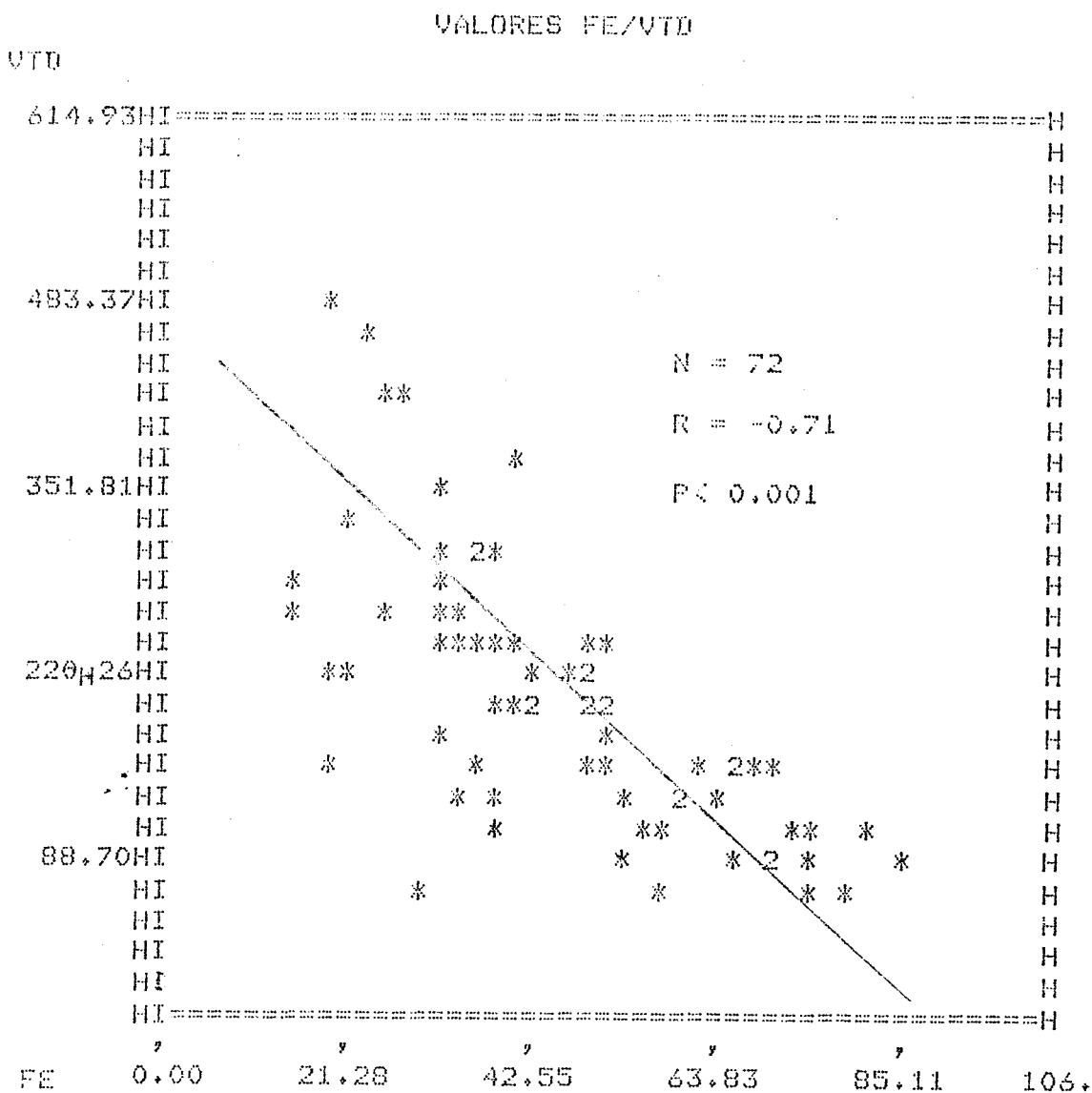


Figura 41.- Estudio de correlación de los valores obtenidos en 72 pacientes de fracción de eyección y volumen telediastólico. (2=coincidencia de dos puntos).

tía hipertrófica: 6 casos. Y, finalmente, un último grupo de 7 individuos que no se le pudo demostrar que tuvieran enfermedad cardíaca y que fué tomado como grupo control de normalidad. El resto de pacientes hasta 72 presentaban patología cardíaca diversa o resultaron difícil de clasificar.

## 1.- ENFERMEDAD CORONARIA.

De los 28 pacientes clasificados en este grupo, - edades entre los 39 y los 70 años, 16 habian presentado infarto agudo de miocardio, diagnosticado con claridad en el ECG y la curva enzimática. A 8 de estos pacientes practicamos exploración de perfusión miocárdica con Talio-201, comprobandose la localización y extensión de la zona infartada.

En todos estos pacientes encontramos alteraciones segmentarias en la movilidad de la pared ventricular, coincidiendo con la localización del infarto (Fig. 42). De los 16 casos de infarto de miocardio estudiados, - diez presentaron imagen clara de aneurisma ventricular. De estos últimos, a seis se les practicó ventriculografía de contraste, siendo equiparables las imágenes de - ambas exploraciones (Fig. 36, 37, 38 y 39). Sólo en un caso (paciente número 16 de la tabla 1) fué diagnosticado un pequeño aneurisma diafragnático en la ventriculografía de contraste que no apareció con claridad en la exploración isotópica.

En el resto de los pacientes estudiados en este - grupo, (6 casos de angor de repetición, uno intervenido de bypass aorto coronario y 5 aneurismectomizados) se observaron trastornos segmentarios de la pared, y, en el caso de las aneurismectomías, coincidiendo con -

HOSPITAL UNIVERSITARIO DE SEVILLA  
 SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR(Tifno 378400-1489)

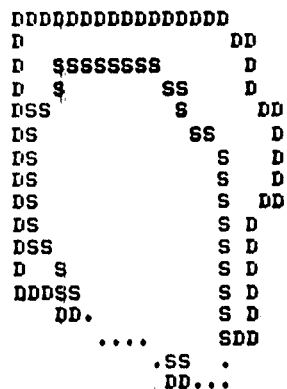
FUNCION DEL VENTRICO  
 ESTUDIO DE PRIMER PASO Y EQUILIBRIO

COBAZON, 1, REPCI REP ID, D, 17-9-81

OAD (30 grados) PRIMER PASO



OAI (45 grados) EQUILIBRIO (GAT)



S=SISTOLE      D=DIASTOLE      .-PUNTOS COMUNES DE SISTOLE Y DIASTOLE

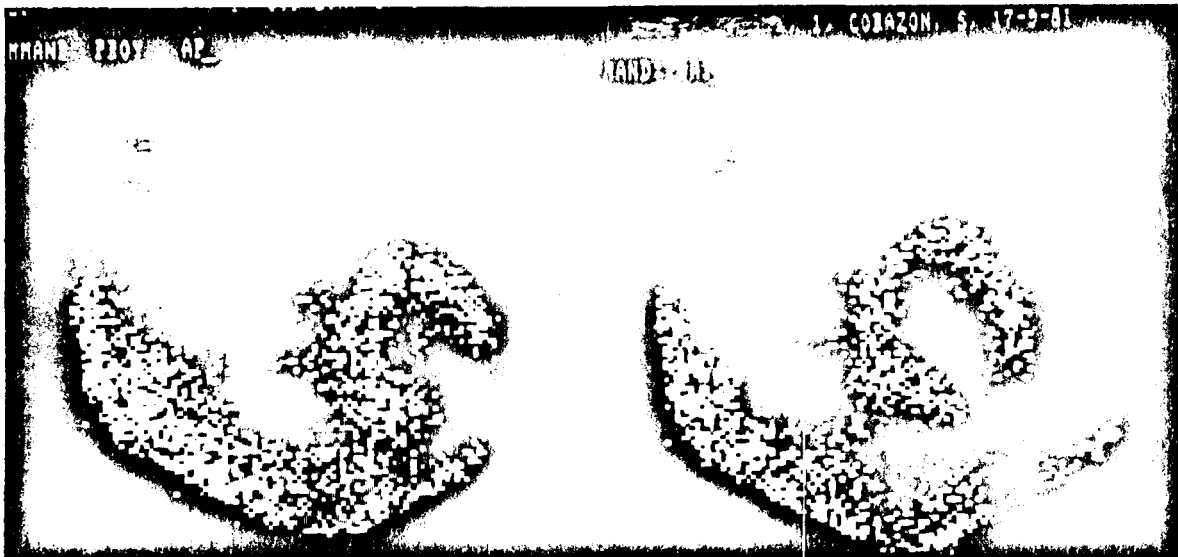


Figura 42.- Abajo: imágenes de perfusión con talio en proyecciones AP y OAI en las que se observa un defecto completo de perfusión apical. Arriba: imágenes de primer paso y equilibrio en el mismo paciente en las que se observa un aneurisma apical.

la región intervenida.

La fracción de eyección media encontrada en este grupo fué de  $41.5 \pm 11.6$ . La variación respecto al control normal ( $67.2 \pm 4.8$ ) es significativa para una  $p < 0.001$ .

Los volúmenes telediastólicos presentaron un valor medio de  $214 \pm 91.3$  y su variación respecto a la normalidad presentaba una menor significatividad que en el caso de la fracción de eyección ( $p < 0.05$ ).

Ante estos datos podemos afirmar la validez de estos estudios para el diagnóstico y valoración de la enfermedad isquémica. La sensibilidad del estudio de la movilidad segmentaria de la pared ventricular es manifiesto, así como su valor para el diagnóstico de los aneurismas ventriculares post-infarto.

La concordancia entre las anomalías en el movimiento de la pared ventricular y el lugar del infarto definido por el electrocardiograma,  $^{99m}\text{Tc}$ -pirofosfato o por las imágenes de perfusión con talio son claras y han sido puestas de manifiesto por diversos autores (MARSHALL, 1977; SHAD, 1977 y 1978; VAN HOVE - 1977).

La fracción de eyección es ampliamente aceptada como el parámetro más fidedigno para predecir la evolución de un infarto agudo de miocardio. La posibilidad de practicar el estudio el primer día de ingreso

del paciente, ya que no se requiere para el mismo especial colaboración de este, ni siquiera es preciso moverlo de la cama, es importante de cara a predecir el pronóstico. Los datos obtenidos por KELLY y cols. (1977) - en 171 pacientes con infarto agudo sugieren que valores de fracción de eyección por debajo de 35% presentan un gran riesgo de fibrilación ventricular, muerte por fallo cardíaco, e incremento de la mortalidad general.

Las posibilidades de las técnicas de exploración isotópica crecen enormemente con la práctica de las exploraciones intervenidas con medicamentos (como el propranolol) (MARSHALL, 1978).

El método de primer paso y equilibrio es también particularmente útil para estudiar la función ventricular durante el ejercicio. Estudios de BERGER y cols. - (1979) han demostrado que la respuesta normal al ejercicio en bicicleta es un incremento absoluto del 5% en la fracción de eyección. En pacientes con enfermedad coronaria la fracción de eyección ventricular izquierda generalmente cae, o permanece la misma con el ejercicio máximo en bicicleta. Esta respuesta global anormal puede acompañarse también con anomalías en la movilidad segmentaria de la pared.

## 2.- MIOCARDIOPATIA CONGESTIVA.

Estudiamos con nuestro protocolo un total de 20 - pacientes diagnosticados clínicamente de miocardiopatia congestiva idiopática. Cuatro de éstos enfermos tenían estudio coronariográfico con contraste, no presentando alteraciones arteriales, y al resto se le practicó estudio de perfusión miocárdica con talio, presentando imágenes normales o alteraciones mínimas. Estudios de BULKLEY y cols. (1977) han demostrado la ausencia de grandes alteraciones en los estudios de perfusión con talio en estos pacientes, alteraciones que nunca sobrepasan el 20% del miocardio en una sola proyección, y por tanto la utilidad de esta exploración para el diagnóstico diferencial de las miocardiopatías congestivas o dilatadas y las miocardiopatías isquémicas. Las edades de los pacientes de este grupo oscilaban entre los 13 y los 67 años.

Los valores de fracción de eyección encontrados en estos pacientes se encontraron siempre por debajo de los límites normales, con un valor medio de  $30.7 \pm 7.9$  (Fig. 43). La variabilidad de estos valores con respecto a los normales era significativa para una  $p < 0.001$ .

Los valores del volumen telediastólico presentaron en general valores muy elevados, con media de --

FE MIDOC. CONG. Y NORMALES

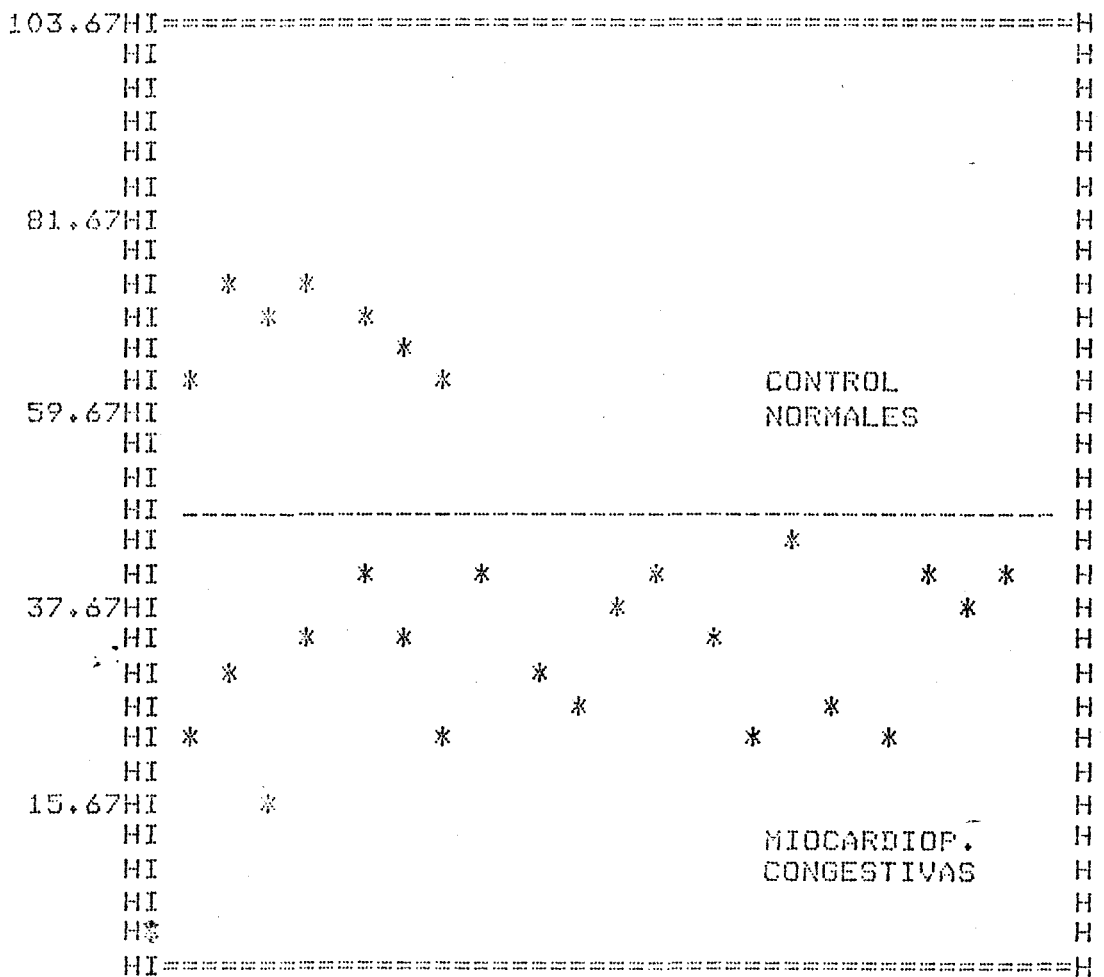


Figura 43.- Valores de fracción de eyección de pa-  
 cientes con miocardiopatía congestiva  
 ( $\bar{X}=30.7$ ) y normales ( $\bar{X}=67.2$ ).



270.3  $\pm$ 106, y una variabilidad significativa respecto a la normalidad para una  $p < 0.005$  (Fig. 44).

El patrón de movilidad segmentaria de la pared ventricular fué en todos los pacientes de alteración generalizada de todos los segmentos (Figs. 40 y 45).

En estos pacientes es constante pues el patrón de fracción de eyección muy baja, volumen telediastólico muy alto y patología general de la movilidad segmentaria de la pared ventricular (Fig. 46).



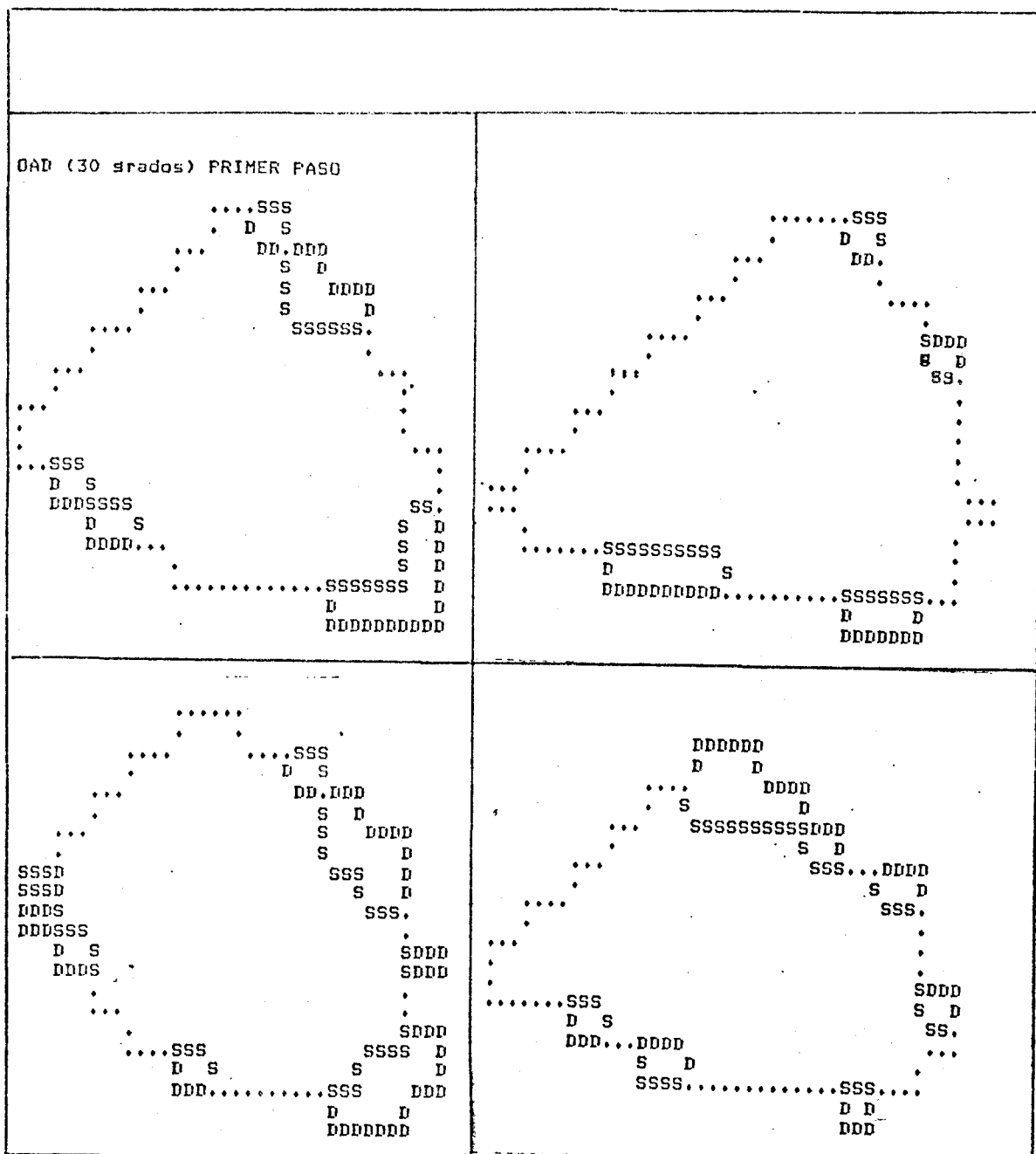


Figura 45.- Patrones de movilidad de la pared ventricular en cuatro pacientes diagnosticados de miocardiopatía congestiva -- (proyección OAD por la técnica de primer paso). Existe una significativa alteración de la movilidad de todos los segmentos.

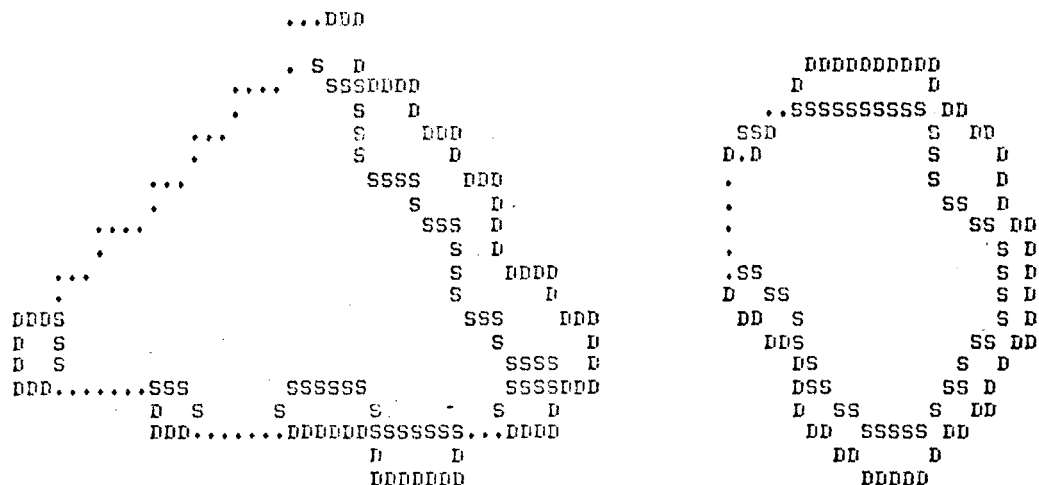
HOSPITAL UNIVERSITARIO DE SEVILLA  
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR (Tlfno 378400-1489)

FUNCION DEL VENTRICO  
ESTUDIO DE PRIMER PASO Y EQUILIBRIO

GUILLERMO GUTIERREZ SCHEZ, 1, REPCI REP ID, D, 10-11-81

OAD (30 grados) PRIMER PASO

OAI (45 grados) EQUILIBRIO (GATE)



S=SISTOLE      D=DIASTOLE      .=PUNTOS COMUNES DE SISTOLE Y DIASTOLE

MOVIMIENTO DE PARED:

SEGMENTO ANTERO-BASAL:	HIPOQUINESIA MODERADA
SEGMENTO ANTERO-LATERAL:	HIPOQUINESIA MODERADA
SEGMENTO APICAL:	HIPOQUINESIA MARCADA
SEGMENTO INFERIOR:	HIPOQUINESIA MARCADA
SEGMENTO POSTERO-BASAL:	HIPOQUINESIA MARCADA
SEGMENTO POSTERO-LATERAL:	HIPOQUINESIA MODERADA
SEPTUM:	HIPOQUINESIA MODERADA

FRECUENCIA CARDIACA: 76.1at/min  
TALLA: 172.0 cms  
PESO: 98.0 Kgs  
SUPERFICIE CORPORAL: 2.11 m<sup>2</sup>  
FRACCION DE EYECCION (PRIMER PASO): 46.0%  
FRACCION DE EYECCION (EQUILI-GATE): 39.0%  
FRACCION DE EYECCION (MEDIA): 42.0%

En el calculo del volumen latido se ha usado la fraccion de eyeccion media

VOLUMEN TELEDIASTOLICO:	274.2cc	130.2cc/m <sup>2</sup>
VOLUMEN TELESISTOLICO:	159.0cc	75.5cc/m <sup>2</sup>
VOLUMEN LATIDO:	115.2cc	54.7cc/m <sup>2</sup>
GASTO:	8751.5cc/min	4156.1cc/m <sup>2</sup> .min

El valor del GASTO no es valido si existe insuficiencia valvular

TIEMPO TRANS. PULMONAR: 8.4ss  
VOL. SANG. LECHO PULM.:1232.5cc

INFORME:

HIPOQUINESIA GENERAL DE TODOS LOS SEGMENTOS DE LA PARED VENTRICULAR. VOLUMENES AUMENTADOS. PATRONES FUNCIONALES DISMINUIDOS.

Figura 46.- Protocolo completo en un paciente con -  
miocardiopatía congestiva en estado poco  
avanzado.

### 3.- MIOCARDIOPATIA HIPERTROFICA.

Los estudios radioisotópicos de primer paso y equilibrio son útiles para diagnosticar y seguir la evolución de estas miocardiopatías. La ecografía provee de un sistema fidedigno de diagnóstico de esta enfermedad, pero en ocasiones es difícil obtener un buen ecocardiograma por razones técnicas, o no es posible realizarlo por cualquier otro tipo de razones.

Nosotros practicamos el estudio isotópico a seis pacientes diagnosticados clínica y ecocardiográficamente de miocardiopatía hipertrófica obstructiva. Todos estos pacientes presentaron un patrón similar en los estudios, que se caracteriza por fracción de eyección muy elevada, volúmen telediastólico por debajo de lo normal y marcada hiperquinesia de la pared ventricular.

En la figura 47 se representan los valores de fracción de eyección obtenidos en estos pacientes (valor medio de  $78.7 \pm 5.27$ ) junto a los valores normales (valor medio  $67.2 \pm 4.8$ ), presentando una variabilidad significativa para una  $p < 0.005$ .

En la figura 48 presentamos los valores obtenidos de volúmen telediastólico (media de  $70 \pm 15$  cc) junto a los normales, presentando una variabilidad significativa para una  $p < 0.001$ .

FE MIOC. HIPERTOF. Y NORMALES

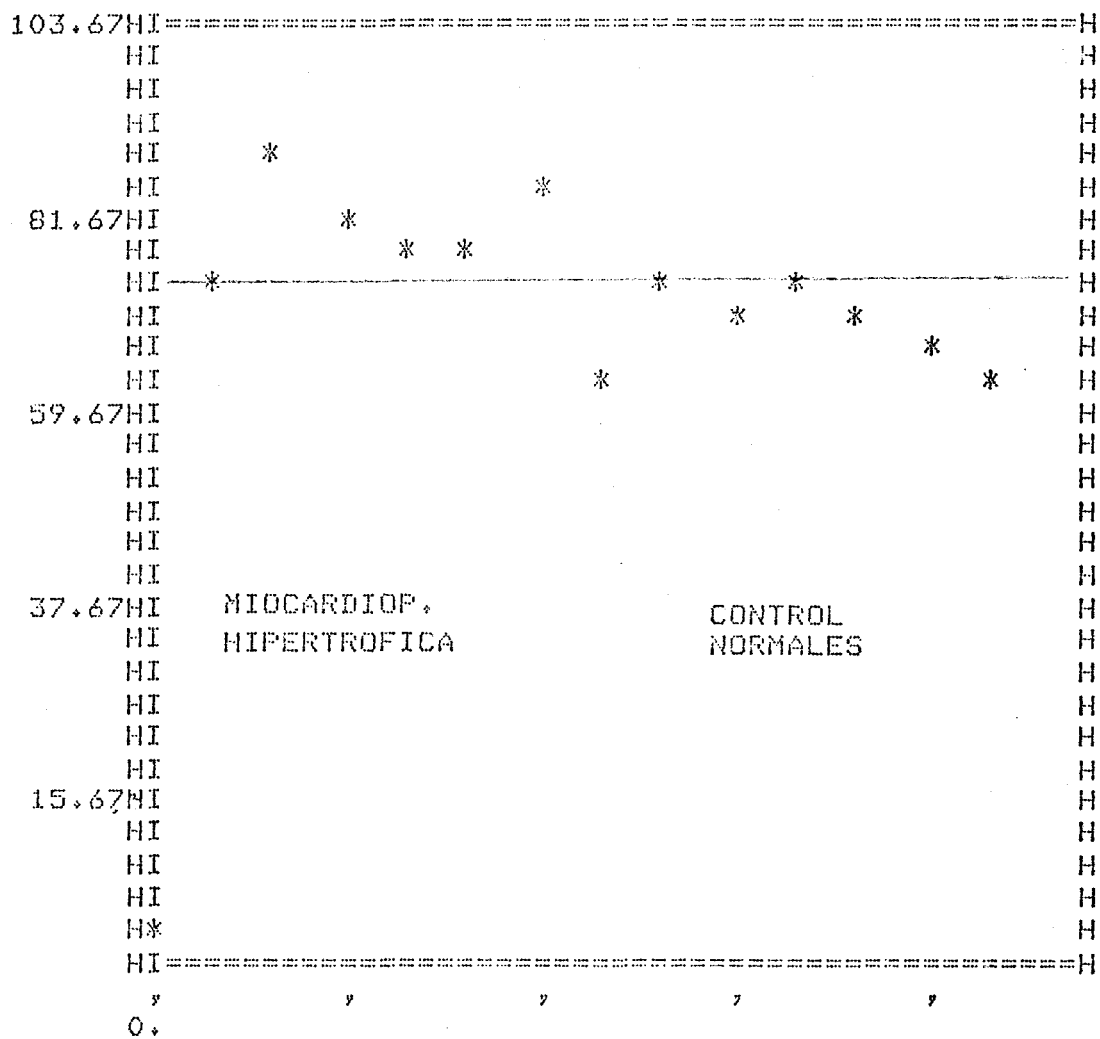


Figura 47.- Valores de fracción de eyección en miocardiopatías hipertroóficas ( $\bar{x}$ =78.7) y normales ( $\bar{x}$ =67.2).

VTD EN MIOC. HIPERTROF Y NORMALES

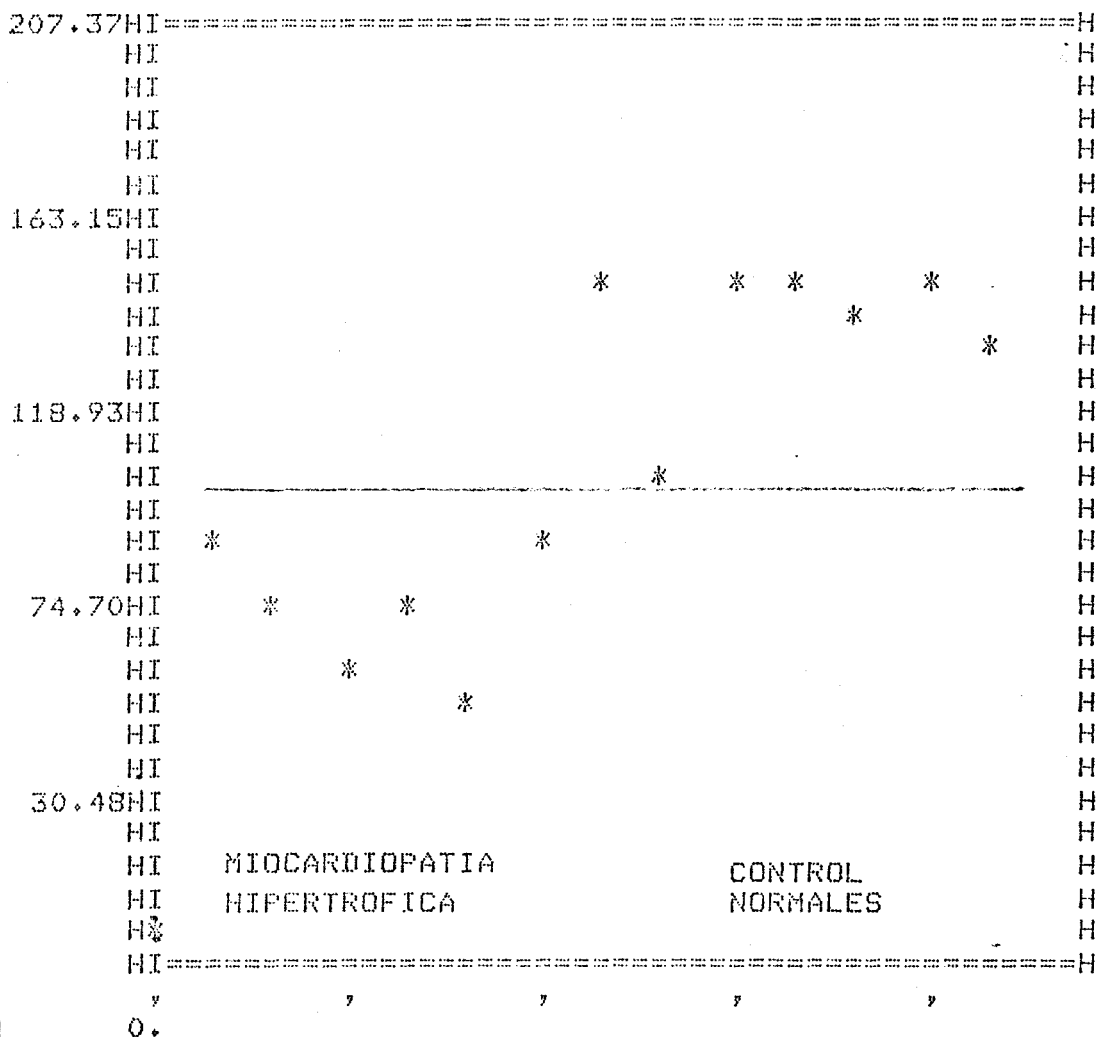


Figura 48.- Valores de volúmen telediastólico en miocardiopatías hipertrofica ( $\bar{X}$ =70cc) y normales ( $\bar{X}$ =136.5cc).

En las figuras 49 y 50 se pueden observar las imágenes de gran contractilidad de la pared miocárdica que presentan estos enfermos en los estudios isotópicos.



MIOCARDIOPATIA HIPERTROFICA

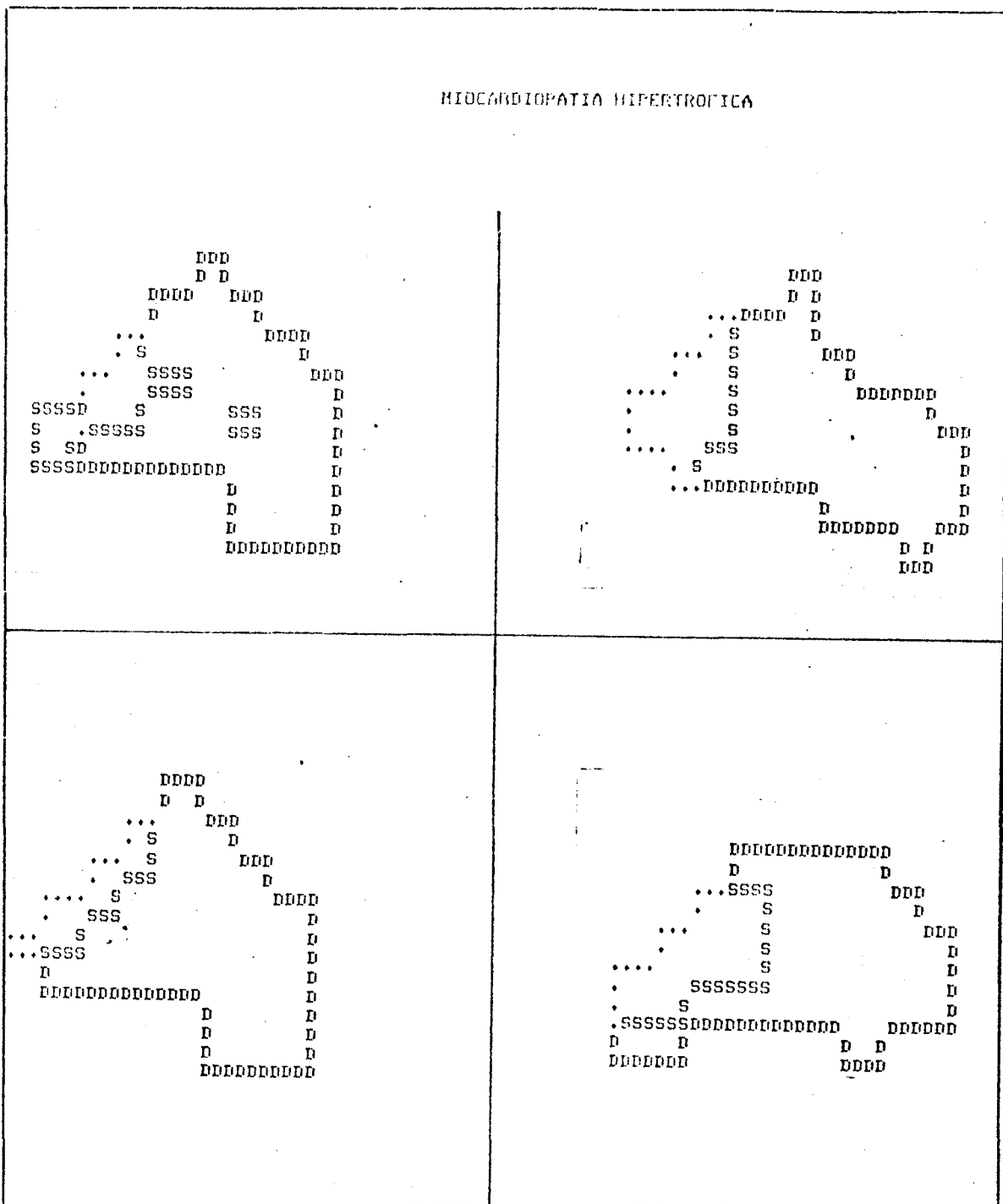


Figura 49.- Imágenes de movimiento de pared en cuatro pacientes diagnosticados de miocardiopatía hipertrofica (proyección OAD, primer paso). Se observa una marcada hiperquinesia de todos los segmentos.

HOSPITAL UNIVERSITARIO DE SEVILLA  
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR (Tlfno 370400-1489)

FUNCION DEL VE  
ESTUDIO DE PRIMER PASO Y EQ

ELAS MADERO GARFIES, I, REPCI REP ID, D, 29-9-81

OAD (30 grados) PRIMER PASO

OAI (45 grados) EQUILIBRIO

```

...DDDDDD
. S      D
.... S      DDD
      S      D
... S      DDD
.SD SSS      D
S D S      DDDD
SSS....      D
      D      D
      DDDDDDDDDDD
      D      D
      DDDDDDD

```

```

DDDDDDDDDD
D          DD
DD         D
D          D
DD        SSSSS D
D SS      S D
D S       S D
D S       SS D
D S       S D
DD SSSS   D
DD        DD
D          DDD
DDDDDDDD

```

S=SISTOLE D=DIASTOLE .#PUNTOS COMUNES DE SISTOLE Y DIASTOLE

MOVIMIENTO DE PARED:

SEGMENTO ANTERO-BASAL:	NORMAL
SEGMENTO ANTERO-LATERAL:	NORMAL
SEGMENTO APICAL:	NORMAL
SEGMENTO INFERIOR:	NORMAL
SEGMENTO POSTERO-BASAL:	NORMAL
SEGMENTO POSTERO-LATERAL:	NORMAL
SEPTUM:	NORMAL

FRECUENCIA CARDIACA: 66.1at/min

TALLA: 170.0 cms

PESO: 73.0 Kss

SUPERFICIE CORPORAL: 1.84 m2

FRACCION DE EYECCION (PRIMER PASO): 82.0%

FRACCION DE EYECCION (EQUILI-GATE): 84.0%

FRACCION DE EYECCION (MEDIA): 83.0%

En el calculo del volumen latido se ha usado la fraccion de eyeccion media

VOLUMEN TELEDIASTOLICO: 89.1cc 48.4cc/m2

VOLUMEN TELESISTOLICO: 15.2cc 8.2cc/m2

VOLUMEN LATIDO: 74.0cc 40.2cc/m2

GASTO: 4881.9cc/min 2649.9cc/m2.min

El valor del GASTO no es valido si existe insuficiencia valvular

INFORME:

ESTUDIO COMPATIBLE CON MIOCARDIOPATIA HIPERTROFICA (HIPERQUINESIA DE TODOS LOS SE  
MENTOS DE LA PARED VENTRICULAR, VOLUMENES DISMINUIDOS Y FE ELEVADA).

Paciente estudiado por Dr. CLAVERO sobre computador PDP 11/34 y programas  
de DIGITAL (Gamma 11); de H. ROSLER (Zerna); y de GOMEZ PALACIOS (H.U. Sevilla)

Figura 50.- Protocolo completo en un paciente con mio-  
cardiopatía hipertrófica. La calificación  
de "normal" en el movimiento de pared se  
dá porque entre las seis posibilidades no  
habiamos introducido en el programa la de  
"hiperquinesia".

XI.- OTROS PARAMETROS CUANTITATIVOS  
DE LA CURVA ACTIVIDAD/TIEMPO.

La hemodinámica clásica ha tenido un éxito notable en la definición de la semiología normal del sistema cardiovascular, así como en la de la fisiopatología de las enfermedades congénitas y reumáticas del corazón. Lo que anteriormente eran curiosidades médicas mal entendidas son ahora entidades que pueden ser diagnosticadas correctamente y tratadas con éxito; el progreso de la cardiología clínica y el adelanto de la cirugía cardíaca se deben en no poca medida a la aplicación de los principios hemodinámicos.

Sin embargo, a pesar de todos sus logros, la hemodinámica clásica ha sido más deficiente en suministrar una definición clara y un diagnóstico temprano de la insuficiencia funcional del miocardio. La razón de este fracaso se debe a que las numerosas variables obtenidas en los estudios hemodinámicos clásicos, presión instantánea y flujo sanguíneo medio, son indicadores muy indirectos y poco sensibles de la función miocárdica.

La introducción del concepto de fracción de eyección significó un gran logro para representar cuantitativamente la capacidad funcional del miocardio, aunque no resuelve definitivamente los problemas citados.

Los parámetros calculados a partir de los estudios isotópicos de primer paso y equilibrio expuestos hasta ahora tienen la gran virtud de aportar al clínico da--

tes hemodinámicos fiables a los que de otra forma no - podría acceder mas que recurriendo al cateterismo cardíaco, pero, como valores simples, dejando de lado las posibilidades que abren los estudios intervenidos con ejercicio o drogas, no aportan nuevos datos al conocimiento del estado real de la funcionalidad miocárdica.

Sin embargo, la posibilidad que aportan estos estudios isotópicos de disponer de la curva volumétrica ventricular, abre perspectivas nuevas ya que es posible obtener datos de la capacidad contractil de la fibra miocárdica, estudiando la porción sistólica de la curva actividad/tiempo, y la distensibilidad, analizando la porción diastólica de la misma (Fig. 13 y 51).

El estudio de los posibles datos que puede aportar el análisis de la curva actividad/tiempo del ciclo cardíaco representativo, o curva volumétrica ventricular, para el diagnóstico precoz y valoración de las enfermedades del miocardio está en sus inicios y es difícil aún determinar parámetros o índices concretos con utilidad definida. No es tampoco el objeto de este trabajo este extremo, pero no hemos querido terminarlo -- sin apuntar alguno de los valores que pueden ser obtenidos y los resultados iniciales que hemos encontrado con los mismos.

Además de la fracción de eyección calculada por - el método de cuentas, es posible obtener otros datos -

cuantitativos de la curva volumétrica del ciclo cardíaco representativo. Entre otros, los más inmediatos son:

- 1.-  $dV/dt/VTD$  máxima ( $\text{seg}^{-1}$ ). Representa la velocidad máxima de caída de la actividad en la porción sistólica de la curva.
- 2.- Periodo de preyección (PEP). Intérvalo que transcurre desde el comienzo de la despolarización ventricular hasta el comienzo de la eyección ventricular.
- 3.- Tiempo de eyección de ventrículo izquierdo -- (LVET). Periodo de vaciado ventricular. Se mide desde el inicio de la pendiente descendente de la curva hasta el punto más bajo de actividad.
- 4.- Tiempo de llenado ventricular rápido ( $LVFT_1$ ). - Desde el final de la sístole hasta el punto en que cambia la pendiente de la porción diastólica de la curva.
- 5.- Tiempo de llenado ventricular lento ( $LVFT_2$ ). Se mide desde el punto que cambia la pendiente diastólica hasta el final de la diástole.
- 6.-  $PEP/LVET$ .
- 7.-  $EF/LVET$ .
- 8.- Indices de tiempos sistólicos.

Los índices de tiempos sistólicos fueron definidos por WEISSLER y cols. (1968, 1970). Utilizando registros de alta velocidad (ECG, fonocardiograma y pulso carotídeo) WEISSLER comprobó que existía una gama de variación normal en relación con la frecuencia cardíaca. A frecuencias comprendidas entre 40 y 110 latidos por minuto la duración del  $QS_2$  (sistole electromecánica total, PEP+LVET), LVET y PEP están en función de la frecuencia cardíaca. Así derivó ecuaciones de regresión lineales que relaciona a los intervalos de tiempos sistólicos - (ITS) con la frecuencia cardíaca sobre la base de observaciones en personas normales.

Al hacer la aplicación clínica de los ITS, las desviaciones con respecto a las ecuaciones de regresión - normales se expresan de dos maneras: 1.- Calculando el intervalo normal previsto para la frecuencia cardíaca observada sobre la base de la ecuación de regresión -- apropiada, y restando de este valor el intervalo medio; o bien, 2.- calculando el correspondiente índice de -- ITS:  $IQS_2$ , IET e IPEP. Los índices de intervalos de -- tiempos sistólicos (en ms) se obtienen trasponiendo los términos de la ecuación de regresión y se calculan como la suma del intervalo medido medio y del producto de la frecuencia cardíaca observada por la pendiente de regre sión normal apropiada. Los índices son los correspon-- dientes valores Y de las ecuaciones de regresión, osea, el intervalo medido extrapolado a frecuencia cardíaca

zero, suponiendo una pendiente de regresión normal.

Así, para hombres, el  $IQS_2$  es el  $QS_2$  medido mas - 2.1 veces la frecuencia cardíaca observada. El  $ILVET$  es el  $LVET$  medido mas 1.7 veces la frecuencia cardíaca observada. Y el  $IPEP$  es el  $PEP$  medido mas 0.4 veces la frecuencia cardíaca.

Al comparar con el índice normal, el valor calculado ofrece una medida cuantitativa de la desviación en el ITS corregido para la frecuencia cardíaca. El cálculo de los índices de ITS ofrece una expresión conveniente para estudiar cambios seriados y facilita la comparación entre los pacientes. WEISSLER encontró una -- correlación entre  $PEP/LVET$  corregido y la fracción de eyección en una serie de 80 pacientes de  $R=-0.85$ .

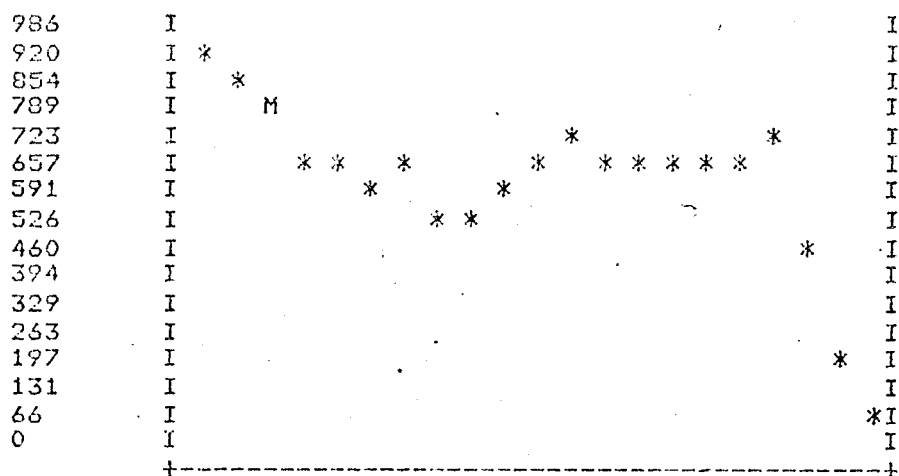
SAEEDA QURESHI y cols. (1978) han correlacionado el valor de los ITS obtenidos mediante fonocardiograma y los obtenidos a partir de la curva actividad/tiempo del ciclo cardíaco representativo, encontrando un índice  $R=0.89$  para el  $LVET/RR$  y  $0.77$  para el  $PEP/LVET$ . La correlación para 27 pacientes con la fracción de eyección fué de  $R=0.77$ .

Nosotros hemos analizado la curva actividad/tiempo obtenida por la técnica de primer paso, en 71 pacientes. Nos servimos para ello del protocolo elaborado y utilizado en el Inselspital (Berna) (Fig. 51), obteniendo los valores de  $dV/dt/VTD$ , los tiempos sistóli-



-----  
 Indices del V.I.  
 -----

Paciente JULIO MORGAN RODRIGUEZ, 1, REPCI REF ID, D, 22-9-81



-----+  
 I I I  
 PEPLVET LVFT1 LVFT2

Fracccion de eyeccion = 44 %

RR-Intervalo = 1050 msec Frecuencia cardiaca = 57 / min

PEP = 25 msec PEP /RR = .02 (0.10 +/- .02)

LVET = 400 msec LVET /RR = .38 (0.26 +/- .04)

LVFT1 = 150 msec LVFT1/RR = .14 (0.25 +/- .03)

LVFT2 = 475 msec LVFT2/RR = .45 (0.39 +/- .07)

PEP/LVET = .06 (0.38 +/- .03)

Valores normalizados a frecuencia 'cero' (HOMBRE)

		Diferencia	Indice	(H/M)
segun Weissler (1968)	PEP	-83	48	(131/133 +/-13)
	LVET	84	497	(413/418 +/-10)
	QS2	-1	545	(546/549 +/-14)
segun Fabian (1972)	PEP	-84	42	(126 +/-13)
	LVET	91	480	(389 +/-21)
	QS2	13	516	(503 +/-23)
segun Shaw (1973)	PEP	-77	59	(136 +/-13)
	LVET	87	497	(410 +/-15)
	QS2	10	556	(546 +/-16)

dV/dt = 951 imp/sec

(dV/dt)/VTD = 1.03 sec<sup>-1</sup>

(dV/dt)<sub>max</sub> = 1730 imp/sec

(dV/dt)<sub>max</sub>/VTD = 1.88 sec<sup>-1</sup> (2.49 +/- .

a los 100 msec del comienzo de la sistole resp. tras el 25 % de e

a los 125 msec del comienzo del ciclo card. resp. tras el 12 % del

EF/(LVET/RR) = 1.16

EF/((dV/dt)/VTD) = .43 sec

EF/((dV/dt)<sub>max</sub>/VTD) = .23 sec

Figura 51.- Protocolo para el estudio cuantitativo de la curva actividad/tiempo del ciclo cardíaco representativo. (H. RUSLER, - INSPIRATORIAL).

cos y diastólicos citados anteriormente, y el valor de los ITS calculados según el método de WEISSLER expuesto arriba, y según los métodos de FABIAN (1972) y SHAW (1973).

Los valores  $dV/dt/VTD$  máxima correlacionan bien con la fracción de eyección obtenida en estos mismos pacientes ( $R=0.79$ ,  $p<0.001$ ), de forma que a valores de fracción de eyección bajos corresponden valores de  $dV/dt/VTD$  bajos y viceversa. (Fig. 52).

Para el cálculo de los tiempos sistólicos y sus índices partimos de la limitación de que no es posible hacer mediciones inferiores a 50 ms, ya que ésta es la frecuencia de imágenes obtenida en el primer paso. Por ello el protocolo se ve en la necesidad de tomar un valor base para el PEP, de 25 ms, y a partir de aquí puede subir de 50 en 50 ms. Estudiamos por ello la correlación del índice del LVET con la fracción de eyección, ya que la medida del PEP resulta de este modo demasiado grosera. Obtuvimos una correlación significativa para una  $p<0.01$ , con una  $R=0.38$  (Fig. 53).

Sin duda, la reducción de la duración de las imágenes obtenidas a, al menos, 20 a 25 ms será importante para obtener unos mejores resultados y poder definir la utilidad clínica de los índices obtenidos a partir de la curva actividad/tiempo y su valor en la diversa patología del miocardio.

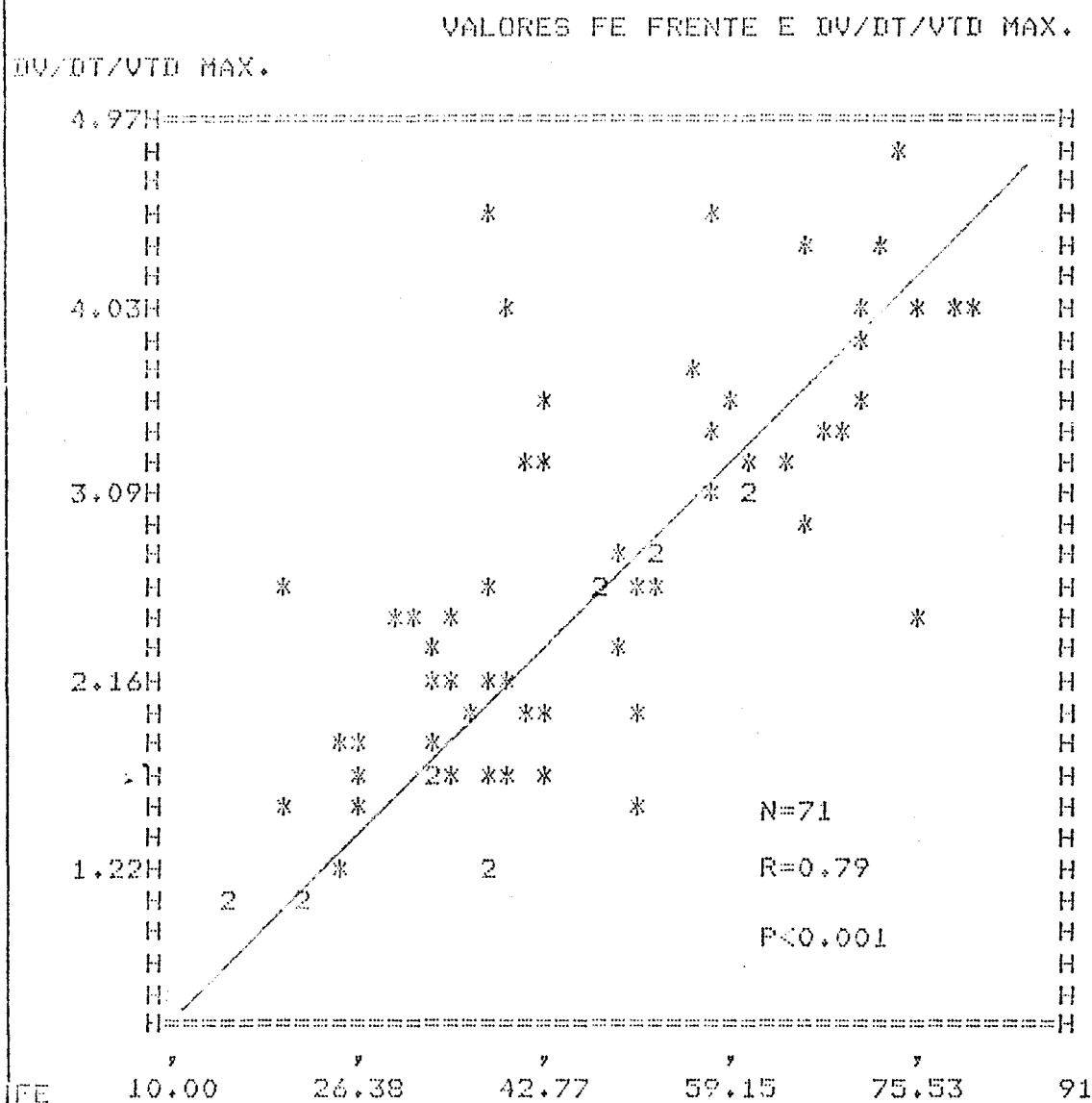


Figura 52.- Estudio comparativo de valores de FE y  $dV/dt/VTD$  máxima.

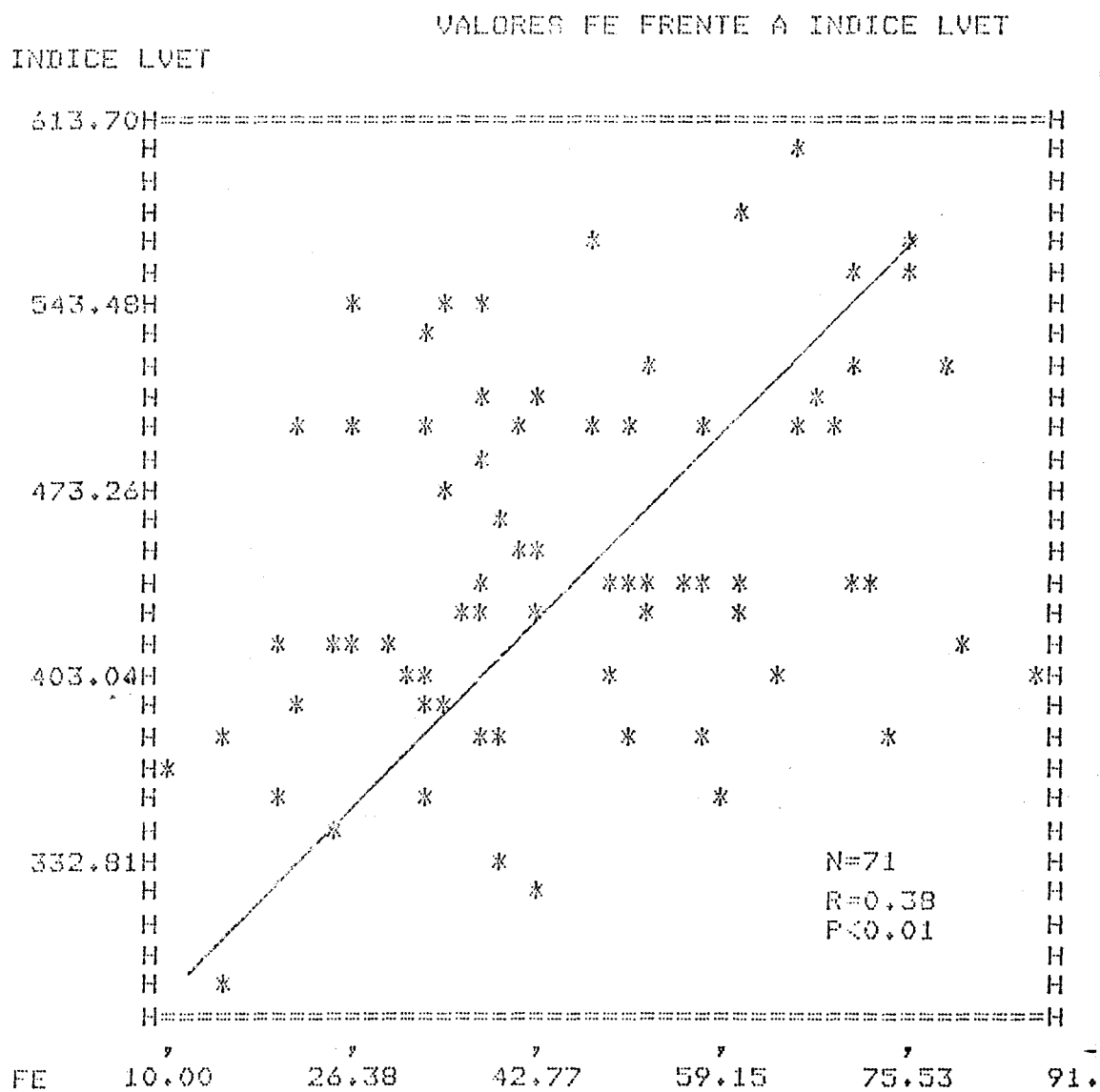


Figura 53.- Correlación de valores de FE frente a índice de LVET en 71 pacientes.

XII.- CONCLUSIONES.

Como exponiamos en la introducción, el objetivo - primario que nos propusimos con este trabajo fué desarrollar una técnica diagnostica, compleja en su proceso pero prácticamente inocua para el paciente, completando la al máximo en sus datos útiles y automatizandola con el fin de conseguir su aplicación rutinaria en la práctica clínica. El resultado de este trabajo habría de ser pues concreto, y si así no fuera no respondería a su planteamiento inicial.

El propio desarrollo de la parte clínica que presentamos la valoramos como un primer resultado positivo ya que fué posible realizarla en poco tiempo gracias al gran incremento en la demanda de exploraciones que recibimos, por la via asistencial normal, desde que iniciamos el trabajo con nuestro programa.

De los resultados obtenidos en este estudio vamos a concretar algunas conclusiones que hacen referencia a la utilidad del protocolo en sí, a la fiabilidad de los resultados obtenidos y a su utilidad clínica. Estas son las que siguen:

- 1.- La posibilidad de visualizar los límites superpuestos de la cavidad ventricular en telediastole y telesístole en dos proyecciones (oblicua - anterior derecha e izquierda) a un tamaño cercano al real (escala 1/1'2) permite una fácil valoración de la movilidad segmentaria de prácti-

camente toda la pared miocárdica y del tamaño del ventrículo.

- 2.- El cálculo de la fracción de eyección según el método de cuentas representa un gran avance respecto a las técnicas clásicas de la ventriculografía de contraste al no requerir asunciones geométricas sobre la morfología de la cavidad ventricular.
- 3.- Al ser la fracción de eyección el parámetro de mayor utilidad clínica para conocer el estado funcional del ventrículo izquierdo, su obtención por dos métodos distintos y simultáneos, como son el primer paso y el equilibrio con "gate", reviste una especial importancia y un control de calidad en cada uno de los estudios que se realizan.
- 4.- La automatización que hemos conseguido con nuestro programa en el cálculo de la fracción de eyección por los dos métodos, de los volúmenes telediastólico, telesistólico y latido, del gasto cardíaco y sus respectivos índices por  $m^2$  de superficie corporal, y del tiempo de tránsito y volumen sanguíneo pulmonar reduce considerablemente los tiempos de análisis de los datos y la posibilidad de error humano en el proceso.
- 5.- El hecho de recoger todos los datos, mas las fi-

guras, como protocolo final, en una hoja de la impresora, junto con el informe del médico que realiza la exploración y el número de copias que se requiera al computador, elimina prácticamente los trámites administrativos, siempre importantes en un Servicio Hospitalario centralizado, y permite al clínico disponer del resultado de la exploración de forma inmediata.

A partir de los resultados obtenidos en el estudio comparativo, con la ventriculografía de contraste podemos concluir:

- 6.- Las imágenes de la cavidad ventricular obtenidas con estas técnicas isotópicas, a pesar de su inferior resolución, son superponibles a las obtenidas por cateterización cardíaca, existiendo una significativa coincidencia en la detección de anomalías de motilidad de la pared ventricular.
- 7.- Los valores de fracción de eyección obtenidos en la técnica de primer paso presentan una excelente correlación con los obtenidos en el equilibrio y en la ventriculografía de contraste --/ ( $p < 0.001$ ).
- 8.- Las técnicas planimétricas para el cálculo del volumen telediastólico utilizadas en ventriculografía de contraste son aplicables a las imáge--



nes isotópicas. La correlación de resultados obtenidos por ambos procedimientos ( $p < 0.001$ ) si lo demuestra.

Como conclusiones más importantes del estudio clínico que hemos realizado en pacientes con enfermedad coronaria y miocardiopatías, destacamos:

- 9.- El estudio de motilidad de la pared ventricular es de gran utilidad para conocer el grado de extensión del infarto de miocardio ya que existe una marcada coincidencia entre las zonas detectadas de hipoquinesia o aquinesia y la región necrosada.
- 10.- Las imágenes que obtenemos en nuestro protocolo son de gran utilidad en el diagnóstico de los aneurismas post-infarto.
- 11.- El valor de la fracción de eyección es un dato determinante para aventurar el pronóstico en los pacientes coronarios.
- 12.- Los valores que hemos obtenido de fracción de eyección, volúmenes, así como en las anomalías de motilidad, en pacientes con enfermedad coronaria, miocardiopatía congestiva e hipertrófica, presentan desviaciones estadísticas claramente significativas respecto a la normalidad -

y son por tanto útiles en el diagnóstico y evaluación de éstas entidades.

Como conclusión final diremos que el protocolo que hemos desarrollado permite al Cardiólogo acceder a una serie de parámetros de gran importancia en la clínica que hasta hace poco sólo era posible obtener con la cateterización cardíaca, y abre posibilidades nuevas para el estudio de la contractilidad y distensibilidad miocárdica a través del estudio de la curva volumétrica ventricular.

XIII.- BIBLIOGRAFIA.

- 1.- ADAMS R., HEINE G.J., ZIMMERMAN C.D. 1978  
Dead-time measurements in scintillation cameras  
under scatter conditions simulating quantitative  
nuclear cardiology.  
J. Nucl. Med. 19: 538-544
  
- 2.- ALPERT H.M., Mc KISICK K.A., POHOST G.M., et al.  
1974  
Noninvasive nuclear Kinecardiography.  
J. Nucl. Med. 15: 1182-1184
  
- 3.- ANDREAS R., ZIEGLER K.L., ANDERSON H.M., et al.  
1954  
Measurement of blood flow and volume in the forearm  
of man, with notes on the therapy of indicator-di-  
lution and on the production of turbulence, hemo-  
lysis and vasodilation by intravascular injection.  
J. Clin. Invest. 33: 482-504
  
- 4.- ANGER H.O., VAN DYKE D.C., GOTTSCHAL K.A., et al.  
1965  
The scintillation camera in diagnosis and research.  
Nucleonics 23: 51-62
  
- 5.- ASHBURN W.L., KOSTEK W.J., KARLINER J.S., et al.  
1973  
Left ventricular volume and ejection fraction de-  
termination by radionuclide angiography.

Semin. Nucl. Med. 3: 165-176

- 6.- BACHARACH S.L., GREEN M.V., BORER J.S., et al.  
1977

A real-time system for multi-image gated cardiac studies.

J. Nucl. Med. 18: 79-84

- 7.- BACHARACH S.L., GREEN M.V. and BORER J.S. 1979  
Instrumentation and data processing in Cardiovascular Nuclear Medicine: Evaluation of ventricular function.

Semin. Nucl. Med. 9: 257-271

- 8.- BENDER M.A., BLAU, M. 1963

The evaluation of renal and cardiac dynamics with the autofluoroscope.

J. Nucl. Med. 4: 186-192

- 9.- BERGER H.J., NATHAY R.A., PYLLIK L.M. et al.  
1979

First-Pass radionuclide assessment of right and left ventricular performance in patients with cardiac and pulmonary disease.

Semin. Nucl. Med. 9: 275-295

- 10.- BERGER H.J., REDUTO L.A., JOHNSTONE D.E., et al.  
1979

Global and regional left ventricular response to bicycle exercise in coronary artery disease. - Assessment by quantitative radionuclide angiocardigraphy.

Am. J. Med. 66: 13-21

- 11.- BLUMGART H.D., WEISS S. 1927

Studies on the velocity of blood flow. VII. The pulmonary circulation time in normal resting individuals.

J. Clin. Invest. 4: 399-425

- 12.- BODENHEIMER M. M., BANKA V.S. FOOSHEE C.M. et al. 1978.

Quantitative radionuclide angiography in the right anterior oblique view: Comparison with contrast ventriculography.

Am. J. Cardiol., 41: 718-725

- 13.- BODENHEIMER M.M., BANKA V.S., FOOSHEE C.M., et al. 1979

Comparison of wall motion and regional ejection fraction at rest and during isometric exercise: Concise communication.

J. Nucl. Med. 20: 724-732

- 14.- BUDDENMEYER E., BACHARACH S.L., MITCHELL T. 1979  
Instrumentation, in Strauss H.W. and Pitt B.,  
Cardiovascular Nuclear Medicine.  
2nd Ed. St. Louis, Norby.
- 15.- BUNINGER T.F., POLLO F.D. 1977  
Physics and instrumentation.  
Prog. Cardiovasc. Dis., 20: 19-53
- 16.- BULKLEY B.H., HUTCHINS G.M., BARLEY J., et al.  
1977  
Thallium-201 imaging and gated cardiac blood pool  
scans in patients with ischemic and congestive -  
cardiomyopathy: a clinical and pathological study.  
Circulation, 55: 753-761.
- 17.- COHN P.F., GORLIN, R. 1975  
Dynamic ventriculography and the role of ejection  
fraction.  
Am. J. Cardiol., 36: 529-531
- 18.- DODGE H.T., HAY R.E., SANDLER H. 1962  
An angiocardio graphic method for directly deter--  
mining left ventricular stroke-volume in man.  
Cir. Res., II: 739-746
- 19.- DONATO L., ROCHESTER D.F., LEWIS L. et al. 1962  
Quantitative radiocardiography. Technic and ana-

lysis of curves.

Circulation, 26: 183-198

20.- DONATO L. 1973

Basic concepts of radiocardiography.

Sem. Nucl. Med., 3: 111-130

21.- FOLLAND E.D., HAMILTON G.W., et al. 1977

The radionuclide ejection fraction: A comparison of three radionuclide techniques with contrast - angiography.

J. Nucl. Med., 18: 1159-1166

22.- GREEN M.V., OSTROW H.G. DOUGLAS M.A., et al. 1974

High temporal resolution ECG-gated scintigraphic angiocardiology.

J. Nucl. Med., 16:95-98

23.- GREEN M.V., BRODY W.R., DOUGLAS M.A., et al. 1978

Ejection fraction by count rate from gated images.

J. Nucl. Med., 19: 880-883

24.- HAMILTON G.W., NARAHARA K.A., YEE H., et al. 1978

Myocardial imaging with th-201: Effect of cardiac drugs on myocardial images and absolute tissue - distribution.

J. Nucl. Med., 19: 10-16



- 25.- HAMILTON, W.F., MOORE, J.W., et al. 1932  
Studies on the circulation. IV. Further analysis of the injection method, and of changes in hemodynamics under physiological and pathological conditions.  
Am. J. Physiol., 99: 534-550
- 26.- HECHT H.S., MIRELL S.G., ROLETT E.L., et al. 1978  
Left ventricular ejection fraction and segmental wall motion by peripheral first-pass radionuclide angiography.  
J. Nucl. Med. 19: 17-27
- 27.- HENNING H., SCHELBERT H.R., et al. 1975  
Left ventricular performance assessed by radionuclide angiocardiology and echocardiography in patients with previous myocardial infarction.  
Circulation 52: 1069-1075
- 28.- JENGO J.A., MENA J., BLAUFUSS A., et al. 1978  
Evaculation of left ventricular function (ejection fraction and segmental wall motion) by single pass radioisotope angiography.  
Circulation 57: 326-332
- 29.- JONES R.H., SABLSTON D.C., et al. 1972  
Quantitative radionuclide angiography for deter-

mination of chamber-to-chamber cardiac transit -  
times.

Am. J. Cardiol. 30: 855-863

30.- KELLY M., QUINLAN M., THOMPSON P. 1977

Prognostication after acute myocardial infarction  
with portable probe radionuclide left ventricular  
function study.

J. Nucl. Med. 18: 602-612

31.- KOWALSKY W.P., HOLODNY E.I., VAN HEERTUM R.L.,  
et al. 1978

Low data lost acquisition from a gammacamera with  
subsequent computer analysis.

J. Nucl. Med. 19: 1256-1258

32.- KURTZ D., AHNBERG D.J., FREED M., et al. 1976

Quantitative radionuclide angiocardiology. De-  
termination of left ventricular ejection fraction  
in children.

Br. Heart. J., 38: 966-976

33.- LIBERMAN D.E. 1977

Computer Methods. The fundamentals of digital Nu-  
clear Medicine.

C.V. Mosby Company: 61-96

- 34.- LIM C.B., HOFFER P.B., ROLLO F.D., et al. 1978  
Performance evaluations of recent wide field -  
scintillation gamma cameras.  
J. Nucl. Med., 19: 942-947
- 35.- MARSHALL R.C., BERGER H.J., COSTIN J.C., et al.  
1977  
Assessment of cardiac performance with quantita-  
tive radionuclide angiocardiology: Sequential  
left ventricular ejection fraction, normalized -  
left ventricular ejection rate and regional wall  
motion.  
Circulation 56: 820-829
- 36.- MARSHALL R.C., BERGER H.J., REDUTO L.A., et al.  
1978  
Variability in sequential measures of left ven--  
tricular performance assessed with radionuclide  
angiocardiology.  
Am. J. Cardiol., 41: 531-536
- 37.- MARSHALL R.C., BERGER H.J., REDUTO L.A., et al.  
1978  
Assessment of cardiac performance with quantita-  
tive radionuclide angiocardiology. Effects of  
oral propranolol on global and regional left ven-  
tricular function in coronary artery disease.

Circulation 58: 808-813

38.- NAGERI A., HENSON Y. 1968

Mixing in the right ventricle and pulmonary artery in man: Evaluation of ventricular volume measurements from indicator washout curves.

J. Clin. Invest., 47: 848-859

39.- McLAUGHLIN P.R., MARSH R.P., DOBERRY P., et al. 1977.

Reproducibility of thallium-201 myocardial imaging.

Circulation 55: 497-503

40.- HEADE R.C., BANRAH V.S., HORGAN J.D., et al. 1978

Quantitative methods in the evaluation of thallium-201 myocardial perfusion images.

J. Nucl. Med., 19: 1175-1178

41.- MEIER P., ZIERLER K.L.

On the theory of the indicator-dilution method for measurement of blood flow and volume.

J. Appl. Physiol., 6: 731-743

42.- MULLINS C.B., MASON D.T., ASHBURN W.L., et al. 1969

Determination of ventricular volume by radionuclide-

tope-angiography.

Am. J. Cardiol., 24: 72-75

- 43.- NARAHARA K.A., HAMILTON G.W., WILLIAMS D.L., et al.  
1977

Myocardial imaging with th-201: An experimental model for analysis of the true myocardial and background image components.

J. Nucl. Med., 18: 781-786

- 44.- NICHOLS A.B., COCHAVI S., STRAUSS H.W., et al.  
1974

Changes in cardiopulmonary blood volume during upright exercise testing in patients with coronary artery disease.

Circulation 60: 520-529

- 45.- NICKEL O., SCHAD N. 1978

Image analysis of the heary action recorded with a high speed multicrystal gammacamera.

Med. Prog. Technol. 5: 163-169

- 46.- OKADA R.D., POHOST G.M., KIRSHENBAUM H.D., et al.  
1979

Exercise induced changes in pulmonary blood volume determined by blood pool imaging: Relationship to coronary artery disease.

N. Engl. J. Med. (in press). Citado por STFAUSS en  
Ser. Nucl. Med. 9: 301. 1979

47.- PARKER J.A., SECKER-WALKER R., HULL R., et al.  
1972

A new technique for the calculation of ejection  
fraction.

J. Nucl. Med., 13: 649-653

48.- POE N.K., EBER L.M., NORMAN A.S., et al. 1977  
Myocardial images in nonacute coronary and nonco  
ronary heart diseases.

J. Nucl. Med. 18: 18-23

49.- POLINER L.R., BUJA L.M., PARKY R.W., et al.  
1977

Comparison of different noninvasive methods of  
infarct sizing during experimental myocardial -  
infarction.

J. Nucl. Med. 18: 517-523

50.- PRINZMETAL M., CORDAY E., BERGMAN H.C., et al.  
1948

Radiocardiography: A new method for studying the  
blood flow through the chambers of the heart in  
human being.

Science, 108: 340-342

- 51.- QURESHI S., WARNER H.N., ALDERSON P.H., et al.  
1978  
Evaluation of left ventricular function in normal persons and patients with heart disease.  
J. Nucl. Med. 19: 135-141
- 52.- RERYCH S.K., SCHOLZ P.M., NEWMAN G.E., et al.  
1978  
Cardiac function at rest and during exercise in normals and in patients with coronary heart disease.  
Ann. Surg. 187: 449-463
- 53.- ROLLO P.D. 1977  
Nuclear medicine physics, instrumentation and agents.  
St. Louis, Mosby, 231-270
- 54.- SANDLER H. and DODGE H.T., 1968  
Use of single plane cineangiograms for the calculations of left ventricular volume in man.  
Am. Heart J., 75: 325-332
- 55.- SCHAD N. 1977  
Non traumatic assessment of left ventricular wall motion and regional stroke volume after myocardial infarction.  
J. Nucl. Med. 18: 333-341

- 56.- SCHAD N., SCHAD O. 1978  
Radionuclide angiography of the heart in coronary heart disease: Where do we stand?  
Cardiovasc. Radiol., 1: 27-35
- 57.- SCHELBERT H.R., VERBA J.W., JOHNSON A.D., et al. 1975  
Non traumatic determination of left ventricular ejection fraction by radionuclide angiocardiography.  
Circulation, 51: 902-909
- 58.- STEWART G.N. 1897  
Researches on the circulation time and on the influences with affect it.  
J. Physiol., 22: 159-166
- 59.- STRAUSS H.W., PITT B. 1978  
Evaluation the cardiac function an structure - with radioactive tracer techniques.  
Circulation, 57: 645-654
- 60.- STRAUSS H.W., KENNETH A., et al. 1979  
Of line and lances. The Eighth Anniversary of the Gated Blood Pool Scan.  
Sem. Nucl. Med., 9: 296-309
- 61.- SWAN H.J.C., BECK W. 1960



Ventricular nonmixing as a source of error in the estimation of ventricular volume by the indicator-dilution technic.

Cir. Res., 8: 989-998

- 62.- TOBINICK E., SCHELBERT H.R., HENNING H., et al.  
1978

Right ventricular ejection fraction in patients with acute anterior and inferior myocardial infarction assessed by radionuclide angiography.

Circulation, 57: 1078-1084

- 63.- VAN DYKE D., ANGER H.C., SULLIVAN R.W., et al.  
1972

Cardiac evaluation from radioisotope dynamics.

J. Nucl. Med. 13: 585-592

- 64.- VAN HOVE E.D., HECK L.L., KNIGHT J.L. 1977

Improved myocardial infarct localization by combination of scintigraphy and ventricular wall motion evaluation.

Radiology, 124: 425-429

- 65.- WACKERS F.J., BERGER H.J., JOHNSTONE D.E., et al.  
1979

Multiple gated cardiac blood pool imaging for left ventricular ejection fraction: Validation of the

technique and assessment of variability.

Am. J. Cardiol. 43: 1159-1166

66.- WATSON D.D., NELSON J.P., GOTTLIEB S.

Rapid bolus injection of radioisotopes.

Radiology, 106: 347-352

67.- WEISSLER A.M., HARRIS W.S., SCHOENFELD C.D. 1963

Systolic time intervals in heart failure in man.

Circulation, 37: 149-159

68.- WEISSLER A.M., GARRARD C.L. 1970

Systolic time intervals in cardiac disease.

Mod. Conc. Cardiovasc. Dis., 40: 1-8

69.- WICKS R., BLAU M. 1977

The effect of window fraction on the dead-time  
of Anger cameras.

J. Nucl. Med., 18: 732-735

70.- WILLIAMS D.L., HAMILTON G.W. 1978

The effect of errors in determining left ventricu-  
lar ejection fraction from radionuclide counting  
data: Nuclear Cardiology: Selected Computer Aspects.  
New York.

Society of Nuclear Medicine, 107-118

ANEXO I.- SECUENCIA DE MACROS PARA EL PROCESADO  
DE LAS IMAGENES DE PRIMER PASO.

33

## MACRO: FPASO

```

1 2: //
2 //ESTUDIO CARDIACO PRIMER PASO
3 //VERSION COLOR VCO2A (JAN.79  FY)
4 //
5 //ATENCIÓN! USA REGISTROS 4 Y 10!
6 3: //
7 //VISUALIZACION PASO TRAZADORE EN IMAGENES
8 //DE 1 SEC. OSTENSION CURVAS ACT./TIEMPO
9 3: //
10 MR FP2

```

## MACRO: FP2

```

1 //SI NECESITA SEGUIR VISUALIZANDO PASO TRAZADOR
2 //(PARA COPIAR, VISUALIZACION OPTIMA VD O VI
3 //O PARA CONTROL IMP/SEC) PULSA 'CR' PARA UNA
4 //NUEVA IMAGEN, SINO MR,10
5 TE
6 RSO;SE;EX;IT2;BW;LT5;ND
7 AD19;DN
8 ?
9 /SK20;MR;7
10 NT;DI;CL;MR FP3

```

## MACRO: FP3

```
1 //
2 FA100;AD200;ISO;20;UM;ND; //MARQUE ECG, LUEGO ^X
3 IR;ISO;100;ND
4 //MEJOR IMAGEN PARA EL VD? PULSE: FA'VD' - 'CR'
5 ?
6 EX;AD20; //MARQUE EL VD, LUEGO ^X
7 IR;ND; //
8 //MEJOR IMAGEN PARA EL VI? PULSE: FA'VI' - 'CR'
9 ?
10 AD20;MR FP4
```

## MACRO: FP4

```
1 //MARQUE EL VI, LUEGO PN - 'CR'
2 //TRAS COPIAR LAS CURVAS B Y C, PULSE 2 VECES ^X
3 CL;IR;SD4;SM10; //
4 //CURVAS EN 04 (ECG=1, VD=2, VI=3), REGIONES EN 10
5 2; //
6 //UNA VEZ ACABADO PROGRAMA REPCIC (APARECE INDICE
7 //PACIENTES) ELEGIR NUEVA ESTUDIO, CONTROLAR
8 //Y CON 'RU REPCIC' COMENZAR NUEVO PROCESO.
9 //PROGRAMA NECESITA AL MENOS 1000 BLOQUES LIBRES
10 RU REPCIC
```

## MACRO: CICLO

```

1 //
2 //
3 //VALORACION CARDIACA CICLO REPRESENTATIVO
4 //
5 //VERSION COLOR VC02B (JUNI 79 FY)
6 //
7 //ATENCIÓN!
8 //USA LOS REGISTROS 5 Y DEL 10 AL 21
9 //
10 MR RCPL0T

```

## MACRO: RCPL0T

```

1, RS0;BE;CT2;NT;EX;ND
2 FA2;CM2;FA+3;SM10;FA6;CHZ;FA+5;SM11;ND
3 TENEG;SA10-11;S9;SM12;TEPOS;SA11-10;S9;SM13;ND
4 RS12;IT;LT20;//MARCAR VENTRÍCULO.(S-),LUEGO ^X
5 IR;SM10;RS0;//VISUALIZACION CURVAS: PNA- 'CR'
6 //LUEGO CONTINUAR CON ^X - E - 'CR' - ^X
7 FA1;LT25;IT;RR10;SD5;ND
8 RS0;FA7;SM21;RS21;BA RCTIME
9 RS0;NT;LT30;ND
10 MR RCKLE

```

## MACRO: RCKLE

```

1 FA1;TE      ;TETD;SM20;FA06;TE      ;TETS;SM21;ND
2 TE          ;RS12;CA-01;SA+13;CT8;ND
3 //MARCAR LA REGION VALVULAR PERMANECIENDO
4 //EN LUZ VENTRICULAR, LUEGO TRES CX
5 TE AZUL NEG. ROJO POS. BA/DT
6 LT5;1;UT95;1;IR;SM17;RS20;CT2;RR17;RS21;RR17
7 //ES CORRECTA LA DELIMITACION?>'CR';SINO MR,2
8 ?
9 RSO;NX;ISO,100;ND
10 MR RCLT

```

## MACRO: RCLT

```

1 RS20;SM18;CT1;LT30;1;IT2;ND;//
2 //IMAGEN TD, CAMBIAR EL CONTORNO DE LA IMAGEN
3 //MEDIANTE W(UP) O X(DOWN) HASTA QUE LE SATISFAGA
4 //LA LINEA BLANCA ALREDEDOR DEL VENTRICULO HA DE
5 //SER DELGADA Y CAMBIAR POCO SU MORFOLOGIA AL
6 //CAMBIAR EL LT, DESPUES HACER CX
7 IR;CT2;SM10;RS21;SM19;CT1;LT30;1;IT2;ND;//
8 //IMAGEN TS, MANIPULAR COMO ANTES
9 IR;CT2;SM11;ND
10 BA RCBSUB;MR RCROI

```

## MACRO: RCROI

```
1 RS18;S9;CA-012;TES TD;LTO;SM12;ND
2 //IMAGEN TD CON SUSTRACCION DE FONDO, RESEGUIR LA
3 //REGION VALVULAR E INCLUIR TODO EL VENTRICULO,
4 //APRETAR V Y LUEGO CX
5 RR17;NT;SM18;//
6 RS19;S9;CA-012;TES TS;LTO;SM13;ND
7 // IMAGEN TS, MANIPULAR COMO ANTES
8 RR18;NT;SM19;ND
9 MR RCSUBX
```

## MACRO: RCSUBX

```
1 SA20;S9;LTO;SM10;ND
2 TE
3 SA21;S9;LTO;SM11;ND
4 TE
5 //
6 MR RCKNTR
```



## MACRO: RCKNTR

```
1 //CONTROL DE LOS CONTORNOS,SEGUIR LAS SIGUIENTES
2 //INSTRUCCIONES PARA BORRAR ROI'S SUPERPUESTOS
3 //TD: EA - 'CR',LUEGO ^X
4 RS20;LT10;RR18; //TS: EAB - 'CR',LUEGO ^X
5 RS21;LT10;RR19
6 //ERAN LOS CONTORNOS CORRECTOS? SI>'CR'
7 //SINO,RECOMENZAR CON LA DEMARCAION>MR,10
8 ?
9 RS20;S9;SM5;MR RCPARM
10 MR RCLT
```

## MACRO: RCPARM

```
1 SA12;SDL/12;CA-255;SM12;SA*10;SM10;ND
2 SA13;SDL/13;CA-255;SM13;SA*11;SM11;ND
3 SA13-12;SM14;SA12-13;SM12;CM3;SA+14;SM14;ND
4 SA10-11;SM15;ND
5 SDL/10;SM16;ND; //
6 MR RCIRBE
```

MACRO: RCIR80

```
1 //DELIMITAR AREA FONDO(=HP) CON V,LUEGO CX
2 SA12; //
3 20;SA12
4 RR19; //GENERACION CURVAS PARA PROGRAMA/HERATE';
5 //TECLEAR:PNBC-'CR' (ROI TD&TS),LUEGO DOS CX
6 SM17;RS5;SM10;RS0;RR17;SD5;ND; //
7 //CONTINUAR DOS VECES CON CX
8 SA20;RR18;SM20;ND
9 SA21;RR17;SM21;ND
10 BA RCEF;MR RCDADT; //
```

ANEXO II.- SECUENCIA DE MACROS PARA EL PROCESADO  
DE LAS IMAGENES DE EQUILIBRIO-GATE.

## MACRO: EF00

```

1 RU ROTATE
2 RU INT64
3 SM1;RU TNP5MO
4 RU SPASMO
5 TE DRAW ROI A AROUND LV & GET ES FRAME #
6 BW;IR
7 ?DISPLAY THE ES FRAME
8 SM2;RU VKOI
9 RU BACK
10 MR FINISH

```

## MACRO: FINISH

```

1 // BKGD IS ROI B -- REDRAW OR "X
2 RS2;SM2;RU PUTOUT
3 SA5;IC1;SM5;SA6;IC1;CM2;SM6;SA5+6;SM4
4 SA5;LD;SA1;DO;BW;TE      ED CHECK
5 ?PRESS <RET> TO CONTINUE
6 NU;SA6;LD;SA2;DO;BW;TE      ES CHECK
7 ?PRESS <RET>
8 NU;SA4;BW
9 TE  END DIASTOLE AND END SYSTOLE OUTLINES

```

ANEXO III.- LISTADOS DE NUESTROS PROGRAMAS.

## LISTADO DE PARED2.COM

```
SET TT QUIET
SET TT WIDTH=132
ASSIGN TT LP
DIRP/OUTPUT:DK1:PARED1/START:1/END:20/NOASCII DK0:SVAR05.SYS
DIRP/OUTPUT:DK1:PARED2/START:1/END:20/NOASCII DK0:SVAR06.SYS
DIRP/OUTPUT:DK1:PARED3/START:21/NOASCII DK0:SVAR20.SYS
DIRP/OUTPUT:DK1:PARED4/START:21/NOASCII DK0:SVAR21.SYS
RUN PARED1
RUN PARED2
DELETE/NOQUERY DK1:PARED%.DMP,DK1:TEMPO.DAT
```

```

PROGRAM PARED1
BYTE MATRIX(64,106),MATRIS(64,106)
COMMON/ET1/MATRIX
COMMON/ET2/MATRIS
DATA MATRIS/6784*///
DATA MATRIX/6784*///
PRINT 1300
1300 FORMAT(' PROGRAMA PARA EL ESTUDIO DE FUNCION DEL VENTRICULO
11Z06, SELECCIONE: '//
1' 1) ESTUDIO SOBRE IMAGENES DE PRIMER PASO Y EQUILIBRIO(GATE)'/
1'2) IDEN DE PRIMER PASO SOLO: ')
ACCEPT 1020,NOP
1020 FORMAT(6I10)
CALL BORDES(2,3,1,NCELP)
CALL BORDES(3,4,2,NCEL)
CALL INDEX(IIABS,ISABS,ILIABS,ILDABS)
0 PRINT 1020,ISABS,IIABS,ILDABS,ILIABS
IDIFEH=ILDABS-ILIABS+1
IDIFEV=ISABS-IIABS+1
DO 22 N=1, IDIFEV
DO 22 M=1,52
22 MATRIS(N,M)=MATRIX(N+IIABS-1,M+ILIABS-1)
ISABS=IDIFEV
ILDABS=IDIFEH
IF(IDIFEH.GT.52) PRINT 1310
1310 FORMAT(' !!ATENCIÓN!! LAS IMAGENES CORRESPONDIENTES A AMBOS
1TIPOS DE ESTUDIOS, NO CABEN EN LA HOJA DE PAPEL, '/
1' POR ESTA RAZON, SOLO APARECE LA IMAGEN DE PRIMER PASO')
OPEN(UNIT=3,NAME='DK1:TEMPO.DAT',FORM='UNFORMATTED')
IF(IDIFEH.GT.52.OR.NOP.NE.1) GO TO 24
DO 28 N=1,ISABS
DO 28 M=1,52
28 WRITE(3) MATRIS(N,M)
REWIND 3
DO 201 N=1,64
DO 201 M=1,106
201 MATRIX(N,M)=''
CALL BORDES(0,1,1,NCELE)
CALL BORDES(0,2,2,NCEL)
DO 29 N=1,ISABS
DO 29 M=1,52
29 READ(3) MATRIS(N,M)
REWIND 3
DO 25 N=IDIFEV+1,64
DO 25 M=1,52
25 MATRIX(N,M)=''
CALL INDEX(IICON,ISCON,ILICON,ILDCON)
ILDABS=53+ILDCON-ILICON
IDIFEV=ISCON-IICON+1
ISABS=MAX0(ISABS,IDIFEV)
0 PRINT 1020,ISCON,IICON,ILDCON,ILICON,IDIFEV,ISABS
DO 23 N=1, IDIFEV
DO 23 M=53,106
23 MATRIS(N,M)=MATRIX(N+IICON-1,M-53+ILICON)

```

```
DO 30 N=IDIFEV+1,64
DO 30 M=53,106
30  MATRIS(N,M)=' '
24  WRITE(3) NOP,ISABS,ILDABS,NCELP,NCELE
    WRITE(3) ((MATRIS(N,M),N=1,ISABS),M=1,ILDABS)
    CLOSE (UNIT=3)
    END
```





```

GO TO 24
23 ILICON=M+1
24 DO 27 M=106,2,-1
LOGI1=MATRIZ(N,M).EQ.0
LOGI2=MATRIZ(N,M-1).EQ.1
IF(LOGI1.AND.LOGI2) GO TO 26
27 CONTINUE
GO TO 28
26 ILDCON=M-1
28 IF(ILICON.EQ.1.AND.ILDCON.EQ.106) GO TO 15
D PRINT 1020,ILICON,ILDCON
D1020 FORMAT(5I10)
DO 18 M=ILICON,ILDCON
18 MATRIZ(N,M)=1
15 CONTINUE
58 NCEL=0
DO 60 N=1,64
DO 60 M=1,106
C=MATRIZ(N,M)
IF(C.EQ.1) NCEL=NCEL+1
IF(N.LT.2.OR.N.GT.63.OR.M.LT.2.OR.M.GT.105) GO TO 55
U=MATRIZ(N+1,M)
D=MATRIZ(N-1,M)
L=MATRIZ(N,M-1)
R=MATRIZ(N,M+1)
LOGIC=C.EQ.1.AND.(U.NE.1.OR.D.NE.1.OR.L.NE.1.OR.R.NE.1)
IF(LOGIC.AND.MATRIZ(N,M).NE.'') MATRIZ(N,M)=CARACT(3)
IF(LOGIC.AND.MATRIZ(N,M).EQ.'') MATRIZ(N,M)=CARACT(KSIGND)
GO TO 60
55 IF((C.EQ.1).AND.MATRIZ(N,M).NE.'') MATRIZ(N,M)=CARACT(3)
IF((C.EQ.1).AND.MATRIZ(N,M).EQ.'') MATRIZ(N,M)=CARACT(KSIGND)
60 CONTINUE
RETURN
900 WRITE(7,910) KFILE
910 FORMAT(' ERROR EN LA LECTURA DEL FICHERO',I3)
STOP
END

```

```
SUBROUTINE INDEX(IICON,ISCON,ILICON,ILOCON)
COMMON/ET1/MATRIX
BYTE MATRIX(64,106)
IICON=1
ISCON=64
DO 10 N=1,63
LOGI1=,TRUE.
LOGI2=,TRUE.
DO 5 M=1,106
LOGI1=LOGI1.AND.(MATRIX(N,M).EQ.'')
LOGI2=LOGI2.AND.(MATRIX(N+1,M).EQ.'')
IF(LOGI1.AND.,NOT,LOGI2) IICON=MAXO(IICON,N)
IF(,NOT,LOGI1.AND,LOGI2) ISCON=MINO(ISCON,N)
CONTINUE
ILICON=1
ILOCON=106
DO 20 N=1,105
LOGI1=,TRUE.
LOGI2=,TRUE.
DO 15 M=1,64
LOGI1=LOGI1.AND.(MATRIX(N,M).EQ.'')
LOGI2=LOGI2.AND.(MATRIX(N,M+1).EQ.'')
IF(LOGI1.AND.,NOT,LOGI2) ILICON=MAXO(ILICON,M)
IF(,NOT,LOGI1.AND,LOGI2) ILOCON=MINO(ILOCON,M)
CONTINUE
RETURN
END
```

```
1000 SUBROUTINE MAPA(IICON,ISCON,ILICON,ILDCON)
30    COMMON/ET2/MATRIS
    BYTE MATRIS(64,106)
    DO 30 N=ISCON,IICON,-1
    WRITE(7,1000) (MATRIS(N,M),M=ILICON,ILDCON)
    FORMAT(1X,106A1)
    CONTINUE
    RETURN
    END
```



```

1030  FORMAT(' $ANTERO LATERAL: ')
      ACCEPT 1020,NAI
      PRINT 1040
1040  FORMAT(' $APICAL: ')
      ACCEPT 1020,NA
      PRINT 1050
1050  FORMAT(' $INFERIOR: ')
      ACCEPT 1020,NI
      PRINT 1060
1060  FORMAT(' $POSTERO-BASAL: ')
      ACCEPT 1020,NPB
      IF(NOP.NE.1) GO TO 150
      PRINT 1063
1063  FORMAT(' $POSTERO-LATERAL: ')
      ACCEPT 1020,NPL
      PRINT 1067
1067  FORMAT(' $SEPTUM: ')
      ACCEPT 1020,NS
150   PRINT 1070
1070  FORMAT('/ $DIAMETRO LONGITUDINAL: ')
      ACCEPT 1080,DL
1080  FORMAT(F10.0)
      PRINT 1090
D1090  FORMAT(' $DIAMETRO TRANSVERSO: ')
      ACCEPT 1080,DT
      PRINT 1100
1100  FORMAT(1X/' $FREC. CARDIACA: ')
      ACCEPT 1080,FC
      PRINT 1110
1110  FORMAT(' $FRAC. EYEC. PRIMER PASO (%): ')
      ACCEPT 1080,FE
      FEC=FE
      IF(NOP.NE.1) GO TO 160
      PRINT 1115
1115  FORMAT(' $FRAC. EYEC. EQUILIBRIO(GATE)(%): ')
      ACCEPT 1080,FEG
      FEM=(FE+FEG)/2.
      PRINT 1118
1118  FORMAT(' EN EL CALCULO DEL VOLUMEN LATIDO, DESEA UTILIZAR: /
1' 1) LA FRAC. EYEC. DE PRIMER PASO /
1' 2) LA FRAC. EYEC. DE EQUILIBRIO(GATE) /
1' $3) EL VALOR MEDIO DE LAS ANTERIORES: ')
      ACCEPT 1020,NF
      IF(NF.EQ.2) FEC=FEG
      IF(NF.EQ.3) FEC=FEM
160   PRINT 1120
1120  FORMAT(' $TALLA(cms): ')
      ACCEPT 1080,T
      PRINT 1121
1121  FORMAT(' $PESO(Kgs): ')
      ACCEPT 1080,P
      SC=PAW,425*TX*,725*71.84/10000.
      PRINT 1123
1123  FORMAT(' $CUANTAS HOJAS DE PROTOCOLO?: ')

```

```

ACCEPT 1020,NH
IF(NH,EQ,0) NH=2
VTD(1)=.52*DL*DT**2*FCOR**3
VTDB(1)=.849*APF*APF/DL
VTDS(1)=.849*APF*AEQ/DL
VLAT(1)=VTD(1)*FEC/100.
GASTO(1)=VLAT(1)*FC
VVIS(1)=VTD(1)-VLAT(1)
L=1
IF(SC,LT,.1) GO TO 163
L=2
VTD(2)=VTD(1)/SC
VTDB(2)=VTDB(1)/SC
VLAT(2)=VLAT(1)/SC
GASTO(2)=GASTO(1)/SC
VVIS(2)=VVIS(1)/SC
163 VSLP=TTP*GASTO(1)/60.
PRINT 1209,VTD(1)
PRINT 1210,VTDB(1)
PRINT 1221,VTDS(1)
PAUSE 'PAUSE A PRINCIPIO DE PAGINAT'
DO 100 J=1,NH
PRINT 1130,(ESLIT(I,NOP),I=1,8)
PRINT 1132,PACIEN
PRINT 900
IF(NOP,EQ,1) PRINT 1136
900 FORMAT(1X/)
IF(NOP,NE,1) PRINT 1137
1130 FORMAT(' HOSPITAL UNIVERSITARIO DE SEVILLA',33X,'FUNCION DEL
1VENTRICULO IZDO. '// 'SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR(Tlfno 3784
100-1489)',15X,8A4/)
1136 FORMAT(' OAD (30 grados) PRIMER PASO',T55,
1' OAI (45 grados) EQUILIBRIO (GATE)')
1137 FORMAT(' OAD (30 grados) PRIMER PASO')
1132 FORMAT(T2,66A1/)
167 CALL MAPA(1,ISABS,1,ILDABS)
PRINT 1135
1135 FORMAT(' S=SISTOLE',5X,'D=DIASTOLE',5X,'.=PUNTOS COMUNES DE
1SISTOLE Y DIASTOLE'////)
PRINT 1140,(SEGMEN(I,NAB),I=1,6)
1140 FORMAT(' MOVIMIENTO DE PARED: '// 'SEGMENTO ANTERO-BASAL: ',
12X,6A4)
PRINT 1150,(SEGMEN(I,NAL),I=1,6)
1150 FORMAT(' SEGMENTO ANTERO-LATERAL: ',6A4)
PRINT 1160,(SEGMEN(I,NA),I=1,6)
1160 FORMAT(' SEGMENTO APICAL: ',9X,6A4)
PRINT 1170,(SEGMEN(I,NI),I=1,6)
1170 FORMAT(' SEGMENTO INFERIOR: ',7X,6A4)
PRINT 1180,(SEGMEN(I,NPB),I=1,6)
1180 FORMAT(' SEGMENTO POSTERO-BASAL: ',6A4)
IF(NOP,NE,1) GO TO 170
PRINT 1193,(SEGMEN(I,NPL),I=1,6)
1193 FORMAT(' SEGMENTO POSTERO-LATERAL: ',6A4)
PRINT 1197,(SEGMEN(I,NS),I=1,6)

```

```

1187   FORMAT(' SEPTUM:',18X,6A4)
170    PRINT 1190,FC
1190   FORMAT('/ FRECUENCIA CARDIACA:',F5.0,'lat/min')
      IF(SC.LT.,1) GO TO 175
      PRINT 1192,T
1192   FORMAT(' TALLA:',14X,F5.1,'      cms')
      PRINT 1193,P
1193   FORMAT(' PESO:',15X,F5.1,'      Kgs')
      PRINT 1195,SC
1195   FORMAT(' SUPERFICIE CORPORAL:',F5.2,'      m2')
175    PRINT 1200,FE
1200   FORMAT(' FRACCION DE EYECCION (PRIMER PASO):',F5.1,'%')
      IF(NOP.NE.1) GO TO 90
      PRINT 1203,FEB
1203   FORMAT(' FRACCION DE EYECCION (EQUILI-GATE):',F5.1,'%')
      PRINT 1207,FEM
1207   FORMAT(' FRACCION DE EYECCION (MEDIA):',6X,F5.1,'%')
      PRINT 1211,(PELIT(I,NF),I=1,4)
1211   FORMAT(' En el calculo del volumen latido se ha usado la frac
      icion de eseccion ',4A4)
90     PRINT 1209,(UTD(I),I=1,L)
C     IF(NOP.EQ.1) PRINT 1221,(UTDB(I),I=1,L)
      PRINT 1220,(USIS(I),I=1,L)
      PRINT 1230,(VLAT(I),I=1,L)
      PRINT 1240,(GASTO(I),I=1,L)
      PRINT 1245
1209   FORMAT('/ VOLUMEN TELEDIASTOLICO:',F6.1,'cc':F15.1,'cc/m2')
1210   FORMAT('/ VOL TELEDI (mono-plano):',F6.1,'cc':F15.1,'cc/m2')
1221   FORMAT(' VOL TELEDI (bi-plano):',F8.1,'cc':F15.1,'cc/m2')
1220   FORMAT(' VOLUMEN TELESISTOLICO:',F7.1,'cc':F15.1,'cc/m2')
1230   FORMAT(' VOLUMEN LATIDO:',F14.1,'cc',:F15.1,'cc/m2')
1240   FORMAT(' GASTO:',17X,F6.1,'cc/min':F11.1,'cc/m2.min')
1245   FORMAT(' El valor del GASTO no es valido si existe
      insuficiencia valvular')
      IF(NTF.NE.1) GO TO 49
      PRINT 1430,TTP
      PRINT 1440,USLP
1430   FORMAT('/ TIEMPO TRANS. PULMONAR:',F6.1,'ss')
1440   FORMAT(' VOL. SANG. LECHO PULM.:',F6.1,'cc')
49     IF(J.NE.1) GO TO 50
      PRINT 1250
1250   FORMAT('/ INFORME(3 LINEAS DE 95 CARACTERES; PULSE 2 "RETURN"
      1 EN CUALQUIER CASO):',T94,'95')
      ACCEPT 1260,COMEN
1260   FORMAT(2(95A1/),95A1)
      GO TO 99
50     PRINT 1280,COMEN
1280   FORMAT('/ INFORME:',3(/1X,95A1))
99     PRINT 1290
1290   FORMAT('/ Paciente estudiado por Dr. CLAVERO sobre computado
      1PDP 11/34 e programas de/' DIGITAL(G-11)? H. ROSLER
      1(Berne)?J. JONES(Nashville)?y GOMEZ PALACIOS(Sevilla)')
      LL=24-ISABS
      IF(NOP.NE.1) LL=LL+6

```



```
IF(NTP,NE,1) LL=LL+3
IF(SC,LT,.1) LL=LL+3
IF(LL,LT,1) LL=1
DO 40 I=1,LL
40 PRINT 1270
1270 FORMAT(1X)
100 CONTINUE
GO TO 110
109 PRINT 1400
1400 FORMAT(' ERROR EN EL CONTENIDO DEL SAVE AREA 4 ' /
1' REVISE SU CONTENIDO Y REINICIE EL PROGRAMA')
STOP
110 END
```